

เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา 2 ช่องสัญญาณที่มีการลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟ
บ้านแบบปรับตัวได้

นายภัทรพงศ์ เก้าเอียน

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2556

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)

เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the Graduate School.

Portable Dual-Lead Electrocardiograph with Adaptive Cancelling on Power Line
Interference

Mr. Phattharaphong Kaoian

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering Program in Electrical Engineering

Department of Electrical Engineer

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2013

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา 2 ช่องสัญญาณที่มี
	การลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านแบบปรับตัวได้
โดย	นายภัทรพงศ์ เก้าเอี้ยน
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วันเฉลิม โปธา
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อภรณ์ ธีรมงคลรัศมี

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัย
 ส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
 (ศาสตราจารย์ ดร. บัณฑิต เชื้ออภรณ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
 (อาจารย์ ดร. อภิวัดน์ เล็กอุทัย)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วันเฉลิม โปธา)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อภรณ์ ธีรมงคลรัศมี)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
 (ดร. นิติพันธุ์ ศรีบุญเรืองฤทธิ)

ภัทรพงศ์ แก้วเอี่ยม : เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา 2 ช่องสัญญาณที่มีการลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านแบบปรับตัวได้. (Portable Dual-Lead Electrocardiograph with Adaptive Cancelling on Power Line Interference) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : ผศ. ดร. วันเฉลิม โปธา, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม : ผศ. ดร. อารมณ์ ธีรมงคลรัศมี 89 หน้า.

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนออุปกรณ์ต้นแบบเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา 2 ช่องสัญญาณ ที่มีการลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านด้วยตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้ โดยประกอบด้วยวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสองช่องสัญญาณโดยมีอัตราขยายอยู่ที่ 600 เท่า มีแบนด์วิธอยู่ที่ 0.05 ถึง 200 เฮิรตซ์ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้เป็นสัญญาณจาก lead II และ lead III มีไมโครคอนโทรลเลอร์สำหรับทำการแปลงค่าจากสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลด้วยความถี่ในการสุ่มสัญญาณที่ 1,000 เฮิรตซ์ โดยสัญญาณที่จะนำมาแปลงจะมีสามสัญญาณด้วยกันได้แก่ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสองสัญญาณและสัญญาณจากโหมดร่วม ซึ่งจะใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน ค่าที่ได้ออกมาจากการแปลงจะถูกส่งให้ไมโครคอนโทรลเลอร์อีกตัวหนึ่ง เพื่อนำมาลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองแบบปรับตัวได้ ซึ่งมีการออกแบบให้ค่าของขั้นการปรับตัวมีการเปลี่ยนแปลงได้ตามเวลา เพื่อให้ตัวกรองสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านได้ดียิ่งขึ้น โดยการลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านจะทำให้ทั้งที่ความถี่หลักที่ 50 เฮิรตซ์ และผลที่ได้จากการลดทอนสัญญาณรบกวนจะถูกแสดงผลที่หน้าจอแอลซีดี

ภาควิชา.....วิศวกรรมไฟฟ้า.....ลายมือชื่อ.....
 สาขาวิชา.....วิศวกรรมไฟฟ้า.....ลายมือชื่อ.....ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....
 ปีการศึกษา.....2556

5270684321 : MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEYWORDS : ECG, Power line, Interference, Dual Lead

PHATTHARAPHONG KAOIAN : PORTABLE DUAL-LEAD

ELECTROCARDIOGRAPH WITH ADAPTIVE CANCELLING ON POWER LINE

INTERFERENCE. ADVISOR : Asst. Prof. Wanchalerm Pora, Asst. Prof. Arporn

Teeramongkonrasmee, 89 pp.

This thesis presents the prototype of a portable dual lead electrocardiograph with an adaptive noise cancellation of the power line interference. A dual-lead ECG amplifier with the DC offset suppression has been designed. The ECG amplifier has the total gain of 600 and the bandwidth of 0.05-200 Hz. The output from the ECG amplifier including the amplified signal of Lead II and III as well as the common mode signal are digitized using analog-to-digital converter on MSP430 at the sampling rate of 1,000 Hertz. The common mode signal is used as the reference noise in the adaptive digital process. The digital filter is performed in another microcontroller to reduce the power line interference from the main frequency of 50 Hertz. The designed adaptive filter uses the adaptive step size to increase the performance of the filter. The results are then displayed at the LCD screen.

Department : Electrical Engineering Student's Signature.....
 Field of Study : Electrical Engineering Advisor's Signature.....
 Academic Year : 2013.....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีด้วยความช่วยเหลือจาก ผศ. ดร. วันเฉลิม โปรา อาจารย์ที่ปรึกษาหลักและ ผศ. ดร. อภรณ์ ธีรมงคลรัศมี อาจารย์ที่ปรึกษาร่วมในวิทยานิพนธ์ชิ้นนี้ ซึ่งท่านทั้งสองได้คอยให้คำแนะนำในการทำวิจัยซึ่งเป็นประโยชน์และทำให้งานวิจัยคืบหน้าด้วยดี ขอขอบคุณอาจารย์บุญช่วย ทรัพย์มนชัยที่คอยให้ความช่วยเหลือในด้านต่างๆตลอดมา

ขอบคุณโครงการ Young Scientist Exchange Program (YSEP) และศาสตราจารย์อาคิโนริ นิชิฮาระ (Professor Akinori Nishihara) ที่ให้โอกาสในการไปทำวิจัยที่ Tokyo Institute of Technology ประเทศญี่ปุ่น และองค์การ JASSO สำหรับเงินทุนในการใช้ชีวิตที่ประเทศญี่ปุ่น

ขอขอบคุณพี่ๆเพื่อนๆน้องๆทุกคนในห้องปฏิบัติการวิจัยออกแบบวงจรฝังตัวและวงจรรวมที่คอยให้ความช่วยเหลือทั้งในเรื่องของงานวิจัยและเรื่องอื่นๆตลอดมา

ที่สำคัญที่สุด ขอขอบคุณคุณพ่อ คุณแม่ และญาติพี่น้องที่คอยให้กำลังใจในการทำวิจัย และคอยสนับสนุนในทุกๆด้าน

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฌ
สารบัญรูป.....	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 แนวคิดและความเป็นมา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ในการทำวิทยานิพนธ์.....	3
1.3 ขอบเขตงานวิจัย.....	3
1.4 ขั้นตอนดำเนินงานวิจัย.....	4
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 หัวใจ.....	5
2.2 สัญญาณรบกวน.....	10
2.3 วงจรทั่วไปที่ใช้ในการวัด.....	15
2.4 การลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน.....	18
2.5 การแปลงฮิลเบิร์ต.....	23
บทที่ 3 การออกแบบและจำลองการทำงาน.....	24
3.1 วงจรทางแอนะล็อก.....	25
3.2 คุณสมบัติของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่จะเลือกใช้.....	30
3.3 ขั้นตอนวิธีที่จะนำมาใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวน.....	32
บทที่ 4 การทำอุปกรณ์ต้นแบบ.....	42
4.1 วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	43
4.2 ส่วนแปลงข้อมูลแอนะล็อกเป็นดิจิทัล.....	47
4.3 ส่วนแสดงผล.....	50

	หน้า
4.4 การทดสอบด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	57
บทที่ 5 ข้อสรุปและข้อเสนอแนะ.....	67
5.1 ข้อสรุป.....	67
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	68
รายการอ้างอิง.....	69
ภาคผนวก.....	72
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	89

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
3.1	คุณลักษณะของอุปกรณ์.....	24
3.2	ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้งาน.....	27
3.3	การจำลองค่า CMMR จากวงจรที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์.....	30
4.1	ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองอันดับที่สองแบบ IIR.....	53
4.2	ค่าสัมประสิทธิ์ของการแปลงฮิลเบิร์ตอันดับที่ 11.....	54
4.3	ตารางสรุปผลประสิทธิภาพของตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้ที่วัดจากผู้ ทดสอบจำนวน 5 คน.....	66

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
1.1	บล็อกไดอะแกรมของวงจรเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไป.....	1
2.1	กลุ่มเซลล์ที่สำคัญในหัวใจ.....	6
2.2	กราฟสัญญาณต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	
	ก) สัญญาณที่ถูกสร้างออกมาจาก SA Node.....	7
	ข) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยปกติและช่วงเวลาของสัญญาณที่ใช้ในการวินิจฉัยโรค.....	7
2.3	ตำแหน่งการติดขั้วไฟฟ้าทั้ง 10 จุดบริเวณลำตัวและแขนขา.....	9
2.4	ทิศทางของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละระนาบ.....	
	ก) ระนาบแนวตั้ง.....	9
	ข) ระนาบแนวขวาง.....	9
2.5	การรบกวนจากสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้า.....	12
2.6	ก) การรบกวนจากตัวเก็บประจุและกระแสจัดที่เกิดจากสนามไฟฟ้า.....	13
	ข) วงจรสมมูลของร่างกายคนและภาคเข้าของวงจรขยายแบบอินทรมอนเทชั่น..	13
2.7	แรงดันไฟตรงออฟเซตที่เกิดขึ้นจากการติดขั้วไฟฟ้า.....	14
2.8	วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้กันทั่วไป.....	15
2.9	วงจรส่วนที่สนใจเรื่องไฟตรง.....	16
2.10	กราฟแสดงศักย์ไฟฟ้าที่ ก) V_{FB} ข) V_4 เมื่อป้อนค่า V_i ที่ต่าง ๆ กัน.....	17
2.11	ก) วงจรกรองแบบนอตช์ชนิด Twin-T.....	18
	ข) ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร.....	18
2.12	ผลตอบสนองของตัวกรองอันดับสองของ IIR ที่สร้างใน MATLAB®.....	20
2.13	โครงสร้างของตัวกรองแบบปรับตัวได้.....	21
2.14	โครงสร้างของตัวกรองนอตช์แบบปรับตัวได้.....	22
2.15	โครงสร้างของการแปลงฮิลเบิร์ต.....	23
3.1	บล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	25
3.2	วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบ.....	26

รูปที่	หน้า
3.3 ก) การใส่สัญญาณเพื่อทำการทดสอบการลดค่าไฟตรงขีดเริ่มของวงจรที่ ออกแบบ.....	28
ข) ผลการทดสอบการลดค่าไฟตรงขีดเริ่ม.....	28
3.4 กราฟโบเดจากการจำลองในโปรแกรม MATLAB® (Cal) และ NI MultiSim® (Sim).....	29
3.5 สัญญาณจากวงจรแอนะล็อกที่เข้ามายังตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัล.....	33
3.6 โครงสร้างของตัวกรอง k-tap FIR ที่ใช้ในการจำลองการแปลงฮิลเบิร์ต.....	35
3.7 โครงสร้างของตัวกรอง 11 แท็ปที่จะนำมาใช้งานในงานวิจัยพร้อมตำแหน่งชุด ตัวอย่างที่มีการหน่วงสัญญาณขาเข้า.....	35
3.8 โครงสร้างการจำลองการป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณรบกวน เข้าไปยังตัวกรอง.....	36
3.9 กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูลและสัญญาณรบกวนที่ ความถี่หลักที่ใส่เข้าไปในระบบ.....	36
3.10 ผลการจำลองการทำงานโดยสัญญาณรบกวนมีแค่ความถี่หลักความถี่เดียว.....	38
3.11 กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูลและสัญญาณรบกวนที่ ความถี่หลักและความถี่ฮาร์มอนิกที่สามที่ใส่เข้าไปในระบบ.....	39
3.12 ผลการจำลองการทำงานโดยสัญญาณรบกวนมีแค่ความถี่หลักความถี่และ ความถี่ฮาร์มอนิกที่สาม.....	39
3.13 กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูลและสัญญาณรบกวนที่ ความถี่หลักซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงความถี่ไป.....	40
3.14 ผลการจำลองการทำงานในขณะที่สัญญาณรบกวนมาจากความถี่ซึ่งมีการ เปลี่ยนแปลงไป.....	41
4.1 โครงสร้างของอุปกรณ์ต้นแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา.....	42
4.2 การป้อนสัญญาณเพื่อทดสอบการขยายสัญญาณของวงจรที่ได้ออกแบบไว้.....	44
4.3 ก) สัญญาณไซน์ขาเข้าที่ป้อนเข้าไปยังวงจร ข) กราฟที่ได้ออกมาจากวงจรที่ ออกแบบไว้.....	44
4.4 ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรที่ต่อบนแผงทดลองวงจรต้นแบบ.....	45
4.5 ผลการทดสอบการลดทอนไฟตรงออฟเซต.....	46

รูปที่		หน้า
4.6	สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกมาเมื่อทดสอบด้วยอุปกรณ์กำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	47
4.7	รายละเอียดของสัญญาณไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ MSP430 และพอร์ตที่มีการนำมาใช้งาน.....	48
4.8	ลำดับการแปลงสัญญาณและพินที่ใช้งานของไมโครคอนโทรลเลอร์ในการแปลงสัญญาณ.....	49
4.9	กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้มาจากการสุ่มสัญญาณและส่งค่าผ่านทางพอร์ต UART มายังคอมพิวเตอร์.....	50
4.10	การเชื่อมต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32 และ MSP430.....	50
4.11	กราฟพื่นเหลี่ยมที่แสดงผลบนหน้าจอแอลซีดี.....	51
4.12	บล็อกไดอะแกรมโครงสร้างของตัวกรองบนไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32.....	51
4.13	แผนผังแสดงระบบภายในตัวกรองแบบปรับตัวได้บนไมโครคอนโทรลเลอร์.....	52
4.14	โครงสร้างของการทดสอบประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนบนไมโครคอนโทรลเลอร์.....	55
4.15	กราฟแสดงการเปรียบเทียบการลดทอนสัญญาณไซน์ที่ความถี่เปลี่ยนแปลงไปเทียบกับระหว่างโปรแกรม MATLAB® และการลดทอนบนไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32.....	56
4.16	กราฟแสดงการเปรียบเทียบการลดทอนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างโปรแกรม MATLAB® และการลดทอนบนไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32 ก) Lead II ข) Lead III.....	57
4.17	กราฟแสดงสัญญาณพื่นเหลี่ยมที่แสดงผลผ่านทางหน้าจอแอลซีดี.....	58
4.18	กราฟแสดงสัญญาณไซน์และคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลผ่านทางหน้าจอแอลซีดี	59
4.19	กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลผ่านทางหน้าจอแอลซีดี.....	60
4.20	การติดขั้วไฟฟ้าบนผู้ทดสอบ.....	61
4.21	กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก lead II (กราฟหมายเลข 1), lead III (กราฟหมายเลข 2) และสัญญาณจากโหมตร่วม (กราฟหมายเลข 3) จากวงจรแอนะล็อกที่แสดงผลบนหน้าจอออสซิลโลสโคป.....	61

รูปที่		หน้า
4.22	กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก lead II (กราฟด้านบน) และ lead III (กราฟด้านล่าง) ที่แสดงผลบนหน้าจอแอลซีดีหลังจากผ่านการกรองด้วยตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้บนไมโครคอนโทรลเลอร์.....	62
4.23	วงจรทางแอนะล็อกที่นำมาใช้ในการทดสอบวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจและทดสอบประสิทธิภาพของตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้.....	63
4.24	กราฟการแปลงฟูเรียร์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้และช่วงสัญญาณรบกวนที่เป็นช่วงที่สนใจ.....	65
4.25	กราฟแสดงผลที่ได้จากการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead II ของผู้ทดสอบคนที่ 2...	65

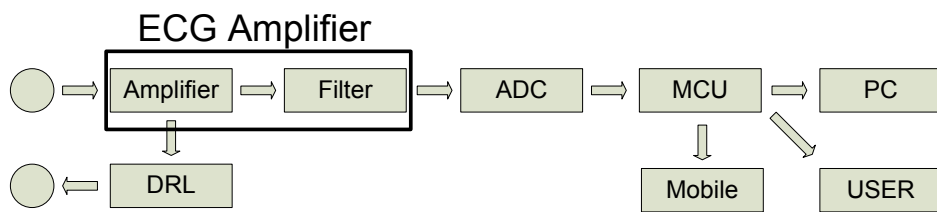
บทที่ 1

บทนำ

1.1 แนวคิดและความเป็นมา

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านทางอุปกรณ์ที่เรียกว่า เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph: ECG/EKG) นั้น จำเป็นสำหรับการตรวจหาความผิดปกติกับหัวใจและระบบการสูบฉีดเลือดในร่างกาย ซึ่งอาจเป็นอันตรายถึงชีวิตได้ ทั้งนี้การวัดสัญญาณสามารถทำได้โดยการติดขั้วไฟฟ้า (Electrodes) ไปที่ผิวหนังบริเวณลำตัวและแขนขาเพื่อใช้ในการวัดศักย์ไฟฟ้าจากผิวหนัง สัญญาณจากขั้วไฟฟ้าจะเข้าไปยังวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่มีหน้าที่ในการขยายสัญญาณและลดทอนสัญญาณรบกวน เพื่อให้ได้สัญญาณที่มีคุณภาพสูง สามารถนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคโดยแพทย์ได้

หลักการทำงานของเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไปสามารถเขียนเป็นบล็อกไดอะแกรมได้ตามรูปที่ 1.1 โดยสัญญาณจากขั้วไฟฟ้าจะเข้าไปยังวงจรสำหรับวัด ซึ่งโดยปกติจะเป็นวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเทนเทชัน (Instrumentation Amplifier) สัญญาณจากวงจรขยายจะผ่านไปยังตัวกรอง (Filter) เพื่อกรองเอาสัญญาณรบกวนออกไป ทั้งสัญญาณรบกวนในความถี่ต่ำ ความถี่สูง และความถี่การรบกวนจากแหล่งรบกวนอื่นๆ [1,2] ซึ่งการลดทอนสัญญาณรบกวนสามารถทำได้ทั้งในทางแอนะล็อกและดิจิทัล [3] โดยจะกล่าวถึงต่อไป เมื่อทำการลดทอนสัญญาณรบกวนแล้วก็จะทำการสุ่มค่าเข้าไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อทำการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวิธีทางดิจิทัล เก็บข้อมูล หรือส่งข้อมูลออกไปยังผู้รับผ่านระบบการสื่อสารประเภทต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นคอมพิวเตอร์ ส่งผ่านไปยังมือถือของผู้ใช้งาน [4] อีกทั้งในบางกรณียังมีการนำสัญญาณจากวงจรขยายแบบอินสตรูเมนเทนเทชันไปย้อนกลับเข้าไปยังร่างกายด้วยวงจรขับขาขวา (Driven-Right Leg Circuit) [5] เพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนที่เข้ามาในระบบ



รูปที่ 1.1 บล็อกไดอะแกรมของวงจรเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไป

ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในคลินิกหรือโรงพยาบาล โดยทั่วไปจะใช้ขั้วไฟฟ้า 10 อันเพื่อทำการวัดสัญญาณทั้งหมด 12 สัญญาณ [6,7] การวัดเช่นนี้จะให้ความถูกต้องและแม่นยำในการตรวจโรคที่มากขึ้น อีกทั้งโรคเกี่ยวกับหัวใจบางโรคสามารถตรวจวัดได้จากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบางช่องสัญญาณเท่านั้น เช่น โรคห้องหัวใจโต ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ [8,9] เป็นต้น ทำให้ความต้องการอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบหลายช่องสัญญาณมีมากขึ้น เพื่อตอบสนองความต้องการของแพทย์ในการวินิจฉัยโรค งานวิจัยชิ้นนี้จึงต้องการที่จะสร้างอุปกรณ์ต้นแบบเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา (Portable ECG) ซึ่งสามารถที่จะวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้หลายช่องสัญญาณ เพื่อให้แพทย์สามารถนำข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์ไปวินิจฉัยโรคได้อย่างถูกต้องและแม่นยำมากยิ่งขึ้น

สัญญาณที่วัดจากร่างกายผ่านทางขั้วไฟฟ้านั้น จะมีการรบกวนจากหลายสาเหตุ เช่น การรบกวนจากไฟบ้าน การขยับตัวของผู้ใช้งาน การขยับของขั้วไฟฟ้า เป็นต้น [1,2] ซึ่งสิ่งเหล่านี้จะทำให้สัญญาณที่วัดได้เกิดการเพี้ยนและผิดพลาด ทำให้การวินิจฉัยโรคเป็นไปอย่างยากลำบาก ดังนั้นเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงจำเป็นต้องมีการลดทอนสัญญาณรบกวนต่างๆ ให้ลดน้อยลง ซึ่งจะมีความยากง่ายต่างกันสำหรับสัญญาณรบกวนแต่ละชนิด โดยงานวิจัยชิ้นนี้จะให้ความสนใจกับสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านเป็นหลัก [1,3] เนื่องจากสามารถเกิดการรบกวนได้ตลอดเวลาแม้จะไม่มีการใช้งานอุปกรณ์ต่างๆ โดยที่การลดทอนสัญญาณรบกวนจะทำทั้งที่ความถี่หลักและความถี่ฮาร์มอนิก (Harmonic Frequency) การรบกวนจากไฟบ้านจะเกิดจากการที่มีสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กแผ่ออกมาในขณะที่มีการใช้งานอุปกรณ์ต่างๆ ซึ่งการลดทอนสัญญาณรบกวนเหล่านี้ทำได้หลายวิธี [1,2]

การลดทอนสัญญาณรบกวนสามารถทำได้ทั้งทางแอนะล็อกและทางดิจิทัล ซึ่งจะมีข้อแตกต่างกันในเรื่องของวิธีการและความยาก-ง่ายในการทำ การใช้วงจรทางแอนะล็อกเป็นวงจรกรองสัญญาณจะมีข้อเสียในเรื่องของค่าตัวต้านทานและตัวเก็บประจุที่ทำให้ความถี่ตัด (Cut-Off Frequency) มีค่าไม่ตรงตามที่ต้องการ ต่างจากการลดทอนสัญญาณไม่พึงประสงค์ด้วยวิธีการในทางดิจิทัล ที่เป็นการเขียนโปรแกรมลงในไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อจัดการกับสัญญาณรบกวนที่แผ่มาจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [10,11] ซึ่งสามารถกำหนดค่าความถี่ตัดได้แม่นยำกว่าวงจรทางแอนะล็อก ซึ่งเป็นข้อดีสำหรับการลดทอนสัญญาณในทางดิจิทัล

นอกจากนี้ความถี่ของไฟบ้านจะมีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ทำให้ความถี่ที่มีค่าไม่คงที่ โดยสามารถเปลี่ยนแปลงได้อยู่ในช่วง ± 0.5 เฮิรตซ์ ดังนั้นการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวิธีทางดิจิทัลจะมีข้อได้เปรียบมากกว่า เนื่องจากสามารถพัฒนาและปรับปรุงขั้นตอนวิธี (Algorithm)

เพื่อให้ตัวกรองที่ใช้งานเป็นตัวกรองแบบปรับค่าได้ (Adaptive Filter) [11-13] ซึ่งตัวกรองประเภทนี้จะปรับปรุงค่าความถี่ตัดไปตามความถี่ของสัญญาณรบกวน ที่เป็นเช่นนี้ก็เนื่องจากการรบกวนสัญญาณที่มีลักษณะคล้ายกับสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจริง (หรือสัญญาณที่มีความถี่เหมือนกับสัญญาณรบกวน) เข้ามายังตัวกรอง เมื่อตัวกรองสามารถปรับเปลี่ยนตัวตามความถี่ของสัญญาณรบกวนที่เข้ามา การรบกวนไปยังความถี่ใกล้เคียงจึงมีน้อยลง ทำให้ข้อมูลที่อาจจะมีค่าในย่านเดียวกับสัญญาณรบกวนไม่ถูกลดทอนลงไปด้วย ดังนั้นประสิทธิภาพของตัวกรองแบบปรับค่าได้จึงสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้ดีกว่าวงจรทางแอนะล็อกทั่วไป อีกทั้งยังมีความหลากหลายในการใช้งาน เนื่องจากสามารถเปลี่ยนขั้นตอนวิธี [12] ในการลดทอนสัญญาณรบกวนเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของอุปกรณ์ได้อีกด้วย

วิทยานิพนธ์นี้มีจุดประสงค์เพื่อสร้างอุปกรณ์ต้นแบบเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพาที่สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้สองช่องสัญญาณ โดยมีการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับค่าได้ขึ้นมา ซึ่งประกอบด้วยการพัฒนาวงจรสำหรับวัดสัญญาณหัวใจที่มีการใช้กันทั่วไป ซึ่งสามารถวัดสัญญาณได้เพียงสัญญาณเดียว ให้สามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ 2 ช่องสัญญาณ มีการลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านทั้งความถี่หลักและความถี่ฮาร์มอนิกด้วยตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับค่าได้ ซึ่งตัวกรองนี้มีการปรับปรุงขึ้นมาจากตัวกรองนอตช์แบบปรับค่าได้ (Adaptive Notch Filter) และทำให้ค่าขนาดของขั้นการปรับค่า (Step Size) มีการปรับค่าได้เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานและความเร็วในการปรับค่า [14,15] และสามารถแสดงผลที่หน้าจอแอลซีดี (LDC Screen) ได้

1.2 วัตถุประสงค์ในการทำวิทยานิพนธ์

1.2.1 ศึกษา ออกแบบและสร้างวงจรสำหรับใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำนวน 2

ช่องสัญญาณ

1.2.2 ศึกษาและพัฒนาขั้นตอนวิธีในการสร้างตัวกรองนอตช์แบบปรับค่าได้

1.2.3 ออกแบบและเขียนโปรแกรมบนไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อลดทอนสัญญาณรบกวน

จากไฟบ้าน

1.3 ขอบเขตงานวิจัย

ออกแบบและสร้างต้นแบบเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ช่องสัญญาณซึ่งมีคุณลักษณะดังนี้

1.3.1 สามารถวัดสัญญาณ 2 Leads ได้พร้อมๆกัน

- 1.3.2 สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านด้วยตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้ ซึ่งสามารถลดทอนสัญญาณได้ถึงฮาร์มอนิกที่ 3 ได้อย่างน้อย 20 เดซิเบล
- 1.3.3 มีการแสดงผลผ่านทางหน้าจอแอลซีดีโดยมีการหน่วงเวลาไม่เกิน 5 วินาที
- 1.3.4 มีการทดสอบประสิทธิภาพกับผู้ใช้งานจริง

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

1.4.1 ศึกษาการทำงานของหัวใจและวิธีการวัดเบื้องต้น พร้อมทั้งวงจรที่ใช้ในการวัดและการรบกวนของสัญญาณไฟบ้าน

1.4.2 ออกแบบ จำลองการทำงานและสร้างวงจรเพื่อวัดสัญญาณจำนวน 2 ช่องสัญญาณ

1.4.3 ศึกษาวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองแบบปรับตัวได้และพัฒนาขั้นตอนวิธีที่จะนำมาใช้งาน

1.4.4 ทดสอบขั้นตอนวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นมาด้วยโปรแกรม MATLAB® และเขียนโปรแกรมด้วยภาษา C ลงบนไมโครคอนโทรลเลอร์

1.4.5 ทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบที่ได้ทำขึ้นมาเพื่อปรับปรุงข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้น

1.4.6 สรุปและเขียนวิทยานิพนธ์

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 ได้รับความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับการทำงานของหัวใจ วงจรที่ใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการรบกวนของสัญญาณรบกวนในรูปแบบต่างๆ

1.5.2 ได้รับความรู้ความเข้าใจในการสร้างตัวกรองแบบปรับตัวได้เพื่อลดทอนสัญญาณรบกวน

1.5.3 มีทักษะในการใช้งานโปรแกรมต่างๆ อาทิเช่น MATLAB® NI Multisim® และการเขียนโปรแกรมภาษา C

อุปกรณ์ต้นแบบที่ได้สามารถนำไปพัฒนาต่อเพื่อให้มีประสิทธิภาพและเหมาะสมกับการใช้งานในรูปแบบของอุปกรณ์พกพาขนาดเล็ก

บทที่ 2

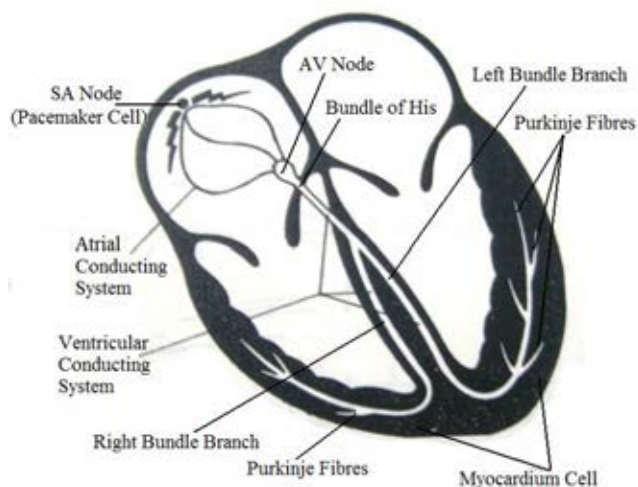
หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในการสร้างอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จำเป็นต้องใช้ความรู้ในหลายด้าน อาทิเช่น การทำงานของหัวใจ สัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าบ้าน วงจรทั่วไปที่ใช้ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองทางดิจิทัล และการแปลงฮิลเบิร์ต มีดังนี้

2.1 หัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญมากที่สุดอย่างหนึ่ง มีหน้าที่หลักในการสูบฉีดโลหิตไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกาย เพื่อให้ออกซิเจนในเลือดถูกส่งไปยังเซลล์ต่างๆ ได้อย่างทั่วถึง โดยหัวใจสามารถแบ่งตามหน้าที่ในการรับ-สูบฉีดเลือดได้เป็น 2 ประเภท ได้แก่ หัวใจห้องบน (Atrium) ซึ่งจะรับเลือดที่ไหลจากส่วนต่างๆ เข้ามายังหัวใจ และหัวใจห้องล่าง (Ventricle) ที่จะทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกาย หัวใจห้องบนและห้องล่างจะถูกแบ่งเป็น 2 ห้อง (ซ้ายและขวา) ด้วยผนังกล้ามเนื้อที่เรียกว่า Septum [6,7] ดังแสดงในรูปที่ 2.1 ทำให้สามารถแบ่งหัวใจได้เป็น 4 ห้อง ได้แก่ หัวใจห้องบนขวา หัวใจห้องบนซ้าย หัวใจห้องล่างขวา และ หัวใจห้องล่างซ้าย

การทำงานของหัวใจจะเป็นไปตามสัญญาณไฟฟ้าที่ถูกสร้างขึ้นจากเซลล์ภายใน ซึ่งจะทำให้หัวใจบีบ-คลายตัวตามจังหวะ โดยสัญญาณจะวิ่งไปตามผนังของห้องหัวใจซึ่งจะมีกล้ามเนื้อที่เรียกว่า Myocardium โดยจะทำหน้าที่เป็นทั้งทางผ่านของสัญญาณไปยังเซลล์ Myocardium อื่นๆ ซึ่งเชื่อมต่อกันเป็นโครงข่าย (Network) และยังทำหน้าที่ในทางกลโดยการบีบหรือหดตัวเพื่อสูบฉีดเลือดอีกด้วย [7]



รูปที่ 2.1 กลุ่มเซลล์ที่สำคัญในหัวใจ [7]

ในการอธิบายกิจกรรมทางไฟฟ้า (Electrical Activity) ของหัวใจนั้นจำเป็นต้องมีอุปกรณ์เพื่อช่วยวัดสัญญาณต่างๆที่เกิดขึ้นระหว่างการทำงานของหัวใจ อุปกรณ์ที่มีการพัฒนาขึ้นมาใช้คือ เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph: ECG) ซึ่งจะทำงานโดยวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าจากสัญญาณที่ได้จากขั้วไฟฟ้าซึ่งติดไว้ตามตำแหน่งต่างๆของร่างกาย โดยความแตกต่างของศักย์ไฟฟ้าจะเกิดจากศักยะงาน (Action Potential) ของเซลล์ภายในหัวใจ เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจเครื่องแรกของโลกได้มีการสร้างขึ้นโดยออกัสตัส วอลเลอร์ (Augustus Waller) ในช่วงปีค.ศ.1880 [6] และได้มีการศึกษาวิธีการวัดสัญญาณที่มีประสิทธิภาพสูงขึ้นไปพัฒนาขั้นตอนวิธีในการจัดการกับสัญญาณที่วัดได้ และวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนจากแหล่งต่างๆ อาทิเช่น สัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน การรบกวนจากการเคลื่อนไหวร่างกาย เป็นต้น

การทำงานของหัวใจจะเกิดขึ้นจากการทำงานร่วมกันของเซลล์ต่างๆในหัวใจ โดยกลุ่มเซลล์ที่มีความสำคัญในการทำงานของหัวใจมีดังนี้ [6,7]

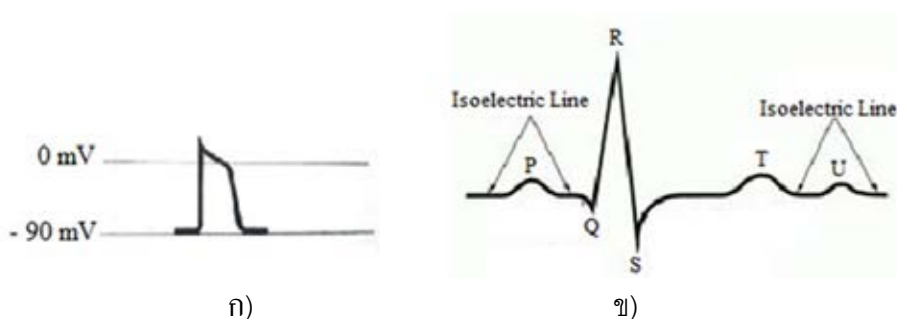
1. Sinoatrial Node (SA Node)
2. Atrioventricular Node (AV Node)
3. Bundle of His
4. Bundle Branches
5. Purkinje Fibres

ตำแหน่งของเซลล์ต่างๆแสดงในรูปที่ 2.1 โดยสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นหรือวิ่งผ่านไปยังส่วนต่างๆของกลุ่มเซลล์เหล่านี้จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงที่แตกต่างกันบนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่ง

หัวใจไฟฟ้าจะตรวจวัดค่าศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นและทำให้เกิดรูปกราฟขึ้นมา กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถแบ่งเป็น 4 ส่วนซึ่งระบุถึงการทำงานของหัวใจที่สถานะต่าง ๆ กัน ได้แก่

1. P Wave
2. QRS Complex
3. T Wave
4. U Wave

ซึ่งแสดงในรูปที่ 2.2ข)



รูปที่ 2.2 กราฟสัญญาณต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ก) สัญญาณที่ถูกสร้างออกมาจาก SA Node ข) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยปกติและช่วงเวลาของสัญญาณที่ใช้ในการวินิจฉัยโรค [7]

การทำงานของหัวใจมนุษย์จะมีการทำงานเป็นจังหวะตามสัญญาณที่ส่งออกมาจากเซลล์เฉพาะที่เรียกว่า เซลล์คุมจังหวะ (Pacemaker Cell) โดยเซลล์นี้จะสามารถสร้างสัญญาณออกมาอย่างสม่ำเสมอเพื่อกระตุ้นให้หัวใจเกิดการบีบตัวตามจังหวะ กลุ่มเซลล์คุมจังหวะที่มีหน้าที่หลักในการควบคุมการทำงานจะอยู่บริเวณหัวใจห้องขวาบน (Right Atrium) โดยจะเรียกบริเวณนี้ว่า SA Node สัญญาณที่สร้างโดยปกติจะมีความถี่ประมาณ 60 – 100 ครั้งต่อนาที มีขนาดและรูปคลื่นเป็นดังรูปที่ 2.2 ก) ทั้งนี้อัตราการสร้างสัญญาณขึ้นกับกิจกรรมของระบบประสาทอิสระ (Autonomic Nervous System) และความต้องการปริมาณเลือดส่งออกจากหัวใจต่อนาที (Cardiac Output) ของร่างกาย

สัญญาณที่ถูกสร้างจาก SA Node จะวิ่งไปตามเซลล์นำไฟฟ้า (Electrical Conducting Cell) ซึ่งก็คือ Myocardium Cell ที่มีการต่อเชื่อมกันเสมือนสายไฟในวงจร ทิศทางการวิ่งของสัญญาณจะวิ่งจากห้องขวาบนไปยังห้องซ้ายบนซึ่งจะทำให้เกิดรูปคลื่น P Wave ที่เครื่อง ECG ตามภาพรูปที่ 2.2 ข) เมื่อสัญญาณผ่านหัวใจห้องบนแล้ว จะเข้าไปยัง AV Node ที่ตำแหน่งนี้สัญญาณจะถูกหน่วงเวลา (Delay) ไว้ชั่วระยะเวลาหนึ่ง (ประมาณ 0.1 วินาที [9]) เพื่อให้เลือด

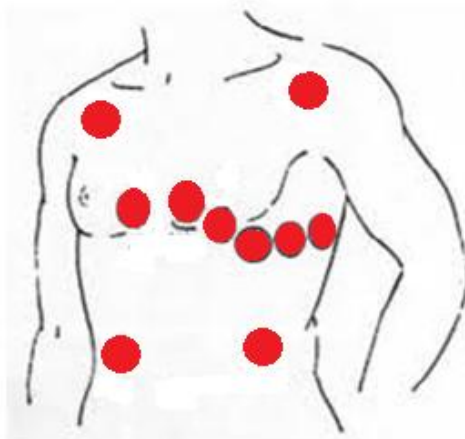
จากหัวใจห้องบนไหลลงมาที่หัวใจห้องล่างมากพอที่จะส่งไปเลี้ยงร่างกาย ช่วงเวลานี้จะเห็นเป็นเส้นตรงบนเครื่องวัดสัญญาณ เรียกเส้นตรงเช่นนี้ว่า Isoelectric Line

หลังจากสัญญาณผ่าน AV Node มาแล้วก็จะเข้าสู่ส่วนที่เรียกว่า Bundle of His โดยที่จุดนี้สัญญาณจะถูกแบ่งให้วิ่งไปตาม Bundle Branches ทางด้านซ้ายและขวาเพื่อส่งสัญญาณไปยัง Purkinje Fibres ที่อยู่ปลายสุดของระบบนำสัญญาณ การบีบตัวของหัวใจห้องล่างนี้จะทำให้เกิดรูปคลื่น QRS Complex ขึ้นซึ่งกราฟในช่วงนี้อาจเกิดขึ้นได้หลายรูปแบบและจะมีชื่อเรียกเฉพาะในแต่ละรูปแบบโดยสามารถศึกษาเพิ่มเติมได้จาก [7] สัญญาณ QRS Complex โดยทั่วไปจะมีลักษณะตามรูปที่ 2.2 ข) โดยสัญญาณในช่วง Q จะเกิดจากการบีบตัวของ Septum (บริเวณกำแพงที่กั้นระหว่างหัวใจห้องซ้ายและขวา) ต่อจากนั้นจะเป็นสัญญาณจากการบีบตัวของหัวใจห้องซ้ายล่างและขวาล่างซึ่งเกิดขึ้นในเวลาใกล้เคียงกัน แต่สัญญาณที่ได้จากเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเป็นสัญญาณจากหัวใจห้องล่างซ้ายเป็นส่วนใหญ่ เนื่องจากมีกล้ามเนื้อที่มีความแข็งแรงมากกว่าห้องล่างขวาประมาณ 3 เท่า [7] ทั้งนี้ในช่วงที่เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องล่าง หัวใจห้องบนจะมีการคลายตัวแต่จะไม่สามารถสังเกตเห็นได้ เนื่องจากขนาดของคลื่น QRS Complex มีขนาดใหญ่กว่ามาก

เมื่อหัวใจห้องล่างสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงร่างกาย ก็จะทำให้การคลายตัวเพื่อรอรับสัญญาณในการบีบตัวครั้งต่อไป ซึ่งจะทำให้เกิดคลื่น T Wave ขึ้นมา โดยรูปร่างของคลื่น T Wave แสดงในรูปที่ 2.2 ข) สำหรับคลื่น U Wave นั้นส่วนใหญ่แล้วจะไม่สามารถตรวจจับได้ สาเหตุในการเกิดคลื่น U Wave ยังไม่ทราบแน่ชัดแต่คาดว่าจะเกิดจากการบีบตัวของ Papillary Muscle หรือ Purkinje Fibres [9]

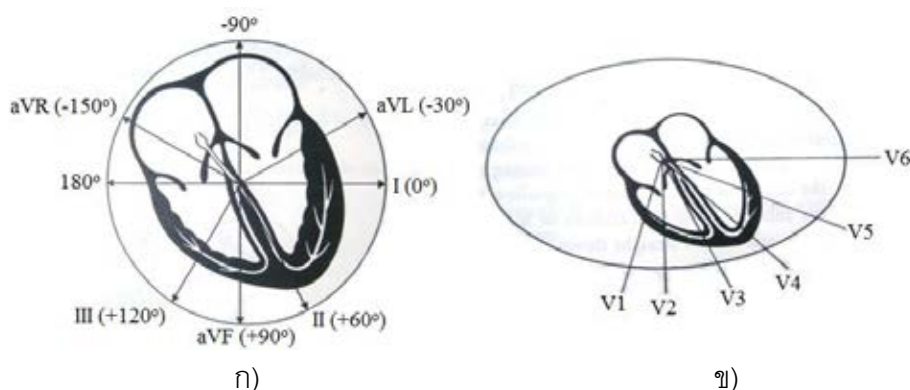
ในการวินิจฉัยโรคต่างๆเกี่ยวกับหัวใจจากกราฟ ECG จะสามารถรู้ถึงความผิดปกติได้จากหลายอย่าง อาทิเช่น ความสูงของสัญญาณในแต่ละช่วง ลักษณะของกราฟ และ ความกว้างของสัญญาณในแต่ละส่วน

ตำแหน่งการติดขั้วไฟฟ้าโดยทั่วไปมี 10 จุด โดยจะติดไว้ที่แขนซ้าย แขนขวา ขาซ้าย และ ขาขวาตำแหน่งจะหนึ่งจุด และบริเวณหน้าอกอีก 6 จุดดังแสดงในรูปที่ 2.3 สัญญาณไฟฟ้าจากขั้วไฟฟ้าแต่ละอันจะวัดเทียบกับขั้วไฟฟ้าอ้างอิงซึ่งปกติจะอยู่ที่ขาขวา ความแตกต่างของศักย์ไฟฟ้าที่ขั้วไฟฟ้าแต่ละคู่หรือแต่ละชุดจะทำให้ได้สัญญาณของหัวใจในหลายทิศทาง ทิศทางเหล่านี้สามารถแบ่งเป็นระบบ Leads ได้หลายแบบ เช่น Limb Leads, Augmented Limb Leads และ Precordial Leads



รูปที่ 2.3 ตำแหน่งการติดขั้วไฟฟ้าทั้ง 10 จุดบริเวณลำตัวและแขนขา [7]

การแบ่งระบบของ Leads ในการวินิจฉัยโรคหัวใจสืบเนื่องมาจากการมองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นเวกเตอร์ 3 มิติซึ่งวิ่งจากหัวใจห้องบนขวาไปยังห้องล่างซ้าย ทำให้แตกเวกเตอร์ออกมาได้ใน 2 ระนาบ คือ ระนาบแนวตั้ง (Frontal plane) และระนาบแนวขวาง (Horizontal plane) โดยในระนาบแนวตั้งจะประกอบด้วยสัญญาณจาก Limb Leads และ Augmented Limb Leads ส่วน Precordial Leads จะอยู่ในระนาบแนวขวางดังแสดงในรูป 2.4 ก) [6,7] สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการวัดใน Limb Lead และ Augmented Limb Lead จะถูกสร้างจากสัญญาณขั้วไฟฟ้าที่ติดไว้บริเวณแขนและขาทั้ง 4 จุด ส่วน Precordial Leads จะวัดจากขั้วไฟฟ้าที่ติดไว้บริเวณหน้าอกทั้ง 6 จุดเทียบกับศักย์ไฟฟ้าเสมือนที่เรียกว่า Wilson Central Terminal (WCT) โดยศักย์ไฟฟ้าที่จุดนี้จะเป็นค่าเฉลี่ยของศักย์ไฟฟ้าที่บริเวณแขนขวา แขนซ้าย และขาซ้ายโดยสัญญาณใน Precordial Leads จะมีทิศทางตามรูปที่ 2.4 ข)



รูปที่ 2.4 ทิศทางของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแต่ละระนาบ ก) ระนาบแนวตั้ง ข) ระนาบแนวขวาง [7]

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยระบบ Limb lead จะวัดจากความแตกต่างระหว่างขั้วไฟฟ้าสองขั้วใดๆ (แขนซ้าย (LL) แขนขวา (RA) และ ขาซ้าย (LL)) ซึ่งจะทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 สัญญาณ ได้แก่ Lead I, II, III ซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการได้ดังต่อไปนี้ [6,16]

$$V_I = V_{LA} - V_{RA} = V_{II} - V_{III} \quad (2.1)$$

$$V_{II} = V_{LL} - V_{RA} = V_I + V_{III} \quad (2.2)$$

$$V_{III} = V_{LL} - V_{LA} = V_{II} - V_I \quad (2.3)$$

สำหรับการวัดใน Augmented Limb Lead จะเป็นการวัดค่าความแตกต่างระหว่างขั้วไฟฟ้าหนึ่งกับค่าเฉลี่ยของขั้วไฟฟ้าสองขั้วที่เหลือ เขียนสัญลักษณ์แทนได้ว่า aVR, aVL, และ aVF ซึ่งสามารถแสดงเป็นสมการได้ดังนี้ [6,16]

$$V_{aVR} = V_{RA} - \frac{V_{LA} + V_{LL}}{2} = \frac{-(V_I + V_{II})}{2} \quad (2.4)$$

$$V_{aVL} = V_{LA} - \frac{V_{RA} + V_{LL}}{2} = \frac{V_I - V_{III}}{2} \quad (2.5)$$

$$V_{aVF} = V_{LL} - \frac{V_{LA} + V_{LL}}{2} = \frac{V_{II} + V_{III}}{2} \quad (2.6)$$

จากสมการที่ 2.1 ถึง 2.6 จะได้ว่า ในการวัดสัญญาณจริง ถ้าสามารถวัดค่าสัญญาณใน Limb lead ได้ 2 สัญญาณจาก 3 สัญญาณ จะสามารถนำมาผ่านตัวกระทำเชิงเลขเพื่อสร้างสัญญาณที่เหลือของ Limb lead และสัญญาณทั้งหมดใน Augmented Limb lead ได้

ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Precordial Lead จะต้องมีการสร้างค่าศักย์ไฟฟ้าอ้างอิง (Reference Voltage) ซึ่งจะได้จากค่าเฉลี่ยของศักย์ไฟฟ้าที่แขนขวา แขนซ้าย และขาซ้ายซึ่งเขียนเป็นสมการได้ว่า [16]

$$V_{WCT} = \frac{V_{RA} + V_{LA} + V_{LL}}{3} \quad (2.7)$$

เมื่อนำค่านี้เป็นศักย์ไฟฟ้าอ้างอิงเทียบกับขั้วไฟฟ้าที่ติดไว้บริเวณหน้าอก ก็จะสามารถสร้างสัญญาณของ Precordial Lead ได้

2.2 สัญญาณรบกวน

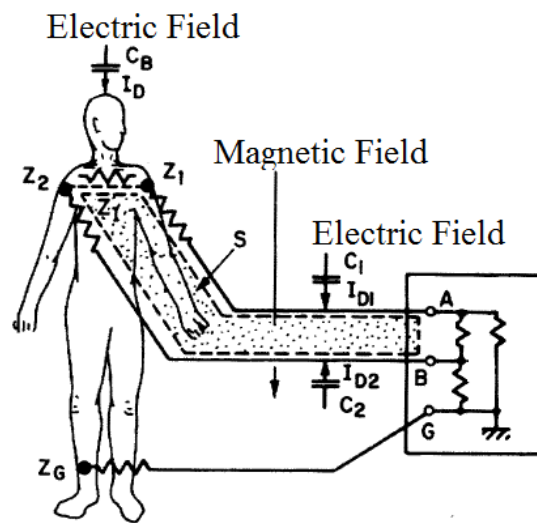
การวัดสัญญาณในทางชีวเวช (Biomedical Signals) จะมีปัญหาจากสัญญาณรบกวนมาก เนื่องจากสัญญาณทางชีวเวชที่วัดได้มีขนาดเล็ก สัญญาณรบกวนเพียงเล็กน้อยก็อาจทำให้ข้อมูล

เพี้ยนได้ สัญญาณรบกวนสามารถมาได้จากหลายแหล่ง เช่น ไฟบ้าน, คลื่นกล้ามเนื้อ, การขยับของหัวใจ หรือการหายใจ [1,2] โดยในวิทยานิพนธ์นี้จะให้ความสนใจกับสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านเป็นหลัก [1,3] เพราะเป็นสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นบ่อยและมีผลกระทบที่รุนแรง ส่วนสัญญาณรบกวนจากคลื่นกล้ามเนื้อมีขนาดและความถี่ที่ไม่แน่นอน ขึ้นกับการขยับตัวของผู้ใช้งาน ทำให้ยากต่อการลดทอนสัญญาณรบกวนจากแหล่งกำเนิดนี้ สัญญาณจากไฟบ้านสามารถรบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยการแผ่สนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กออกมา โดยการแผ่ของสนามไฟฟ้าจะเกิดขึ้นได้ตลอดเวลาแม้ว่าจะไม่มีการใช้งานอุปกรณ์ไฟฟ้าใดๆ แต่สำหรับสนามแม่เหล็กจะเกิดขึ้นก็ต่อเมื่อมีการใช้งานอุปกรณ์ต่างๆ ซึ่งจะทำให้เกิดกระแสไหลในสายไฟ [1,2] การรบกวนจะเกิดขึ้นจากสัญญาณที่ความถี่หลักของไฟบ้าน ซึ่งก็คือที่ความถี่ 50/60 เฮิรตซ์ตามมาตรฐานของแต่ละประเทศ และสัญญาณจากความถี่ฮาร์มอนิกที่เกิดขึ้น

การรบกวนจากไฟบ้านสามารถเขียนเป็นสมการได้โดยอ้างอิงจาก [1] โดยการรบกวนจากสนามแม่เหล็กจะเกิดขึ้นตามกฎของการเหนี่ยวนำแม่เหล็กของแมกซ์เวลล์และฟาราเดย์ (Maxwell-Faraday Law of Magnetic Induction) ที่บอกไว้ว่าเมื่อมีวงรอบของขดลวดหรือตัวนำในบริเวณที่มีสนามแม่เหล็ก จะเกิดการเหนี่ยวนำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าที่ปลายของขดลวดได้ โดยความแรงของการเหนี่ยวนำแม่เหล็กจะขึ้นกับความถี่ของแหล่งรบกวน ทิศทางและขนาดของสนามแม่เหล็ก และพื้นที่วงรอบขดลวดที่เกิดขึ้นดังแสดงในรูปที่ 2.5 โดยความรุนแรงของการรบกวนสามารถอธิบายได้ด้วยสมการต่อไปนี้ [1]

$$V_{Magnetic} = KB_M S \quad (2.8)$$

โดยที่ K คือค่าคงที่ B_M คือค่าขนาดความเข้มสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นและ S คือ พื้นที่ของวงรอบขดลวดที่เกิดขึ้น ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะเป็นสัญญาณในโหมดต่าง (Differential-Mode Signal) ซึ่งจะส่งผลต่อสัญญาณขาออกของวงจร แต่จะเห็นได้ว่าค่าพารามิเตอร์สำคัญที่มีผลต่อการลดทอนสัญญาณรบกวนจากสนามแม่เหล็กก็คือ พื้นที่ของวงรอบขดลวดที่เกิดขึ้น ดังนั้นการลดทอนสัญญาณรบกวนจากสนามแม่เหล็กสามารถทำได้ด้วยการพันเกลียวสายไฟและวางสายไฟติดกับตัวเพื่อลดพื้นที่ของวงรอบสายไฟที่อาจจะเกิดขึ้น



รูปที่ 2.5 การรบกวนจากสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้า [1]

การรบกวนจากสนามไฟฟ้าจะมาในรูปของกระแสจัด (Displacement Current) ซึ่งจะเข้ามาได้จาก 2 ทางได้แก่ ผ่านทางผิวหนังของคนและผ่านมาทางขั้วไฟฟ้างแสดงในรูปที่ 2.5 ซึ่งจะทำให้เกิดสัญญาณรบกวนขึ้น ความแรงของการรบกวนจะขึ้นกับระยะห่างระหว่างแหล่งกำเนิดสัญญาณรบกวนกับวงจรและการชิลด์ (Shield) สายไฟ กระแสจัดจะวิ่งเข้าสู่ตัวคนผ่านทางตัวเก็บประจุแฝง (Parasitic Capacitance) ซึ่งจะต่อระหว่างสายไฟบ้านกับตัวคนหรือขั้วไฟฟ้า และไหลลงสู่พื้นดินหรือกราวนด์

การรบกวนที่เกิดจากกระแสจัดนี้สามารถเขียนเป็นรูปได้ดังรูปที่ 2.6ก) กระแสที่ไหลผ่านไปยังขั้วไฟฟ้า (I_{D1} , I_{D2}) จะทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าตกคร่อมตัวต้านทานระหว่างผิวหนังคนกับขั้วไฟฟ้า (Z_1 , Z_2) โดยกระแสจะไม่ไหลเข้าไปยังตัวต้านทาน Z_{IN} และ Z_{IN} ซึ่งเป็นค่าความต้านทานภายในวงจรวัด เนื่องจากค่าความต้านทานภายในวงจรวัดมีค่ามากกว่า Z_1 และ Z_2 มาก และจะละเลยผลจากความต้านทานภายในร่างกาย (Z_I) โดยปกติแล้วค่าความต้านทาน Z_1 และ Z_2 จะมีค่าไม่เท่ากันดังแสดงในวงจรตามรูปที่ 2.6 ข) ศักย์ไฟฟ้ารบกวนที่จุดนี้จะมีค่าดังสมการ [1]

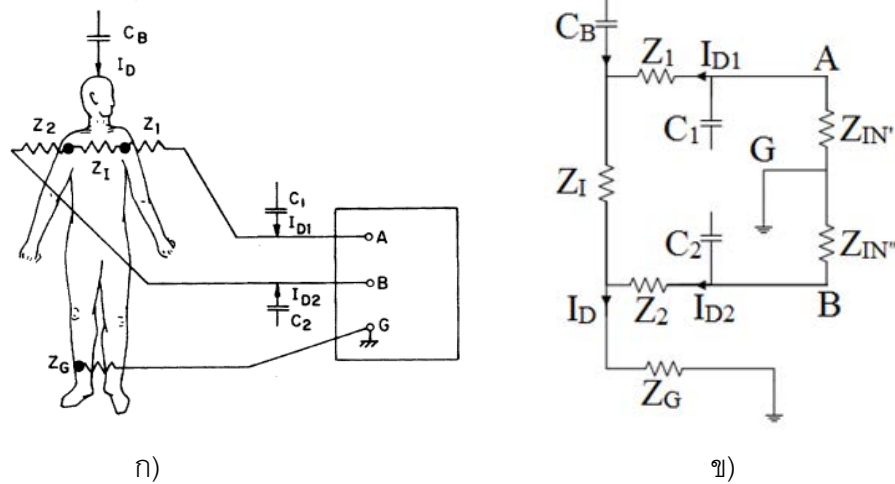
$$V_A = Z_1 I_{D1} + (I_{D1} + I_{D2}) Z_G \quad (2.9)$$

$$V_B = Z_2 I_{D2} + (I_{D1} + I_{D2}) Z_G \quad (2.10)$$

ทำให้ผลต่างระหว่างสองจุดนี้เป็น

$$V_A - V_B = Z_1 I_{D1} - Z_2 I_{D2} \quad (2.11)$$

ซึ่งโดยปกติแล้ว ค่ากระแสจัดจะมีขนาดใกล้เคียงกันมาก ดังนั้นถ้าสามารถลดค่าตัวต้านทานลง มาให้มีค่าน้อย สัญญาณรบกวนจากกระแสจัดที่ไหลผ่านขั้วไฟฟ้าก็จะมีผลกระทบน้อยตาม



รูปที่ 2.6 ก) การรบกวนจากตัวเก็บประจุและกระแสจัดที่เกิดจากสนามไฟฟ้า ข) วงจรสมมูลของร่างกายคนและภาคเข้าของวงจรขยายแบบอินสทรูเมนเทชั่น [1]

ผลจากความต้านทานภายในร่างกายของมนุษย์จะเกิดจากค่าความต้านทาน Z_i ซึ่งได้รับผลกระทบจากกระแสจัด I_D (ผลรวมของกระแส I_{D1} และ I_{D2}) ทำให้เกิดเป็นสัญญาณรบกวนขึ้นมา โดยค่า Z_i ที่กล่าวถึงนี้รวมทั้งความต้านทานระหว่างขั้วไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไปยังวงจรวัด และระหว่างขั้วไฟฟ้าที่ใช้ในการวัดกับขั้วไฟฟ้าอ้างอิงที่ขาขวา ผลของความต้านทานภายในตัวหลังสามารถลดทอนได้โดยการเลือกจุดติดขั้วไฟฟ้าอ้างอิงที่เหมาะสม เพื่อให้ความต้านทานภายในระหว่างขั้วไฟฟ้าสำหรับการวัดมายังขั้วไฟฟ้าอ้างอิงมีค่าเท่ากัน สำหรับค่า Z_G ตามรูปที่ 2.6 ข) ซึ่งเป็นค่าความต้านทานที่ต่อระหว่างขั้วไฟฟ้ากับกราวด์ของวงจร จะทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าวร่วมซึ่งมีค่า $I_D Z_G$ ขึ้นมา ศักย์ไฟฟ้าวร่วมจะไม่ส่งผลกระทบต่อสัญญาณขาออกถ้าหากวงจรผลต่างที่ใช้เป็นอุดมคติ แต่ในความเป็นจริงสัญญาณในโหมดร่วมไม่ได้ถูกกำจัดจนหมด แต่จะถูกลดทอนด้วยค่า CMRR (Common-Mode Rejection Ratio) ทำให้สัญญาณรบกวนในโหมดร่วมมีค่าเสมือนเป็นสัญญาณในโหมดต่างที่มีค่าเท่ากับ

$$V_{CM-DM} = \frac{V_{CM}}{CMRR} = \frac{I_D Z_G}{CMRR} \quad (2.12)$$

อีกทั้งยังมีผลจากความต้านทานภายในวงจรที่เกิดขึ้นกับ Z_{IN} ด้วย โดยผลกระทบจากค่าความต้านทานภายในเป็นดังสมการต่อไปนี้ [1]

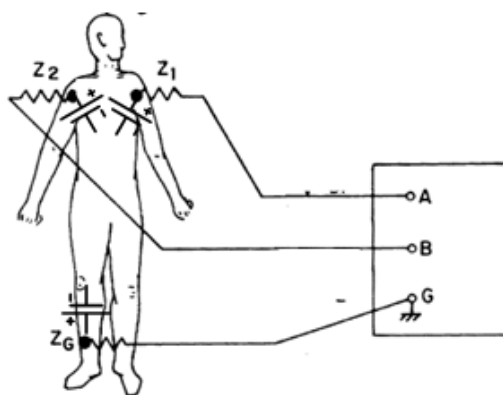
$$V_A - V_B = V_{CM} \left[\frac{Z'_{In}}{Z'_{In} + Z_1} - \frac{Z''_{In}}{Z'_{In} + Z_2} \right] \quad (2.13)$$

ทำให้ผลกระทบจากสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50/60 เฮิรตซ์มีค่าโดยประมาณตามสมการ [1]

$$V_N = KB_M S + (Z_1 I_{D1} - Z_2 I_{D2}) + I_D Z_1 + I_D Z_G \left[\frac{Z'_{In}}{Z'_{In} + Z_1} - \frac{Z''_{In}}{Z'_{In} + Z_2} \right] + \frac{I_D Z_G}{CMRR} \quad (2.14)$$

ในกรณีที่มีการติดขั้วไฟฟ้าตามรูปที่ 2.5 ค่าศักย์ไฟฟ้าที่รบกวนวงจรวัดจะมีค่าตามสมการที่ 2.14 โดยที่การรบกวนหลักจะเกิดจากพจน์สุดท้ายของสมการ เนื่องจากการรบกวนจากสนามแม่เหล็กสามารถลดทอนได้ด้วยการทำให้เกิดวงรอบของขดลวดน้อยที่สุด ค่าความต้านทาน Z_1 และ Z_2 สามารถมีค่าใกล้เคียงกันได้หากมีการติดขั้วไฟฟ้าที่ดีและมีการขัดฉุดเพื่อให้เกิดความต้านทานระหว่างขั้วไฟฟ้าและผิวหนังน้อยที่สุด การเลือกตำแหน่งขั้วไฟฟ้าอ้างอิงจะมีผลให้ค่าความต้านทานภายในร่างกายมีผลกระทบน้อยลงได้ ทำให้เหลือตัวที่จะต้องพิจารณาเป็นหลักแค่พจน์สุดท้ายเท่านั้น แต่ในความเป็นจริงสมการนี้อาจมีการเปลี่ยนแปลงได้ ขึ้นกับการติดขั้วไฟฟ้าในแต่ละกรณี

สัญญาณรบกวนอีกอย่างหนึ่งที่เกิดปัญหาในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจคือ แรงดันออฟเซตไฟตรง (DC Offset Voltage) ซึ่งเกิดจากการติดขั้วไฟฟ้าที่ผิวหนังดังแสดงในรูปที่ 2.7 ค่าศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะมีค่าแตกต่างกันไปในแต่ละบุคคลและในการติดขั้วไฟฟ้าแต่ละครั้ง โดยศักย์ไฟฟ้าค่านี้อาจก่อให้เกิดการอิมิตัวของวงจรวัดสัญญาณได้ ซึ่งจะทำให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดเพี้ยนไป ทางแก้ก็คือการทำวงจรเพื่อป้องกันสัญญาณไฟตรงที่เข้ามายังขาเข้าของวงจรวัด [17]

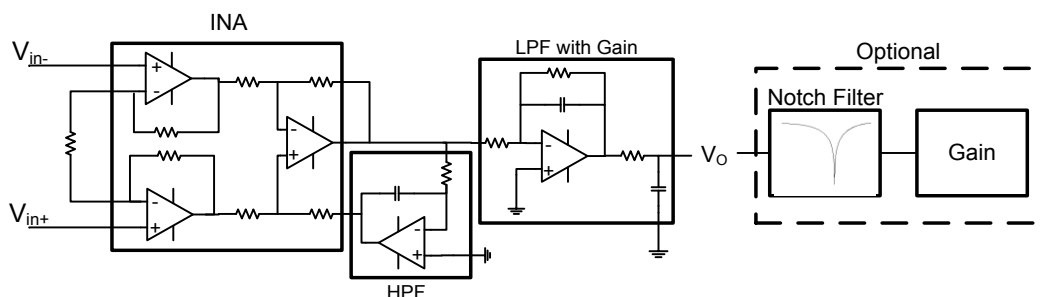


รูปที่ 2.7 แรงดันไฟตรงออฟเซตที่เกิดขึ้นจากการติดขั้วไฟฟ้า [1]

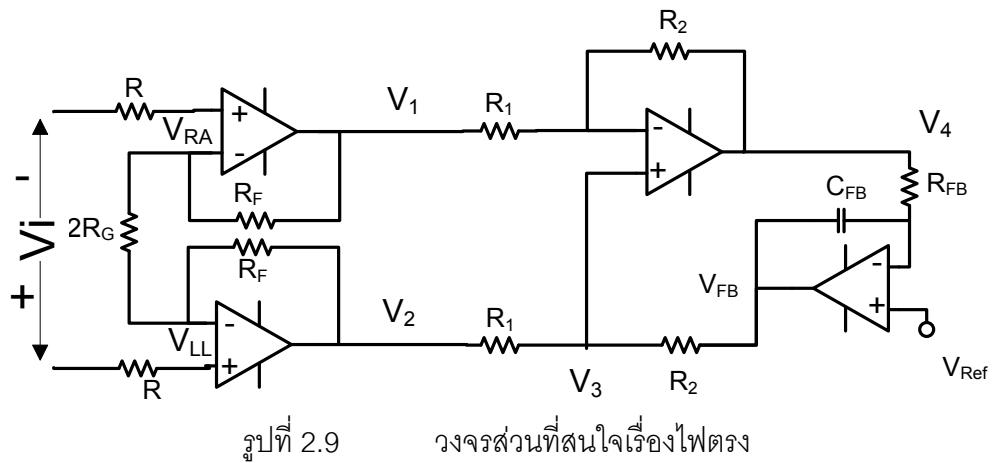
2.3 วงจรทั่วไปที่ใช้ในการวัด

การวัดสัญญาณทางชีวเวชทั่วไปจะใช้วงจรรขยายแบบอินสทรูเมนเทชั่น (Instrumentation Amplifier) เป็นหลัก และต่อเข้ากับวงจรรองหรือวงจรรขยายสัญญาณต่างๆ สำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะมีช่วงความถี่อยู่ระหว่าง 0.05 ถึง 250 เฮิรตซ์ (Hz) [18] แต่สัญญาณที่วัดได้จากวงจรจะมีส่วนประกอบของสัญญาณในช่วงความถี่อื่นๆ เข้ามา ซึ่งจะถือว่าเป็นสัญญาณรบกวน ดังนั้นวงจรสำหรับวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงต้องมีวงจรรองผ่านต่ำ (Low Pass Filter: LPF) และวงจรรองผ่านสูง (High Pass Filter: HPF) ต่อเข้ากับวงจรรขยายแบบอินสทรูเมนเทชั่นเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนเหล่านี้ อีกทั้งยังมีการรบกวนจากแหล่งอื่นๆ ทำให้มีการใช้วงจรรองสำหรับสัญญาณความถี่จำเพาะต่างๆ เช่น ความถี่ 50/60 เฮิรตซ์ ออกไป

วงจรในรูปที่ 2.8 [17] เป็นวงจรบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีการนำมาใช้กันทั่วไป โดยจะมีการต่อวงจรรวมอินทิเกรต (Integrator Circuit) เข้าไปที่ขาออกของวงจรรขยายแบบอินสทรูเมนเทชั่นเพื่อทำการป้อนกลับแบบลบ (Negative Feedback) ทั้งนี้เพื่อให้ผลตอบทางความถี่มีลักษณะเป็นวงจรรองผ่านสูง อีกทั้งยังกำจัดแรงดันออฟเซตไฟตรง (DC Offset) ได้ด้วย สัญญาณที่ได้ออกมาจากวงจรรขยายแบบอินสทรูเมนเทชั่นจะผ่านไปยังวงจรรองผ่านต่ำอีกตัวหนึ่ง เพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนในความถี่ต่ำออกไป นอกจากนี้ในการนำไปใช้งานบางกรณียังมีการนำวงจรรองนอตช์มาใช้เพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนจากความถี่ 50/60 เฮิรตซ์หรือมีการเพิ่มอัตราขยายเพื่อให้สัญญาณมีขนาดตามที่ต้องการ



รูปที่ 2.8 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้กันทั่วไป



การลดผลของแรงดันออฟเซตไฟตรงสามารถพิสูจน์ได้ดังต่อไปนี้ จากวงจรในรูปที่ 2.9 โดยเป็นการตัดวงจรในรูปที่ 2.8 ส่วนแรกออกมา เพื่อป้องกันการอิมิตัวของศักย์ไฟฟ้าจากอัตราขยายที่มีค่าสูง เมื่อพิจารณาที่ไฟเลี้ยง V_{CC} และจ่ายไฟตรง (V_i) ให้กับขาเข้าของวงจร ตัวเก็บประจุจะเสมือนการเปิดวงจร ทำให้ออปแอมป์ตัวที่มีการป้อนกลับทำงานคล้ายกับตัวเปรียบเทียบ (Comparator) เมื่อพิจารณาออปแอมป์ให้ทำงานในอุดมคติและพิสูจน์จากวงจร จะทำให้ได้สมการของไฟที่ขาออกของวงจรป้อนกลับ (V_{FB}) มีค่าเป็น

$$V_{FB} = \begin{cases} V_{CC} & ; \quad V_i < -\frac{V_{CC} - V_{Ref}}{G} \\ -G V_i + V_{Ref} & ; \quad -\frac{V_{CC} - V_{Ref}}{G} \leq V_i \leq \frac{V_{CC} - V_{Ref}}{G} \\ 0 & ; \quad V_i > \frac{V_{CC} - V_{Ref}}{G} \end{cases}$$

$$\text{โดยที่ } G = \left(1 + \frac{R_F}{R_G}\right) \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \quad (2.15)$$

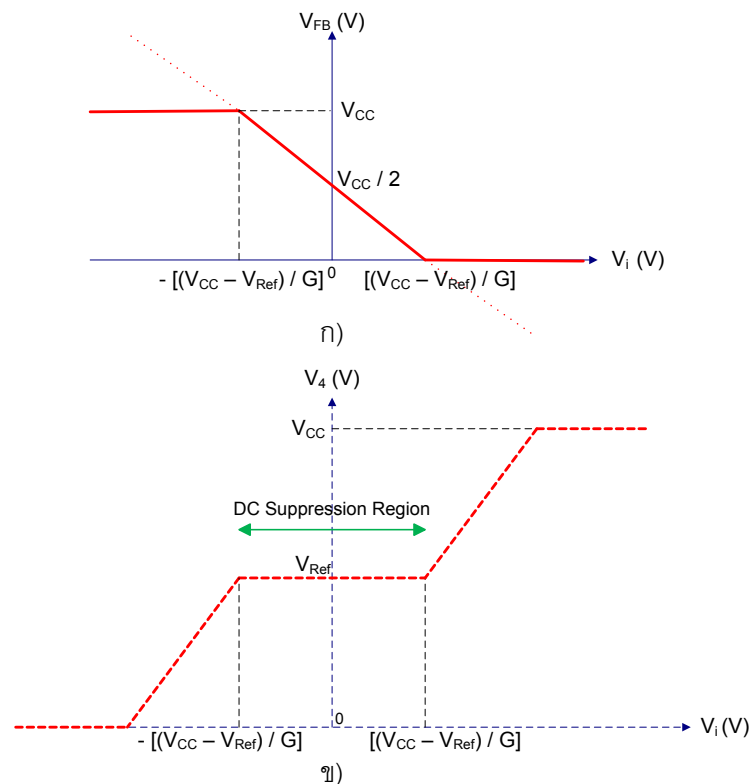
ซึ่งเมื่อแทนสมการนี้กลับไปเพื่อหาค่าศักย์ไฟฟ้าที่ขาออกเมื่อใส่ศักย์ไฟฟ้าที่ขาเข้าต่างๆกัน จะได้ว่า

$$V_4 = G (V_i) + V_{FB} \quad (2.16)$$

$$V_4 = \begin{cases} 0 & ; & V_i < -\frac{V_{CC}}{G} \\ G V_i + V_{CC} & ; & -\frac{V_{CC}}{G} \leq V_i \leq -\frac{V_{CC} - V_{Ref}}{G} \\ V_{Ref} & ; & -\frac{V_{CC} - V_{Ref}}{G} < V_i < \frac{V_{CC} - V_{Ref}}{G} \\ G V_i & ; & \frac{V_{CC} - V_{Ref}}{G} \leq V_i \leq \frac{V_{CC}}{G} \\ V_{CC} & ; & V_i > \frac{V_{CC}}{G} \end{cases}$$

(2.17)

ซึ่งจะวาดกราฟของ V_{FB} และ V_4 เทียบกับ V_i ได้ดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 กราฟแสดงศักย์ไฟฟ้าที่ ก) V_{FB} ข) V_4 เมื่อป้อนค่า V_i ที่ต่าง ๆ กัน

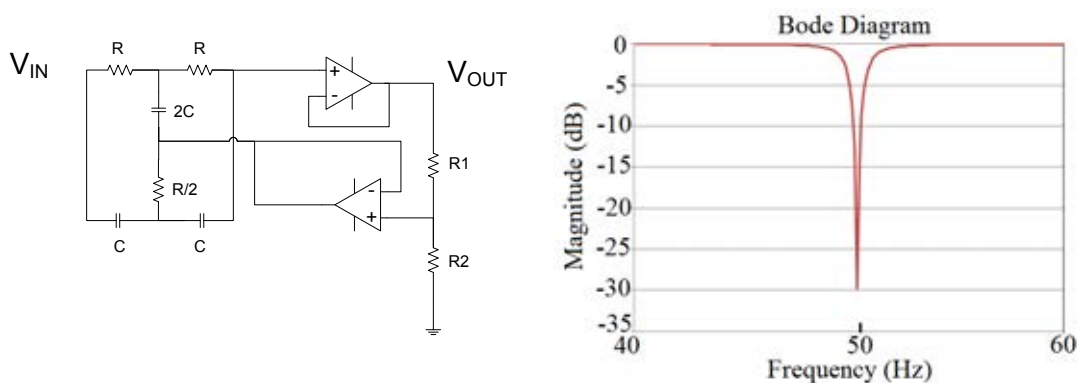
รูปที่ 2.10ก) จะเป็นสัญญาณจาก V_{FB} เมื่อมีค่า V_i ที่เปลี่ยนแปลงไป และกราฟในรูป 2.11ข) จะเป็นกราฟของสัญญาณขาออก (V_4) เมื่อเทียบกับขาเข้า จะเห็นได้จากรูปที่ 2.11ข) ว่ามีช่วงที่ศักย์ไฟฟ้าที่ขาเข้าไม่มีผลต่อค่าศักย์ไฟฟ้าที่ขาออกของวงจร ช่วงนี้เรียกว่า DC Suppression Region ซึ่งมีค่าความกว้างแปรตามไฟเลี้ยงของวงจรและอัตราขยายของวงจรภาคแรก เมื่อ

ต้องการให้ช่วงการลดผลของแรงดันไฟตรงกว้างขึ้น อัตราขยายของวงจรขยายแบบอินสทรูเมนเทชั่นจึงควรมีค่าต่ำ สำหรับช่วงอื่นๆจะมีค่าแปรไปตามกำลังขยายของวงจรขยายแบบอินสทรูเมนเทชั่น

2.4 การลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน

การลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านหรือสัญญาณรบกวนความถี่ 50/60 เฮิรตซ์สามารถทำได้หลายวิธีและทำได้ทั้งในทางดิจิทัลและแอนะล็อก ซึ่งวิธีการสร้างและประสิทธิภาพจะแตกต่างกันไป โดยความถี่ที่จะให้ความสนใจเป็นหลักคือความถี่ที่ 50 เฮิรตซ์ซึ่งเป็นความถี่ของไฟบ้านที่ใช้ในประเทศไทย

ในการลดทอนสัญญาณรบกวนทางแอนะล็อก วิธีที่มีการใช้กันมากได้แก่การทำวงจรกรองแบบนอตช์ (Notch Filter) ซึ่งมีผลตอบสนองทางความถี่โดยทั่วไปเป็นดังรูปที่ 2.11 ข) สัญญาณที่เข้ามายังวงจรกรองชนิดนี้จะถูกลดทอนข้อมูลที่ความถี่ที่เลือกไว้ ทำให้ข้อมูลที่สำคัญยังคงอยู่ วงจรกรองแบบนอตช์สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.11 ก) ซึ่งเป็นวงจรกรองแบบนอตช์ชนิด Twin-T ใช้ตัวต้านทานขนาด 68 k Ω และตัวเก็บประจุขนาด 47 nF เพื่อสร้างความถี่ตัดขึ้นมา



รูปที่ 2.11 ก) วงจรกรองแบบนอตช์ชนิด Twin-T ข) ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร

แต่สำหรับสัญญาณไฟบ้านนั้นจะมีความถี่ที่ไม่คงที่ โดยจะมีการเปลี่ยนแปลงเล็กน้อย (อยู่ในช่วงไม่เกิน ± 0.5 เฮิรตซ์จากความถี่กลาง) ทำให้วงจรกรองแบบนอตช์ทำงานได้ไม่เต็มประสิทธิภาพเนื่องจากผลของการเปลี่ยนแปลงความถี่ อีกทั้งค่าของตัวต้านทานและตัวเก็บประจุที่ใช้ทั่วไปยังไม่สามารถนำมาต่อรวมกันเพื่อให้ได้ความถี่ตัด (Cut-Off Frequency) ที่ 50 เฮิรตซ์อย่างแม่นยำ โดยเมื่อตั้งค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุตามรูปที่ 2.11 ก) จะได้ค่าความถี่ตัดเป็น

$$\text{Cutoff Frequency} = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi (68k\Omega)(47nF)} = 49.8 \text{ Hz} \quad (2.18)$$

ซึ่งมีค่าไม่เท่ากับความถี่ของไฟบ้านที่ 50 เฮิรตซ์ ทำให้การลดทอนสัญญาณรบกวนทางดิจิทัลเป็นทางเลือกที่เหมาะสมสำหรับการลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน เพื่อให้ได้ความแม่นยำของความถี่ตัดที่ดีกว่า

การลดทอนสัญญาณรบกวนทางดิจิทัลมีลักษณะที่คล้ายกับในทางแอนะล็อก แต่จะเป็นการเขียนโปรแกรมลงบนไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อจัดการกับชุดข้อมูลที่เข้ามา โดยผลตอบสนองทางความถี่จะคล้ายกับวงจรกรองแบบนอตร์ที่สร้างขึ้นในทางแอนะล็อก แต่จะมีข้อดีตรงที่สามารถตั้งค่าความถี่ตัดให้ได้ตามที่ต้องการที่ 50 เฮิรตซ์ ดังตัวอย่างของตัวกรองอันดับสองแบบ IIR (Infinite Impulse Response) ซึ่งมีฟังก์ชันถ่ายโอนเป็น [10]

$$H(s) = \frac{s^2 + \omega_r^2}{s^2 + Bs + \omega_r^2} \quad (2.19)$$

โดยที่ ω_r คือความถี่ตัดที่ต้องการและ B คือความกว้างที่ -3 เดซิเบล (dB) ของตัวกรองแบบนอตร์ โดยที่ค่า ω_r และ B สามารถหาได้จากสมการต่อไปนี้

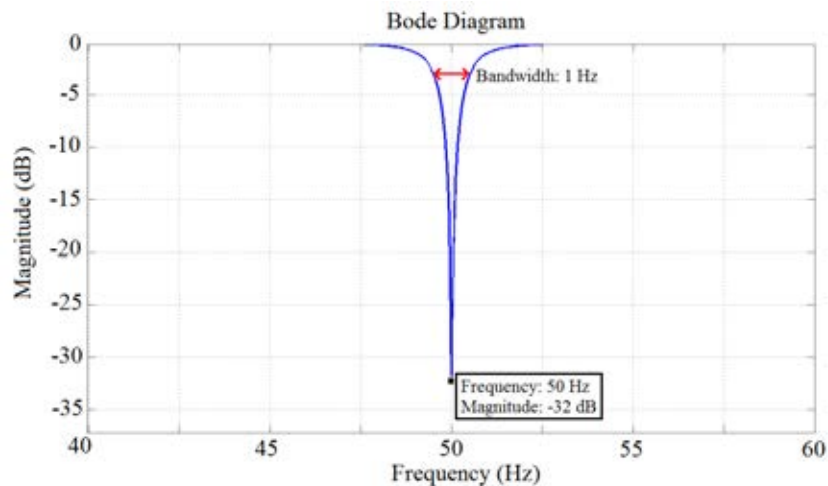
$$\omega_r^2 = \omega_{A1}\omega_{A2} = \tan \frac{\omega_{D1}T}{2} \tan \frac{\omega_{D2}T}{2} = \tan \frac{2\pi f_{D1}T}{2} \tan \frac{2\pi f_{D2}T}{2} \quad (2.20)$$

$$B = \omega_{A1} - \omega_{A2} \quad (2.21)$$

โดย f_{D1} และ f_{D2} คือค่าความถี่ที่จุด -3 เดซิเบลของตัวกรองแบบนอตร์และ T คือคาบของอัตราสุ่ม

ทดสอบผลตอบสนองทางความถี่ของตัวกรองทางดิจิทัลโดยให้ความถี่ f_{D1} และ f_{D2} เป็น 49.5 และ 50.5 เฮิรตซ์ตามลำดับ (กำหนดช่วงให้ครอบคลุมการแกว่งของไฟบ้านในช่วง ± 0.5 เฮิรตซ์) และใช้อัตราสุ่มเป็น 1000 เฮิรตซ์ ผลตอบสนองเชิงความถี่ที่คำนวณโดยโปรแกรม MATLAB® แสดงได้ดังแสดงในรูปที่ 2.12 โดยจะเห็นได้ว่าค่าความถี่ตัดมีค่าใกล้เคียงกับค่าความถี่จากไฟบ้านที่ 50 เฮิรตซ์มากกว่าการใช้วงจรกรองแบบนอตร์ในทางแอนะล็อก แต่ถ้าสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านเกิดการเปลี่ยนแปลงจนความถี่เปลี่ยนไป 0.5 เฮิรตซ์ ตัวกรองจะลดทอนสัญญาณได้เพียง 3 เดซิเบลหรือ 0.7 เท่าของสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจริง ซึ่งไม่เพียงพอในการใช้งาน ดังนั้นเพื่อให้ตัวกรองทางดิจิทัลทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ตัวกรองที่สร้างขึ้นมาต้องสามารถปรับตัวไปตามสัญญาณรบกวนที่เข้ามาได้ เพื่อให้ตัวกรองเกิดประสิทธิภาพสูงสุดในการใช้งาน ดังนั้นจึงมีการนำตัวกรองแบบปรับตัวได้ (Adaptive Filter) มาใช้งาน โดยงานวิจัยชิ้นนี้ได้กำหนดปริมาณการลดทอนสัญญาณรบกวนให้ทำได้น้อย 10 เท่าหรือประมาณ -20 เดซิ

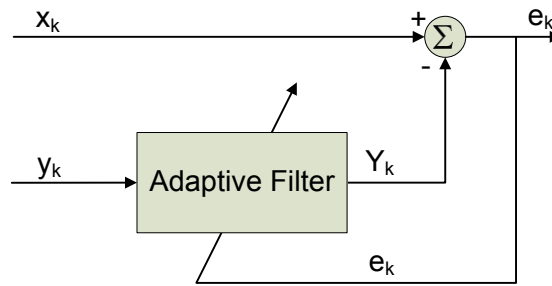
เบล [18] ที่ความถี่หลักและที่ความถี่ฮาร์มอนิกเพื่อป้องกันการเปลี่ยนแปลงของค่าความถี่ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นตลอดเวลา



รูปที่ 2.12 ผลตอบสนองของตัวกรองอันดับสองของ IIR ที่สร้างใน MATLAB®

หลักการของตัวกรองแบบปรับตัวได้ก็คือ การปรับค่าพารามิเตอร์ของตัวกรองเพื่อให้วงจรเกิดประสิทธิภาพสูงสุดในการลดทอนสัญญาณรบกวน เหมาะสมกับการใช้ลดทอนสัญญาณรบกวนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลาหรือมีค่าไม่คงที่ [11] เช่นสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟขนาด 50/60 เฮิรตซ์ก็มีลักษณะเช่นเดียวกันเนื่องจากความถี่ที่มีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา

โครงสร้างของตัวกรองแบบปรับตัวได้สามารถแสดงได้ในรูปที่ 2.13 โดยสัญญาณ x_k เป็นสัญญาณที่วัดได้ (สัญญาณที่ต้องการบวกกับสัญญาณรบกวน) y_k คือสัญญาณรบกวนอ้างอิงซึ่งมีความเกี่ยวข้องกับสัญญาณรบกวนที่ปนมากับสัญญาณข้อมูล โดยสัญญาณรบกวนอ้างอิงนี้จะผ่านไปยังตัวกรองแบบปรับตัวได้เพื่อประมาณลักษณะสัญญาณรบกวนที่ใกล้เคียงกับการรบกวนจริงหรือก็คือสัญญาณ Y_k ดังนั้นเมื่อนำสัญญาณ x_k และ Y_k มาลบกันก็จะได้สัญญาณที่ใกล้เคียงกับสัญญาณข้อมูลที่ต้องการ (e_k) แต่ถ้าสัญญาณที่ผ่านตัวกรองแบบปรับตัวได้ยังมีค่าที่ต่างจากสัญญาณรบกวนจริงอยู่มากก็จะนำผลต่าง e_k ป้อนกลับมายังตัวกรองเพื่อปรับปรุงค่าพารามิเตอร์หรือค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองให้ใกล้เคียงกับค่าจริงมากยิ่งขึ้น [11,12]



รูปที่ 2.13 โครงสร้างของตัวกรองแบบปรับตัวได้

ขั้นตอนวิธี (Algorithm) ในการลดทอนสัญญาณรบกวนของตัวกรองแบบปรับตัวได้มีหลายวิธีด้วยกัน ซึ่งก็มีจุดเด่นจุดด้อยและความเหมาะสมในการใช้งานแตกต่างกันออกไป โดยขั้นตอนวิธีที่มีการนำมาใช้กันมากได้แก่ วิธี LMS (Least Mean Square) และ RLS (Recursive Least Square) [18] วิธีแรกนั้นมีหลักการในการสร้างที่ง่ายและไม่ซับซ้อน ซึ่งต่างจากวิธีที่สองที่มีการคำนวณหลายครั้งก่อนจะได้ผลลัพธ์ออกมา แม้ว่าวิธีที่สองจะให้ประสิทธิภาพที่ดีกว่าในการลดทอนสัญญาณรบกวน [10] แต่ในการใช้งานจริงจะมีข้อจำกัดทางด้านอุปกรณ์และไม่เหมาะกับการใช้งานประเภทเวลาจริง (Real-Time) ดังนั้นงานวิจัยชิ้นนี้จะเลือกใช้ขั้นตอนวิธี LMS ในการใช้งานจริง

สำหรับขั้นตอนวิธี LMS ที่จะนำมาใช้ในระบบเป็นโครงสร้างของตัวกรองนอตช์แบบปรับตัวได้ (Adaptive Notch Filter) ตัวกรองนี้จะมีการใช้ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรอง (Filter Coefficient) สองค่าเท่านั้น ทำให้การคำนวณมีความง่ายและสามารถทำได้เร็ว โครงสร้างของตัวกรองนอตช์แบบปรับตัวได้เป็นตามรูปที่ 2.14 [12,13] โดยจากรูปจะเห็นได้ว่า สัญญาณอ้างอิง (Reference Input) ของระบบที่เข้ามาจะแบ่งเป็นสองทาง ทางหนึ่งจะถูกนำไปต่อเข้ากับตัวกรองโดยตรง อีกสัญญาณหนึ่งจะมีการปรับเฟส (Phase Shift) ไปเก้าสิบองศา ก่อนที่จะต่อเข้าไปกับตัวกรองเช่นเดียวกับสัญญาณแรก

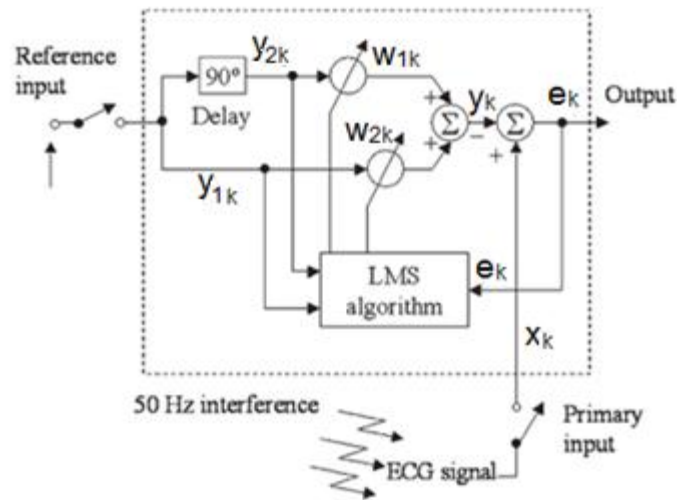
สัญญาณต่างๆในระบบสามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้ [12]

$$w_{1,k+1} = w_{1,k} + 2\mu e_k y_{1k}, \quad (2.22)$$

$$w_{2,k+1} = w_{2,k} + 2\mu e_k y_{2k}, \quad (2.23)$$

$$Y_k = w_{1,k} y_{1k} + w_{2,k} y_{2k}, \quad (2.24)$$

$$e_k = x_k - Y_k. \quad (2.25)$$



รูปที่ 2.14 โครงสร้างของตัวกรองนอตช์แบบปรับตัวได้ [11]

โดยที่ μ คือขั้นการปรับตัว (Step Size) ซึ่งจะมีผลในเรื่องของความเร็วในการปรับตัวของตัวกรอง ต่อสัญญาณรบกวนที่มีความถี่ไม่คงที่ และ w คือค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรอง

ฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองสามารถเขียนได้ตามสมการ [12,13]

$$H(z) = \frac{(z - e^{-j\omega_0})(z - e^{j\omega_0})}{z^2 - 2(1 - \mu C^2)z \cos \omega_0 + (1 - 2\mu C^2)} \quad (2.26)$$

ข้อดีของตัวกรองนอตช์แบบปรับตัวได้ชนิดนี้คือ ถ้าหากสัญญาณรบกวนที่เข้ามาเกิดจากหลายความถี่ ตัวกรองของเราสามารถทำให้เกิดนอตช์ได้ที่ทุกความถี่ที่เข้ามาพร้อมกัน ซึ่งจะแสดงให้เห็นในการจำลองการทำงานในบทถัดไป อีกทั้งยังสามารถกำหนดความกว้างของนอตช์ได้ โดยความกว้างที่จุด -3 เดซิเบล (dB) จะมีค่าตามสมการ

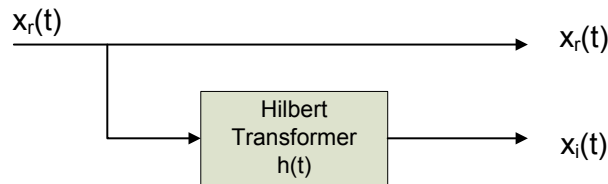
$$Bandwidth = 2\mu C^2. \quad (2.27)$$

ค่า C ในสมการเป็นค่าแอมพลิจูดของสัญญาณรบกวนที่เข้ามาในระบบอ้างอิง [12,13] โดยจากสมการทำให้รู้ว่าที่สัญญาณรบกวนแอมพลิจูดสูง ควรจะมีค่าขั้นการปรับตัวที่ต่ำเพื่อให้แบนด์วิธแคบ แต่เมื่อค่าการปรับตัวมีค่าต่ำ ระบบจะลู่เข้า (Converge) ช้า ในทางกลับกัน ถ้าขั้นการปรับตัวมีค่าสูง ระบบจะลู่เข้าได้เร็ว แต่แบนด์วิธของนอตช์จะมีค่าสูง ดังนั้นการเลือกขั้นการปรับตัวจึงมีผลโดยตรงกับประสิทธิภาพของตัวกรองที่ใช้

2.5 การแปลงฮิลเบิร์ต

การแปลงฮิลเบิร์ต (Hilbert Transform) เป็นกระบวนการที่ใช้สร้างสัญญาณเชิงซ้อน (Complex Signal) จากสัญญาณจริง (Real Signal) ที่เข้ามา หรือใช้ในการปรับเฟสของสัญญาณไปเก้าสิบองศา การแปลงฮิลเบิร์ตสามารถประยุกต์ใช้ได้กับงานหลายอย่าง อาทิเช่น การควบคุมอัตราขยายอัตโนมัติ (Automatic Gain Control) หรือการปรับเฟสของสัญญาณแถบความถี่ข้าง (Sideband Signal) [19]

แผนภาพแสดงการทำงานของการทำงานของการแปลงฮิลเบิร์ตสามารถเขียนได้ดังรูปที่ 2.15 โดยสัญญาณจริงที่มีจะเข้าไปยังตัวแปลงฮิลเบิร์ต (Hilbert Transformer) เพื่อแปลงให้เป็นสัญญาณเชิงซ้อน และจะมารวมกันสัญญาณจริงขาเข้าออกมาเป็นสัญญาณวิเคราะห์ (Analytic Signal)



รูปที่ 2.15 โครงสร้างของการแปลงฮิลเบิร์ต

ฟังก์ชันถ่ายโอนของการแปลงสามารถเขียนได้ตามสมการต่อไปนี้[19]

$$h(n) = \begin{cases} \frac{2 \sin^2(\pi n/2)}{\pi n} & ; n \neq 0 \\ 0 & ; n = 0 \end{cases} \quad (2.28)$$

หรือเขียนในเชิงความถี่ได้เป็น

$$H(e^{j\omega}) = \begin{cases} -j & ; 0 < \omega < \pi \\ 0 & ; \omega = 0, \pi \\ j & ; -\pi < \omega < 0 \end{cases} \quad (2.29)$$

โดยในงานวิจัยชิ้นนี้จะมีการนำการแปลงฮิลเบิร์ตมาใช้ในการปรับเฟสของสัญญาณรบกวนอ้างอิงที่เข้ามายังระบบตามที่ได้กล่าวไว้ในโครงสร้างของตัวกรองนอตช์แบบปรับตัวได้

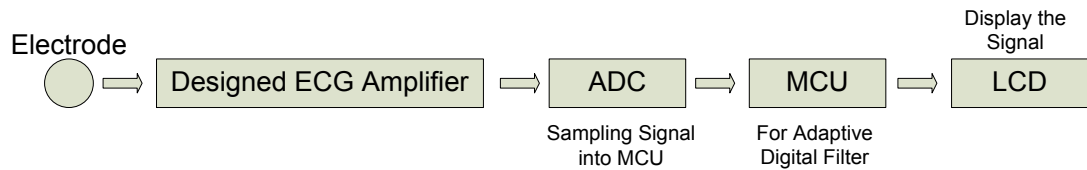
บทที่ 3

การออกแบบและจำลองการทำงาน

ในวิทยานิพนธ์นี้สามารถแบ่งงานได้เป็น 2 ส่วนหลักๆคือ ส่วนแอนะล็อก และส่วนดิจิทัล โดยสามารถเขียนเป็นบล็อกไดอะแกรมได้ดังรูปที่ 3.1 โดยสัญญาณจากขั้วไฟฟ้าจะผ่านเข้าไปยังวงจรแอนะล็อกสำหรับวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 ช่องสัญญาณที่ออกแบบไว้ ซึ่งจะทำหน้าที่กำจัดสัญญาณที่ความถี่ต่ำและความถี่สูงออกไป อีกทั้งยังป้องกันค่าไฟตรงขีดเริ่มและขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอีกด้วย เมื่อได้สัญญาณออกจากวงจรแอนะล็อกแล้วก็จะผ่านไปยังตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (Analog-to-Digital Converter: ADC) เพื่อแปลงสัญญาณเป็นดิจิทัลเพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนเพิ่มเติมด้วยตัวกรองแบบปรับตัวได้ทางดิจิทัลภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งสัญญาณรบกวนอ้างอิงที่ใช้จะได้จากค่าเฉลี่ยของสัญญาณจากขั้วไฟฟ้า 3 ขั้วที่ติดไว้บริเวณแขนขวา แขนซ้ายและขาซ้าย เมื่อลดทอนสัญญาณรบกวนเป็นที่เรียบร้อยแล้วก็จะทำการแสดงผลที่หน้าจอแอลซีดี โดยคุณลักษณะ (Specification) ของอุปกรณ์เป็นดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1. คุณลักษณะของอุปกรณ์

	Value		Value
Number of Electrodes	4 Electrodes	Operating Voltage	Single Supply 3 V
Number of Leads	2 Leads	Sampling Rate	900 Hz or higher
Bandwidth	0.05 – 180 Hz	ADC Resolution	12 bits
DC Offset Cancellation Range	± 0.5 V	Filtering	Adaptive Filtering with -20 dB or greater
Gain	600 (55.56 dB) or greater	Display	LCD Screen
CMRR	80 dB or greater		



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.1 วงจรทางแอนะล็อก

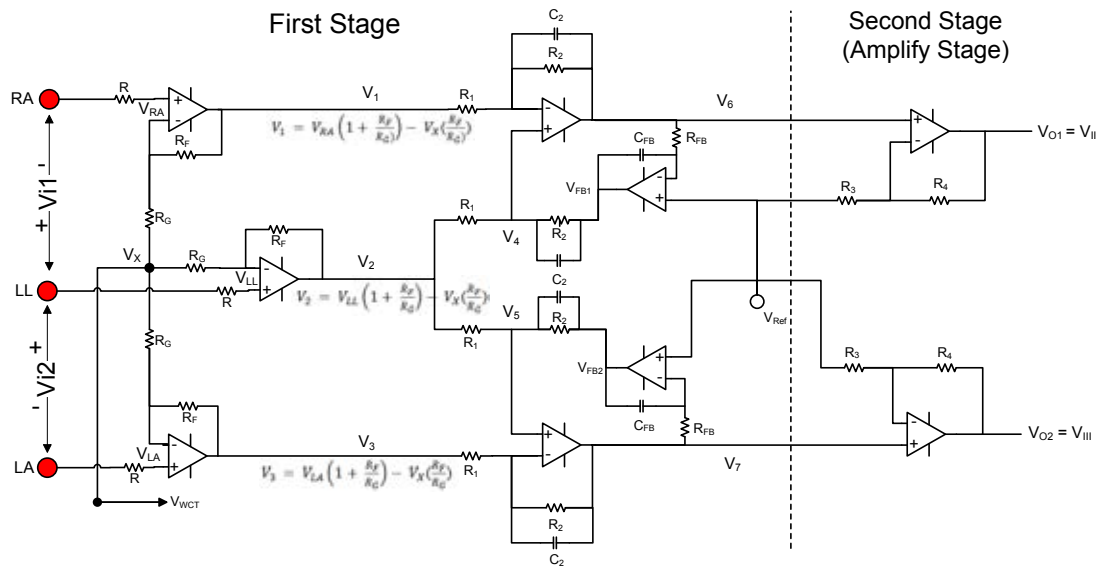
วงจรที่นำมาใช้เป็นวงจรที่พัฒนามาจากวงจรรายแบบอินสทรูเมนต์พื้นฐานแบบหลายช่องสัญญาณ ซึ่งจะทำให้ได้สัญญาณที่ขาออกเป็นสัญญาณของ 2 Leads พร้อมๆกัน (V_{II} และ V_{III}) อีกทั้งยังสามารถสร้างสัญญาณ Wilson Central Terminal (WCT) ซึ่งต่อจากนี้จะเรียกว่า V_{WCT} ซึ่งสัญญาณนี้ใช้เป็นสัญญาณรบกวนอ้างอิงได้ภายในวงจรโดยไม่ต้องต่อฮาร์ดแวร์เพิ่ม ทำให้มีความเหมาะสมในการนำมาใช้งาน

วงจรที่ออกแบบแสดงในรูปที่ 3.2 พร้อมกับระบุชื่อตัวแปรที่แต่ละจุดของวงจรและสัญญาณจากขั้วไฟฟ้าที่ตำแหน่งต่างๆ โดยวงจรจะแบ่งเป็น 2 ภาค ภาคแรกจะทำหน้าที่หลักในการกรองสัญญาณรบกวนที่ความถี่ต่ำและความถี่สูงออกไป และยังกำจัดสัญญาณรบกวนแรงดันออฟเซตไฟตรงได้อีกด้วย และภาคที่สองจะทำหน้าที่ขยายสัญญาณขึ้นมาให้ถึงระดับที่ต้องการเนื่องจากอัตราขยายในภาคแรกจะมีค่าต่ำ ทั้งนี้เพื่อช่วยให้การลดผลแรงดันออฟเซตไฟตรงมีมากขึ้น

ศักย์ไฟฟ้าที่ขาออกของวงจรสามารถหาได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$V_{II} = \left(1 + \frac{R_F}{R_G}\right) \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) \left(\frac{j\omega R_{FB} C_{FB}}{1 + j\omega R_{FB} C_{FB}}\right) \left(\frac{1}{1 + j\omega R_2 C_2}\right) (V_{LL} - V_{RA}) + V_{Ref} \quad (3.1)$$

$$V_{III} = \left(1 + \frac{R_F}{R_G}\right) \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) \left(\frac{j\omega R_{FB} C_{FB}}{1 + j\omega R_{FB} C_{FB}}\right) \left(\frac{1}{1 + j\omega R_2 C_2}\right) (V_{LL} - V_{LA}) + V_{Ref} \quad (3.2)$$



รูปที่ 3.2 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบ

จะเห็นได้ว่าผลของ R_2 และ C_2 จะทำให้ตัดสัญญาณที่ความถี่สูงออก และค่าของ R_{FB} และ C_{FB} จะตัดสัญญาณความถี่ต่ำ โดยการเลือกค่าตัวต้านทานและตัวเก็บประจุจะดูจากแบนด์วิธของวงจร ที่ความถี่ต่ำจะตั้งค่าความถี่ตัด (Cut-Off Frequency) ไว้ที่ 0.05 เฮิรตซ์โดยประมาณ ซึ่งเป็นค่าความถี่ต่ำสุดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่ความถี่สูงจะเลือกความถี่ตัดที่ 180 เฮิรตซ์ เนื่องจากต้องการให้วงจรสามารถรับสัญญาณฮาร์มอนิกที่ 3 ของไฟบ้านที่มีความถี่ 60 เฮิรตซ์เข้ามาได้นั่นเอง

สำหรับอัตราขยายจะขึ้นกับค่าตัวต้านทานที่ใส่ในวงจร ซึ่งในที่นี้จะแบ่งการขยายสัญญาณเป็น 2 ส่วน ซึ่งอัตราขยายของทั้งวงจรได้ถูกตั้งไว้ที่ 600 เท่าโดยประมาณ การตั้งค่าอัตราขยายเท่านี้เนื่องมาจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีแอมพลิจูดสูงสุดที่ QRS Complex ประมาณ 1-3 มิลลิโวลต์ และจากการที่ไฟเลี้ยงของระบบมีค่า 3 โวลต์แบบไฟเลี้ยงเดี่ยว (Single Supply) ทำให้การตั้งค่ากำลังขยายทำได้ไม่สูงมาก เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการอิ่มตัวของสัญญาณเสียก่อน โดยในภาคแรกจะมีอัตราขยายต่ำ (3 เท่า) และในภาคสองจะมีอัตราขยายที่สูง (201 เท่า) การเลือกเช่นนี้เพื่อเป็นการสะดวกต่อการต่อวงจรและการเลือกค่าพารามิเตอร์ต่างๆมาใช้ ถ้าหากกำลังขยายในภาคสองมีค่าที่สูงมาก ค่าความต้านทานที่นำมาใช้จะต้องมีค่าที่ต่างกันมาก ซึ่งอาจจะทำให้เกิดการเพี้ยนของอัตราขยายได้สูง ส่วนอัตราขยายในส่วนแรกก็มีการเลือกเพื่อให้สามารถป้องกันแรงดันไฟตรงออฟเซตได้ระดับหนึ่งอีกด้วย ในวงจรยังมีการใส่คัปปีไฟฟ้ายิ่งเพื่อยกระดับ

สัญญาณขึ้นมา ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากไฟเลี้ยงที่ใช้เป็นแบบไฟเลี้ยงเดี่ยว ซึ่งต้องใช้ศักย์ไฟฟ้าเพื่อ ยกระดับสัญญาณขึ้นมาในการใช้งาน บวกกับการที่สัญญาณทางชีวเวชมีโอกาสที่จะมีค่าเป็นลบ ได้ เมื่อผ่านออปแอมป์แล้วสัญญาณเหล่านี้อาจหายไปหากไม่มีการยกระดับสัญญาณขึ้นมา นอกจากนี้ค่าศักย์ไฟฟ้าที่จุด V_X เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$V_X = \frac{V_{RA} + V_{LA} + V_{LL}}{3} = V_{WCT} \quad (3.3)$$

หรือก็คือค่าศักย์ไฟฟ้าของ WCT ที่ใช้ในการสร้างสัญญาณใน Precordial Leads นั้นเอง

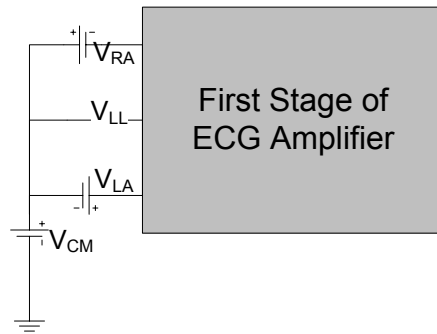
จากเหตุผลเบื้องต้นบวกกับความต้องการให้อุปกรณ์ที่ออกแบบมีคุณลักษณะตามตารางที่ 3.1 จึงได้มีการเลือกค่าพารามิเตอร์ต่างๆของวงจรตามตารางที่ 3.2 เพื่อให้วงจรที่ออกแบบมี ผลตอบสนองเป็นไปตามที่ต้องการ

ตารางที่ 3.2. ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้งาน

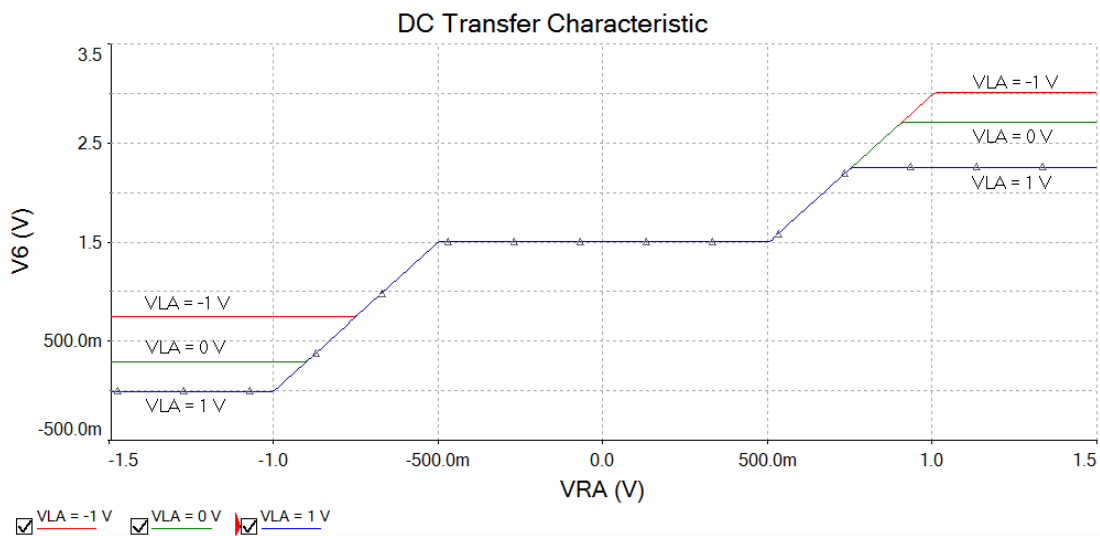
Circuit Parameters	Value
R_F, R_G, R_1, R_3	10 k Ω
R_2	15 k Ω
R_{FB}	500 k Ω
R_4	2 M Ω
C_2	56 nF
C_{FB}	6.2 μ F

เมื่อเลือกค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการใช้งานได้แล้วก็ทดสอบวงจรที่ออกแบบด้วยโปรแกรม NI MultiSim® เพื่อทดสอบผลจากไฟตรง ผลตอบสนองทางความถี่ในเชิงขนาดและเฟส และหาค่า CMRR (Common-Mode Rejection Ratio) โดยใช้ออปแอมป์เบอร์ OPA4340 [20] ของบริษัท Texas Instrument และทำการทดสอบโดยใช้สัญญาณไซน์เป็นหลักในการทดสอบการทำงาน

การทดสอบผลจากไฟตรงจะทำการใส่สัญญาณเข้าไปยังวงจรภาคแรกของวงจрдังรูปที่ 3.3 ก) การใส่สัญญาณแบบนี้จะเป็นการทดสอบผลการจัดการกับแรงดันออฟเซตไฟตรง อีกทั้งดูถึงการรบกวนของสองช่องสัญญาณอีกด้วย ผลการทดลองเมื่อตั้งค่า V_{CM} เป็น 1.5 โวลต์และเปลี่ยนค่า V_{RA} จาก -1.5 ไปถึง 1.5 โวลต์ที่ค่า V_{LA} เป็น -1.0 และ 1 โวลต์ ผลการทดสอบเป็นดังรูปที่ 3.3ข)



ก)

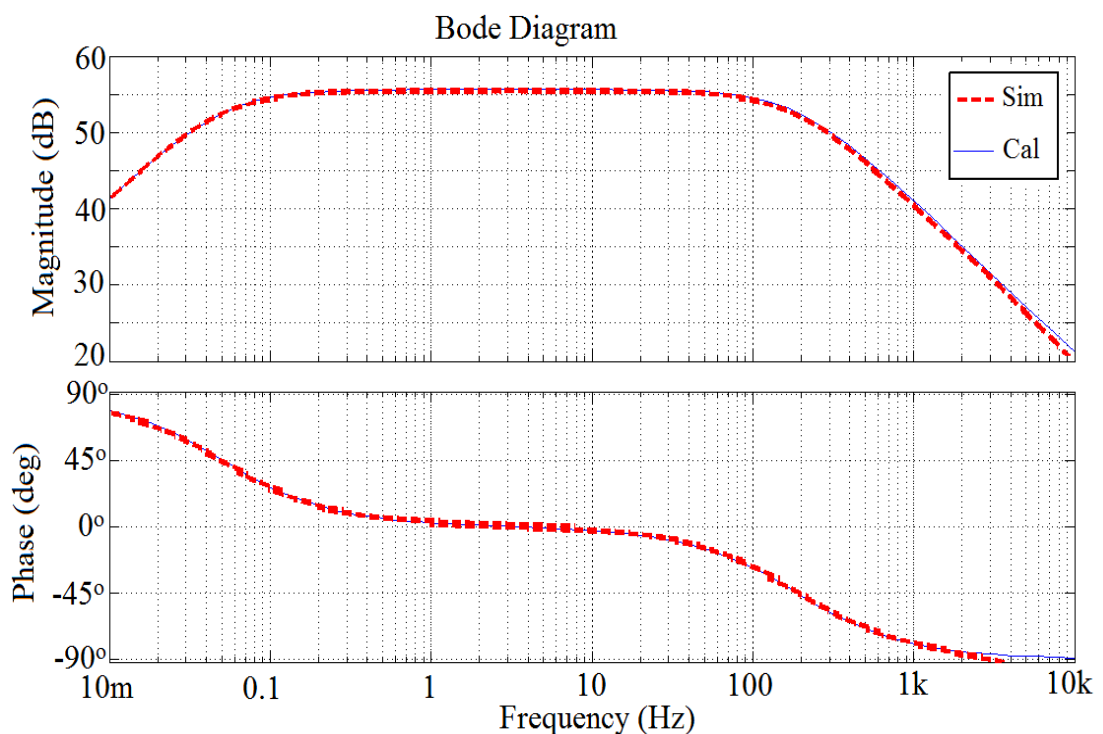


ข)

รูปที่ 3.3 ก) การใส่สัญญาณเพื่อทำการทดสอบการลดค่าไฟตรงขีดเริ่มของวงจรที่ ออกแบบ ข) ผลการทดสอบการลดค่าไฟตรงขีดเริ่ม

จากกราฟจะเห็นว่าสัญญาณที่ขาออกของวงจรภาคแรก (V_6) มีค่าเท่ากับที่ทุกค่าของ V_{LA} โดยมีช่วงของการลดทอนไฟตรงอยู่ในช่วง -0.5 ถึง 0.5 โวลต์ตามที่ต้องการ ซึ่งมากกว่าค่ามาตรฐานที่กำหนดไว้โดย AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) ที่ ± 0.3 โวลต์ [21,22] แต่สัญญาณ V_6 ที่ V_{RA} น้อยกว่า -0.75 และมากกว่า 0.75 โวลต์มีค่าไม่ตรงกับที่คำนวณไว้ในบทที่แล้ว กรณีนี้อาจจะเป็นผลมาจากการที่ออปแอมป์อิ่มตัวเนื่องจากการใส่ไฟเข้าไปจนทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่ได้ที่ขาออกของออปแอมป์มีค่ามากเกินไปเกินกว่าค่าไฟเลี้ยงนั่นเอง ซึ่งการคำนวณในบทที่แล้วเป็นการใช้วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับช่องสัญญาณเดียว ทำให้ปัญหาเรื่องการอิ่มตัวของออปแอมป์มีน้อยกว่าการวงจรที่ได้ออกแบบไว้

ผลตอบสนองทางความถี่สามารถวัดได้ผ่านทางกราฟโบเด (Bode Plot) ในการทดลองนี้ได้มีการทดสอบในโปรแกรม MATLAB® เพื่อนำมาเปรียบเทียบกับผลจากการทดสอบในโปรแกรม NI MultiSim® โดยกราฟเป็นดังรูปที่ 3.4 ที่ช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.01 ถึง 10,000 เฮิรตซ์ จะเห็นได้ว่ากราฟจากการจำลองในสองโปรแกรมทับกันพอดีและมีค่าความถี่ตัดและอัตราขยายใกล้เคียงกับค่าที่ต้องการ (ระหว่าง 51.4 มิลลิเฮิรตซ์ ถึง 189.4 เฮิรตซ์ และค่าอัตราขยายที่ 55.60 เดซิเบล)



รูปที่ 3.4 กราฟโบเดจากการจำลองในโปรแกรม MATLAB® (Cal) และ NI MultiSim® (Sim)

สำหรับค่า CMRR หรือ Common-Mode Rejection Ratio นั้นจะเป็นตัวบอกถึงความสามารถในการลดทอนสัญญาณในโหมดร่วมที่เข้ามา ค่า CMRR ยิ่งสูงก็แสดงว่าการลดทอนสัญญาณรบกวนในโหมดร่วมจะมีมากขึ้น ค่านี้สามารถหาได้จากอัตราส่วนระหว่างอัตราขยายในโหมดต่างต่ออัตราขยายในโหมดร่วม อัตราขยายในโหมดต่าง คือ ค่าอัตราขยายเมื่อใส่สัญญาณที่ต่างกันเข้าไปยังวงจร ส่วนอัตราขยายในโหมดร่วม คือ ค่าอัตราขยายเมื่อใส่สัญญาณที่เหมือนกันเข้าไปยังวงจร โดยผลการทดสอบเมื่อใช้ความถี่ของสัญญาณขนาด 50 เฮิรตซ์หรือความถี่ของไฟบ้านแสดงในตารางที่ 3.3 ค่าที่ได้ออกมามีเพียงพอสำหรับการใช้งานและ

มากกว่าค่าที่มาตรฐานใน [23] ซึ่งกำหนดไว้ที่อย่างต่ำ 60 เดซิเบลสำหรับช่วงความถี่ 45 – 65 เฮิรตซ์

ตารางที่ 3.3. การจำลองค่า CMRR จากวงจรที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์

	Differential Mode	Common Mode
Input (mV _{RMS})	2	2
Output (mV _{RMS})	1065	0.00007
Gain	533 (54 dB)	0.00003 (-90 dB)
CMRR	15,500,000 (144 dB)	

เมื่อได้สัญญาณจากวงจรมายาวอินพุตที่ออกมาแล้ว ซึ่งจะลดทอนสัญญาณรบกวนในความถี่ต่ำและความถี่สูง รวมถึงแรงดันไฟตรงออกเฟสออกไป สัญญาณจะผ่านไปยังตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลเพื่อแปลงให้สัญญาณเป็นดิจิทัลเพื่อให้สามารถนำไปใช้งานต่อได้ โดยสัญญาณข้อมูลที่ได้จากตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลจะถูกลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองแบบปรับตัวได้ซึ่งเป็นการเขียนโปรแกรมบนไมโครคอนโทรลเลอร์ หลังจากนั้นก็จะแสดงผลบนหน้าจอแอลซีดีเพื่อแสดงผลกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ออกมา

3.2 คุณสมบัติของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่จะเลือกใช้

การจะเลือกไมโครคอนโทรลเลอร์มาใช้จำเป็นจะต้องรู้ถึงคุณสมบัติของส่วนต่างๆที่จะนำมาใช้งานเสียก่อน เพื่อที่จะได้เลือกอุปกรณ์ในการใช้งานได้อย่างเหมาะสมและเกิดประสิทธิภาพสูงสุด ซึ่งรายละเอียดของส่วนประกอบได้แก่ จำนวนบิตและช่องสัญญาณของตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลและความถี่หรืออัตราในการสุ่มสัญญาณของไมโครคอนโทรลเลอร์

จำนวนบิตของตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลจะบ่งบอกถึงความละเอียดในการวัดค่าของสัญญาณที่ผ่านวงจรมายาวอินพุตที่ออกมาแล้ว ยิ่งจำนวนบิตมีค่ามาก ความละเอียดก็จะมีค่ามากตามแต่ก็จะทำให้การคำนวณค่าหรือการลดทอนสัญญาณรบกวนใช้เวลาและทรัพยากรของไมโครคอนโทรลเลอร์มากขึ้นด้วย

ความละเอียดของตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลสามารถหาได้จากค่าไฟเลี้ยงหารด้วยสอง ยกกำลังจำนวนบิตตามสมการ

$$\text{ความละเอียด} = \frac{V_{CC}}{2^{\text{จำนวนบิต}}} \quad (3.4)$$

โดยเมื่อพิจารณาจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ ค่าแอมพลิจูดสูงสุดจะเกิดขึ้นในช่วง R Wave ซึ่งค่าที่มีการวัดและบันทึกไว้มีค่าตั้งแต่ 1 – 3 มิลลิโวลต์ ค่าแอมพลิจูดต่ำสุดที่เกิดขึ้นจะอยู่ในกราฟ P Wave ที่ 0.1 มิลลิโวลต์โดยประมาณ [7] และกำหนดให้สัญญาณรบกวนที่มีค่าน้อยกว่า 1 % ของแอมพลิจูดถือว่าน้อยมากและสามารถละเลยได้ ดังนั้นค่าของสัญญาณรบกวนที่สามารถละเลยได้จะคำนวณจากแอมพลิจูดของ P Wave

$$\text{Minimum ignore noise} = \frac{0.1 \text{ mV}}{100} = 1 \mu\text{V} \quad (3.5)$$

จากค่าอัตราขยายที่กำหนดไว้ในตารางที่ 3.1 และไฟเลี้ยงที่มีการใช้งานที่ 3 โวลต์ ถ้าเลือกใช้งานตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลจำนวน 12 บิตจะได้ว่าความละเอียดของ 1 บิตจะมีค่าเป็น

$$\text{Resolution per 1 bit} = \frac{3 \text{ V}}{2^{12} \times 600} = 1.22 \mu\text{V} \quad (3.6)$$

ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับค่าต่ำสุดของสัญญาณรบกวนที่ต้องการ ถ้ามีสัญญาณรบกวนขนาดประมาณ 1 μV เข้ามายังวงจร ก็จะทำให้ค่าจากตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลผิดเพี้ยนได้ไม่เกิน 1 บิต แต่ถ้านำตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลขนาด 16 บิตจะทำให้ได้ความละเอียดเป็น

$$\text{Resolution per 1 bit} = \frac{3 \text{ V}}{2^{16} \times 600} = 76.3 \text{ nV} \quad (3.7)$$

ซึ่งสัญญาณรบกวนขนาด 1 μV จะทำให้ตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลมีการเปลี่ยนแปลง 4 บิต ซึ่งส่งผลกระทบต่อประสิทธิภาพในการใช้งานเนื่องจากการใช้ที่ฟุ่มเฟือย (Redundant) ดังนั้นการเลือกใช้งานตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลจำนวน 12 บิตจึงมีความเหมาะสมกับระดับสัญญาณที่ต้องการ

สำหรับจำนวนตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลที่ต้องใช้งานต้องมี 3 ตัวด้วยกันเพื่อใช้วัดสัญญาณ 3 สัญญาณพร้อมๆกัน ได้แก่ สัญญาณจาก Limb Leads 2 สัญญาณที่ได้ออกมาจากวงจรที่ออกแบบไว้ และอีกหนึ่งสัญญาณซึ่งใช้เป็นสัญญาณรบกวนอ้างอิงให้กับตัวกรองทางดิจิทัล หรือก็คือสัญญาณจากจุด V_x หรือจุด WCT

ความถี่ที่ใช้ในการสุ่มสัญญาณจะดูจากความถี่ของสัญญาณที่ต้องการวัด โดยจากหลักการของไนควิสต์ที่กล่าวไว้ว่าควรมีค่าอย่างน้อย 2 เท่าของความถี่สูงสุด ในที่นี้ความถี่สูงสุดที่ต้องการวัดคือความถี่ที่ฮาร์โมนิกที่ 3 ของวงจรที่ 180 เฮิร์ตซ์ ตั้งอัตราสุ่มสัญญาณไว้ที่ 5 เท่าของสัญญาณเพื่อให้การสุ่มสัญญาณมีประสิทธิภาพที่ดีขึ้น ดังนั้นอัตราการสุ่มควรมีค่าไม่ต่ำกว่า

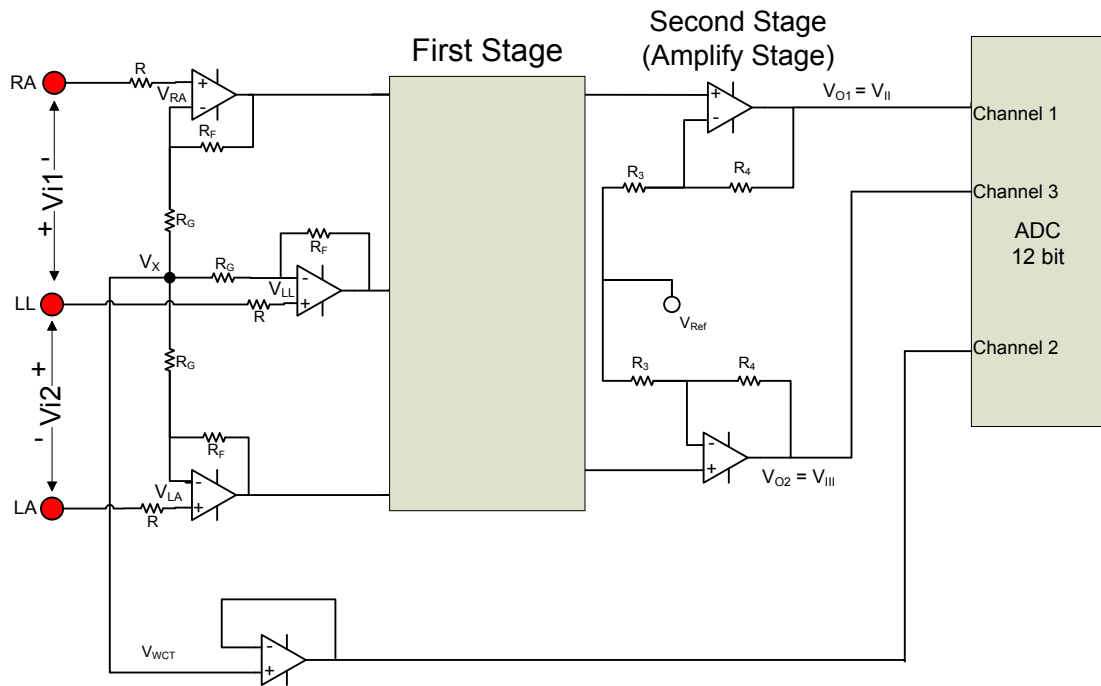
$$\text{อัตราการสุ่ม} = 180 \times 5 = 900 \text{ เฮิร์ตซ์} \quad (3.8)$$

นอกจากนี้ สัญญาณที่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนแล้วจะแสดงผลไปยังหน้าจอแอลซีดี (Liquid Crystal Display: LCD) โดยการแสดงผลหน้าจอแอลซีดีจะเกิดการหน่วงเวลา เนื่องจากต้องรอให้ไมโครคอนโทรลเลอร์เก็บค่าเข้ามาและทำการลดทอนสัญญาณเสียก่อน โดยงานวิจัยนี้คาดการณ์ว่าจะมีการหน่วงเวลาไม่เกิน 5 วินาทีในการแสดงผลนับตั้งแต่เริ่มวัดสัญญาณ

จากค่าต่างๆที่ได้กล่าวไว้ ทำให้ตระกูลของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่คาดว่าจะนำมาใช้งาน ได้แก่ MSP430 ของบริษัท Texas Instrument [24] ซึ่งมีคุณสมบัติตามที่ต้องการ จำนวนบิตของตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัล 12 บิต จำนวนช่องของตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลอย่างต่ำสามตัว สามารถสุ่มสัญญาณได้มากกว่า 900 เฮิร์ตซ์ สำหรับการเชื่อมต่อกับหน้าจอแอลซีดีจะเลือกใช้งานไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC32 ซึ่งสามารถเชื่อมต่อกับหน้าจอแอลซีดีได้

3.3 ขั้นตอนวิธีที่จะนำมาใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวน

ขั้นตอนวิธีที่จะนำมาใช้เป็นตัวกรองนอตรซ์แบบปรับตัวได้ ซึ่งจะมีการใช้ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองสองค่า โดยตัวกรองแบบนี้มีข้อดีที่สามารถกำหนดความกว้างของนอตรซ์ที่ค่อนข้างแน่นอนได้ สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนที่ประกอบด้วยความถี่หลายค่าได้พร้อมกัน และจะมีการเพิ่มประสิทธิภาพให้สูงขึ้น โดยการทำให้ขั้นตอนการปรับตัวสามารถปรับเปลี่ยนตัวเองตามลักษณะสัญญาณรบกวนที่เข้ามาได้ วิธีนี้จะทำให้ตัวกรองของเรามีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น เนื่องจากขั้นตอนการปรับตัวจะมีการเปลี่ยนแปลงค่าให้เหมาะสมกับลักษณะสัญญาณและประสิทธิภาพการทำงานของตัวกรองในขณะใดขณะหนึ่ง สัญญาณจากวงจรทางแอนะล็อกในรูปที่ 3.2 จะเข้ามายังตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลทั้งหมดสามสัญญาณ (สัญญาณ V_{II} , V_{III} และ V_{WCT}) ตามรูปที่ 3.5 โดยการสุ่มสัญญาณจะสุ่มเรียงจาก V_{II} , V_{WCT} และ V_{III} ตามลำดับ



รูปที่ 3.5 สัญญาณจากวงจรแอนะล็อกที่เข้ามายังตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัล

จากที่ได้กล่าวไว้ในบทที่แล้ว ค่าของขั้นการปรับตัวมีผลโดยตรงกับประสิทธิภาพของตัวกรองทั้งในเรื่องของความเร็วในการลู่เข้าและแบนด์วิธของนอตช์ ค่าการปรับตัวที่ดีและทำให้เกิดประสิทธิภาพสูงสุดคือขั้นการปรับตัวที่มีค่าสูงในช่วงแรกเพื่อให้ระบบลู่เข้าได้อย่างรวดเร็ว และลดลงเรื่อยๆเมื่อระบบเริ่มลู่เข้า ซึ่งจะทำให้แบนด์วิธของนอตช์เมื่อระบบลู่เข้ามีค่าต่ำตามไปด้วย โดยจากสมการที่ 2.22 และ 2.23 ในบทที่แล้ว เมื่อเราเปลี่ยนขั้นการปรับตัวให้เป็นขั้นแบบปรับตัวเองได้จะได้สมการใหม่เป็น โดยการปรับตัวนี้สามารถเขียนเป็นสมการได้ว่า [14,15]

$$w_{k+1} = w_k + \mu_k e_k y_k, \quad (3.9)$$

ขั้นการปรับตัวมีค่าเป็น

$$\mu_{k+1} = \alpha \mu_k + \gamma p_k^2, \quad (3.10)$$

$$p_k = \beta p_k + (1 - \beta) e_k e_{k-1}. \quad (3.11)$$

โดยจะต้องมีการปรับค่าตัวแปรที่เพิ่มขึ้นมา (อัลฟา (α) เบต้า (β) และแกมมา (γ)) เพื่อให้ตัวกรองสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ตัวแปรทั้งสามจะมีค่าน้อยกว่า 1 เสมอ และแกมมาจะมีค่าน้อยมาก [15] การตั้งค่าพารามิเตอร์เช่นนี้และสมมุติให้แอมพลิจูดของสัญญาณ

รบกวนคงที่ในช่วงเวลาหนึ่งๆ ค่าของขั้นการปรับตัวจะมีค่าน้อยลงเรื่อยๆเมื่อเวลาผ่านไป ซึ่งจะทำให้ระบบลู่เข้าได้เร็วในช่วงแรกและมีประสิทธิภาพดี (มีแบนด์วิธของนอตช์ที่แคบ) เมื่อเวลาผ่านไปหรือเมื่อระบบลู่เข้าแล้ว แต่เมื่อทำให้ขั้นการปรับตัวมีค่าที่ไม่คงที่ จึงจำเป็นต้องมีการปรับตั้งค่าสูงสุด-ต่ำสุดของขั้นการปรับตัวนี้ด้วย เพื่อป้องกันไม่ให้อัตราลดลงไปเป็นศูนย์หรือไม่ให้ขั้นการปรับตัวมีค่ามากเกินไป [14]

นอกจากนี้จะยังมีการนำตัวแปลงฮิลเบิร์ตมาใช้งานด้วย โดยจากรูปที่ 2.15 ในบทที่แล้ว จำลองการแปลงฮิลเบิร์ตให้อยู่ในรูปของ k-tap FIR (Finite Impulse Response) ดังแสดงในรูปที่ 3.6 หรือเขียนเป็นสมการได้ว่า [19]

$$X_{ht}(\omega) = H(\omega)X_r(\omega) \quad (3.12)$$

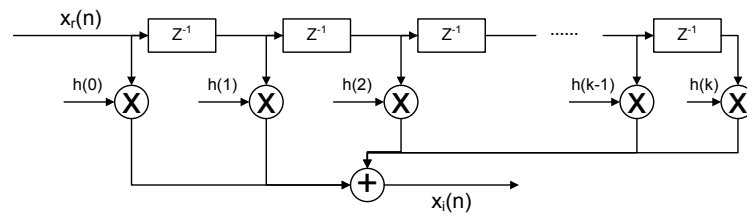
หรือ

$$x_i(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k)x_r(n-k) \quad (3.13)$$

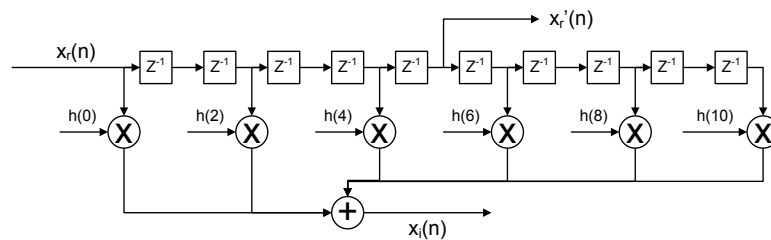
โดย $x_r(n)$ เป็นสัญญาณขาเข้ามายังตัวแปลงฮิลเบิร์ต และสัญญาณ $x_i(n)$ เป็นสัญญาณที่ได้ออกมา จากสมการจะเห็นได้ว่า ถ้าสามารถคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองออกมาได้ ก็จะสามารถสร้างเป็นตัวแปลงฮิลเบิร์ตให้อยู่ในรูปของตัวกรอง ซึ่งสามารถเขียนเป็นโปรแกรมลงบนไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ โดยโครงสร้างของตัวกรองเป็นดังรูปที่ 3.6 แต่ในการทำเช่นนี้จะมีข้อจำกัดในเรื่องของตัวกรองอยู่ เนื่องจากเมื่อนำสัญญาณผ่านเข้าไปยังตัวกรองแล้ว ต้องมีการหน่วงสัญญาณขาเข้า $x_r(n)$ ด้วย โดยจำนวนตัวอย่างที่ต้องมีการหน่วงมีค่าดังนี้ [19]

$$\text{จำนวนตัวอย่างที่ต้องหน่วง} = (\text{จำนวนแท็ป} - 1) / 2 \quad (3.14)$$

ดังนั้นการเลือกจำนวนแท็ปของตัวกรองจึงควรเป็นเลขคี่เพื่อให้จำนวนตัวอย่างที่ต้องมีการหน่วงเกิดขึ้นมีค่าเป็นจำนวนเต็ม โดยในงานวิจัยชิ้นนี้จะเลือกจำนวนแท็ปเป็น 11 แท็ป ซึ่งจะต้องมีการหน่วงสัญญาณขาเข้า 5 ตัวอย่างตามรูปที่ 3.7 โดยจากสัญญาณขาเข้า $x_r(t)$ จะได้ออกมาเป็นสัญญาณ $x_i(t)$ ที่มีการหน่วงสัญญาณเรียบร้อยแล้วนั่นเอง การแปลงฮิลเบิร์ตที่จะจำลองและค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองสามารถหาได้โดยใช้ฟังก์ชันสำเร็จรูปในโปรแกรม MATLAB®

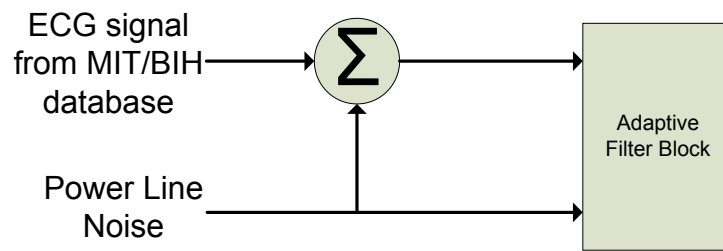


รูปที่ 3.6 โครงสร้างของตัวกรอง k-tap FIR ที่ใช้ในการจำลองการแปลงฮิลเบิร์ต

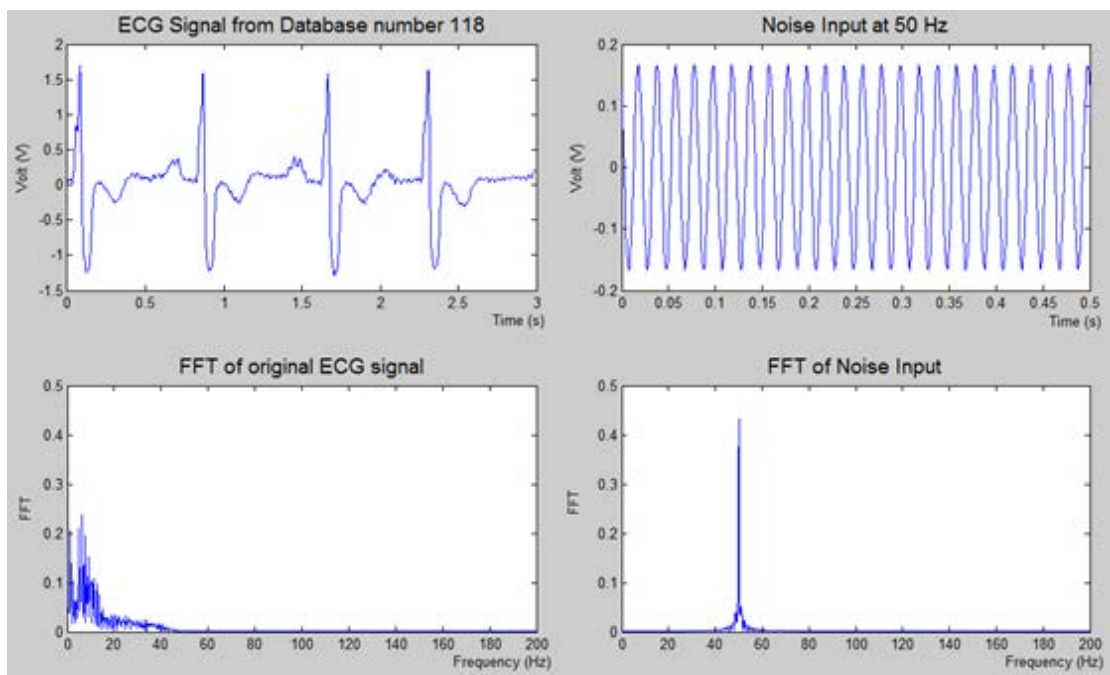


รูปที่ 3.7 โครงสร้างของตัวกรอง 11 แท็ปที่จะนำมาใช้งานในงานวิจัยพร้อมตำแหน่งของชุดตัวอย่างที่มีการหวนตัวอย่างสัญญาณขาเข้า

ในการจำลองการทำงานของตัวกรองนอกรีตแบบปรับตัวได้ จะใช้ตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูลของ MIT-BIH หมายเลข 118 และสร้างสัญญาณไซน์ขึ้นมาเพื่อจำลองสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากไฟบ้านที่ความถี่ 50 เฮิร์ตซ์และความถี่ฮาร์มอนิกที่สามที่ 150 เฮิร์ตซ์ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการสุ่มสัญญาณ (Sampling Rate) อยู่ที่ 360 เฮิร์ตซ์ ซึ่งจะมีการเพิ่มอัตราการสุ่มสัญญาณด้วยฟังก์ชันในโปรแกรม MATLAB® ขึ้นมาอีก 3 เท่าให้มีค่าอัตราการสุ่มสัญญาณเป็น 1080 เฮิร์ตซ์เพื่อให้ใกล้เคียงกับอัตราการสุ่มสัญญาณที่ตั้งไว้ มีการตั้งค่า α β และ γ เป็น 0.99, 0.99 และ 0.01 ตามลำดับ โดยโครงสร้างของการจำลองสัญญาณเป็นดังรูปที่ 3.8 โดยสัญญาณไซน์ที่สร้างเพื่อจำลองถึงการรบกวนจากสัญญาณไฟบ้านจะเข้าสู่ตัวกรองโดยตรง ซึ่งการทดลองนี้จำลองจากสมมุติฐานที่สัญญาณรบกวนที่เข้าไปยังตัวกรองและรบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นตัวเดียวกัน ที่ความถี่เดียวกันโดยไม่มีคลื่นความถี่อื่นแทรกเข้ามา กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณรบกวนที่มีการจำลองขึ้นมาเป็นดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.8 โครงสร้างการจำลองการป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณรบกวนเข้าไปยังตัวกรอง



รูปที่ 3.9 กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูลและสัญญาณรบกวนที่มีความถี่หลักที่ใส่เข้าไปในระบบ

โดยในรูปที่ 3.9 จะเห็นได้ว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำมาใช้มีช่วงความถี่ที่ไฟบ้านที่ 50 เฮิรตซ์ น้อยมาก สามารถมองเห็น QRS Complex ได้อย่างชัดเจน และสัญญาณรบกวนที่จำลองขึ้นมีความถี่อยู่ที่ 50 เฮิรตซ์ โดยเมื่อนำสัญญาณสองตัวมารวมกันแล้วนำไปผ่านตัวกรอง จะได้เป็นรูปที่ 3.10

จากกราฟในรูปที่ 3.10 จะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ได้ออกมาจากตัวกรองยังสามารถมองเห็น QRS Complex ได้เช่นเดียวกับสัญญาณที่ใส่เข้าไป นอกจากนั้นเมื่อดูค่าความถี่จากกราฟของการแปลงฟูเรียร์ (Fourier Transform) จะเห็นได้ชัดเจนว่าสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านที่ 50 เฮิรตซ์ได้

ถูกลดทอนไป โดยเมื่อดูค่า Signal-to-Noise Ratio (SNR) ซึ่งเป็นอัตราส่วนของกำลังสัญญาณที่สนใจต่อสัญญาณรบกวน โดยมีสมการดังนี้

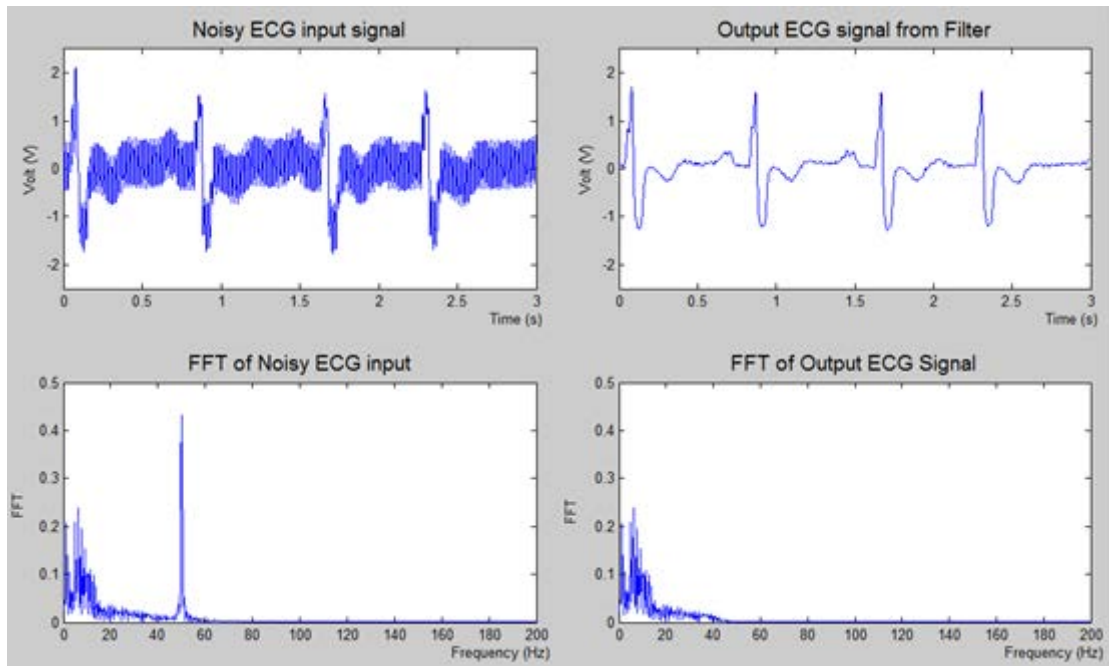
$$SNR = 10 * \log_{10} \left(\frac{Power_{signal}}{Power_{noise}} \right) \quad (3.15)$$

ซึ่งกำลังของสัญญาณจะหาจากค่าเฉลี่ยของกำลังสองของสัญญาณดังแสดงในสมการที่ 3.16

$$Power_{signal} = mean(\sum amplitude_{signal}^2) \quad (3.16)$$

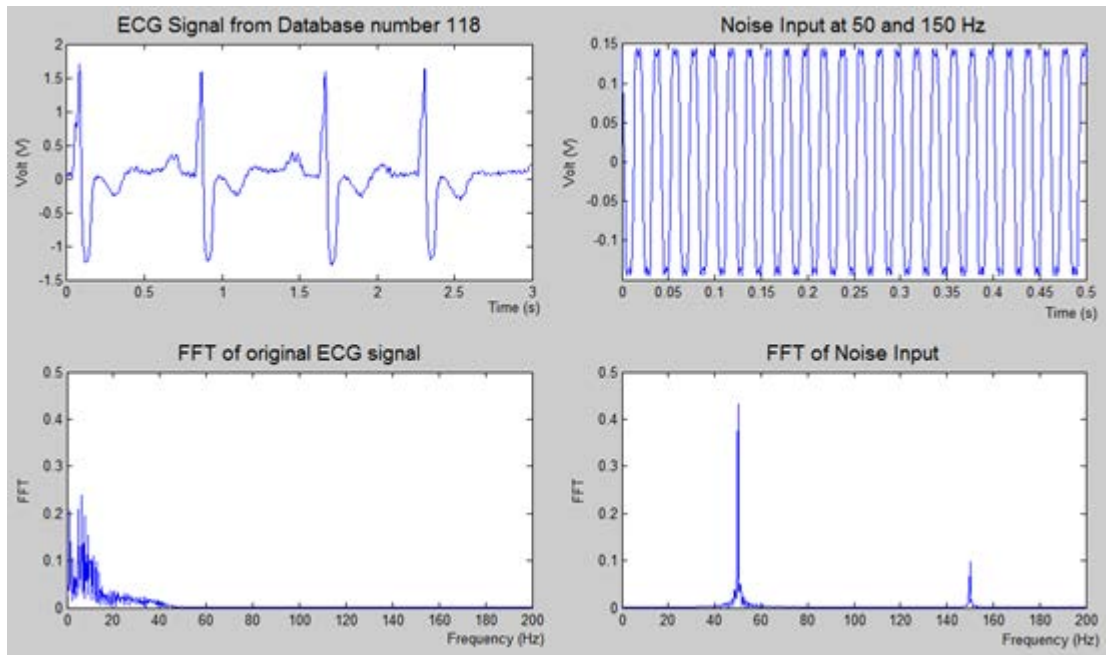
สำหรับการหาค่า SNR สำหรับสัญญาณก่อนเข้าไปยังตัวกรองจะหาโดย กำลังของสัญญาณจะหาจากสัญญาณที่ได้จากฐานข้อมูล กำลังของสัญญาณรบกวนจะหาจากสัญญาณรบกวนที่จำลองขึ้นมา สำหรับสัญญาณที่ผ่านตัวกรองมาแล้ว ค่ากำลังของสัญญาณจะเป็นค่าเดิม ส่วนกำลังของสัญญาณรบกวนจะเป็นกำลังของสัญญาณรบกวนที่ยังเหลือในระบบ จากการคำนวณจะได้ว่าค่า SNR ของสัญญาณก่อนจะเข้าไปยังตัวกรองมีค่า 1.5 เดซิเบล และสัญญาณที่ผ่านตัวกรองออกมาแล้วจะมีค่า SNR อยู่ที่ 47.2 เดซิเบล

การคำนวณที่ได้กล่าวไปเป็นการคำนวณในทางเวลา (Time domain) ซึ่งจะเหมาะสำหรับระบบที่รู้สัญญาณเบื้องต้นที่ยังไม่มีการรบกวนใดๆ แต่สำหรับการวัดค่า SNR สัญญาณที่ไม่รู้สัญญาณเบื้องต้นจะสามารถหาได้จากการคำนวณในเชิงความถี่ (Frequency domain) โดยจะใช้การแปลงฟูเรียร์ช่วยในการคำนวณประสิทธิภาพ และต้องมีการกำหนดช่วงของสัญญาณรบกวนให้ชัดเจน อาทิเช่น สัญญาณรบกวนจากไฟบ้านจะมีค่าอยู่ในช่วง 49.5 ถึง 50.5 เฮิรตซ์ ดังนั้นกำลังของสัญญาณรบกวนจะมาคำนวณมาจากค่าของการแปลงฟูเรียร์ในช่วงความถี่นี้เท่านั้น และจะถือว่าความถี่ในช่วงอื่นๆเป็นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไป

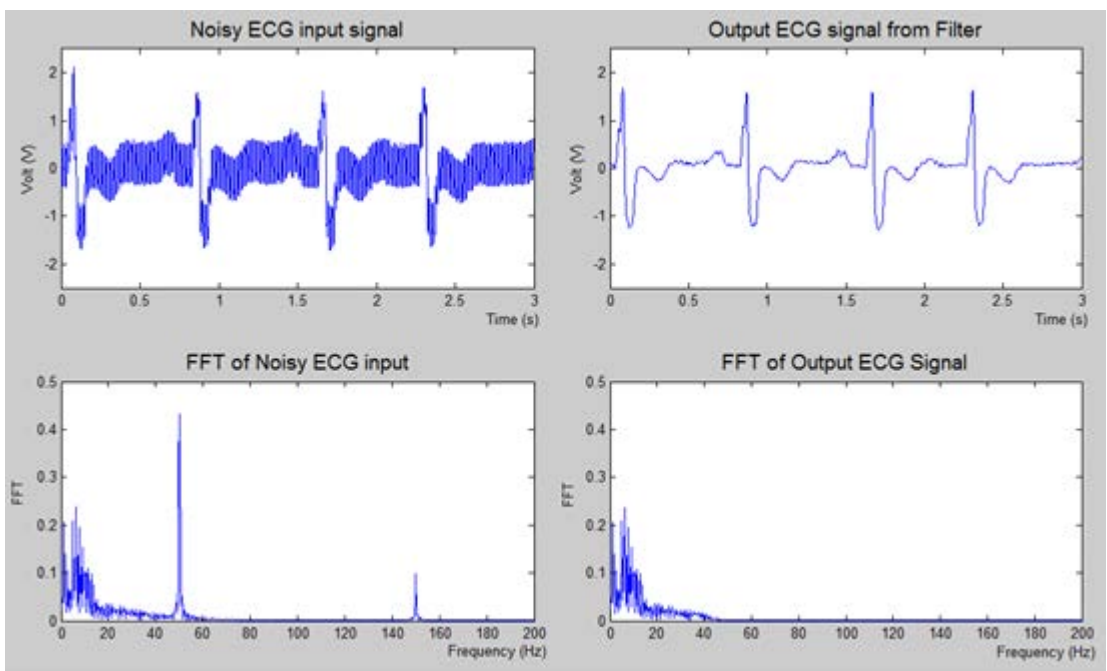


รูปที่ 3.10 ผลการจำลองการทำงานโดยสัญญาณรบกวนมีแค่ความถี่หลักความถี่เดียว

ต่อไปจะเป็นการจำลองการทำงานโดยสัญญาณรบกวนที่เข้ามาจะมีทั้งความถี่หลักที่ 50 เฮิรตซ์และความถี่ฮาร์โมนิกที่สามที่ 150 เฮิรตซ์ โดยกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณรบกวนจะเป็นตามรูปที่ 3.11 ซึ่งสัญญาณรบกวนจากความถี่ฮาร์โมนิกกำหนดให้มีความแรงน้อยกว่าความถี่หลัก 5 เท่า และกราฟรูปที่ 3.12 เป็นผลจากการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองที่ได้ออกแบบไว้ จากกราฟจะเห็นได้ว่าสัญญาณรบกวนถูกลดทอนที่ความถี่หลักและความถี่ฮาร์โมนิกที่สามพร้อมกัน ซึ่งการลดทอนนี้สามารถยืนยันได้ด้วยกราฟการแปลงฟูเรียร์ที่แสดงให้เห็นชัดเจนว่าความถี่สัญญาณรบกวนจากไฟบ้านที่ความถี่หลักและความถี่ฮาร์โมนิกที่สามถูกลดทอนลงไป และค่า SNR ของสัญญาณก่อนและหลังผ่านตัวกรองมีค่าเป็น 1.4 และ 42.8 เดซิเบลตามลำดับ

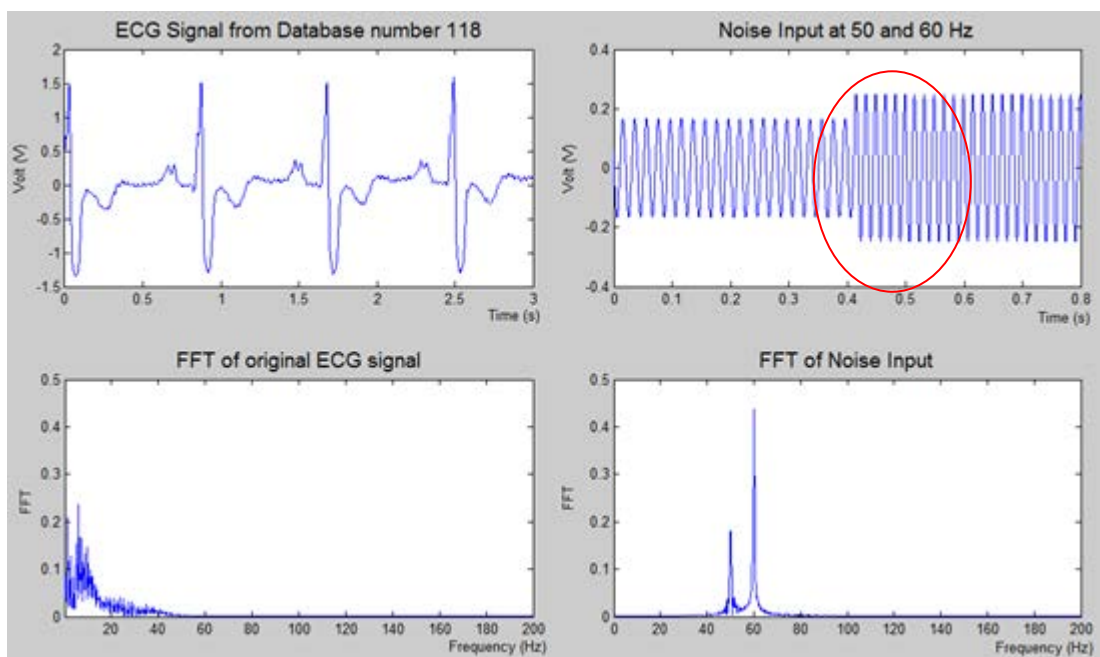


รูปที่ 3.11 กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูลและสัญญาณรบกวนที่มีความถี่หลักและความถี่ฮาร์มอนิกที่สามที่ใส่เข้าไปในระบบ

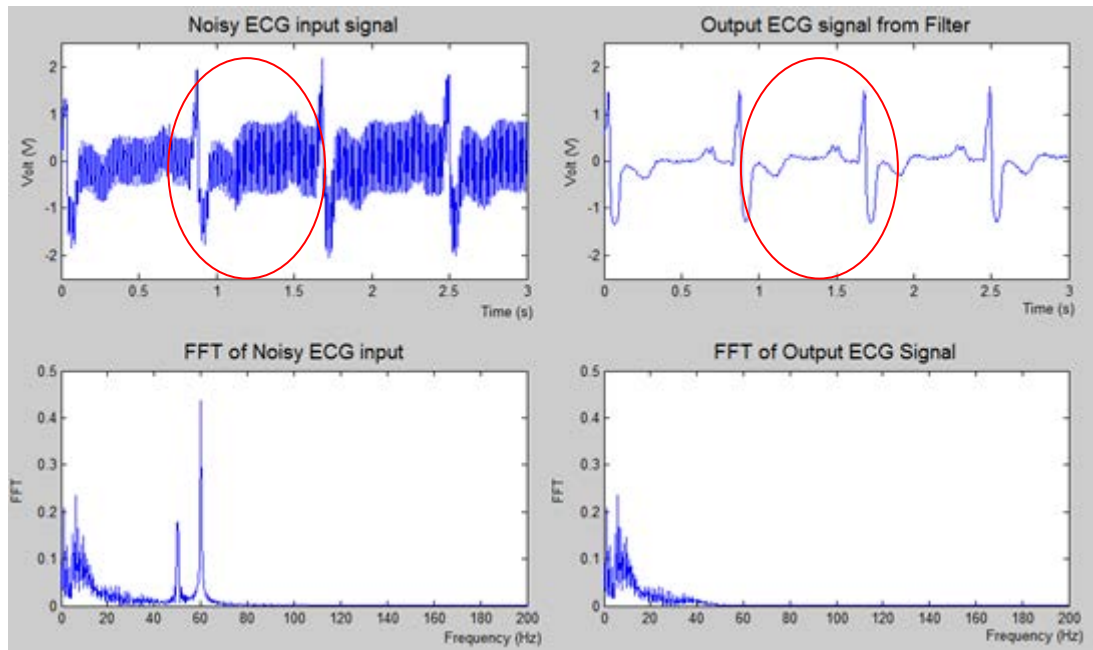


รูปที่ 3.12 ผลการจำลองการทำงานในกรณีสัญญาณรบกวนมาจากทั้งความถี่หลักและความถี่ฮาร์มอนิกที่สาม

เมื่อได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนไปเรียบร้อยแล้ว ขั้นต่อไปจะเป็นการทดสอบการปรับตัวได้ของตัวกรอง โดยจะมีการเปลี่ยนแปลงค่าความถี่ของสัญญาณรบกวนที่จำลองขึ้นมาในระบบจากความถี่หลักที่ 50 เฮิรตซ์เป็น 60 เฮิรตซ์ และมีการเพิ่มความแรงของสัญญาณรบกวนอีก 1.5 เท่าเพื่อให้เห็นถึงช่วงการเปลี่ยนแปลงที่ชัดเจนขึ้นและทดสอบประสิทธิภาพของตัวกรองไปด้วย โดยในรูปที่ 3.13 จะเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล สัญญาณรบกวนที่ใส่เข้าไป (ในวงกลมคือจุดที่สัญญาณรบกวนมีการเปลี่ยนแปลงค่าความถี่และเพิ่มความแรงของสัญญาณ) และการแปลงฟูเรียร์ของทั้งสองสัญญาณ และกราฟในรูปที่ 3.14 คือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใส่เข้าไปยังตัวกรองและสัญญาณที่ได้ออกมา โดยจะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ออกมานั้นแม้ว่าจะมีการเปลี่ยนแปลงความถี่ของสัญญาณรบกวนไป แต่ตัวกรองก็สามารถปรับตัวได้อย่างรวดเร็วและลดทอนสัญญาณรบกวนได้เป็นอย่างดี ซึ่งนี่เป็นผลมาจากการที่สัญญาณรบกวนที่เข้าสู่ตัวกรองเป็นสัญญาณความถี่เดียวกันกับที่รบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 3.13 กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูลและสัญญาณรบกวนที่ความถี่หลักซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงความถี่ไป

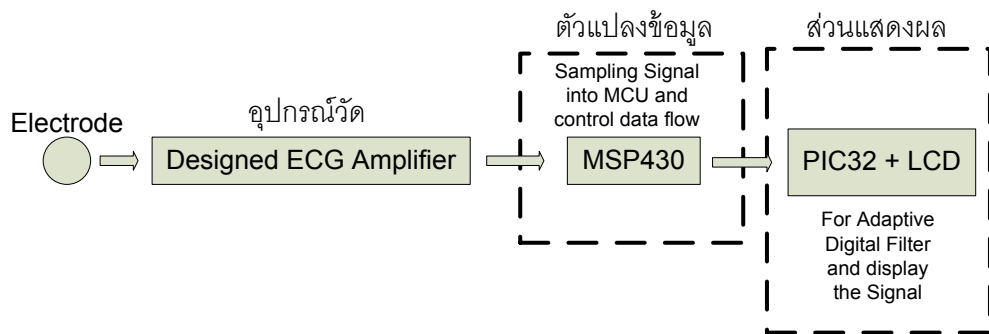


รูปที่ 3.14 ผลการจำลองการทำงานในกรณีที่สัญญาณรบกวนมาจากความถี่ซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงไป

จากผลการทดลองสามารถสรุปได้ว่าตัวกรองที่เราออกแบบสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้ดี สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้หลายความถี่พร้อมกัน สามารถปรับตัวได้อย่างรวดเร็ว ซึ่งในส่วนนี้เกิดจากการที่สัญญาณรบกวนอ้างอิงที่ใช้มีความถี่ที่ตรงกับสัญญาณรบกวนของระบบ และมาจากที่ค่าเวลาเดียวกัน นอกจากนี้ยังให้ค่า SNR ที่ดีอีกด้วย จากผลที่ได้นี้ทำให้ทราบว่าตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้ที่ออกแบบไว้มีประโยชน์ในการนำมาใช้กับการกรองสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจริง เนื่องจากในสภาพแวดล้อมจริง สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นไม่ได้มีแค่สัญญาณที่ความถี่หลักความถี่เดียว และความถี่ของสัญญาณรบกวนมีการเปลี่ยนแปลงไปเรื่อยๆ

บทที่ 4 การทำอุปกรณ์ต้นแบบ

ในการประกอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา โครงสร้างของอุปกรณ์เป็นดังรูปที่ 4.1 โดยจะมีการใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ 2 ชุดด้วยกัน ชุดแรก (ไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430) จะทำการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล และควบคุมระหว่างการส่งสัญญาณไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวที่สอง และไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวที่ 2 (ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32) จะเป็นตัวลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้ซึ่งจะรับข้อมูลเข้ามาเป็นบล็อกเพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน และจะทำการแสดงผลกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนแล้วบนหน้าจอแอลซีดี



รูปที่ 4.1 โครงสร้างของอุปกรณ์ต้นแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพา

จากรูปที่ 4.1 การจัดการข้อมูลต่างๆจะเป็นดังนี้ เริ่มจากวงจรจะวัดและขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกมา โดยจะได้สัญญาณออกมา 3 สัญญาณได้แก่ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 lead (lead II และ lead III) และสัญญาณรบกวนอ้างอิงอีก 1 สัญญาณ ซึ่งทั้งหมดนี้เป็นสัญญาณแอนะล็อกทั้งหมด โดยสัญญาณแอนะล็อกเหล่านี้จะถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลด้วยตัวแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 ด้วยอัตราการสุ่มสัญญาณที่ 1000 เฮิรตซ์ ไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 จะส่งข้อมูลออกไปยัง PIC32 ทีละ 1 บล็อก (ประกอบด้วยข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 2 สัญญาณ สัญญาณรบกวนอ้างอิงอีก 1 สัญญาณสัญญาณละ 1,500 ตัวอย่าง เพื่อให้สามารถรองรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 1 คลื่นสำหรับผู้ที่มีชีพจรไม่ต่ำกว่า 45 ครั้งต่อนาทีได้) ซึ่งไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32 จะทำการเก็บค่าไว้

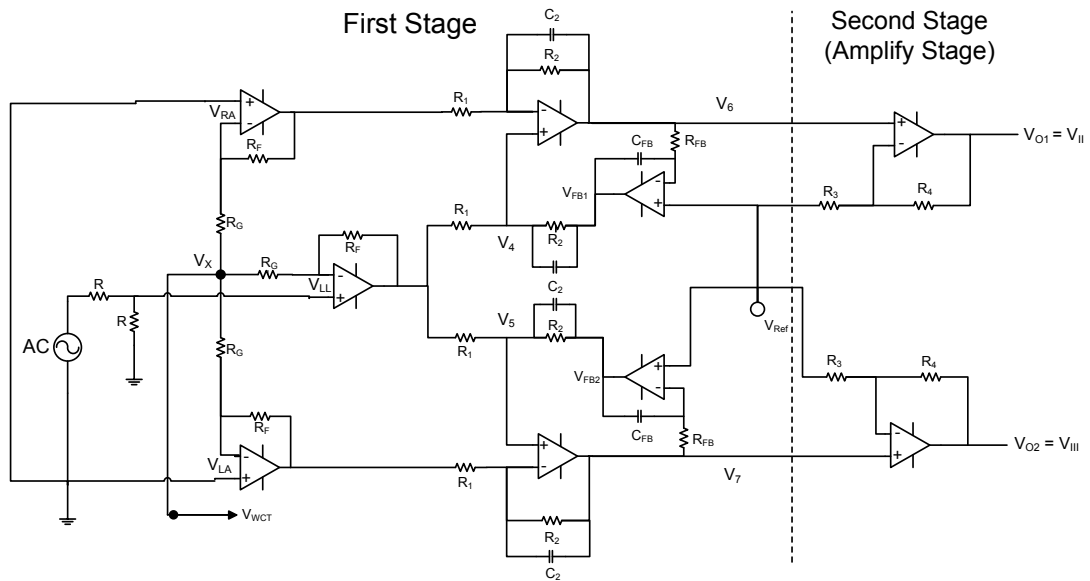
เพื่อนำมาผ่านตัวกรองเพื่อลดทอนสัญญาณรบกวน และจะทำการสุ่มค่าจากสัญญาณที่ได้เพื่อนำมาแสดงผลที่หน้าจอ

การออกแบบโครงสร้างเป็นแบบนี้จะมีข้อดีในเรื่องของการประหยัดพลังงานและความสะดวกในการใช้งาน โดยถ้าผู้ใช้งานต้องการดูกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ก็สามารถที่จะต่อชุดแสดงผลหน้าจอแอลซีดีเข้าไปกับอุปกรณ์วัด เพื่อใช้ดูสัญญาณได้ทันที

4.1. วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

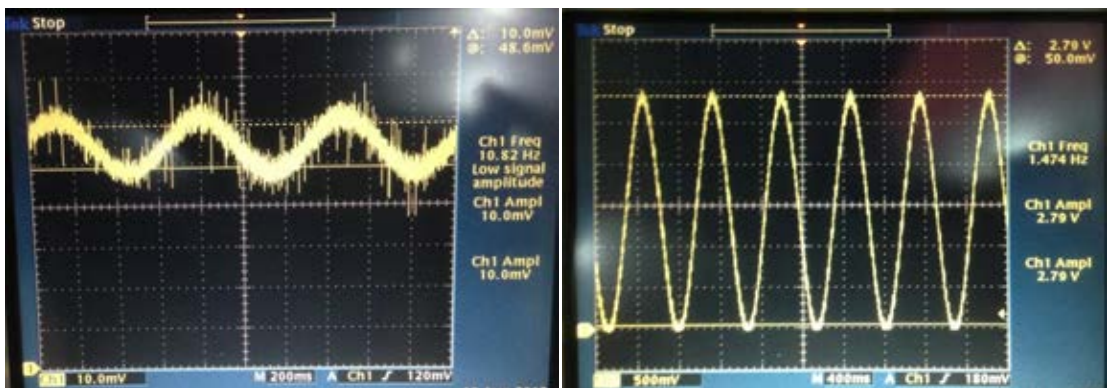
หลังจากได้ออกแบบและจำลองการทำงานของวงจรบนโปรแกรม Multisim® แล้ว ก็จะทำให้ทำการต่อวงจรทดสอบบนแผงทดลองวงจรต้นแบบ (Bread Board) เพื่อทดสอบสัญญาณขาออกและประสิทธิภาพของวงจร โดยใช้แหล่งจ่ายไฟตรงขนาด 3 โวลต์ และมีสัญญาณขาเข้าจากเครื่องกำเนิดสัญญาณ (Function Generator) เพื่อใช้แทนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ใช้ออปแอมป์ (Op-Amp) เบอร์ OPA4340 และ OPA2340 [20]

สัญญาณที่จะนำมาใช้ทดสอบประสิทธิภาพของวงจรจะใช้สัญญาณไซน์ที่มีความถี่ต่างๆ โดยลักษณะการป้อนสัญญาณเข้าไปจะเป็นดังรูปที่ 4.2 สัญญาณที่ออกจากเครื่องกำเนิดสัญญาณมีค่าแอมพลิจูดที่ 10 มิลลิโวลต์ยอดถึงยอดดังแสดงในรูปที่ 4.3ก) ซึ่งถ้านำมาคำนวณคูณกับค่าอัตราขยายที่ 603 เท่าแล้วค่าที่ได้จะมีค่ามากกว่าไฟเลี้ยงที่จ่ายเข้าไป (สัญญาณที่ได้ออกมาจะมีค่า 6 โวลต์แต่ไฟเลี้ยงของวงจรมีค่า 3 โวลต์) ซึ่งจะทำให้ออปแอมป์อิ่มตัวและกราฟที่ได้ออกมาไม่สามารถนำมาใช้งานได้ ดังนั้นจึงมีการแบ่งแรงดันลงมาอีกครั้งหนึ่งเพื่อให้สัญญาณที่ได้ออกมาไม่อิ่มตัว และสัญญาณที่ใส่เข้าไปรวมถึงสัญญาณที่ได้ออกมาที่ V_{II} และ V_{III} (สัญญาณที่ได้ออกมาของทั้งสองสัญญาณจะเหมือนกัน) แสดงดังรูปที่ 4.3ข)



รูปที่ 4.2 การป้อนสัญญาณเพื่อทดสอบการขยายสัญญาณของวงจรที่ได้ออกแบบไว้

จากรูปที่ 4.3 กราฟที่ได้ออกมาจะมีค่าแอมพลิจูดประมาณ 2.78 โวลต์ ซึ่งเมื่อคำนวณเป็นค่าอัตราขยายจะได้ว่าอัตราขยายของวงจรมีค่าเป็น 556 เท่า (54.9 เดซิเบล) สาเหตุที่ค่าอัตราขยายน้อยกว่าที่ได้ออกแบบไว้อาจจะเกิดจากการที่ค่าแอมพลิจูดของสัญญาณขาเข้ามีค่าที่ไม่ถูกต้อง เนื่องจากมีสัญญาณรบกวนเยอะ ทำให้การวัดสัญญาณออกมาได้ไม่ถูกต้องเท่าที่ควร



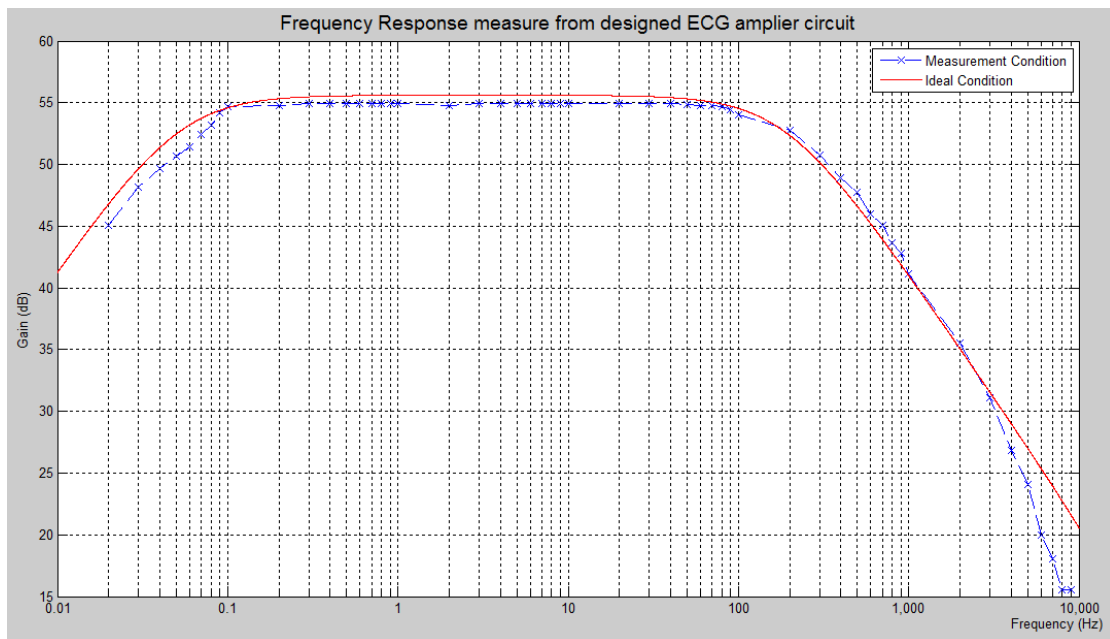
ก)

ข)

รูปที่ 4.3 ก) สัญญาณไซน์ขาเข้าที่ป้อนเข้าไปยังวงจร ข) กราฟที่ได้ออกมาจากวงจรที่ออกแบบไว้

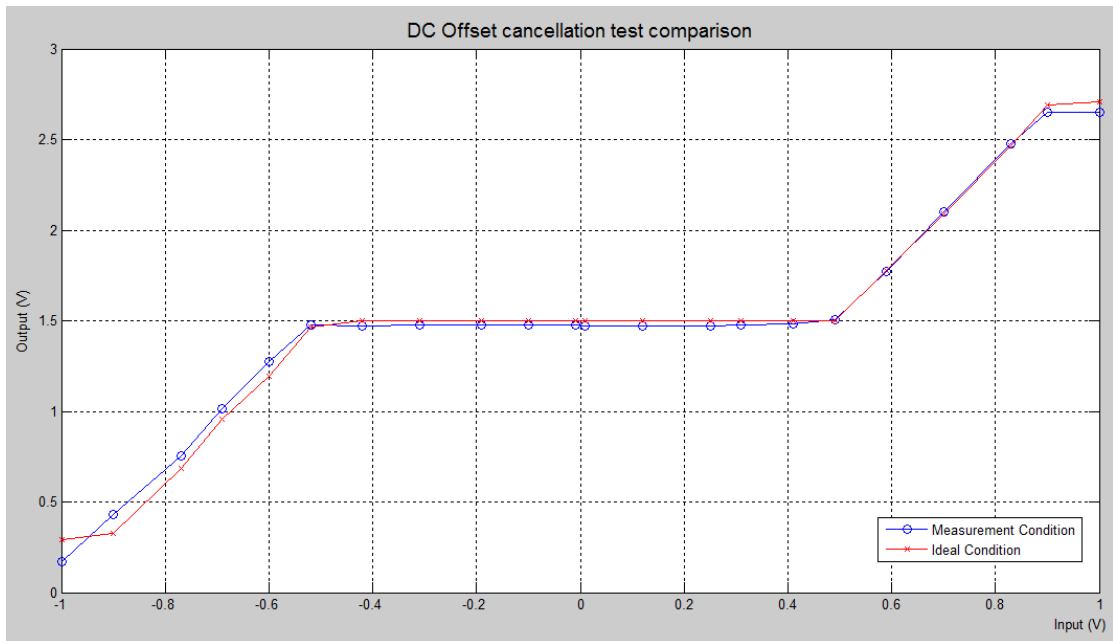
การวัดผลตอบสนองทางความถี่จะทำการทดลองโดยใส่สัญญาณไซน์เข้าไปที่ความถี่ต่างๆกัน โดยผลตอบสนองทางความถี่แสดงได้ดังรูปที่ 4.4 เทียบกับผลที่ได้จากการจำลองด้วย

โปรแกรม NI Multisim® ซึ่งเมื่อวัดค่าที่จุด -3 เดซิเบลหรือที่ 52 เดซิเบลจะได้ค่าความถี่ตัดที่ความถี่ต่ำและความถี่สูงเป็น 0.055 และ 200 เฮิรตซ์ และมีค่าอัตราขยายเป็น 54.9 เดซิเบลซึ่งใกล้เคียงกับค่าที่ออกแบบไว้



รูปที่ 4.4 ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรที่ต่อบนแผงทดลองวงจรต้นแบบ

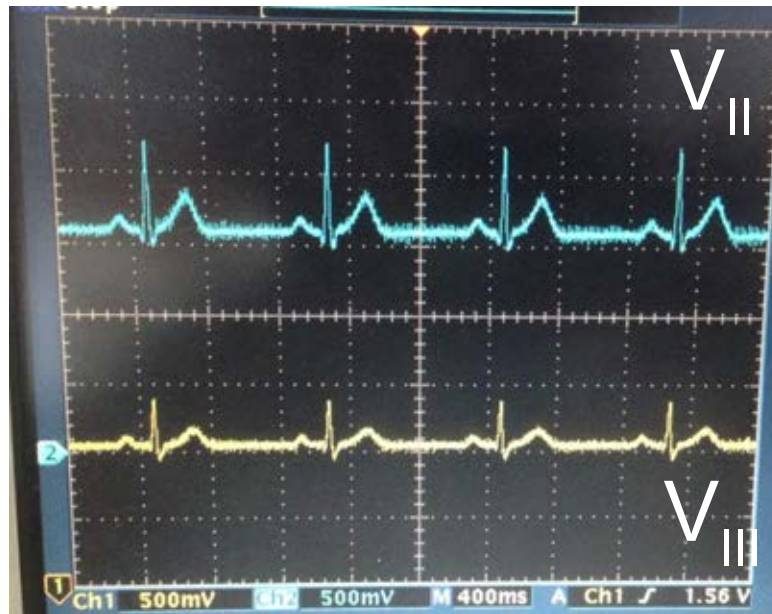
สำหรับการทดสอบการลดทอนสัญญาณไฟตรงออฟเซต จะใช้วิธีการทดลองเช่นเดียวกับที่ได้ทำการทดสอบด้วยโปรแกรม NI Multisim® โดยมีการต่อวงจรเพื่อทดสอบตามรูปที่ 3.3ก) โดยตั้งค่า V_{LA} เป็น 0 โวลต์ และวัดแรงดันที่จุด V_6 (แรงดันที่จุด V_7 เหมือนกันกับที่จุด V_6) ตามรูปที่ 4.2 (สัญญาณที่ได้ออกจากวงจรภาคแรก) เทียบกับการจำลองด้วยโปรแกรม รูปที่ 4.5 แสดงผลของการวัดค่าจากวงจรเทียบกับผลที่ได้จากการจำลองด้วยโปรแกรม NI Multisim®



รูปที่ 4.5 ผลการทดสอบการลดทอนไฟตรงออฟเซต

จากกราฟจะเห็นได้ว่าผลการทดสอบมีค่าใกล้เคียงกับที่ได้มีการจำลองไว้ก่อนหน้านี้ หรือก็คือ วงจรที่ได้ออกแบบไว้สามารถลดทอนสัญญาณไฟตรงออฟเซตได้ภายในช่วง ± 0.5 โวลต์

หลังจากทดสอบประสิทธิภาพของวงจรแล้วก็ทำการทดสอบกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยจะเป็นสัญญาณที่จำลองมาจากอุปกรณ์จำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งกราฟที่ได้ออกมาจะเป็นดัง รูปที่ 4.6 สัญญาณที่ใส่เข้าไปตั้งค่าให้มีแอมพลิจูดของ lead ที่สองอยู่ที่ 1 มิลลิโวลต์และอัตราการเต้นของหัวใจอยู่ที่ 60 ครั้งต่อนาที กราฟเส้นสีฟ้าเป็นสัญญาณจาก V_{II} กราฟเส้นสีเหลืองเป็นสัญญาณจาก V_{III} โดยเมื่อวัดค่าแอมพลิจูดของสัญญาณขาออกจากวงจรจะได้ว่าแอมพลิจูดของ V_{II} มีค่าประมาณ 600 มิลลิโวลต์ ซึ่งตรงกับอัตราขยายที่ตั้งไว้ แต่จะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ได้ออกมา ยังมีสัญญาณรบกวนอยู่บ้างเนื่องจากสภาพแวดล้อมในขณะวัดไม่เหมาะสม อีกทั้งยังเป็นการจำลองการต่อวงจรบนแผงทดลองวงจรต้นแบบนั่นเอง



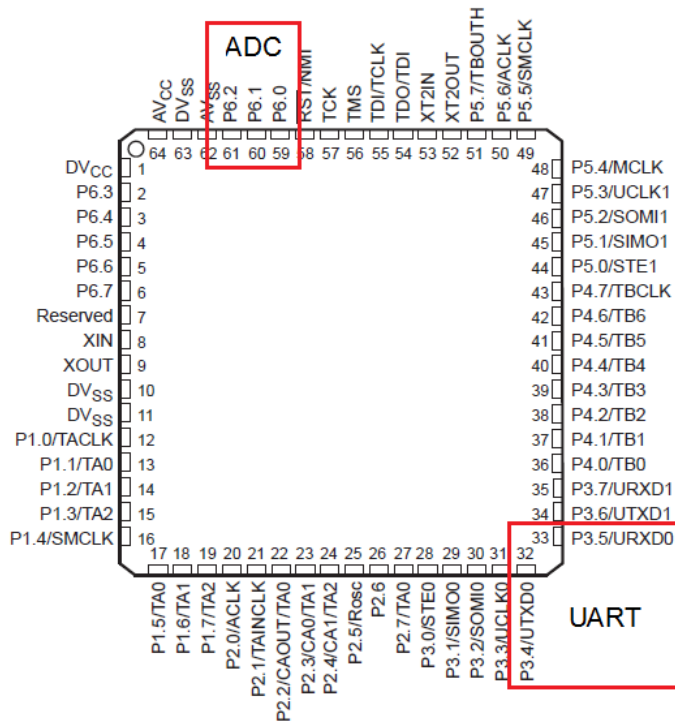
รูปที่ 4.6 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ออกมาเมื่อทดสอบด้วยอุปกรณ์กำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.2. ส่วนแปลงข้อมูลแอนะล็อกเป็นดิจิทัล

สำหรับการใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์นั้น หลังจากได้ลองทดสอบดูเวลาในการคำนวณของตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้ทำให้พบว่าเวลาในการคำนวณนั้นมีค่ามาก (เวลาในการคำนวณ 1 รอบมีค่ามากกว่าเวลาในการสุ่มสัญญาณ 1 รอบ) และจะทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำงานไม่ทันในการสุ่มสัญญาณ ลดทอนสัญญาณรบกวนและแสดงผลไปพร้อมๆกัน จึงได้แบ่งการทำงานเป็นสองส่วน ส่วนแรกได้แก่การใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 เพื่อสุ่มสัญญาณส่งค่าไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์อีกตัว ส่วนที่สองจะใช้ PIC32 ในการลดทอนสัญญาณรบกวนจากข้อมูลที่ได้จากส่วนแรกและแสดงผลทางหน้าจอ

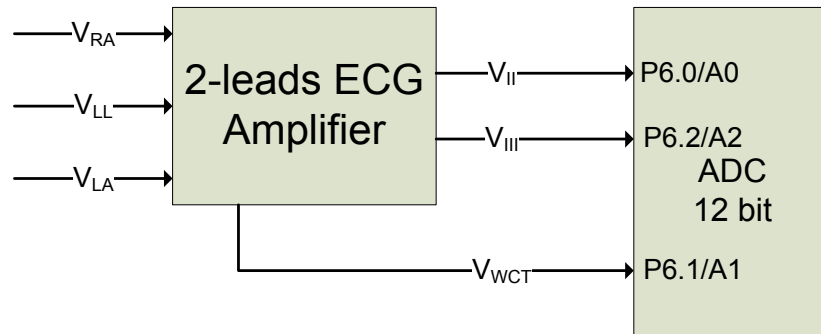
ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ที่เลือกใช้งานในส่วนแรกคือ MSP430F148 [24] ของบริษัท Texas Instrument (TI) เนื่องจากมีตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลจำนวน 12 บิตและสามารถรับสัญญาณผ่าน Multiplexer ได้หลายช่องสัญญาณ (มากที่สุด 8 ช่องสัญญาณ) โดยโครงสร้างและการเชื่อมต่อต่างๆเป็นดังรูปที่ 4.7

จากรูปที่ 4.7 พอร์ตต่างๆที่มีการนำมาใช้งานได้แก่ พอร์ต P6.0, P6.1, P6.2 จะใช้สำหรับการเชื่อมต่อวงจรแอนะล็อกเข้ามายังตัวแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล และพอร์ต P3.6 และ P3.7 สำหรับการส่ง/รับข้อมูลด้วย UART เชื่อมต่อไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32



รูปที่ 4.7 รายละเอียดของสัญญาณไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ MSP430 และพอร์ตที่มีการนำมาใช้งาน [24]

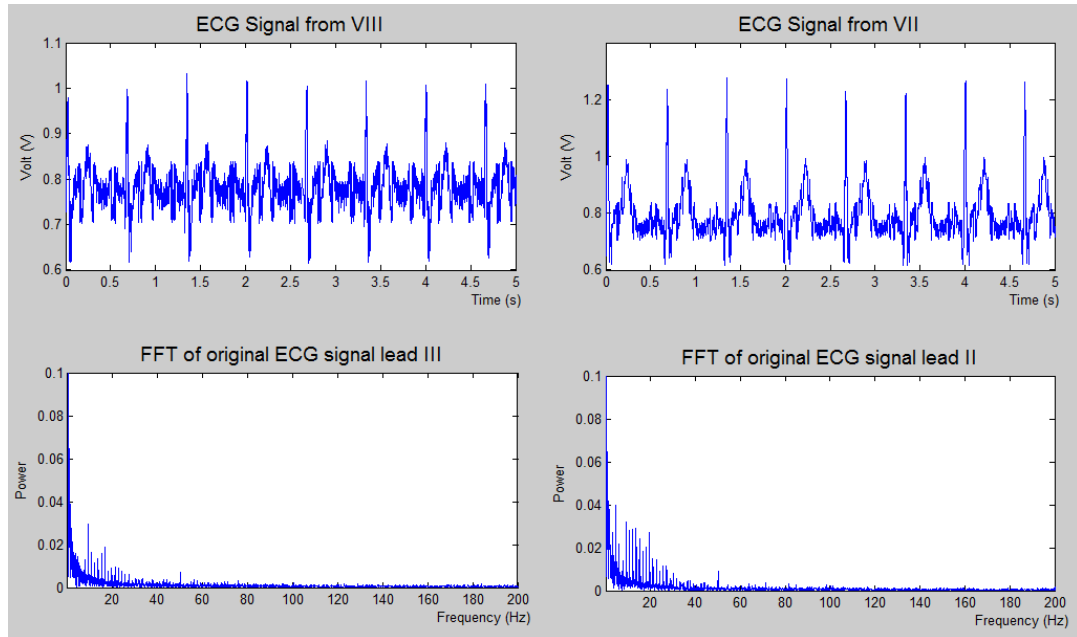
วงจรที่นำมาใช้งานต่อด้วยแบตเตอรี่ภายนอกผ่านตัวคุมค่าแรงดัน (Voltage Regulator) ให้ออกมาเป็น 3 โวลต์เพื่อใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์และต่อไปยังส่วนแอนะล็อก ส่วนการตั้งค่าของสัญญาณนาฬิกาภายในไมโครคอนโทรลเลอร์จะเป็นดังนี้ MCLK (Main Clock) เป็น 5 เมกะเฮิร์ตซ์ (MHz) SMCLK (Sub-Main Clock) เป็น 6 เมกะเฮิร์ตซ์ ACLK (Auxiliary Clock) มีค่าเป็น 32768 เฮิร์ตซ์และความถี่ของอัตราการสุ่มสัญญาณของตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลดมีค่าเป็น 1000 เฮิร์ตซ์ ค่า Baud Rate มีค่าเป็น 112,000 บิตต่อวินาที การแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลดบนไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 ไม่สามารถสุ่มสัญญาณพร้อมกัน 3 สัญญาณได้ ซึ่งทำให้ข้อมูลที่ได้ไม่ได้มาจากที่จุดเวลาเดียวกัน และจะมีผลกระทบกับประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองแบบปรับตัวได้ ดังนั้นเพื่อให้ประสิทธิภาพของตัวกรองมีค่าสูงสุดจะทำการแปลงสัญญาณสามช่องสัญญาณเรียงจากสัญญาณ V_{II} , V_{WCT} และ V_{III} ตามลำดับดังแสดงในรูปที่ 4.8 เนื่องจากค่าที่ได้จะมาจากเวลาที่ใกล้เคียงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอีกสอง lead นั้นเอง โดยการสุ่มสัญญาณแต่ละครั้งของไมโครคอนโทรลเลอร์จะห่างกันในหน่วยไมโครวินาที



รูปที่ 4.8 ลำดับการแปลงสัญญาณและพินที่ใช้งานของไมโครคอนโทรลเลอร์ในการแปลงสัญญาณ

หลังจากที่ได้สุ่มสัญญาณและแปลงจากแอนะล็อกเป็นดิจิทัลแล้ว ไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งค่าต่างๆออกมาทางพอร์ต UART เข้าไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32 เพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนและแสดงผล

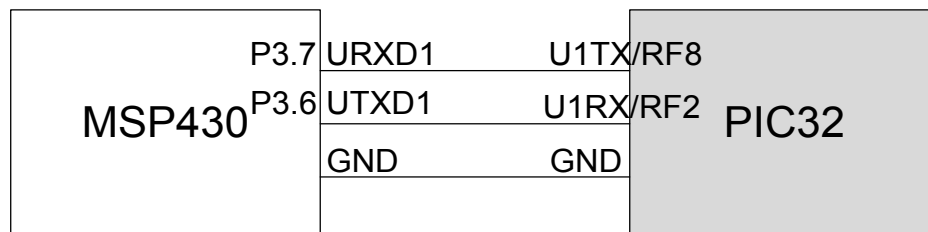
การทดสอบการใช้งานไมโครคอนโทรลเลอร์จะทดสอบการเชื่อมต่อกับวงจรทางแอนะล็อก โดยการทดสอบการเชื่อมต่อกับวงจรทางแอนะล็อกจะทำการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และให้ไมโครคอนโทรลเลอร์สุ่มสัญญาณ และส่งมายังคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลและดูว่าสัญญาณที่ได้มีความถูกต้องหรือไม่ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ตั้งให้มีค่าแอมพลิจูดที่ 2 มิลลิโวลต์สำหรับสัญญาณ lead II และมีอัตราการเต้นของหัวใจอยู่ที่ 90 ครั้งต่อนาที สัญญาณที่เก็บค่ามาได้มีทั้งหมด 3 สัญญาณ (V_{II} , V_{III} และ V_{WCT}) โดยกราฟของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ V_{II} และ V_{III} เป็นดังรูปที่ 4.9 จะเห็นได้ว่าสัญญาณที่วัดมามีการรบกวนอยู่ โดยเมื่อดูที่ความถี่จากการแปลงฟูเรียร์จะพบว่าสัญญาณรบกวนมาจากทั้งความถี่ไฟบ้านที่ 50 เฮิร์ตซ์และความถี่อื่นๆ ซึ่งเกิดจากการที่สภาพแวดล้อมในการวัดไม่เหมาะสม



รูปที่ 4.9 กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการสุ่มสัญญาณและส่งค่าผ่านทางพอร์ต UART มายังคอมพิวเตอร์

4.3. ส่วนแสดงผล

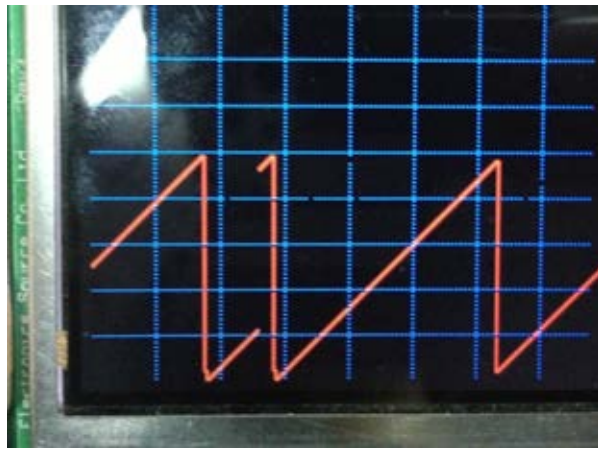
สำหรับส่วนแสดงผลนั้นจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC32 ซึ่งสามารถเชื่อมต่อกับหน้าจอแอลซีดีได้ นอกจากนั้นยังมีความสามารถในการคำนวณสูง ทำให้เหมาะสมในการนำมาใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวนในระบบ โครงสร้างภายในประกอบด้วยการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้ และการแสดงค่าที่หน้าจอแอลซีดี การเชื่อมต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์สองตัว (PIC32 และ MSP430) จะมีการเชื่อมต่อดังรูปที่ 4.10 โดยจะเห็นได้ว่าการเชื่อมต่อจะทำผ่านพอร์ต UART (Universal Asynchronous Receive Transmit) ค่า Baud Rate ที่เลือกใช้คือ 112,000 บิตต่อวินาที (bit per second: bps) และหน้าจอที่นำมาใช้งานมีความละเอียดอยู่ที่ 480*272 พิกเซล (pixel)



รูปที่ 4.10 การเชื่อมต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32 และ MSP430

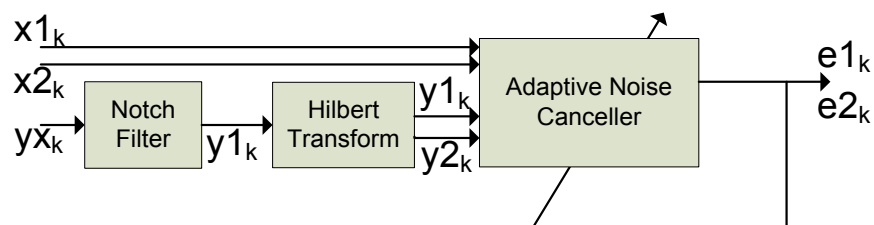
การทดสอบการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32 จะแบ่งเป็นสองส่วนใหญ่ๆ ส่วนแรกได้แก่การทดสอบการแสดงผลบนหน้าจอแอลซีดี และส่วนที่สองเป็นการทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนของตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้ที่ออกแบบไว้

สำหรับการแสดงผลผ่านทางหน้าจอแอลซีดีจะทดสอบด้วยการแสดงผลกราฟฟันเลื่อย (Saw-tooth Signal) ซึ่งสามารถสร้างได้บนไมโครคอนโทรลเลอร์และแสดงผลได้ทันที โดยกราฟที่ได้เป็นดังรูปที่ 4.11 ซึ่งจะเห็นได้ว่าไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32 สามารถเชื่อมต่อกับหน้าจอได้

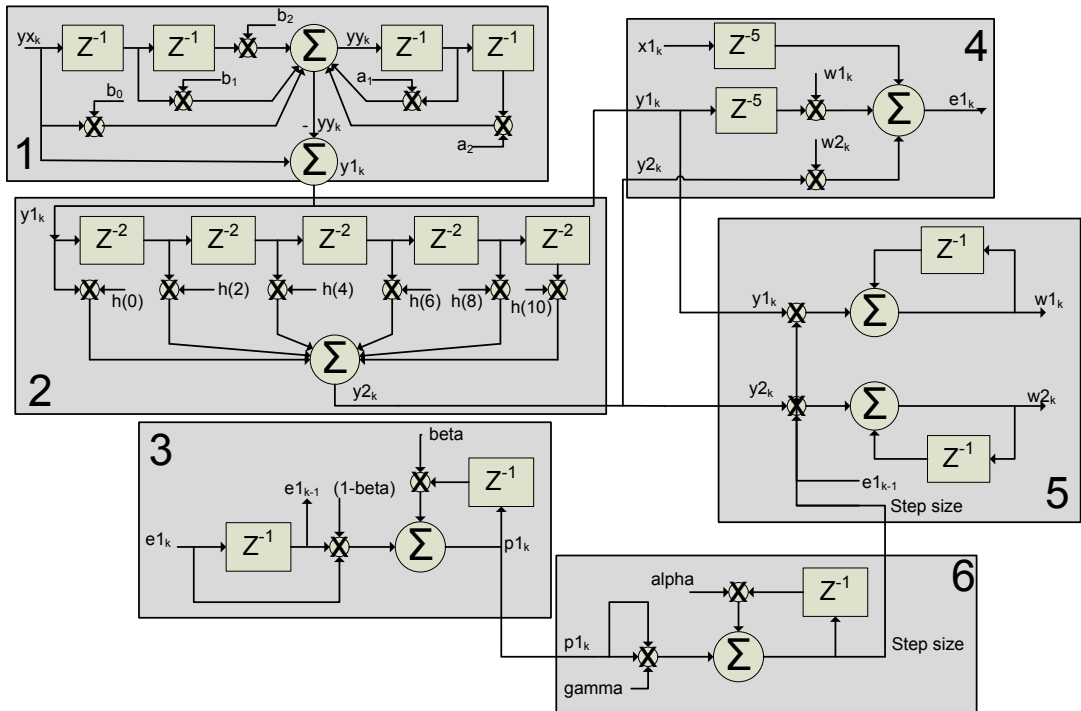


รูปที่ 4.11 กราฟฟันเลื่อยที่แสดงผลบนหน้าจอแอลซีดี

ในการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองดิจิทัลแบบปรับตัวได้ จะเป็นการเก็บค่าข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณอ้างอิงก่อนจึงจะนำมาผ่านตัวกรอง โครงสร้างของตัวกรองแสดงดังรูปที่ 4.12 โดยสัญญาณที่เข้ามาจะเป็นสัญญาณ 12 บิตจำนวน 3 ชุดสัญญาณได้แก่ V_{II} , V_{III} , V_{WCT} โดยจากนี้จะเรียกว่า x_1 , x_2 , และ y_x (สัญญาณ y_x คือสัญญาณรบกวนอ้างอิงที่ได้จากวงจรแอนะล็อก)



รูปที่ 4.12 บล็อกไดอะแกรมโครงสร้างของตัวกรองบนไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32



รูปที่ 4.13 แผนผังแสดงระบบภายในของตัวกรองแบบปรับตัวได้บนไมโครคอนโทรลเลอร์

โครงสร้างของตัวกรองเป็นดังรูปที่ 4.13 ซึ่งจะแสดงแค่โครงสร้างตัวกรองของสัญญาณ x_1 ตัวเดียว โดยโครงสร้างการลดทอนสัญญาณรบกวนของสัญญาณ x_2 จะเหมือนกันกับของสัญญาณ x_1 เริ่มจากในกรอบหมายเลข 1 สัญญาณ y_x ที่เข้ามา ตามอุดมคติแล้วสัญญาณนี้จะต้องเป็นสัญญาณที่สามารถนำไปใช้เป็นสัญญาณอ้างอิง เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนได้เลย แต่เนื่องจากวงจรออปแอมป์ที่ใช้และตัวต้านทานในวงจรไม่ได้เป็นอุดมคติ ทำให้สัญญาณที่ได้มานี้เป็นสัญญาณรบกวนบวกกับสัญญาณที่ความถี่อื่นๆเข้ามาด้วย ดังนั้นจึงต้องนำมาผ่านวงจรกรองแบบนอกรีตเพื่อให้เหลือเพียงแค่สัญญาณที่ความถี่ที่เราต้องการเท่านั้น ในการกรองเอาสัญญาณรบกวนเฉพาะความถี่ที่ไฟบ้านและความถี่ฮาร์มอนิกออกมานั้น จะใช้ตัวกรองอันดับที่สองแบบ IIR (Infinite Impulse Response) โดยให้สัญญาณที่ออกมาชื่อว่าสัญญาณ yy ซึ่งเขียนความสัมพันธ์ระหว่างสองสัญญาณนี้ได้ตามสมการ 4.1

$$yy_k = b_0 * yx_k + b_1 * yx_{k-1} + b_2 * yx_{k-2} + a_1 * yy_{k-1} + a_2 * yy_{k-2} \quad (4.1)$$

โดยค่าสัมประสิทธิ์ต่างๆสำหรับการลดทอนที่ความถี่ไฟบ้านที่ 50 เฮิร์ตซ์และความถี่ฮาร์มอนิกที่สามที่ 150 เฮิร์ตซ์โดยกำหนดแบนด์วิธของตัวกรองนอกรีตไว้ที่ 2 เฮิร์ตซ์เพื่อป้องกันการแกว่งของความถี่ไฟบ้าน ค่าสัมประสิทธิ์ในสมการจะได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรม MATLAB® โดยจะมีค่าตามตารางที่ 4.1 ดังนี้

ตารางที่ 4.1 ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองอันดับที่สองแบบ IIR

Coefficient	Value (50 Hz)	Value (150 Hz)
b0	0.9943	0.9943
b1	-1.9065	-1.2904
b2	0.9943	0.9943
a0	-1.9065	-1.2904
a1	0.9885	0.9885

ค่าที่ได้ออกมาจะเป็นสัญญาณที่ไม่มีควมถี่ไฟฟ้าบ้านอยู่ จึงต้องเอาสัญญาณนี้มาหักลบกับสัญญาณ y_x เพื่อออกมาเป็นสัญญาณรบกวนอ้างอิง y_1 ตามสมการ 4.2

$$y_{1k} = y y_k - y x_k \quad (4.2)$$

สำหรับตัวกรองแบบปรับค่าได้ที่จะนำมาใช้งาน จำเป็นจะต้องมีสัญญาณรบกวนอ้างอิง 2 สัญญาณ โดยทั้งสองสัญญาณจะมีเฟสต่างกัน 90 องศา ดังนั้นต้องนำสัญญาณ y_1 มาทำการแปลงฮิลเบิร์ตเพื่อเลื่อนสัญญาณไป 90 องศาตามโครงสร้างในกรอบหมายเลข 2 ของรูปที่ 4.14 ในที่นี้จะใช้การแปลงฮิลเบิร์ตอันดับที่ 11 เพื่อให้การเลื่อนของสัญญาณเป็นค่าจำนวนเต็ม สัญญาณที่ได้ออกมาได้แก่สัญญาณ y_2 โดยสมการที่ 4.3 เป็นสมการของการแปลงฮิลเบิร์ต

$$y_{2k} = \sum h(k) y_{1k} \quad (4.3)$$

เมื่อใช้โปรแกรม MATLAB® คำนวณเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์ทั้ง 11 ตัวจะพบว่าค่าที่ได้เป็นตามตารางที่ 4.2 ดังนี้

จากค่าของสัมประสิทธิ์ที่ได้ออกมา จะเห็นได้ว่ามีค่าสัมประสิทธิ์ในลำดับที่เป็นเลขคี่มีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับตัวอื่นๆ ซึ่งในที่นี้จะทำการละเลยค่าเหล่านี้ไป เพื่อให้โปรแกรมสามารถคำนวณได้เร็วยิ่งขึ้นนั่นเอง ดังนั้นจากสมการที่ 4.3 จะได้ออกมาเป็นสมการที่ 4.4 ดังนี้

$$y_{2k} = h(0) * y_{1k} + h(2) * y_{1k-2} + h(4) * y_{1k-4} + h(6) * y_{1k-6} + h(8) * y_{1k-8} + h(10) * y_{1k-10} \quad (4.4)$$

เมื่อทำการแปลงฮิลเบิร์ตสัญญาณ y_2 แล้วจะต้องทำการเลื่อนสัญญาณ y_1 ออกไป 5 ตัวอย่าง ซึ่งการเลื่อนนี้จะต้องเลื่อนเวลาของสัญญาณ x_1 และ x_2 ด้วยดังแสดงในกรอบที่ 4

ตารางที่ 4.2 ค่าสัมประสิทธิ์ของการแปลงฮิลเบิร์ตอันดับที่ 11

Coefficient	Value	Coefficient	Value
h(0)	-0.1266	h(6)	0.6365
h(1)	-0.0006	h(7)	0.0003
h(2)	-0.2118	h(8)	0.2118
h(3)	-0.0003	h(9)	0.0006
h(4)	-0.6365	h(10)	0.1266
h(5)	0		

หลังจากแปลงฮิลเบิร์ตเสร็จจะได้สัญญาณรบกวนอ้างอิงครบทั้ง 2 สัญญาณสำหรับตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้เพื่อใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวน โดยระเบียบวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนอ้างอิงจากบทที่ 3 ดังแสดงในสมการที่ 4.5 ถึง 4.9

$$w_{k+1} = w_k + \mu_k e_k y_k, \quad (4.5)$$

$$\mu_{k+1} = \alpha \mu_k + \gamma p_k^2, \quad (4.6)$$

$$p_k = \beta p_k + (1 - \beta) e_k e_{k-1}. \quad (4.7)$$

$$Y_k = w_{1,k} y_{1,k-5} + w_{2,k} y_{2,k}, \quad (4.8)$$

$$e_k = x_{k-5} - Y_k. \quad (4.9)$$

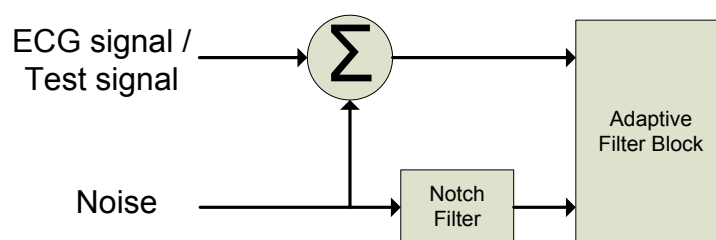
ซึ่งโครงสร้างแสดงในรูปที่ 4.13 ครอบคลุมที่ 3 ถึงครอบคลุมที่ 6

จากโครงสร้างและสมการข้างต้นสำหรับการลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าบ้าน ต่อไปจะทำการทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนบนไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32 โดยการคำนวณบนไมโครคอนโทรลเลอร์จะเป็นแบบบล็อก เนื่องจากเวลาในการคำนวณของตัวกรองแต่ละรอบกินเวลานานกว่าเวลาในการสุ่มสัญญาณ ทำให้ไม่สามารถทำงานแบบ Real-time ได้ การคำนวณจะใช้เป็นแบบ floating-point เพื่อให้ง่ายต่อการเขียนโปรแกรม

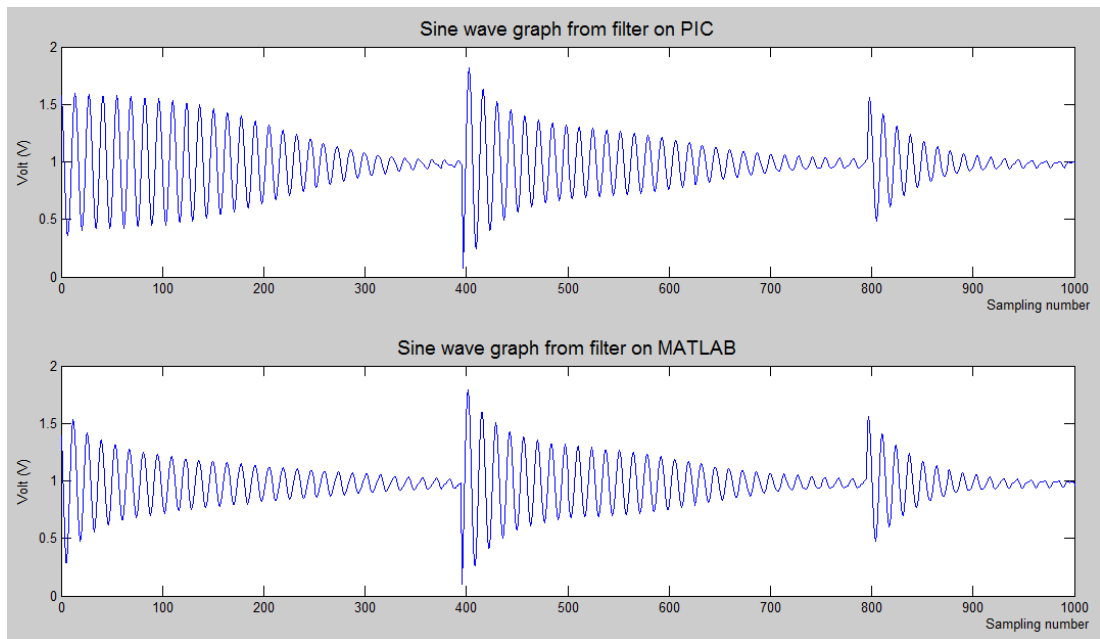
เมื่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกลดทอนสัญญาณรบกวนเรียบร้อยแล้วก็จะมีค่าตัวอย่างบางส่วนออกมาแสดงผลที่หน้าจอ เหตุผลที่ต้องมีการสุ่มค่าตัวอย่างออกมาอีกรอบก็เนื่องมาจากความถี่ในการสุ่มตอนแรกมีค่าที่สูง ทำให้จำนวนตัวอย่างที่มีนั้นสูงไปด้วย ถ้าหากมีการแสดงค่าทั้งหมดทุกค่าจะทำให้กราฟที่ออกมาไม่ชัดเจน หน้าจอที่นำมาใช้งานมีค่าความละเอียดเป็น 480 x 272 พิกเซล การแสดงผลจะแสดงพร้อมกัน 2 ช่องสัญญาณ โดยแต่ละช่องสัญญาณ

จะจะใช้พื้นที่ในการแสดงผลช่องละ 200 x 240 พิกเซล ซึ่งในหนึ่งหน้าจะแสดงผลสัญญาณได้นาน 2 วินาที

เมื่อทดสอบประสิทธิภาพของตัวกรองทางดิจิทัลที่ออกแบบไว้บนโปรแกรม MATLAB® เรียบร้อยแล้ว ก็จะทำกรทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนบนไมโครคอนโทรลเลอร์ โครงสร้างของการทดสอบเป็นดังรูปที่ 4.14 โดยจะต่างกับการทดสอบในหัวข้อที่ 3.3 ซึ่งสัญญาณรบกวนที่เข้าสู่ระบบกับสัญญาณรบกวนที่เข้าไปยังตัวกรองจะเป็นตัวเดียวกัน แต่ในการทดสอบกับสภาวะจริง สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจะมาจากหลายความถี่และผ่านตัวกรองแบบนอกรีตที่ 50 เฮิร์ตซ์ก่อนถึงจะนำมาใช้ในการอ้างอิงเพื่อลดทอนสัญญาณรบกวน รูปที่ 4.15 คือรูปภาพเปรียบเทียบสัญญาณที่ได้ออกมาเมื่อทำการเขียนโปรแกรมเพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนลงบนโปรแกรม MATLAB® เทียบกับการทดลองการลดทอนสัญญาณรบกวนบนไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยสัญญาณที่ใช้ทั้ง Test signal และสัญญาณ Noise จะเป็นสัญญาณไซน์ที่สร้างโดยโปรแกรม MATLAB® และจำลองลงบนไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อทดสอบความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนนั่นเอง สัญญาณที่ใช้จะมีทั้งหมด 3 ความถี่ โดยกราฟลูกที่ 1 จะเป็นความถี่ที่ 50 เฮิร์ตซ์ และลูกต่อมาจะเป็น 49.5 และ 50.5 เฮิร์ตซ์สำหรับลูกที่ 2 และ 3 ตามลำดับเพื่อเป็นการทดสอบว่าตัวกรองทางดิจิทัลที่สร้างสามารถปรับตัวตามความถี่ที่เปลี่ยนแปลงไปได้ จะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ได้ออกมายังมีลักษณะใกล้เคียงกันและสามารถลดทอนสัญญาณที่ 50 เฮิร์ตซ์ได้เช่นเดียวกัน แต่จะต่างกันในเรื่องของความละเอียดของกราฟซึ่งเกิดจากการที่ไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นมีความละเอียดไม่มากพอเมื่อเทียบกับการคำนวณด้วยโปรแกรม MATLAB® และการที่ระบบต้องใช้เวลาในการปรับตัวมากกว่าในกรณีของรูปที่ 3.13 ก็เนื่องมาจากสัญญาณรบกวนที่เข้าสู่ตัวกรองต้องผ่านตัวกรองแบบนอกรีตก่อน สัญญาณรบกวนอ้างอิงที่เข้าสู่ระบบจึงมีแอมพลิจูดที่ต่ำลง ทำให้ระบบต้องใช้เวลาเพิ่มขึ้นในการปรับตัวเข้าหาสัญญาณรบกวนที่มาจากความถี่ใกล้เคียงกัน

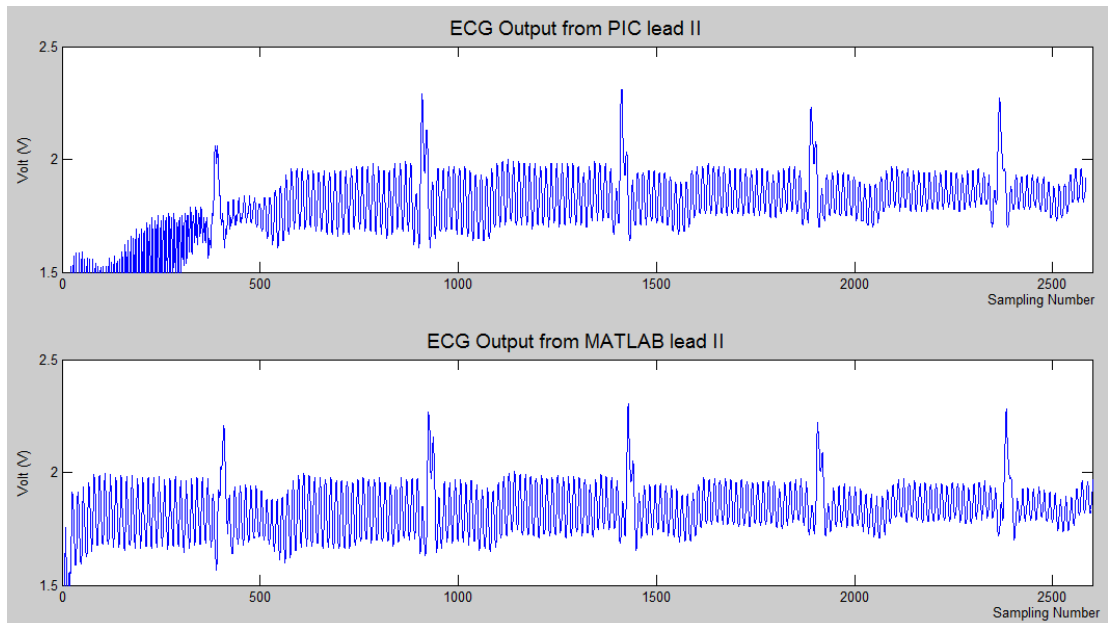


รูปที่ 4.14 โครงสร้างของการทดสอบประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนบนไมโครคอนโทรลเลอร์

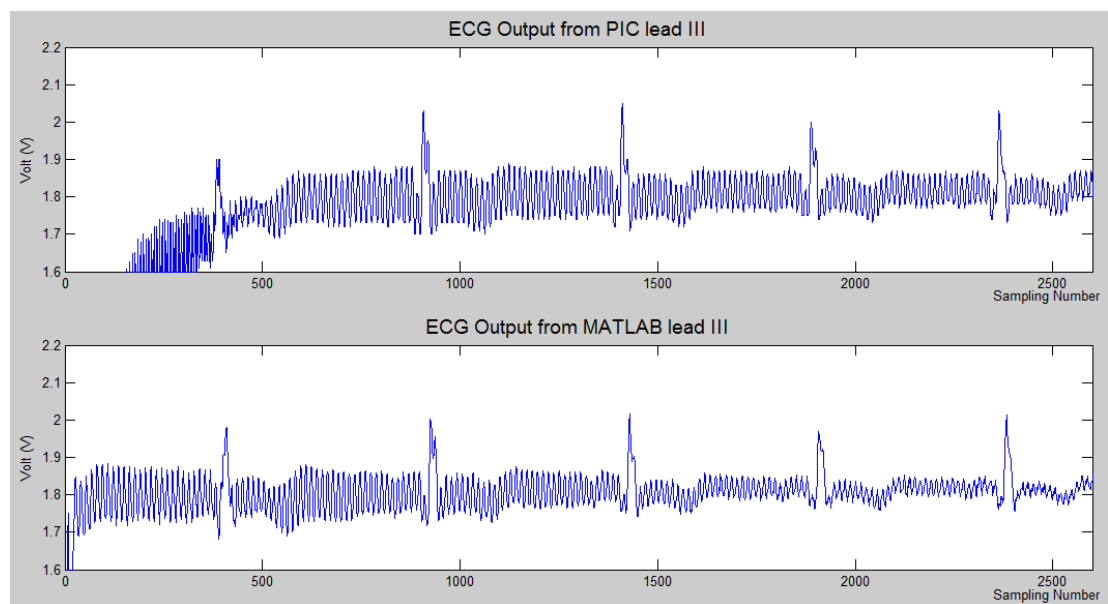


รูปที่ 4.15 กราฟแสดงการเปรียบเทียบการลดทอนสัญญาณไซน์ที่ความถี่เปลี่ยนแปลงไปเทียบกับระหว่างโปรแกรม MATLAB® และการลดทอนบนไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32

จากกราฟในรูปที่ 4.15 จะเห็นได้ว่าสัญญาณไซน์ที่ความถี่เปลี่ยนแปลงไปโดนลดทอนลงมาโดยประสิทธิภาพของการลดทอนสัญญาณในไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC และในโปรแกรม MATLAB® มีความใกล้เคียงกัน โดยการคำนวณในโปรแกรม MATLAB® จะทำให้สัญญาณลู่เข้าได้เร็วกว่า ต่อไปจะเป็นการทดสอบประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวน ซึ่งสัญญาณที่ใช้มาจากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ใช้งานจริง ใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง lead II และ lead III โดยจะให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้ และส่งค่าที่ได้มาที่คอมพิวเตอร์เพื่อเทียบประสิทธิภาพกับการจำลองด้วยโปรแกรม MATLAB® เมื่อนำมาเปรียบเทียบกันจะได้เป็นดังรูปที่ 4.16 จะเห็นได้ว่าตัวกรองบนไมโครคอนโทรลเลอร์ สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้เช่นเดียวกับการลดทอนสัญญาณด้วยโปรแกรม MATLAB® แต่การลดทอนสัญญาณรบกวนบนโปรแกรม MATLAB® อาจจะลดทอนสัญญาณรบกวนได้เร็วกว่าเล็กน้อยซึ่งตรงกับการทดลองด้วยสัญญาณไซน์ก่อนหน้านี้



ก)



ข)

รูปที่ 4.16 กราฟแสดงการเปรียบเทียบการลดทอนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเปรียบเทียบกันระหว่างโปรแกรม MATLAB® และการลดทอนบนไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32 ก) Lead II ข)

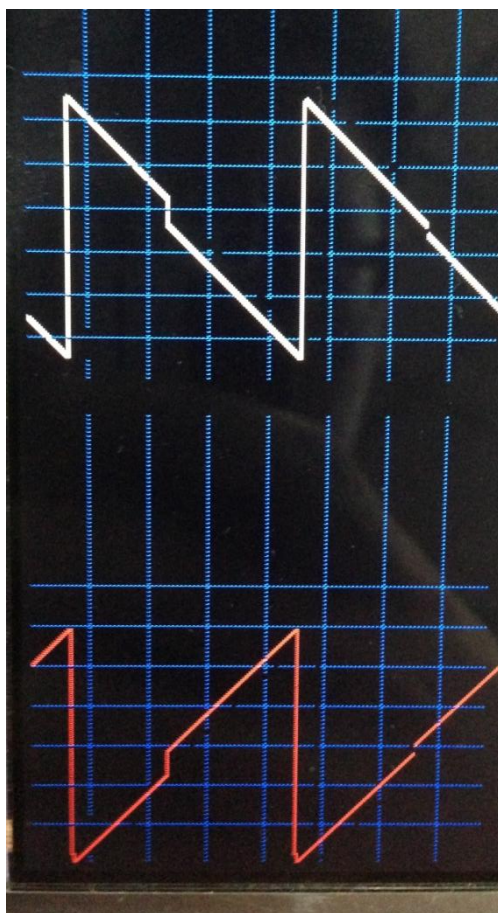
Lead III

4.4. การทดสอบด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เมื่อได้มีการทดสอบโมดูลย่อยต่างๆเรียบร้อยแล้ว ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการทดสอบอุปกรณ์ทั้งระบบ โดยจะเริ่มจากการทดสอบการเชื่อมต่อระหว่างโมดูลต่างๆ การใช้สัญญาณคลื่นไซน์ที่ได้มา

จากเครื่องกำเนิดสัญญาณ และการทดสอบด้วยการใช้สัญญาณ 2 leads ต่อเข้ามายังวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกแบบไว้

เริ่มแรกจะทดสอบการเชื่อมต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 และ PIC32 โดยจะทดสอบด้วยการใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 ส่งสัญญาณเป็นกราฟฟันเลื่อยสองสัญญาณ และแสดงผลผ่านทางหน้าจอแอลซีดี กราฟที่ได้แสดงดังรูปที่ 4.17 ซึ่งจะเห็นได้ว่าไมโครคอนโทรลเลอร์ทั้งสองตัวสามารถเชื่อมต่อกันผ่านทางพอร์ต UART ได้นั่นเอง



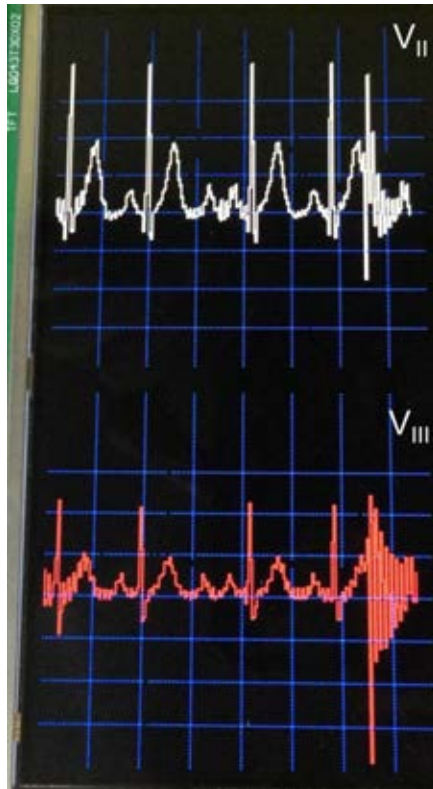
รูปที่ 4.17 กราฟแสดงสัญญาณฟันเลื่อยที่แสดงผลผ่านทางหน้าจอแอลซีดี

ต่อไปจะเป็นการทดสอบด้วยการจำลองสัญญาณไซน์ และคลื่นไฟฟ้าหัวใจใส่เข้าไปยังวงจรรอแนะลิ๊ง และดูกราฟที่ได้ออกมาที่หน้าจอแอลซีดี กราฟที่ได้ออกมาจะเป็นดังรูปที่ 4.18 สำหรับกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นจะเป็นกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ lead II และ lead III ที่ได้มาจากเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยไม่มีสัญญาณรบกวนใดๆ



รูปที่ 4.18 กราฟแสดงสัญญาณไซน์และคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลผ่านทางหน้าจอแอลซีดี

สุดท้ายจะทดสอบด้วยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากอุปกรณ์จำลองสัญญาณและทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวน โดยเริ่มจากตั้งค่าแอมพลิจูดของสัญญาณไว้ที่ 1 มิลลิโวลต์ และมีสัญญาณรบกวนจากความถี่ไฟบ้าน สัญญาณที่ได้ออกมาจะถูกและจะส่งสัญญาณจากไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 ไปยัง PIC32 ผ่านทางพอร์ต UART และไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32 จะทำการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ 50 เฮิร์ตซ์ หลังจากนั้นจะเลือกจำนวนตัวอย่างออกมาแสดงผลที่หน้าจอ โดยกราฟที่ได้จะเป็นดังรูปที่ 4.19 กราฟด้านบน (เส้นสีขาว) เป็นสัญญาณ V_{II} และกราฟด้านล่าง (เส้นสีแดง) เป็นสัญญาณจาก V_{III}

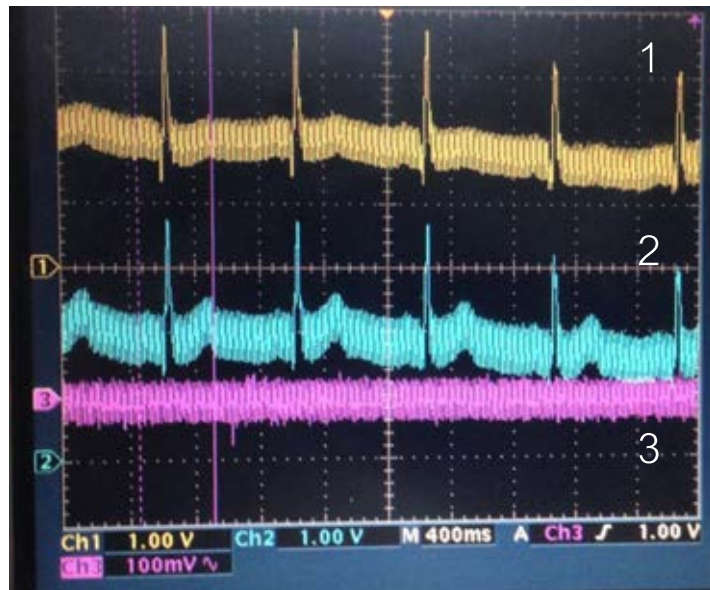


รูปที่ 4.19 กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลผ่านทางหน้าจอแอลซีดี

เมื่อทำการทดสอบกับอุปกรณ์จำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเรียบร้อยแล้ว ต่อไปจะทำการทดสอบวัดค่าจากผู้ใช้งานจริงดังแสดงในรูปที่ 4.20 โดยจะใช้ขั้วไฟฟ้าทั้งหมด 4 จุด วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Limb Lead โดยติดขั้วไฟฟ้าที่หน้าอกขวา หน้าอกซ้าย ซี่โครงด้านซ้าย และซี่โครงด้านขวา ดังแสดงในรูปที่ 4.20



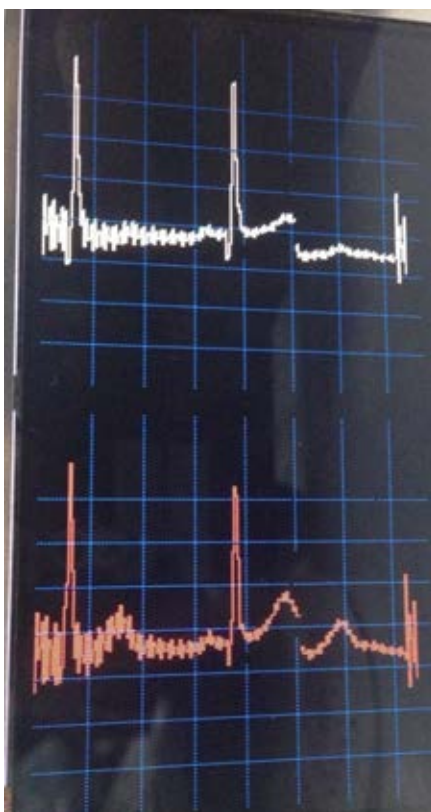
รูปที่ 4.20 การติดขั้วไฟฟ้าบนผู้ทดสอบ



รูปที่ 4.21 กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก lead II (กราฟหมายเลข 1), lead III (กราฟหมายเลข 2) และสัญญาณจากโหมดรวม (กราฟหมายเลข 3) จากวงจรแอนะล็อกที่แสดงผลบนหน้าจอ ออสซิลโลสโคป

ในรูปที่ 4.21 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากวงจรแอนะล็อก โดยกราฟเส้นสีเขียว (เบอร์ 1) เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก lead II กราฟเส้นสีฟ้า (เบอร์ 2) เป็นกราฟที่ได้

จาก lead III และกราฟสีม่วง (เบอร์ 3) เป็นสัญญาณจากโหมมร่วม มีการเช็คค่าบนหน้าจอแอลซีดีเพื่อให้มั่นใจว่าตัวกรองทางดิจิทัลสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านได้ดังแสดงในรูปที่ 4.22 โดยกราฟด้านบนเป็นสัญญาณจาก lead II และกราฟด้านล่างเป็นสัญญาณจาก lead III ที่ผ่านตัวกรองเพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้าน ซึ่งจากรูปจะเห็นได้ว่าตัวกรองที่ออกแบบไว้สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านได้จริง โดยการวัดค่าประสิทธิภาพจะทำการวัดที่ lead II เพียง lead เดียวและมีการปรับค่าการสุ่มสัญญาณและขนาดของบล็อกข้อมูลเพื่อให้สามารถเก็บข้อมูลได้นานขึ้น

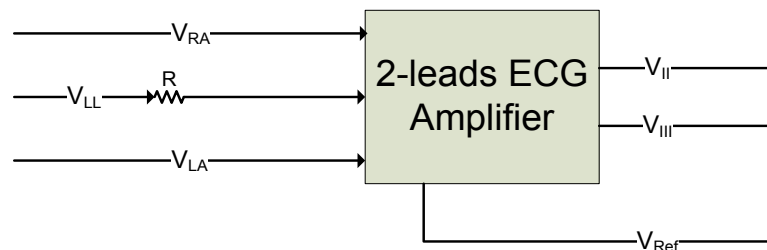


รูปที่ 4.22 กราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก lead II (กราฟด้านบน) และ lead III (กราฟด้านล่าง) ที่แสดงผลบนหน้าจอแอลซีดีหลังจากผ่านการกรองด้วยตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้บนไมโครคอนโทรลเลอร์

ในการทดสอบประสิทธิภาพของตัวกรอง จะทำการปรับลดอัตราสุ่มสัญญาณจาก 1,000 เฮิร์ตซ์ลงมาเหลือ 685 เฮิร์ตซ์และปรับขนาดของบล็อกข้อมูลขึ้นมาเป็น 3,000 ข้อมูล (คิดเป็นระยะเวลาที่วัดค่าประมาณ 4 วินาที) เพื่อให้ตัวกรองสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนจน

ระบบผู้เข้าและมีจำนวนข้อมูลมากพอสำหรับการคำนวณประสิทธิภาพ จำนวนกลุ่มตัวอย่างที่นำมาทดลองมีทั้งหมด 5 คน (เพศชาย 5 คน อายุอยู่ในช่วง 20-45 ปี โดยมีค่าเฉลี่ยของอายุอยู่ที่ 32 ปี) จะทดสอบโดยการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจและให้แสดงผลทางหน้าจอ และมีการเก็บค่าจากไมโครคอนโทรลเลอร์เข้ามายังคอมพิวเตอร์ ค่าที่เก็บจะมีทั้งค่าจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากวงจรแอนะล็อก และค่าที่ผ่านการกรองบนตัวกรองทางดิจิทัลบนไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC32 โดยจะมีการนำค่าที่ได้มาคำนวณประสิทธิภาพของตัวกรองด้วยโปรแกรม MATLAB®

ในการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับผู้ที่ทดสอบนั้น สัญญาณรบกวนที่ความถี่จากไฟบ้านในสถานะปกติมีค่าต่ำ ดังนั้นวงจรทางแอนะล็อกที่ใช้ในการทดสอบจะมีการใส่ตัวต้านทานที่ 160 กิโลโอห์มที่ต้นวงจรตามรูปที่ 4.23 เพื่อให้เกิดการไม่สมมาตรกันของความต้านทานขาเข้า Z1 และ Z2 ตามสมการที่ 2.9 และ 2.10 ซึ่งจะส่งผลให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้มีการรบกวนจากความถี่ไฟบ้านเข้ามามากขึ้น เพื่อเป็นการทดสอบประสิทธิภาพของการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองแบบปรับตัวได้ทางดิจิทัลที่ออกแบบไว้



รูปที่ 4.23 วงจรทางแอนะล็อกที่นำมาใช้ในการทดสอบวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจและทดสอบประสิทธิภาพของตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้

ในการเก็บค่าจะเก็บค่าครั้งละ 90 วินาที หลังจากนั้นจะเว้นระยะก่อนจะวัดครั้งถัดไปประมาณ 1 นาที โดยจะทำการปิดและเปิดระบบใหม่อีกครั้งเพื่อวัดค่า เพื่อเป็นการทดสอบว่าวงจรสามารถวัดค่าได้ทุกครั้ง การวัดค่าแต่ละครั้งจะมีค่าดูค่าที่ได้จากวงจรแอนะล็อกบนออสซิลโลสโคปเพื่อให้มั่นใจว่าวงจรสามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้จริง มีการเช็คค่าบนหน้าจอแอลซีดีเพื่อให้มั่นใจว่าตัวกรองทางดิจิทัลสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านได้

สำหรับระเบียบวิธีสำหรับตัวกรองที่จะใช้แสดงดังสมการที่ 4.5 ถึง 4.9 โดยค่าพารามิเตอร์ α , β และ γ จะมีการตั้งค่าไว้ที่ 0.99, 0.99 และ 0.01 ตามลำดับ ในการคำนวณ เมื่อไมโครคอนโทรลเลอร์คำนวณครบ 1 บล็อก (3,000 ตัวอย่าง) จะทำการปรับค่า p_k และ e_k ให้กลับมาเป็นศูนย์ เพื่อให้การคำนวณในบล็อกถัดไปมีความถูกต้องและไม่มีการแกว่งของค่าต่างๆ

มากจนเกินไป แต่ค่าของขั้นการปรับตัวและสัมประสิทธิ์ของตัวกรองจะยังคงค่าเดิมไว้เพื่อให้ตัวกรองสามารถปรับตัวเข้าหาสัญญาณรบกวนอ้างอิงของบล็อกใหม่ที่จะเข้ามาได้เร็วขึ้น (เมื่อสมมติว่าความถี่ของสัญญาณรบกวนไม่ได้มีการเปลี่ยนแปลงความถี่ไปมากนัก)

หลังจากเก็บค่าจากตัวอย่างทั้ง 5 คนเรียบร้อยแล้วก็จะนำค่าที่ได้มาดูและคำนวณประสิทธิภาพ โดยจะเลือกช่วงที่ตัวกรองเริ่มลู่อื่นเข้าเรียบร้อยแล้ว (สัญญาณรบกวนถูกลดทอนลงไปจนเหลือน้อย) มาใช้ในการหาค่าประสิทธิภาพของตัวกรอง ค่าที่สนใจได้แก่ค่า SNR ของสัญญาณในระบบทั้งก่อนและหลังผ่านตัวกรองแล้ว โดยจะเป็นการคำนวณในเชิงความถี่ (Frequency Domain) แทนการคำนวณในเชิงเวลาเนื่องจากสัญญาณที่ได้มาเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณรบกวนรวมกันมา ไม่มีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการอ้างอิง

การวัดค่า SNR ของสัญญาณจะทำการวัดก่อนเข้าและหลังจากออกจากตัวกรองเพื่อหาประสิทธิภาพของตัวกรอง การวัดค่า SNR ของสัญญาณจะตั้งอยู่บนสมมติฐานที่ว่าสัญญาณรบกวนอยู่ในช่วงความถี่ที่สนใจเท่านั้น (ที่ 49.5 ถึง 50.5 เฮิร์ตซ์สำหรับความถี่ไฟฟ้าบ้าน และที่ 148 ถึง 152 เฮิร์ตซ์สำหรับความถี่ฮาร์โมนิกที่สาม) โดยในช่วงความถี่อื่น (0.05-200 เฮิร์ตซ์) จะเป็นค่าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ดังแสดงในรูปที่ 4.24 ค่า SNR ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะหาได้จากสมการ

$$Power_{total\ signal} = \sum FFT_{0.05-200\ Hz} \quad (4.11)$$

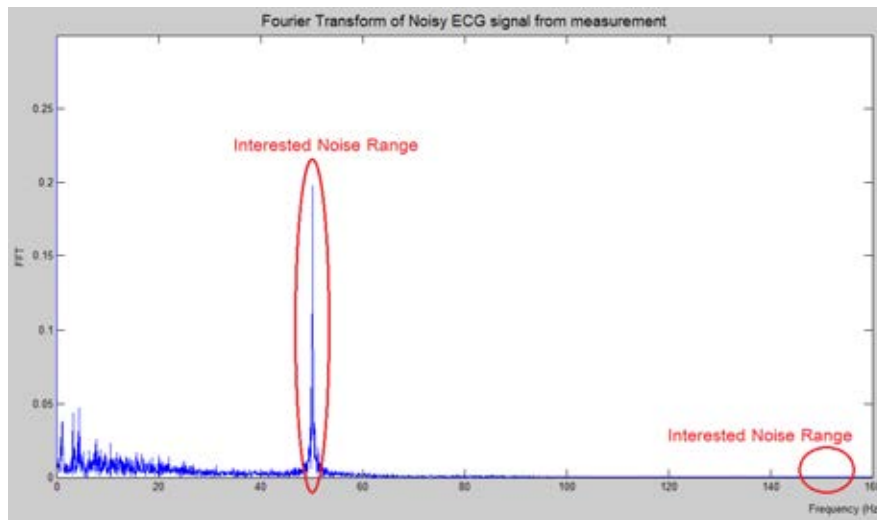
$$Power_{noise} = \sum FFT_{49.5-50.5\ and\ 148-152\ Hz} \quad (4.11)$$

และค่า SNR ของสัญญาณจะหาจากกำลังของสัญญาณทั้งหมดลบด้วยกำลังของสัญญาณรบกวนในช่วงความถี่ที่สนใจ หารด้วยกำลังของสัญญาณรบกวนตามสมการ

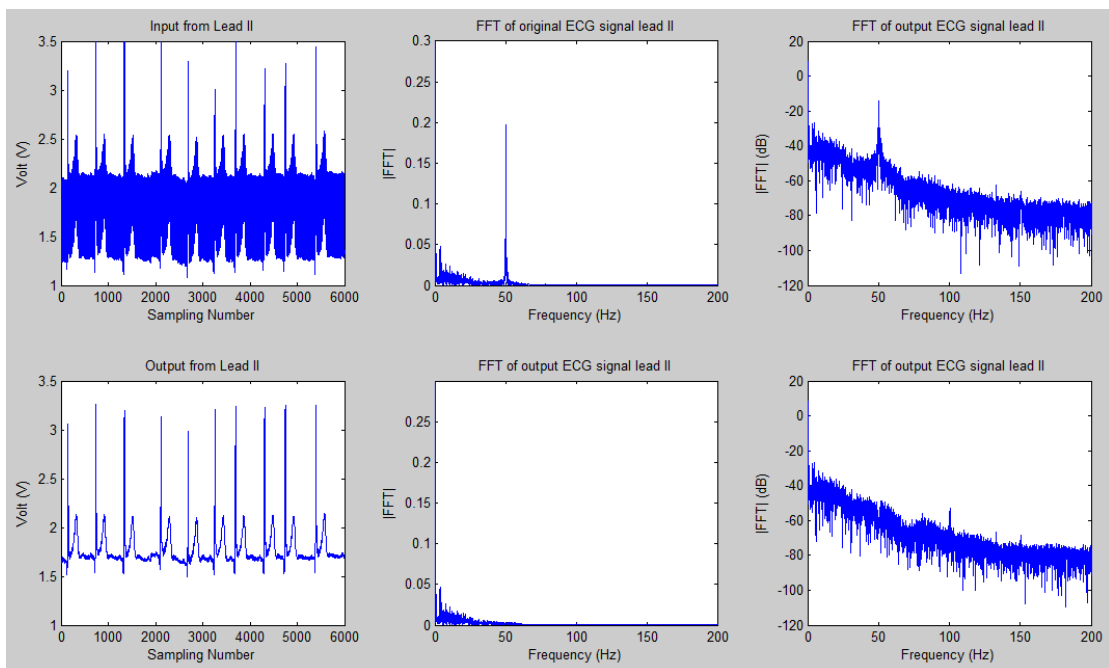
$$SNR = 10 * \log_{10} \left(\frac{(Power_{total\ signal} - Power_{noise})}{Power_{noise}} \right) \quad (4.11)$$

และการวัดค่ากำลังของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะห้กำลังของสัญญาณไฟตรง (ที่ความถี่ 0 เฮิร์ตซ์) ออกไปด้วย เพื่อให้ค่าที่ได้มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น

กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ทดสอบที่แสดงดังรูปที่ 4.25 เป็นของผู้ทดสอบคนที่สอง (วัดค่าครั้งที่ 4) โดยจะแสดงค่าทั้งก่อนและหลังเข้าไปยังตัวกรองนอกรีตแบบปรับตัวได้ซึ่งจะแสดงผลเพียง 6,000 ข้อมูลเท่านั้น เพื่อให้เห็นถึงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีการรบกวนและสัญญาณที่มีการรบกวนมีค่าต่ำหลังจากผ่านตัวกรองแล้ว พร้อมกับกราฟฟูเรียร์แสดงถึงค่าขนาดของสัญญาณที่ความถี่ต่างๆกัน



รูปที่ 4.24 กราฟการแปลงฟูเรียร์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้และช่วงสัญญาณรบกวนที่เป็นช่วงที่สนใจ



รูปที่ 4.25 กราฟแสดงผลที่ได้จากการวัดค่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ lead II ของผู้ทดสอบคนที่ 2

จากกราฟในรูปที่ 4.25 จะเห็นได้ว่าสัญญาณรบกวนถูกลดทอนลงไปมาก ทำให้เห็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจชัดเจนยิ่งขึ้น สัญญาณที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์เมื่อดูจากกราฟการแปลงฟูเรียร์มีการลดทอนลงไปจนเหลือน้อยมากเมื่อเทียบกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ความถี่ต่ำ โดยอัตราการ

ลดทอนเมื่อดูจากกราฟของการแปลงฟูเรียร์ในรูปด้านซ้ายสุด จะได้ว่าการลดทอนมีค่า 20 เดซิเบล และค่า SNR ของสัญญาณก่อนและหลังเข้าไปยังตัวกรองมีค่าเป็น -2 และ 33 เดซิเบลตามลำดับ ซึ่งจะเห็นได้ว่าค่า SNR มีค่าที่สูงขึ้น ซึ่งหมายความว่าสัญญาณรบกวนได้ถูกลดทอนลงไปในตัวเอง สำหรับการสรุปผลของการลดทอนของสัญญาณรบกวนที่ทดสอบกับผู้ทดสอบรายอื่นๆ แสดงผลตามตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ตารางสรุปผลประสิทธิภาพของตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้ที่วัดจากผู้ทดสอบ จำนวน 5 คน

Test Subject No.	Age	Sex	Average SNR (dB)		Different (dB)
			Input	Output	
1	26	M	-2.91	33.40	36.30
2	23	M	-1.82	30.93	32.74
3	31	M	3.78	32.76	28.97
4	43	M	-0.89	33.56	34.45
5	43	M	1.42	36.83	35.40
Average			-0.08	33.49	33.49
SD			2.69	2.14	2.14

จากตารางจะเห็นได้ว่า ค่า SNR ของสัญญาณก่อนจะเข้าตัวกรองโดยเฉลี่ยมีค่าเป็นลบหรือเข้าใกล้ศูนย์เดซิเบล ซึ่งหมายความว่ากำลังของสัญญาณรบกวนมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่เมื่อมีการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองที่ออกแบบไว้แล้ว ค่า SNR ของระบบมีค่าสูงขึ้นมาอยู่ที่ 33 เดซิเบลโดยเฉลี่ยและมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของ SNR อยู่ที่ 2 เดซิเบลสำหรับทั้งสัญญาณขาเข้าและขาออกจากตัวกรอง

จากการทดลองทำให้รู้ว่าระบบที่ออกแบบไว้สามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกมาได้อีกทั้งสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าได้ และสามารถแสดงผลผ่านทางหน้าจอแอลซีดีเพื่อให้ผู้ใช้งานเห็นกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ขณะใช้งาน

บทที่ 5

ข้อสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 ข้อสรุป

งานวิจัยนี้ได้ศึกษา ออกแบบและสร้างอุปกรณ์ต้นแบบเครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพาสำหรับวัดสัญญาณ 2 Leads โดยมีการลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าบ้านด้วยตัวกรองทางดิจิทัลแบบปรับตัวได้และแสดงผลผ่านทางหน้าจอแอลซีดี ซึ่งจากการทดสอบด้วยอุปกรณ์จริงบนแผงวงจรทดลองต้นแบบ ส่งค่าด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อมาคำนวณบนคอมพิวเตอร์ และมีการทดสอบการลดทอนสัญญาณบนไมโครคอนโทรลเลอร์และแสดงผลนั้น อุปกรณ์สามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้สองช่องสัญญาณพร้อมกัน พร้อมทั้งลดทอนสัญญาณรบกวนและแสดงผลผ่านทางหน้าจอแอลซีดีได้

เนื่องด้วยในการวินิจฉัยโรคทางหัวใจบางโรค จำเป็นต้องดูจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลาย Leads ประกอบกัน ดังนั้นอุปกรณ์ที่ได้พัฒนาขึ้นจึงมีการพัฒนาให้สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้หลายช่องสัญญาณพร้อมกัน เพื่อให้การวินิจฉัยโรคโดยแพทย์เป็นไปอย่างถูกต้องและแม่นยำ

วงจรที่ใช้ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการพัฒนาวงจรรายแบบอินทูลเมนเทชั่นให้สามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้สองช่องสัญญาณพร้อมกัน และสามารถสร้างสัญญาณที่จุด WCT ออกมาได้โดยไม่ต้องมีการต่อฮาร์ดแวร์เพิ่ม ซึ่งเหมาะสมกับการใช้งานและนำไปพัฒนาต่อในการทำวงจรเพื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจหลายช่องสัญญาณกว่าในงานวิจัยชิ้นนี้ ประสิทธิภาพที่ได้ของวงจรที่ออกแบบเป็นไปตามที่ตั้งเอาไว้

ขั้นตอนวิธีที่นำมาใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวนเป็นการพัฒนาขั้นตอนวิธีของตัวกรองนอกรีตแบบปรับตัวได้ โดยมีการทำให้ค่าของขั้นการปรับตัวมีการเปลี่ยนแปลงไปตามเวลาและสัญญาณรบกวนที่เข้ามาในระบบ การทำเช่นนี้ทำให้ในช่วงแรก ขั้นการปรับตัวจะมีค่าสูง ซึ่งจะทำให้ระบบสามารถปรับตัวเข้ากับสัญญาณรบกวนที่เข้ามาได้อย่างรวดเร็ว และเมื่อเวลาผ่านไป ถ้าหากสัญญาณรบกวนไม่ได้มีการเปลี่ยนแปลงขนาดหรือความถี่อย่างเฉียบพลัน ค่าของขั้นการปรับตัวจะมีค่าลดลงเรื่อยๆ ซึ่งจะส่งผลทำให้ประสิทธิภาพของการลดทอนสัญญาณรบกวนดียิ่งขึ้น ในการทดสอบประสิทธิภาพด้วยโปรแกรม MATLAB® ตัวกรองที่ออกแบบไว้สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้เป็นอย่างดี และให้ค่า SNR ที่สูงสำหรับสัญญาณขาออกจากตัวกรอง

ในการทดสอบกับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในสภาพแวดล้อมจริง การใช้ตัวกรองนอกรีตแบบปรับตัวได้นั้น จะมีการลดทอนสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าบ้านได้มาก แต่ก็ยังมีสัญญาณรบกวน

เหลืออยู่ในระบบ ซึ่งอาจจะเป็นผลมาจากการล่มสัญญาณที่ไม่ได้ทำพร้อมๆกันทั้งสามสัญญาณ ทำให้ความแม่นยำ ความถูกต้องและประสิทธิภาพของตัวกรองลดลง อีกทั้งขนาดของบัลลอคข้อมูล ยังมีขนาดที่น้อยไป ทำให้ระบบยังลู่เข้าได้ไม่เต็มที่ อีกทั้งในบางกรณีสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจริง ไม่ได้มีเพียงสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านเพียงอย่างเดียว ทำให้ตัวกรองของเราไม่สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้หมดนั่นเอง

5.2 ข้อเสนอแนะ

เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ดียิ่งขึ้น และสามารถนำไปใช้งานได้ในทางปฏิบัติ จึงได้เสนอจุดที่ควรปรับปรุงและพัฒนาในส่วนต่างๆ ดังต่อไปนี้

- 1 การล่มสัญญาณควรจะต้องทำที่เวลาเดียวกัน ดังนั้นตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัลในไมโครคอนโทรลเลอร์ควรมี 3 ตัวที่ทำงานแบบอิสระต่อกัน เพื่อให้การล่มสัญญาณเข้ามามีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น
- 2 เพื่อให้สะดวกต่อการใช้งานยิ่งขึ้น การเชื่อมต่อระหว่างส่วนเก็บข้อมูลและส่วนแสดงผล ควรเชื่อมต่อผ่านระบบการติดต่อไร้สาย หรือมีการส่งค่าไปยังมือถือเพื่อแจ้งสถานะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดอยู่ในขณะนั้นๆ
- 3 การลดทอนสัญญาณรบกวนยังใช้เวลานาน (นานกว่าคาบของการล่มสัญญาณ) ซึ่งทำให้ระบบไม่สามารถทำงานแบบ real-time ได้ ซึ่งควรมีการปรับปรุงให้การลดทอนสัญญาณสามารถทำได้เร็วขึ้น และควรมีการปรับเปลี่ยนไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ในการลดทอนสัญญาณให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้นด้วย

รายการอ้างอิง

- [1] James C. Huhta and John G. Webster, *60-Hz Interference in Electrocardiography*, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol. BME-20, No. 2, March 1973.
- [2] John G. Webster, *Reducing Motion Artifacts and Interference in Biopotential Recording*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-31, No.12, December 1984.
- [3] Rafael Ramos, Antoni Manuel-Lazaro, Joaquin Del Rio, and Gerard Olivar, *FPGA-Based Implementation of an Adaptive Canceller for 50/60-Hz Interference in Electrocardiography*, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, VOL, 56, No. 6, December 2007
- [4] Do-Un Joeng, Se-Jin Kim, *Development of a Technique for Cancelling Motion Artifact in Ambulatory ECG Monitoring System*, Third 2008 International Conference on Convergence and Hybrid Information Technology.
- [5] Bruce B. Winter, John G. Webster, *Driven-Right-Leg Circuit Design*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-30, No.1, January 1983.
- [6] Leif Sornmo, Pablo Laguna, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. 1999.
- [7] Malcom S. Thaler, *The Only EKG Book You'll Ever Need*. United States of America, Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [8] Thaddeus R. F. Fulford-Jones, Gu-Yeon Wei, Matt Welsh, *A Portable, Low-Power, Wireless Two-Lead EKG System*, Proceeding of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, September, 2004.
- [9] ยงยุทธ สหัสกุล, *ECG ทางคลินิก*. ประเทศไทย: เอ็น. พี. เพรส, 2549
- [10] Rulph Chassaing, *DSP Applications Using C and the TMS320c6x DSK: Topic in Digital Signal Processing*, Canada, A Wiley-Interscience Publication, John Wiley & Sons, 2002.
- [11] Simon Haykin, *Adaptive Filter Theory 4th edition*, United State of America, Prentice Hall, 2002

- [12] Bernard Widrow, John R. Glover, John M. McCool, John Kaunitz, Charles S. Williams, Robert H. Hearn, James R. Zeidler, Eugene Dong JR., and Robert C. Goodlin: *Adaptive Noise Cancelling: Principles and Applications*, Proceeding of IEEE, Vol. 63, No. 12, December 1975.
- [13] Bernard Widrow, and Samuel D. Stearns, *Adaptive Signal Processing*, Prentice-Hall, 1985.
- [14] Raymond H. Kwong, and Edward W. Johnson, *A Variable Step Size LMS Algorithm*, IEEE Transactions on Signal Processing, Vol. 40, No. 7, July 1992.
- [15] Tyseer Aboulhasr, and K. Mayyas, *A Robust Variable Step-Size LMS-Type Algorithm: Analysis and Simulations*, IEEE Transactions on Signal Processing, Vol. 45, No.3, March 1997
- [16] Willis J. Tompkins, *Biomedical Digital Signal Processing; C-Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC*, 1995.
- [17] Texas Instrument Incorporated, *Getting the most out of your Instrumentation amplifier design*, Analog Applications Journal, 2005.
- [18] Syed Zahurul Islam, Syed Zahidul Islam, Razali Jidin, Mohd. Alauddin Mohd. Ali, *Performance Study of Adaptive Filtering Algorithms for Noise Cancellation of ECG Signal*, ICICS 2009, 2009.
- [19] Richard G. Lyons, *Understanding Digital Signal Processing*, Pearson Education, 2004
- [20] *OPA4340 Data Sheet*, Texas Instrument
- [21] American National Standard ANSI/AAMI EC38:1998, *Ambulatory electrocardiographs*, Arlington (VA): Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 1999.
- [22] Enrique Mario Spinelli, Nolberto Martinez, Miguel Angel Mayosky, Ramon Pallas-Areny, *A Novel Fully Differential Biopotential Amplifier with DC Suppression*, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, VOL.51, No.8, August 2004.
- [23] C.E. Kossman, *Recommendations for standardization of Instruments in Electrocardiography and Vectorcardiography: Report of subcommittee on*

Instrumentation Committee on Electrocardiography, American Heart Association,
IEEE Transaction on Bio-Medical Engineering, Vol. BME-14, January 1967

[24] *MSP430F140 Data Sheet*, Texas Instrument.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

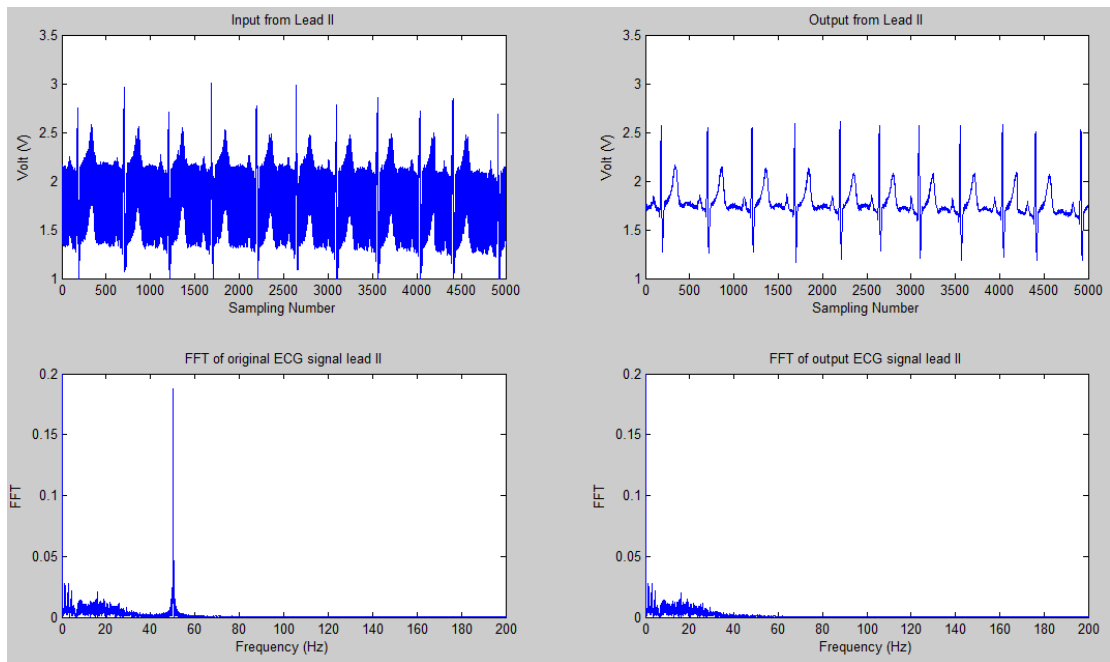
กราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากผู้ทดสอบ

ภาคผนวกนี้แสดงกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก่อน และหลังเข้าไปยังตัวกรองนอตช์แบบปรับตัวได้บนไมโครคอนโทรลเลอร์ และกราฟการแปลงฟูเรียร์ของทั้งสองสัญญาณเพื่อดูถึงขนาดของสัญญาณที่ความถี่ต่างๆ รวมถึงตารางสรุปค่า SNR ของตัวกรองสำหรับการวัดค่าผู้ทดสอบแต่ละคนแบ่งเป็นแต่ละครั้งที่วัด

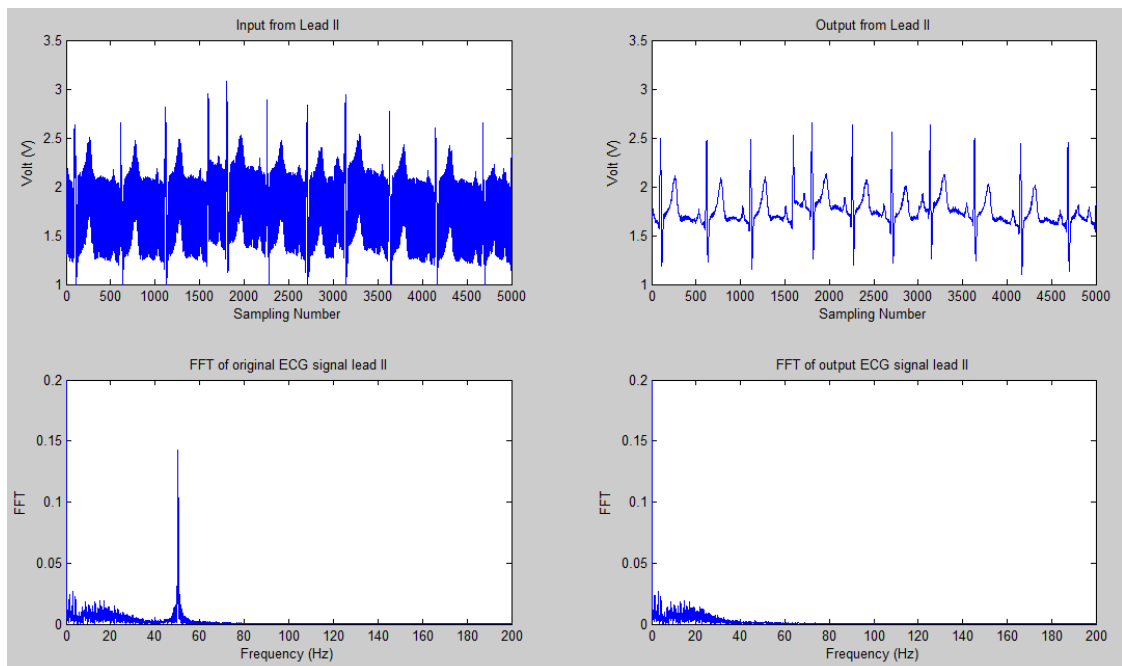
ผู้ทดสอบคนที่ 1

Test Subject No.	Age	Sex	Test No.	SNR (dB)		Average SNR (dB)	
				Input	Output	Input	Output
1	26	M	1	-3.90	33.42	-2.91	33.40
			2	-3.14	33.32		
			3	-2.81	35.62		
			4	-2.39	31.77		
			5	-2.29	32.86		

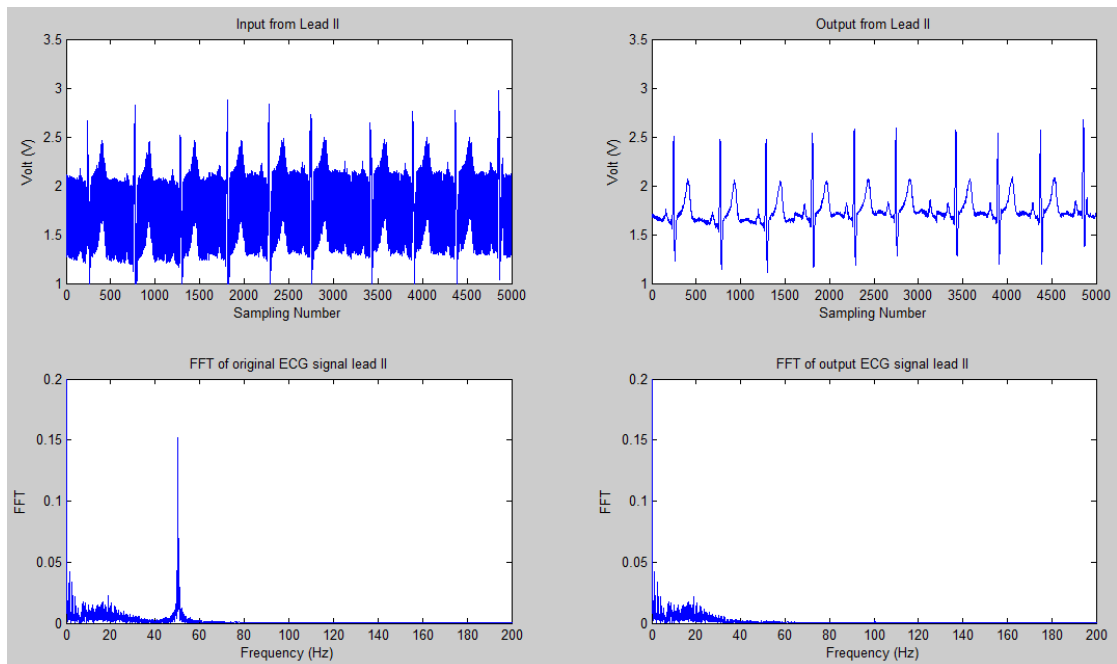
การวัดค่าครั้งที่ 1



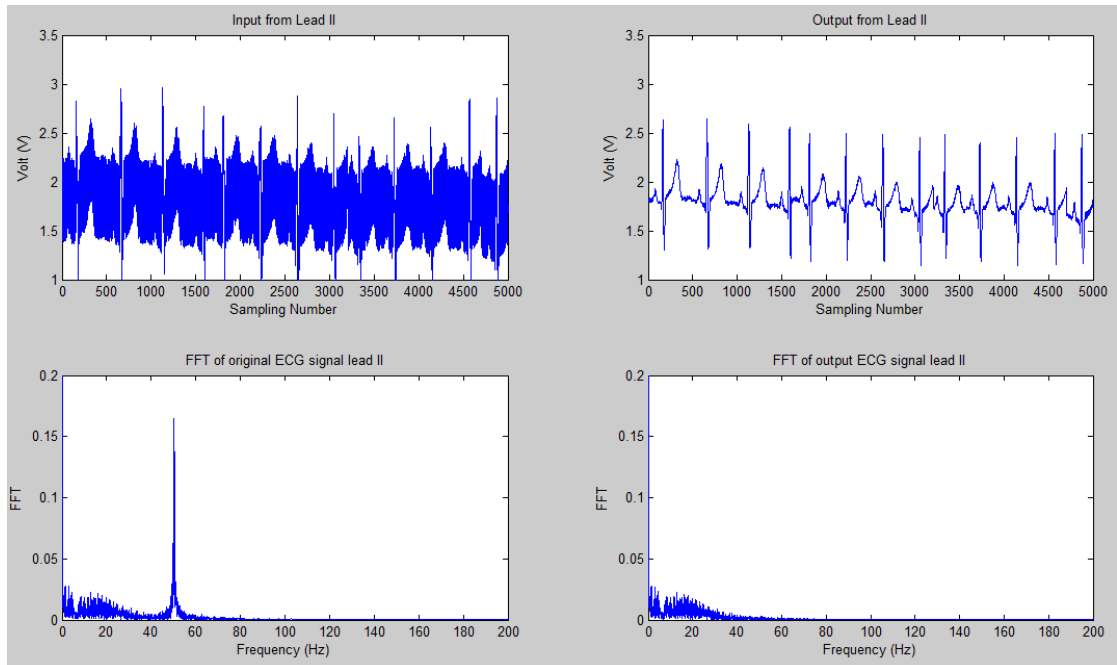
การวัดค่าครั้งที่ 2



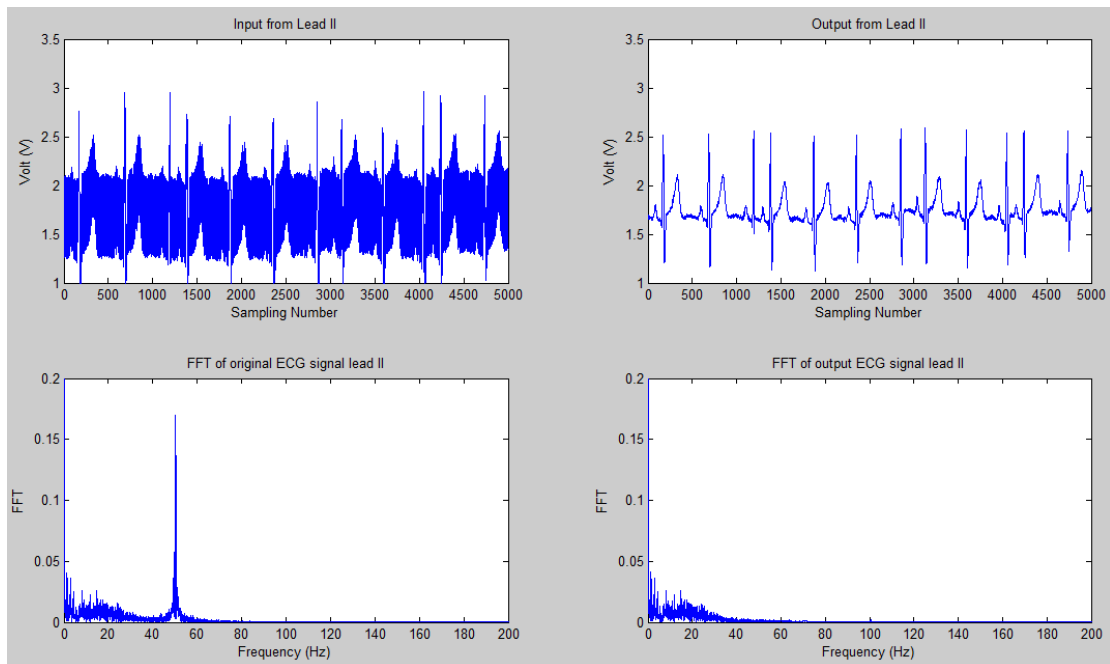
การวัดค่าครั้งที่ 3



การวัดค่าครั้งที่ 4



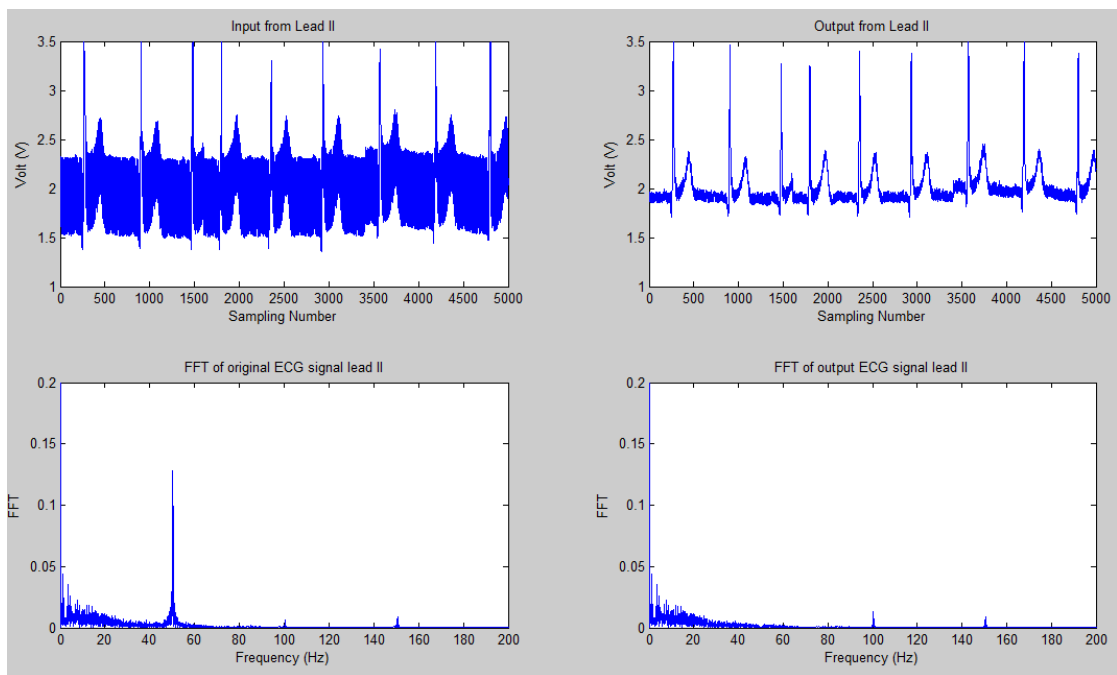
การวัดค่าครั้งที่ 5



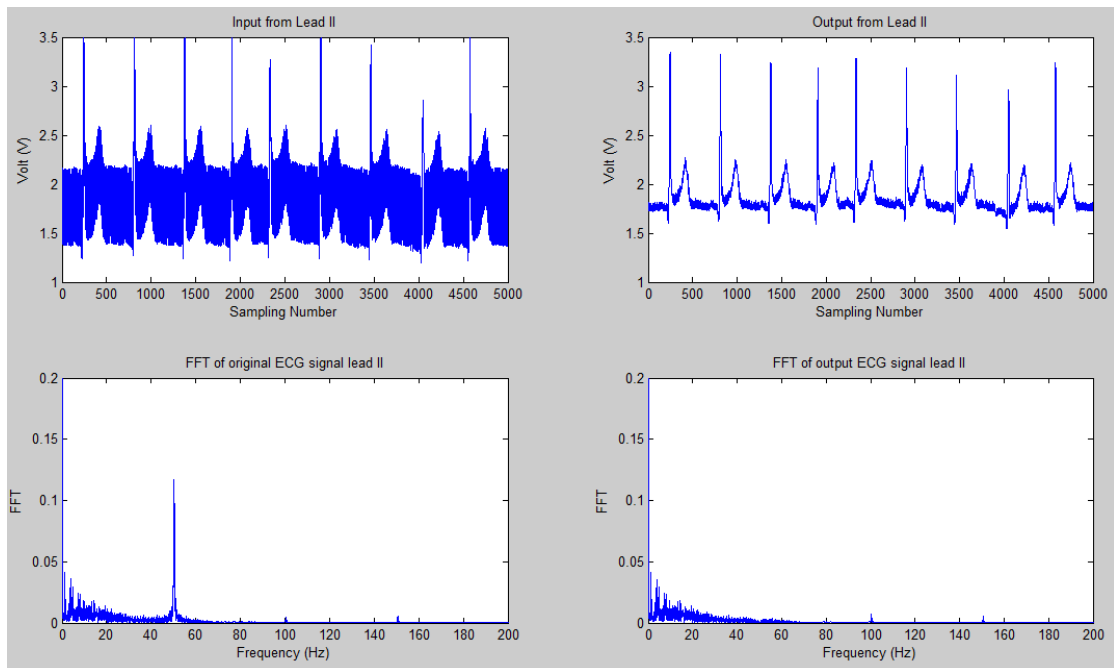
ผู้ทดสอบคนที่ 2

Test Subject No.	Age	Sex	Test No.	SNR (dB)		Average SNR (dB)	
				Input	Output	Input	Output
2	25	M	1	-1.18	25.65	-1.82	30.93
			2	-1.55	28.13		
			3	-1.96	34.23		
			4	-2.24	32.92		
			5	-2.14	33.70		

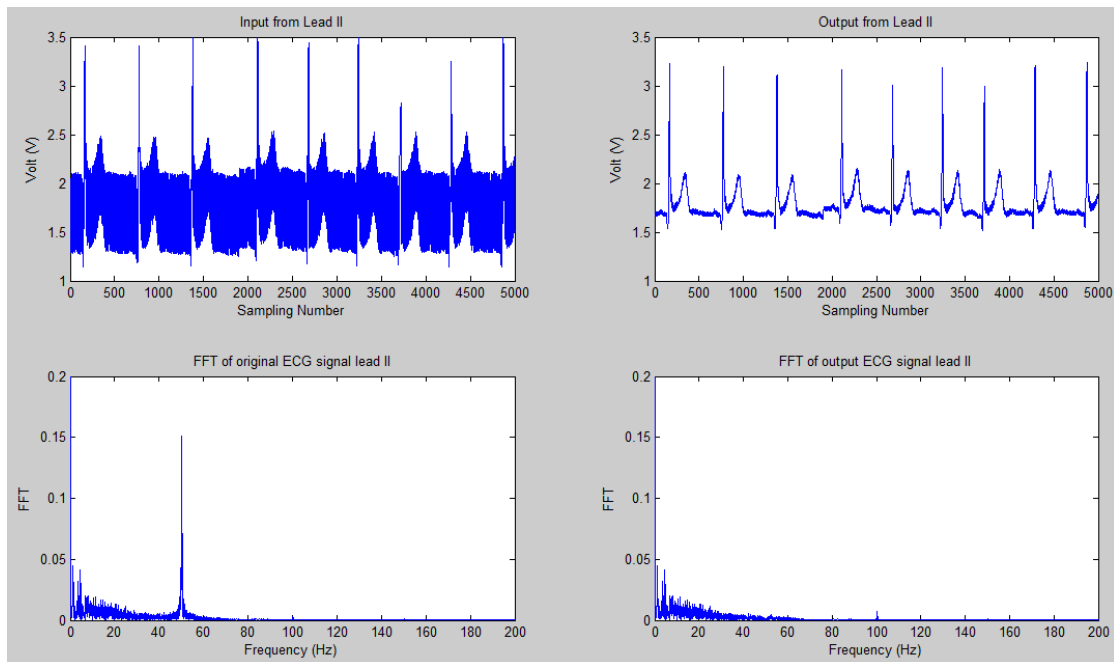
การวัดค่าครั้งที่ 1



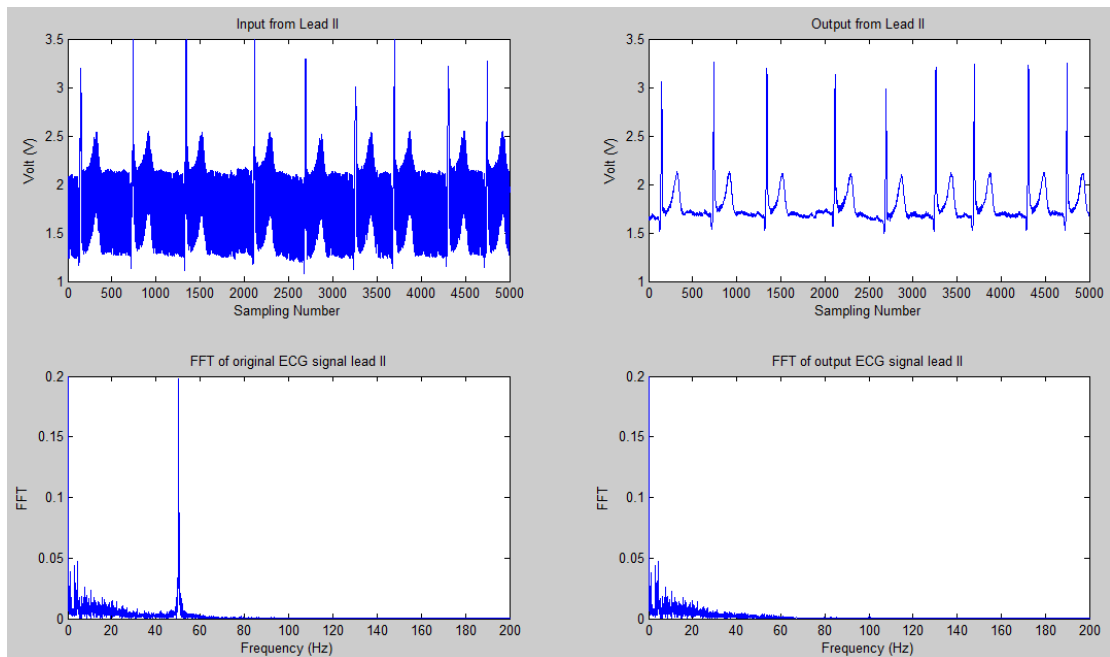
การวัดค่าครั้งที่ 2



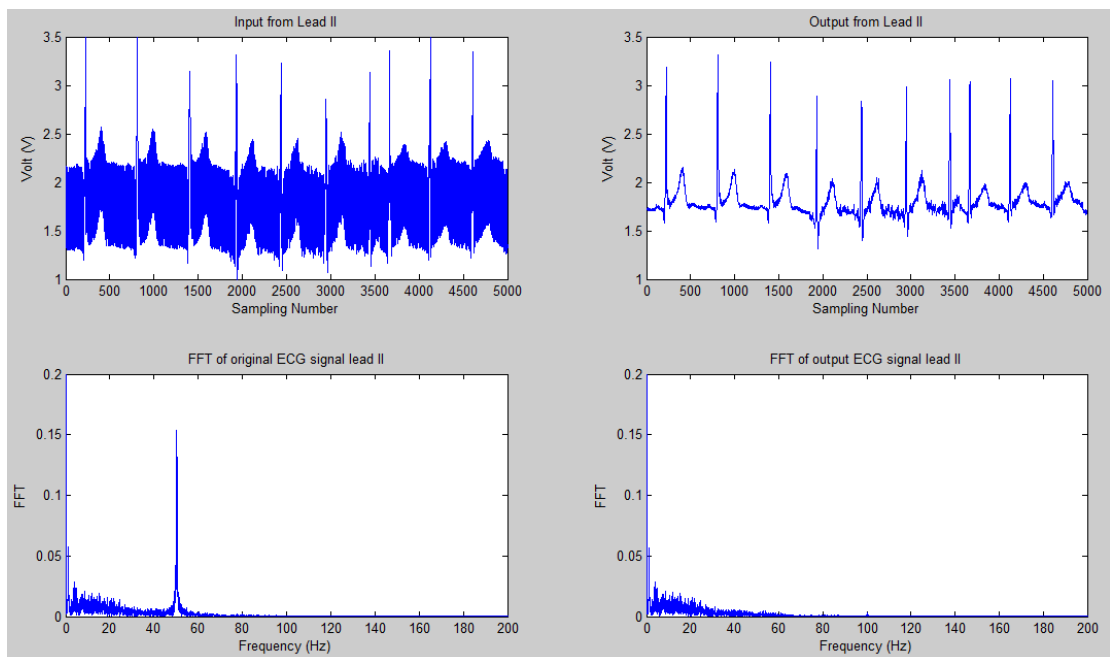
การวัดค่าครั้งที่ 3



การวัดค่าครั้งที่ 4



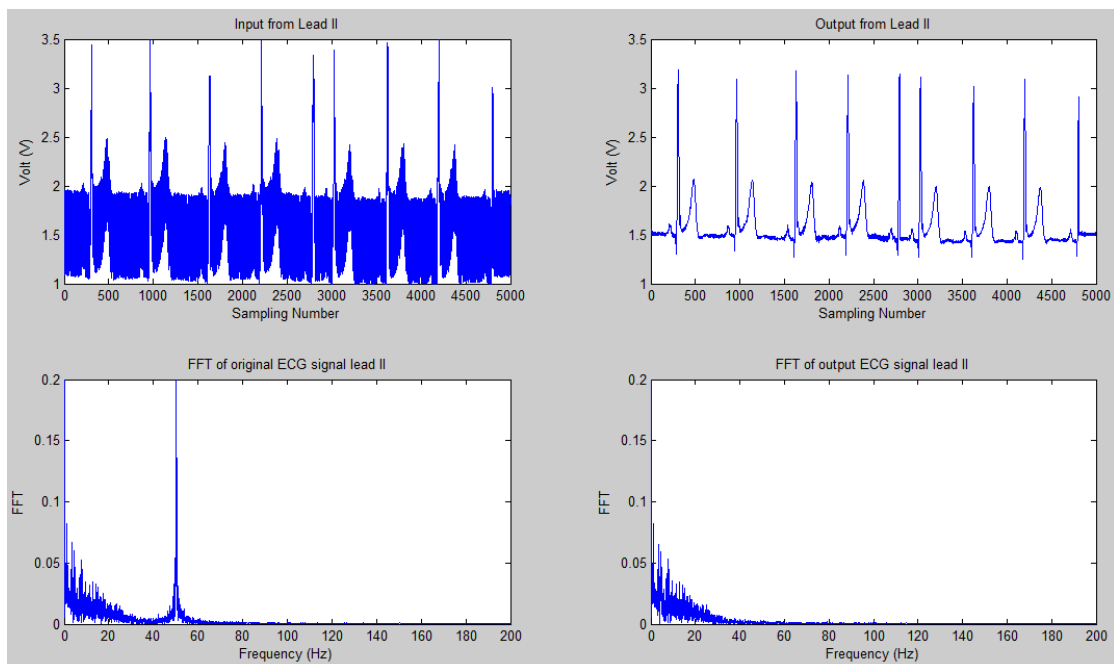
การวัดค่าครั้งที่ 5



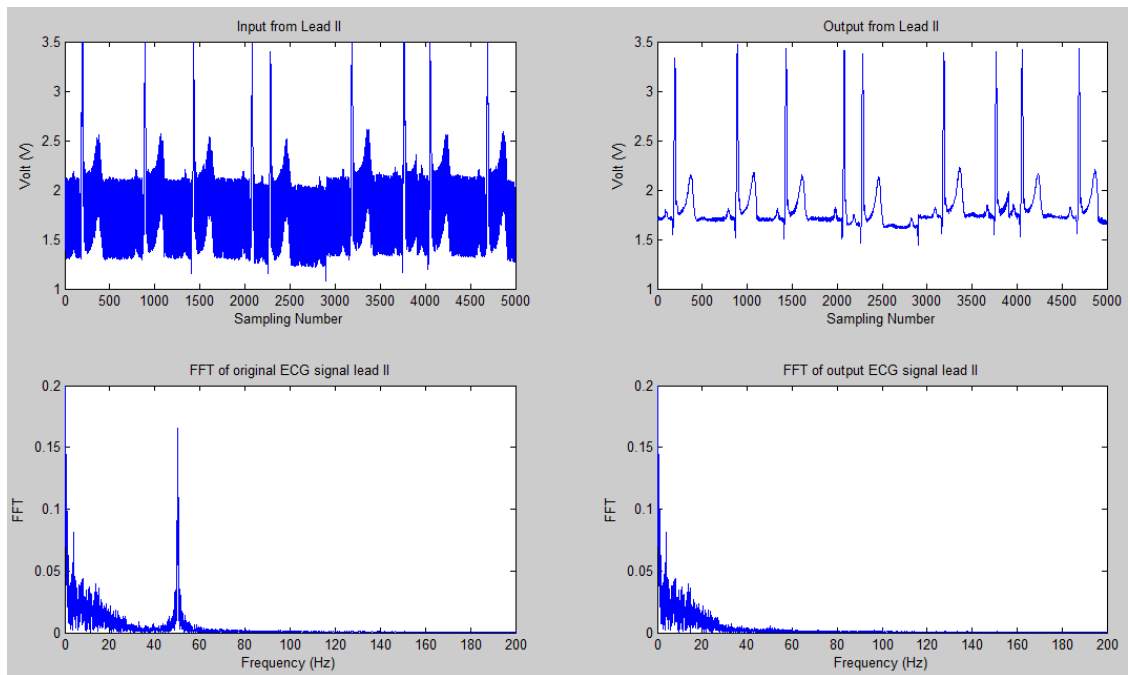
ผู้ทดสอบคนที่ 3

Test Subject No.	Age	Sex	Test No.	SNR (dB)		Average SNR (dB)	
				Input	Output	Input	Output
3	25	M	1	1.05	35.08	3.78	32.76
			2	11.60	42.68		
			3	5.89	35.59		
			4	0.19	24.58		
			5	0.20	25.85		

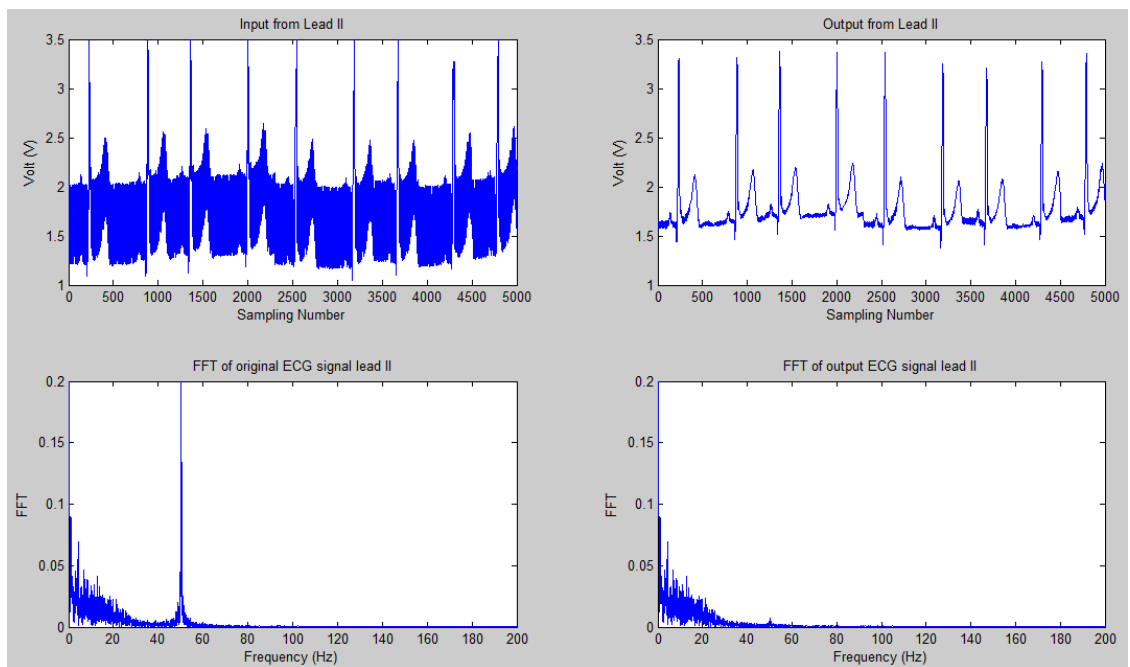
การวัดค่าครั้งที่ 1



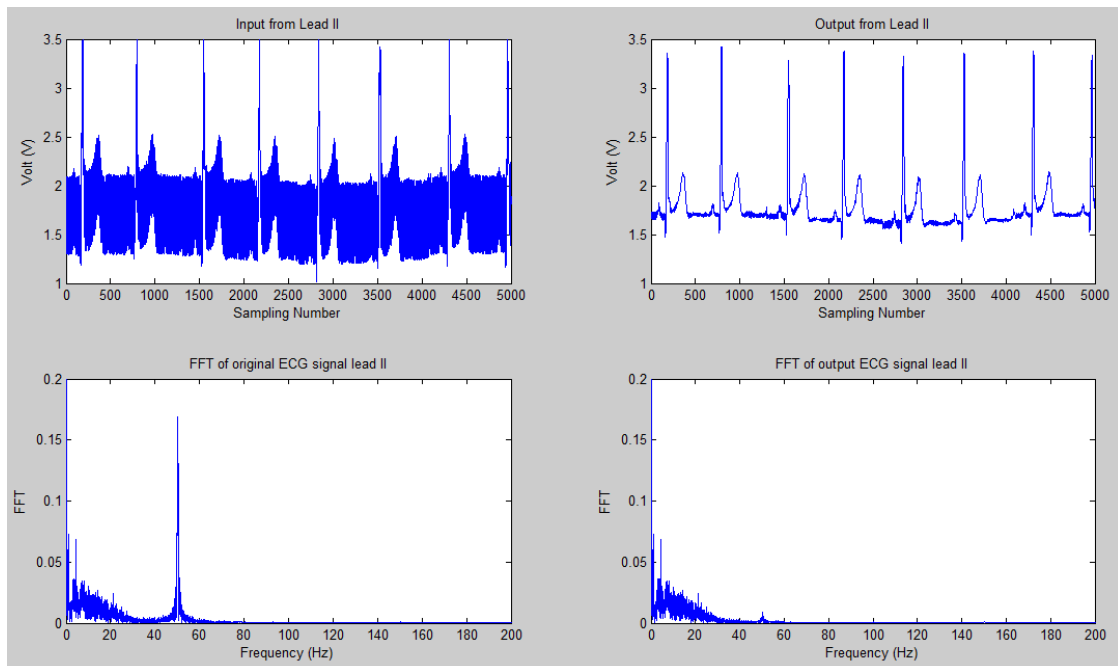
การวัดค่าครั้งที่ 2



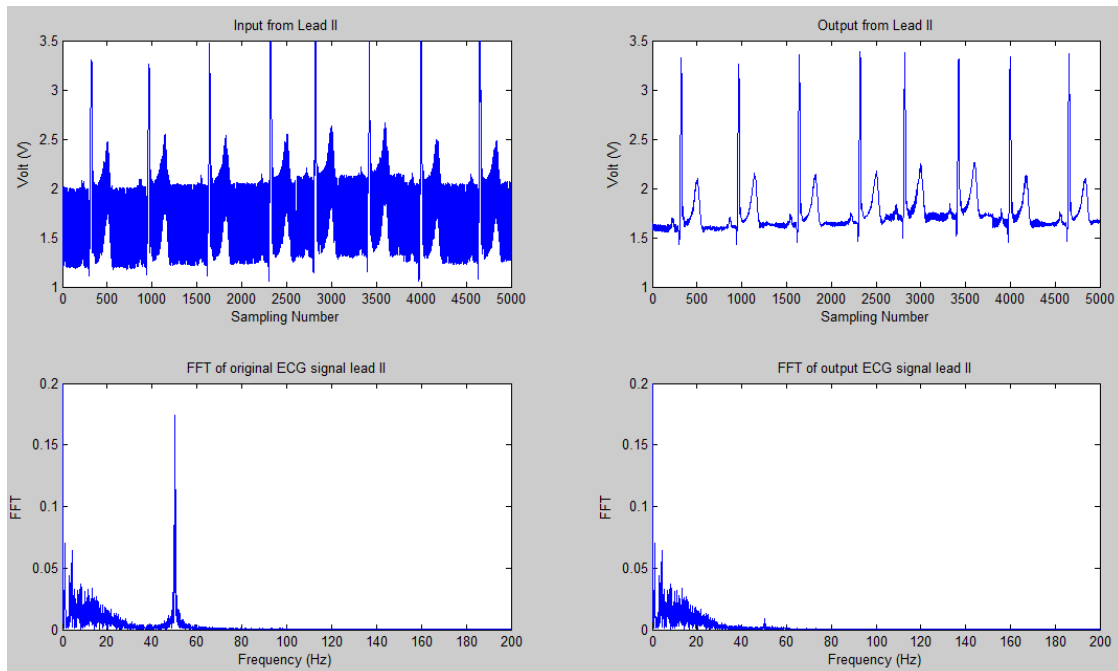
การวัดค่าครั้งที่ 3



การวัดค่าครั้งที่ 4



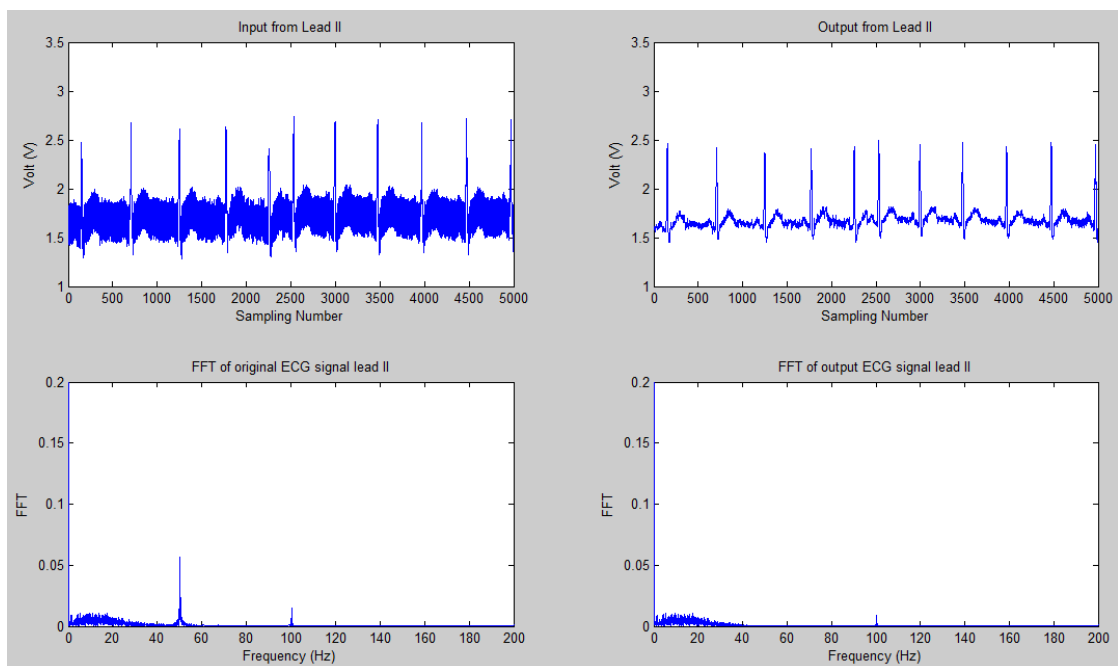
การวัดค่าครั้งที่ 5



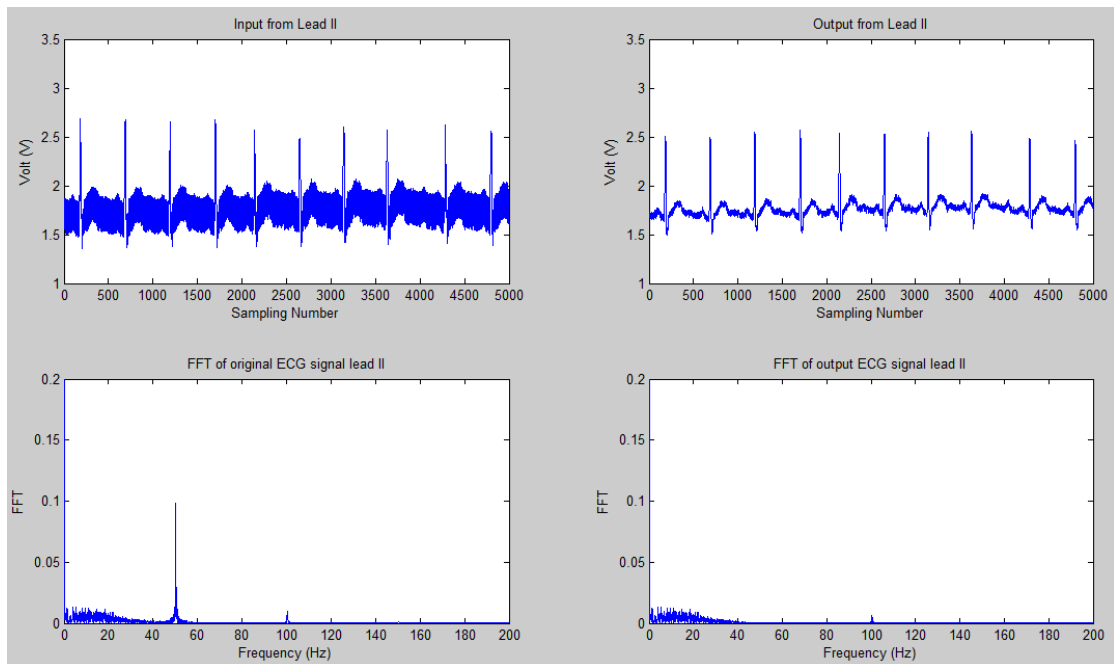
ผู้ทดสอบคนที่ 4

Test Subject No.	Age	Sex	Test No.	SNR (dB)		Average SNR (dB)	
				Input	Output	Input	Output
4	43	M	1	-0.19	33.92	-0.89	33.56
			2	0.43	33.77		
			3	-3.88	32.86		
			4	-0.30	33.27		
			5	-0.54	33.97		

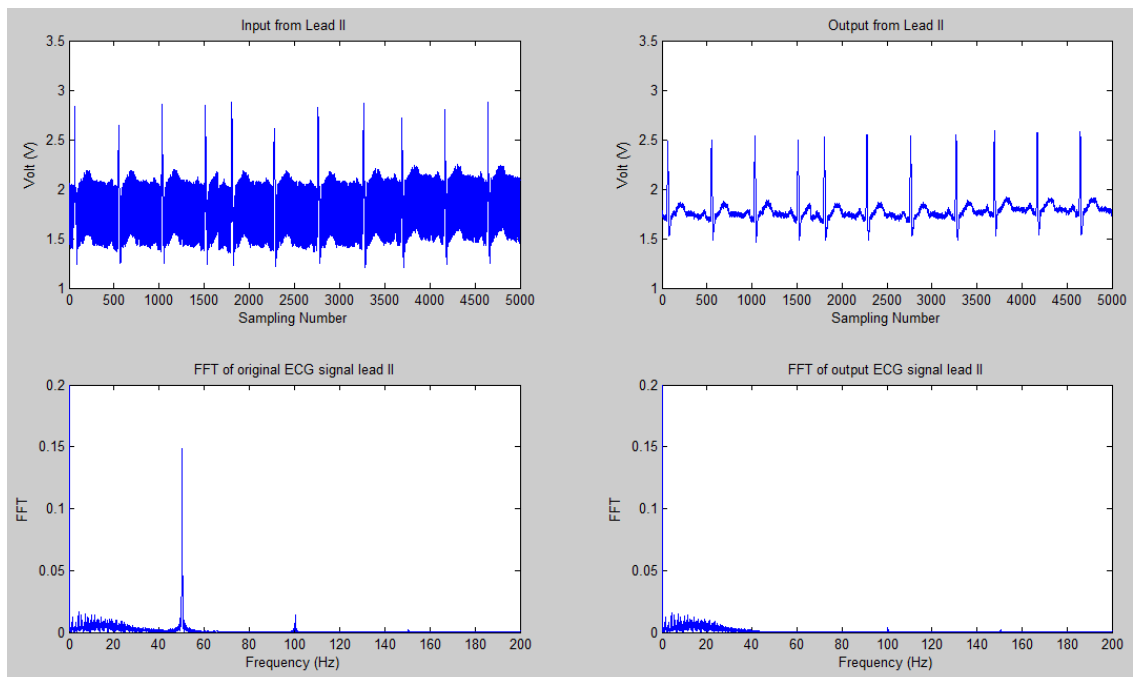
การวัดค่าครั้งที่ 1



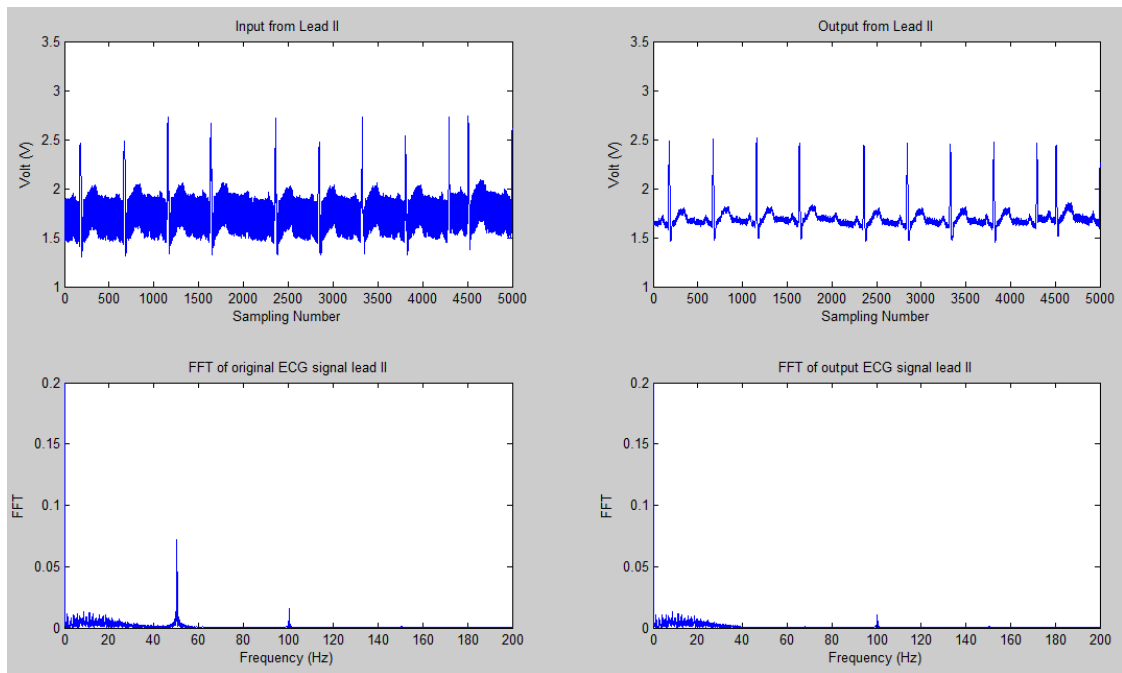
การวัดค่าครั้งที่ 2



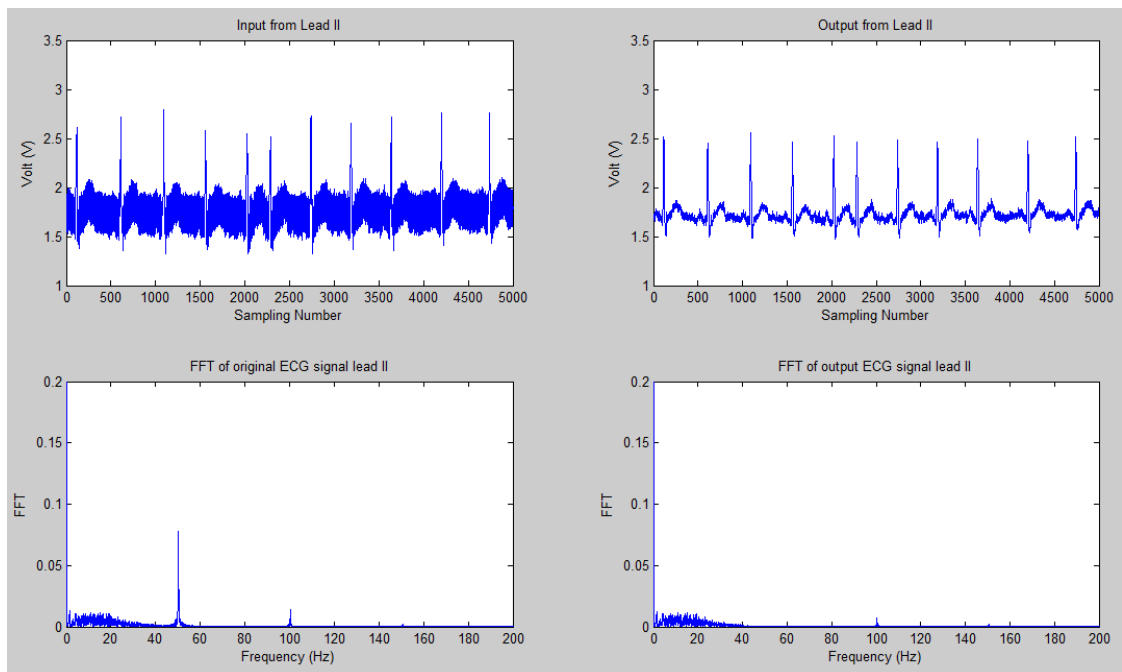
การวัดค่าครั้งที่ 3



การวัดค่าครั้งที่ 4



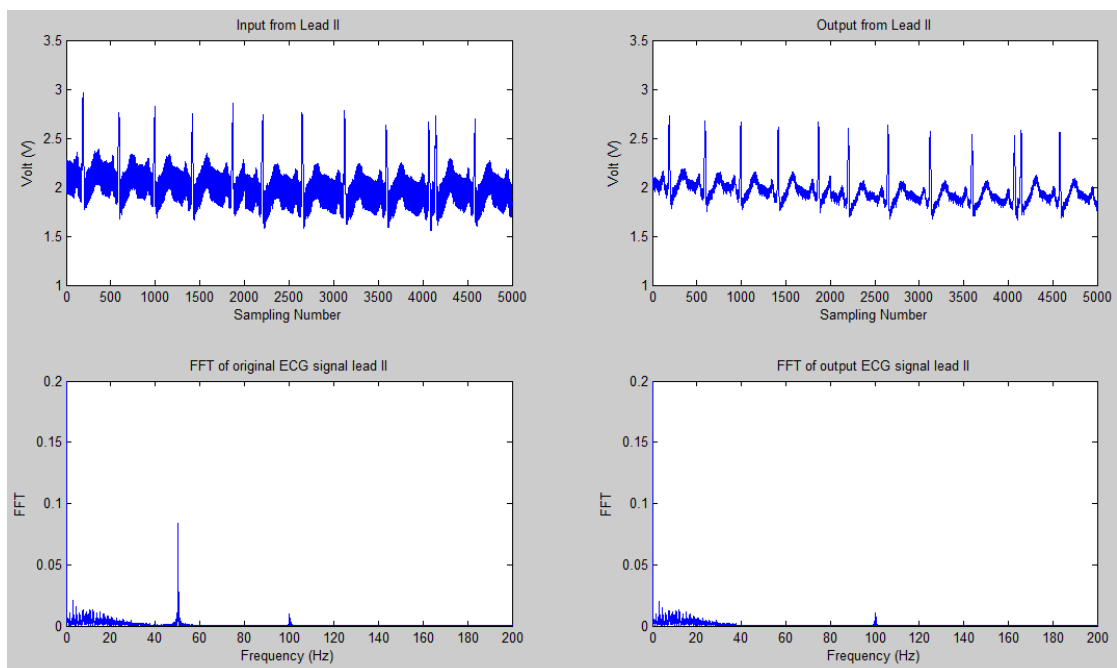
การวัดค่าครั้งที่ 5



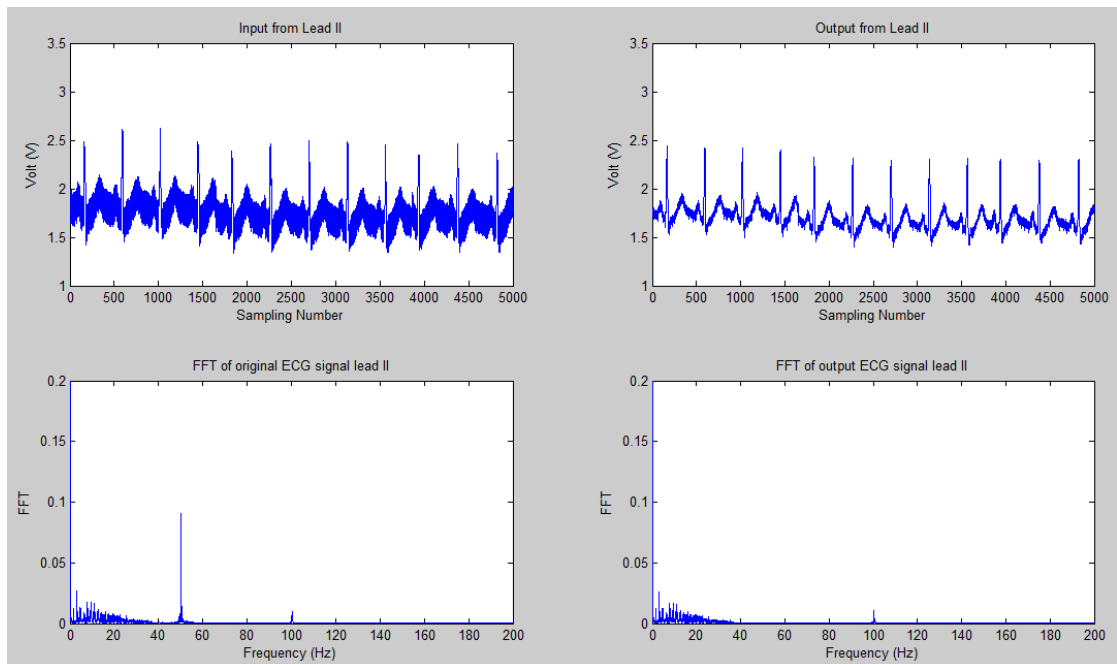
ผู้ทดสอบคนที่ 5

Test Subject No.	Age	Sex	Test No.	SNR (dB)		Average SNR (dB)	
				Input	Output	Input	Output
5	43	M	1	1.46	37.92	1.42	36.83
			2	1.71	38.00		
			3	1.36	37.05		
			4	1.91	35.44		
			5	0.68	35.72		

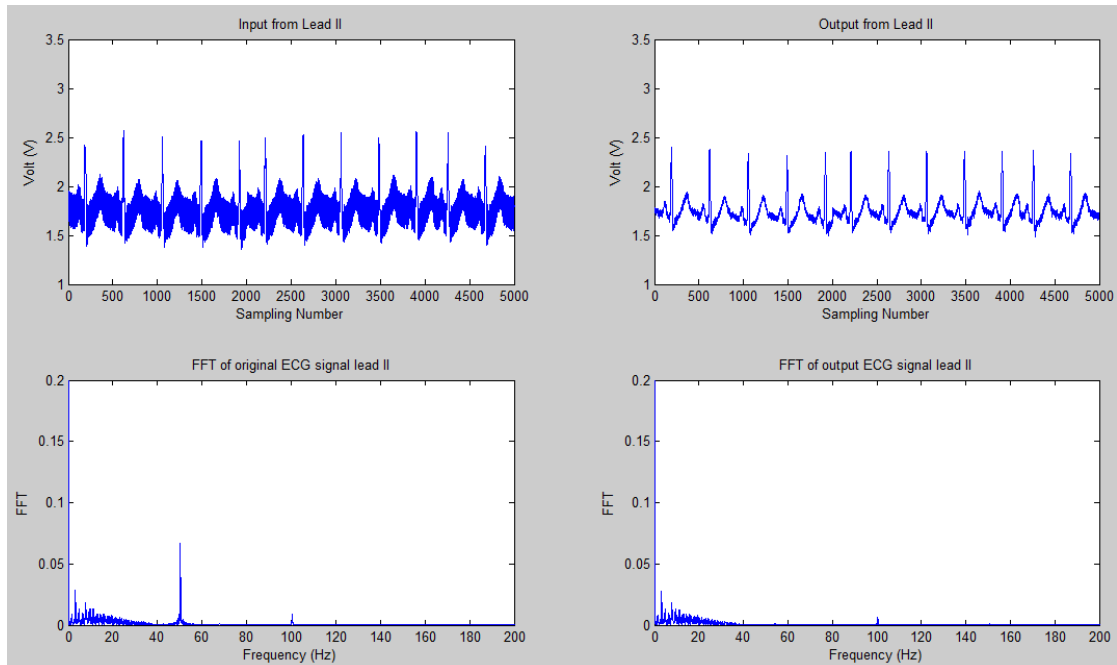
การวัดค่าครั้งที่ 1



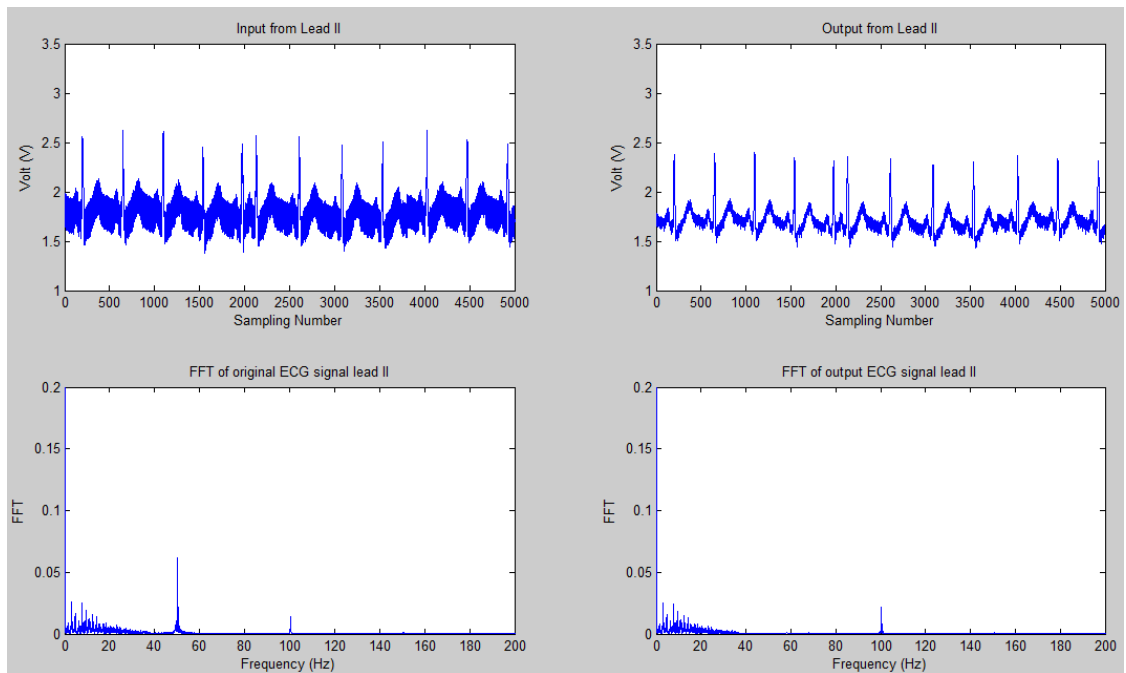
การวัดค่าครั้งที่ 2



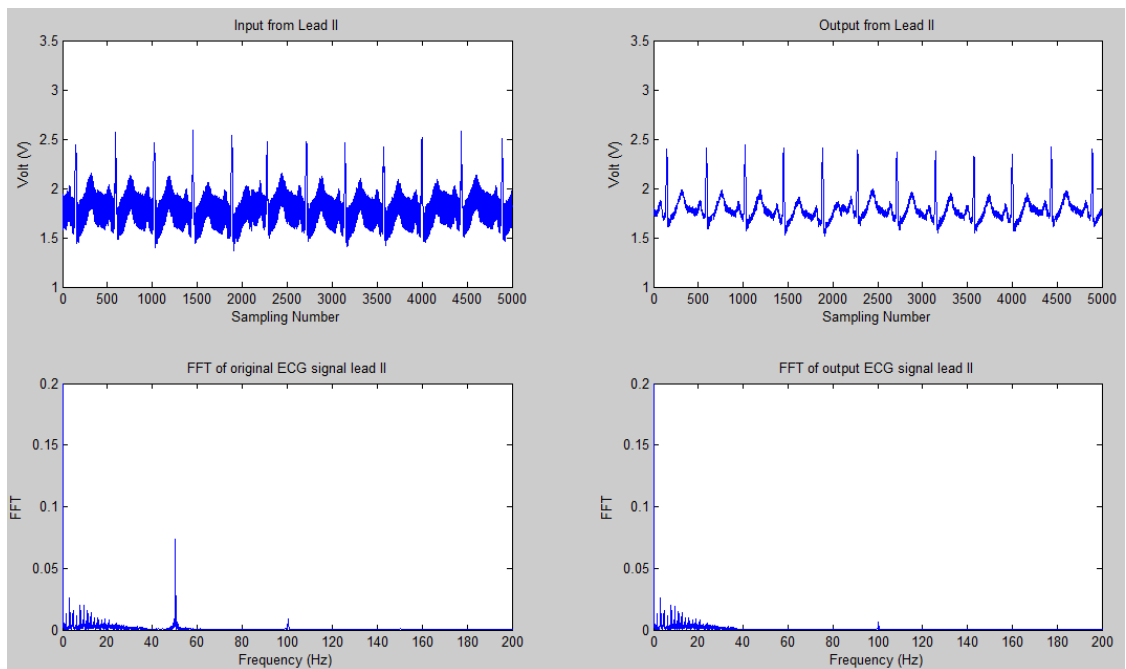
การวัดค่าครั้งที่ 3



การวัดค่าครั้งที่ 4



การวัดค่าครั้งที่ 5



ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายภัทรพงศ์ เก้าเอียน เกิดเมื่อวันที่ 22 กรกฎาคม พ.ศ. 2530 ที่จังหวัดกรุงเทพฯ สำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า จากคณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในปีการศึกษา 2551 และเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า ที่คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในปีการศึกษา 2552

ผู้เขียนเคยมีเผยแพร่ผลงานในงานประชุมวิชาการ ICoSoC (International Conference on System on Chip Design Challenge) ซึ่งจัดขึ้นที่ประเทศฟิลิปปินส์ในปีพ.ศ. 2553 ในหัวข้อ “Design of a Multilead ECG Amplifier for Portable ECG Monitor”