

การออกแบบและสร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 98 ช่องสัญญาณ



นายไพโรจน์ คอนอม

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

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 University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2559

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

DESIGN AND CONSTRUCTION OF A 98-LEAD ELETROCARDIOGRAPH

Mr. Pairote Konaem



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

Department of Electrical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2016

Copyright of Chulalongkorn University

| | |
|---------------------------------|---|
| หัวข้อวิทยานิพนธ์ | การออกแบบและสร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 98 |
| | ช่องสัญญาณ |
| โดย | นายไพโรจน์ คอนเอม |
| สาขาวิชา | วิศวกรรมไฟฟ้า |
| อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก | รองศาสตราจารย์ ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์ |

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ อีรมงคลศรี)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์ ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชญานา ตั้งวงศ์ศานต์)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สาริณี อู่ยตระกูล)

ไพโรจน์ คอนเอม : การออกแบบและสร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 98 ช่องสัญญาณ (DESIGN AND CONSTRUCTION OF A 98-LEAD ELETROCARDIOGRAPH) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: รศ. ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์, 89 หน้า.

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 98 ลีด เพื่อใช้ในการเก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจรอบลำตัว ระบบวัดแบ่งเป็น 2 ชุดๆละ 49 ลีด ในแต่ละชุดประกอบด้วย ส่วนของวงจรเลือกช่องสัญญาณ ส่วนวงจรขยาย อย่างละ 7 ชุด การออกแบบการเชื่อมต่อสายวัดสัญญาณทำในรูปแบบเมทริกซ์ เพื่อให้ใช้ลดจำนวนสายวัดสัญญาณ โดยได้ออกแบบเป็นแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ที่มีการติดตั้งวงจรเลือกช่องสัญญาณบนร่างกายทำให้การวัด 1 ชุดจำนวน 49 ลีดจะใช้สายวัดสัญญาณเพียง 14 เส้น เชื่อมต่อกับวงจรขยายสัญญาณและคอนโทรลเลอร์ กล่าวคือ ในการวัดสัญญาณ 98 จุด ระบบที่พัฒนาขึ้นจะใช้วงจรขยาย 14 ชุด และสายสัญญาณที่ต่อออกมาภายนอก 28 เส้น

การตรวจสอบขีดจำกัดการเกิดสัญญาณรบกวนข้ามช่องสัญญาณของระบบ พบว่าในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาด 1-2 mV ระบบที่สร้างขึ้นสามารถทนสัญญาณรบกวนได้สูงสุดที่ 42 mV ความถี่ 500 Hz กล่าวคือสามารถทนสัญญาณรบกวนได้มากกว่า 20 เท่าของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 98 ลีดได้ใช้อัตราการซิกตัวอย่างที่ 966 Hz เก็บข้อมูล 2000 ค่าต่อ 1 ช่องสัญญาณที่ความละเอียด 12 บิต ที่แรงดันไฟฟ้า 3.3 V การส่งข้อมูลจากเครื่องวัดไปยังคอมพิวเตอร์ทำผ่านพอร์ต USB ที่อัตราเร็ว 115,200 bps ได้ใช้ซอฟต์แวร์แบบดิจิทัลกรองความถี่ 50 Hz ออกจากข้อมูลที่รับเข้ามาเพื่อปรับปรุงคุณภาพของสัญญาณ

จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจรอบลำตัวโดยระบบที่พัฒนาขึ้น พบว่าระบบสามารถแสดงให้เห็นการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ขึ้นกับตำแหน่งวัดบนร่างกาย เช่น เห็นภาพการลดลงของขนาดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อตำแหน่งวัดห่างออกไปจากหัวใจ และพบว่ามีหลายตำแหน่งด้านซ้ายของร่างกายที่มีขนาดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสูงกว่าตำแหน่งทางด้านขวา แม้ว่าทั้ง 2 ตำแหน่งจะห่างจากหัวใจในระยะที่เท่าๆกัน คาดว่าหากนำข้อมูลเหล่านี้ไปวิเคราะห์ร่วมกับข้อมูลทางการแพทย์ก็จะเป็นประโยชน์ต่อการศึกษาเชิงลึกและการวินิจฉัยโรคหัวใจและหลอดเลือดต่อไปได้ในอนาคต

ภาควิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ลายมือชื่อนิสิต

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ปีการศึกษา 2559

5770255221 : MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEYWORDS: ELECTROCARDIOGRAPHY / CROSS-TALK / ECG 98-LEAD / ECG STANDARD 12-LEAD

PAIROTE KONAEM: DESIGN AND CONSTRUCTION OF A 98-LEAD ELETROCARDIOGRAPH.

ADVISOR: ASSOC. PROF. MANA SRIYUDTHSAK, Ph.D., 89 pp.

This thesis presents a 98-lead ECG measuring system for recording ECG data around the body. The system is composed of 2 sets of 49 channels measuring unit. Each set has 7 units of lead selector and 7 units of the amplifier. To reduce the number of ECG cable, the wiring is designed to be a matrix form. A suite for installing the electrodes and the lead selectors on the body is also designed. A set of the measuring system for 49 channels measurement has only 14 cables connecting to the amplifiers and the controller. As a result, in measuring 98-lead ECG, 14 units of the amplifier and 28 cables were used.

The signal cross-talk test was performed to evaluate the performance of the system. It was found that the developed system could tolerate the noise with amplitude up to 42 mV at the frequency up to 500 Hz. As the ECG signal is in the range of 1-2 mV, this implies that the system could tolerate the noise with amplitude 20 times higher than the ECG signal.

In the measuring of 98-lead ECG, 2000 data per channel data were sampled at 966 Hz with the resolution of 12-bit at a voltage of 3.3 V. The data transfer from the system to the PC was carried out via USB port at the baud rate of 115,200 bps. 50 Hz noise was removed from the received data by using a digital notch filter to improve the quality of the signal.

From the 98-lead ECG measurement around the body, it was found that the system can demonstrate the variation of the ECG signal related to the position of the body. The decreasing in the amplitude of ECG signal was also observed when the position of measurement was far from the heart. It is interesting that many positions on the left side of the body showed a higher ECG signal than the right ones even both of the positions were the same distance from the heart. It is believed that if we could combine this information together with the physiological one, there is a feasibility to apply the information for the diagnosis of cardiovascular disease in the future.

Department: Electrical Engineering

Student's Signature

Field of Study: Electrical Engineering

Advisor's Signature

Academic Year: 2016

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงได้ด้วยคำแนะนำและความช่วยเหลือจาก รองศาสตราจารย์ ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์ ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ซึ่งท่านได้ให้ความรู้ที่มีค่าทั้งในภาคทฤษฎีและภาคปฏิบัติรวมไปถึงความรู้จากทางวิชาการ อีกทั้งยังช่วยกรุณาชี้แนะแนวทางการแก้ไขปัญหา และช่วยกรุณาจัดหาอุปกรณ์เครื่องมือสำหรับทำวิจัย ส่งผลให้งานวิทยานิพนธ์สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ขอขอบพระคุณ คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ อีระมงคลศรี ผู้เป็นประธานกรรมการ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชญชญา ตั้งวงศ์ศานต์ ผู้เป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สาริณี อู่ยตระกูล ผู้เป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ภายนอกมหาวิทยาลัย ที่ได้ให้ความรู้ คำแนะนำ และสละเวลาอันมีค่ามาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทั้งฉบับโครงร่างและฉบับสมบูรณ์

ขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่ให้การสนับสนุนทั้งทุนทรัพย์ ความเข้าใจ กำลังใจ ซึ่งเป็นแรงผลักดันตลอดการศึกษาของข้าพเจ้า

ขอขอบคุณพี่ๆ เพื่อนๆ และน้องๆ ทั้งจากห้องปฏิบัติการไบโออิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และจากภายนอกมหาวิทยาลัย สำหรับความช่วยเหลือ คำแนะนำ และกำลังใจที่มีให้กันมาโดยตลอดการทำวิทยานิพนธ์

ขอขอบคุณ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่สนับสนุนงบประมาณในการนำเสนอบทความทางวิชาการ และทุนผู้ช่วยสอน ทำให้ข้าพเจ้าได้รับความรู้ที่เป็นประโยชน์

สารบัญ

| | หน้า |
|---|------|
| บทคัดย่อภาษาไทย..... | ง |
| บทคัดย่อภาษาอังกฤษ..... | จ |
| กิตติกรรมประกาศ..... | ฉ |
| สารบัญ..... | ช |
| สารบัญตาราง..... | 9 |
| สารบัญรูปภาพ..... | 10 |
| บทที่ 1 บทนำ..... | 14 |
| 1.1 ที่มาและความสำคัญ..... | 14 |
| 1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย..... | 15 |
| 1.3 ขอบเขตของงานวิจัย..... | 15 |
| 1.4 ทบทวนวรรณกรรม..... | 15 |
| บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีพื้นฐาน..... | 18 |
| 2.1 การทำงานของหัวใจและลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ..... | 18 |
| 2.2) วิธีการวัดสัญญาณ ECG..... | 21 |
| 2.3) วงจรวัดสัญญาณ..... | 24 |
| บทที่ 3 การพัฒนาแพลตฟอร์มในเบื้องต้น และการรบกวนข้ามช่องสัญญาณ..... | 28 |
| 3.1 การออกแบบระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์..... | 28 |
| 3.2 การวัดสัญญาณจากเครื่อง ECG simulator..... | 30 |
| 3.3 การรบกวนกันข้ามช่องสัญญาณ (cross-talk)..... | 33 |
| 3.2.1 การตรวจหาการรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน..... | 33 |
| 3.2.2 การตรวจหาการรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ใช้สายร่วมกัน..... | 38 |
| 3.4 การเปลี่ยนแปลงของแรงดันออฟเซต เมื่อใส่ตัวเก็บประจุ..... | 44 |

| | |
|--|----|
| บทที่ 4 การประดิษฐ์และทดสอบระบบวัดสัญญาณ ECG 98 ลีด | 48 |
| 4.1 อุปกรณ์การวัดสัญญาณ ECG..... | 48 |
| 4.1.1 แผ่นอิเล็กโทรดติดเสื้อ | 49 |
| 4.1.2 การใช้สายซิลด์หลายแกนวัดสัญญาณ ECG | 50 |
| 4.2 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนร่างกาย | 51 |
| 4.3 การแปลงสัญญาณ ECG เป็นสัญญาณดิจิทัล..... | 54 |
| 4.4 การใช้โปรแกรมเพื่อปรับปรุงสัญญาณ ECG ให้ดีขึ้น..... | 57 |
| 4.5 การวิเคราะห์สัญญาณเบื้องต้น | 59 |
| 4.6 การเปรียบเทียบผลการวัดจากแพลตฟอร์มกับอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ในโรงพยาบาล | 61 |
| บทที่ 5 สรุปผลงานวิจัยและแนวทางการพัฒนา | 64 |
| 5.1 สรุปงานวิจัย..... | 64 |
| 5.2 แนวทางการพัฒนา | 66 |
| ภาคผนวก ก. การวัดสัญญาณ ECG 98 ลีด | 68 |
| ภาคผนวก ข. โปรแกรมแปลงสัญญาณ ECG เป็นสัญญาณดิจิทัล..... | 83 |
| ภาคผนวก ค. โปรแกรมถอดรหัสฟิลเตอร์แบบดิจิทัล | 84 |
| รายการอ้างอิง | 85 |
| ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์ | 89 |

สารบัญตาราง

| | หน้า |
|---|------|
| ตารางที่ 1.1 ค่าปกติและค่าความคลาดเคลื่อนปกติของสัญญาณ ECG ในแต่ละส่วน..... | 20 |
| ตารางที่ 3.1 ค่าสัญญาณที่ใช้ในการทดลองหาค่าแรงดันการรบกวนที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน..... | 34 |
| ตารางที่ 3.2 ค่าสัญญาณที่ใช้ในการทดลองหาค่าความถี่การรบกวนที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน..... | 36 |
| ตารางที่ 3.3 แสดงค่าแรงดันอินพุตที่ป้อน และ S/N ratio ที่ได้ในกรณีการรบกวน ที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน..... | 38 |
| ตารางที่ 3.4 ค่าสัญญาณที่ใช้ในการทดลองหาค่าแรงดันการรบกวนที่ใช้สายร่วมกัน..... | 40 |
| ตารางที่ 3.5 ค่าสัญญาณที่ใช้ในการทดลองหาค่าความถี่การรบกวนที่ใช้สายร่วมกัน..... | 41 |
| ตารางที่ 3.6 แสดงค่าแรงดันอินพุตที่ป้อน และ S/N ratio ที่ได้ในกรณีการรบกวนที่ ใช้สายร่วมกัน..... | 43 |
| ตารางที่ 3.7 ค่า C ที่ถูกใช้ในการทดลองหาแรงดันออฟเซตที่เหมาะสม..... | 45 |
| ตารางที่ 4.1 ผลการทำงานออร์มัลไลเซชันของสัญญาณ ECG 98 ลิต..... | 59 |
| ตารางที่ 4.2 ผลการทำงานออร์มัลไลเซชันของสัญญาณ ECG 49 ลิตในตำแหน่งที่ต่างกัน..... | 60 |
| ตารางที่ 4.3 ความคลาดเคลื่อนของการทำออร์มัลไลเซชัน 49 ลิต ด้านหน้า..... | 61 |

สารบัญรูปร่างภาพ

หน้า

| | |
|--|----|
| รูปที่ 2.1 โครงสร้างส่วนที่เกี่ยวข้องกับการเกิดสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ..... | 18 |
| รูปที่ 2.2 ส่วนประกอบของสัญญาณ ECG..... | 20 |
| รูปที่ 2.3 การต่อแบบ Bipolar limb leads..... | 21 |
| รูปที่ 2.4 การต่อแบบ Unipolar limb leads..... | 22 |
| รูปที่ 2.5 ตำแหน่งการต่อ Precordial leads..... | 22 |
| รูปที่ 2.6 การต่อแบบ Precordial leads..... | 22 |
| รูปที่ 2.7 ระบบวัดสัญญาณ ECG 98 ลีด..... | 23 |
| รูปที่ 2.8 ระบบวัดสัญญาณ ECG หลายลีด1..... | 23 |
| รูปที่ 2.9 ระบบวัดสัญญาณ ECG หลายลีด2..... | 24 |
| รูปที่ 2.10 ออปแอมป์พื้นฐาน..... | 24 |
| รูปที่ 2.11 ออปแอมป์อุดมคติ..... | 25 |
| รูปที่ 2.12 วงจรขยายผลต่าง..... | 26 |
| รูปที่ 2.13 ส่วนประกอบภายใน instrumentation amplifier..... | 27 |
| รูปที่ 2.14 สัญญาณ ECG ที่วัดจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ instrumentation amplifier..... | 27 |
| รูปที่ 3.1 รูปแบบการต่อสายส่งสัญญาณที่ใช้อิเล็กทรอนิกส์ 49 อัน..... | 29 |
| รูปที่ 3.2 การต่ออิเล็กทรอนิกส์ 9 อันกับสายสัญญาณ 6 เส้น..... | 29 |
| รูปที่ 3.3 ระบบเบื้องต้นของแพลตฟอร์มการวัดสัญญาณ ECG 9 ลีด..... | 30 |
| รูปที่ 3.4 เครื่อง ECG simulator รุ่น TechPatient CARDIO..... | 31 |

| | |
|--|----|
| รูปที่ 3.5 แผนภาพเค้าร่างของวงจรวัดสัญญาณ ECG จากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ | |
| แบบ chest leads ขณะที่สวิตช์ 2 ทำงาน..... | 32 |
| รูปที่ 3.6 สัญญาณ ECG ที่มาจากการทำงานของสวิตช์ที่ 2..... | 32 |
| รูปที่ 3.7 การรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน..... | 34 |
| รูปที่ 3.8 ป้อนสัญญาณอินพุต 30 mV 60 Hz..... | 35 |
| รูปที่ 3.9 ป้อนสัญญาณอินพุต 42 mV 60 Hz..... | 35 |
| รูปที่ 3.10 ป้อนสัญญาณอินพุต 54 mV 60 Hz..... | 35 |
| รูปที่ 3.11 ป้อนสัญญาณอินพุต 100 Hz 54 mV..... | 36 |
| รูปที่ 3.12 ป้อนสัญญาณอินพุต 500 Hz 54 mV..... | 36 |
| รูปที่ 3.13 ป้อนสัญญาณอินพุต 1 KHz 54 mV..... | 36 |
| รูปที่ 3.14 แสดงตำแหน่งการวัดเอาต์พุต ch1 และสัญญาณรบกวน..... | 37 |
| รูปที่ 3.15 การรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ใช้สายร่วมกัน..... | 39 |
| รูปที่ 3.16 ป้อนสัญญาณอินพุต 300 mV 60 Hz..... | 40 |
| รูปที่ 3.17 ป้อนสัญญาณอินพุต 800 mV 60 Hz..... | 40 |
| รูปที่ 3.18 ป้อนสัญญาณอินพุต 1 V 60 Hz..... | 41 |
| รูปที่ 3.19 ป้อนสัญญาณอินพุต 100 Hz 900 mV..... | 42 |
| รูปที่ 3.20 ป้อนสัญญาณอินพุต 500 Hz 900 mV..... | 42 |
| รูปที่ 3.21 ป้อนสัญญาณอินพุต 1 KHz 900 mV..... | 42 |
| รูปที่ 3.22 ตำแหน่งของตัวเก็บประจุที่ใส่..... | 45 |
| รูปที่ 3.23 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 0.1 uF..... | 46 |
| รูปที่ 3.24 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 1 uF..... | 46 |

| | |
|--|----|
| รูปที่ 3.25 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 10 uF..... | 46 |
| รูปที่ 3.26 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 47 uF..... | 46 |
| รูปที่ 3.27 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 100 uF..... | 46 |
| รูปที่ 3.28 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 150 uF..... | 46 |
| รูปที่ 3.29 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 1,000 uF..... | 47 |
| รูปที่ 3.30 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 1,500 uF..... | 47 |
| รูปที่ 4.1 อิเล็กโทรด Ambu BlueSensor L ชนิด Ag/AgCl..... | 48 |
| รูปที่ 4.2 แผ่นอิเล็กโทรดติดเสื้อ..... | 49 |
| รูปที่ 4.3 แสดง 14 สายสัญญาณที่ต่อออกมาจากแผ่นอิเล็กโทรดติดเสื้อด้านหน้า..... | 50 |
| รูปที่ 4.4 แสดง 14 สายสัญญาณที่ต่อออกมาจากร่างกายโดยการใช้สายชีลด์หลายแกน..... | 51 |
| รูปที่ 4.5 สายชีลด์ชนิด 3 แกนและ 4 แกนที่ใช้ในการวัดสัญญาณ ECG 49 ลีด..... | 51 |
| รูปที่ 4.6 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนร่างกายทั้ง 98 ลีด..... | 53 |
| รูปที่ 4.7 ภาพถ่ายการติดอิเล็กโทรดด้านหน้า..... | 53 |
| รูปที่ 4.8 ภาพถ่ายการติดอิเล็กโทรดด้านหลัง..... | 53 |
| รูปที่ 4.8 ภาพรวมของระบบการวัดสัญญาณ ECG 98 ลีด..... | 54 |
| รูปที่ 4.9 แผ่นวงจรและอุปกรณ์ก่อนประกอบ..... | 55 |
| รูปที่ 4.10 แผ่นวงจรเลือกช่องสัญญาณ(ซ้าย) และวงจรขยาย(ขวา)..... | 55 |
| รูปที่ 4.11 บอร์ดของ Arduino due..... | 57 |
| รูปที่ 4.12 ผังการทำงานการแปลงสัญญาณดิจิทัล..... | 57 |
| รูปที่ 4.13 สัญญาณ ECG ที่วัดได้ก่อนผ่านนอตช์ฟิลเตอร์แบบดิจิทัล 50 Hz..... | 58 |
| รูปที่ 4.14 การตอบสนองความถี่ Filter 50 Hz..... | 58 |

| | |
|---|----|
| รูปที่ 4.15 สัญญาณ ECG หลังผ่าน Notch Filter..... | 59 |
| รูปที่ 4.16 การติดอิเล็กโทรดในตำแหน่งที่ต่างกัน..... | 60 |
| รูปที่ 4.17 ผลการวัด 12 ลีดมาตรฐานของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย..... | 62 |
| รูปที่ 4.18 ผลการวัด 12 ลีดมาตรฐานของศูนย์บริการเทคนิคการแพทย์คลินิก มหาวิทยาลัยเชียงใหม่..... | 62 |
| รูปที่ 4.19 ผลการวัด limb leads ของระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG แบบเมทริกซ์..... | 63 |
| รูปที่ ก.1 สัญญาณ ECG ที่แถว A คอลัมน์ 1-7..... | 69 |
| รูปที่ ก.2 สัญญาณ ECG ที่แถว B คอลัมน์ 1-7..... | 70 |
| รูปที่ ก.3 สัญญาณ ECG ที่แถว C คอลัมน์ 1-7..... | 71 |
| รูปที่ ก.4 สัญญาณ ECG ที่แถว D คอลัมน์ 1-7..... | 72 |
| รูปที่ ก.5 สัญญาณ ECG ที่แถว E คอลัมน์ 1-7..... | 73 |
| รูปที่ ก.6 สัญญาณ ECG ที่แถว F คอลัมน์ 1-7..... | 74 |
| รูปที่ ก.7 สัญญาณ ECG ที่แถว G คอลัมน์ 1-7..... | 75 |
| รูปที่ ก.8 สัญญาณ ECG ที่แถว A คอลัมน์ 8-14..... | 76 |
| รูปที่ ก.9 สัญญาณ ECG ที่แถว B คอลัมน์ 8-14..... | 77 |
| รูปที่ ก.10 สัญญาณ ECG ที่แถว C คอลัมน์ 8-14..... | 78 |
| รูปที่ ก.11 สัญญาณ ECG ที่แถว D คอลัมน์ 8-14..... | 79 |
| รูปที่ ก.12 สัญญาณ ECG ที่แถว E คอลัมน์ 8-14..... | 80 |
| รูปที่ ก.13 สัญญาณ ECG ที่แถว F คอลัมน์ 8-14..... | 81 |
| รูปที่ ก.14 สัญญาณ ECG ที่แถว G คอลัมน์ 8-14..... | 82 |

บทที่ 1 บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram, ECG) คือ กราฟความต่างศักย์ไฟฟ้าบนผิวหนัง ที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าชีวภาพจากการทำงานของหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถวัดได้โดยใช้ อิเล็กโทรด (electrode) และที่ผิวหนังเพื่อวัดค่าศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้น [1] โดยทั่วไปสัญญาณที่วัดได้จาก อิเล็กโทรดจะถูกทำให้ดีขึ้นด้วยการผ่านวงจรขยายสัญญาณ และกระบวนการปรับปรุงสัญญาณต่างๆ เพื่อให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความชัดเจนก่อนนำไปวิเคราะห์ผล [2]

ผลการวัดสัญญาณ ECG สามารถใช้ในการวินิจฉัยความผิดปกติของหัวใจและโรคที่เกี่ยวข้องกับหัวใจและหลอดเลือดได้ ทั้งยังเป็นวิธีการวัดที่ง่ายและไม่ต้องผ่าตัด รวมทั้งไม่ต้องใช้เครื่องมือให้ยุ่งยากซับซ้อน ในการวัดสัญญาณ ECG นั้น เริ่มแรกถูกประดิษฐ์โดย Willem Einthoven ที่เรียกว่า Einthoven's triangle ได้มีเพียง 3 ช่องสัญญาณหรือ ลีด (lead) เท่านั้นคือ lead I II และ III [3] เมื่อเวลาผ่านไปการวัดสัญญาณ ECG ได้มีการคิดค้นการวัดในรูปแบบ unipolar limb leads คือ aVF aVR และ aVL จำนวน 3 ลีด โดย Frank Wilson และต่อมาได้มีการพัฒนาให้มีการวัดเพิ่มขึ้นมา 6 ลีด คือ chest leads V1-V6 สุดท้ายเมื่อรวมการวัดทั้งหมดกลายเป็น 12 ลีด มาตรฐานที่ใช้มากระทั่งจนถึงในปัจจุบัน [4], [5] การเพิ่มจำนวนของลีดมากขึ้นนั้นทำให้มีข้อมูลสัญญาณ ECG ที่มากขึ้น ส่งผลช่วยให้ให้การวิเคราะห์และการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับโรคหัวใจและหลอดเลือดดีขึ้น

ในปัจจุบันมีการพัฒนาระบบการวัดสัญญาณ ECG ที่ใช้ลีดจำนวนมากในการวัด เนื่องจากช่วยทำให้สามารถวินิจฉัยตรวจโรคหัวใจบางชนิดได้ดีขึ้น [6] ดังนั้นเพื่อเป็นการพัฒนาระบบการวัดสัญญาณ ECG งานวิทยานิพนธ์นี้จึงได้ศึกษาเกี่ยวกับการวัดสัญญาณ ECG ที่มีลีดมากกว่า 12 ลีด มาตรฐาน เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ในการวัดสัญญาณ ECG ที่ใช้ลีดจำนวนมาก จึงทำให้ต้องมีการตรวจสอบการรบกวนกันข้ามช่องสัญญาณ (cross-talk) ในวงจรที่ใช้วัดสัญญาณ ECG และมีการออกแบบระบบการวัดสัญญาณ ECG ให้มีจำนวนสายวัดสัญญาณ ECG น้อยกว่าจำนวนของ อิเล็กโทรดที่แตะบนผิวหนังของร่างกาย ช่วยทำให้ขั้นตอนการติดตั้งเครื่องมือสะดวกและง่าย ในขั้นตอนการสร้างวงจรวัดสัญญาณ ECG นั้นช่วงแรกจะทำการทดสอบกับเครื่อง arbitrary generator รุ่น fluke 281 ที่สร้างสัญญาณเสมือนเป็นสัญญาณ ECG ต่อมาจะทดสอบโดยใช้เครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจรุ่น TechPatient CARDIO เพื่อยืนยันว่าวงจรที่ได้สร้างขึ้นสามารถใช้วัดสัญญาณ ECG ได้จริง สุดท้ายจึงนำมาใช้กับสัญญาณ ECG จากร่างกายคนโดยใช้อิเล็กโทรดผิวหนัง (surface electrode) การเพิ่มจำนวนของลีดที่มากกว่ามาตรฐานเป็น 98 ลีดจะทำให้ได้ผลข้อมูลของสัญญาณ

ECG ที่มากขึ้น จึงมีความเป็นไปได้ที่ช่วยให้สามารถวิเคราะห์โรคที่เกี่ยวข้องกับหัวใจและหลอดเลือดได้ดีขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

- 1.) ออกแบบและประดิษฐ์เครื่องมือที่ใช้วัดสัญญาณ ECG จำนวนหลายลีด
- 2.) เพื่อทำการศึกษาการวัดสัญญาณ ECG ที่มีจำนวนของลีดมากกว่ามาตรฐาน

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

- 1.) ออกแบบสร้างระบบวัดสัญญาณ ECG ที่สามารถวัดได้ไม่น้อยกว่า 98 ตำแหน่ง
- 2.) ปรับปรุงระบบให้สามารถวัดสัญญาณ ECG ได้ชัดเจนขึ้น และแปลงค่าสัญญาณ ECG ที่วัดได้ให้เป็นสัญญาณดิจิทัล
- 3.) ตรวจสอบความถูกต้องของสัญญาณ ECG จากระบบแพลตฟอร์มที่ได้ออกแบบ กับเครื่องวัด ECG มาตรฐาน

1.4 ทบทวนวรรณกรรม

เมื่อไม่นานมานี้เริ่มมีนักวิจัยหลายกลุ่ม ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับการตรวจวัดสัญญาณ ECG ที่มีจำนวนลีดมากกว่า 12 ลีดมาตรฐาน เช่น

ในปี ค.ศ.1975 Kazuo Yamada และคณะ [7] ได้ทำวิจัยเกี่ยวกับการวัดสัญญาณ ECG 85 ลีดเพื่อตรวจวัดโรค Wolff-Parkinson-White (WPW) จากผู้ป่วย 22 คนที่เป็นโรค WPW รวมทั้งปราศจากภาวะแทรกซ้อนของโรคหัวใจและหลอดเลือดชนิดอื่น ในการวัดเป็นแบบ Unipolar 85 ลีด และใช้ Wilson's central terminal เป็นจุดอ้างอิงสัญญาณ รวมทั้งใช้ lead II ในการอ้างอิงเวลา ประมวลผลข้อมูลด้วยเครื่อง Mini-digital Computer รุ่น Nihon Denshi JEC-5 ผลที่ได้จากการวัดสามารถแบ่งกลุ่มของโรค WPW ออกเป็น 3 รูปแบบ (patterns) และมีผลการวัด 4 คนที่ไม่สามารถระบุได้ว่าอยู่ในรูปแบบไหน งานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยในช่วงยุคแรกที่ใช้ลีดจำนวนมากในการวัดสัญญาณ ECG ทำให้เป็นต้นแบบของงานวิจัยเกี่ยวกับการวัดสัญญาณ ECG จำนวนหลายลีด ในเวลาต่อมา และการใช้ lead II ในการเทียบเวลานั้น ทำให้ผลข้อมูลสัญญาณ ECG ที่ได้จากทั้ง 85 ลีดมีความสอดคล้องกับเวลาของ lead II ซึ่งจะช่วยเพิ่มความแม่นยำในการวิเคราะห์

ในปี ค.ศ.1986 Kozue Ikeda และคณะ [8] ได้วิจัยเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ ECG หลังจากรับประทานยาต้านการจับตัวของเกล็ดเลือด (dipyridamole) กับผู้ป่วยที่เป็นโรคหลอดเลือดหัวใจ (coronary artery disease) ในการทดลองได้ใช้การวัด ECG 87 ลีดยูนิโพลาร์กับผู้ป่วยโรค

หลอดเลือดหัวใจจำนวน 41 คน โดยเปรียบเทียบผล ECG ทั้ง 87 ลีดหลังการกินยา dipyridamole กับหลังการออกกำลังกายแบบลู่วิ่ง (exercise stress test) ผลที่ได้พบว่าหลังจากที่รับประทานยา dipyridamole กับหลังการออกกำลังกายแบบลู่วิ่ง ทั้งสองกรณีนั้นเกิด ST-segment depression เหมือนกันในบางลีด ซึ่งถ้าวัดในสภาวะปกติจะไม่มีอาการเกิด ST-segment depression ในทุกลีด จากผลที่ได้ทำให้ทราบว่า การวัดสัญญาณ ECG เมื่อรับประทานยา dipyridamole เป็นประโยชน์ต่อการวัดสัญญาณ ECG แบบการออกกำลังกายแบบลู่วิ่ง สำหรับการประเมินโรคหลอดเลือดหัวใจ นอกจากนี้การกินยา dipyridamole ยังส่งผลต่อการทำงานของหัวใจ (rate pressure product, RPP) น้อยกว่าการออกกำลังกายแบบลู่วิ่ง ในงานวิจัยยังไม่สามารถเห็นความแตกต่างที่ชัดเจนของการเกิด ST-segment depression ระหว่างการกินยา dipyridamole กับการออกกำลังกายแบบลู่วิ่งได้

ในปี ค.ศ.2002 H. G. Puurtinen และคณะ [9] ได้เสนอการวัด ECG 256 ลีด ประกอบไปด้วยด้านหน้า 142 ลีด และด้านหลัง 114 ลีด โดยการวัดจะมีการใช้ภาพ 3 มิติ sophisticated 3 dimensional digitizing (fastrakâ digitizer, polhemus, Inc.) เพื่อระบุตำแหน่งของอิเล็กโทรดที่ติด ทางที่มิวิจัยได้การทดลองใช้วัดกับผู้ป่วยที่เป็นโรค Wolff-Parkinson-White (WPW) คือความผิดปกติที่หัวใจเกิดการส่งสัญญาณไฟฟ้าในหัวใจลัดวงจร ข้อมูลที่ได้จากการบันทึกจะนำมาวิเคราะห์ในทางกายภาพและทางพลวัต โดยใช้ความสัมพันธ์ของความต้านทานและค่าความจุไฟฟ้า การที่งานวิจัยนี้มีการระบุตำแหน่งของอิเล็กโทรดด้วยภาพ 3 มิติ ทำให้สามารถได้ข้อมูลเกี่ยวกับการทำงานของหัวใจและจำนวนศักย์ไฟฟ้าชีวภาพที่ถูกกระจายไปบนผิวของร่างกายอย่างมาก ส่งผลให้มีประโยชน์อย่างมากในการค้นคว้าเกี่ยวกับปรากฏการณ์ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าชีวภาพ (bioelectromagnetic)

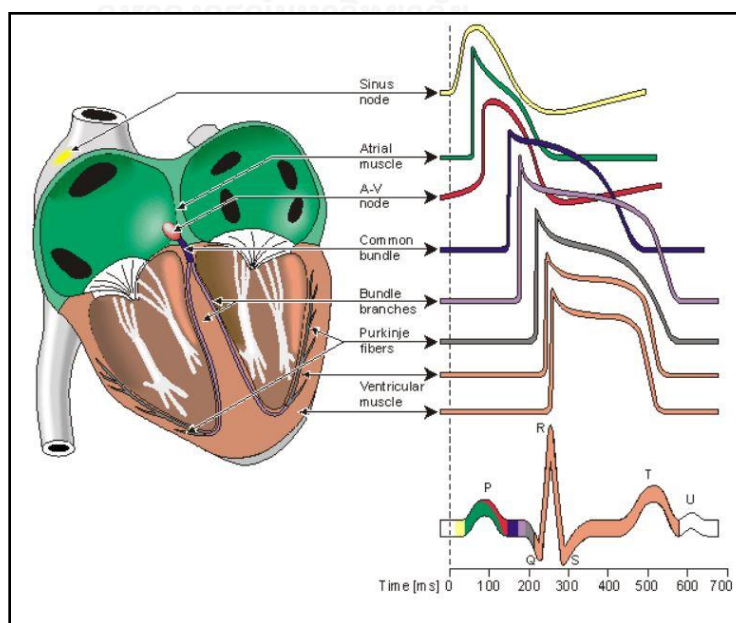
ในปี ค.ศ.2009 James W. Hoekstra, MD และคณะ [6] ได้วิจัยเปรียบเทียบการวัดแบบฉกฉวย ระหว่างการใช้ 80 ลีดและการวัดแบบมาตรฐาน 12 ลีด เกี่ยวกับโรคกล้ามเนื้อหัวใจตายชนิด ST-Elevation (ST-Elevation Myocardial Infarction, STEMI) โดยผลจากการวัดผู้ป่วย 1,830 คน พบว่าการวัดแบบ 12 ลีด สามารถวัดคนที่ เป็น STEMI ได้ 91 คน แต่สำหรับการใช้ 80 ลีด สามารถวัดคนที่ เป็น STEMI ได้ทั้งหมด 116 คน มากกว่าการใช้การวัดแบบมาตรฐาน 12 ลีด ถึง 27.5 เปอร์เซ็นต์ จึงทำให้ทราบว่า การวัดแบบ 80 ลีด สามารถตรวจวัดโรคกล้ามเนื้อหัวใจตายชนิด ST-Elevation ได้ดีกว่าการวัดแบบมาตรฐาน 12 ลีด

ในปี ค.ศ.2013 M. Tysler และคณะ [10] ได้เสนอการวัดสัญญาณ ECG โดยใช้เครื่อง ProCardio 8 ที่ทางคณะวิจัยได้พัฒนาเครื่อง ProCardio 8 สามารถวัดสัญญาณ ECG ได้สูงสุด 128 ลิตยูนิโพล่ามีการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Analog to Digital, A/D) ที่ 22 bit และมี Sampling rate สูงสุดอยู่ที่ 125 kHz ต่อช่อง การใช้อิเล็กโทรดนั้นสามารถใช้ได้ทั้งชนิด Ag-AgCl และ carbon ตัวเครื่องสามารถพกพาได้และมีแบตเตอรี่ Li-ion ในตัว ข้อมูลที่วัดได้จากเครื่อง ProCardio 8 จะถูกส่งไปยังคอมพิวเตอร์ผ่าน port USB ที่มีโปรแกรมของระบบ ProCardio 8 เพื่อทำการวิเคราะห์ข้อมูลและแสดงผล โดยตัวซอฟต์แวร์ได้ถูกออกแบบด้วยโปรแกรม MATLAB และสามารถทำงานได้กับคอมพิวเตอร์ที่ใช้ระบบปฏิบัติการ windows ทางทีมวิจัยได้ลองทดสอบใช้เครื่อง ProCardio 8 กับผู้ป่วย 8 คนที่มีรอยโรคจากการขาดเลือดของหัวใจ ในการวัดนั้นเลือกใช้เพียง 62 ลิต แล้วทำการวัดสัญญาณ ECG ในช่วงเวลาขณะพักกับขณะออกกำลังกายด้วยการเดินสายพาน (exercise stress test) ซึ่งผลที่ได้ต้องนำมาใช้ร่วมกับผลโครงสร้างของร่างกายจากการทำ MRI (Magnetic Resonance Imaging) จึงจะสามารถแยกกลุ่มของผู้ป่วยที่มีรอยโรคออกได้เป็น 2 กลุ่ม

บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีพื้นฐาน

2.1 การทำงานของหัวใจและลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจห้องบนขวามีหน้าที่รับเลือดจากหลอดเลือดดำแล้วส่งไปยังหัวใจห้องล่างขวา หัวใจห้องล่างขวามีหน้าที่ส่งเลือดไปยังปอดเพื่อชะล้างและเติมออกซิเจน จากนั้นเลือดจะถูกส่งกลับมายังหัวใจห้องบนซ้าย และส่งต่อไปยังหัวใจห้องล่างซ้ายซึ่งมีหน้าที่ส่งเลือดที่มีออกซิเจนไปสู่เนื้อเยื่อทั่วร่างกาย ภายในหัวใจประกอบไปด้วยเซลล์เนื้อเยื่อหัวใจที่มีคุณสมบัติพิเศษสามารถสร้างจุดกำเนิดไฟฟ้าได้เอง ในเวลาที่หัวใจทำงานนั้นจะมีจุดกำเนิดศักย์ไฟฟ้าตอบสนอง (action potential) เรียกว่าจุด SA node (sinoatrial node) หรือจุด pacemaker node มีตำแหน่งอยู่ที่บริเวณรอยต่อของหัวใจห้องบนขวา กับหลอดเลือด superior vena cava จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากจุด SA node จะถูกส่งผ่านไปยังทางเดินภายในหัวใจห้องบนและจะลงไปรวมกันอยู่ที่ จุด AV node (atrioventricular node) ที่อยู่บริเวณเหนือลิ้นหัวใจ (tricuspid) ซึ่งภายในผนังหัวใจห้องบนขวาจุด AV node นั้นมีเส้นประสาทพิเศษเสมือนเป็นสายประวิง (delay line) ทำหน้าที่กำหนดช่วงเวลาการทำงานของหัวใจห้องบนและล่าง [1] เมื่อสัญญาณไฟฟ้าผ่านจุด AV node แล้วจะไหลผ่านไปตามเส้นทางหลักที่เรียกว่า bundle of his ที่อยู่ในผนังกั้นระหว่างหัวใจห้องล่าง จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าจะไหลแยกออกเป็น 2 แขนง คือ right bundle branch และ left bundle branch สุดท้ายสัญญาณไฟฟ้าจะวิ่งไปสู่ปลายทางเล็กๆที่เรียกว่า purkinje fibers รูปที่ 2.1 ได้แสดงโครงสร้างส่วนที่เกี่ยวข้องกับการเกิดสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ [11]



รูปที่ 2.1 โครงสร้างส่วนที่เกี่ยวข้องกับการเกิดสัญญาณไฟฟ้าภายในหัวใจ [12]

สัญญาณ ECG เกิดจากผลรวมของปรากฏการณ์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นภายในหัวใจดังแสดงในรูปที่ 2.1 และสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนั้นจะกระจายไปทั่วร่างกาย ทำให้สามารถวัดได้โดยใช้อิเล็กโทรดวางบนผิวหนังของร่างกายตามตำแหน่งที่เหมาะสม

โดยลักษณะของสัญญาณ ECG เป็นสัญญาณขนาดเล็กประมาณ 0.5 mV – 4 mV และมีความถี่ 0.01 Hz – 250 Hz [13] ภายในสัญญาณ ECG จะประกอบไปด้วยหลายส่วนที่มีขนาดและความถี่แตกต่างกัน ในแต่ละส่วนมีความสำคัญและความหมายดังนี้ [14, 15]

1.) Isopotential line แสดงถึงตำแหน่งที่ไม่มีเกิดการเกิดของสัญญาณ ECG ใช้เป็นเส้นฐาน (base line) เริ่มต้นของสัญญาณในการวัด จะเป็นช่วงที่อยู่ก่อนการเกิด P wave

2.) P wave แสดงถึง ผลรวมสัญญาณไฟฟ้าช่วงที่เกิด depolarization ของการที่กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนบีบตัว

3.) PR interval เป็นระยะของการเริ่มมีสัญญาณไฟฟ้าจนถึงจุดเริ่มมี depolarization ของหัวใจห้องล่าง

4.) QRS complex เป็นสัญญาณที่เกิดจากการผสมของ การเกิด repolarization ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนและการเกิด depolarization ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง

5.) QT interval เป็นระยะระหว่างจุดเริ่มต้นของ QRS complex และการสิ้นสุดของ T Wave ซึ่งบ่งบอกถึงเวลาระหว่างจุดเริ่มต้นของหัวใจห้องล่าง depolarization ถึงจุดสิ้นสุดของหัวใจห้องล่างเกิด Repolarization

6.) ST segment เป็นระยะระหว่างที่ หัวใจห้องล่างเกิด depolarization

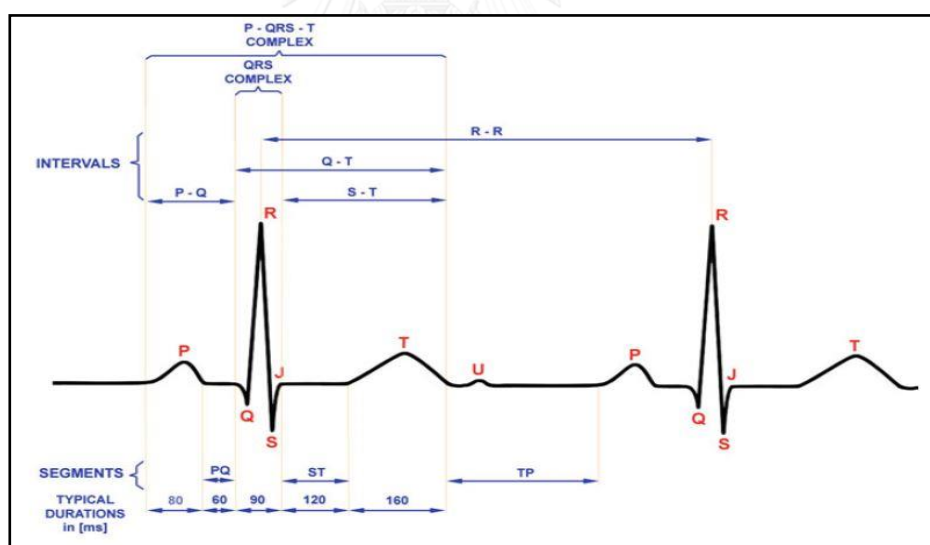
7.) T wave แสดงถึงการเกิด repolarization ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง

8.) U wave แสดงถึงการเกิด repolarization ของ purkinje fibers หรือ after potential ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง

ในตารางที่ 2.1 ได้แสดงถึงค่าปกติและค่าความคลาดเคลื่อนปกติของสัญญาณ ECG ในแต่ละส่วน และในรูปที่ 2.2 ได้แสดงถึงรูปส่วนประกอบของสัญญาณ ECG

ตารางที่ 2.1 ค่าปกติและค่าความคลาดเคลื่อนปกติของสัญญาณ ECG ในแต่ละส่วน [2]

| ส่วนของสัญญาณ ECG | ค่าปกติ | ค่าความคลาดเคลื่อนปกติ |
|-------------------|----------|------------------------|
| P wave | 110 ms | ± 20 ms |
| PQ/PR interval | 160 ms | ± 40 ms |
| QRS complex | 100 ms | ± 20 ms |
| QT interval | 400 ms | ± 40 ms |
| Amplitude ของ P | 0.115 mV | ± 0.05 mV |
| ST Segment | 0 mV | ± 0.1 mV |
| Amplitude ของ T | 0.3 mV | ± 0.2 mV |



รูปที่ 2.2 ส่วนประกอบของสัญญาณ ECG [16]

2.2) วิธีการวัดสัญญาณ ECG

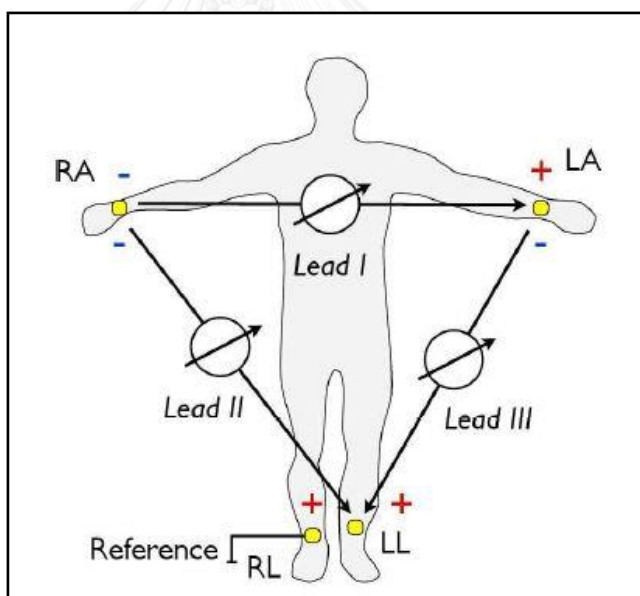
ในการตรวจวัดสัญญาณ ECG โดยปกติจะให้ขาคือเป็นขั้วอ้างอิงเพราะอยู่ไกลหัวใจที่สุดเมื่อเทียบกับ แขนขวา แขนซ้าย และขาซ้าย วิธีการตรวจวัดสัญญาณ ECG ในปัจจุบันจะใช้มาตรฐานการวัด 12 ลีด 10 อิเล็กโทรดเป็นมาตรฐานทั่วไปในการวัด โดยวิธีการวัดมาตรฐาน 12 ลีด นั้นประกอบไปด้วยการวัดหลายวิธีมารวมกัน ซึ่งในวิธีการวัดแต่ละวิธีจะให้ข้อมูลที่เป็นประโยชน์แตกต่างกัน แบ่งเป็นดังนี้ [11, 17]

1.) Bipolar limb leads เป็นการวัดของความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วบวกและขั้วลบ ได้แก่ ที่ตำแหน่งแขนขวา (RA) แขนซ้าย (LA) และขาซ้าย (LL) โดยแบ่งการวัดเป็น 3 ลีด ดังรูปที่ 2.3

Lead I วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนขวา (ขั้วลบ) กับ แขนซ้าย (ขั้วบวก)

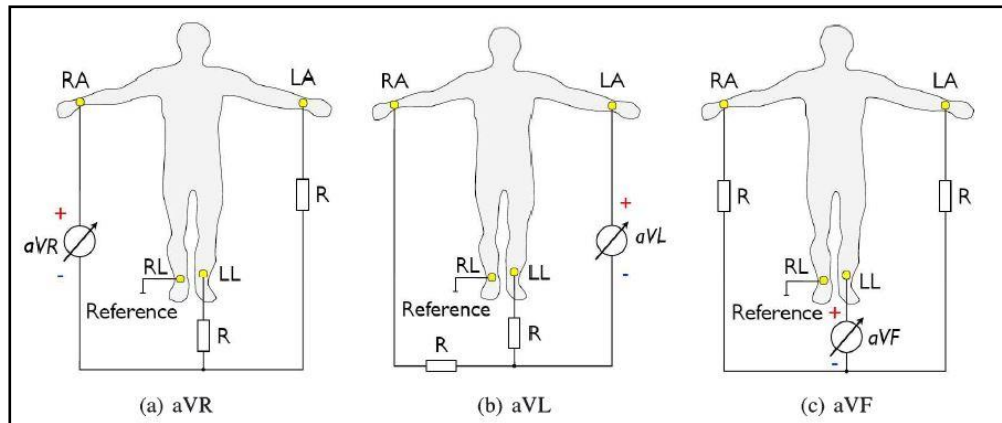
Lead II วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนขวา (ขั้วลบ) กับ ขาซ้าย (ขั้วบวก)

Lead III วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้าย (ขั้วลบ) กับ ขาซ้าย (ขั้วบวก)



รูปที่ 2.3 การต่อแบบ Bipolar limb leads [18]

2.) Unipolar limb leads เป็นการวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างตำแหน่ง แขนขวา (RA) แขนซ้าย (LA) และขาซ้าย (LL) เทียบกับจุดอ้างอิง แบ่งการวัดเป็น 3 ลีด ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ดังนี้ Lead aVR วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนขวา (ขั้วบวก) เทียบกับจุดอ้างอิงแขนซ้ายและขาซ้าย Lead aVL วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้าย (ขั้วบวก) เทียบกับจุดอ้างอิงแขนขวาและขาซ้าย Lead aVF วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของขาซ้าย (ขั้วบวก) เทียบกับจุดอ้างอิงแขนซ้ายและแขนขวา



รูปที่ 2.4 การต่อแบบ Unipolar limb leads [18]

3.) Precordial leads หรือ unipolar chest leads เป็นการวัดของความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างตำแหน่งจุดบริเวณหน้าอก V1 - V6 (ซ้ายบวกร) เทียบกับจุด central terminal ที่เป็นค่าเฉลี่ยของศักย์ไฟฟ้าที่แขนซ้าย แขนขวา และขาซ้าย การวัดในลักษณะนี้ประกอบไปด้วย 6 ลีด ดังรูปที่ 2.5 และ 2.6

V1 อยู่ตำแหน่งช่องซี่โครงที่ 4 ซิดขอบขวาของกระดูก sternum

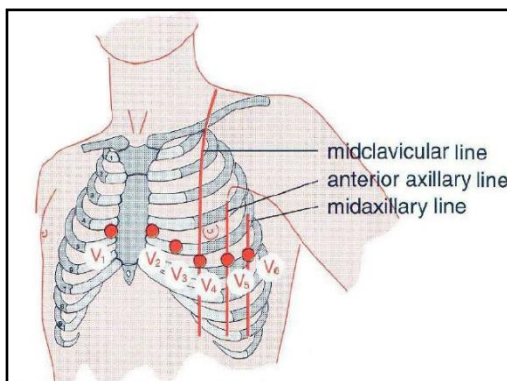
V2 อยู่ตำแหน่งช่องซี่โครงที่ 4 ซิดขอบซ้ายของกระดูก sternum

V3 อยู่ตำแหน่งกึ่งกลางระหว่าง V2 และ V4

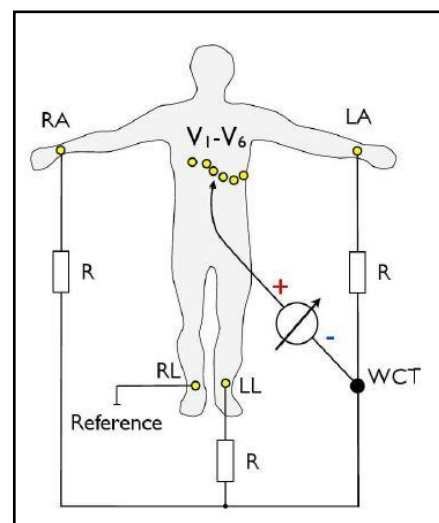
V4 อยู่ตำแหน่งช่องซี่โครงที่ 5 แนว midclavicular line ข้างซ้าย

V5 อยู่ตำแหน่งระดับเดียวกับ V4 ตามแนว anterior axillary line ข้างซ้าย

V6 อยู่ตำแหน่งระดับเดียวกับ V4 ตามแนว midaxillary line ข้างซ้าย



รูปที่ 2.5 ตำแหน่งการต่อ Precordial leads [14]

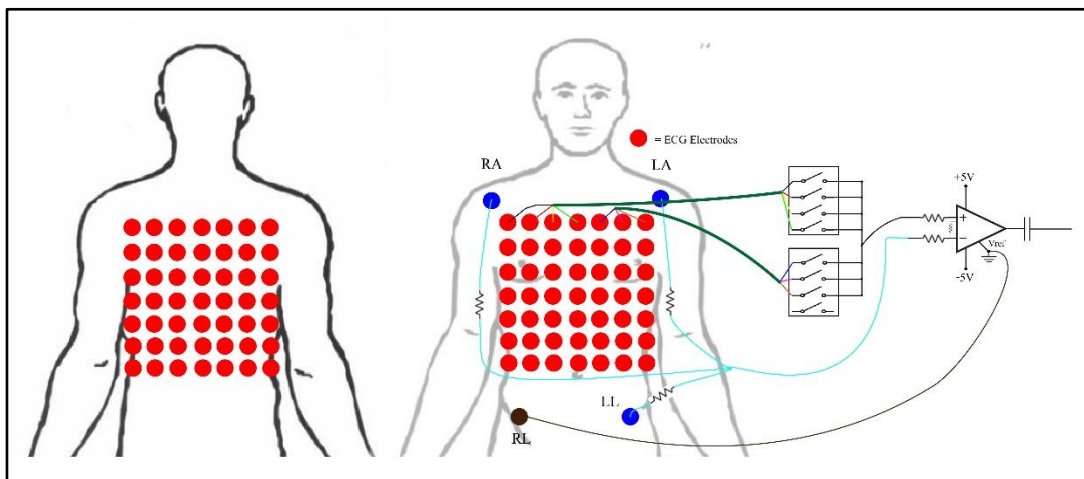


รูปที่ 2.6 การต่อ Precordial leads [18]

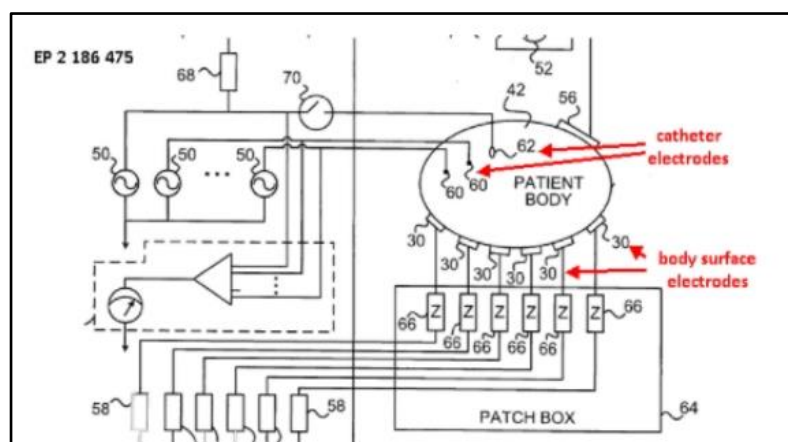
4.) การวัด ECG หลายลีด

ในส่วนของการวัดสัญญาณ ECG 98 ลีดของวิทยานิพนธ์นี้จะคล้ายกับวิธีการวัดแบบ unipolar chest leads จะเป็นการวัดของความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างตำแหน่งบนร่างกายตามที ออกแบบ 98 ตำแหน่ง (ขั้วบวก) เทียบกับจุด central terminal ที่เป็นค่าเฉลี่ยของศักย์ไฟฟ้าที่แขน ซ้าย แขนขวา และขาซ้าย ดังแสดงในรูปที่ 2.7

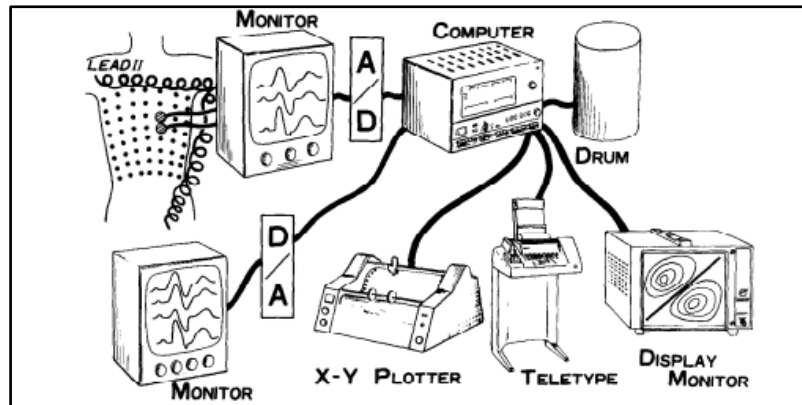
นอกจากนี้ในงานวิจัยอาจมีการพัฒนาระบบวัดสัญญาณ ECG หลายลีดโดยใช้วิธีการวัดที่ใกล้เคียงกับการวัดแบบ unipolar chest leads และใช้วิธีการวัดที่ต่างออกไป ดังแสดงรูปที่ 2.8 และ 2.9



รูปที่ 2.7 ระบบวัดสัญญาณ ECG 98 ลีด



รูปที่ 2.8 ระบบวัดสัญญาณ ECG หลายลีด1 [19]



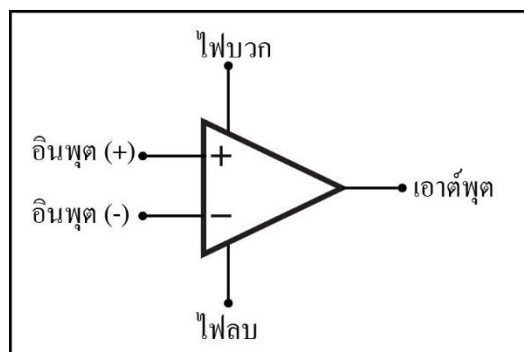
รูปที่ 2.9 ระบบวัดสัญญาณ ECG หลายลีด 2 [7]

2.3) วงจรวัดสัญญาณ

สัญญาณ ECG นั้นมีขนาดเล็กมากในระดับใน mV การวัดสัญญาณ ECG จึงต้องใช้วงจรขยายสัญญาณ (amplifier) โดยทั่วไปต้องขยายสัญญาณขึ้นไปประมาณพันเท่าเพื่อใช้แสดงผลหรือบันทึกสัญญาณได้

1.) ออปแอมป์ (Op-Amp)

ออปแอมป์ คือองค์ประกอบวงจรชนิดแอ็กทิฟ ที่สามารถออกแบบให้เป็นวงจรดำเนินการทางคณิตศาสตร์ได้ ประกอบไปด้วย การบวก การลบ การคูณ การหาร การอนุพันธ์ และการปริพันธ์ โดยทั่วไปออปแอมป์จะประกอบด้วย อินพุต 2 ขั้ว แบ่งเป็นขั้วอินเวอร์ตติ้ง (-) และขั้วนอนอินเวอร์ตติ้ง (+) ขั้วสำหรับจ่ายแรงดันไฟ 2 ขั้วเป็นขั้วไฟบวกและไฟลบ ขั้วเอาต์พุต 1 ขั้ว ดังแสดงในรูป 2.10

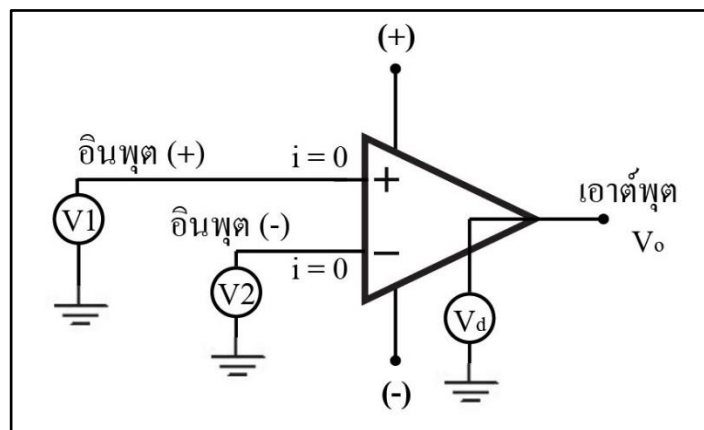


รูปที่ 2.10 ออปแอมป์พื้นฐาน

ขั้วอินพุตทั้งสองของออปแอมป์มีลักษณะต่างกัันดังนี้ คือ สำหรับขั้วนอนอินเวอร์ตติ้ง เมื่อป้อนสัญญาณเข้ามาที่ขั้วอินเวอร์ตติ้ง สัญญาณที่ออกมาจากขั้วเอาต์พุตจะกลับเฟส 180 องศา ส่วนการ

ป้อนสัญญาณที่ขั้วอินเวอร์ตึงจะได้เอาต์พุตที่มีเฟสตรงกันกับอินพุต ดังนั้นจึงกล่าวได้ว่าเครื่องหมายที่อินพุตเป็นการแสดงเฟสของเอาต์พุตเทียบกับอินพุต

ออปแอมป์จะตรวจวัดความแตกต่างของสัญญาณที่เข้ามาที่ขั้วอินพุตทั้งสองแล้วคูณด้วยอัตราขยาย (Gain, A) ค่าหนึ่ง และส่งออกไปยังขั้วเอาต์พุต ดังสมการ 1.1-1.2 ตามลำดับ ในออปแอมป์อุดมคติจะไม่มีกระแสไฟฟ้าเข้ามาที่อินพุต หรือกล่าวได้ว่าค่าอิมพีแดนซ์ด้านอินพุตของออปแอมป์มีค่าเป็นอนันต์ ส่วนทางด้านเอาต์พุตค่าแรงดันไม่ขึ้นอยู่กับการไหลของกระแสไฟฟ้าที่ไปยังโหลด หรือหมายความว่าค่าอิมพีแดนซ์ด้านเอาต์พุตมีค่าเป็นศูนย์ [20] ดังแสดงในรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 ออปแอมป์อุดมคติ

สมการ 1.1 แสดงผลต่างของแรงดันที่ขั้วอินพุต

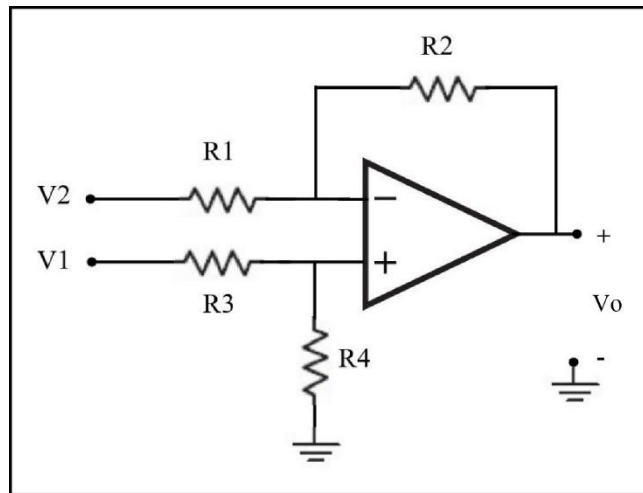
$$V_d = V_1 - V_2 \quad (1.1)$$

สมการ 1.2 แสดงแรงดันที่ขั้วเอาต์พุต

$$V_o = A * V_d = A(V_1 - V_2) \quad (1.2)$$

2.) วงจรขยายผลต่าง (Difference Amplifier)

วงจรขยายผลต่างเป็นวงจรที่จะขยายผลต่างของสัญญาณอินพุตทั้ง 2 ขั้ว และจะไม่มีเอาต์พุตเมื่อสัญญาณอินพุตทั้งสองมีขนาดเท่ากัน วงจรขยายผลต่างถูกนำไปประยุกต์เพื่อใช้ขยายผลต่างของสัญญาณที่มีขนาดต่ำมากให้อยู่ในระดับที่สามารถตรวจวัดได้ ในรูปที่ 2.12 ได้แสดงวงจรขยายผลต่าง



รูปที่ 2.12 วงจรขยายผลต่าง

จากหลักการของการทับซ้อนจะได้แรงดันเอาต์พุต V_o ของวงจรขยายผลต่าง [20] เป็นดังสมการ 1.3

$$V_o = -\frac{R_2}{R_1}V_2 + \frac{R_4}{R_3 + R_4} \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)V_1 \quad (1.3)$$

และในกรณีที่ $\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_4}{R_3}$

จะได้สมการ V_o ดังสมการ 1.4

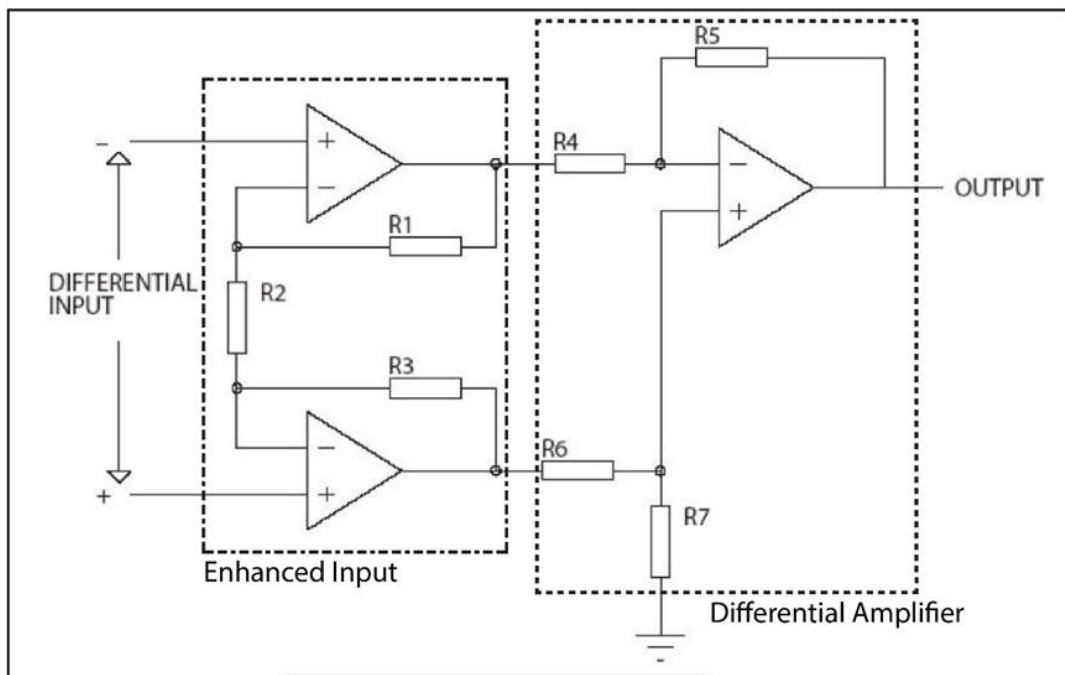
$$V_o = \frac{R_2}{R_1}(V_1 - V_2) \quad (1.4)$$

3.) วงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน (Instrumentation amplifiers)

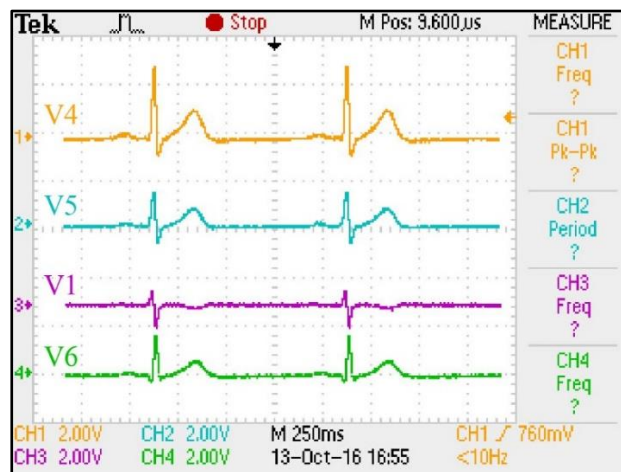
สัญญาณ ECG นั้นมีขนาดเล็กทำให้ง่ายต่อการเกิดข้อผิดพลาดจากสัญญาณอื่นในร่างกาย และสัญญาณรบกวนอื่นๆ เช่น สัญญาณจากระบบไฟฟ้า 50/60 Hz ได้ง่าย โดยทั่วไปจะใช้ instrumentation amplifier ในการวัดสัญญาณ ECG เนื่องจาก instrumentation amplifier นั้นมี Common Mode Rejection Ratio (CMRR) คืออัตราส่วนระหว่าง อัตราขยายของ differential mode (GD) กับอัตราขยายของ common mode (GC) [18] ดังสมการ 1.5

$$CMRR = \frac{GD}{GC} \quad (1.5)$$

ซึ่ง instrumentation amplifier มี CMRR ที่สูงเพื่อให้สัญญาณขาเข้าที่ต่างกัน (สัญญาณ ECG) ถูกขยายมากกว่าสัญญาณขาเข้าที่เหมือนกัน (สัญญาณรบกวน) ทำให้เสมือนว่าเป็นการกรองสัญญาณรบกวนให้ลดลง โดยในรูปที่ 2.13 แสดงส่วนประกอบภายใน instrumentation amplifier และ รูปที่ 2.14 แสดงกราฟสัญญาณ ECG ที่วัดแบบ unipolar chest leads จากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วย instrumentation amplifier (INA121) ในอัตราขยาย 2501 โดยไม่ผ่านฟิลเตอร์



รูปที่ 2.13 ส่วนประกอบภายใน instrumentation amplifier [18]



รูปที่ 2.14 สัญญาณ ECG ที่วัดจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ instrumentation amplifier

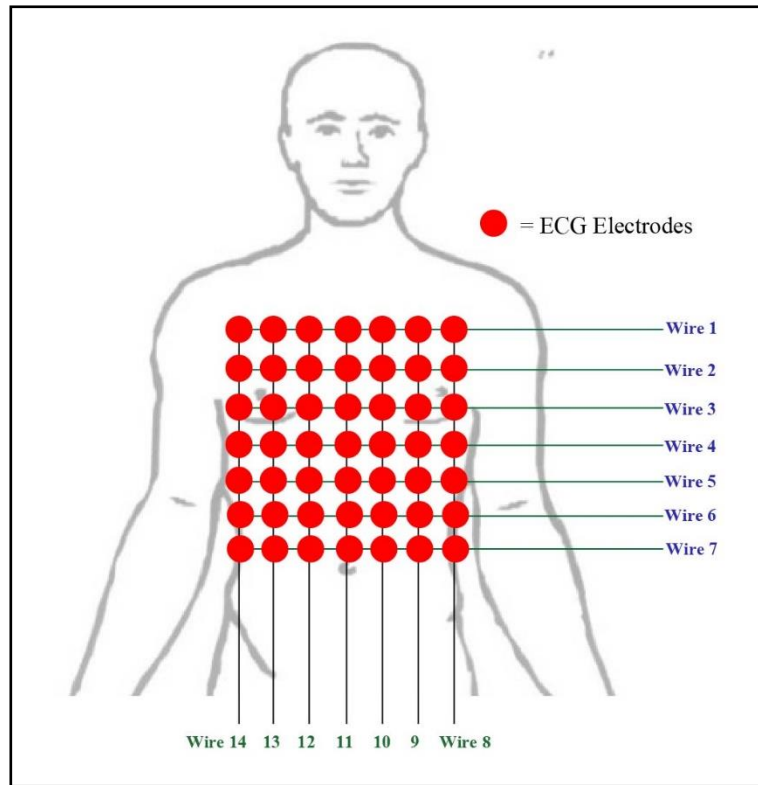
บทที่ 3 การพัฒนาแพลตฟอร์มในเบื้องต้น และการรบกวนข้ามช่องสัญญาณ

ในบทนี้จะอธิบายถึงหลักการดำเนินงานวิจัยตั้งแต่เริ่มต้น ซึ่งประกอบไปด้วยการออกแบบระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์ และการทดลองเพื่อตรวจสอบการทำงานของระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์ เช่น การรบกวนกันข้ามช่องสัญญาณ (cross-talk) การวัดสัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG simulator) และการเปลี่ยนแปลงของแรงดันออฟเซต เมื่อใส่ตัวเก็บประจุ เป็นต้น

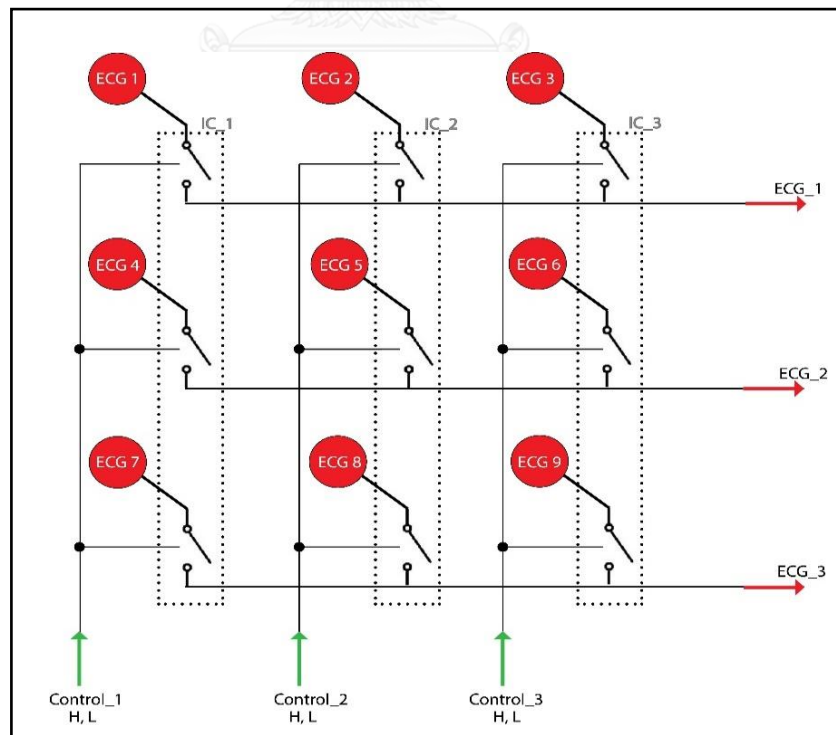
3.1 การออกแบบระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์

การออกแบบระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์ ถูกทำเพื่อให้สามารถช่วยลดจำนวนสายสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ตะบนผิวหนังร่างกายของผู้ถูกวัดไปยังวงจรวัดสัญญาณ ECG ซึ่งการวัดสัญญาณจากอิเล็กโทรด 1 อันต้องใช้สายสัญญาณ 1 เส้น ถ้ามีอิเล็กโทรด 49 อันก็จะต้องใช้สายสัญญาณถึง 49 เส้น ซึ่งการที่มีสายสัญญาณ 49 เส้นนั้นทำให้เกิดความยุ่งยากในการเดินสายสัญญาณเพื่อใช้งานเครื่องมือและมีโอกาสเกิดสัญญาณรบกวน (noise) ได้มาก ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงได้นำเสนอวิธีการที่สามารถช่วยลดการใช้สายส่งสัญญาณให้น้อยลงเมื่อเทียบกับอิเล็กโทรดที่ใช้ในการวัดสัญญาณ ECG โดยออกแบบเป็นระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์ขึ้น ซึ่งการเชื่อมต่อสายสัญญาณตามรูปแบบนี้สามารถช่วยลดจำนวนการใช้สายสัญญาณได้ จำนวนสายที่ใช้จะเท่ากับจำนวนผลรวมของแฉวนอนกับแฉวนตั้งที่ติดอิเล็กโทรดรวมกัน หรือในกรณีการต่อสายสัญญาณแบบเมทริกซ์จัตุรัสจะใช้สายสัญญาณเท่ากับ $2\sqrt{n}$ เส้น โดย n เป็นจำนวนลิตที่วัดตัวอย่างเช่นถ้ามีอิเล็กโทรด 49 จุด (49 ลิตยูนิโพล่า) จะใช้สายสัญญาณเพียง 14 เส้นเท่านั้น โดยแบ่งเป็นสายสัญญาณแนวนอน 7 เส้น รวมกับจำนวนสายของแฉวยาวอีก 7 เส้นรวมเป็น 14 เส้น ดังรูปที่ 3.1

การอธิบายหลักการทำงานเบื้องต้นของระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG แบบตาราง จะใช้ตัวอย่างระบบการวัดแบบ 9 ลิต หรือ 3×3 ตำแหน่งเพื่อให้เข้าใจได้ง่าย โดยใช้แอนะล็อกสวิตช์ (analog switch) สำหรับการเลือกสัญญาณที่ต้องการวัด และช่วยลดสายส่งสัญญาณ ECG ดังในรูปที่ 3.2 จะเห็นว่ามีอิเล็กโทรด 9 อันต่อกับสายสัญญาณ โดยสาย 3 เส้นด้านล่างใช้ส่งสัญญาณ high และ low เพื่อควบคุมการทำงานของแอนะล็อกสวิตช์ ส่วนอีก 3 เส้นด้านขวามีหน้าที่รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปสู่วงจรต่อไป

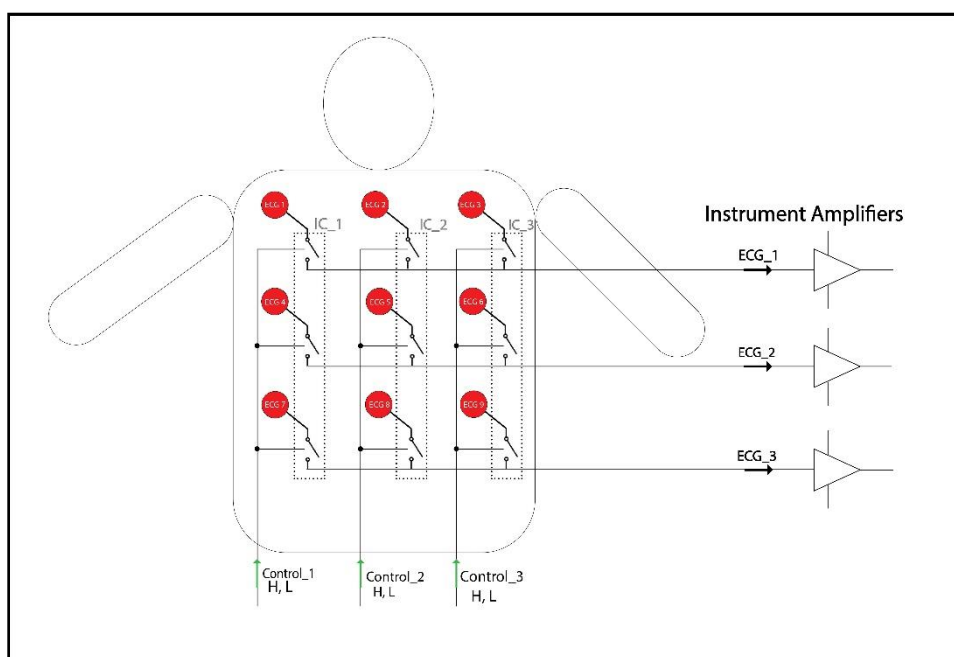


รูปที่ 3.1 รูปแบบการต่อสายส่งสัญญาณที่ใช้ไอเล็กโทรด 49 อัน



รูปที่ 3.2 การต่อไอเล็กโทรด 9 อันกับสายสัญญาณ 6 เส้น

ในขั้นตอนการวัดสัญญาณ ECG จริงจากบนร่างกายนั้น ส่วนของอิเล็กทรอนิกส์และแอนะล็อก สวิตช์จะอยู่บนร่างกายและมีสายสัญญาณเท่ากับจำนวนผลรวมของแวนอนกับแวนตั้ง มีการส่งสัญญาณ high และ low เพื่อควบคุมแอนะล็อกสวิตช์ และวงจรถยายเพื่อขยายสัญญาณก่อนส่งแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล (รูปที่ 3.3) การใช้ไอซีของแอนะล็อกสวิตช์ทำให้มีการเพิ่มจำนวนสายขึ้นมาเช่น สายไฟเลี้ยง สายควบคุมสัญญาณเป็นต้น แต่จำนวนสายที่เพิ่มขึ้นนั้นเป็นเพียงจำนวนน้อยเมื่อเทียบกับอิเล็กทรอนิกส์จำนวนมาก



รูปที่ 3.3 ระบบเบื้องต้นของแพลตฟอร์มการวัดสัญญาณ ECG 9 ลีด

CHULALONGKORN UNIVERSITY

3.2 การวัดสัญญาณจากเครื่อง ECG simulator

การทดลองนี้เพื่อเป็นการตรวจสอบในเบื้องต้นว่าระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์ สามารถทำการวัดสัญญาณ ECG ได้ถูกต้องครบทุกลีดตามที่ได้ออกแบบ โดยสำหรับการทดลองนี้ใช้ระบบการวัดแบบ 9 ลีดหรือ 3x3 ตำแหน่ง ดังรูปที่ 3.2 และวัดสัญญาณ ECG แบบ chest leads ที่ใช้สัญญาณจากเครื่อง ECG simulator รุ่น TechPatient CARDIO ดังรูปที่ 3.4

การตั้งค่าของเครื่อง ECG simulator รุ่น TechPatient CARDIO กำหนดให้ beat rate เท่ากับ 60 BPM (beats per minute), แอมพลิจูดเท่ากับ 1 mV ซึ่งเป็นค่าเฉลี่ยที่จะอ้างอิงจาก lead II และกำหนดอัตราขยายของ instrument amplifiers เท่ากับ 500

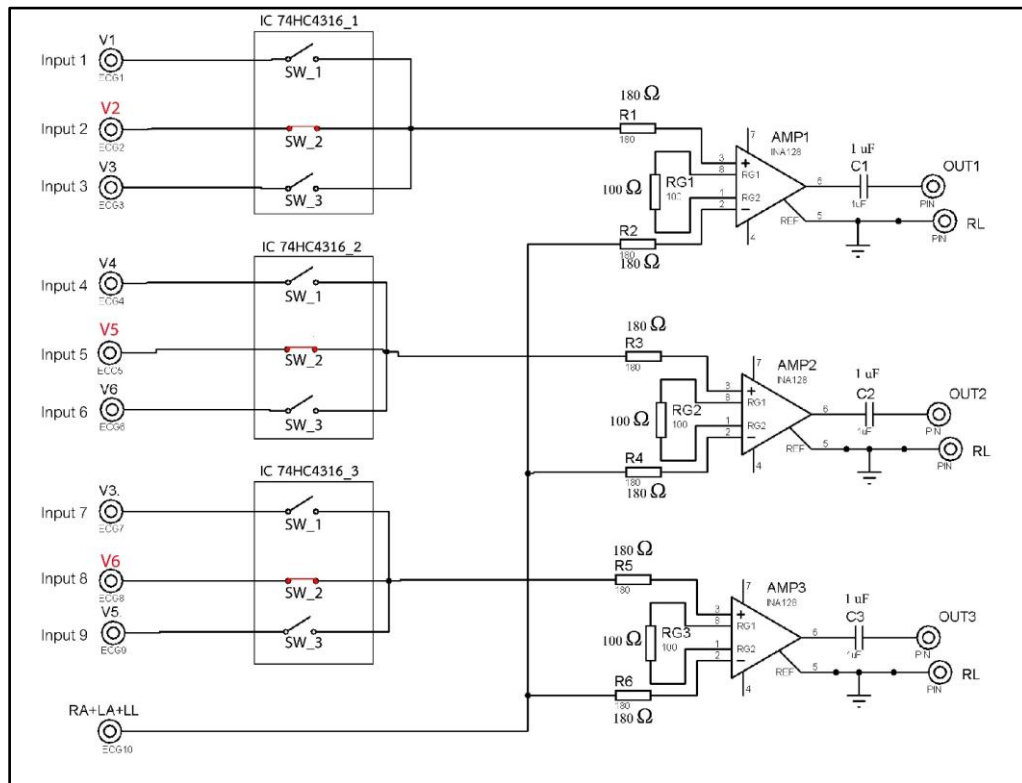


รูปที่ 3.4 เครื่อง ECG simulator รุ่น TechPatient CARDIO

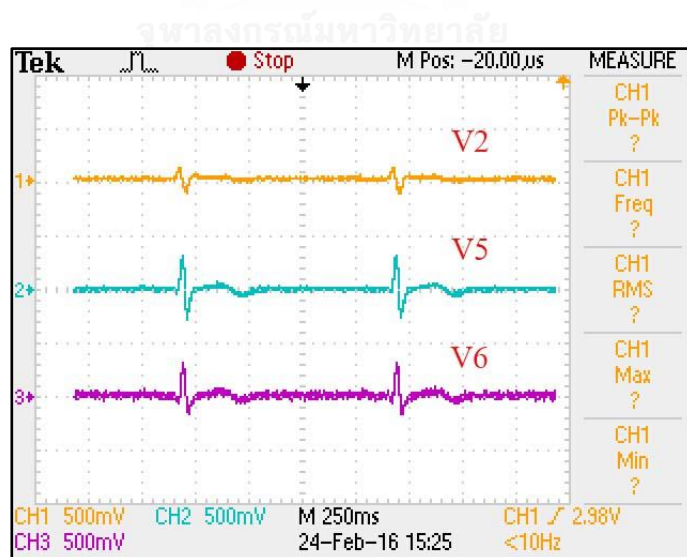
ในการทดลองจะจ่ายสัญญาณ ECG chest leads จากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้กับวงจรวัดแบบ ECG 9 ลีด เพื่อให้มีสัญญาณครบช่องอินพุตทั้ง 9 ช่องของระบบวงจรวัดจึงป้อนสัญญาณ chest leads V1 ถึง V6 เข้าไปที่ช่องอินพุต 1 ถึงอินพุต 6 ตามลำดับ ส่วนช่องอินพุต 7 ถึงอินพุต 9 จะถูกป้อนสัญญาณ ECG chest leads V3 V6 และ V5 เข้าไปตามลำดับ สัญญาณ ECG chest leads ที่มาจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกส่งไปยังอินพุตแอนะล็อกสวิตช์ รูปที่ 3.5 แสดงแผนภาพ (schematic) ของวงจรการวัดแบบ ECG 9 ลีด ที่ใช้ในการทดลองนี้

การทดลองกำหนดให้ มีการจ่ายสัญญาณ ECG chest leads จากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เข้ามาพร้อมกันสู่อินพุต ทั้ง 9 ของวงจรวัดแบบ ECG 9 ลีด รวมทั้งมีการควบคุมแอนะล็อกสวิตช์ โดยสั่งให้ทำงานทีละ 1 สวิตช์ เริ่มจากให้ สวิตช์ที่ 1 ทำงาน ส่วนสวิตช์ที่ 2 และ 3 ไม่ทำงาน เพื่อวัดสัญญาณอินพุต 1,4,7 (วัด V1, V4, V3) ต่อมากำหนดให้ สวิตช์ที่ 2 ทำงาน ส่วนสวิตช์ที่ 1 และ 3 ไม่ทำงานเพื่อวัดสัญญาณอินพุต 2,5,8 (วัด V2, V5, V6) และสุดท้ายให้ สวิตช์ที่ 3 ทำงาน ส่วนสวิตช์ที่ 1 และ 2 ไม่ทำงานเพื่อวัดสัญญาณอินพุต 3,6,9 (วัด V3, V6, V5)

รูปที่ 3.6 แสดงผลการวัดเมื่อให้สวิตช์ที่ 2 ทำงาน เพื่อวัดสัญญาณลีด V2 V5 และ V6 จากรูปพบว่าวงจรที่ออกแบบและพัฒนาขึ้นสามารถวัดสัญญาณได้ดีและชัดเจน



รูปที่ 3.5 แผนภาพเค้าร่างของวงจรวัดสัญญาณ ECG จากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ chest leads ขณะที่มีสวิตช์ 2 ทำงาน



รูปที่ 3.6 สัญญาณ ECG ที่มาจากการทำงานของสวิตช์ที่ 2

3.3 การรบกวนกันข้ามช่องสัญญาณ (cross-talk)

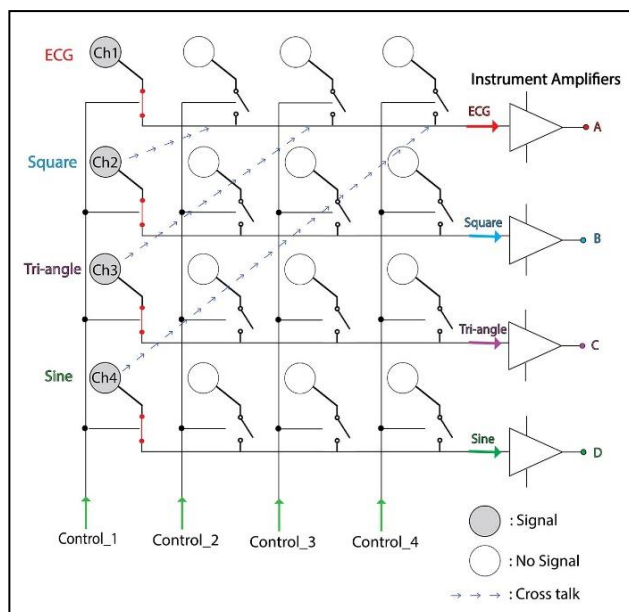
ระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์ที่ได้ออกแบบนี้ ถึงแม้ว่าจะสามารถช่วยลดจำนวนสายสัญญาณที่ต้องใช้ให้น้อยลงไปได้ แต่ยังมีโอกาสที่จะเกิดการรบกวนกันข้ามช่องสัญญาณ (cross-talk) ได้ 2 ชนิดคือ การรบกวนกันข้ามช่องสัญญาณที่อยู่คนละแถวที่ไม่ได้ใช้สายสัญญาณร่วมกัน และการรบกวนกันข้ามช่องสัญญาณที่อยู่ในแนวแถวเดียวกันและมีการใช้สายสัญญาณร่วมกัน ดังนั้นจึงจำเป็นต้องตรวจหาขีดจำกัดของสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นทั้ง 2 ชนิด เพื่อเป็นข้อมูลในการประเมินว่าระบบการเชื่อมต่อสายที่ถูกออกแบบว่าสามารถใช้วัดสัญญาณ ECG ได้ดีเพียงใด โดยได้จำลองต้นแบบระบบวัด 16 ลีด หรือ 4x4 ตำแหน่ง สำหรับใช้ในการทดลองตรวจหาขีดจำกัดนี้

3.2.1 การตรวจหาการรบกวนกันข้ามช่องสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน

การทดลองนี้ทำเพื่อเป็นการศึกษาการเกิดการรบกวนกันข้ามช่องสัญญาณ เมื่อระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์ โดยมีการวัดสัญญาณ ECG ที่มีรูปคลื่นต่างกันในเวลาพร้อมกันจะสามารถทำให้เกิดการรบกวนกันข้ามช่องสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน ดังในรูปที่ 3.7

ในการทดลองนั้นจะทำการป้อนสัญญาณ ECG จำลองเข้าที่ช่อง ch1 ในขณะที่ช่อง ch2 ch3 และ ch4 ได้ป้อนสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม สามเหลี่ยมและรูปไซน์ ตามลำดับ สวิตช์ของทุกช่องสัญญาณในแนวตั้งแถวแรกจะปิด (close) เพื่อให้สัญญาณที่ป้อนเข้ามาในระบบวัด สำหรับสัญญาณในช่อง ch2 ch3 และ ch4 ถือเป็นตัวแทนของสัญญาณรบกวนที่จะส่งผลไปรบกวนสัญญาณ ECG ในช่อง ch1 ซึ่งอยู่ต่างแถวที่ไม่ได้ใช้สายสัญญาณร่วมกัน เพื่อไม่ให้เกิดความสับสนจะไม่มีป้อนสัญญาณเข้าที่ช่องสัญญาณอื่นที่เหลือ

เนื่องจากสัญญาณ ECG โดยทั่วไปมีขนาดประมาณ 1-2 mV ในขณะที่อุปกรณ์จ่ายสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม สามเหลี่ยมและรูปไซน์มีความสามารถให้สัญญาณได้ต่ำสุดที่ 6 mV ดังนั้นเพื่อให้สัญญาณสุดท้ายมีค่าใกล้เคียงกันจึงจำเป็นต้องใช้อัตราขยายของวงจรรขยายต่างกัน คือในช่องสัญญาณ ch1 ใช้อัตราขยายเท่ากับ 2501 ในขณะที่ช่องสัญญาณ ch2 ถึง ch4 มีอัตราขยายเท่ากับ 168 จากนั้นจะทำการศึกษาผลของขนาดแรงดันและความถี่ของสัญญาณรบกวนกันข้ามช่องสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกันที่มีต่อสัญญาณ ECG ที่สนใจ



รูปที่ 3.7 การรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน

ในการทดลองหาขนาดแรงดันของการรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน กำหนดให้มีการจ่ายสัญญาณให้วงจรระบบวัด 4x4 ตำแหน่ง ดังในตารางที่ 3.1 โดยการปรับค่าการจ่ายแรงดันของสัญญาณรบกวนตั้งแต่ 0 mV ถึง 57 mV ที่ความถี่ 60 Hz เพื่อลดการรบกวนจากความถี่ของสัญญาณระบบการไฟฟ้า และวัดค่าสัญญาณของช่อง ch1 ch2 ch3 และ ch4 ที่ตำแหน่ง A B C และ D ตามลำดับ

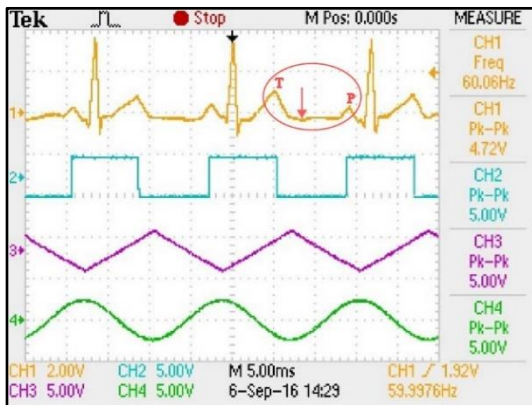
ตารางที่ 3.1 ค่าสัญญาณที่ใช้ในการทดลองหาค่าแรงดันการรบกวนที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน

| | CH 1 | CH 2 | CH 3 | CH 4 |
|-----------|-------|---------|----------|---------|
| Signals | ECG | Square | Triangle | Sine |
| Switch | close | close | close | close |
| Voltage | 2 mV | 0-57 mV | 0-57 mV | 0-57 mV |
| Frequency | 60 Hz | 60 Hz | 60 Hz | 60 Hz |

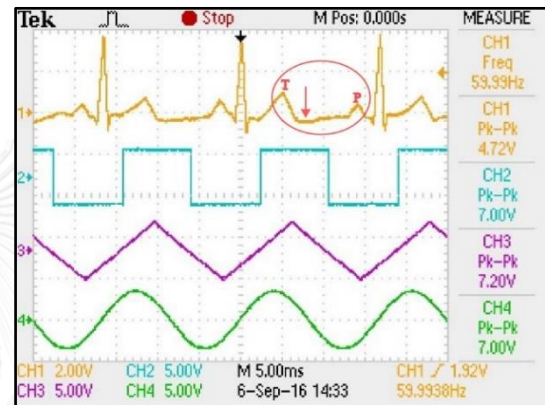
ผลการทดลองการรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ได้นั้นทำการพิจารณาตรงช่วง T-P segment ของสัญญาณ ECG ที่ตำแหน่ง A ของช่องสัญญาณ ch 1 เนื่องจากเป็นช่วงเส้นฐานของสัญญาณทำให้สังเกตความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้ง่าย รูปที่ 3.8 ถึง 3.10 แสดงผลการทดลองหาขนาดแรงดันของการ

รบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน ที่ป้อนแรงดันอินพุต 30 mV 42 mV และ 54 mV ที่ 60 Hz ตามลำดับ

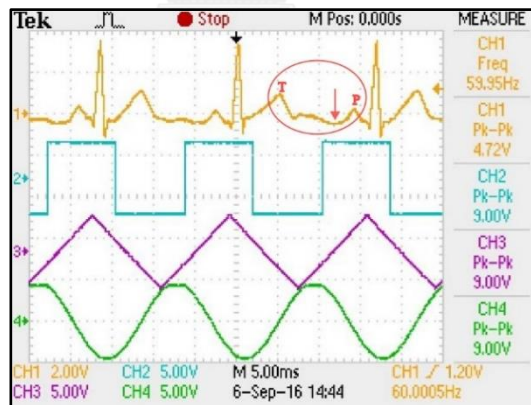
จากรูปที่ 3.8 -3.10 จะเห็นได้ว่าสัญญาณ ECG ที่วัดจาก ch1 นั้นยังคงชัดเจนไม่ได้ถูกรบกวน โดยสัญญาณสี่เหลี่ยม สามเหลี่ยม และรูปไซน์ที่ป้อนให้ ch 2 3 และ4 แม้ว่าจะมีขนาดของสัญญาณที่เข้า ch 2 3 และ 4 สูงถึง 30 mV ซึ่งมากกว่าขนาดสัญญาณ ECG (2 mV) อย่างไรก็ตามสัญญาณ ECG ที่วัดจะเริ่มถูกรบกวนเล็กน้อย เมื่อขนาดสัญญาณรบกวนที่ป้อนเข้ามีค่า 42 mV



รูปที่ 3.8 ป้อนสัญญาณอินพุต 30 mV 60 Hz



รูปที่ 3.9 ป้อนสัญญาณอินพุต 42 mV 60 Hz



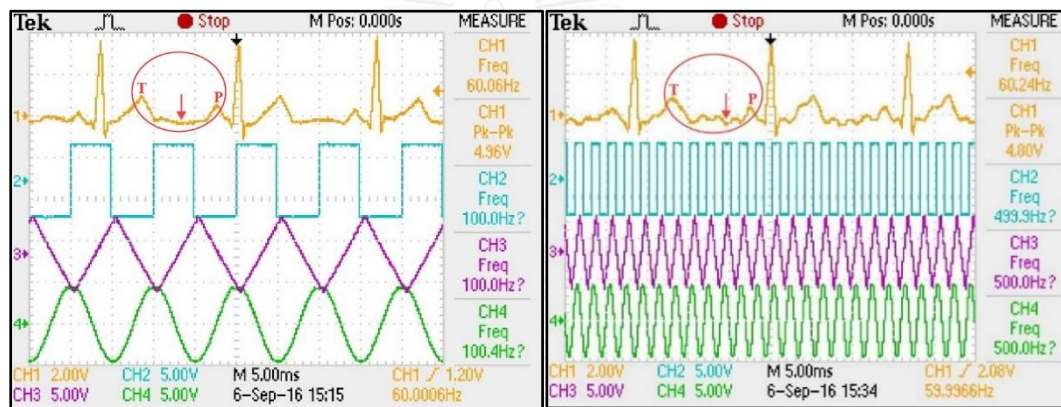
รูปที่ 3.10 ป้อนสัญญาณอินพุต 54 mV 60 Hz

ในลำดับต่อไปจะทดลองหาผลของค่าความถี่สัญญาณรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน โดยกำหนดให้มีการปรับค่าความถี่ของสัญญาณรบกวนตั้งแต่ 60 Hz ถึง 10 kHz ที่แรงดัน 54 mV ให้กับวงจรระบบวัด 4x4 ตำแหน่ง ดังในตารางที่ 3.2 และทำการวัดค่าสัญญาณของช่อง ch1 ch2 ch3 และ ch 4 ที่ตำแหน่ง A B C และ D ตามลำดับ (รูปที่ 3.7)

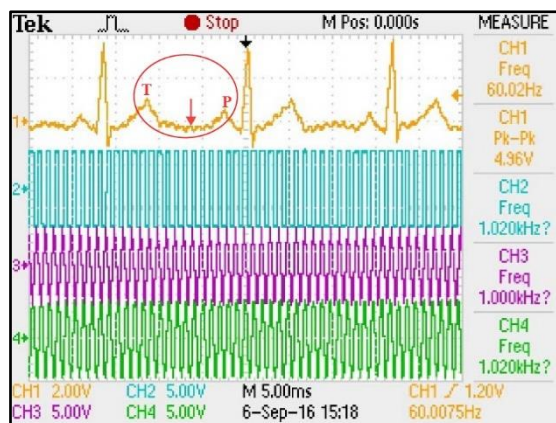
ตารางที่ 3.2 ค่าสัญญาณที่ใช้ในการทดลองหาค่าความถี่การรบกวนที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน

| | CH 1 | CH 2 | CH 3 | CH 4 |
|-----------|-------|---------------|---------------|---------------|
| Signals | ECG | Square | Triangle | Sine |
| Switch | close | close | close | close |
| Voltage | 2 mV | 54 mV | 54 mV | 54 mV |
| Frequency | 60 Hz | 60 Hz -10 kHz | 60 Hz -10 kHz | 60 Hz -10 kHz |

รูปที่ 3.11 ถึง 3.13 แสดงผลการทดลองหาขนาดความถี่ของการรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกันในความถี่ 100 Hz 500 Hz และ 1 kHz ที่ 54 mV ตามลำดับ



รูปที่ 3.11 ป้อนสัญญาณอินพุต 100 Hz 54 mV รูปที่ 3.12 ป้อนสัญญาณอินพุต 500 Hz 54 mV

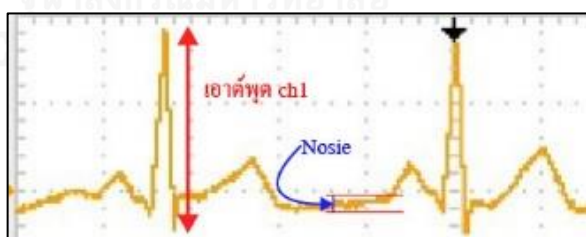


รูปที่ 3.13 ป้อนสัญญาณอินพุต 1 kHz 54 mV

จากรูปที่ 3.11-3.13 จะเห็นได้ว่าสัญญาณ ECG ที่วัดใน ch 1 ไม่ได้ถูกรบกวน เมื่อป้อนสัญญาณเข้าที่ ch 2 3 และ 4 ที่ความถี่ 100 Hz (ขนาด 54 mV) อย่างไรก็ตามพบว่าสัญญาณ ECG จะถูกรบกวน เมื่อสัญญาณรบกวนมีความถี่ประมาณ 500 Hz เห็นได้จากการที่สัญญาณเริ่มมีการเปลี่ยนแปลง

จากผลการทดลองการวัดสัญญาณรบกวนจากช่องสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกันสามารถสรุปได้ว่า การรบกวนจากสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมจะเด่นชัดกว่าสัญญาณรูปอื่น และจากรูปที่ 3.9 พบว่าค่าสัญญาณในช่อง ch2 ch3 และ ch4 ที่ทำให้เริ่มเกิดการรบกวนข้ามช่องสัญญาณเกิดขึ้นเมื่อขนาดแรงดันอินพุตของสัญญาณรบกวนที่ 42 mV และที่ค่าความถี่ที่เริ่มส่งผลการรบกวนเกิดขึ้นเมื่อความถี่ของสัญญาณรบกวนมีค่ามากกว่า 500 Hz ดังรูปที่ 3.12

ในตารางที่ 3.3 แสดงว่าผลการวัดสัญญาณพร้อมการรบกวนข้ามช่องสัญญาณจากช่องที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน จากผลที่ได้ในตารางที่ 3.3 จะเห็นได้ว่าขนาดของสัญญาณรบกวน (Nose) ที่ขาออกของวงจรวัด ECG ในช่อง Ch 1 จะเพิ่มขึ้นตามขนาดของสัญญาณรบกวนที่ป้อนเข้าช่อง ch 2 3 และ 4 หากต้องการให้อัตราส่วนของสัญญาณ ECG ต่อสัญญาณรบกวน (Signal-to-Noise Ratio, S/N ratio) มีค่ามากกว่า 20 สัญญาณรบกวนที่ป้อนเข้าช่อง ch 2 3 และ 4 ควรมีค่าต่ำกว่า 42 mV และภาพที่ 3.14 แสดงตำแหน่งของการวัดสัญญาณเอาต์พุต ch1 กับสัญญาณรบกวน



รูปที่ 3.14 แสดงตำแหน่งการวัดเอาต์พุต ch1 และ สัญญาณรบกวน

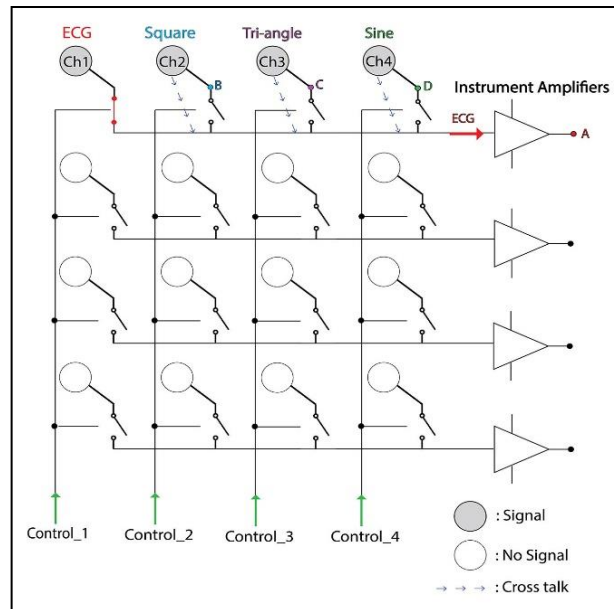
ตารางที่ 3.3 แสดงค่าแรงดันอินพุตที่ป้อน และ S/N ratio ที่ได้ในกรณีการรบกวนที่ไม่ได้ใช้สายร่วมกัน

| อินพุต ch1 (mV) | อินพุต ch2-4 (mV) | เอาต์พุต ch1 (V) | เอาต์พุต ch2-4 (V) | Noise (V) | เอาต์พุตch1/Noise (S/N ratio) |
|--------------------|----------------------|---------------------|-----------------------|--------------|----------------------------------|
| 2 | 0 | 4.72 | 0 | 0.08 | 59.0 |
| 2 | 6 | 4.72 | 1 | 0.08 | 59.0 |
| 2 | 12 | 4.88 | 2 | 0.08 | 61.0 |
| 2 | 18 | 4.8 | 3 | 0.08 | 60.0 |
| 2 | 24 | 4.8 | 4 | 0.16 | 30.0 |
| 2 | 30 | 4.72 | 5 | 0.16 | 29.5 |
| 2 | 36 | 4.88 | 6 | 0.24 | 20.3 |
| 2 | 42 | 4.72 | 7 | 0.24 | 19.7 |
| 2 | 48 | 4.72 | 8 | 0.32 | 14.8 |
| 2 | 54 | 4.72 | 9 | 0.48 | 9.8 |
| 2 | 57 | 4.88 | 9.6 | 0.56 | 8.7 |

3.2.2 การตรวจหาการรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ใช้สายร่วมกัน

ในการทดลองนี้เป็นศึกษาผลของสัญญาณรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ใช้สายสัญญาณร่วมกัน ดังในรูปที่ 3.15 โดยมีการป้อนสัญญาณ ECG เข้าที่ช่อง ch1 และป้อนสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม สามเหลี่ยมและรูปไซน์ให้กับช่อง ch2 ch3 และ ch4 ตามลำดับ โดยให้ทั้งสามช่องสัญญาณนี้เป็นตัวแทนสัญญาณรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ใช้สายสัญญาณร่วมกัน ซึ่งในกรณีนี้สวิตช์ที่เชื่อมต่อกับช่องสัญญาณ ch2 ch3 และ ch4 จะเปิด เพื่อให้จำลองสถานการณ์การรบกวนที่ข้ามจากตัวสวิตช์เข้ามาสู่สายสัญญาณที่ใช้งานร่วมกัน และเพื่อไม่ให้เกิดความสับสนจะไม่มีสัญญาณป้อนสัญญาณเข้าที่

ช่องสัญญาณอื่นที่เหลือ ในการทดลองนี้จะทำการศึกษาการรบกวนทั้งค่าแรงดันและความถี่ที่เกิดขึ้นของช่องสัญญาณตรงตำแหน่ง A ดังในรูปที่ 3.15 ซึ่งมีวงจรรขยายที่ใช้อัตราขยายเท่ากับ 2501



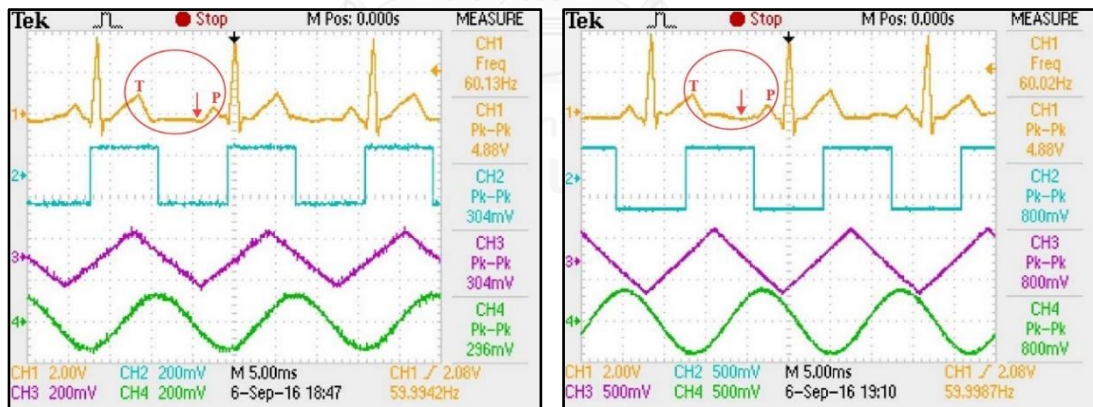
รูปที่ 3.15 การรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ใช้สายร่วมกัน

การทดลองหาขนาดของแรงดันของการรบกวนข้ามช่องสัญญาณในกรณีใช้สายร่วมกัน กำหนดให้มีการป้อนค่าสัญญาณ ดังในตารางที่ 3.4 โดยมีการป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 2 mV 60 Hz เข้าที่ช่อง ch1 และจ่ายสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม สามเหลี่ยมและรูปไซน์ที่มีขนาดตั้งแต่ 0 V ถึง 1 V 60 Hz เข้าที่ช่องสัญญาณ ch2 ch3 และ ch 4 ตามลำดับ และวัดค่าสัญญาณของช่อง ch 1 ที่ตำแหน่ง A และวัดสัญญาณช่อง ch 2 3 และ 4 ในตำแหน่ง B C และ D ดังในรูปที่ 3.14

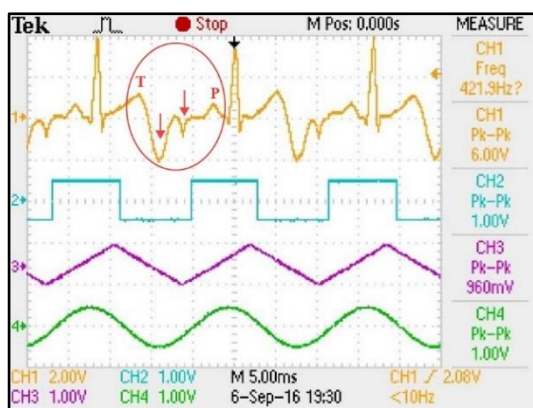
ตารางที่ 3.4 ค่าสัญญาณที่ใช้ในการทดลองหาค่าแรงดันการรบกวนที่ใช้สายร่วมกัน

| | CH 1 | CH 2 | CH 3 | CH 4 |
|-----------|-------|-----------|-----------|-----------|
| Signals | ECG | Square | Triangle | Sine |
| Switch | open | open | open | open |
| Voltage | 2 mV | 0 V – 1 V | 0 V – 1 V | 0 V – 1 V |
| Frequency | 60 Hz | 60 Hz | 60 Hz | 60 Hz |

ในรูปที่ 3.16 3.17 และ 3.18 ได้แสดงผลการวัดแรงดันการรบกวนข้ามช่องสัญญาณในกรณีใช้สายร่วมกัน เมื่อจ่ายสัญญาณอินพุตที่ 300 mV 800 mV และ 1 V ตามลำดับที่ความถี่ 60 Hz พบว่าจะเริ่มเห็นสัญญาณรบกวนข้ามจากช่องสัญญาณอื่นมายังช่อง ch 1 ที่ใช้วัดสัญญาณ ECG เมื่อขนาดของสัญญาณในช่อง ch 2 3 และ 4 ที่เป็นตัวแทนของสัญญาณรบกวนมีค่ามากกว่า 800 mV



รูปที่ 3.16 ป้อนสัญญาณอินพุต 300 mV 60 Hz รูปที่ 3.17 ป้อนสัญญาณอินพุต 800 mV 60 Hz

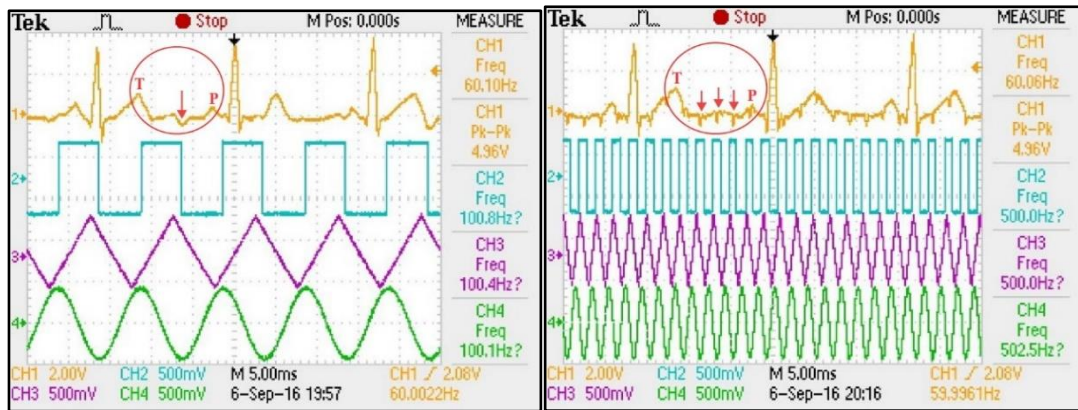


รูปที่ 3.18 ป้อนสัญญาณอินพุต 1 V 60 Hz

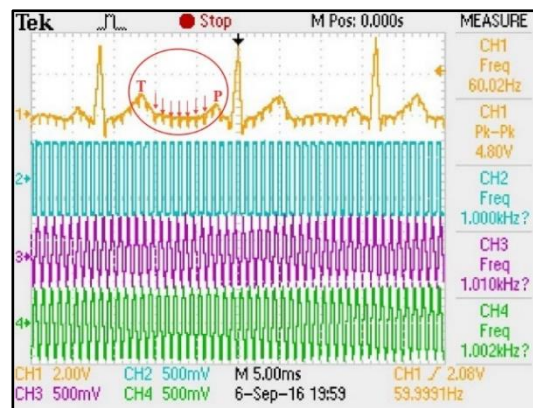
การทดลองหาค่าความถี่ของการรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ใช้สายร่วมกัน มีการกำหนดค่าสัญญาณที่ป้อนให้วงจรทดสอบ ดังตารางที่ 3.5 โดยมีการปรับเฉพาะค่าความถี่ของรูปสี่เหลี่ยมสามเหลี่ยมและรูปไซน์ตั้งแต่ 60 Hz – 10 kHz ซึ่งมีตำแหน่งของการจ่ายสัญญาณและการวัดสัญญาณ เหมือนกับในการทดลองหาค่าขนาดของแรงดันของการรบกวนข้ามช่องสัญญาณในกรณีใช้สายร่วมกัน

ตารางที่ 3.5 ค่าสัญญาณที่ใช้ในการทดลองหาค่าความถี่การรบกวนที่ใช้สายร่วมกัน

| | CH 1 | CH 2 | CH 3 | CH 4 |
|-----------|-------|---------------|---------------|---------------|
| Signals | ECG | Square | Triangle | Sine |
| Switch | open | open | open | open |
| Voltage | 2 mV | 900 mV | 900 mV | 900 mV |
| Frequency | 60 Hz | 60 Hz –10 kHz | 60 Hz –10 kHz | 60 Hz –10 kHz |



รูปที่ 3.19 ป้อนสัญญาณอินพุต 100 Hz 900 mV รูปที่ 3.20 ป้อนสัญญาณอินพุต 500 Hz 900 mV



รูปที่ 3.21 ป้อนสัญญาณอินพุต 1 kHz 900 mV

ในรูปที่ 3.19 3.20 และ 3.21 แสดงกราฟสัญญาณเมื่อป้อนความถี่อินพุตที่ 100 Hz 500 Hz และ 1 kHz ที่แรงดัน 900 mV ตามลำดับของการวัดการรบกวนข้ามช่องสัญญาณในกรณีใช้สายร่วมกัน พบว่าการรบกวนจะเห็นได้ชัดเมื่อมีค่าความถี่มากกว่า 500 kHz ดังในรูปที่ 3.20

ตารางที่ 3.6 แสดงผลการวัดสัญญาณ ECG และสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้น ซึ่งพบว่าอัตราส่วนของสัญญาณ ECG ต่อสัญญาณรบกวน จะมีค่ามากกว่า 20 เมื่อขนาดของสัญญาณรบกวนต่ำกว่า 900 mV หรือ 450 เท่าของสัญญาณ ECG ที่ป้อนเข้ามา จึงสามารถกล่าวได้ว่าสวิตช์เลือกช่องสัญญาณไม่ได้ทำให้เกิดการรบกวนข้ามช่องสัญญาณมากนัก

ตารางที่ 3.6 แสดงค่าแรงดันอินพุตที่ป้อน และ S/N ratio ที่ได้ในกรณีการรบกวนที่ใช้สายร่วมกัน

| อินพุต ch1 (mV) | อินพุต ch2-4 (mV) | เอาต์พุต ch1 (V) | Noise (mV) | เอาต์พุต ch1/Noise S/N ratio |
|--------------------|----------------------|---------------------|---------------|---------------------------------|
| 2 | 0 | 4.96 | 160 | 31.0 |
| 2 | 100 | 4.75 | 160 | 29.7 |
| 2 | 200 | 4.88 | 160 | 30.5 |
| 2 | 300 | 4.88 | 160 | 30.5 |
| 2 | 400 | 4.72 | 160 | 29.5 |
| 2 | 500 | 4.80 | 240 | 20.0 |
| 2 | 600 | 4.88 | 240 | 20.3 |
| 2 | 700 | 4.96 | 240 | 20.7 |
| 2 | 800 | 4.88 | 240 | 20.3 |
| 2 | 900 | 4.80 | 320 | 20.0 |
| 2 | 1 | 6.00 | 2.16 V | 2.8 |

จากผลการทดลองการรบกวนข้ามช่องสัญญาณทั้ง 2 กรณีจะพบว่าสัญญาณรบกวนที่เกิดจากสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม สามเหลี่ยมและรูปไซน์นั้น การรบกวนจากสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมทำให้เกิดผลกระทบมากที่สุด โดยการรบกวนจากกรณีที่ไม่ได้ใช้สายสัญญาณร่วมกันจะมีผลมากกว่าคือเกิดการรบกวน เมื่อสัญญาณรบกวนมีขนาดประมาณ 42 mV ในขณะที่สัญญาณรบกวนจากช่องสัญญาณที่ใช้สายร่วมกันจะเริ่มเกิดขึ้นเมื่อมีขนาดของสัญญาณรบกวนประมาณ 900 mV ซึ่งสามารถอธิบายได้ว่าการรบกวนจากสัญญาณที่ใช้สายร่วมกันนั้น จะเกิดขึ้นได้ก็ต่อเมื่อสัญญาณรบกวนนั้นกระโดดข้ามผ่านสวิทช์เลือกซึ่งมีค่าอิมพีแดนซ์สูง ซึ่งจะผ่านได้ค่อนข้างยากแต่การรบกวนจากสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สาย

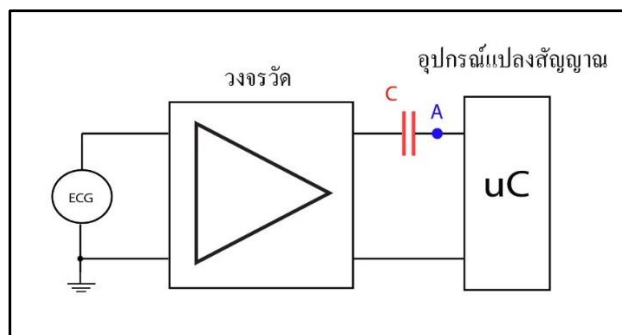
ร่วมกันนั้น สัญญาณรบกวนได้ถูกเชื่อมผ่านสวิตช์และส่งไปยังวงจรรขยาย สัญญาณรบกวนจึงมีเส้นทางเดินที่ชัดเจนและเมื่อไปถึงภาควงจรรขยายจึงสามารถถูกขยายสัญญาณได้ง่ายกว่า ส่งผลทำให้เกิดการรบกวนที่เห็นได้ชัดเจนกว่า นอกจากนี้พบว่าความถี่ที่เริ่มพบการรบกวนเกิดขึ้นเมื่อมีค่าสูงกว่า 500 Hz ขึ้นไป การที่สัญญาณรบกวนมีค่าเพิ่มขึ้นตามความถี่ของสัญญาณ เช่นนี้สามารถอธิบายได้ว่าเกิดจากการรบกวนแบบคาปาซิทีฟ (Capacitive)

โดยระบบการทดลองนี้ได้แสดงให้เห็นว่าระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG แบบตาราง มีค่าขีดจำกัดในการเกิดการรบกวนข้ามช่องสัญญาณที่ 42 mV 500 Hz ซึ่งมากกว่าสัญญาณ ECG ทั่วไปประมาณ 20 เท่าและทำให้มีความเป็นไปได้ที่จะใช้ระบบแพลตฟอร์มนี้วัดจำนวนของสัญญาณ ECG ที่มากขึ้นโดยไม่เกิดการรบกวนข้ามช่องสัญญาณได้

3.4 การเปลี่ยนแปลงของแรงดันออฟเซต เมื่อใส่ตัวเก็บประจุ

รูปคลื่นสัญญาณ ECG โดยทั่วไปแล้วมีบางช่วงที่แรงดันมีค่าลบ และในการแปลงสัญญาณที่วัดได้ในรูปสัญญาณให้มากลายเป็นรูปสัญญาณดิจิทัล อุปกรณ์ที่ใช้แปลงสัญญาณไม่สามารถแปลงค่าแรงดันลบได้ ทำให้มีความจำเป็นที่ต้องทำการปรับระดับของแรงดันออฟเซต (Offset voltage) หรือเรียกได้ว่าเป็นเส้นฐานของสัญญาณ ECG ซึ่งวิธีการปรับแรงดันออฟเซตนั้นมีด้วยกันอยู่หลายวิธี โดยทางผู้วิจัยได้เลือกใช้วิธีการชาร์จประจุไฟฟ้าในตัวเก็บประจุ และการคายประจุไฟฟ้าในตัวเก็บประจุ เพื่อใช้ปรับระดับของแรงดันออฟเซตให้มีค่าเป็นบวกมากขึ้น รวมทั้งให้ค่าแรงดันสัญญาณ ECG ที่เคยมีค่าลบกลายเป็นแรงดันบวกเพื่อให้สามารถแปลงสัญญาณ ECG เป็นค่าสัญญาณทางดิจิทัลได้

ทางผู้วิจัยได้นำตัวเก็บประจุ (C) มาต่อหลัง instrument amplifiers ดังรูปที่ 3.21 กล่าวคือเมื่อเริ่มมีการแปลงสัญญาณดิจิทัลจะมีค่าแรงดันที่ถูกส่งมาจากฝั่งอุปกรณ์แปลงสัญญาณดิจิทัล เป็นแรงดันที่เกิดขึ้นอย่างฉับพลันจากการสั่งให้อุปกรณ์แปลงสัญญาณดิจิทัลทำงาน แรงดันดังกล่าวจะทำให้เกิดการชาร์จประจุไฟฟ้าและการคายประจุไฟฟ้าในตัวเก็บประจุ ส่งผลต่อระดับของแรงดันออฟเซตของสัญญาณ ECG ซึ่งการเปลี่ยนแปลงของแรงดันออฟเซตนี้ขึ้นกับค่าคงตัวเวลา (time constant) ของวงจร RC ในการวัดสัญญาณจะพิจารณาที่ตำแหน่ง A ของรูปที่ 3.22



รูปที่ 3.22 ตำแหน่งที่ใส่ตัวเก็บประจุ

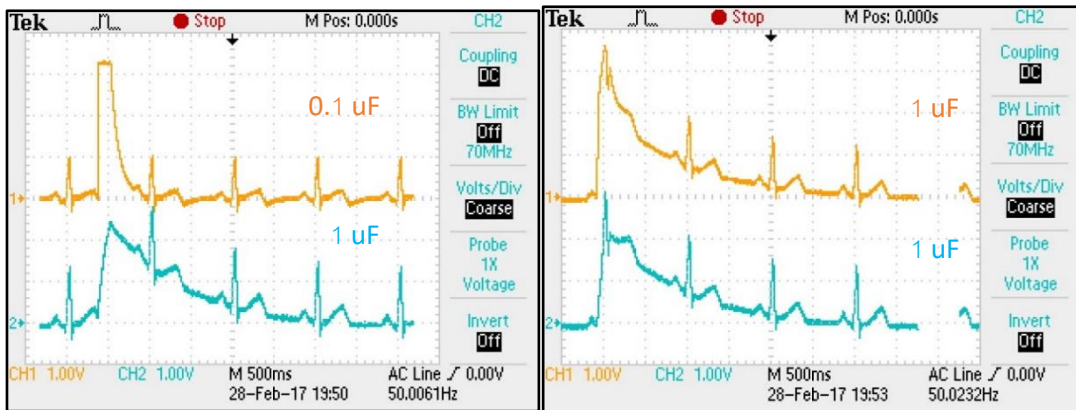
สามารถอธิบายแรงดันที่จุด A เมื่อมีการชาร์จและคายประจุไฟฟ้าในตัวเก็บประจุของวงจร RC ได้ด้วยหลักการทฤษฎีการทับซ้อน (Superposition Theorem) โดยจะแยกคิดที่ละแหล่งจ่ายสัญญาณ คือแรงดันที่ตำแหน่ง A ที่มาจากแหล่งจ่ายที่ส่งมาจากฝั่งอุปกรณ์แปลงสัญญาณดิจิทัล และแรงดันจากตำแหน่ง A ที่มาจากสัญญาณ ECG จากนั้นนำค่าแรงดันที่ตำแหน่ง A ที่เกิดจากทั้งสองแหล่งจ่ายมารวมกัน ทำให้มีค่าเท่ากับค่าแรงดันตำแหน่ง A ที่เป็นจริง

เพื่อให้ได้ค่าแรงดันออฟเซตของสัญญาณ ECG ที่เหมาะสมกับการแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล จึงมีความจำเป็นต้องทำการทดลองปรับเปลี่ยนค่าตัวเก็บประจุที่ใช้ จึงปรับเปลี่ยนค่า C ตั้งแต่ 0.1 – 1,500 μF ดังตารางที่ 3.7 และวัดสัญญาณที่ตำแหน่ง A ในรูปที่ 3.22 เพื่อทำการพิจารณาเลือกค่า C ที่ทำให้เกิดแรงดันออฟเซตที่เหมาะสมต่อไป

ตารางที่ 3.7 ค่า C ที่ถูกใช้ในการทดลองหาแรงดันออฟเซตที่เหมาะสม

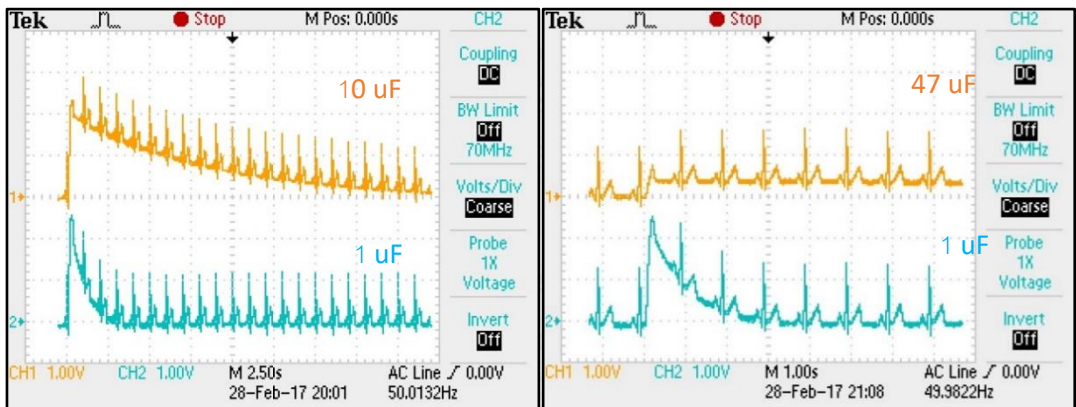
| | | | | | | | | |
|---|-------------------|-----------------|------------------|------------------|-------------------|-------------------|---------------------|---------------------|
| C | 0.1 μF | 1 μF | 10 μF | 47 μF | 100 μF | 150 μF | 1,000 μF | 1,500 μF |
|---|-------------------|-----------------|------------------|------------------|-------------------|-------------------|---------------------|---------------------|

รูปที่ 3.2 ถึง 3.30 ผลการวัดสัญญาณที่ตำแหน่ง A โดยกราฟเส้นบนแสดงถึงสัญญาณที่มีการเปลี่ยนค่า C ตามตาราง 3.7 และกราฟสัญญาณเส้นล่างแสดงถึงสัญญาณที่ใส่ C เท่ากับ 1 μF เพื่อใช้เปรียบเทียบจากผลการทดลองพบว่าเมื่อใส่ค่า C ที่มีค่าน้อยขนาดแรงดันสัญญาณ ECG จะมีต่ำ และมีการเปลี่ยนแปลงของแรงดันออฟเซตเพิ่มขึ้นสูงแล้วลดลงอย่างรวดเร็วดังในรูป 3.23 และ 3.24 และเมื่อใส่ค่า C ที่สูงส่งผลให้ขนาดแรงดันสัญญาณ ECG ใกล้เคียงกับตอนที่ไม่มีการใส่ค่า C และการเปลี่ยนแปลงของแรงดันออฟเซตเพิ่มขึ้นเล็กน้อยแล้วลดลงไปอย่างช้าดังรูป 3.27 ถึง รูป 3.30



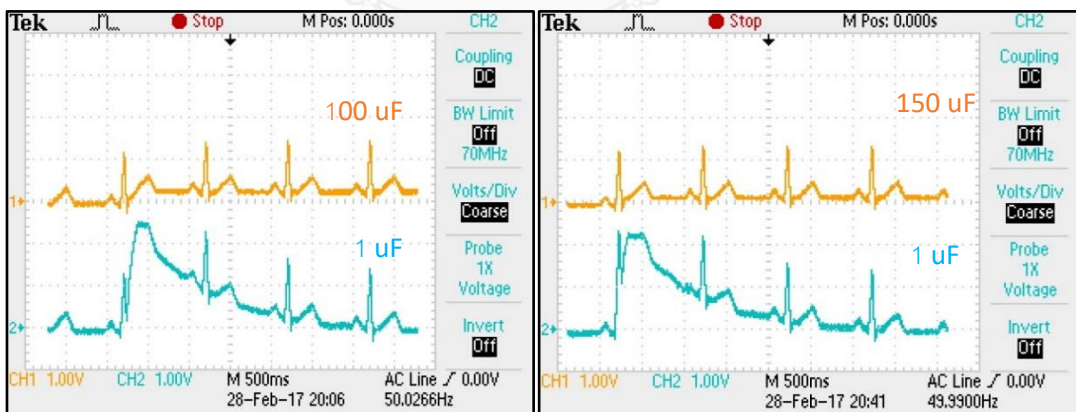
รูปที่ 3.23 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 0.1 uF

รูปที่ 3.24 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 1 uF



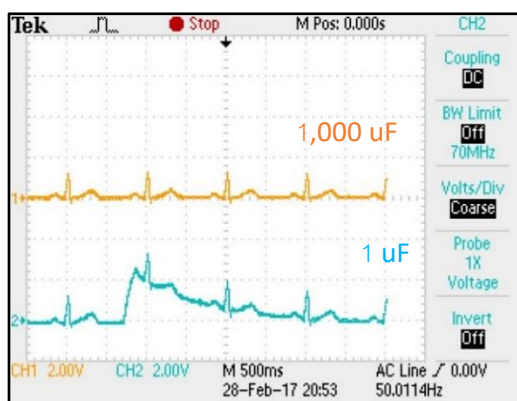
รูปที่ 3.25 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 10 uF

รูปที่ 3.26 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 47 uF

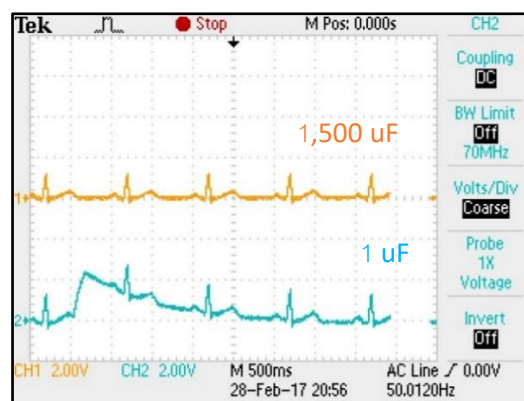


รูปที่ 3.27 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 100 uF

รูปที่ 3.28 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 150 uF



รูปที่ 3.29 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 1,000 uF



รูปที่ 3.30 กราฟสัญญาณเมื่อใช้ C 1,500 uF

การเพิ่มขึ้นของแรงดันออฟเซตที่ใส่ค่า C ตั้งแต่ 150 – 1,000 uF นั้นแรงดันของสัญญาณ ECG เสมือนไม่ได้ถูกลดทอน และการคงตัวของระดับแรงดันออฟเซตที่เพิ่มขึ้น มีความคงตัวนานพอประมาณ 30 นาทีที่สามารถใช้เวลาวัดสัญญาณ ECG ได้หลายครั้ง จึงเหมาะสมที่จะนำค่า C ในช่วงดังกล่าวมาใช้ในการต่อหลังวงจรขยายสัญญาณ เพื่อให้สามารถแปลงค่าสัญญาณ ECG ให้มาอยู่รูปสัญญาณดิจิทัลได้ ซึ่งในการศึกษานี้ได้เลือกค่า C เท่ากับ 300 uF เนื่องจากทำให้แรงดันออฟเซตสูงขึ้นอย่างเหมาะสมและมีระยะเวลาในการตกลงของแรงดันออฟเซตนานพอเสมือนถูกปรับแรงดันออฟเซตให้คงที่

ในบทนี้ ได้กล่าวถึงการทดลองวงจรเบื้องต้น ซึ่งสามารถสรุปผลได้ดังนี้

1. การרבวณข้ามช่องสัญญาณที่ไม่ได้ใช้สายสัญญาณร่วมกัน วงจรที่ออกแบบสามารถให้ผลลัพธ์ขาออกที่มีอัตราส่วนของสัญญาณ ECG ต่อสัญญาณรบกวนมากกว่า 20 เมื่อสัญญาณรบกวนมีขนาดต่ำกว่า 40 mV ที่ 500 Hz
2. การרבวณข้ามช่องสัญญาณที่ใช้สายสัญญาณร่วมกัน วงจรที่ออกแบบสามารถให้ผลลัพธ์ขาออกที่มีอัตราส่วนของสัญญาณ ECG ต่อสัญญาณรบกวนมากกว่า 20 เมื่อป้อนสัญญาณรบกวนที่มีขนาด 450 เท่าของสัญญาณ ECG หรือขนาด 900 mV ที่ 500 Hz
3. การใช้ C ต่อที่ขาออกของวงจรขยาย สามารถช่วยยกระดับแรงดันของ ECG ที่ต้องการวัดให้สูงขึ้น เพื่อที่จะสามารถส่งเข้าวงจรแปลงสัญญาณเป็นดิจิทัลได้ ซึ่งได้เลือกใช้ค่า 300 uF

บทที่ 4 การประดิษฐ์และทดสอบระบบวัดสัญญาณ ECG 98 ลีด

ในบทนี้จะได้กล่าวถึงการดำเนินในช่วงต่อมา จากผลการทดลองในบทที่ 3 ได้ทำให้ทางผู้วิจัยเห็นว่ามีความเป็นไปได้ว่าระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์สามารถทำงานได้จริง จึงทำการออกแบบอุปกรณ์ที่ใช้วัดสัญญาณ ECG และตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนร่างกายทั้ง 98 จุด และผลการวัดสัญญาณ ECG ทั้ง 98 ลีด จากนั้นมีการเก็บเป็นข้อมูลดิจิทัลเพื่อให้สามารถนำไปจัดการข้อมูลต่อไปได้ ซึ่งในขั้นตอนสุดท้ายเป็นการใช้โปรแกรมเพื่อปรับปรุงสัญญาณ ECG ที่วัดได้ให้ดีขึ้น แล้วเปรียบเทียบผลที่วัดได้จากระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์กับอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ในโรงพยาบาล

4.1 อุปกรณ์การวัดสัญญาณ ECG

การนำสัญญาณ ECG จากผิวหนังของร่างกายเพื่อส่งไปยังวงจรวัดสัญญาณ ECG จะใช้อิเล็กโทรดแบบผิว (surface electrode) ซึ่งอิเล็กโทรดที่ใช้เป็นยี่ห้อ The Ambu BlueSensor L ชนิด Silver/silver chloride (Ag/AgCl) มีขนาด 68.2 x 55 มิลลิเมตร ดังแสดงในรูปที่ 4.1 โดยอิเล็กโทรดจะต่อเชื่อมกับสายสัญญาณเพื่อส่งสัญญาณ ECG ไปสู่วงจรวัด ในวิทยานิพนธ์นี้ได้เสนอรูปแบบการต่อสายสัญญาณกับอิเล็กโทรดเป็น 2 ชนิด คือ 1.แผ่นอิเล็กโทรดติดเสื้อ และ 2.การใช้สายชีลด์ (Shield cable) หลายแกนในการวัดสัญญาณ ECG



รูปที่ 4.1 อิเล็กโทรด Ambu BlueSensor L ชนิด Ag/AgCl

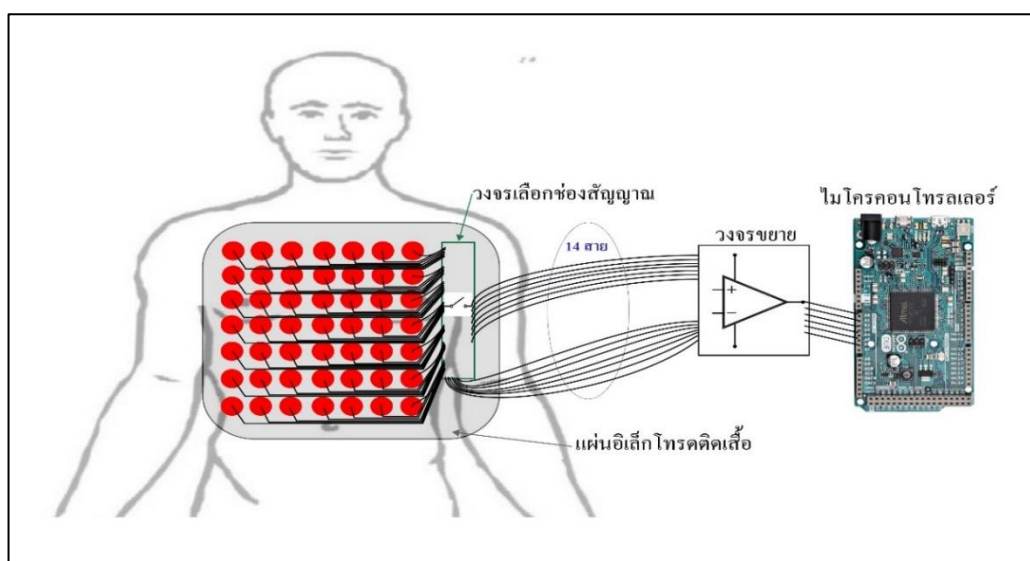
4.1.1 แผ่นอิเล็กทรอนิกส์ติดเส้น

รูปที่ 4.2 แสดงภาพแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบและประดิษฐ์ขึ้น ได้ติดตั้งสายสัญญาณบนแผ่นพลาสติกบางที่มีขนาดเท่าเส้น โดยมีความคิดว่าการใช้งานจะนำแผ่นพลาสติกนี้ไปติดกับเส้น ซึ่งจะสะดวกในการติดตั้งและทำให้สามารถกำหนดระยะห่างระหว่างอิเล็กทรอนิกส์ให้คงที่ได้ อย่างไรก็ตามตำแหน่งวัดการวัดของแต่ละช่องสัญญาณจะแตกต่างกันไปตามขนาดสรีระของผู้ใช้งาน การเชื่อมต่อสายสัญญาณลักษณะนี้จะยึดตัวสายสัญญาณเข้ากับแผ่นพลาสติกใส่ที่ถูกตัดให้พอดีกับขนาดลำตัวผู้ใช้งาน โดยชุดแผ่นอิเล็กทรอนิกส์นี้ถูกออกแบบให้มีความยาวของสายส่งสัญญาณที่สั้นเพื่อช่วยลดการการรบกวนข้ามช่องสัญญาณ ปลายด้านหนึ่งของสายสัญญาณที่ถูกยึดบนแผ่นพลาสติกจะต่อกับอิเล็กทรอนิกส์ที่ติดกับผู้ใช้งาน ส่วนปลายอีกด้านหนึ่งของสายสัญญาณจะต่อเข้ากับวงจรเลือกช่องสัญญาณที่ถูกยึดให้อยู่บนแผ่นพลาสติกใส่และอยู่บนร่างกายเช่นกัน แผ่นอิเล็กทรอนิกส์นี้จะมีจำนวน 2 แผ่น โดยติดไว้ที่ด้านหน้าของลำตัว 1 แผ่น และด้านหลังลำตัวอีก 1 แผ่นดังที่กล่าวมาแล้ว ในบทที่ 3 ว่าในวิทยานิพนธ์นี้ได้ออกแบบระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG แบบเมทริกซ์ ในที่นี้กำหนดให้มีจำนวนอิเล็กทรอนิกส์ด้านหน้า 49 ตัว (7*7 ตัว) และด้านหลังอีก 49 ตัว (7*7 ตัว) ดังนั้นจำนวนสายสัญญาณที่ต่อออกมาจากแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ด้านหน้าหรือด้านหลัง มีจำนวนเท่ากับผลรวมของจำนวนแถวรวมกับคอลัมน์คือ แผ่นละ 14 เส้น ดังในรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.2 แผ่นอิเล็กทรอนิกส์ติดเส้น

รูปแบบนี้ดูเป็นระเบียบและดูเหมือนว่าจะง่ายต่อการติดตั้ง อย่างไรก็ตามเมื่อนำไปทดลองใช้งานจริง พบว่ามีปัญหาหลายอย่างที่เกิดจากตัวแผ่นพลาสติก เนื่องจากแผ่นพลาสติกที่ใช้นั้นขาดความยืดหยุ่น ส่งผลให้แผ่นอิเล็กโทรดติดเสื่อนี้ไม่แนบสนิทกับลำตัว อีกทั้งสายสัญญาณที่ใช้ยังมีน้ำหนักพอสมควรส่งผลให้เกิดการดึงอิเล็กโทรดที่ติดอยู่หลุดออกจากตัวผู้ป่วย ทำให้ไม่สามารถวัดสัญญาณได้ในบางจุด นอกจากนี้การนำอิเล็กโทรดที่หลุดให้กลับไปสัมผัสกับผิวหนังนั้นทำได้ยาก เพราะถูกแผ่นพลาสติกบังอยู่

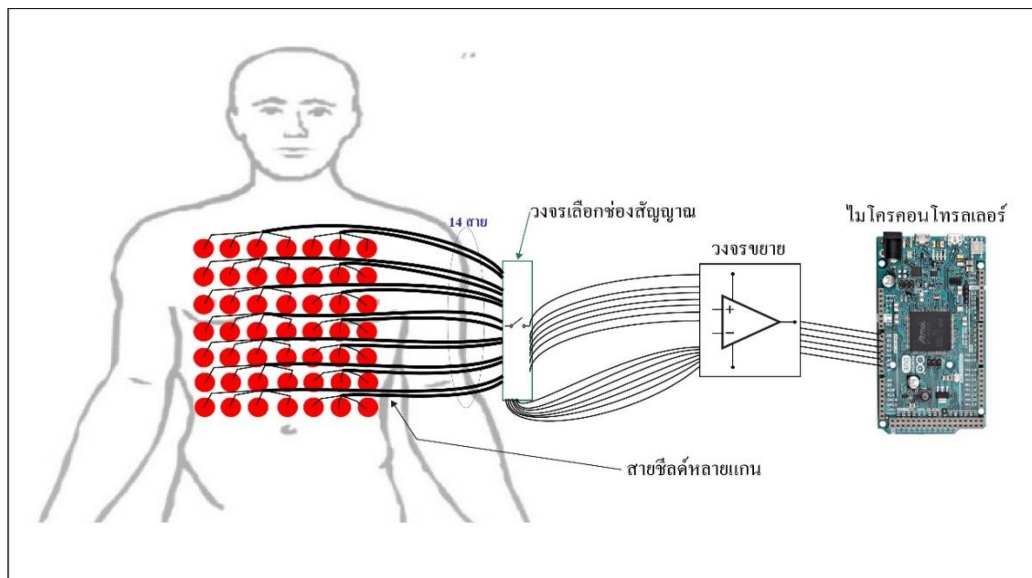


รูปที่ 4.3 แสดง 14 สายสัญญาณที่ต่อออกมาจากแผ่นอิเล็กโทรดติดเสื่อด้านหน้า

4.1.2 การใช้สายซิลด์หลายแกนวัดสัญญาณ ECG

เนื่องจากการใช้แผ่นอิเล็กโทรดติดเสื่อมีปัญหาดังที่กล่าวข้างต้น จึงได้ปรับรูปแบบโดยเลือกใช้สายซิลด์ที่มีหลายแกนในการดึงสัญญาณ ECG จากอิเล็กโทรดไปยังวงจรเลือกช่องสัญญาณ รูปแบบนี้ต่างจากรูปแบบแรกที่ไม่มีแผ่นพลาสติกเป็นตัวกำหนดตำแหน่งการติดตั้งอิเล็กโทรดจะไม่สะดวกมากนัก แต่สามารถกำหนดตำแหน่งวัดได้แม่นยำกว่า

สายสัญญาณที่ใช้เป็นสายซิลด์ชนิดที่ใน 1 เส้นจะมี 3 แกนและ 4 แกน ดังนั้นในแต่ละแถวแนวนอนจะใช้สายซิลด์ 2 เส้น รูปแบบการวัดแบบ 49 ลิต จึงจะต้องใช้สายสัญญาณจำนวน 14 เส้น ดังแสดงในรูปที่ 4.4 กล่าวคือใช้สายซิลด์ ชนิด 3 แกน 7 เส้นและสายซิลด์ ชนิด 4 แกน 7 เส้น ดังแสดงในรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.4 แสดง 14 สายสัญญาณที่ต่อออกมาจากร่างกายโดยใช้สายซิลด์หลายแกน



รูปที่ 4.5 สายซิลด์ชนิด 3 แกนและ 4 แกนที่ใช้ในการวัดสัญญาณ ECG 49 ลีด

4.2 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนร่างกาย

รูปที่ 4.6 แสดงการวัดแบบ 49 ลีดหรือ 7x7 ตำแหน่งจำนวน 2 ชุดด้านหน้าและด้านหลัง รวมทั้งหมดเป็น 98 ลีด โดยตำแหน่งการวัดในส่วนของแถวแนวนอน (Row) ที่ A ถึงแถวที่ G แนวของแถวจะเป็นแนวเดียวกันทั้งด้านหน้าและด้านหลังของลำตัว โดยใช้ Costal cartilage 3rd และ Costal cartilage 4th เป็นแนวอ้างอิง และกำหนดให้ระยะระหว่าง Costal cartilage 3rd กับ Costal cartilage 4th มีค่าเท่ากับ Y ดังต่อไปนี้

แถวที่ A คือ แนวเดียวกับ Sternal angle

แถวที่ B คือ แถวเดียวกับ Costal cartilage 3rd

แถวที่ C คือ แถวเดียวกับ Costal cartilage 4th

แถวที่ D คือ แถวถัดจากแถวที่ C ลงมาเป็นระยะเท่ากับระยะระหว่าง Costal cartilage 3rd กับ Costal cartilage 4th (ระยะ Y)

แถวที่ E คือ ถัดจากแถวที่ D ลงมาเป็นระยะ Y

แถวที่ F คือ ถัดจากแถวที่ E ลงมาเป็นระยะ Y

แถวที่ G คือ ถัดจากแถวที่ F ลงมาเป็นระยะ Y

สำหรับส่วนของแถวแนวตั้ง (column ซึ่งจะเรียกว่า คอลัมน์) นั้นมีตำแหน่งที่ต่างกันทั้งด้านหน้าและด้านหลังของลำตัว โดยตำแหน่งของคอลัมน์ที่ 1 ถึงคอลัมน์ที่ 7 ของการวัดทางด้านหน้าลำตัว จะใช้ Midclavicular line และ Anterior median line เป็นแนวอ้างอิง โดยกำหนดให้ครึ่งหนึ่งของระยะระหว่าง Midclavicular line ฝั่งซ้าย และ Anterior median line มีค่าเท่ากับ X ตำแหน่งในการวัดคอลัมน์ด้านหน้าจะเป็นดังนี้

ด้านหน้าคอลัมน์ที่ 1 คือ แถวห่างจาก Midclavicular line ฝั่งซ้ายมาทางซ้ายมือเป็นระยะ X

ด้านหน้าคอลัมน์ที่ 2 คือ แถวเดียวกับ Midclavicular line ฝั่งซ้าย

ด้านหน้าคอลัมน์ที่ 3 คือ แถวกึ่งกลางระหว่าง Midclavicular line ฝั่งซ้าย และ Anterior median line

ด้านหน้าคอลัมน์ที่ 4 คือ แถวเดียวกับ Anterior median line

ด้านหน้าคอลัมน์ที่ 5 คือ แถวกึ่งกลางระหว่าง Midclavicular line ฝั่งขวา และ Anterior median line

ด้านหน้าคอลัมน์ที่ 6 คือ แถวเดียวกับ Midclavicular line ฝั่งขวา

ด้านหน้าคอลัมน์ที่ 7 คือ แถวห่างจาก Midclavicular line ฝั่งขวามาทางขวามือเป็นระยะ X

ในส่วนของตำแหน่งคอลัมน์ที่ 8 ถึงคอลัมน์ที่ 14 อยู่ทางด้านหลังลำตัว จะใช้ Scapular line และ Posterior median line เป็นแนวอ้างอิง โดยกำหนดให้ครึ่งหนึ่งของระยะระหว่าง Scapular line และ Posterior median line มีค่าเท่ากับ Z ซึ่งตำแหน่งในการวัดคอลัมน์ด้านหลังจะเป็นดังต่อไปนี้

ด้านหลังคอลัมน์ที่ 8 คือ แถวห่างจาก Scapular line ฝั่งซ้าย มาทางซ้ายเป็นระยะ Z

ด้านหลังคอลัมน์ที่ 9 คือ แถวเดียวกับ Scapular line ฝั่งซ้าย

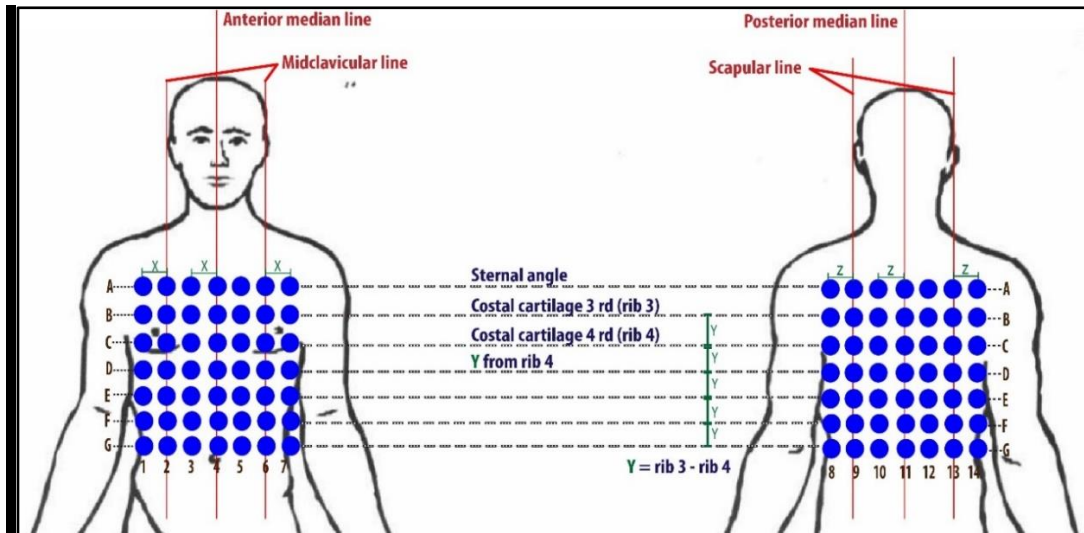
ด้านหลังคอลัมน์ที่ 10 คือ แถวกึ่งกลางระหว่าง Scapular line ฝั่งซ้าย และ Posterior median line

ด้านหลังคอลัมน์ที่ 11 คือ แนวเดียวกับ Posterior median line

ด้านหลังคอลัมน์ที่ 12 คือ แนวกึ่งกลางระหว่าง Scapular line ฝั่งขวา และ Posterior median line

ด้านหลังคอลัมน์ที่ 13 คือ แนวเดียวกับ Scapular line ฝั่งขวา

ด้านหลังคอลัมน์ที่ 14 คือ แนวห่างจาก Scapular line ฝั่งขวา มาทางขามือเป็นระยะ Z



รูปที่ 4.6 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนร่างกายทั้ง 98 ลีด



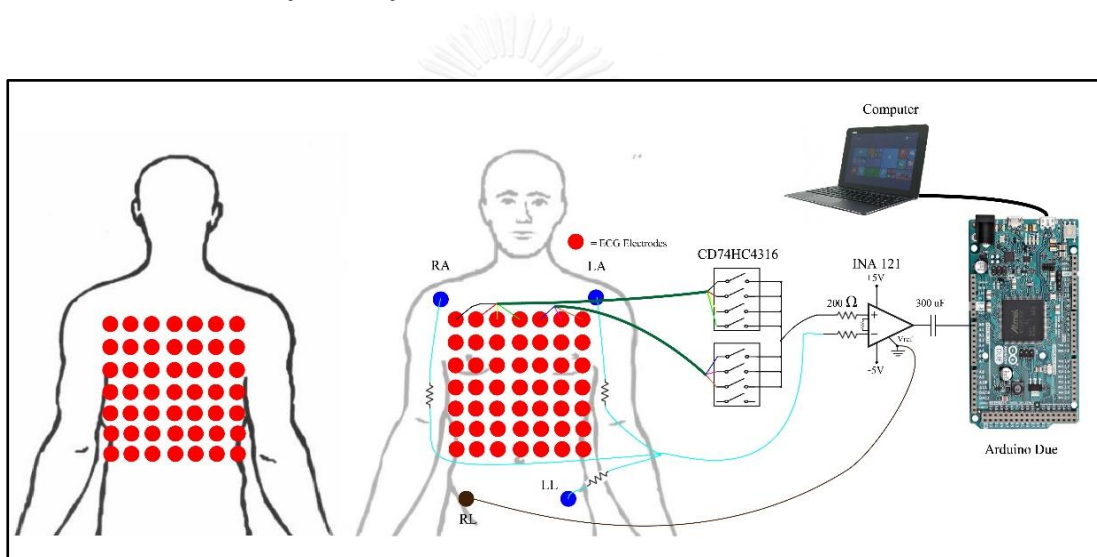
รูปที่ 4.7 ภาพถ่ายการติดอิเล็กโทรดด้านหน้า



รูปที่ 4.8 ภาพถ่ายการติดอิเล็กโทรดด้านหลัง

4.3 การแปลงสัญญาณ ECG เป็นสัญญาณดิจิทัล

จากการทดลองในบทที่ 3 ทำให้ผู้วิจัยเห็นความเป็นไปได้ในการเพิ่มจำนวนของสัญญาณ ECG ให้กับระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG แบบเมทริกซ์ จึงได้ทำการออกแบบระบบวัดสัญญาณ ECG 49 ลีดหรือ 7×7 ตำแหน่ง จำนวน 2 ชุด เพื่อใช้ในการวัดด้านหน้าและด้านหลังของลำตัว โดยจะแบ่ง 2 ส่วนคือ ส่วนวงจรเลือกช่องสัญญาณที่ใช้ในการเลือกสัญญาณ ECG ที่ต้องการวัด และส่วนของวงจรขยายสัญญาณสำหรับขยายสัญญาณ ECG ที่รับมาจากวงจรเลือกช่องสัญญาณ สัญญาณ ECG ที่ถูกขยายจะถูกส่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) เพื่อแปลงสัญญาณแอนะล็อกไปเป็นสัญญาณดิจิทัล และบันทึกค่าสัญญาณดิจิทัลของ ECG ลงในคอมพิวเตอร์เพื่อทำการวิเคราะห์และแสดงผลข้อมูลต่อไป รูปที่ 4.8 แสดงภาพรวมของระบบวัดสัญญาณ ECG 98 ลีด

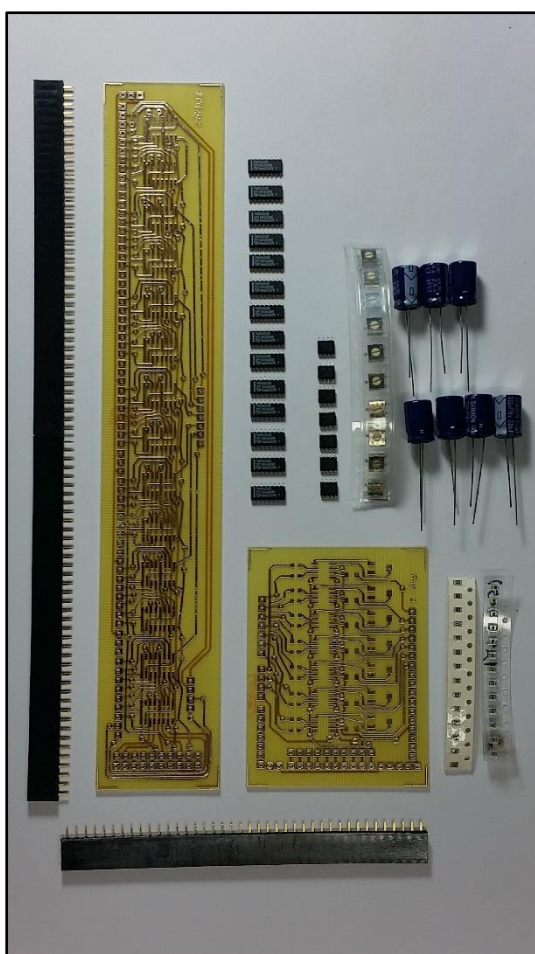


รูปที่ 4.8 ภาพรวมของระบบการวัดสัญญาณ ECG 98 ลีด

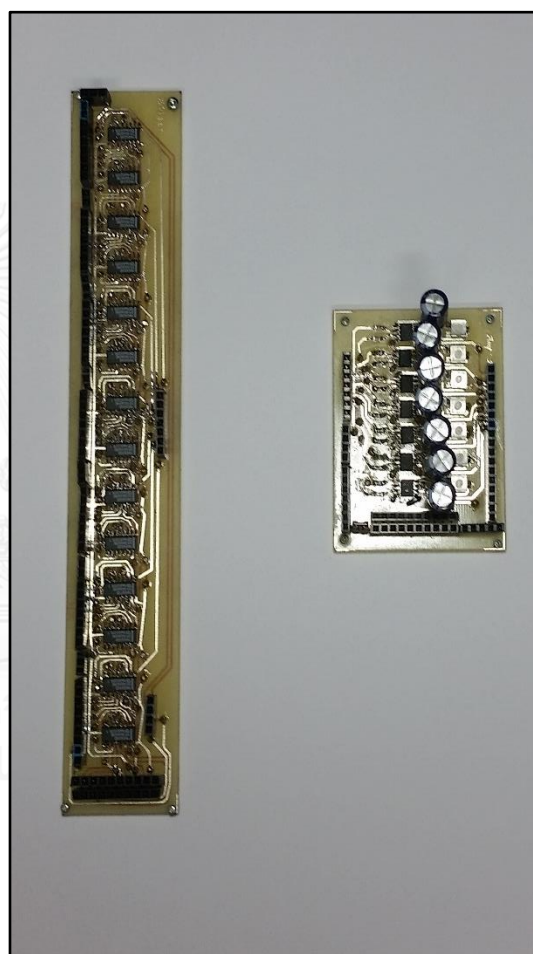
วงจรเลือกช่องสัญญาณนั้นได้เลือกใช้ไอซีเบอร์ CD74HC4316 ซึ่งประกอบด้วยแอนะล็อกสวิตช์จำนวน 4 ตัว วงจรเลือกช่องสัญญาณจะมี 7 ชุดเพื่อให้พอดีกับจำนวนแถวของอิเล็กทรอนิกส์ ดังนั้นจึงใช้ไอซี CD74HC4316 จำนวน 2 ตัวเพื่อให้เพียงพอกับจำนวนของคอลัมน์ ในการควบคุมการทำงานของวงจรเลือกช่องสัญญาณนั้นจะใช้ควบคุมโดยส่งแรงดันไฟฟ้า 5 V (สัญญาณ high) และ 0 V (สัญญาณ Low) มาที่ไอซี CD74HC4316 เพื่อสั่งการให้แอนะล็อกสวิตช์เปิดปิดวงจร เพื่อเลือกช่องสัญญาณ ECG การสั่งงานวงจรเลือกช่องสัญญาณนี้ 1 ครั้งสามารถวัดสัญญาณ ECG ได้ 7 ช่องสัญญาณ ดังนั้นหากสั่งงานสวิตช์นี้ 7 ครั้ง ก็จะสามารถวัดสัญญาณ ECG ครบทั้ง 49 สัญญาณ

สำหรับส่วนของวงจรขยายสัญญาณนั้นได้ใช้ออปแอมป์ (Operating Amplifier, Op-Amp) เบอร์ INA 121 ที่เป็นออปแอมป์ชนิดวงจขยายอินสตรูเมนต์ชั้น ในแผ่นวงจรขยายสัญญาณจะ

ประกอบไปด้วย ไอซี INA 121 จำนวน 7 ตัว ลักษณะการต่อจะเป็นดังรูปที่ 4.8 คือมีการต่อตัวต้านทานค่า 200 โอห์ม (Ω) กับขาเข้าของออปแอมป์เพื่อปรับอิมพีแดนซ์ และต่อตัวเก็บประจุค่า 300 μF ที่ขาออกของออปแอมป์เพื่อใช้ในการกรองสัญญาณไฟฟ้าตรงและยกระดับแรงดันเมื่อมีคำสั่งวัดสัญญาณจากไมโครคอนโทรลเลอร์ ในการทำงานของออปแอมป์นั้นที่ขั้วอินอินเวอร์ตึงจะรับสัญญาณ ECG ที่มาจากร่างกายในตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรด 7x7 ตำแหน่ง ผ่านเข้ามาที่วงจรถ่ายสัญญาณ ส่วนขั้วอินเวอร์ตึงจะรับผลเฉลี่ยของสัญญาณ LA RA และ LL เพื่อใช้เป็นแรงดันอ้างอิง



รูป 4.9 แผ่นวงจรและอุปกรณ์ก่อนประกอบ



รูป 4.10 แผ่นวงจรเลือกช่องสัญญาณ(ซ้าย) และวงจรถ่าย(ขวา)

สัญญาณ ECG ที่มาจากวงจรถ่ายสัญญาณที่อยู่ในรูปสัญญาณแอนะล็อก จะถูกแปลงให้อยู่ในรูปสัญญาณดิจิทัล เพื่อใช้ในการวิเคราะห์และแสดงผลข้อมูล การแปลงสัญญาณแอนะล็อกไปเป็นดิจิทัลนั้นได้เลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino due (รูปที่ 4.11) เนื่องจากมีค่าสัญญาณนาฬิกา (Clock Speed) ที่มีความถี่สูงคือ 84 MHz และมีค่าหน่วยความจำ SRAM (Static Random Access

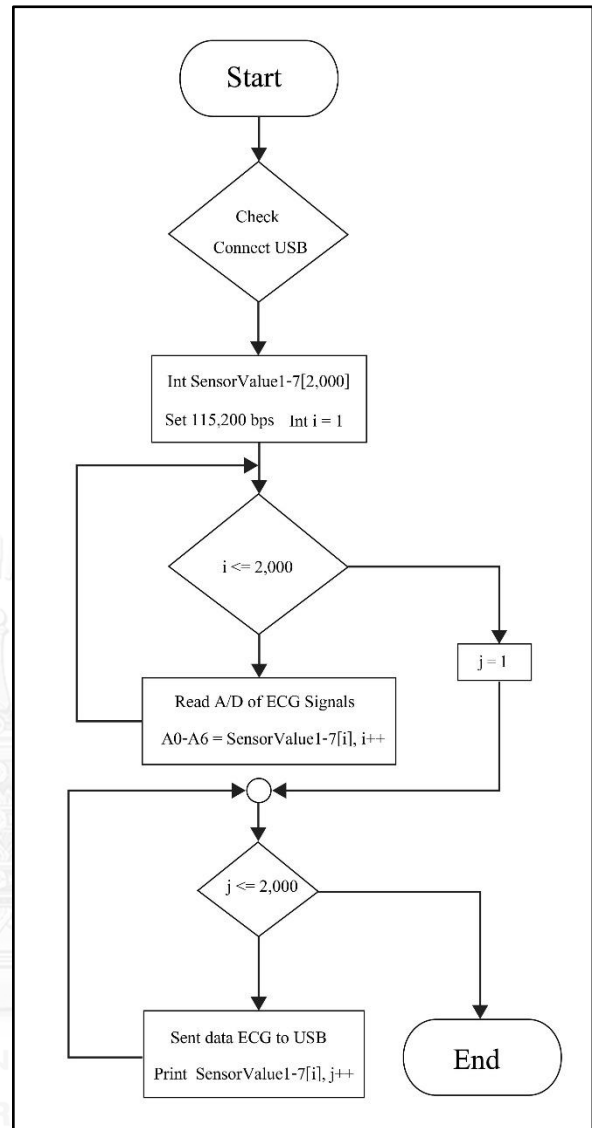
Memory) มากถึง 96 KB ทำให้เหมาะสำหรับนำมาใช้ในการแปลงสัญญาณของระบบวัดสัญญาณ ECG ได้เลือกใช้ค่าความละเอียด (Resolution) เป็น 12 บิต (bit) ที่แรงดัน 3.3 V มีอัตราการชกตัวอย่าง (sampling rate) ที่ 966 Hz และความเร็วของอัตรารับส่ง (Baud rate) ข้อมูลไปสู่คอมพิวเตอร์ที่ 115,200 ข้อมูลต่อวินาที (bits-per-second, bps)

ขั้นตอนการทำงานของชุดคำสั่งที่ป้อนให้ Arduino due ทำงานเพื่อแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล เริ่มต้นจากการกำหนดตัวแปรข้อมูลอาเรย์ (Array) $1 \times 2,000$ ขึ้นมา 7 ตัวแปร เพื่อใช้เก็บข้อมูลการชกตัวอย่าง (Sampling) ของสัญญาณ ECG ที่วัดได้ ในการชกตัวอย่างสัญญาณ ECG โปรแกรมจะเลือกมารับค่าทีละค่าตั้งแต่ตัวแปรที่ 1 เก็บค่าสัญญาณ ECG ช่องที่ 1 ไปถึงตัวแปรที่ 7 ซึ่งรับค่าในสัญญาณ ECG ช่องที่ 7 จนกระทั่งทำการชกตัวอย่างสัญญาณ ECG ได้ครบทั้ง 2,000 ค่าของ 7 ลิต ข้อมูลของสัญญาณ ECG ที่ผ่านการชกตัวอย่างและแปลงเป็นข้อมูลดิจิทัลแล้วจะถูกส่งผ่านทางพอร์ตอนุกรม (Serial port) ไปให้คอมพิวเตอร์สำหรับเก็บข้อมูล





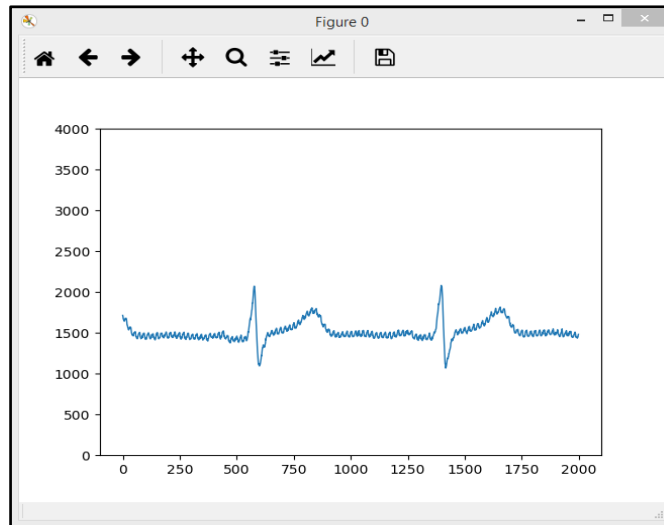
รูปที่ 4.11 บอร์ดของ Arduino due



รูปที่ 4.12 ผังการทำงานการแปลงสัญญาณดิจิทัล

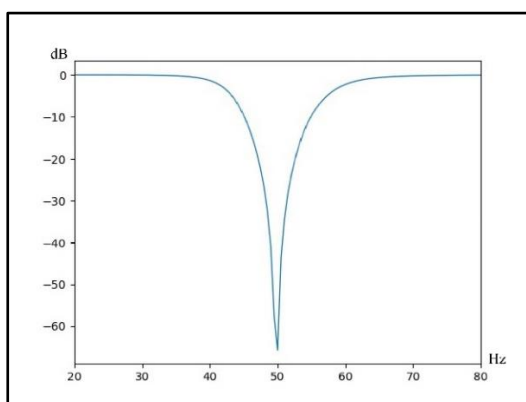
4.4 การใช้โปรแกรมเพื่อปรับปรุงสัญญาณ ECG ให้ดีขึ้น

เมื่อนำสัญญาณ ECG ที่วัดได้(รูป 4.13) ซึ่งมีค่า S/N Ratio เท่ากับ 15 มาทำการแปลงฟูเรียร์แบบเร็ว (fast Fourier transform, FFT) พบว่าสเปกตรัม (spectrum) ความถี่ 50 Hz มีค่าสูงกว่าความถี่อื่นในช่วงเดียวกัน ซึ่งหมายความว่าสัญญาณ ECG ที่วัดได้ยังมีสัญญาณรบกวน 50 Hz ที่มาจากระบบไฟฟ้าบ้านอยู่เล็กน้อย ซึ่งสัญญาณรบกวน 50 Hz นี้สามารถกำจัดออกได้ด้วยการใช้วงจรกรองความถี่ 50 Hz ในที่นี้ได้เลือกใช้ดิจิทัลฟิลเตอร์ชนิดนอตช์ฟิลเตอร์ (notch Filter) 50 Hz ที่เขียนจากภาษาไพทอน (python) เวอร์ชัน 3 บนโปรแกรม Spyder สำหรับการลดสัญญาณรบกวน 50 Hz ที่เกิดขึ้น

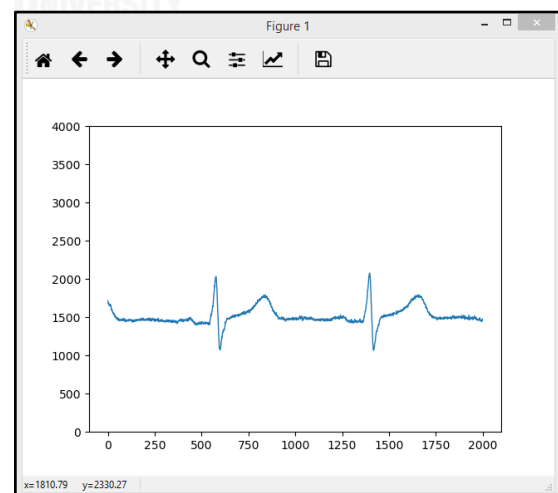


รูปที่ 4.13 สัญญาณ ECG ที่วัดได้ก่อนผ่านนอตช์ฟิลเตอร์แบบดิจิตัล 50 Hz

หลักการทำงานของโปรแกรมเริ่มจากดึงข้อมูลของสัญญาณ ECG ทั้ง 49 ลีดที่อยู่รูปไฟล์ CSV (Comma-Separated Value) มาไว้ในตัวแปรอาเรย์ที่สร้างขึ้น จากนั้นนำตัวแปรอาเรย์มาผ่านคำสั่งนอตช์ฟิลเตอร์ 50 Hz ชนิด 2 Order มีความกว้างแถบความถี่ (bandwidth) ที่ 42-59 Hz และมีการตอบสนองความถี่ (Filter frequency response) ดังในรูปที่ 4.14 ทำให้ได้สัญญาณ ECG ที่มีการรบกวนของสัญญาณ 50 Hz น้อยลงมีค่า S/N Ratio ที่ 74 ดังแสดงในรูปที่ 4.15 เมื่อได้ข้อมูลของสัญญาณ ECG ที่ผ่านนอตช์ฟิลเตอร์แบบดิจิตัล 50 Hz โปรแกรมจะทำการส่งออกค่าสัญญาณ ECG ในตัวแปรอาเรย์ไปเป็นไฟล์ CSV ชุดใหม่



รูปที่ 4.14 การตอบสนองความถี่ Filter 50 Hz



รูปที่ 4.15 สัญญาณ ECG หลังผ่าน Notch Filter

4.5 การวิเคราะห์สัญญาณเบื้องต้น

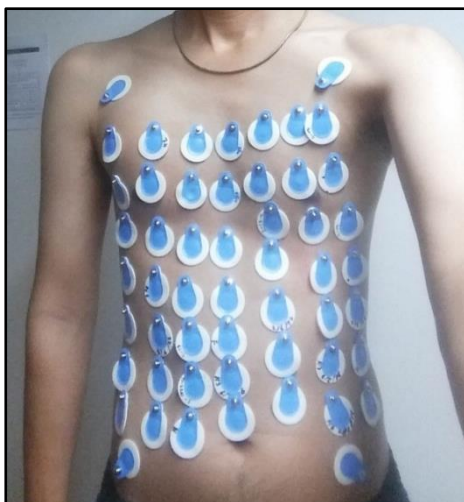
ได้ทดลองนำผลการวัดสัญญาณ ECG 98 ลีดที่ได้จากภาคผนวก ก. มาทำการวิเคราะห์สัญญาณเบื้องต้น เพื่อเปรียบเทียบค่าสัญญาณที่ได้จะตำแหน่งต่างๆ ว่ามีแนวโน้มเช่นใด ในเบื้องต้นได้ใช้วิธีการทำการนอร์มัลไลเซชัน (Normalization) โดยได้วัดแอมพลิจูดของสัญญาณ ECG 98 ลีดที่ได้มาหาค่าสูงสุด จากนั้นจึงทำการนอร์มัลไลเซชัน ได้ผลดังตารางที่ 4.1 จากตารางพบว่าบริเวณตำแหน่งหัวใจนั้นจะมีค่าแอมพลิจูดที่สูง และเริ่มน้อยลงเมื่อตำแหน่งไกลจากหัวใจ เป็นที่น่าสังเกตว่าตำแหน่ง A1-2, B1-2, C1-2 ซึ่งอยู่ใกล้หัวใจมากกว่า F6-14, G6-14 แต่กลับมีแอมพลิจูดที่ต่ำกว่า

ตารางที่ 4.1 ผลการทำงานนอร์มัลไลเซชันของสัญญาณ ECG 98 ลีด

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 |
|---|----|---|----|----|-----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| A | 3 | 2 | 3 | 6 | 12 | 24 | 22 | 3 | 6 | 8 | 9 | 9 | 9 | 10 |
| B | 4 | 4 | 10 | 71 | 100 | 28 | 16 | 9 | 10 | 11 | 11 | 11 | 6 | 9 |
| C | 3 | 3 | 10 | 21 | 52 | 29 | 10 | 20 | 16 | 12 | 17 | 13 | 10 | 9 |
| D | 4 | 6 | 12 | 45 | 49 | 31 | 18 | 23 | 24 | 20 | 18 | 15 | 15 | 13 |
| E | 10 | 6 | 8 | 25 | 28 | 35 | 30 | 29 | 27 | 24 | 20 | 21 | 19 | 18 |
| F | 5 | 6 | 11 | 20 | 30 | 21 | 19 | 29 | 27 | 25 | 23 | 23 | 20 | 20 |
| G | 5 | 7 | 6 | 17 | 19 | 16 | 22 | 28 | 27 | 26 | 25 | 23 | 23 | 17 |

เพื่อศึกษาผลของการติดตั้งตำแหน่งอิเล็กโทรดที่มีต่อการวัด จึงได้ทำการวัดสัญญาณ ECG 49 ลีดด้านหน้าลำตัว จำนวน 2 ครั้ง ที่ทำการติดตั้งอิเล็กโทรดต่างกันดังรูปที่ 4.16 จะเห็นได้ว่าตำแหน่งในการติดอิเล็กโทรดมีการคลาดเคลื่อนจากที่ได้ออกแบบไว้ในหัวข้อ 4.2 ตารางที่ 4.2 แสดงค่าสัญญาณ ECG ที่นอร์มัลไลซ์ด้วยค่าแอมพลิจูดสูงสุดในการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ต่างกัน และเมื่อนำผลการวัดทั้งสองครั้งในตารางที่ 4.1 และ 4.2 มาเปรียบเทียบกันจะได้ผลดังตารางที่ 4.3 ซึ่งพบว่าค่าความแตกต่างของแอมพลิจูดในการวัดทั้ง 2 ครั้ง ที่บริเวณตำแหน่งใกล้หัวใจมีค่าความแตกต่างมาก ในขณะที่บริเวณที่ห่างจากหัวใจนั้นค่าแตกต่างไม่สูงมากนัก

จากผลการวัดนี้อาจกล่าวได้ว่าตำแหน่งการวัดบริเวณใกล้หัวใจมีความสำคัญมาก การเลื่อนระยะเพียงเล็กน้อยส่งผลทำให้ได้สัญญาณ ECG ที่เปลี่ยนไปมาก



รูปที่ 4.16 การติดอิเล็กโทรดในตำแหน่งที่ต่างกัน

ตารางที่ 4.2 ผลการทำงานออร์มัลไลเซชันของสัญญาณ ECG 49 ลิตในตำแหน่งที่ต่างกัน

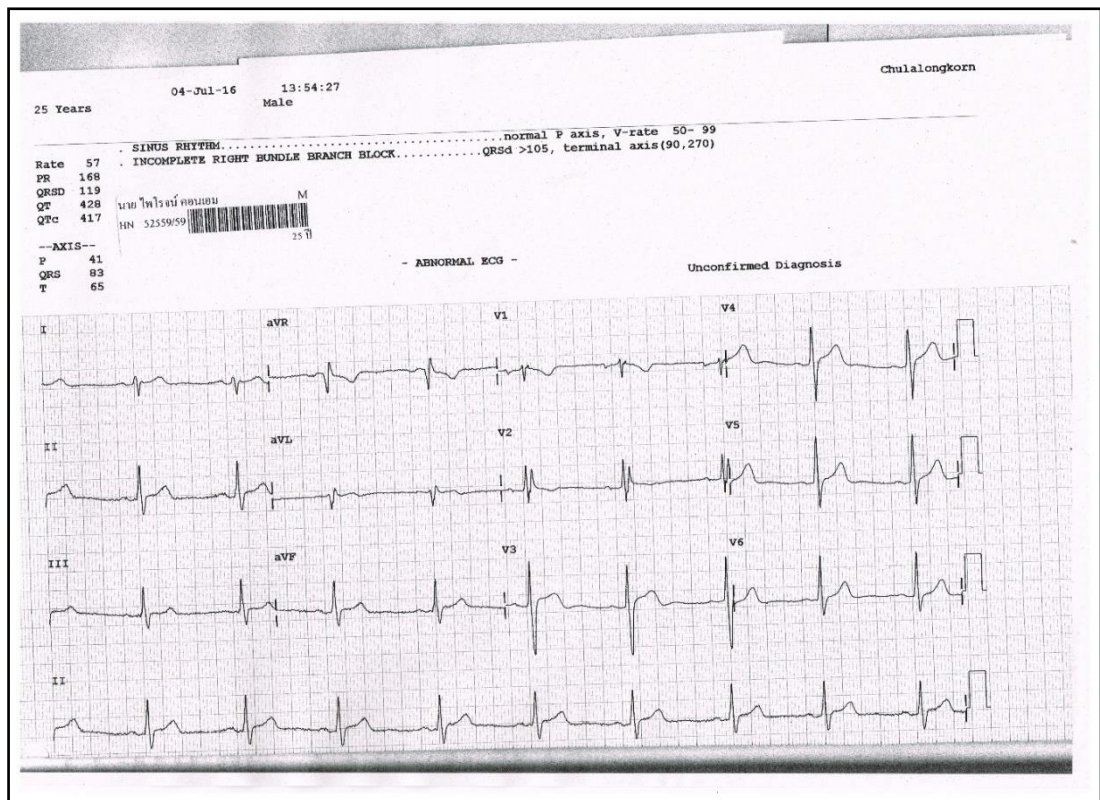
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|---|----|----|----|----|-----|----|----|
| A | 6 | 7 | 7 | 11 | 20 | 21 | 24 |
| B | 7 | 10 | 14 | 57 | 100 | 30 | 15 |
| C | 4 | 5 | 6 | 22 | 31 | 25 | 19 |
| D | 4 | 10 | 8 | 34 | 26 | 21 | 16 |
| E | 10 | 6 | 10 | 22 | 27 | 28 | 30 |
| F | 4 | 5 | 5 | 18 | 37 | 16 | 18 |
| G | 5 | 5 | 12 | 12 | 15 | 18 | 18 |

ตารางที่ 4.3 ความคลาดเคลื่อนของการทำงานออร์มัลไลเซชัน 49 ลีด ด้านหน้าทั้ง 2 ครั้ง

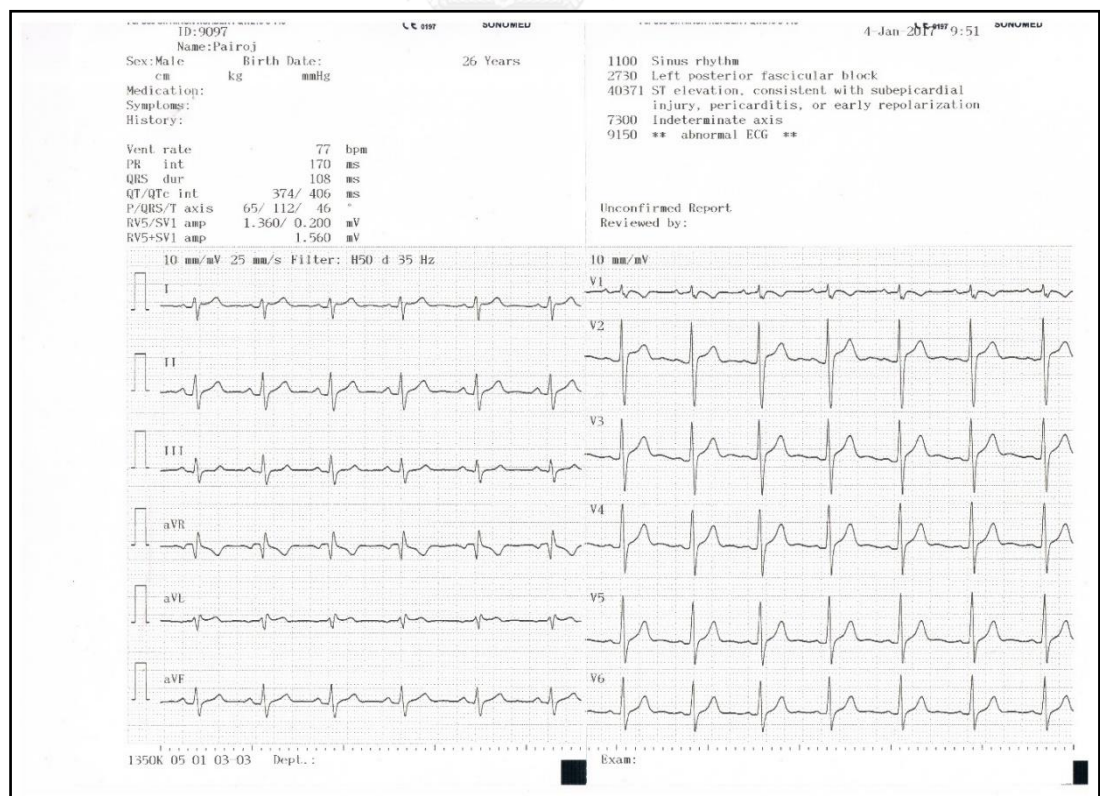
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|---|----|----|----|-----|-----|-----|----|
| A | 3 | 5 | 4 | 4 | 9 | -3 | 1 |
| B | 2 | 6 | 4 | -14 | 0 | 2 | -1 |
| C | 1 | 3 | -5 | 1 | -22 | -4 | 8 |
| D | 0 | 4 | -5 | -11 | -23 | -10 | -2 |
| E | 0 | 1 | 2 | -3 | 0 | -7 | 0 |
| F | -1 | -2 | -5 | -1 | 7 | -5 | -1 |
| G | 0 | -2 | 6 | -4 | -4 | 2 | -4 |

4.6 การเปรียบเทียบผลการวัดจากแพลตฟอร์มกับอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ในโรงพยาบาล

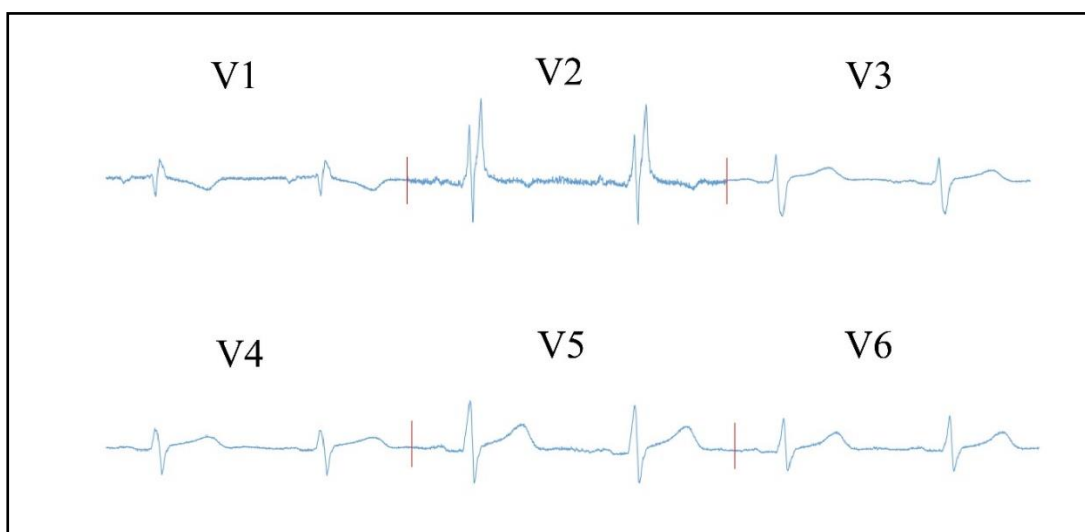
เพื่อตรวจสอบความถูกต้องในการวัดสัญญาณ ECG ของระบบที่พัฒนาขึ้นจึงทดสอบการวัดในลักษณะ ECG 12 ลีด โดยนำผลที่วัดได้เปรียบเทียบกับข้อมูลที่วัดได้จากเครื่องมือวัดสัญญาณ ECG ที่เป็นมาตรฐานที่ใช้ในโรงพยาบาล 2 แห่ง คือ 1. ผลการวัดจากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย (รูปที่ 4.17) ซึ่งใช้เครื่องรุ่น Philip paper write trim III และ 2. ผลการวัดจากศูนย์บริการเทคนิคการแพทย์คลินิก มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ (รูปที่ 4.18) ที่ใช้เครื่องรุ่น Nihon Kohden – cardiofax M



รูปที่ 4.17 ผลการวัด 12 ลีดมาตรฐานของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย



รูปที่ 4.18 ผลการวัด 12 ลีดมาตรฐานของศูนย์บริการเทคนิคการแพทย์คลินิก มหาวิทยาลัยเชียงใหม่



รูปที่ 4.19 ผลการวัด limb leads ของระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG แบบเมทริกซ์

จากผลการเปรียบเทียบสัญญาณ limb leads พบว่าสัญญาณ ECG ที่วัดจากระบบที่พัฒนาขึ้น (รูปที่ 4.19) มีความใกล้เคียงกันในเชิงรูปร่างกับสัญญาณ ECG limb leads ที่วัดได้จากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย (รูปที่ 4.17) มากกว่าสัญญาณ ECG limb leads ที่วัดได้จากศูนย์บริการเทคนิคการแพทย์คลินิก มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ความแตกต่างนี้อาจจะเกี่ยวข้องกับสภาพของร่างกายในขณะที่ทำการวัดที่ต่างกัน เนื่องจากการวัดทั้งสามนั้นไม่ได้วัดพร้อมกัน

โดยสรุป ในบทนี้ได้กล่าวถึงการออกแบบ ประดิษฐ์ และผลการทดสอบระบบวัดสัญญาณ ECG 98 ลีด ที่พัฒนาขึ้น ซึ่งพบว่าระบบที่พัฒนาขึ้นนี้มีศักยภาพที่จะนำไปใช้ในการศึกษาและวัดสัญญาณคลื่นหัวใจด้านหน้าและด้านหลังลำตัว เพื่อประโยชน์ในการศึกษาเชิงลึกต่อไปได้

บทที่ 5 สรุปผลงานวิจัยและแนวทางการพัฒนา

5.1 สรุปงานวิจัย

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอระบบวัดสัญญาณ ECG ชนิด 98 ลีด โดยได้ออกแบบระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์ที่สามารถช่วยลดการใช้สายสัญญาณ ECG ให้น้อยลงเมื่อต้องการวัดสัญญาณ ECG จำนวนมาก โดยจำนวนของสายสัญญาณ ECG ที่ใช้จะมีค่าเท่ากับผลรวมของอิเล็กทรอนิกส์แนวตั้งและแนวนอน ซึ่งสามารถสรุปผลได้ดังนี้

5.1 ออกแบบและพัฒนาระบบวัดสัญญาณ ECG 98 ลีด ที่ประกอบด้วยระบบวัดสัญญาณ ECG 49 ลีดหรือ 7x7 ตำแหน่งจำนวน 2 ชุด เพื่อติดตั้งด้านหน้าและด้านหลังลำตัวของร่างกาย โดยในแต่ละชุดจะมีวงจรขยายสัญญาณที่ออกแบบโดยใช้ไอซี INA121 จำนวน 7 วงจร ที่รับสัญญาณมาจากวงจรเลือกสัญญาณที่ใช้ไอซีเบอร์ CD74HC4316 ในการเลือกลีดที่ต้องการวัด

5.2 ผลการตรวจสอบขีดจำกัดของสัญญาณรบกวนข้ามช่องสัญญาณระหว่างอินพุตต่างช่องที่เกิดขึ้นเนื่องจากการใช้วงจรเลือกสัญญาณพบว่าสามารถทนสัญญาณรบกวนที่มีค่าสูงถึง 42 mV และมีความถี่สูงถึง 500 Hz ได้ซึ่งสัญญาณรบกวนนี้มากกว่าค่าของสัญญาณ ECG ที่มีค่าประมาณ 1-2 mV ช่วงแถบความถี่ประมาณ 100 Hz ซึ่งแสดงให้เห็นว่าระบบแพลตฟอร์มนี้สามารถทนสัญญาณรบกวนได้ดี

5.3 ในการวัดสัญญาณ ECG 98 ลีด ได้ใช้ฮาร์ดแวร์แบบดิจิทัล 50 Hz ในการปรับปรุงสัญญาณให้ดีขึ้นเพื่อกรองสัญญาณ 50 Hz และบันทึกเป็นข้อมูลดิจิทัลในคอมพิวเตอร์

5.4 ผลการวัดสัญญาณ ECG 98 ลีดพบว่าตำแหน่งการวัดสัญญาณ ECG ที่ใกล้หัวใจมีขนาดที่สูงกว่าตำแหน่งที่ไกลจากหัวใจ เมื่อตำแหน่งที่วัดบริเวณใกล้หัวใจคลาดเคลื่อนไปเล็กน้อยจะส่งผลให้ได้รูปสัญญาณ ECG ที่เปลี่ยนไปได้มาก อีกทั้งพบจุดที่น่าสังเกตคือ มีหลายตำแหน่งด้านซ้ายของร่างกายมีขนาดของสัญญาณ ECG ที่มากกว่าทางด้านขวา แม้ว่าทั้ง 2 ตำแหน่งนั้นมีระยะห่างจากหัวใจเท่ากันก็ตาม

โดยรวมสามารถสรุปข้อดีและจุดที่ควรปรับปรุงของระบบวัดสัญญาณ ECG 98 ลีดที่พัฒนาขึ้นได้ดังนี้

ข้อดีของระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์

1. สามารถลดการใช้สายสัญญาณ ทำให้ช่วยลดความยุ่งยากในการวัดสัญญาณ ECG หลายลิตที่ต้องใช้สายสัญญาณเป็นจำนวนมาก โดยระบบที่พัฒนาขึ้นนี้จะใช้จำนวนสายสัญญาณในกรณีเมทริกซ์จัตุรัสเท่ากับ $2\sqrt{n}$ เส้น โดย n เป็นจำนวนลิตที่วัด หรือกล่าวคือระบบนี้สามารถลดสายสัญญาณได้ดีเมื่อต้องการวัดจำนวนลิตตั้งแต่ 6 ลิตเป็นต้นไป

2. สามารถลดจำนวนการใช้วงจรขยายสัญญาณ เนื่องจากมีวงจรเลือกช่องสัญญาณสำหรับเลือกสัญญาณ ECG ที่ต้องการวัดได้ ทำให้ใช้จำนวนวงจรขยายสัญญาณน้อยลงมาก เช่น ในการวัดสัญญาณ ECG 98 ลิตใช้วงจรขยายสัญญาณเพียง 14 ชุด

3.) ข้อมูลการวัดสัญญาณ ECG ถูกเก็บไว้ในรูปข้อมูลดิจิทัล ทำให้มีความสะดวกสามารถนำผลการวัดไปทำการปรับปรุงสัญญาณและการวิเคราะห์เพื่อใช้ศึกษาเกี่ยวกับสัญญาณ ECG ต่อไปได้

4.) ตำแหน่งการวัดสัญญาณ ECG ทั้ง 98 ลิต ทำให้สามารถเห็นรูปแบบการกระจายตัวของสัญญาณ ECG ทั่วร่างกายได้มากกว่าการวัดมาตรฐาน 12 ลิต

อย่างไรก็ตามจุดที่ยังคงควรปรับปรุงของระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์มีดังนี้

1. ยังไม่สามารถติดตั้งวงจรขยายและวงจรเลือกช่องสัญญาณบนร่างกายได้ เนื่องจากข้อจำกัดทางวัสดุของอุปกรณ์ชุดแผงอิเล็กทรอนิกส์บนร่างกายใช้พลาสติกที่ไม่ยืดหยุ่น ซึ่งสามารถปรับปรุงได้โดยการใช้ Flexible PCB

2. สัญญาณ ECG ที่วัดได้ยังไม่ใช่สัญญาณในเวลาจริงพร้อมกันทั้งหมด อันเป็นผลจากการใช้วงจรเลือกช่องสัญญาณ

3. จำนวนข้อมูลของสัญญาณ ECG มีน้อยคือ 2,000 ค่า หรือประมาณ 2 วินาที เนื่องจากข้อจำกัดเรื่องความเร็วและหน่วยความจำของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ ซึ่งสามารถปรับปรุงได้โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีประสิทธิภาพสูงกว่าที่ใช้ในปัจจุบัน

ดังนั้นหากทำการปรับปรุงและพัฒนาระบบวัดสัญญาณ ECG แบบเมทริกซ์นี้ให้ดียิ่งขึ้นและนำไปใช้เก็บข้อมูลการวัดสัญญาณ ECG 98 ลิตจากคนปกติและผู้ป่วยโรคหัวใจหลายคน จะสามารถทำให้เห็นรูปแบบการกระจายตัวของสัญญาณ ECG ในคนปกติและการกระจายตัวของสัญญาณ ECG

ของผู้ป่วยที่มีความแตกต่างกัน ส่งผลให้สามารถนำข้อมูลเหล่านี้ไปใช้ในการศึกษาเชิงลึกเพื่อช่วยในการวินิจฉัยโรคหัวใจและหลอดเลือด ซึ่งมีความเป็นไปได้ว่าสามารถนำมาช่วยในการวิเคราะห์โรคเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือดเพื่อเป็นประโยชน์ต่อการวินิจฉัยและการรักษาต่อไปได้

5.2 แนวทางการพัฒนา

ระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG เมทริกซ์ที่พัฒนาขึ้นนี้มีทั้งข้อดีและจุดควรปรับปรุงดังที่กล่าวมาข้างต้น ซึ่งมีความเป็นไปได้ที่จะปรับปรุงให้ดียิ่งขึ้นได้ดังต่อไปนี้

- 1.) ใช้วัสดุที่ยืดหยุ่นมาทำชุดแผงอิเล็กทรอนิกส์บนร่างกาย เพื่อให้สามารถติดบนร่างกายได้สะดวกยิ่งขึ้น และออกแบบการติดตั้งที่สามารถป้องกันปัญหาการหลุดของอิเล็กทรอนิกส์
- 2.) ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีความเร็วและหน่วยความจำข้อมูลที่สูงกว่าที่ใช้ในปัจจุบัน เพื่อให้สามารถวัดข้อมูลของสัญญาณ ECG ได้จำนวนมากขึ้นและมีอัตราการซึกข้อมูลที่สูงกว่าเดิม ที่จะทำให้ได้ข้อมูลใกล้เคียงเวลาจริงพร้อมกันมากและละเอียดยิ่งขึ้น
- 3.) ปรับปรุงอัลกอริทึมในการแปลงและจัดเก็บสัญญาณข้อมูลแบบอัตโนมัติ ที่จะช่วยลดเวลาในการวัดสัญญาณ ECG ในแต่ละครั้งให้น้อยลง
- 4.) เพิ่มตำแหน่งการวัดสัญญาณ ECG เพื่อให้ระบบสามารถวัดสัญญาณ ECG มาตรฐาน 12 ลีดได้

ภาคผนวก

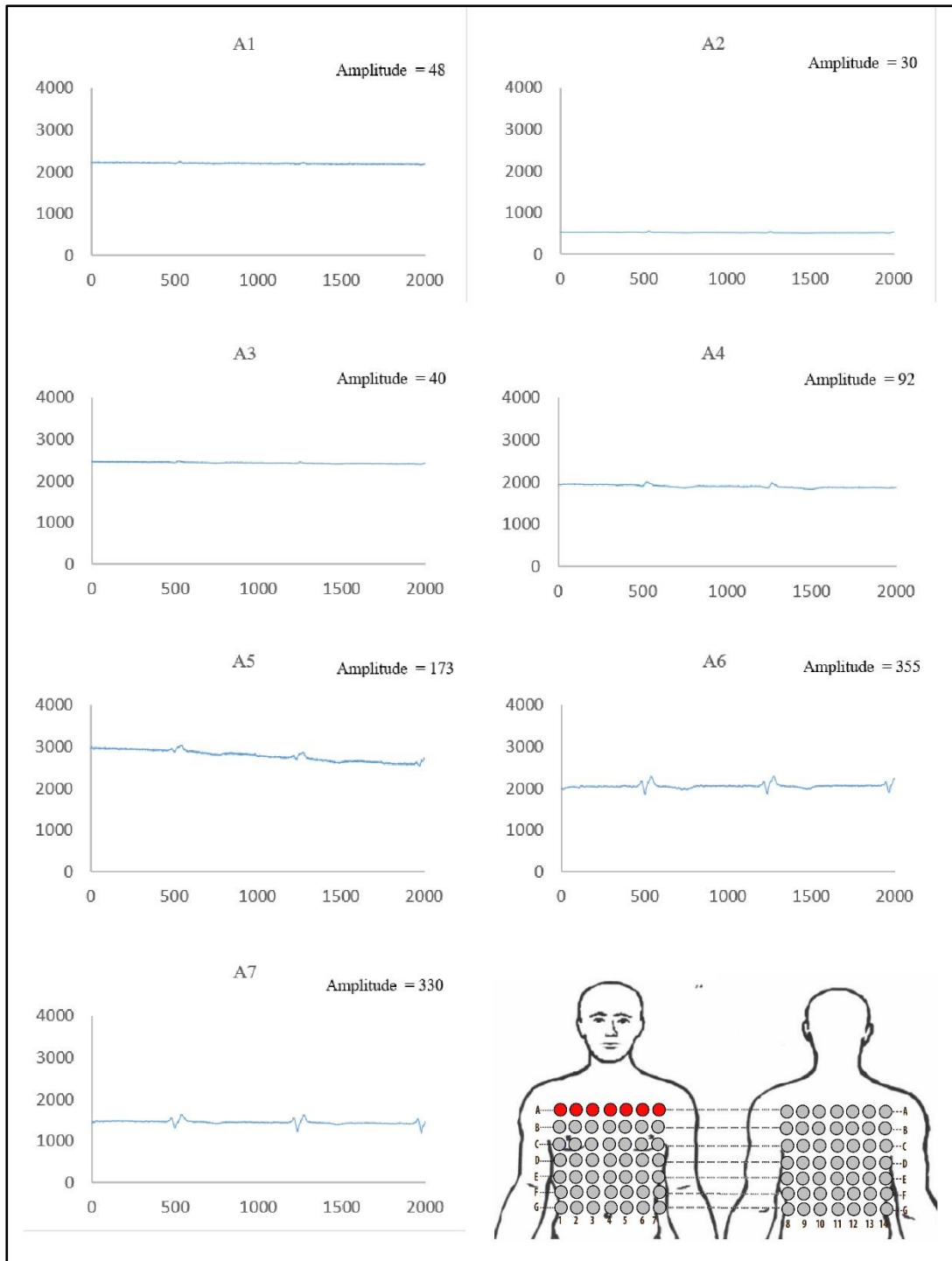


ภาคผนวก ก. การวัดสัญญาณ ECG 98 ลิต

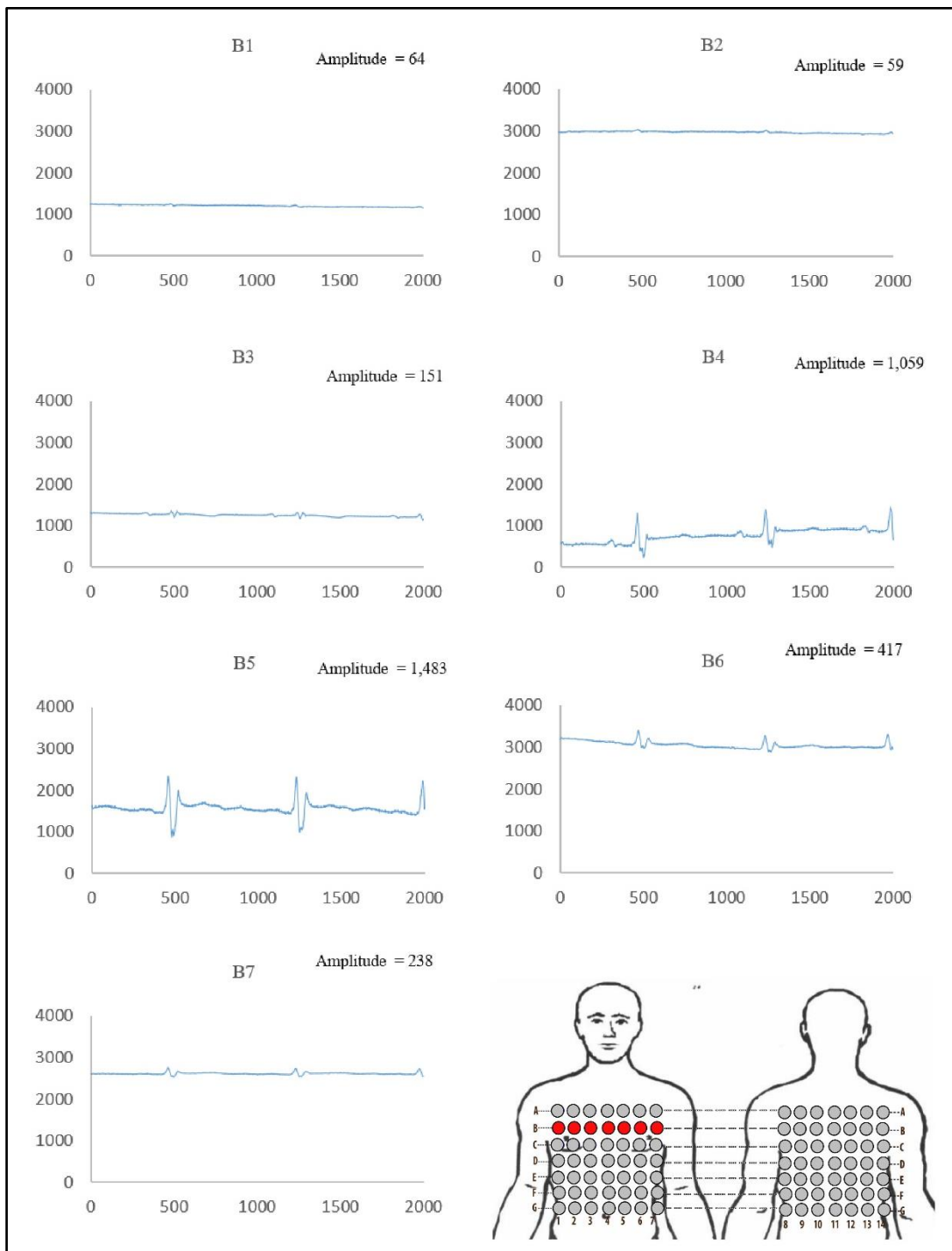
สัญญาณ ECG ที่วัดได้จากระบบแพลตฟอร์มเชื่อมต่อสายสัญญาณ ECG แบบเมทริกซ์ด้วยอัตราขยายประมาณ 2,500 เท่าจะถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล จากนั้นผ่านการกรองสัญญาณด้วยนอตช์ฟิลเตอร์แบบดิจิทัล 50 Hz เพื่อให้มีรูปกราฟของสัญญาณ ECG ที่ชัดเจนขึ้น โดยได้ทำการวัดสัญญาณ ECG ทั้งด้านหน้าและด้านหลังของลำตัวโดยอ้างอิงตำแหน่งวัดตามรูปที่ 4.6 ผลการวัดแสดงในรูปที่ ก.1 – ก.14 โดยแกน X คือจำนวนของข้อมูลจากการชักตัวอย่างในแต่ละลิตตั้งแต่ 0 – 2000 จำนวนและแกน Y คือค่าตัวเลขทางดิจิทัล 12 bit หรือ 0 – 4095

แอมพลิจูดของสัญญาณ ECG 98 ลิตที่วัดได้ถูกนำมาทำการนอร์มัลไลเซชันด้วยค่าแอมพลิจูดสูงสุด จากนั้นแสดงผลในหัวข้อ 4.5

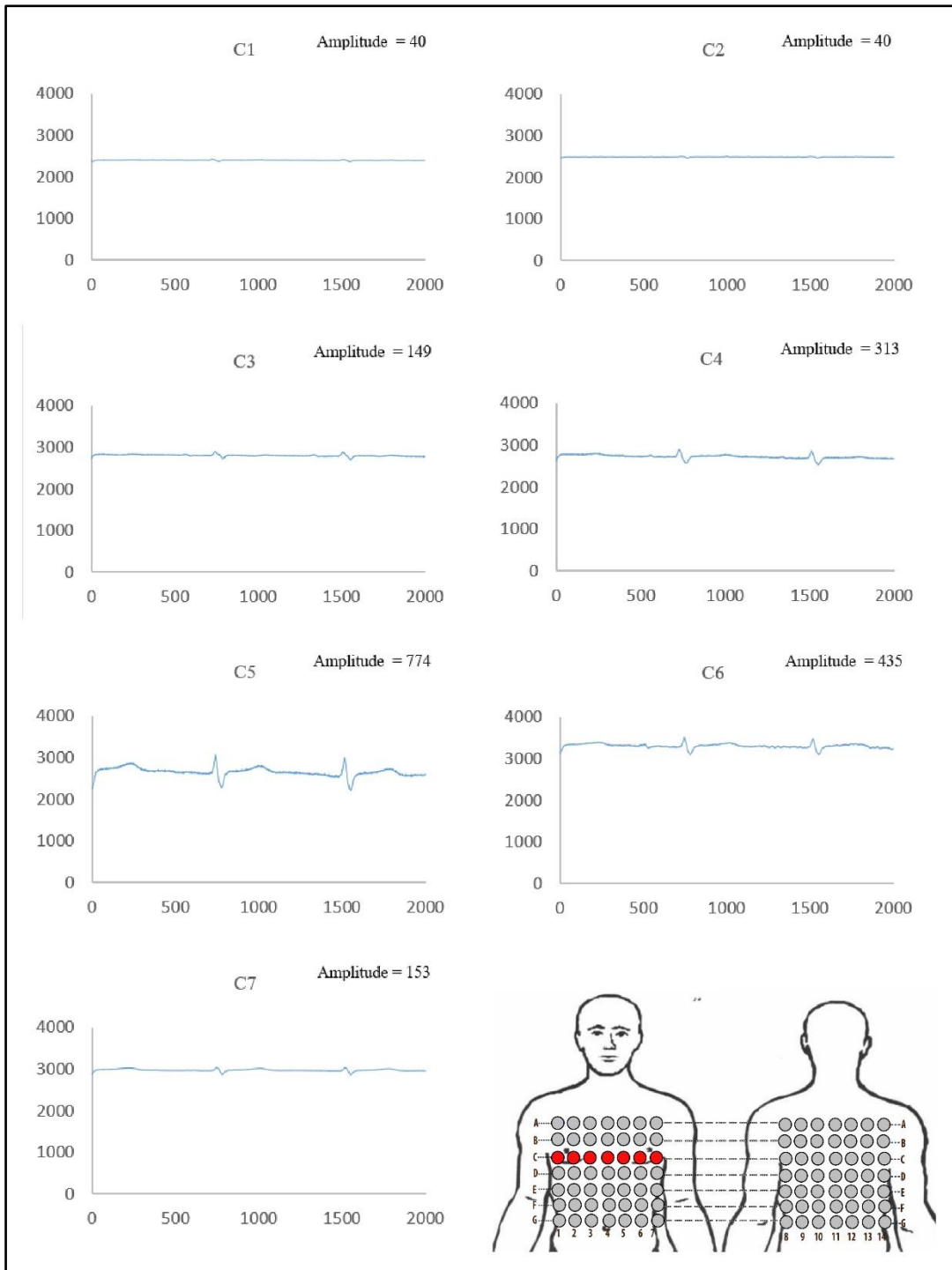




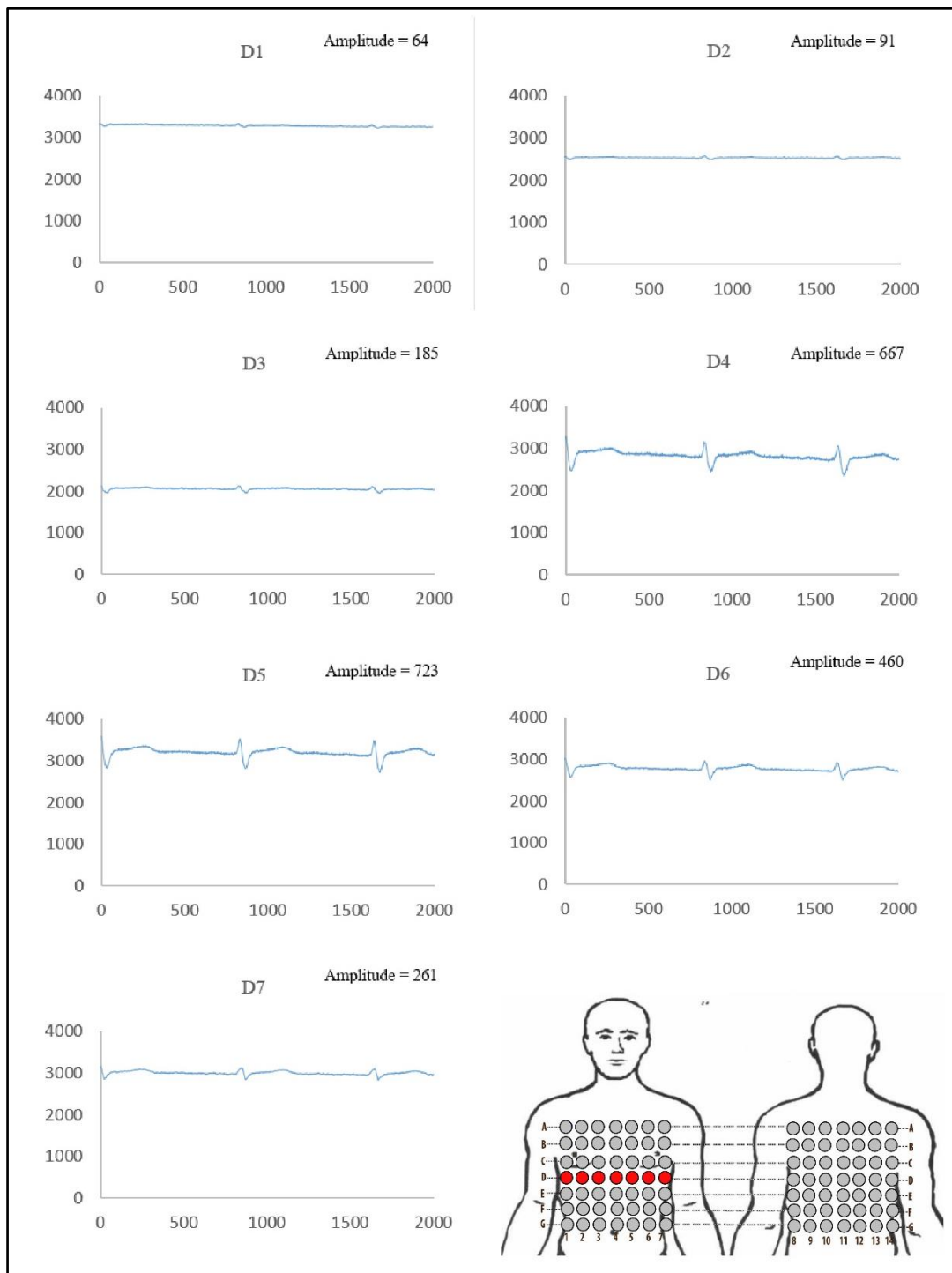
รูปที่ ก.1 สัญญาณ ECG ที่แถว A คอลัมน์ 1-7



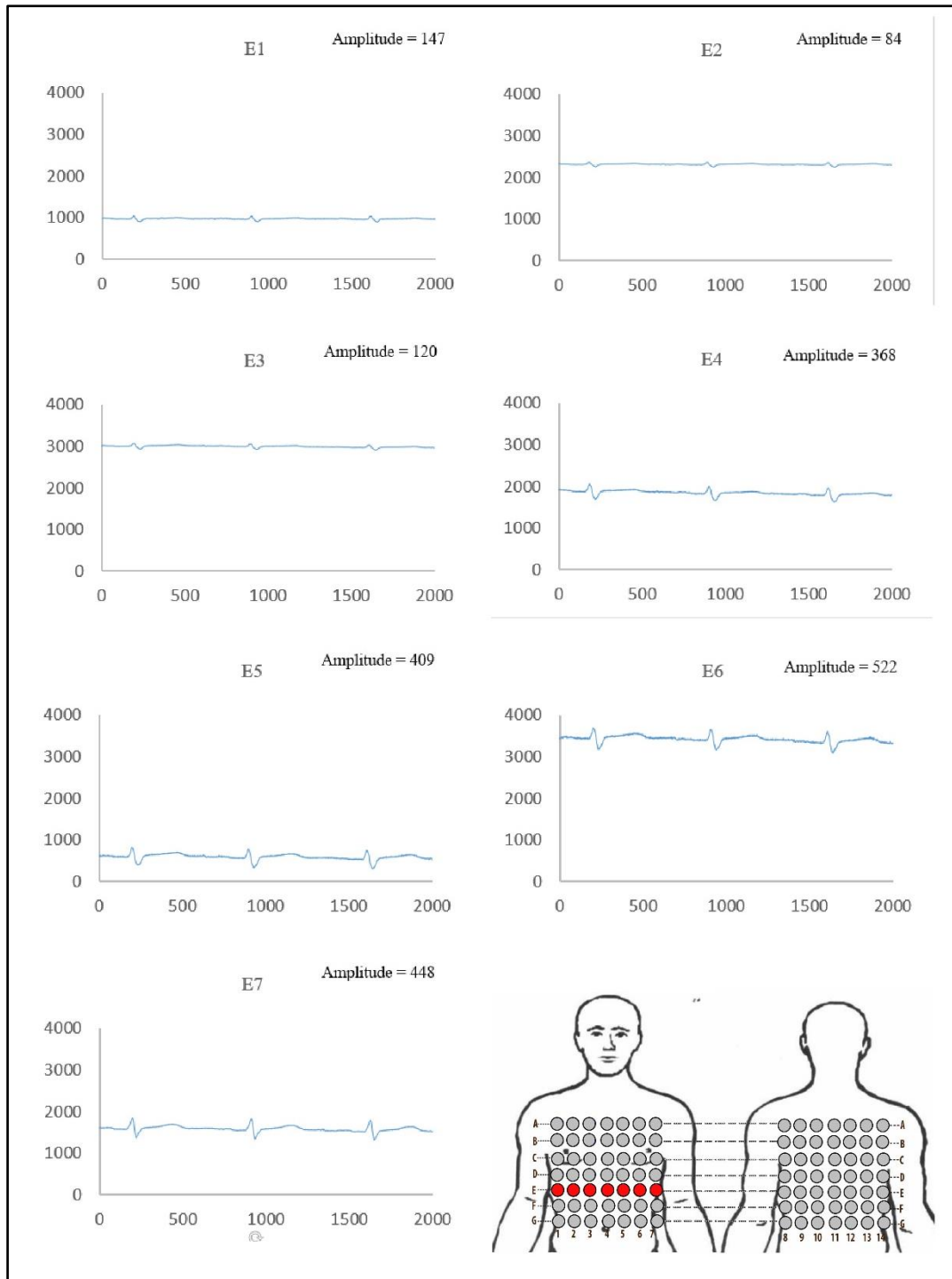
รูปที่ ก.2 สัญญาณ ECG ที่แถว B คอลัมน์ 1-7



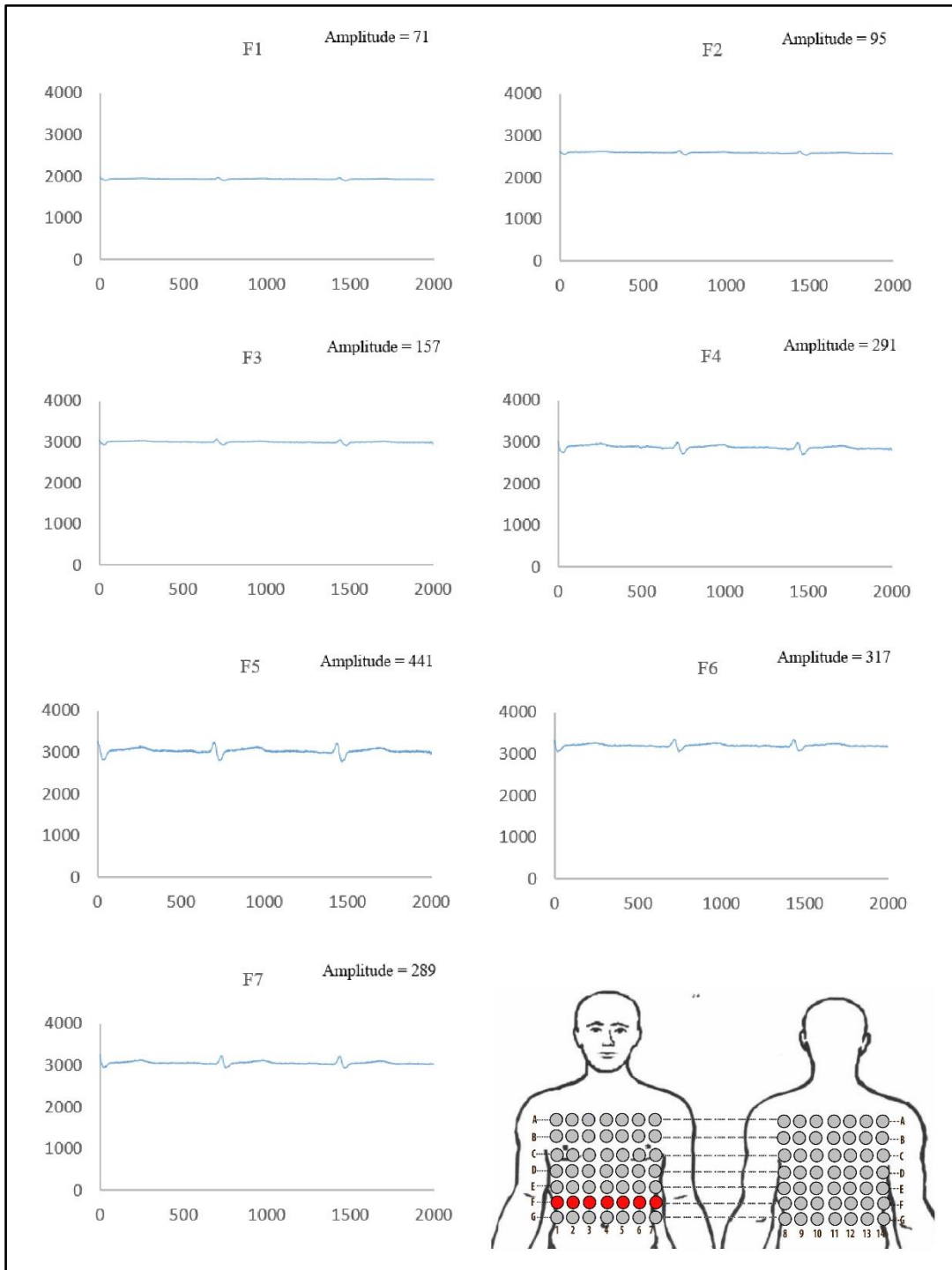
รูปที่ ก.3 สัญญาณ ECG ที่แถว C คอลัมน์ 1-7



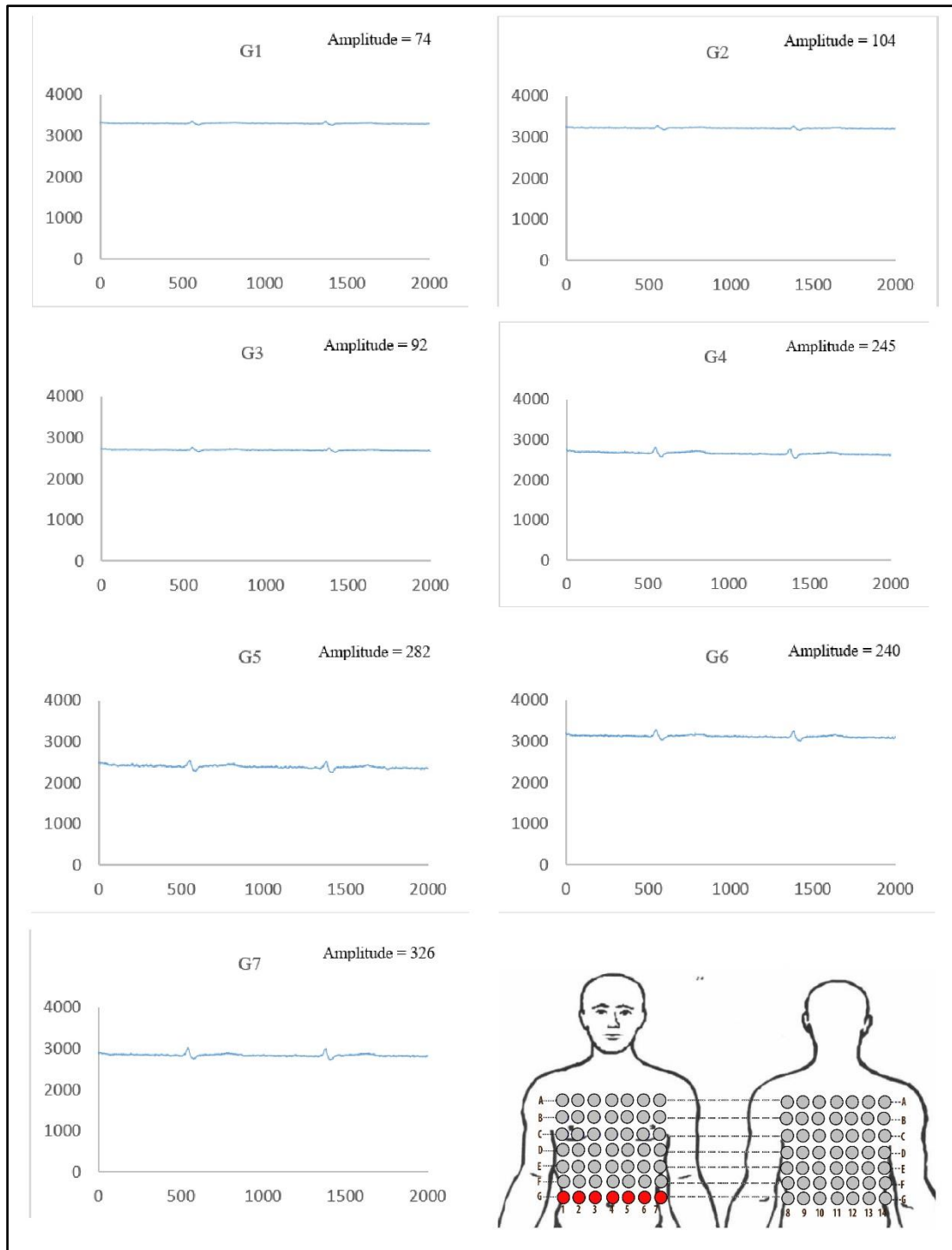
รูปที่ ก.4 สัญญาณ ECG ที่แถว D คอลัมน์ 1-7



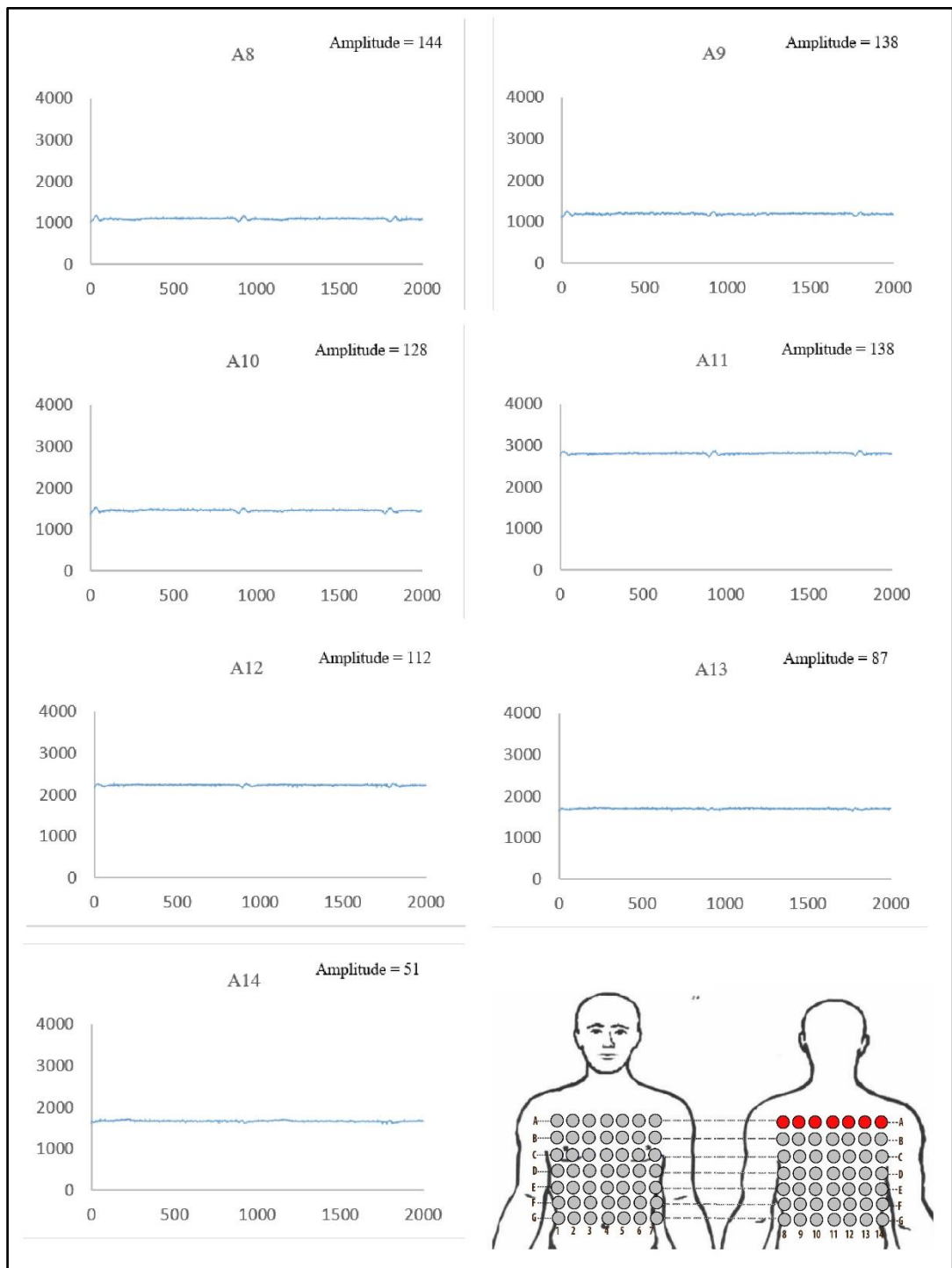
รูปที่ ก.5 สัญญาณ ECG ที่แถว E คอลัมน์ 1-7



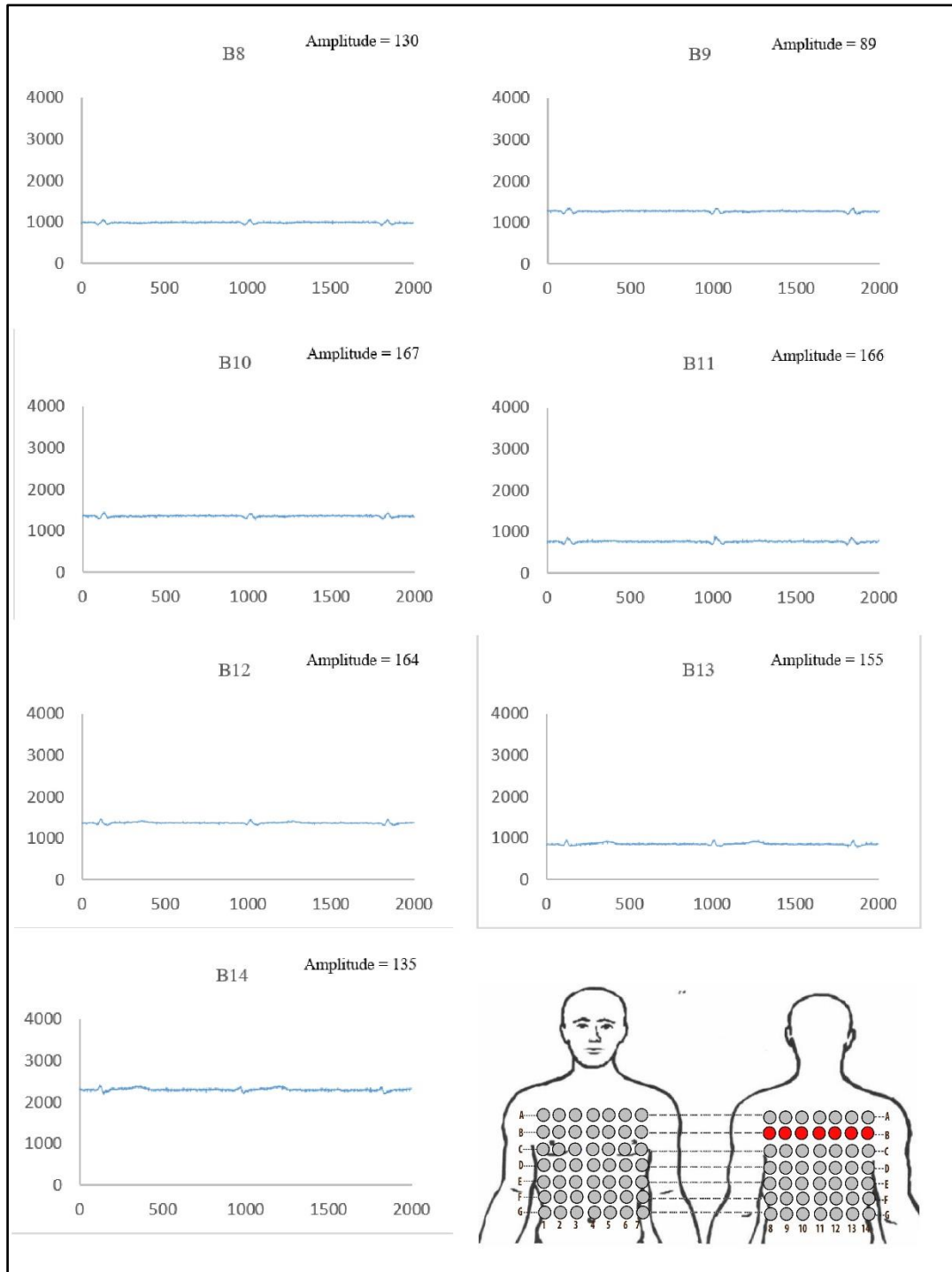
รูปที่ ก.6 สัญญาณ ECG ที่แถว F คอลัมน์ 1-7



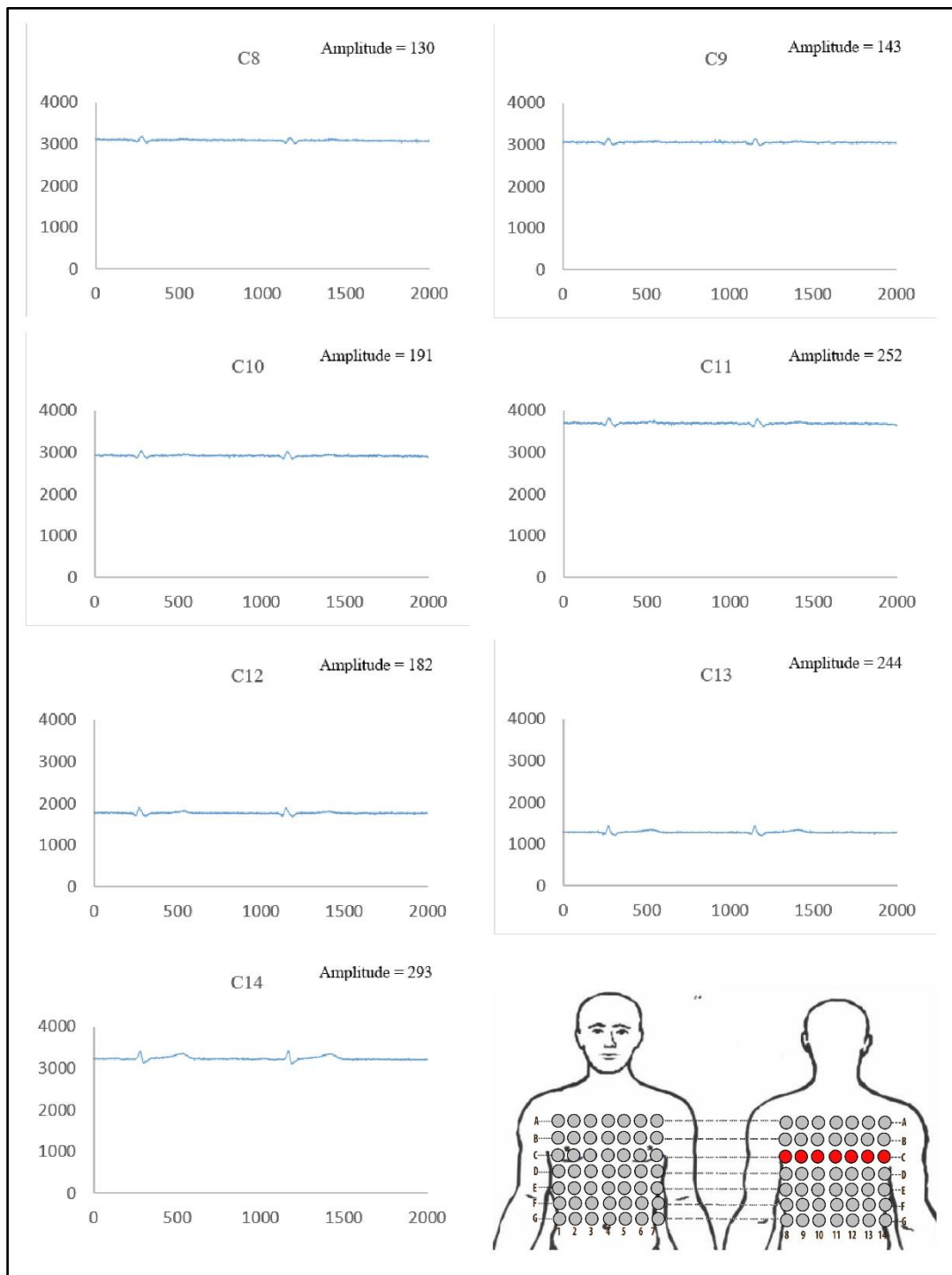
รูปที่ ก.7 สัญญาณ ECG ที่แถว G คอลัมน์ 1-7



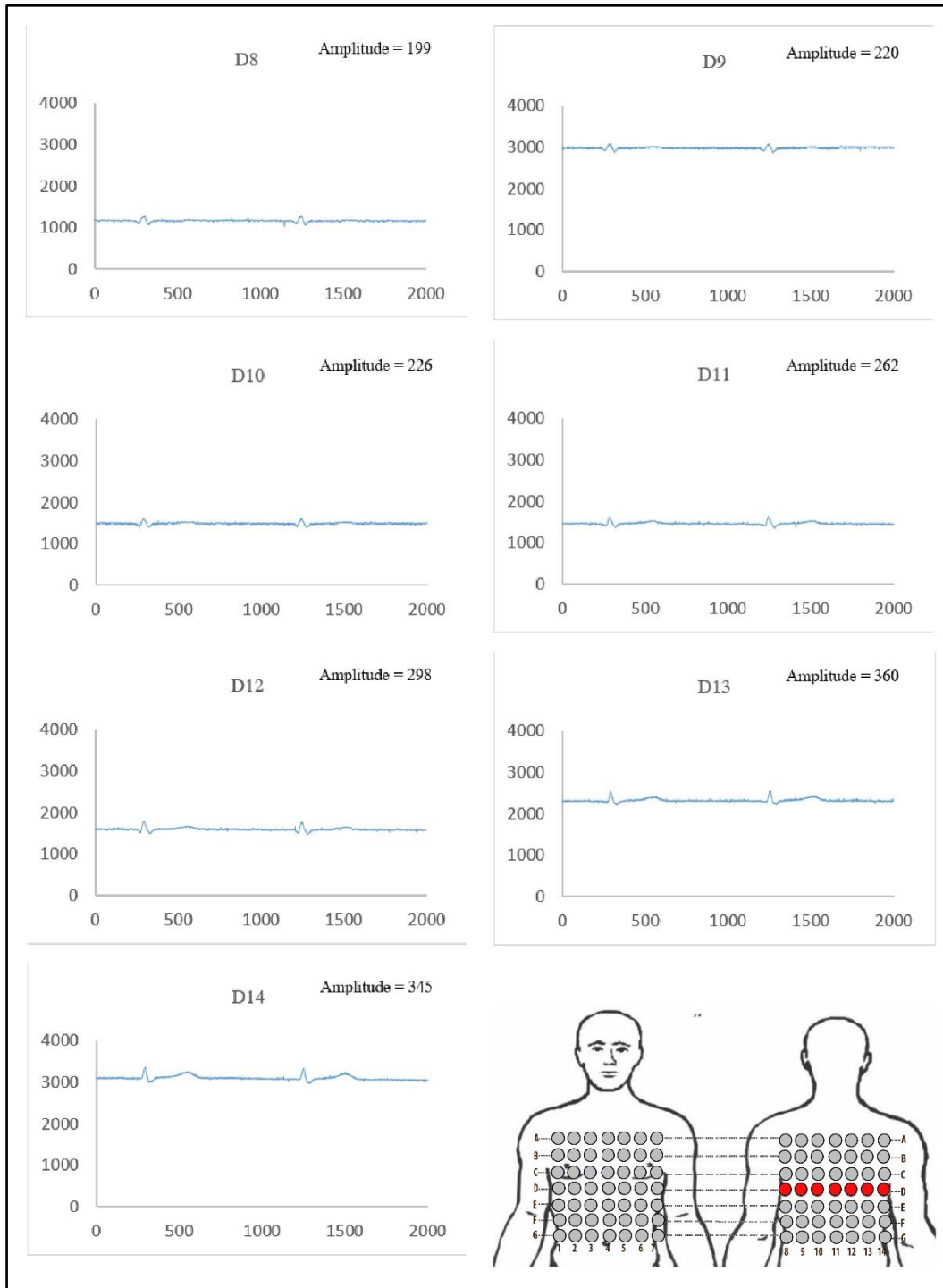
รูปที่ ก.8 สัญญาณ ECG ที่แถว A คอลัมน์ 8-14



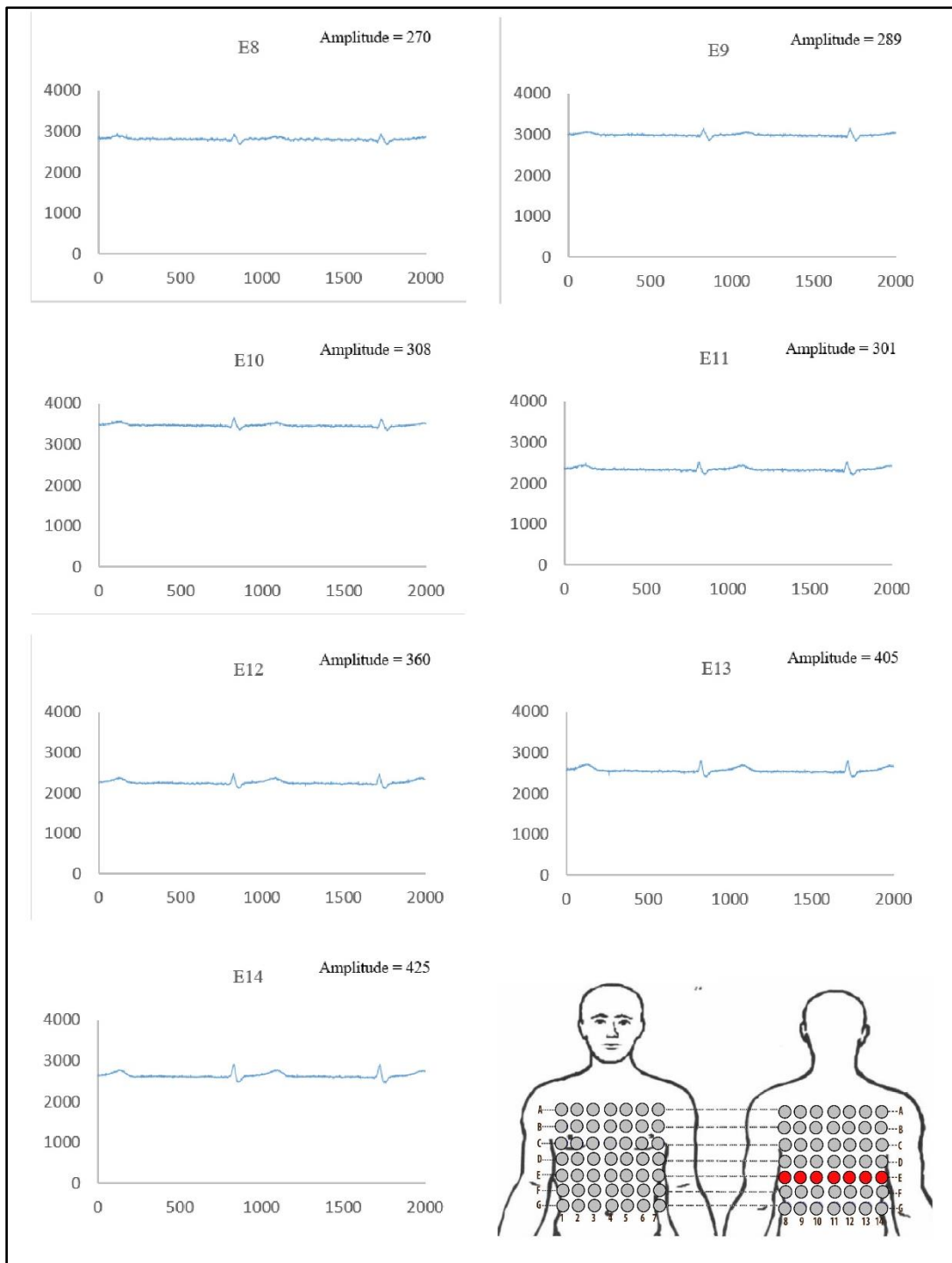
รูปที่ ก.9 สัญญาณ ECG ที่แถว B คอลัมน์ 8-14



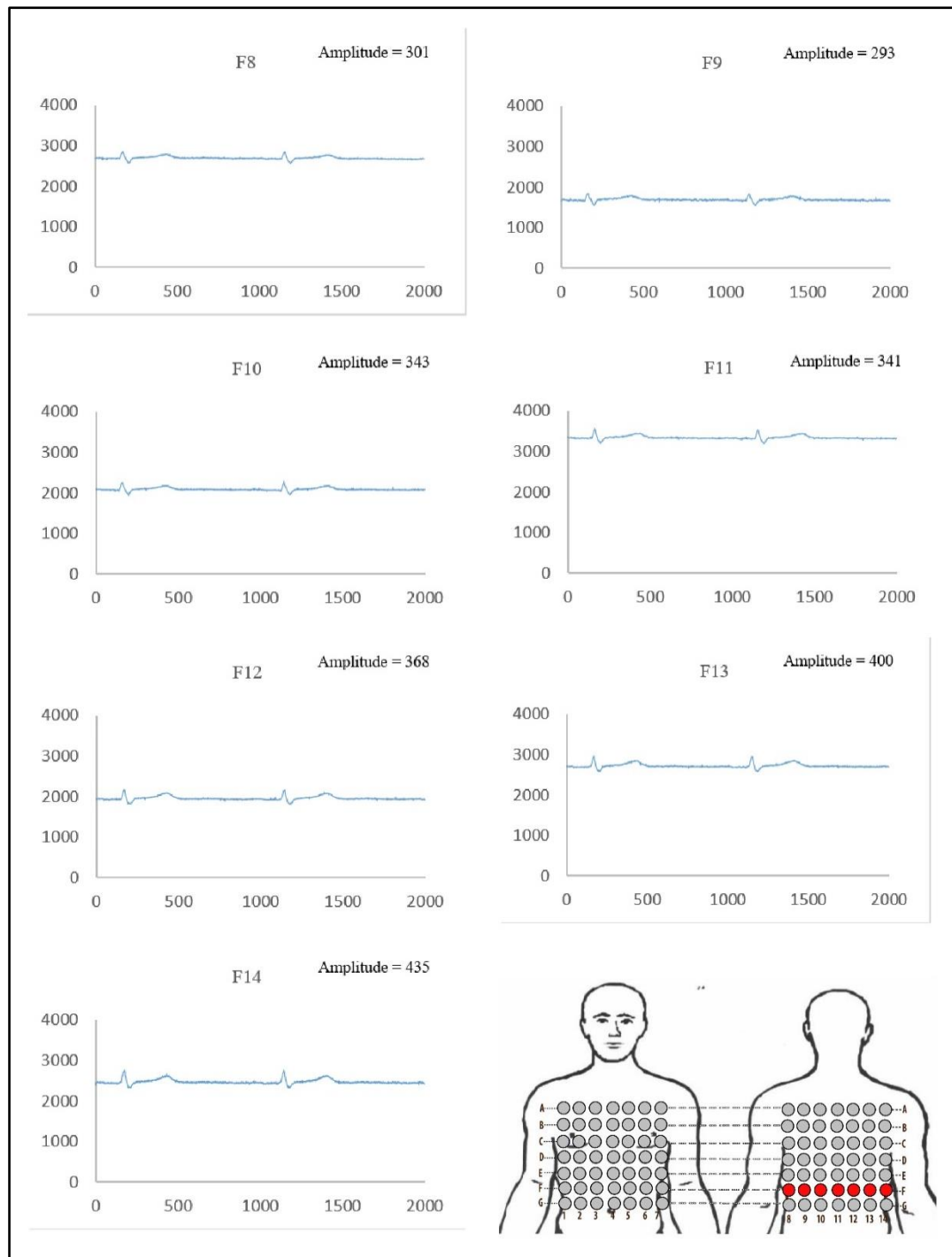
รูปที่ ก.10 สัญญาณ ECG ที่แถว C คอลัมน์ 8-14



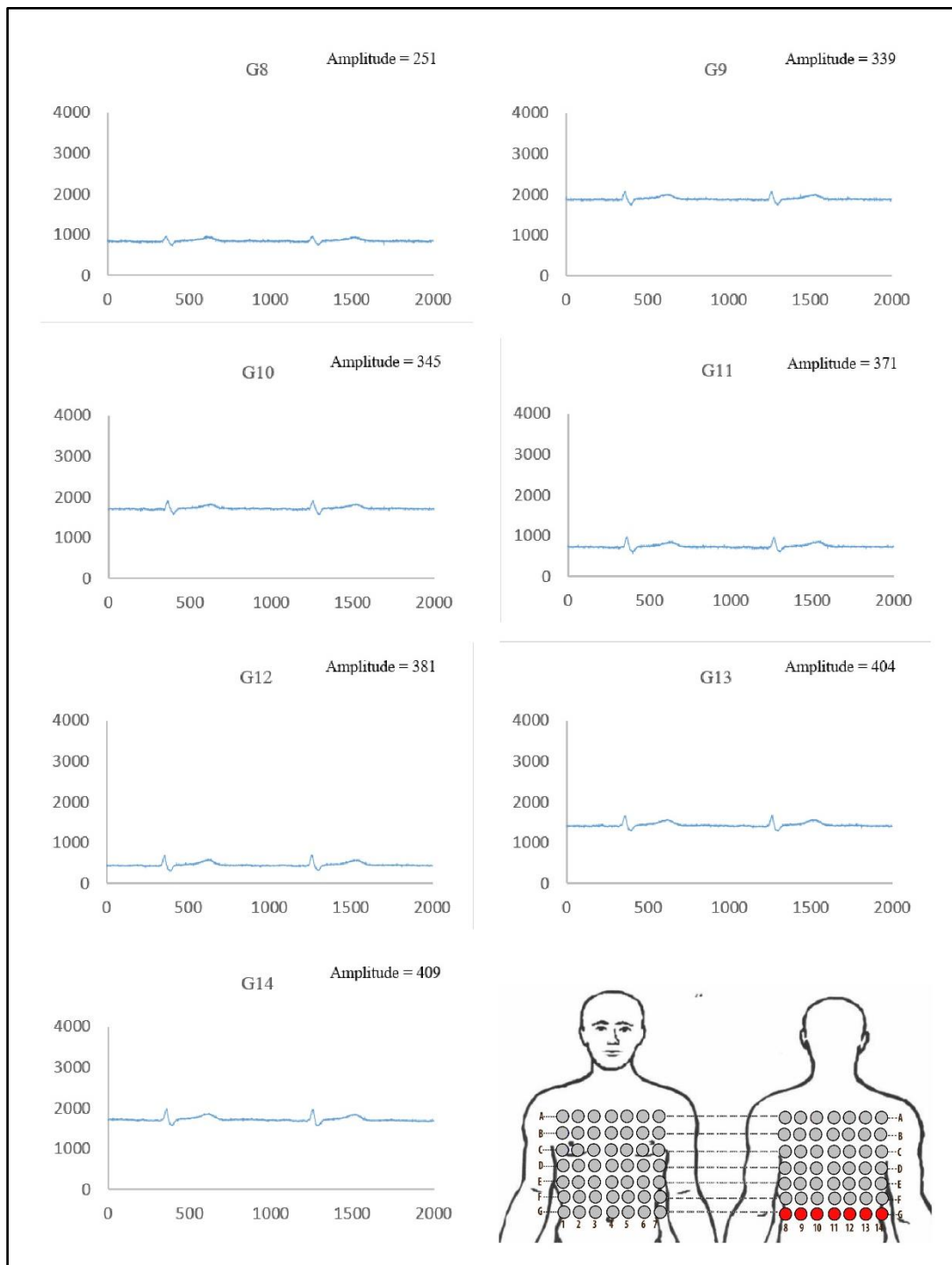
รูปที่ ก.11 สัญญาณ ECG ที่แถว D คอลัมน์ 8-14



รูปที่ ก.12 สัญญาณ ECG ที่แถว E คอลัมน์ 8-14



รูปที่ ก.13 สัญญาณ ECG ที่แถว F คอลัมน์ 8-14



รูปที่ ก.14 สัญญาณ ECG ที่แถว G คอลัมน์ 8-14

ภาคผนวก ข. โปรแกรมแปลงสัญญาณ ECG เป็นสัญญาณดิจิทัล

แสดงโปรแกรมคำสั่งการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล ในหัวข้อ 4.3

```
int sensorValue1[2000] ;
int sensorValue2[2000] ;
int sensorValue3[2000] ;
int sensorValue4[2000] ;
int sensorValue5[2000] ;
int sensorValue6[2000] ;
int sensorValue7[2000] ;

void setup() {

  Serial.begin(115200); // initialize serial communications at 115200 bps:

}

void loop() {

  for ( int i = 1; i <= 2000; i++)
  {
    analogReadResolution(12); // 12-bit ADC between 0 and 4095. (0 - 3.3 V ) So 0.8 mV/units
    sensorValue1[i] = analogRead(A0);
    sensorValue2[i] = analogRead(A1);
    sensorValue3[i] = analogRead(A2);
    sensorValue4[i] = analogRead(A3);
    sensorValue5[i] = analogRead(A4);
    sensorValue6[i] = analogRead(A5);
    sensorValue7[i] = analogRead(A6);

    delayMicroseconds(1000); // time 1 use (1000)
  }

  for (int j = 1; j <= 2000; j++)
  {
    Serial.print(String(j) + "\t" + String(sensorValue1[j])
      + "\t" + String(sensorValue2[j]) + "\t" + String(sensorValue3[j])
      + "\t" + String(sensorValue4[j]) + "\t" + String(sensorValue5[j])
      + "\t" + String(sensorValue6[j]) + "\t" + String(sensorValue7[j]) + "\n" );
  }

  Serial.end();
}
}
```

ภาคผนวก ค. โปรแกรมมอดซ์ฟิลเตอร์แบบดิจิทัล

แสดงโปรแกรมคำสั่งการทำงานมอดซ์ฟิลเตอร์แบบดิจิทัล 50 Hz ในหัวข้อ 4.4

```

1 # -*- coding: utf-8 -*-
2 """
3 Created on Wed Apr 19 01:51:17 2017
4
5 @author: Pairote
6 """
7 import matplotlib.pyplot as plt
8 import numpy as np
9 from scipy import signal
10 import pandas as pd
11 Hz = 966
12
13 #checg = pd.read_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/Chest Lead.csv', delimiter=',', header=None, index_col=0)
14 ecg49_1 = pd.read_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/Back 49 leads_Row 1_CSV.csv', delimiter=',', header=None, index_col=0).astype(int)
15 ecg49_2 = pd.read_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/Back 49 leads_Row 2_CSV.csv', delimiter=',', header=None, index_col=0).astype(int)
16 ecg49_3 = pd.read_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/Back 49 leads_Row 3_CSV.csv', delimiter=',', header=None, index_col=0).astype(int)
17 ecg49_4 = pd.read_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/Back 49 leads_Row 4_CSV.csv', delimiter=',', header=None, index_col=0).astype(int)
18 ecg49_5 = pd.read_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/Back 49 leads_Row 5_CSV.csv', delimiter=',', header=None, index_col=0).astype(int)
19 ecg49_6 = pd.read_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/Back 49 leads_Row 6_CSV.csv', delimiter=',', header=None, index_col=0).astype(int)
20 ecg49_7 = pd.read_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/Back 49 leads_Row 7_CSV.csv', delimiter=',', header=None, index_col=0).astype(int)
21
22
23 bp2_stop_Hz = np.array([42, 59])
24 b2, a2 = signal.butter(2, bp2_stop_Hz/(Hz/ 2.0), 'bandstop')
25 w, h2 = signal.freqz(b2, a2, Hz)
26 f = w * Hz / (2*np.pi) # convert from rad/sample to Hz
27 plt.figure(10)
28 pylab.xlim([20, 80])
29 plt.plot(f, 20 * np.log10(abs(h2)), lw=1)
30
31 #Chest = signal.filtfilt(b2, a2, checg, axis= 0, method="gust")
32 ECG49_1 = signal.filtfilt(b2, a2, ecg49_1, axis= 0, method="gust")
33 ECG49_2 = signal.filtfilt(b2, a2, ecg49_2, axis= 0, method="gust")
34 ECG49_3 = signal.filtfilt(b2, a2, ecg49_3, axis= 0, method="gust")
35 ECG49_4 = signal.filtfilt(b2, a2, ecg49_4, axis= 0, method="gust")
36 ECG49_5 = signal.filtfilt(b2, a2, ecg49_5, axis= 0, method="gust")
37 ECG49_6 = signal.filtfilt(b2, a2, ecg49_6, axis= 0, method="gust")
38 ECG49_7 = signal.filtfilt(b2, a2, ecg49_7, axis= 0, method="gust")
39
40
41 plt.figure(1)
42 plt.plot(ECG49_1, linewidth = 1.0)
43 dfECG49_1 = pd.DataFrame(ECG49_1, index=None, columns=None).astype(int)
44 dfECG49_1.to_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/ECG49_1.csv')
45 pylab.ylim([0, 4000])
46
47 plt.figure(2)
48 plt.plot(ECG49_2, linewidth = 1.0)
49 dfECG49_2 = pd.DataFrame(ECG49_2, index=None, columns=None).astype(int)
50 dfECG49_2.to_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/ECG49_2.csv')
51 pylab.ylim([0, 4000])
52
53 plt.figure(3)
54 plt.plot(ECG49_3, linewidth = 1.0)
55 dfECG49_3 = pd.DataFrame(ECG49_3, index=None, columns=None).astype(int)
56 dfECG49_3.to_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/ECG49_3.csv')
57 pylab.ylim([0, 4000])
58
59 plt.figure(4)
60 plt.plot(ECG49_4, linewidth = 1.0)
61 dfECG49_4 = pd.DataFrame(ECG49_4, index=None, columns=None).astype(int)
62 dfECG49_4.to_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/ECG49_4.csv')
63 pylab.ylim([0, 4000])
64
65 plt.figure(5)
66 plt.plot(ECG49_5, lw= 1.0)
67 dfECG49_5 = pd.DataFrame(ECG49_5, index=None, columns=None).astype(int)
68 dfECG49_5.to_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/ECG49_5.csv')
69 pylab.ylim([0, 4000])
70
71 plt.figure(6)
72 plt.plot(ECG49_6, lw= 1.0)
73 dfECG49_6 = pd.DataFrame(ECG49_6, index=None, columns=None).astype(int)
74 dfECG49_6.to_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/ECG49_6.csv')
75 pylab.ylim([0, 4000])
76
77 plt.figure(7)
78 plt.plot(ECG49_7, lw= 1.0)
79 dfECG49_7 = pd.DataFrame(ECG49_7, index=None, columns=None).astype(int)
80 dfECG49_7.to_csv('C:/Users/Pairote/Desktop/ECG49_7.csv')
81 pylab.ylim([0, 4000])

```

รายการอ้างอิง

1. ศรียุทธศักดิ์, ร.ด.ม., อิเล็กทรอนิกส์ชีวแพทย์ (*Biomedical Electronics*) บทที่ 5 การวัดคลื่นหัวใจ.
2. Luz, E.J.d.S., et al., *ECG-based heartbeat classification for arrhythmia detection: A survey*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2016. 127: p. 144-164.
3. Cajavilca, C. and J. Varon, *Willem Einthoven: The development of the human electrocardiogram*. Resuscitation, 2008. 76(3): p. 325-328.
4. Fye, W.B., *A History of the origin, evolution, and impact of electrocardiography*. The American Journal of Cardiology, 1994. 73(13): p. 937-949.
5. D., J., *History of the electrocardiogram 2009*: p. Available from: <http://www.ecglibrary.com/ecghist.html>.
6. Hoekstra, J.W., et al., *Acute Detection of ST-Elevation Myocardial Infarction Missed on Standard 12-Lead ECG With a Novel 80-Lead Real-Time Digital Body Surface Map: Primary Results From the Multicenter OCCULT MI Trial*. Annals of Emergency Medicine, 2009. 54(6): p. 779-788.e1.
7. Yamada, K., et al., *Body surface isopotential mapping in Wolff-Parkinson-White syndrome: Noninvasive method to determine the localization of the accessory atrioventricular pathway*. American Heart Journal, 1975. 90(6): p. 721-734.
8. Ikeda, K., et al., *Non-invasive detection of coronary artery disease by body surface electrocardiographic mapping after dipyridamole infusion*. Journal of Electrocardiology, 1986. 19(3): p. 213-223.
9. H. G. Puurtinen, M.S.a.e.a., *256-CHANNEL ELECTROCARDIOGRAPHY IN ARRHYTHMIA ANALYSIS AND VALIDATION OF MODEL INVESTIGATIONS*. International Journal of Bioelectromagnetism. 2002, Vol. 4, No. 2: p. pp. 325 - 326.

10. M. Tyšler, V.R., P. Kal'avský, G. Bukor., *Portable High Resolution Multichannel ECG Measuring Device*. Proceedings of the 9th International Conference. Smolenice: p. Slovakia2013.
11. อ.ดร.ศรินรัตน์ ศรีประสงค์, อ.ธ.ส., *ECG Interpretation & Nursing Care*. ณ ห้องประชุม สวงนสุข ฉันทวงศ์ ชั้น ๑๑ อาคารพระศรีพัชรินทร คณะพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล: 2014.
12. Malmivuo J, P.R., *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press. 1995.
13. CD, R., *Medical Engineering: Editor in Chief*. Year Book Med. Pubs. 1974.
14. ไพรรุณ., อ., *ความรู้พื้นฐานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ*.
15. วานิชสรรพ, ก., *EKG : คลื่นไฟฟ้าหัวใจ*. <http://www.urnurse.net/test-EKG.html>.
16. Gacek A, P.W., *ECG Signal Processing, Classification and Interpretation: A Comprehensive Framework of Computational Intelligence*. Springer London.
17. อุทานปทุมรส., น.พ.เ., *BASIC ECG Interpretation*.
18. T., B., *ECG Based Analysis of the Ventricular Repolarisation in the Human Heart*. KIT Scientific
19. 475, P.E., from www.uspto.gov/web/patents/classification/cpc/html/defA61B.html.
20. ชนบดีเฉลิมรุ่ง, ย., *อิเล็กทรอนิกส์พื้นฐาน Fundamental Electronics*. สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, (พิมพ์ครั้งที่ 2).

1. ศรียุทธศักดิ์, ร.ด.ม., อิเล็กทรอนิกส์ชีวแพทย์(*Biomedical Electronics*) บทที่ 5 การวัดคลื่นหัวใจ.
2. Luz, E.J.d.S., et al., *ECG-based heartbeat classification for arrhythmia detection: A survey*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2016. 127: p. 144-164.
3. Cajavilca, C. and J. Varon, *Willem Einthoven: The development of the human electrocardiogram*. Resuscitation, 2008. 76(3): p. 325-328.
4. Fye, W.B., *A History of the origin, evolution, and impact of electrocardiography*. The American Journal of Cardiology, 1994. 73(13): p. 937-949.
5. D., J., *History of the electrocardiogram* 2009: p. Available from: <http://www.ecglibrary.com/ecghist.html>.
6. Hoekstra, J.W., et al., *Acute Detection of ST-Elevation Myocardial Infarction Missed on Standard 12-Lead ECG With a Novel 80-Lead Real-Time Digital Body Surface Map: Primary Results From the Multicenter OCCULT MI Trial*. Annals of Emergency Medicine, 2009. 54(6): p. 779-788.e1.
7. Yamada, K., et al., *Body surface isopotential mapping in Wolff-Parkinson-White syndrome: Noninvasive method to determine the localization of the accessory atrioventricular pathway*. American Heart Journal, 1975. 90(6): p. 721-734.
8. Ikeda, K., et al., *Non-invasive detection of coronary artery disease by body surface electrocardiographic mapping after dipyridamole infusion*. Journal of Electrocardiology, 1986. 19(3): p. 213-223.
9. H. G. Puurtinen, M.S.a.e.a., *256-CHANNEL ELECTROCARDIOGRAPHY IN ARRHYTHMIA ANALYSIS AND VALIDATION OF MODEL INVESTIGATIONS*. International Journal of Bioelectromagnetism. 2002, Vol. 4, No. 2: p. pp. 325 - 326.

10. M. Tyšler, V.R., P. Kal'avský, G. Bukor., *Portable High Resolution Multichannel ECG Measuring Device*. Proceedings of the 9th International Conference. Smolenice: p. Slovakia2013.
11. อ.ดร.ศรินรัตน์ ศรีประสงค์, อ.ธ.ส., *ECG Interpretation & Nursing Care*. ณ ห้องประชุม สวงนสุข ฉันทวงศ์ ชั้น ๑๑ อาคารพระศรีพัชรินทร คณะพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล: 2014.
12. Malmivuo J, P.R., *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press. 1995.
13. CD, R., *Medical Engineering: Editor in Chief*. Year Book Med. Pubs. 1974.
14. ไพรรุณ., อ., *ความรู้พื้นฐานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ*.
15. วานิชสรรพ, ก., *EKG : คลื่นไฟฟ้าหัวใจ*. <http://www.urnurse.net/test-EKG.html>.
16. Gacek A, P.W., *ECG Signal Processing, Classification and Interpretation: A Comprehensive Framework of Computational Intelligence*. Springer London.
17. อุทานปทุมรส., น.พ.เ., *BASIC ECG Interpretation*.
18. T., B., *ECG Based Analysis of the Ventricular Repolarisation in the Human Heart*. KIT Scientific
19. 475, P.E., from www.uspto.gov/web/patents/classification/cpc/html/defA61B.html.
20. ชนบดีเฉลิมรุ่ง, ย., *อิเล็กทรอนิกส์พื้นฐาน Fundamental Electronics*. สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, (พิมพ์ครั้งที่ 2).

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายไพโรจน์ คอนอม เกิดเมื่อวันที่ 9 สิงหาคม พ.ศ. 2533 ที่จังหวัดเชียงราย สำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต จากภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ในปีการศึกษา 2555 และเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2557

