

ความไม่เป็นอุดมคติจากการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านส่วนต่อ ประสานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรด

Non Ideal ECG Measurement Through Electrode-tissue Interfaces

พัลลภ พันธุ์ปรีชารัตน์

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันวิศวกรรมมหานคร คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร 140 ถนนเชื่อมสัมพันธ์ แขวงกระทุ่มราย เขตหนองจอก กรุงเทพฯ 10530
Email: panlop@mut.ac.th

Manuscript received October 27, 2021

Revised November 27, 2021

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอความไม่เป็นอุดมคติจากการวัดสัญญาณ ECG ซึ่งเป็นผลมาจากสัญญาณรบกวนคอมมอนโหมด ศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์ และ ค่าความต้านทานเนื้อเยื่อ โดยได้กล่าวถึงปัญหาที่เกิดขึ้นจากการวัดสัญญาณชีวภาพขนาดเล็กที่ใช้อุปกรณ์ตรวจวัดแบบอิเล็กโทรด โดยอธิบายในรูปของแบบจำลองวงจรสมมูลส่วนต่อประสานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรดต่อรวมกับวงจรขยายส่วนหน้า จากการจำลองการทำงาน ผลที่ได้พบว่า จากการใช้ ตัวแปรที่สนใจเปรียบเทียบกับค่าความผิดพลาดของสัญญาณ สังเกตได้ว่าแรงดันที่วัดได้ของสัญญาณรบกวนคอมมอนโหมด จะอยู่ในช่วง $\pm 250\text{mV}$ ส่วนศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์ จะมีค่าอยู่ในช่วง $\pm 150\text{mV}$ และค่าความต้านทานเนื้อเยื่อที่ได้ ไม่เกินความต้านทานอินพุตของวงจรขยายส่วนหน้า ยังทำให้วงจรมีความผิดพลาดต่ำกว่า 1%

คำสำคัญ: อิเล็กโทรดแบบศักย์ไฟฟ้า ส่วนต่อประสานเนื้อเยื่อกับอิเล็กโทรด ศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์

ABSTRACT

This paper presents the non-ideal of ECG signal measurement which is caused from the common mode noise, half-cell potential and tissue resistance. The problems are introduced that arise from measuring the small biological signals using the electrode probes. It is described in the form of a tissue-electrode interface of equivalent circuit model with the front-end amplifier circuit. For the simulation using the various parameters compared with the distortion of the signal, the results found that the measured voltage of common mode noise is in the range of $\pm 250\text{ mV}$. The half-cell potential is in the range of $\pm 150\text{ mV}$ and tissue resistance values does not exceed the input impedance of the front-end amplifier also make the circuit distortion less than 1%.

Keywords: Electrode Potential, Electrode-tissue Interfaces, Half-cell potential

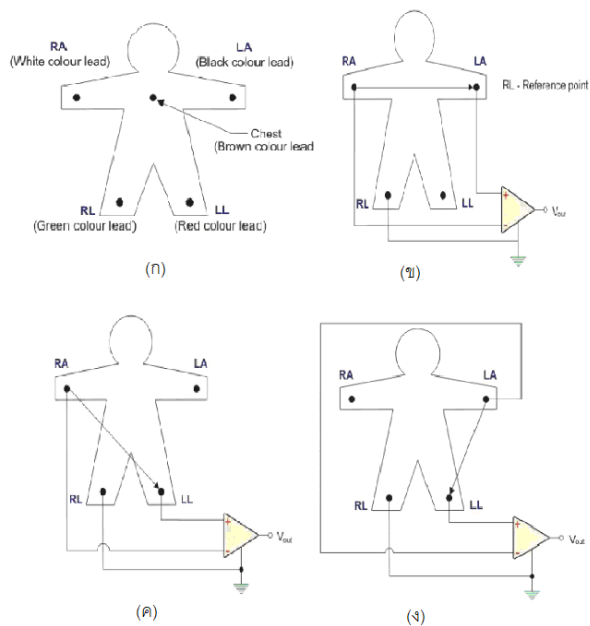
1. บทนำ

สัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ คือศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในหัวใจและเคลื่อนที่ไปสู่ผิวหนัง ซึ่งจะสามารถวัดสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจนี้ด้วยอิเล็กโทรดสำหรับติดผิวหนัง โดยตำแหน่งติดอิเล็กโทรดที่ได้มาตรฐานสำหรับการวัดและบันทึกสัญญาณ ECG มีสามประเภท

ได้แก่ ลีดชนิดสองขั้วหรือลีดมาตรฐาน (Bipolar limb leads or standard leads) ลีดชนิดขั้วเดียว (Augmented unipolar limb leads) และ ลีดบริเวณทรวงอก (Chest leads) ดังนี้

1.1 ลีดชนิดสองขั้วหรือลีดมาตรฐาน

ลีดชนิดสองขั้วหรือลีดมาตรฐาน (Bipolar limb leads or standard leads) ซึ่งระบบลีดนี้เรียกอีกอย่างว่าระบบ Einthoven lead ซึ่งใช้ 2 อิเล็กโทรดการบันทึกสัญญาณ ECG ดังที่แสดงในรูปที่ 1 (ก) จากตำแหน่งของร่างกายสี่ตำแหน่งของเรา ได้แก่ แขนขวา (RA), แขนซ้าย (LA), ขาขวา (RL) และขาซ้าย (LL)

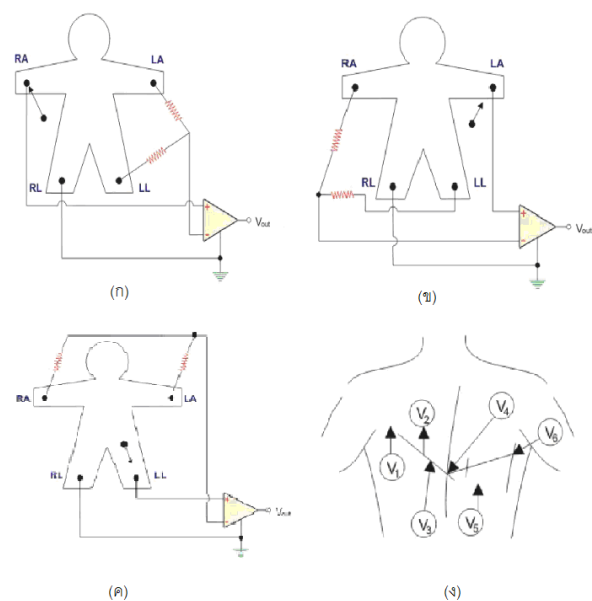


รูปที่ 1 ลีดมาตรฐาน ชนิดสองขั้ว (Bipolar limb leads) [1]

- ก) สัญญาณที่ได้คือความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากอิเล็กโทรดสองขั้ว โดยขาขวาจะเป็นอิเล็กโทรดกราวด์
- ข) Lead I แรงดันตกคร่อมจะเกิดจากแขนซ้ายไปแขนขวา แรงดันไฟฟ้าที่สร้างขึ้นคือ V_1
- ค) Lead II แรงดันตกคร่อมจากขาซ้ายไปแขนขวา แรงดันไฟฟ้าที่สร้างขึ้นคือ V_2
- ง) Lead III แรงดันตกคร่อมจากขาซ้ายไปแขนซ้าย แรงดันไฟฟ้าที่สร้างขึ้นคือ V_3

1.2 การวัดแบบระบบ Unipolar Limb Lead (Augmented Lead)

ในระบบนี้สัญญาณ ECG จะถูกบันทึกหรือวัด 3 จุด ระหว่างขั้วอิเล็กโทรดหลักและขั้วกลางที่ใช้ตัวต้านทานขนาดใหญ่ที่เท่ากัน สองตัว อิเล็กโทรดที่ได้จากการต่อตัวต้านทานแบบนี้ทำให้เกิดค่ากลางระหว่างตัวต้านทานทั้งสอง (ค่าเฉลี่ย) ค่าที่เกิดขึ้นจะใช้วัดสัญญาณเทียบกับขั้วอิเล็กโทรดหลักและอิเล็กโทรดอ้างอิง ในระบบ Lead แบบนี้ จะพบว่าแรงดันไฟฟ้า ECG เพิ่มขึ้นเล็กน้อยโดยสามารถแบ่งได้เป็น 3 Lead คือ Lead aVR ดังแสดงในรูปที่ 2(ก) Lead aVL ดังแสดงในรูปที่ 2(ข) และ Lead aVF ดังแสดงในรูปที่ 2(ค) ตามลำดับ



รูปที่ 2 การวัดแบบระบบ หนึ่งขั้ว (Unipolar Limb Lead) และแบบ Unipolar Chest Lead [2]

- ก) Lead aVR เป็นการใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนขวาเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้ายกับขาซ้าย
- ข) Lead aVL เป็นการใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนซ้ายเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับขาซ้าย
- ค) Lead aVF เป็นใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่ขาซ้ายเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับแขนซ้าย
- ง) วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead

1.3 วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead

วิธีการวัดแบบ Unipolar Chest Lead ดังรูปที่ 2 (ง) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงไฟฟ้าโดยใช้อิเล็กโทรด (Exploring Electrode, ขั้วบวก) วางบนตำแหน่งผนังบริเวณทรวงอกโดยเปรียบเทียบกับตำแหน่งศูนย์ ซึ่งตำแหน่งศูนย์ทำได้โดยนำขั้วไฟฟ้าที่วางตำแหน่งแขนขวาแขนซ้ายและขาซ้ายมารวมกันสามารถวัดศักย์ได้ 6 ตำแหน่งคือ V1, V2, V3, V4, V5 และ V6 โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้เป็นการดูหัวใจด้าน Horizontal Plane

2 Electrode Potential อิเล็กโทรดแบบศักย์ไฟฟ้า

ร่างกายมนุษย์จะมีสัญญาณชีพที่เป็นสัญญาณไฟฟ้าที่ปรากฏบนผิวกาย การวัดสัญญาณชีพนี้จำเป็นต้องใช้อุปกรณ์เฉพาะที่สามารถตรวจวัดสัญญาณออกมาได้ อุปกรณ์นั้นก็คือ อิเล็กโทรด อิเล็กโทรดสามารถวัดสัญญาณชีพบริเวณเนื้อเยื่อจากการถ่ายโอนไอออนในเนื้อเยื่อไปเป็นสัญญาณไฟฟ้า โดยทั่วไป อิเล็กโทรดมีสองประเภท ได้แก่ อิเล็กโทรดพื้นผิวและอิเล็กโทรดแบบเข็ม อิเล็กโทรดพื้นผิวจะเลือกความแตกต่างสัญญาณที่อาจเกิดขึ้นจากพื้นผิวของเนื้อเยื่อโดยไม่ทำลายเนื้อเยื่อ อิเล็กโทรดแบบเข็มจะระบุค่าศักย์ไฟฟ้าจากภายในเซลล์

2.1 คุณสมบัติของอิเล็กโทรดแบบวัดสัญญาณศักย์ไฟฟ้า

ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในร่างกายคือศักย์ไอออนิก อุปกรณ์ทรานสดิวเซอร์หรืออิเล็กโทรดจะแปลงกระแสไอออนิกในร่างกายให้เป็นกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านอิเล็กโทรด ที่ส่วนต่อประสานระหว่างอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรไลต์ เกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน(คาย/ให้อิเล็กตรอน) ขั้วไฟฟ้าเป็น ขั้วแอโนดและปฏิกิริยารีดักชัน(รับอิเล็กตรอน) ขั้วไฟฟ้าเป็นขั้วแคโทด

2.2 ศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์

ศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์คือ แรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้น ที่ส่วนต่อประสานอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์ ในส่วนต่อประสานระหว่างโลหะกับสารละลาย ศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดจะเกิดขึ้นที่สองเงื่อนไข ดังนี้

- 1) เมื่อไอออนเดินทางจากโลหะไปยังสารละลาย
- 2) เมื่อไอออนในสารละลายรวมกับอิเล็กตรอนในโลหะ

ดังนั้น เมื่ออิเล็กโทรดโลหะและของเหลวในร่างกายทำปฏิกิริยากับอิเล็กโทรดจะปล่อยไอออนออกเป็นสารละลาย ในกรณีเดียวกัน ไอออนในอิเล็กโทรไลต์จะรวมกับอิเล็กโทรด ส่งผลให้เกิดการไล่ระดับประจุ เมื่อกระแสไฟฟ้าไหล จะไม่มีการถ่ายโอนประจุสุทธิผ่านอิเล็กโทรไลต์โลหะ อิเล็กโทรดส่วนต่อประสานจะเป็นอิเล็กโทรดโพลาไรซ์ที่สมบูรณ์แบบ อิเล็กโทรดจะมีลักษณะเหมือนตัวเก็บประจุ เมื่ออิเล็กโทรดแบบโพลาไรซ์ได้สัมผัสกับอิเล็กโทรไลต์ จะเกิดประจุเป็นสองเท่าที่ส่วนต่อประสาน ถ้ามีการเคลื่อนที่ของอิเล็กโทรดหรืออิเล็กโทรดไม่แน่นพอ จะรบกวนการกระจายประจุซึ่งส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าครึ่งเซลล์ ปรากฏการณ์นี้ถูกเรียกว่า Motion Artefact

สมการ Nernst มีการประยุกต์ใช้ทางสรีรวิทยาเมื่อใช้ในการคำนวณศักย์ไฟฟ้าของไอออนของประจุ n ข้ามเมมเบรน ศักย์ไฟฟ้านี้ถูกกำหนดโดยใช้ความเข้มข้นของไอออนทั้งภายในและภายนอกเซลล์เมื่อเมมเบรนแบบกึ่งซึมผ่านได้แยกสารละลายไอออนิกสองชนิด ที่มีความเข้มข้นต่างกัน ศักย์ไฟฟ้าจะปรากฏขึ้นทั่วเมมเบรนสมการ Nernst กำหนดศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์ ดังนี้

$$E = -\frac{RT}{nF} \ln \left[\frac{a_1}{a_2} \right] \quad (1)$$

โดยที่ a_1 และ a_2 คือกิจกรรมของไอออนในแต่ละด้านของเมมเบรน (ด้านในและด้านนอกเมมเบรน)

R คือค่าคงที่แก๊สสากล: $R = 8.31446261815324 \text{ J K}^{-1} \text{ mol}^{-1}$

T คืออุณหภูมิในหน่วยเคลวิน

n คือจำนวนอิเล็กตรอนที่ถ่ายโอนในปฏิกิริยาของเซลล์หรือครึ่ง ปฏิกิริยา

F คือค่าคงที่ฟาราเดย์ จำนวนคู่อิเล็กตรอนต่อโมลของอิเล็กตรอน:
 $F = 96485.3321233100184 \text{ Cmol}^{-1}$

3 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด

อิเล็กโทรดถูกกำหนดให้เป็นตัวนำไฟฟ้าที่เป็นของแข็งซึ่งกระแสไฟฟ้าเข้าหรือออกจากเซลล์อิเล็กโทรไลต์ มันแปลงศักย์ไอออนิกเป็นศักย์ไฟฟ้า อิเล็กโทรดประเภทต่างๆ ที่ใช้สำหรับการวัดทางชีววิทยาขึ้นอยู่กับตำแหน่งทางกายวิภาคจากตำแหน่งที่วัดสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ อิเล็กโทรดชีวภาพรับสัญญาณเช่น ECG, EEG

และ EMG เป็นต้น

3.1 อิเล็กโทรด

อิเล็กโทรดมีสามประเภทหลัก ได้แก่ ไมโครอิเล็กโทรด อิเล็กโทรดเข็ม และอิเล็กโทรดผิวกาย ดังนี้

3.1.1 ไมโครอิเล็กโทรด

ไมโครอิเล็กโทรดวัดศักย์ไฟฟ้าจากภายในเซลล์เดียว มีปลายขนาดเล็กผ่านศูนย์กลางเล็กมากที่สามารถเจาะลึกเข้าไปในเซลล์โดยไม่ทำลายเซลล์ของมนุษย์

3.1.2 อิเล็กโทรดเข็ม

อิเล็กโทรดเข็มบันทึกศักย์ไฟฟ้าการทำงานของเส้นประสาทส่วนปลาย มันคล้ายกับเข็มฉีดยาทางการแพทย์

3.1.3 อิเล็กโทรดสำหรับวัดศักย์ไฟฟ้าจากผิวหนัง

อิเล็กโทรดสำหรับวัดศักย์ไฟฟ้าจากผิวหนัง จะสามารถรับรู้สัญญาณจากหัวใจ สมอ และเส้นประสาทได้ อิเล็กโทรดสำหรับติดพื้นผิวที่ใหญ่กว่า จะใช้ตรวจจับสัญญาณ ECG อิเล็กโทรดที่มีพื้นผิวเล็กกว่าจะใช้ตรวจจับสัญญาณ EMG และ EEG

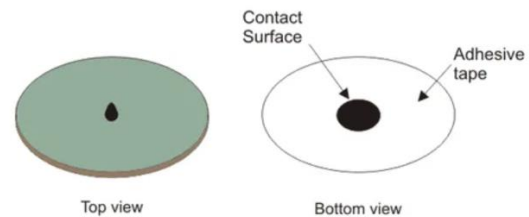
3.2 ประเภทของอิเล็กโทรดพื้นผิวมีดังนี้

เทคนิคการวัด ECG โดยใช้อิเล็กโทรดแผ่นรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้าหรือวงกลมที่ทำจากวัสดุนิกเกิล เงิน มีพื้นที่สัมผัสที่เล็กกว่าและไม่ฝืนกับตัวผู้ป่วยจนสนิท อิเล็กโทรดถูกวางบนผิวหนังโดยใช้อิเล็กโทรไลต์ การเคลื่อนหลุดของอิเล็กโทรดและการเปลี่ยนตำแหน่งเพลทเป็นข้อเสียหลักสองประการของอิเล็กโทรดประเภทนี้ มีความละเอียดอ่อนมาก ทำให้เกิดข้อผิดพลาดในการวัด ดังนี้

3.2.1 อิเล็กโทรดชนิดกาว

อิเล็กโทรดชนิดกาว เป็น อิเล็กโทรดสำหรับวัดศักย์ไฟฟ้าจากผิวหนัง โดยติดที่พื้นผิว แรงดันของอิเล็กโทรดสำหรับติดพื้นผิวกับผิวหนัง จะบีบอิเล็กโทรดเพสต์ออก เพื่อหลีกเลี่ยงปัญหานี้ จะใช้อิเล็กโทรดกาว ที่มีแผ่นเมทัลลิกน้ำหนักเบา เป็นแผ่นรองด้านหลัง

สำหรับวางอิเล็กโทรด โดยที่แผ่นรองกาวนี้ยึดอิเล็กโทรดไว้กับที่ให้นั่น นอกจากนั้นยังช่วยหลีกเลี่ยงการระเหยของอิเล็กโทรไลต์ที่มีอยู่อีกด้วย



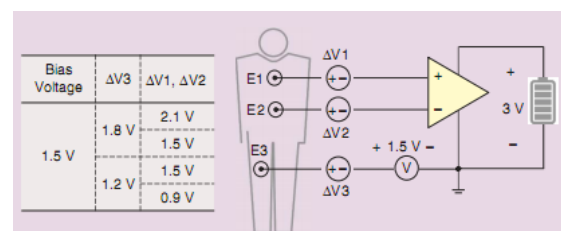
รูปที่ 4 อิเล็กโทรดสำหรับวัดศักย์ไฟฟ้าจากผิวหนัง [2]

4. ความไม่เป็นอุดมคติของการอ่านสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ความไม่เป็นอุดมคติของการอ่านสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาจทำให้เกิดปัญหาต่าง ๆ ดังนี้

4.1 ดีซีโพลาริเซชันโวลเตจ

ดีซีโพลาริเซชันโวลเตจ (DC Polarization voltage) คือ แรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้นที่ผิวหนังจากการติดด้วยอิเล็กโทรดส์ (Electrode) บางครั้ง เมื่อมีการหายใจอาจขยับทำให้เกิดดีซีโพลาริเซชันโวลเตจมีค่ามากขึ้นและจากการที่ใช้อิเล็กโทรดหลายจุด ทำให้แรงดันที่เกิดขึ้นของแต่ละอันไม่เท่ากัน ยกตัวอย่างดังรูปที่ 5 [3]

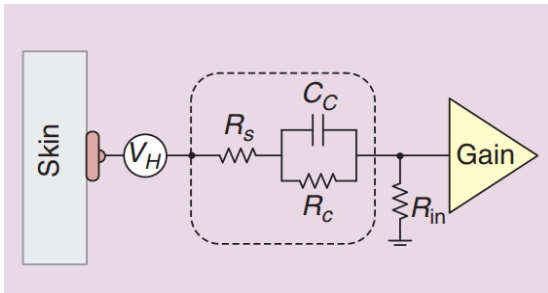


รูปที่ 5 ดีซีโพลาริเซชันโวลเตจ [1]

ประมาณว่าถ้าเกิดดีซีโพลาริเซชันประมาณ 300 มิลลิโวลต์ที่แรงดันไบอัสที่ 1.5 โวลต์จะทำให้เกิดค่าความแตกต่างของแรงดันระหว่างขั้วอิเล็กโทรดที่ตำแหน่ง E3 เป็น 1.2-1.8 โวลต์ และส่งผลไปยังขั้วอิเล็กโทรด E1 และ E2 ให้มีค่าความ จาก 0.9 โวลต์ถึง 2.1

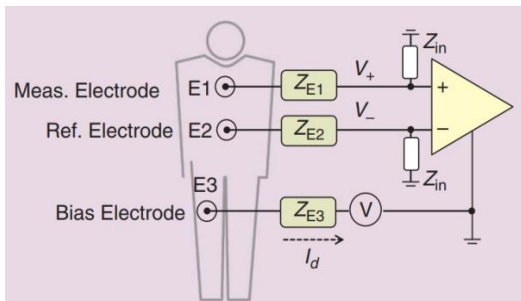
4.2 ถ้าค่าอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรด R_c มีค่ามากในระดับเมกะโอม์

ถ้าค่าอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรด R_c มีค่ามากในระดับเมกะโอม์ ถือว่ามีค่าสูงมาก และถ้าค่าอินพุตอิมพีแดนซ์ของวงจรขยายที่นำมาต่อด้วยมีค่าไม่มากกว่าพอ ก็จะมีผลให้โพลทอนอัตราขยายของวงจรขยายได้ แต่เรื่องที่นำวิตกกว่าก็คือ ค่าความถี่ตัดด้านต่ำของวงจรขยายจะเลื่อนไปทางความถี่สูงขึ้นทำให้สัญญาณชีวภาพที่ความถี่ต่ำเสียหายได้ ดังรูปที่ 6



รูปที่ 6 ค่าความต้านทานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรด [3]

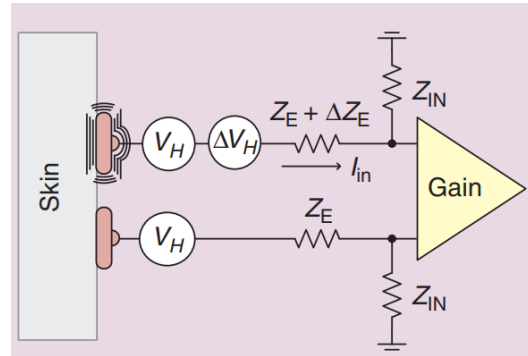
นอกจากนี้เมื่อค่าอิมพีแดนซ์ที่อิเล็กโทรดอาจมีค่าไม่เท่ากัน ความไม่เท่ากันของอิมพีแดนซ์อิเล็กโทรด Z_{E1} และ Z_{E2} จะส่งผลให้เกิดค่าความต่างกันที่ อินพุตของวงจรขยาย ความไม่เท่ากัน (mismatch) ส่งผลให้คอมมอนโหมดอินพุตไม่เท่ากันและทำให้ CMRR ต่ำ โดยจะมีผลน้อยมาก เมื่ออินพุตอิมพีแดนซ์ของวงจรขยายมีค่ามากพอ ดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 อิมพีแดนซ์อิเล็กโทรด Z_{E1} และ Z_{E2} [3]

4.3 Motion artifact

Motion artifact เกิดจากการติดอิเล็กโทรดที่ผิวหนังเพื่อการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วงจรขยายส่วนหน้า อาจเกิดปัญหาคือขึ้นเนื่องจากการที่ผิวสัมผัสตัวนำของอิเล็กโทรดไม่แนบสนิทกับผิวหนังพอเนื่องจากการขยับจากการหายใจหรือปัจจัยอื่น จึงทำสัญญาณที่เกิดจากอิเล็กโทรดไม่สมมาตรกันทั้งสองข้างของอิเล็กโทรด ส่งผลให้ Z_E (Contact Impedance) และ V_H (Halfcell potential) ไม่เท่ากันในแต่ละข้าง ซึ่งในการเปลี่ยนแปลงเล็ก ๆ ของ V_H กับ Z_E ส่งผลโดยตรงกับสัญญาณแรงดันอินพุต ทำให้มีค่ามากขึ้น ส่งผลให้เกิด ความผันผวนของสัญญาณพื้น (baseline Signal fluctuation) และถ้าอิเล็กโทรดเป็นแบบแห้งจะยิ่งส่งผลให้ค่า V_H มากยิ่งขึ้น



รูปที่ 8 Motion artifact [1]

5 ความผิดเพี้ยนของฮาร์โมนิกรวม (Total Harmonic Distortion) THD

ค่าที่บอกถึงปริมาณของ ฮาร์โมนิกที่มีอยู่ในสัญญาณทั้งหมด โดยเปรียบเทียบกับส่วนประกอบความถี่หลักมูลตามมาตรฐาน ค่า THD จะบ่งบอกถึงความผิดเพี้ยนของสัญญาณได้ ตามมาตรฐาน ค่าความเพี้ยนแรงดันฮาร์โมนิกเป็นไปตามสมการ

$$THD = \frac{\sqrt{\sum_{n=2}^{\infty} V_n^2}}{V_s} \quad (2)$$

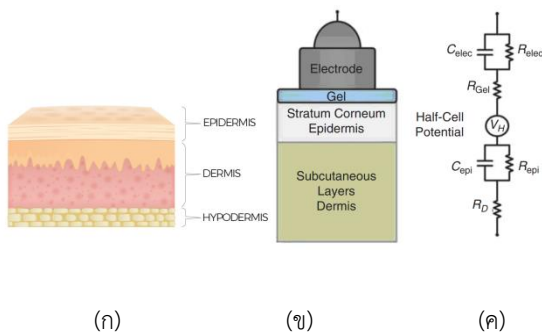
โดย V_s : ขนาดแอมพลิจูดของสัญญาณ

V_n : ขนาดแอมพลิจูดของสัญญาณ แรงดันฮาร์โมนิกลำดับที่ n

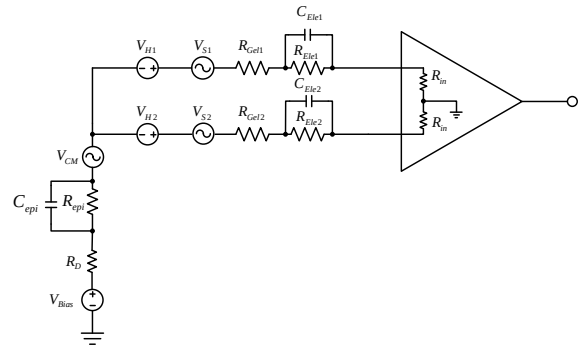
6 แบบจำลองวงจรสมมูลส่วนต่อประสานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรด (Equivalent circuit model of Electrode-tissue Interfaces)

จากทฤษฎีที่กล่าวมาข้างต้นจะเห็นว่ากรวัดสัญญาณชีวภาพจากการต่อประสานเนื้อเยื่อกับอิเล็กโทรดมีปัจจัยที่ต้องคำนึงถึงมากมาย จึงได้ศึกษาปัจจัยเหล่านั้นและทำการจำลองรูปแบบการต่อประสานเนื้อเยื่อกับอิเล็กโทรดเพื่อการวัดสัญญาณชีวภาพจากอิเล็กโทรดแบบติดที่ผิวหนังว่ามีผลต่อวงจรตรวจวัดและวงจรขยายสัญญาณชีวภาพอย่างไร

จากรูปที่ 10 (ก) แสดงให้เห็นถึงชั้นของผิวหนังโดยบนสุดเป็นชั้นผิวหนังกำพืด (stratum corneum epidermis) ลึกลงไปเป็นชั้นผิวหนังแท้ (subcutaneous layers dermis) และชั้นใต้ผิวหนัง (hypodermis) เปรียบเทียบกับรูปที่ 10 (ข) เมื่อทำการติดอิเล็กโทรดเข้าไปที่ชั้นผิวหนังโดยมีเจลอิเล็กโทรไลต์ประสานระหว่างหน้าสัมผัสของอิเล็กโทรดและผิวหนังกำพืดเพื่อใช้ในการวัดสัญญาณ รูปที่ 10 (ค) เป็นวงจรสมมูลของส่วนประสานระหว่างหน้าสัมผัสอิเล็กโทรดและผิวหนังกำพืด โดยที่ C_{elec} , R_{elec} เป็นตัวเก็บประจุและความต้านทานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรด มีค่าประมาณ 47nF และ 51 k Ω ตามลำดับ [3] V_H ศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์ มีค่าประมาณ 0.22 V C_{epi} , R_{epi} และ R_D เป็น ตัวเก็บประจุและความต้านทานของผิวหนังกับอิเล็กโทรดมีค่าประมาณ 10nF และ 100 k Ω [6]



รูปที่ 9 รูปแบบจำลองวงจรสมมูลส่วนต่อประสานเนื้อเยื่ออิเล็กโทรด [3], [5]



รูปที่ 10 เมื่อใช้แบบจำลองวงจรสมมูลส่วนต่อประสานเนื้อเยื่ออิเล็กโทรดต่อกับวงจรขยายส่วนหน้า ดังนี้ V_S : สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ขนาดแอมพลิจูด 0.5-4 mV/ความถี่ 0.05-250 เฮิรต

V_H : ศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์ มีค่าประมาณ 0.22 V

V_{CM} : สัญญาณรบกวนคอมมอนโหมด มีค่าประมาณ 300mV

V_{Bias} : แรงดันไบอัสของวงจร

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยต้องการหาผลกระทบจากการต่อประสานเนื้อเยื่ออิเล็กโทรดต่อวงจรขยายส่วนหน้าว่ามีผลต่อสัญญาณ ECG ที่วัดออกมาอย่างไรโดยดูได้จากค่าความเพี้ยนฮาร์โมนิกรวม (THD :Total harmonic distortion) ส่วนใหญ่สัญญาณที่วัดได้ควรมีค่าความเพี้ยนฮาร์โมนิกไม่เกิน 1%

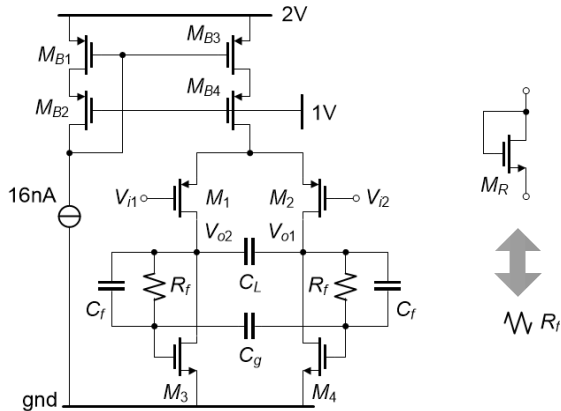
6.1 วงจรขยายส่วนหน้าสำหรับสัญญาณชีวภาพ

วงจรขยายส่วนหน้าสำหรับสัญญาณชีวภาพจากงานวิจัย [4] ได้ทำการวิจัยและทดลองสร้างวงจรขยายส่วนหน้าสำหรับสัญญาณชีวภาพเพื่อใช้วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) โดยใช้โครงสร้างวงจรแบบ differential-difference amplifier (DDA) ดังวงจรรูปที่ 10 ที่สร้างขึ้นโดยใช้ทรานซิสเตอร์แบบ MOS

7 ผลจำลองการทำงานของวงจร

ทำการจำลองการทำงานโดยนำวงจรขยายส่วนหน้าสำหรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ที่สร้างขึ้นโดยใช้ทรานซิสเตอร์แบบ MOS ตามรูปที่ 10 เมื่อทำการจำลองการทำงานโดยใช้โปรแกรม Cadence 0.35 μ m CMOS โดยกำหนดแรงดันไฟเลี้ยง ให้มีค่า

เท่ากับ 2 V แรงดันแรงดันไบอัสของวงจรมีค่าเท่ากับ 0.9 V แรงดันอินพุตสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) แบบโหมดผลต่างมีค่าเท่ากับ 1 mV ต่อเข้ากับวงจรสมมูลส่วนต่อประสานเนื้อเยื่ออิเล็กโทรดตามรูปที่

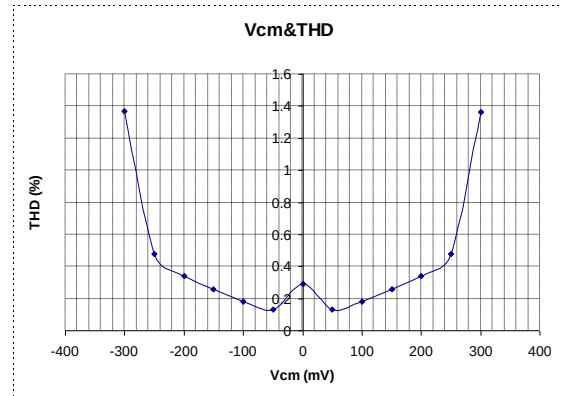


รูปที่ 11 วงจรขยายส่วนหน้าสำหรับสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) แบบ differential-difference amplifier (DDA) ที่สร้างขึ้นโดยใช้ทรานซิสเตอร์แบบ MOS [4]

ตารางที่ 1 ค่าพารามิเตอร์ต่างๆของวงจรขยายส่วนหน้าที่ใช้ทดสอบ

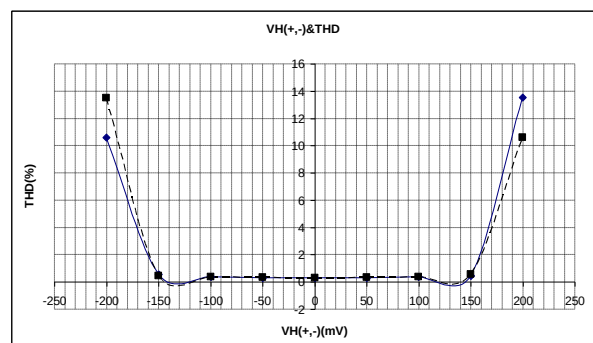
Amplifier	Gain	CMRR	Zin@fin	VDD	Power[μW]
DDA []	[dB]	[dB]	[MΩ, Hz]	[V]	
	40	86	295@50	2	0.67

จากนั้นทำการทดสอบวงจรจากผลของสัญญาณรบกวนคอมมอนโหมด (V_{CM}) โดยให้สัญญาณรบกวนคอมมอนโหมมีค่าประมาณ $\pm 300mV$ เปรียบเทียบกับ ค่าความเพี้ยนฮาร์โมนิกรวม (THD :Total harmonic distortion) ซึ่งจะบ่งบอกถึงความผิดเพี้ยนของสัญญาณ ECG ที่วัดได้ ดังรูปที่ 12



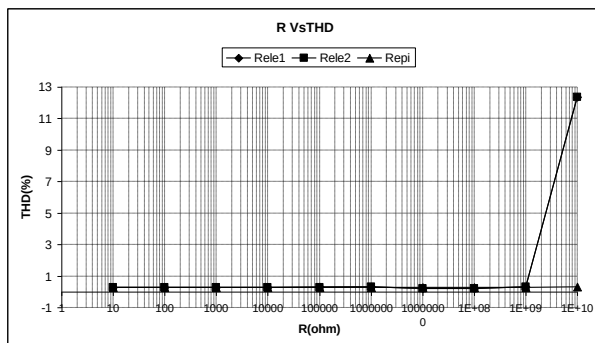
รูปที่ 12 จากกราฟการวัดค่า V_{CM} V_S THD ซึ่งจะเห็นว่าเมื่อสัญญาณมี V_{CM} ที่เปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วง $\pm 250mV$ วงจรยังมีความผิดเพี้ยนต่ำกว่า 1%

ต่อมาทำการทดลองผลของศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์ (V_H) ศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์เกิดจากผลของการติดอิเล็กโทรด ถ้ามีการขยับข้างใดข้างหนึ่งศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์ของแต่ละข้างก็จะไม่เท่ากัน ในแต่ละข้างของอิเล็กโทรด ผลการทดลองแสดงให้เห็นเมื่อศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์ในแต่ละข้างที่ไม่เท่ากันว่ามีผลต่อคอมมิตเพี้ยนการวัดสัญญาณ ECG อย่างไร ซึ่งเมื่อค่า ศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์มีค่ามากขึ้นจะ ส่งผลให้เกิด ความผันผวนของสัญญาณพื้น (baseline Signal fluctuation) ตามหัวข้อที่ 4.3 ทำให้ค่า THD ของสัญญาณสูงขึ้น



รูปที่ 13 กราฟการวัดค่า $\pm V_H$ V_S THD ซึ่งจะเห็นว่าเมื่อสัญญาณมี V_H ที่เปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วง $\pm 150mV$ วงจรยังมีความผิดเพี้ยนต่ำกว่า 1%

การที่มีค่าความต้านทานเนื้อเยื่อกับอิเล็กโทรดไม่เท่ากัน ก็ส่งผลต่อการวัดสัญญาณ ECG ด้วยเช่นกัน จึงทำการทดลองดูผลของค่าความต้านทานเนื้อเยื่อแต่ละตัวนั้น มีผลต่อความผิดเพี้ยนของสัญญาณอย่างไร จึงได้ทดลองเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานแต่ละตัว คือ ค่าความต้านทานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรด1 (R_{elec1}) ค่าความต้านทานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรด2 (R_{elec2}) และค่าความต้านทานของผิวหนัง (R_{epi}) เทียบกับค่าTHD ตามรูป



รูปที่ 14 กราฟการวัดค่า THD เปรียบเทียบกับการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรด

จากกราฟการวัดค่า THD เปรียบเทียบกับการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรด ตามรูปที่ 14 ความเปลี่ยนแปลงความต้านทานของผิวหนัง (R_{epi}) จะไม่มีผลต่อค่า THD ของวงจร ต่างกับผลของค่าความต้านทานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรด1 (R_{elec1}) กับค่าความต้านทานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรด2 (R_{elec2}) ที่มีผลต่อค่า THD ของสัญญาณ โดยเมื่อค่าความต้านทานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรดฝั่งใดฝั่งหนึ่งมีค่ามากขึ้นเกินกว่าค่าความต้านทานอินพุตของวงจรขยายส่วนหน้า ก็จะทำให้ค่าความเพี้ยนฮาร์มอนิกรวม สูงขึ้นอย่างรวดเร็ว นอกจากนี้ยังสามารถขยายความให้เป็นไปตามหัวข้อ 4.2 คือการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานเนื้อเยื่อ-อิเล็กโทรดฝั่งใดฝั่งหนึ่ง จะมีผลให้เพลดทอนอัตราขยายของวงจรฝั่งใดฝั่งหนึ่ง ทำให้วงจรขยายเกิดความไม่เท่ากัน (mismatch) ส่งผลให้คอมมอนโหมดอินพุตไม่เท่ากันและทำให้ CMRR ต่ำ ค่า THD ของสัญญาณก็จะสูงขึ้น

8. สรุป

บทความนี้ได้นำเสนอความไม่เป็นอุดมคติจากการวัดสัญญาณ ECG ซึ่งเป็นผลมาจากสัญญาณรบกวนคอมมอนโหมด ศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์และ ค่าความต้านทานเนื้อเยื่อ โดยใช้วงจรสมมูลส่วนต่อประสานเนื้อเยื่อและอิเล็กโทรดต่อรวมกับวงจรขยายส่วนหน้า จากผลการจำลองการทำงาน โดยใช้ตัวแปรที่สนใจเปรียบเทียบกับค่าความผิดเพี้ยนของสัญญาณพบว่า สัญญาณรบกวนคอมมอนโหมดในช่วง $\pm 250mV$ ศักย์ไฟฟ้าแบบครึ่งเซลล์ ในช่วง $\pm 150mV$ ค่าความต้านทานเนื้อเยื่อที่ไม่เกินความต้านทานอินพุตของวงจรขยายส่วนหน้า ยังทำให้วงจรจรรยาังมีความผิดเพี้ยนต่ำกว่า 1%ซึ่งทำให้เห็นถึงความสำคัญของตัวแปรต่าง ๆ ที่ต้องคำนึงถึงในการวัดสัญญาณ ECG ต่อไป

เอกสารอ้างอิง

- [1] Vidya Muthukrishnan, "ECG Lead System Configuration" [online] Available at <https://www.electrical4u.com/ecg-lead-system-configuration/> Accessed:25-October-2021
- [2] Vidya Muthukrishnan,"Types of Surface Electrodes (Floating, Metal Plate & Multipoint)" [online] Available at <https://www.electrical4u.com/surface-electrodes/> Accessed:25-October-2021
- [3] L. Yan and J. Bac, "Challenges of Physiological Signal Measurements Using Electrodes: Fundamentals to Understand the Instrumentation," IEEE Solid-State Circuits Magazine, vol. 9, no. 4, pp. 90-97, Fall 2017.
- [4] Panlop Pantuprecharat, Supawat Masaree, Prajuab Pawarangkoon, and Chutham Sawigun "A 0.672 μW , 2 μV_{rms} CMOS Current-Feedback ECG Pre-amplifier With 77 dB CMRR," IEEE Asia Pacific Conference on Circuits and Systems 15th, pp 393-396, 2019.
- [5] "Human skin color Dermis Fitzpatrick scale" [online] Available at <https://www.pngwing.com/en/free-png-khzn/download> Accessed:25-October-2021.
- [6] Yu Mike Chi,Tzyy-Ping Jung and Gert Cauwenberghs, "Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review " IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol.3 , pp. 106-119, February 2010
- [7] Razavi, Behzad. Design of Analog CMOS Integrated Circuits Second Edition



พัลลภ พันธุ์ปรชาธร จบการศึกษาด้านวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร ปัจจุบันเป็นเป็นอาจารย์ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันนวัตกรรมมหานคร(MII) คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร ดำรงตำแหน่งผู้ช่วยศาสตราจารย์ สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า

หัวข้องานวิจัยที่สนใจ ECG and bio-potential amplifier, micro-power Analogue IC Design, Audio Electronics and Digital Audio Electronic