Engng.J.CMU.(2019) 26 (2), 203–215

วารสารวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Engineering Journal
Chiang Mai University

การพัฒนาระบบสำหรับเลือกตำแหน่งและตรวจสอบคุณภาพของอิเล็กโทรดสำหรับวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

Development of Automatic Electrode Position Selection and Electrode Integrity Determination System for Electromyography Signal Measurement

วิทิต แซ่ลิ่ม* พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์ และ กิตติคุณ ทองพูล
Withit Sae-lim*, Pornchai Phukpattaranont and Kittikhun Thongpull
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ต.คอหงส์ อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90112
Faculty of Engineering, Prince of Songkla University, Kohong, Hatyai, Songkhla 90112, Thailand
*E-mail: k.withit@hotmail.com, Tel: 0805207327

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอระบบการเลือกตำแหน่งและตรวจสอบคุณภาพของอิเล็กโทรดสำหรับวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยใช้การวิเคราะห์ค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนัง (electrode-skin impedance) ในการบ่งบอกถึงคุณภาพของอิเล็กโทรดในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ระบบการวัดอิมพีแดนซ์ใช้ AD5933 ในการวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนัง ซึ่งสามารถวัดอิมพีแดนซ์ได้ในช่วง 1 kΩ - 10 MΩ ในย่านความถี่ตั้งแต่ 5 kHz-100 kHz โดยได้ออกแบบการสอบเทียบอัตโนมัติ (Auto calibration) เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการวัดอิมพีแดนซ์ให้มีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น AD5933 ทำงานบนไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Mega 2560 ควบคุมและแสดงผลด้วยคอมพิวเตอร์ จากการทดลองพบว่า ที่ความถี่ 5 kHz ในการวัดอิมพีแดนซ์ช่วง 1 kΩ – 1 MΩ ระบบสามารถวัดอิมพีแดนซ์ได้อย่างถูกต้องมีความผิดพลาดน้อยกว่า 2% แต่ในการวัดอิมพีแดนซ์ช่วง 1 MΩ – 10 MΩ มีความผิดพลาดที่สูงและจากการวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังเปรียบเทียบกับคุณภาพของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้อัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal to noise ratio, SNR) ในการวิเคราะห์ พบว่าค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังที่ต่ำจะให้คุณภาพของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ดีกว่าค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังที่สูง การตรวจสอบคุณภาพและเลือกตำแหน่งการติดของอิเล็กโทรดสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสามารถใช้ค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังในการวิเคราะห์ได้และได้นำไปประยุกต์ใช้กับอิเล็กโทรดแบบตาราง (electrode grid) ขนาด 3 × 3 เพื่อเป็นการเลือกคู่อิเล็กโทรดที่เหมาะสมในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีคุณภาพ

ABSTRACT

This study presents a development of automatic electrode position selection and electrode integrity determination system for electromyography (EMG) signal measurement. The quality of electrode for EMG measurement was determined using an electrode-skin impedance. The impedance measurement system was developed based on AD5933 with frequency range of 5 kHz to 100 kHz and the impedance range of 1 kΩ to 10 MΩ. This work proposes an “*Auto calibration*” system which is designed for increasing the accuracy of impedance measurement system. AD5933 was controlled by an Arduino Mega 2560 and measurement results were displayed and recorded by a computer. The experimental results show that the accuracy of impedance from the proposed system is lower than 2%

Received 2 May 2018
Revised 20 September 2018
Accepted 26 November 2018

on the impedance range of 1 kΩ to 1 MΩ at the operation frequency 5 kHz while the range of 1 MΩ to 10 MΩ results in higher measurement error. Then, the electrode-skin impedance measured from the proposed system was used to compare with the quality of EMG signals. Results show that signal to noise ratio (SNR) of the EMG signals from the low electrode-skin impedance is better than that from the high electrode-skin impedance. The proposed system was applied for electrode position selection and electrode integrity determination based on a dry 3 × 3 electrode grid.

1. บทนำ

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electromyography, EMG) เป็นสัญญาณที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อ ซึ่งปัจจุบันได้มีการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อไปประยุกต์ใช้ในด้านต่าง ๆ อย่างแพร่หลาย ไม่ว่าจะเป็นการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาใช้ในการวินิจฉัยโรคกล้ามเนื้อร่วมประสาท (neuro-muscular diseases) [1] นำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาใช้ในการฟื้นฟู บำบัดรักษา [2] นำสัญญาณมาใช้ในการควบคุมอุปกรณ์ไฟฟ้า นำมาประยุกต์ใช้เพิ่มความสะดวกให้แก่ผู้พิการและยังมีการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาใช้ในการควบคุมหุ่นยนต์อีกด้วย [3]

การที่จะได้มาซึ่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีคุณภาพนั้น ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลาย ๆ อย่าง ไม่ว่าจะเป็นการออกแบบรูปร่างอิเล็กโทรดสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ วัสดุที่ใช้ในการทำอิเล็กโทรด รวมถึงสารที่ใช้เคลือบอิเล็กโทรดทั้งอิเล็กโทรดแบบแห้งและแบบเป็นเจล ล้วนมีผลต่อการนำกระแสและค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนัง (electrode- skin impedance) [4-6] ซึ่งการออกแบบอิเล็กโทรดที่จะทำให้ได้คุณภาพของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ดี จะต้องมีค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังที่ต่ำ [7] เพื่อให้มีสัญญาณรบกวนที่น้อย เนื่องจากสัญญาณรบกวนส่วนหนึ่งก็มาจากค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนัง [8] แรงกระทำจากภายนอกก็มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนัง [9] ด้วย

ตามโครงสร้างของผิวหนัง ค่าอิมพีแดนซ์ของผิวหนัง (skin impedance) จะมีค่าเปลี่ยนแปลงตามความถี่ของสัญญาณไฟฟ้า ถ้าความถี่มีค่ามากค่าอิมพีแดนซ์ของผิวหนังจะมีค่าน้อย [10] ทำให้การออกแบบวงจรขยายสัญญาณจะต้องมีอิมพีแดนซ์ด้านขาเข้าที่สูงมาก ๆ เพื่อป้องกันการไม่สมดุลของค่าอิมพีแดนซ์ของผิวหนังในการแปลงจากแรงดันไฟฟ้าร่วมเป็นผลต่างแรงดันไฟฟ้าในทุกย่านความถี่ [11]

ตำแหน่งของกล้ามเนื้อในการติดอิเล็กโทรดก็เป็นอีกปัจจัยหนึ่งในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีคุณภาพ เนื่องจากตำแหน่งในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีคุณภาพของแต่ละบุคคลไม่เหมือนกัน ขึ้นอยู่กับความยาวของกล้ามเนื้อด้วย [12-13] การเลือกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีคุณภาพอาจเลือกจากคู่ของการติดอิเล็กโทรดที่ให้ขนาดของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้มีค่าสูงที่สุด [14]

ปัจจัยต่างๆ ข้างต้นล้วนส่งผลต่อคุณภาพของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งการได้มาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ไม่มีคุณภาพอาจส่งผลต่อการวินิจฉัยโรค ทำให้การวินิจฉัยโรคผิดพลาด การควบคุมอุปกรณ์ไฟฟ้า การควบคุมหุ่นยนต์ แขนขาเทียมมีความผิดพลาด การเลือกตำแหน่งและตรวจสอบคุณภาพของอิเล็กโทรดก่อนการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจึงมีความสำคัญเป็นอย่างมาก เพื่อที่จะได้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal to noise ratio, SNR) ที่ดี

งานวิจัยนี้นำเสนอการพัฒนาระบบสำหรับเลือกตำแหน่งและตรวจสอบคุณภาพของอิเล็กโทรดสำหรับวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อให้ได้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีคุณภาพโดยเน้นในปัจจัยของค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังซึ่งมีผลต่อคุณภาพของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและการออกแบบระบบการวัดอิมพีแดนซ์ที่มีความถูกต้องสูงด้วยการสอบเทียบอัตโนมัติ (Auto calibration) เพื่อใช้ในการตรวจสอบคุณภาพของ

อิเล็กโทรดและวิเคราะห์ถึงตำแหน่งของคู่อิเล็กโทรดที่เหมาะสมในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

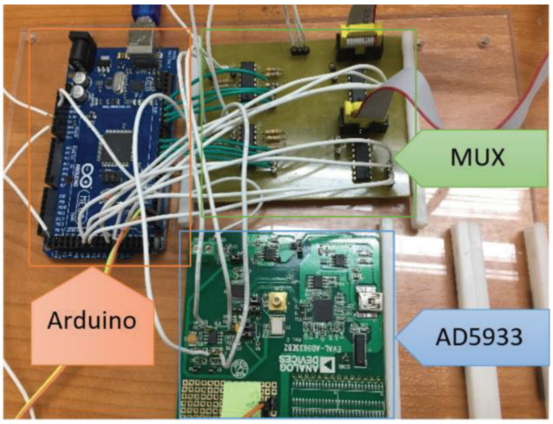
2. วิธีการ

2.1 ภาพรวมการทำงานของระบบการวัดอิมพีแดนซ์และการเลือกตำแหน่งของอิเล็กโทรด

การวัดอิมพีแดนซ์สามารถทำได้โดยการจ่ายสัญญาณด้านเข้าเป็นสัญญาณไซน์ที่มีความถี่ค่าหนึ่งให้กับอุปกรณ์ที่ต้องการวัดค่าอิมพีแดนซ์ โดยทำการวัดค่าแอมพลิจูดแรงดันตกคร่อมและกระแสที่ไหลผ่านอุปกรณ์แล้วนำมาประมวลผลหาค่าอิมพีแดนซ์ ดังสมการที่ (1)

$$Z = \frac{V}{I} \quad (1)$$

ระบบการวัดอิมพีแดนซ์ได้ออกแบบโดยใช้ AD5933 ซึ่งเป็นไอซีสำหรับวัดอิมพีแดนซ์ ควบคุมโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Mega 2560 ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 ระบบการวัดอิมพีแดนซ์

ซึ่งมีการสื่อสารแบบ I^2C ที่มีอัตราการชักตัวอย่างที่ 1 MS/sec ทำให้สามารถวัดอิมพีแดนซ์ได้ในช่วงความถี่ที่ 5 kHz - 100 kHz โดยสัญญาณเข้า AD5933 จะมีการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอลและมีการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่อง ทำให้ผลที่ได้จากการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่องของ AD5933 มี 2 ค่า คือ ค่าที่เป็นส่วนจริงและค่าที่เป็นส่วนจินตภาพ [15] ซึ่งสามารถนำมาคำนวณเป็นค่าอิมพีแดนซ์ได้ โดยกำหนดค่าคงที่ให้กับระบบ ดังแสดงในตารางที่ 1 ซึ่งการที่จะวัดอิมพีแดนซ์ให้มีความถูกต้อง Rfb และ Rcal มีผลเป็นอย่างมาก เนื่องจาก Rfb เป็นความต้านทานป้อนกลับของวงจรขยายกระแสซึ่งกำหนดอัตราขยายกระแสและค่าความต้านทานสอบเทียบหรือ Rcal เป็นตัวกำหนดค่าอัตราขยายชดเชย (Gain Factor) ซึ่งค่า Rfb กับ Rcal ถ้าไม่อยู่ในช่วงที่เหมาะสมจะทำให้ผลการวัดอิมพีแดนซ์มีความไม่ถูกต้องสูง

ตารางที่ 1 ค่าคงที่ของระบบวัดอิมพีแดนซ์

ตัวแปร	ค่าคงที่
V_{dd}	3.3 V
Output Excitation Voltage Amplitude (V_{pk})	1.98 $V_{p\text{-}p}$
$V_{DCoffset}$	1.48 V
Gain	1

ระบบการวัดถูกออกแบบให้มีการสอบเทียบอัตโนมัติ ซึ่งเป็นการปรับพารามิเตอร์ Rfb และ Rcal ในการวัดแบบอัตโนมัติเพื่อให้การวัดอิมพีแดนซ์มีความถูกต้องตลอดช่วงการวัดที่ 1 kΩ - 10 MΩ ซึ่งได้แบ่งช่วงการวัดอิมพีแดนซ์ออกเป็น 6 ช่วง ดังแสดงในตารางที่ 2 เนื่องจากค่าอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรดและผิวหนังจะมีค่าอยู่ในช่วง 1 kΩ -100 kΩ จึงได้ออกแบบให้ช่วงที่ 1 และช่วงที่ 2 มีความกว้างของช่วงน้อยกว่าช่วงที่ 3 ถึงช่วงที่ 6 เพื่อที่จะให้มีความถูกต้องที่สูงในช่วงของการวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนัง ส่วนช่วงที่ 3 ถึงช่วงที่ 6 ได้ออกแบบให้มีช่วงการวัดที่กว้างเพื่อที่จะได้วัดอิมพีแดนซ์ครอบคลุมเต็มประสิทธิภาพที่ไอซี AD5933 ที่สามารถวัดได้และเพื่อวิเคราะห์ความถูกต้องในการวัดอิมพีแดนซ์ที่มีผลกระทบมาจาก Rfb และ Rcal ต่อความกว้างของช่วงการวัด

ตารางที่ 2 ช่วงการวัดอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานของ Rfb และ Rcal ในการสอบเทียบอัตโนมัติ

ช่วง	อิมพีแดนซ์ (kΩ)	Rfb (kΩ)	Rcal (kΩ)
1	1-10	0.6	3.8
2	10-100	6.6	38.0
3	100-300	67.3	120.4

ตารางที่ 2 (ต่อ) ช่วงการวัดอิมพีแดนซ์และค่าความต้านทานของ Rfb และ Rcal ในการสอบเทียบอัตโนมัติ

ช่วง	อิมพีแดนซ์ (kΩ)	Rfb (kΩ)	Rcal (kΩ)
4	300-600	220.5	299.0
5	600-1,000	286.3	515.7
6	1,000-10,000	671.0	4140.0

โดยความกว้างของช่วงต่าง ๆ ได้นำมาคำนวณหาค่า Rfb [16] ดังสมการที่ (2) และการคำนวณหาค่า Rcal [16] ดังสมการที่ (3) ซึ่งค่า Z_{min} คือ ค่าอิมพีแดนซ์ต่ำสุด และ Z_{max} คือค่าอิมพีแดนซ์สูงสุดของช่วงการวัดในแต่ละช่วง

$$\mathrm{Rfb} = \frac{\left(\left(\frac{V_{dd}}{2}\right)-0.2\right)\times Z_{min}}{V_{pk}+\left(\frac{V_{dd}}{2}\right)-V_{DCoffset}} \times \frac{1}{\mathrm{Gain}} \qquad (2)$$

$$\mathrm{Rcal} = \frac{Z_{max}+Z_{min}}{3} \qquad (3)$$

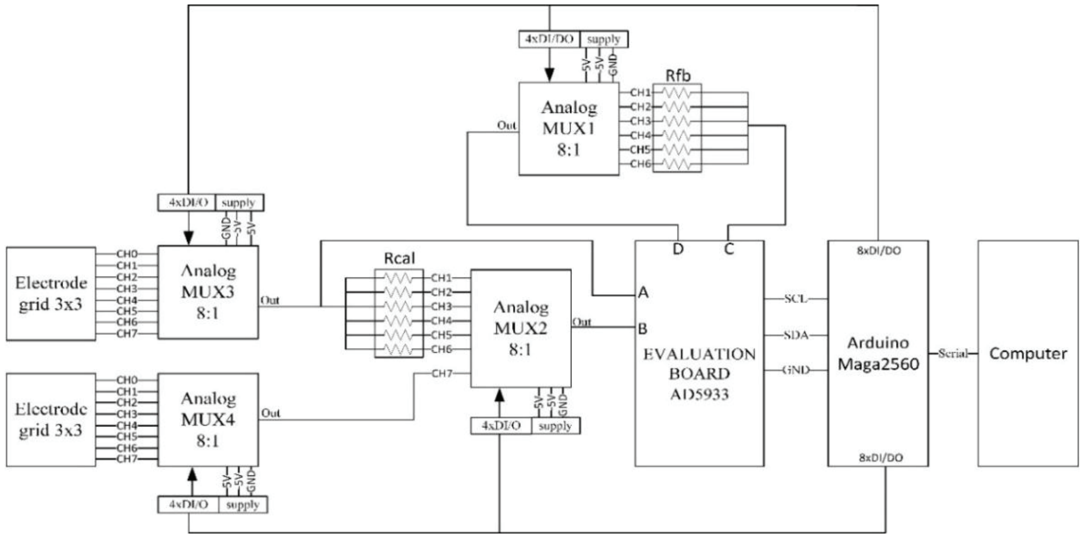
ซึ่งตัวต้านทานที่นำมาใช้เป็น Rfb และ Rcal เป็นตัวต้านทานแบบฟิล์มคาร์บอนที่มีความผิดพลาด ± 5% และได้ใช้มัลติมิเตอร์รุ่น FLUKE 111 TRUE RMS ความผิดพลาด ± 0.9% ในการวัดค่าของ Rfb และ Rcal ซึ่งใช้ตัวเลือกช่องสัญญาณแบบแอนะล็อก (Analog Multiplexer) 8:1 CD74HC4051E เป็นสวิตซ์ในการเลือก Rfb และ Rcal ภาพรวมการทำงานแสดงในรูปที่ 2 โดยใช้ Analog MUX1 ทำหน้าที่ในการเลือก Rfb และ Analog MUX2 ทำหน้าที่ในการเลือก Rcal โดยในการสอบเทียบจะใช้ช่องสัญญาณของตัวเลือกช่องสัญญาณแบบแอนะล็อกจำนวน 6 ช่อง คือ CH1 - CH6 เมื่อทำการสอบเทียบเพื่อคำนวณค่าอัตราขยายชดเชยแล้ว ระบบจะทำการวัดอิมพีแดนซ์ที่ต้องการวัดจาก CH7 ซึ่งมี Analog MUX3 และ Analog MUX4 ทำหน้าที่ในการเลือกคู่ของอิเล็กโทรดแบบตารางขนาด 3×3 โดยอิเล็กโทรดที่เลือกจาก Analog MUX3 จะต่อเข้ากับขา A ของ EVALUATION BOARD AD5933 และอิเล็กโทรดที่เลือกจาก Analog MUX4 จะต่อเข้ากับขา CH7 ของ Analog MUX2

2.2 การทำงานของระบบการสอบเทียบอัตโนมัติ

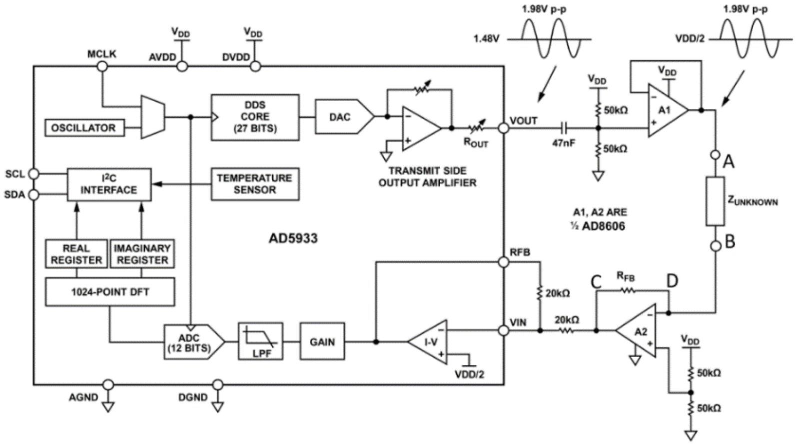
ระบบการวัดอิมพีแดนซ์จะทำการวัดอิมพีแดนซ์ในช่วงการสอบเทียบช่วงที่ 1 ก่อน ซึ่งระบบจะสั่งให้ตัวเลือกช่องสัญญาณแบบแอนะล็อกเลือก Rfb และ Rcal ของช่วงที่ 1 จากนั้นทำการวัดอิมพีแดนซ์และตรวจสอบผลการวัดอิมพีแดนซ์ว่ามีค่าอยู่ในช่วงที่ 1 หรือไม่ ถ้าไม่ใช่สั่งให้ช่องสัญญาณแบบแอนะล็อกเลือก Rfb และ Rcal ในช่วงที่ 2 และตรวจสอบผลการวัดว่าอยู่ในช่วงที่ 2 หรือไม่ ถ้าไม่ก็ทำการวัดในช่วงที่ 3 ต่อไปจนถึงช่วงที่ 6 แต่ถ้าใช่ ระบบก็จะแสดงผลการวัดอิมพีแดนซ์ที่ถูกต้อง ดังแสดงใน pseudo code

pseudo code : ระบบการสอบเทียบอัตโนมัติ

```
int i = 1;
      if( 0 < i < 7) then
            select Rfb and Rcal on range i;
            impedance measurement;
            if (impedance is on range i)
                  return impedance
            else i = i++;
            end
      end
```



(1)



(2)

รูปที่ 2 ภาพรวมระบบการวัดอิมพีแดนซ์

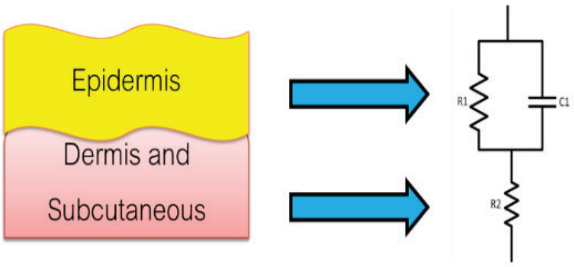
(1) บล็อกไดอะแกรมของระบบการวัดอิมพีแดนซ์

(2) บล็อกไดอะแกรมของ EVALUATION BOARD AD5933 [17]

2.3 การทดสอบความถูกต้องในการวัดอิมพีแดนซ์

2.3.1 การทดสอบความถูกต้องของระบบในย่านความถี่ 5 kHz-100 kHz

การทดสอบได้ใช้แบบจำลองอิมพีแดนซ์ของผิวหนัง ดังแสดงในรูปที่ 3 กำหนดให้ R1 = 149 kΩ, R2 = 296.7 Ω, C1= 27 pF เป็นค่าที่วัดจากมัลติมิเตอร์รุ่น FLUKE 111 TRUE RMS ความผิดพลาด ± 0.9% โดยค่าพารามิเตอร์ได้ต้นแบบมาจากวงจรแบบจำลองของผิวหนัง [9] ซึ่งมาจากการแปลงกายวิภาคของผิวหนังให้อยู่ในรูปของวงจรไฟฟ้า โดยโครงสร้างของผิวหนังแบ่งออกได้เป็น 3 ชั้น คือ ชั้นหนังกำพร้า (epidermis) ชั้นหนังแท้ (dermis) และชั้นใต้ผิวหนัง (subcutaneous) การทดสอบความถูกต้องของระบบการวัดอิมพีแดนซ์ ได้วัดอิมพีแดนซ์ในช่วงความถี่ ตั้งแต่ 5 kHz - 100 kHz และนำผลที่ได้จากการวัดเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการคำนวณเพื่อหาความผิดพลาดของระบบการวัดอิมพีแดนซ์



รูปที่ 3 แบบจำลองอิมพีแดนซ์ของผิวหนัง

2.3.2 การทดสอบความถูกต้องของระบบในช่วงอิมพีแดนซ์ 1 kΩ - 10 MΩ

การทดสอบโดยให้ระบบการวัดอิมพีแดนซ์วัดอิมพีแดนซ์ของตัวต้านทานแบบฟิล์มคาร์บอนที่มีความผิดพลาด ± 5% ตั้งแต่ 1 kΩ - 10 MΩ ซึ่งเป็นช่วงที่ระบบการวัดอิมพีแดนซ์ที่ได้พัฒนาขึ้น โดยใช้ไอซี AD5933 สามารถวัดได้ โดยเปรียบเทียบผลการวัดค่าความต้านทานที่ได้จากระบบที่นำเสนอกับค่าความต้านทานที่อ่านได้จากมัลติมิเตอร์รุ่น FLUKE 111 TRUE RMS ความผิดพลาด ± 0.9% โดยกำหนดความถี่คงที่ ที่ 5 kHz เนื่องจากความถี่ที่ต่ำ ระบบมีความถูกต้องในการวัดที่สูง ในการทดสอบได้ทำการวัดซ้ำ 5 ครั้ง

2.4 การวัดค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและอิมพีแดนซ์

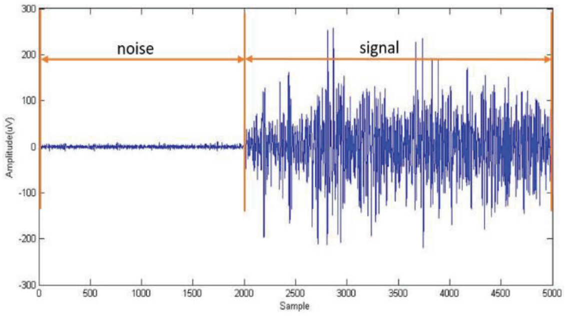
ในการทดลองวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อนำมาวิเคราะห์คุณภาพของการติดอิเล็กโทรดและคุณภาพของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ มีผู้ทดสอบ 4 คน ซึ่งการทดสอบได้ใช้อิเล็กโทรดแบบเจล 2 ชนิด คือ อิเล็กโทรดเจลที่มีความสมบูรณ์กับอิเล็กโทรดเจลที่เจลเสื่อมสภาพ ก่อนการติดอิเล็กโทรดได้ทำความสะอาดผิวหนังก่อนด้วยแอลกอฮอล์ ซึ่งลักษณะการติดอิเล็กโทรดได้ติดแบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบสองขั้ว (bipolar configuration) บนกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์คาร์ไพอัลนาริส โดยระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด ห่างกันประมาณ 2 เซนติเมตร เนื่องจากเป็นระยะห่างที่เหมาะสมในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เมื่อติดอิเล็กโทรดที่มีเจลสมบูรณ์แล้ว ทำการวัดอิมพีแดนซ์ระหว่างคู่ของอิเล็กโทรด โดยการวัดอิมพีแดนซ์ได้เก็บข้อมูลในช่วงความถี่ต่าง ๆ ตั้งแต่ 5 kHz ถึง 20 kHz เนื่องจากค่าอิมพีแดนซ์ของผิวหนังมีค่าเปลี่ยนไปตามความถี่ ตามลักษณะของแบบจำลองอิมพีแดนซ์ของผิวหนังดังแสดงในรูปที่ 3 และการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ใช้เครื่องวัดสัญญาณ MOBI6 ผลิตโดย บริษัท ทีเอ็มเอส อินเทอร์เนชันนัล ประเทศเนเธอร์แลนด์ ซึ่งเป็นเครื่องมือในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยกำหนดอัตราการชักตัวอย่างที่ 1024 Hz และในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ทำการควบคุมการออกแรงโดยให้ผู้ทดสอบยกมวล 5 กิโลกรัม เพื่อให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อในแต่ละครั้งใกล้เคียงกัน เมื่อวัดเสร็จทำการเปลี่ยนอิเล็กโทรดเป็นอิเล็กโทรดที่เจลเสื่อมสภาพ โดยติดในตำแหน่งเดียวกัน แล้วทำการวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยวิธีการเดียวกันกับใช้อิเล็กโทรดที่เจลสมบูรณ์ โดยการวัดจะทำซ้ำ 3 ครั้ง

2.5 การวิเคราะห์สัญญาณ

จากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้บันทึกไว้ นำมาผ่านวงจรกรองแถบความถี่ผ่านแบบบัตเตอร์เวิร์ธที่ 20 - 500 Hz แล้วคำนวนหา V_{rms} ดังสมการที่ (4) เพื่อนำไปหาอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน ดังสมการที่ (5) ซึ่ง $Vrms_{signal}$ คำนวณจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะที่กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว และ $Vrms_{noise}$ คำนวณจากสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นขณะที่กล้ามเนื้อไม่มีการหดตัว ดังแสดงในรูปที่ 4 เพื่อไปวิเคราะห์เปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างคุณภาพของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรดเพื่อบ่งบอกคุณภาพของการติดอิเล็กโทรดและนำความสัมพันธ์นี้ไปใช้ในระบบการเลือกตำแหน่งของอิเล็กโทรด

$$\mathrm{Vrms} = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} X_i^2} \qquad (4)$$

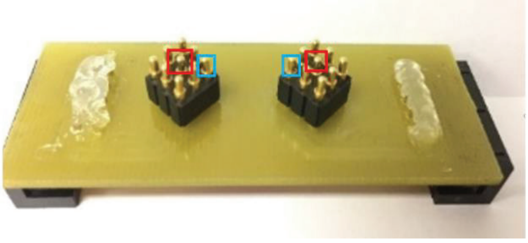
$$\mathrm{SNR} = 20\log\frac{\mathrm{Vrms}_{\mathrm{signal}}}{\mathrm{Vrms}_{\mathrm{noise}}} \qquad (5)$$



รูปที่ 4 สัญญาณรบกวนและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2.6 การประยุกต์ใช้ค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังในการเลือกตำแหน่งสำหรับอิเล็กโทรดแบบตาราง ขนาด 3×3

จากผลการทดสอบความสัมพันธ์ของค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังทำให้สามารถนำการวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังมาเป็นปัจจัยในการเลือกตำแหน่งของอิเล็กโทรดสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีคุณภาพที่ดี ซึ่งได้นำมาประยุกต์ใช้งานกับอิเล็กโทรดแบบตารางขนาด 3×3 ซึ่งได้ออกแบบอิเล็กโทรดสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบสองขั้ว (bipolar configuration) ดังแสดงในรูปที่ 5



รูปที่ 5 อิเล็กโทรดแบบตารางขนาด 3×3 โดยระยะห่างระหว่างจุดกึ่งกลางของอิเล็กโทรดในแต่ละด้าน (กรอบสีแดง) ห่างกัน 2 เซนติเมตร อิเล็กโทรดด้านในสุด (กรอบสีฟ้า) ใช้เป็นจุดอ้างอิงสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

อิเล็กโทรดที่ใช้ในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีฝั่งละ 8 ตัว จำนวนคู่อิเล็กโทรดทั้งหมดที่สามารถวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ คือ 64 คู่ การวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังจะวัดทีละคู่โดยใช้ตัวเลือกช่องสัญญาณแบบแอนะล็อกเป็นตัวช่วยในการสลับตำแหน่งของคู่อิเล็กโทรด เพื่อที่จะหาคู่อิเล็กโทรดที่มีค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังที่ต่ำที่สุดในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งการวัดอิมพีแดนซ์ได้ใช้ความถี่คงที่ที่ 5 kHz เมื่อได้คู่ที่จะทำการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแล้วก็จะทำการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และแสดงผลการวัดและเลือกคู่อิเล็กโทรดที่เหมาะสมทางคอมพิวเตอร์

3. ผลการทดลอง

3.1 ผลการสอบเทียบอัตโนมัติ

การเลือก Rfb และ Rcal ที่เหมาะสมเป็นสิ่งที่สำคัญมาก เนื่องจากเป็นตัวปรับค่าอัตราขยายชดเชยให้เหมาะในการวัดอิมพีแดนซ์ในย่านต่างๆ ค่าที่ได้จาก AD5933 จะมี 2 ค่า คือ ค่าที่เป็นจำนวนจริง (R) และค่าที่เป็นจำนวนจินตภาพ (I) ซึ่งสามารถหาค่าแมกนิจูด [15] ได้ดังสมการที่ (6) และสามารถคำนวณหาค่าอัตราขยายชดเชย [15] ได้ดังสมการที่ (7) ซึ่งค่าอิมพีแดนซ์ที่ใช้ในการคำนวณอัตราขยายชดเชยคือ ค่าอิมพีแดนซ์ของ Rcal

$$\text{Magnitude} = \sqrt{R^2 + I^2} \tag{6}$$

$$\text{Gain Factor} = \frac{1/\text{Impedance}}{\text{Magnitude}} \tag{7}$$

อัตราขยายชดเชยที่ได้จากระบบการสอบเทียบอัตโนมัติ ได้ผลดังตารางที่ 3

ตารางที่ 3 ค่าอัตราขยายชดเชยที่ได้จากระบบการสอบเทียบอัตโนมัติ

ช่วง	อิมพีแดนซ์ (kΩ)	อัตราขยายชดเชย
1	1-10	1.383×10^{-7}
2	10-100	1.515×10^{-8}
3	100-300	1.483×10^{-9}
4	300-600	4.391×10^{-10}
5	600-1,000	2.494×10^{-10}
6	1,000-10,000	1.138×10^{-10}

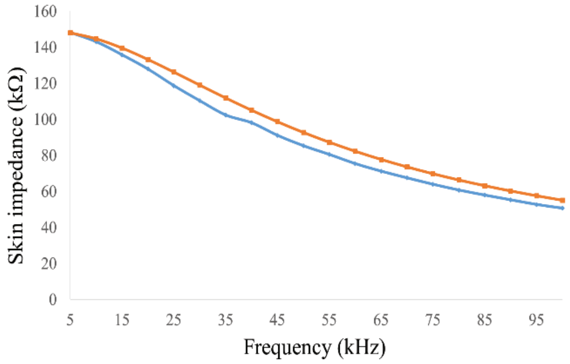
3.2 ผลการทดสอบความถูกต้องในการวัดอิมพีแดนซ์

จากค่าอัตราขยายชดเชย ที่ได้จากการสอบเทียบได้นำมาใช้ในการคำนวณหาค่าอิมพีแดนซ์ที่ต้องการวัด ซึ่งคำนวณค่าอิมพีแดนซ์ [15] ได้ดังสมการที่ (8)

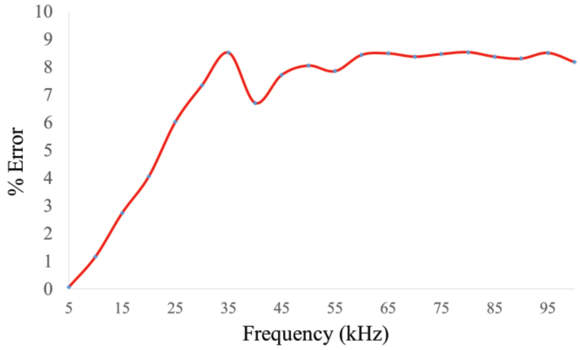
$$\text{Impedance} = \frac{1}{\text{Gain Factor} \times \text{Magnitude}} \quad (8)$$

3.2.1 การทดสอบความถูกต้องในย่านความถี่ที่ 5 kHz - 100 kHz

รูปที่ 6 แสดงผลการวัดแบบจำลองอิมพีแดนซ์ของผิวหนังโดยกวาดความถี่ตั้งแต่ 5 kHz - 100 kHz เปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการคำนวณทางไฟฟ้าของวงจรแบบจำลองอิมพีแดนซ์ของผิวหนัง พบว่า ระบบการวัดอิมพีแดนซ์ มีความถูกต้องสูงในการวัดอิมพีแดนซ์ที่ความถี่ที่ต่ำ ซึ่งที่ความถี่ที่ 5 kHz มีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดใกล้เคียงศูนย์ เมื่อความถี่มีค่าสูงขึ้นความผิดพลาดในการวัดอิมพีแดนซ์ก็จะมีค่าสูงขึ้นตามไปด้วย ดังแสดงในรูปที่ 7 ซึ่งเป็นผลมาจากค่าผิดพลาดควอนไทเซชั่น (quantization error) ความถี่ที่ 5 kHz จึงเป็นความถี่ที่ใช้ในการวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังต่อไป



รูปที่ 6 ผลการวัดแบบจำลองอิมพีแดนซ์ของผิวหนังในย่านความถี่ 5 kHz – 100 kHz (สีฟ้า) เปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการคำนวณ (สีส้ม)



รูปที่ 7 เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของระบบการวัดอิมพีแดนซ์ในย่านความถี่ 5 kHz – 100 kHz

3.2.2 ผลการทดสอบความถูกต้องในช่วงอิมพีแดนซ์ 1 kΩ - 10 MΩ

จากการทดสอบวัดอิมพีแดนซ์ของตัวต้านทานแบบฟิล์มคาร์บอนที่มีความผิดพลาด ± 5% ค่าต่าง ๆ ในช่วง 1 kΩ - 10 MΩ โดยกำหนดความถี่คงที่ 5 kHz เปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จากมัลติมิเตอร์รุ่น FLUKE 111 TRUE RMS ความผิดพลาด ± 0.9% พบว่า ระบบมีความถูกต้องในการวัดเป็นอย่างมาก เนื่องจากมีระบบการสอบเทียบอัตโนมัติที่ช่วยปรับค่าอัตราขยายชดเชยให้เหมาะสมกับการวัดอิมพีแดนซ์ในช่วงต่าง ๆ ผลการทดสอบแสดงในตารางที่ 4

ตารางที่ 4 ความถูกต้องในการวัดอิมพีแดนซ์ในช่วง 1 kΩ - 10 MΩ

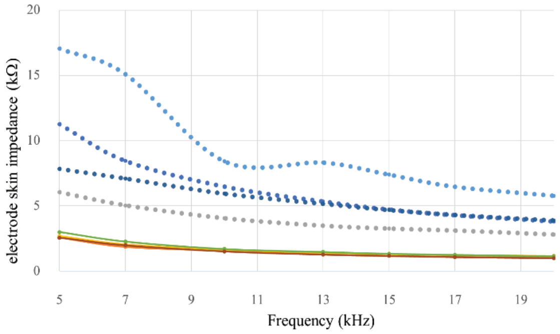
อิมพีแดนซ์ วัดโดยมัลติมิเตอร์ (kΩ)	อิมพีแดนซ์ที่วัดโดยระบบ (kΩ)	% ความผิดพลาด	ช่วงการสอบเทียบ	Rcal (kΩ)
1.007	1.010 ± 0.000	0.297	1	3.8
2.472	2.458 ± 0.001	0.566	1	3.8
4.996	4.998 ± 0.001	0.040	1	3.8
7.330	7.388 ± 0.003	0.791	1	3.8
9.810	9.974 ± 0.009	1.671	1	3.8
10.980	10.763 ± 0.002	1.976	2	38.0
24.820	24.532 ± 0.007	1.160	2	38.0
50.400	50.515 ± 0.016	0.228	2	38.0
74.900	75.962 ± 0.033	1.417	2	38.0
98.900	99.164 ± 0.518	0.266	2	38.0
101.700	101.463 ± 0.023	0.233	3	120.4
148.700	148.588 ± 0.041	0.075	3	120.4
197.200	197.759 ± 0.060	0.283	3	120.4
247.700	248.335 ± 0.192	0.256	3	120.4
297.000	298.388 ± 0.094	0.467	3	120.4
303.600	303.478 ± 0.197	0.040	4	299.0
378.000	378.343 ± 0.249	0.091	4	299.0
454.100	454.736 ± 0.121	0.140	4	299.0
528.500	530.361 ± 0.620	0.352	4	299.0
598.000	598.590 ± 0.141	0.099	4	299.0
601.000	602.051 ± 1.093	0.175	5	515.7
702.000	703.205 ± 3.843	0.172	5	515.7
802.000	803.181 ± 0.676	0.147	5	515.7
901.000	904.075 ± 0.617	0.341	5	515.7
987.000	986.452 ± 3.201	0.056	5	515.7
1014.000	1109.313 ± 3.321	9.400	6	4140.0
2346.000	2439.328 ± 5.573	3.978	6	4140.0
3081.000	3062.182 ± 7.947	0.611	6	4140.0
3725.000	3752.141 ± 5.936	0.729	6	4140.0
5167.000	4371.184 ± 21.037	15.402	6	4140.0
6080.000	4855.983 ± 19.377	20.132	6	4140.0
7090.000	5808.221 ± 23.273	18.079	6	4140.0
8090.000	6436.601 ± 9.516	20.438	6	4140.0
9100.000	7003.012 ± 15.543	23.044	6	4140.0
9900.000	7600.750 ± 27.541	23.225	6	4140.0

เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดในการวัดอิมพีแดนซ์ในช่วง 1 kΩ -1 MΩ (การสอบเทียบอัตโนมัติช่วงที่ 1 – 5) มีความถูกต้องเป็นอย่างมาก ความผิดพลาดน้อยกว่า 2% แต่ในช่วง 1 MΩ - 10 MΩ (การสอบเทียบอัตโนมัติช่วงที่ 6) พบว่ามีความผิดพลาดที่สูงเนื่องจากช่วงของการสอบเทียบกว้างมากกว่าช่วงอื่น ๆ โดยช่วงการวัดนี้ใช้ Rcal = 4.1 MΩ การวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่มีค่าใกล้เคียงกับ Rcal มีความผิดพลาดน้อยแต่ค่าอิมพีแดนซ์ที่ยิ่งห่างจาก Rcal ก็ยิ่งมีความผิดพลาดมากขึ้น ทำให้เห็นถึงความสำคัญของ Rcal ในระบบการสอบเทียบที่ทำให้ระบบการวัดมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น

3.3 ผลการวัดอิมพีแดนซ์กับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

3.3.1 ค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนัง

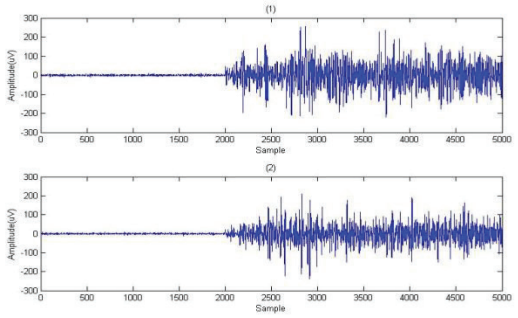
ผลจากการวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังของผู้ทดสอบทั้งหมด 4 คน ทั้งอิเล็กโทรดที่มีคุณภาพและไม่มีคุณภาพ พบว่าค่าอิมพีแดนซ์ที่ได้จากอิเล็กโทรดที่ไม่มีคุณภาพจะมีค่าสูงกว่าค่าอิมพีแดนซ์ที่ได้จากอิเล็กโทรดที่มีคุณภาพ และเมื่อเพิ่มความถี่สูงขึ้นค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังก็จะลดลงซึ่งเป็นไปตามรูปแบบของแบบจำลองอิมพีแดนซ์ของผิวหนังดังรูปที่ 3 และพบว่าค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังในตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งเดียวกันของแต่ละผู้ทดสอบจะมีค่าไม่เท่ากันขึ้นอยู่กับความแข็งแรงของกล้ามเนื้อด้วย ซึ่งผลของการวัดอิมพีแดนซ์ของผิวหนังแสดงใน รูปที่ 8



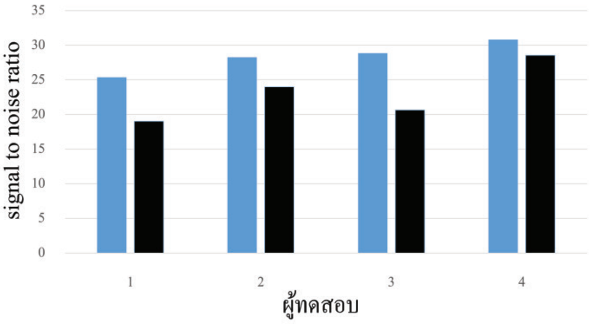
รูปที่ 8 ค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังของผู้ทดสอบทั้งหมด 4 คน ค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังที่วัดจากอิเล็กโทรดที่มีคุณภาพ (เส้นทึบ) ค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังที่วัดจากอิเล็กโทรดที่ไม่มีคุณภาพ (เส้นประ)

3.3.2 เปรียบเทียบคุณภาพของสัญญาณกับอิมพีแดนซ์

จากการนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการใช้อิเล็กโทรดที่มีค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังที่ต่างกัน ดังแสดงในรูปที่ 9 มาวิเคราะห์อัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนเพื่อเปรียบเทียบคุณภาพของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ พบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีคุณภาพ (มีอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนที่สูง) เกิดการติดอิเล็กโทรดที่มีค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังที่ต่ำ ดังแสดงในรูปที่ 10



รูปที่ 9 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
(1) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากอิเล็กโทรดที่มีค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังต่ำ
(2) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากอิเล็กโทรดที่มีค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังสูง



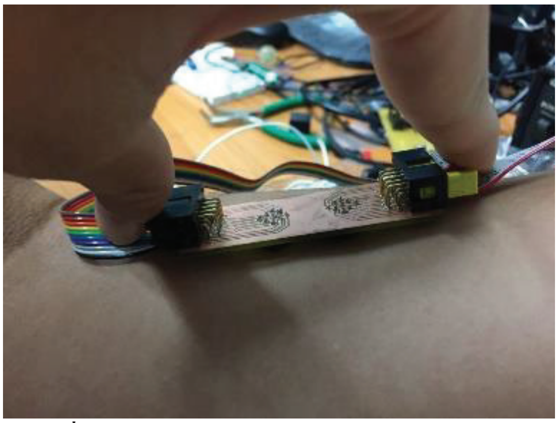
รูปที่ 10 อัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังต่างกัน
ค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังต่ำ(สีฟ้า)
ค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังสูง(สีดำ)

3.4 การนำไปใช้เลือกตำแหน่งสำหรับอิเล็กโทรดแบบตาราง ขนาด 3×3

3.4.1 การวางอิเล็กโทรด

ระบบการวัดอิมพีแดนซ์ จะทำการวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังของคู่อิเล็กโทรดทั้งหมด 64 คู่

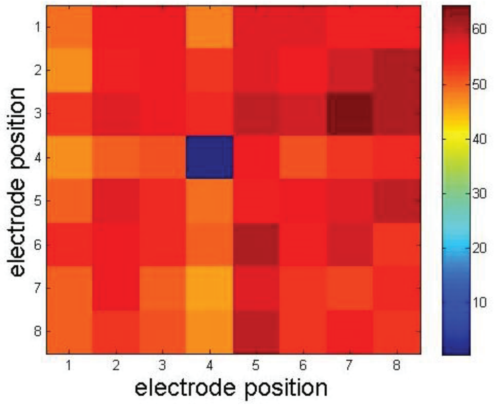
เพื่อหาคู่อิเล็กโทรดที่มีค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังที่ต่ำที่สุด โดยใช้ความถี่ที่ 5 kHz ในการวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนัง ซึ่งลักษณะวางอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อ ดังแสดงในรูปที่ 11



รูปที่ 11 การทดสอบการวางอิเล็กโทรดแบบตาราง ขนาด 3x3 เพื่อหาตำแหน่งที่เหมาะสม ในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

3.4.2 การแสดงผลการเลือกตำแหน่ง

เมื่อระบบวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนัง ค่าที่วัดจะแสดงผลทางคอมพิวเตอร์ โดยแสดงผลค่าที่วัดได้เป็นเฉดสี โดยสีน้ำเงินเข้มเป็นตำแหน่งที่มีค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังต่ำที่สุด เหมาะสมสำหรับนำไปวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ดังแสดงในรูปที่ 12



รูปที่ 12 หน้าต่างแสดงผลการเลือกตำแหน่งที่เหมาะสมในการติดอิเล็กโทรด โดยสีน้ำเงินแสดงถึงค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังต่ำที่สุด และสีแดงค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังสูงที่สุด

4. สรุปผลการทดสอบ

การออกแบบระบบการวัดอิมพีแดนซ์ โดยใช้ AD5933 ซึ่งมีระบบการสอบเทียบอัตโนมัติที่ทำให้ระบบการวัดอิมพีแดนซ์มีความยืดหยุ่นและเพิ่มประสิทธิภาพในการวัด การวัดอิมพีแดนซ์ในย่านความถี่ต่าง ๆ ตั้งแต่ 5 kHz - 100 kHz พบว่า ที่ความถี่ต่ำจะมีความถูกต้องในการวัดอิมพีแดนซ์มากกว่าที่ความถี่สูง ซึ่งการวัดอิมพีแดนซ์ในช่วง 1 kΩ - 1 MΩ ที่ความถี่ 5 kHz ให้ความถูกต้องในการวัดสูง โดยมีความผิดพลาดน้อยกว่า 2% เนื่องจากการแบ่งช่วงของระบบการสอบเทียบอัตโนมัติมีความละเอียด แต่การวัดอิมพีแดนซ์ในช่วง 1 MΩ - 10 MΩ มีความผิดพลาดสูง เนื่องจากเป็นช่วงที่กว้างในการสอบเทียบ สังเกตได้ว่าค่าอิมพีแดนซ์ที่ถูกวัดถ้ามีค่าใกล้เคียงกับ Rcal ในการสอบเทียบจะมีความถูกต้องสูง แต่ค่าอิมพีแดนซ์ที่ถูกวัดมีค่าห่างจาก Rcal ความถูกต้องก็ยิ่งลดลง เพื่อที่จะทำให้ช่วงการวัดนี้มีความถูกต้องมากขึ้น ควรแบ่งช่วงการวัดนี้ ออกเป็นช่วงย่อย ๆ เพิ่มขึ้นในระบบการสอบเทียบอัตโนมัติ เพื่อให้มีการคำนวณค่าอัตราขยายชดเชยที่เหมาะสมในการวัดอิมพีแดนซ์

ระบบการวัดอิมพีแดนซ์นี้ ได้นำมาวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังเพื่อมาวิเคราะห์

เปรียบเทียบกับคุณภาพของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ พบว่าสัญญาณที่มีคุณภาพที่ดีจะต้องมาจากอิเล็กโทรดที่มีค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังที่ต่ำ และการวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เกิดจากอิเล็กโทรดและผิวหนังจึงถูกนำมาใช้ในการเลือกตำแหน่งที่เหมาะสมและตรวจสอบคุณภาพของอิเล็กโทรดในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อให้ได้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีคุณภาพ

5. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนจากทุนโครงการปริญญาตรี-โท 5 ปี และโครงการส่งเสริมการวิจัยในอุดมศึกษาและการพัฒนามหาวิทยาลัยแห่งชาติของสำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา

เอกสารอ้างอิง

[1] Bose, R., Samanta, K. and Chatterjee, S. Cross-Correlation Based Feature Extraction from EMG Signals for Classification of Neuro-muscular Diseases. 2016 International Conference on Intelligent Control Power and Instrumentation (ICICPI), 21-23 October, Kolkata, India 2016; 241–245.

[2] Nazmi, N., Rahman, M. A. A., Mazlan, S. A., Zamzuri, H. and Mizukawa, M. Electromyography (EMG) based Signal Analysis for Physiological Device Application in Lower Limb Rehabilitation. 2015 2nd International Conference on Biomedical Engineering (ICoBE), 30-31 March, Penang, Malaysia, 2015; 1–6.

[3] Yao, W., Jin, H., Liu, C., Xu, M., Yang, J. and Dong, E. Research of a Dual Stage Bending Dexterous Robotic Hand with EMG Control. 2016 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), 3-7 December, Qingdao, China, 2016; 515–520.

[4] Ghosh, S., Mahadevappa, M. and Mukhopadhyay, J. A 2D Electrode-Skin Model for Electrical & Contact Impedance Characterization of Bio Impedance. 2016 IEEE Region 10 Conference (TENCON), 22-25 November, Singapore, 2016; 2292–2295.

[5] Liu, H., Tao, X., Xu, P., Zhang, H. and Bai, Z. A Dynamic Measurement System for Evaluating Dry Bio-potential Surface Electrodes. *Measurement*, 2013; 46(6): 1904–1913.

[6] Liu, W., Zhou, W., Liu, S., Zhang, C., Huang, S. and Li, Y. Electrical Impedance Performance of Metal Dry Bioelectrode with Different Surface Coatings. *Sensor and Actuators A*, 2018; 269: 515-523.

[7] Wang, L. F., Liu, J. Q., Yang, B. and Yang, C. S. PDMS-Based Low Cost Flexible Dry Electrode for Long-Term EEG Measurement. IEEE Sensors Journal, 2012; 12(9): 2898–2904.

[8] Saadi, H. and Attari, M. Electrode-Gel-Skin Interface Characterization and Modeling for Surface Biopotential Recording: Impedance Measurements and Noise. 2013 2nd International Conference on Advances in Biomedical Engineering, 11-13 September, Tripoli, Lebanon, 2013; 49–52.

[9] Albulbul, A. and Chan, A. D. C. Electrode-Skin Impedance Changes Due to an Externally Applied Force. 2012 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications Proceedings, 18-19 May, Budapest, Hungary, 2012; 1–4.

[10] Huang, C. W., Huang, Y. J. and Pan, C. L. Skin Impedance Model for Biological Signal Analysis. 2013 International Symposium on Next-Generation Electronics, 25-26 February, Kaohsiung, Taiwan, 2013; 260–261.

[11] Rosell, J., Colominas, J., Riu, P., Pallas-Areny, R. and Webster, J. G. Skin Impedance From 1 Hz to 1 MHz. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1988, 35(8): 649–651.

[12] Rainoldi, A., Melchiorri, G. and Caruso, I. A Method for Positioning Electrodes During Surface EMG Recordings in Lower Limb Muscles. *Journal of Neuroscience Methods*, 2004; 134(1): 37–43.

[13] Ghapanchizadeh, H., Ahmad, S. A. and Ishak, A. J. Recommended Surface EMG Electrode Position for Wrist Extension and Flexion. 2015 IEEE Student Symposium in Biomedical Engineering Sciences (ISSBES), 4 November, Shah Alam, Malaysia, 2015; 108–112.

[14] Nojd, N., Hannula, M. and Hyttinen, J. Electrode Position Optimization for Facial EMG Measurements for Human-computer Interface. 2008 Second International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 30 January-1 February, Tampere, Finland, 2008; 319–322.

[15] 1 MSPS, 12-Bit Impedance Converter, Network Analyzer AD5933. Data Sheet, Analog Devices, [Online] Available; http://www.analog.com

[16] Usach, M. How to Configure the AD5933/AD5934. Application Note, Analog Devices, [Online] Available; http://www.analog.com

[17] Evaluating the AD5933 1 MSPS, 12-Bit Impedance Converter Network Analyzer. Data Sheet, Analog Devices, [Online] Available; http://www.analog.com