

การศึกษาผลของพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนของเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2563
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

A study on the effect of contact area on electrocardiogram baseline wander



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

Department of Electrical Engineering

FACULTY OF ENGINEERING

Chulalongkorn University

Academic Year 2020

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การศึกษาผลของพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนของเบสไลน์ ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
โดย	น.ส.อาภรณ์ พรหมกิ่ง
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ ชีรมงคลศรี
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	รองศาสตราจารย์ ดร.สุชิน ไตรรงค์จิตเหมาะ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(ศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อภิวัฒน์ เล็กอุทัย)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาภรณ์ ชีรมงคลศรี)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(รองศาสตราจารย์ ดร.สุชิน ไตรรงค์จิตเหมาะ)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(อาจารย์ ดร.ศุภชัย ฤทธิเจริญวัตถุ)

อาภรณ์ พรหมกิ่ง : การศึกษาผลของพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนของเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ. (A study on the effect of contact area on electrocardiogram baseline wander) อ.ที่ปรึกษาหลัก : ผศ. ดร.อาภรณ์ ธีรมงคล รัศมี, อ.ที่ปรึกษาร่วม : รศ. ดร.สุชิน ไตรรงค์จิตเหมาะ

วิทยานิพนธ์นี้ได้ออกแบบและสร้างระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อศึกษาผลของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือที่มีผลต่อการเลื่อนของเบสไลน์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ระบบวัดที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วยอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าที่ใช้อิเล็กโทรดแบบกระจก ITO, เซ็นเซอร์วัดแรงแบบฟิล์มบาง, ระบบควบคุมแรง, ระบบบันทึกภาพ และซอฟต์แวร์สำหรับการบันทึกและการวัด ในการศึกษา ผลของศึกษาแสดงให้เห็นว่า การเลื่อนของเบสไลน์มีแนวโน้มที่เพิ่มขึ้นตามการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัส นอกจากนี้ การเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีการลดลงเมื่อมีการจำกัดพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือภายใต้การเปลี่ยนแปลงแรงกดที่เพิ่มขึ้น ในวิทยานิพนธ์นี้ยังได้พัฒนาแบบจำลององค์ประกอบทางไฟฟ้าของการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าเพื่ออธิบายการเลื่อนของเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของรอยต่อระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือ



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ปีการศึกษา 2563

ลายมือชื่อนิสิต

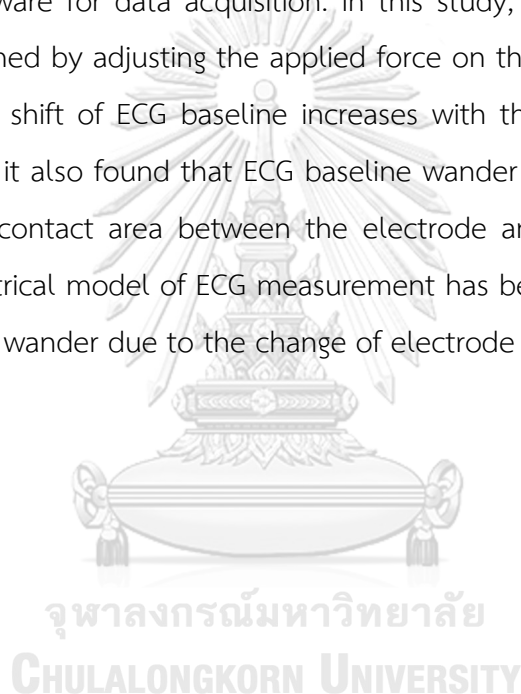
ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

6270364321 : MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEYWORD: ECG measurement, contact areas, baseline wander

This thesis has designed and built an electrocardiogram (ECG) measurement system to study the effect of contact area between electrode and finger on ECG baseline wander. The system consists of an ECG device with ITO thin-film electrodes, thin-film force sensors, a force control system, an image recording device, and Software for data acquisition. In this study, the contact area change has been performed by adjusting the applied force on the electrode. The results showed that the shift of ECG baseline increases with the change of the contact area. In addition, it also found that ECG baseline wander reduced under increased force when the contact area between the electrode and the finger is fixed. In addition, an electrical model of ECG measurement has been developed to explain the ECG baseline wander due to the change of electrode and finger interface.



Field of Study: Electrical Engineering

Academic Year: 2020

Student's Signature

Advisor's Signature

Co-advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงได้เนื่องจากการช่วยเหลือและการแนะนำอย่างดียิ่งจาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อาภรณ์ อีรมงคลศรีมี อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

รองศาสตราจารย์ ดร. สุชิน ไตรรงค์จิตเหมาะ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ซึ่งทั้ง 2 ท่าน เป็นผู้ให้ที่ให้คำปรึกษาและความช่วยเหลือในด้านต่าง ๆ ที่เป็นประโยชน์ต่อการวิจัย ผู้วิจัยตระหนักถึงความตั้งใจและความทุ่มเทของอาจารย์ทั้ง 2 ท่าน จึงกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ ที่นี้ด้วย

ขอบคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อภิวัฒน์ เล็กอุทัย และ ดร.ศุภชัย ฤทธิเจริญวัตถุ กรรมการ วิทยานิพนธ์ ที่ได้สละเวลา ชี้แนะแนวทางและรวมถึงการให้คำแนะนำ ตลอดจนข้อสังเกตต่าง ๆ ทำให้ ผู้วิจัยสามารถพัฒนาแนวคิด และเห็นถึงปัญหาต่าง ๆ ได้อย่างรอบครอบยิ่งขึ้น

ขอบคุณผู้ร่วมทดสอบทุกท่านที่ให้โอกาสทางการศึกษา รวมถึงรุ่นพี่ เพื่อนและรุ่นน้องใน ห้องปฏิบัติการที่คอยให้ความช่วยเหลือและเป็นกำลังใจจนกระทั่งประสบความสำเร็จการวิจัยครั้งนี้ จึง ขอกราบขอบพระคุณทุกท่านอย่างสูงไว้ ณ ที่นี้

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา ผู้ให้โอกาสทางการศึกษาและเป็นกำลังใจ ด้วยดีเสมอมา

อาภรณ์ พรหมกิ่ง

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สารบัญ

	หน้า
.....	ค
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญรูป.....	1
สารบัญตาราง.....	4
บทที่ 1.....	1
บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	3
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
1.5 ทบทวนวรรณกรรม.....	4
1.6 ขั้นตอนและระยะเวลาดำเนินงาน.....	8
บทที่ 2.....	9
ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง.....	9
2.1 พื้นฐานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	9
2.2 สัญญาณรบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	13
2.3 การนำไฟฟ้าของฟิล์มบางแบบอินเดียมทินออกไซด์.....	14

2.4	พื้นที่สัมผัสระหว่างนิ้วมือกับพื้นผิว	15
บทที่ 3	17
	ขั้นตอนและการดำเนินการ	17
3.1	อุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้อิเล็กทรอนิกส์แบบ ITO	17
3.2	เซ็นเซอร์วัดแรงกด	20
3.3	ระบบควบคุมแรงกดของนิ้ว	22
3.4	ระบบบันทึกภาพถ่ายพื้นที่สัมผัส	24
3.5	ขั้นตอนประมวลผลภาพถ่ายค่าพื้นที่สัมผัส	25
บทที่ 4	27
	ผลการศึกษาและวิเคราะห์ผล	27
4.1	ผลการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้กระจก ITO เป็นขั้วอิเล็กทรอนิกส์	27
4.2	การศึกษาผลของแรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์ที่มีต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	29
4.2.1	การศึกษาผลของแรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์ที่มีต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กรณี การเพิ่มแรงด้วยผู้ทดสอบ	29
4.2.2	ศึกษาผลของแรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์ที่มีต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กรณี มอเตอร์เป็นอุปกรณ์ช่วยกำหนดแรง	33
4.3	การศึกษาผลการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสที่มีต่อเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .	35
4.3.1	ความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่สัมผัสกับแรงกด	35
4.3.2	ความสัมพันธ์ระหว่างแรงและพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	36
4.3.3	ผลการจำกัดพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	43
4.4	แบบจำลององค์ประกอบทางไฟฟ้าของการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	47
บทที่ 5	50
	สรุปผลการดำเนินงาน	50
บรรณานุกรม	52

ภาคผนวก.....	55
• การเจาะ ลบคม และติดตั้งสำหรับแผ่นอิเล็กทรอนิกส์บางของ ITO.....	56
ประวัติผู้เขียน.....	61



สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบหลักในระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ	10
รูปที่ 2.2 ลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อหนึ่งรอบการเต้นของหัวใจ ดัดแปลงจาก[16].....	10
รูปที่ 2.3 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดแบบ Limb leads Unipolar limb และ Chest leads ดัดแปลงมาจาก [15].....	12
รูปที่ 2.4 ตัวอย่างสัญญาณรบกวนบนคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกจากผู้อาสาของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย (a) สัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟฟ้า (b) สัญญาณรบกวนจากคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ และ (c) สัญญาณรบกวนจากผลของการเคลื่อนไหว.....	13
รูปที่ 2.5 คุณสมบัติของฟิล์มบาง ITO A : การส่องผ่านของแสง และ B : ค่าแถบพลังงาน ดัดแปลงมาจาก [20]	15
รูปที่ 2.6 กายวิภาคของนิ้วมือและกลไกการสัมผัสระหว่างนิ้วมือกับวัตถุ (a) นิ้วสัมผัสบนวัตถุด้วยการออกแรงกดแบบเบา หรือแรงปกติ (b) เมื่อเพิ่มการออกแรงสัมผัสของนิ้วบนผิววัตถุ ลักษณะการเปลี่ยนแปลงพื้นที่ของแผ่นลายนิ้วมือดัดแปลงมาจาก [23] และ (c) หมึกพิมพ์พื้นที่สัมผัสของแผ่นลายนิ้วมือ ภายใต้การควบคุมแรงกดของนิ้วบนวัตถุที่ 0.47 0.66 1.02 และ 1.50 N [23].....	16
รูปที่ 3.2 โครงสร้างระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่มีการตรวจวัดแรงและพื้นที่สัมผัส	17
รูปที่ 3.3 อุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือถือชนิดสองอิเล็กโทรด	18
รูปที่ 3.4 ไดอะแกรมแสดงส่วนประกอบของอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งประกอบด้วย วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและไมโครคอนโทรลเลอร์ พร้อมแสดงส่วนของวงจรวัดแรง.....	18
รูปที่ 3.5 (a) ลักษณะของเซ็นเซอร์ และ (b) โครงสร้างของเซ็นเซอร์วัดแรงแบบค่าความต้านทาน ดัดแปลงจาก [24]	20
รูปที่ 3.6 วงจรตรวจวัดแรง	20
รูปที่ 3.7 (a) ตำแหน่งการวางน้ำหนักมาตรฐาน (b) ภาพถ่ายการสอบเทียบเซ็นเซอร์วัดแรง.....	21
รูปที่ 3.8 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับแรงดันขาออกของวงจรวัดแรง และตัวอย่างการชดเชยค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำบริเวณพื้นที่สัมผัสด้านขวา	21
รูปที่ 3.9 มอเตอร์แบบเซอร์โวของ Hitec.....	23

รูปที่ 3.10 ระบบทดสอบหาความกว้างพัลส์ต่ำสุดและสูงสุดที่ใช้ในการควบคุมมุมของมอเตอร์	23
รูปที่ 3.11 (a) โตะสำหรับการติดตั้งระบบบันทึกภาพถ่ายพื้นที่สัมผัสร่วมกับอุปกรณ์วัดสัญญาณ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ (b) การเปรียบเทียบหาระนาบการวางกล้องด้วยตารางหมากลูก	24
รูปที่ 3.12 ขั้นตอนประมวลผลภาพหาตำแหน่งสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือ.....	25
รูปที่ 3.13 ส่วนของการแสดงผลบนโปรแกรม LabView (a) แสดงผลการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และแรงกดของนิ้วที่กระทำต่ออิเล็กโทรดข้างซ้ายและขวา (b) ภาพของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรด กับนิ้วหัวแม่มือ และ (c) การกำหนดมุมการหมุนของมอเตอร์เซอร์โว	26
รูปที่ 4.1 ตัวแทนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกด้วยอิเล็กโทรดแบบกระจก ITO (สีแดง)	28
รูปที่ 4.2 การเปรียบเทียบองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากตัวแทนของระบบวัดด้วย อิเล็กโทรดแบบกระจก ITO (สีแดง) และสแตนเลส (สีน้ำเงิน)	28
รูปที่ 4.3 การวางบนอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิดสองอิเล็กโทรดแบบกระจก ITO ขณะทำ การทดลอง	29
รูปที่ 4.4 การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ภายใต้การเพิ่มแรงบนอิเล็กโทรด (a) กรณี เพิ่มแรงกดของนิ้วบนอิเล็กโทรดข้างซ้าย (b) เพิ่มแรงบนอิเล็กโทรดข้างขวา และ (c) กรณีเพิ่มแรงบน อิเล็กโทรดทั้งสองข้างด้วยแรงระดับใกล้เคียงกัน	30
รูปที่ 4.5 ผลการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ภายใต้การเพิ่มแรงบนอิเล็กโทรดข้างขวา ที่เฉลี่ยประมาณ 2.5 2.9 3.2 และ 6.9 N	32
รูปที่ 4.6 (a) ตำแหน่งการสร้างแรง และ (b) ตัวอย่างผลของการเพิ่มแรง 3.5 N และ 5.6 N ด้วย มอเตอร์	33
รูปที่ 4.7 ค่าแรงกดของนิ้วทั่วไปที่กระทำต่ออิเล็กโทรดบนอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	35
รูปที่ 4.8 ระดับแรงสำหรับการศึกษาการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือ .	35
รูปที่ 4.9 ตัวอย่างหมึกพิมพ์แผ่นลายนิ้วมือ และความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับพื้นที่สัมผัสของแผ่น ลายนิ้วมือ ด้วยวิธีพิมพ์หมึก.....	36
รูปที่ 4.10 การเปลี่ยนแปลงของแรงและพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จาก ผู้ทดสอบคนที่ 1	38
รูปที่ 4.11 การเปลี่ยนแปลงของแรงและพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จาก ผู้ทดสอบคนที่ 2	39

รูปที่ 4.12 การเปลี่ยนแปลงของแรงและพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากผู้ทดสอบคนที่ 3.....	40
รูปที่ 4.13 วิธีการหาการเปลี่ยนแปลงของแรงดันเบสไลน์ แรงกดของนิ้ว และพื้นที่สัมผัส	41
รูปที่ 4.14 กราฟการเปลี่ยนแปลงของแรงกด ΔF การเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสทั้งกรณีเพิ่มแรง-ลด ($-\Delta A$)เปลี่ยนแปลงแรงดันเบสไลน์ ΔV ทั้งกรณีเพิ่มแรง($-\Delta V$) - ลด(ΔV)ของผู้ทดสอบทั้ง 3	42
รูปที่ 4.15 ลักษณะการวางฉนวนสำหรับการทดสอบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และผลการทดสอบที่ผ่าน Notch filter 50 Hz.....	44
รูปที่ 4.16 การวางแผ่นยางซิลิโคนถูวางไว้บนแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ทั้งซ้ายและขวาบนอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	44
รูปที่ 4.17 ผลการเปลี่ยนแปลงของเบสไลน์จากการเปลี่ยนแปลงแรง 1.6 4.0 และ 6.3 N.....	46
รูปที่ 4.18 แบบจำลององค์ประกอบทางไฟฟ้าของการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	47
รูปที่ 4.19 ผลการ FFT ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งก่อนและหลังการเพิ่มแรงบนอิเล็กทรอนิกส์	49

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1 สรุปตัวอย่างจากงานวิจัยที่มีความเกี่ยวข้องกับการออกแบบและการสร้างระบบวัดเพื่อศึกษาผลการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ส่งผลต่อการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	4
ตารางที่ 2 ขั้นตอนและระยะเวลาในการดำเนินงาน	8
ตารางที่ 3 สรุปผลการเปลี่ยนแปลงของแรงกด ΔF การเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัส ทั้งกรณีเพิ่มแรง (- $\% \Delta A$) - ลด (- $\% \Delta A$) เปลี่ยนแปลงแรงดันเบสไลน์ ΔV ทั้งกรณีเพิ่มแรง(- ΔV) – ลด (ΔV) ของผู้ทดสอบทั้ง 3 คน	43



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

กระทรวงสาธารณสุขประเทศไทยรายงานสถิติประชากร ณ วันที่ 31 ธันวาคม พ.ศ. 2562 [1] พบว่า จำนวนกลุ่มผู้สูงอายุที่มีอายุ 60 ปีขึ้นไปยังคงเพิ่มสูงขึ้นอย่างต่อเนื่อง โดยเพิ่มจาก 10.28 ล้านคนในปี 2560 เป็น 11.20 ล้านคนในปี 2562 พร้อมรายงานสถิติอัตราการเสียชีวิตของผู้สูงอายุที่เกี่ยวข้องกับระบบไหลเวียนโลหิตยังคงสูงกว่าวัยทำงาน (อายุช่วง 15 ถึง 59 ปี) โดยเฉพาะโรคหลอดเลือดสมอง (Stroke) ซึ่งเป็นสาเหตุอันดับหนึ่งของการเสียชีวิตเมื่อเทียบกับโรคระบบไหลเวียนโลหิตอื่น ๆ เช่น ความดันโลหิตสูง และกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด โรคเหล่านี้สาเหตุหนึ่งเกิดจากการทำงานของหัวใจที่ผิดปกติ และเมื่อกลุ่มผู้ป่วยที่ไม่สามารถเข้าถึงสถานพยาบาล หรือไม่ได้รับการรักษาอย่างทันท่วงทีจึงมีแนวโน้มอัตราการเสียชีวิตที่เร็วขึ้น ดังนั้นเพื่อป้องกันและลดอัตราการเสียชีวิตของผู้สูงอายุ การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงเป็นหนึ่งในวิธีที่สามารถตรวจวัดความผิดปกติของการเต้นหัวใจได้

การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram : ECG/EKG) คือ การวัดสัญญาณไฟฟ้าในแต่ละจังหวะการเต้นของหัวใจในรูปแบบศักย์ไฟฟ้าผ่านอิเล็กโทรดที่ติดอยู่บริเวณผิวหนังตามตำแหน่งของร่างกาย โดยทั่วไปตามสถานพยาบาลเป็นการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านอิเล็กโทรดแบบมีสายที่ติดตามตำแหน่งมาตรฐานการวัดแบบ 12 leads เพื่อวินิจฉัยโรคจากสภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Arrhythmia) แต่การติดสายวัดนี้ส่งผลต่อความไม่สบายตัวของผู้ป่วย พร้อมยังต้องอาศัยความชำนาญการของบุคลากรทางการแพทย์ อีกทั้งยังไม่เหมาะสำหรับผู้ป่วยที่ต้องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นประจำและกลุ่มผู้ป่วยที่ไม่สามารถเดินทางไปยังหน่วยงานสาธารณสุขได้ ปัจจุบันได้มีการพัฒนาผลิตภัณฑ์เครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถใช้งานได้ง่าย สะดวก ขนาดเล็กแบบพกพา และสามารถตรวจวัดเองได้ที่บ้าน ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ของ AliveCor [2, 3] AliveCor Kardia Mobile เป็นอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 1 lead ด้วยการใช้นิ้วมือทั้งสองข้างวางบนแผ่นอิเล็กโทรดที่ติดบนฝาครอบโทรศัพท์มือถือ พร้อมแสดงผลการวัดผ่าน Kardia app และ AliveCor Kardia Band เป็นอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำงานร่วมกับ Apple watch สามารถวัดสัญญาณผ่านแผ่นอิเล็กโทรดใต้เรือนของนาฬิกา พร้อมแสดงผลบนหน้าปัดของ Apple watch แต่ผลิตภัณฑ์เหล่านี้ยังคงมีราคาสูงและรูปแบบการใช้งานอาจไม่เหมาะสำหรับกลุ่มผู้สูงอายุ ห้องปฏิบัติการวิจัยไบโออิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ได้พัฒนา

อุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือถือชนิดสองอิเล็กโทรดด้วยการวัดสัญญาณผ่านนิ้วหัวแม่มือทั้งสองข้าง ซึ่งมีรูปแบบการใช้งานที่ไม่ซับซ้อนเหมาะสำหรับผู้สูงอายุ ผู้ป่วยที่ไม่สามารถเดินทางไปยังสถานพยาบาลและต้องตรวจวัดสัญญาณเป็นประจำ ตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ด้วยระบบวัดแบบมือถือชนิดสองอิเล็กโทรดมักถูกรบกวนจากสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าที่มาจากแหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสสลับ 50 Hz และรวมถึงการรบกวนที่เกิดจากกิจกรรมภายในของร่างกายชนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ ผลการรบกวนจากทั้งสองสัญญาณนี้สามารถป้องกันได้ด้วยการกรองแบบดิจิทัล [4, 5] แต่สัญญาณรบกวนที่ยังคงปัญหาหลักและยังไม่สามารถป้องกันได้ดีคือ การรบกวนจากการเคลื่อนไหว (Motion artifact) ที่แสดงในลักษณะการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Baseline wander) แบบเลื่อนขึ้นและลงในรูปแบบไม่คงที่ บางกรณีส่งผลให้ศักย์ไฟฟ้าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอิมมิตัวไปชั่วขณะ ซึ่งทำให้ไม่สามารถนำข้อมูลเหล่านั้นไปวิเคราะห์หรือวินิจฉัยโรคได้ ผลของการเลื่อนเบสไลน์บนตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จากระบบวัดแบบมือถือชนิดสองอิเล็กโทรดมีสมมติว่า สาเหตุหนึ่งเกิดจากการออกแรงกดของนิ้วบนอิเล็กโทรดข้างซ้ายและขวาต่างกันทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัส (Contact area) ระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วหัวแม่มือ ผลของพื้นที่สัมผัสนำไปสู่การรบกวนสมดุลขององค์ประกอบทางไฟฟ้า เช่น แรงดันไฟฟ้าและอิมพีแดนซ์ที่บริเวณรอยต่อระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือ (Electrode - skin interface) โดยจากงานวิจัยของ Zip [6] เสนอว่า การเพิ่มแรงกดบนอิเล็กโทรดส่งผลให้แรงดันที่รอยต่อเพิ่มขึ้นและอิมพีแดนซ์ลดลง ซึ่งการเปลี่ยนแปลงขององค์ประกอบทั้งสองนำไปสู่การสังเกตเห็นแรงดันไฟฟ้าของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวในรูปแบบการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังนั้น เพื่อเป็นแนวทางในการศึกษาผลของการรบกวนจากการเคลื่อนไหวบนระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือถือชนิดสองอิเล็กโทรดจึงคาดว่า การเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสจะเป็นอีกหนึ่งพารามิเตอร์ที่รบกวนสมดุลระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือทำให้เกิดการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระดับที่แตกต่างกัน

วิทยานิพนธ์นี้จึงมีแนวคิดสร้างระบบวัดเพื่อศึกษาผลของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วหัวแม่มือที่มีต่อการเลื่อนของเบสไลน์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยออกแบบระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้สามารถสังเกตเห็นพื้นที่สัมผัสได้ด้วยการใช้อิเล็กโทรดชนิดฟิล์มบางของอินเดียมทินออกไซด์ (Indium tin oxide : ITO thin films) ที่มีคุณสมบัติโปร่งแสงและนำไฟฟ้าได้ดีจากการเคลือบฟิล์ม ITO ไว้บนแผ่นฐานที่เป็นกระจกใส ในการศึกษาผลการเลื่อนของเบสไลน์จากการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือได้จำลองสถานการณ์การเพิ่มแรงกดของนิ้วบน

อิเล็กทรอนิกส์ที่บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แรงกดของนิ้ว และภาพถ่ายพื้นที่สัมผัสด้วยอุปกรณ์บันทึกภาพแบบดิจิทัล

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 ออกแบบและสร้างระบบวัดเพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสของแผ่นลายนิ้วมือผ่านอิเล็กทรอนิกส์ฟิล์มบางของอินเดียมทินออกไซด์ จากการควบคุมแรงกดของนิ้วมือที่แตกต่างกัน

1.2.2 ศึกษาและวิเคราะห์ลักษณะพื้นที่สัมผัสของแผ่นลายนิ้วมือที่ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเบสไลน์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1.3.1 สร้างระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือถือชนิดสองอิเล็กทรอนิกส์ฟิล์มบางของอินเดียมทินออกไซด์ พร้อมออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับแสดงผลและบันทึกผลการวัดบนโปรแกรม LabVIEW

1.3.2 พัฒนาระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถวัดแรงกดของนิ้วหัวแม่มือได้ด้วยการติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรงแบบค่าความต้านทาน (Force sensing resistor: FSR) ไว้ใต้แผ่นอิเล็กทรอนิกส์ทั้งสองข้าง พร้อมออกแบบระบบควบคุมมอเตอร์แบบเซอร์โวให้สร้างการเปลี่ยนแปลงแรงกดของนิ้วบนอิเล็กทรอนิกส์

1.3.3 สร้างระบบบันทึกภาพถ่ายพื้นที่สัมผัสปรากฏของแผ่นลายนิ้วมือบนระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยการติดตั้งกล้องเว็บแคมไว้ภายใต้บริเวณที่มีการสัมผัสกันระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับนิ้วหัวแม่มือ

1.3.4 ศึกษาผลการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัส ภายใต้การเปลี่ยนแปลงแรงกดของนิ้วบนอิเล็กทรอนิกส์

1.3.5 ศึกษาผลการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจภายใต้การเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับนิ้วหัวแม่มือ

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 ได้ระบบวัดที่สามารถควบคุมแรงกดที่กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์และระบบวัดพื้นที่ของแผ่นลายนิ้วมือภายใต้การควบคุมแรงกดของนิ้วที่แตกต่างกัน

1.4.2 ได้องค์ความรู้ที่เกี่ยวข้องกับผลการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่มีผลต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในระบบวัดแบบมือถือชนิดสองอิเล็กทรอนิกส์

1.5 ทบทวนวรรณกรรม

จากการศึกษายังไม่พบงานวิจัยที่ศึกษาผลการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือถือชนิดสองอิเล็กโทรด แต่งานวิจัยที่ผ่านมาส่วนใหญ่ได้ออกแบบและสร้างระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อศึกษาผลการเปลี่ยนแปลงขององค์ประกอบทางไฟฟ้าบริเวณรอยต่อระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังภายใต้การจำลองสถานการณ์การเพิ่มแรงภายนอกให้กระทำต่ออิเล็กโทรดด้วยวิธีต่าง ๆ ตัวอย่างงานวิจัยที่ได้ทำการศึกษาสรุปดังตารางที่ 1 นอกจากนี้บางงานวิจัยได้ทำการศึกษากลไกที่เกี่ยวข้องกับพื้นที่สัมผัสระหว่างนิ้วมือกับพื้นผิว ซึ่งได้สรุปไว้ในส่วนถัดไป

ตารางที่ 1 สรุปตัวอย่างจากงานวิจัยที่มีความเกี่ยวข้องกับการออกแบบและการสร้างระบบวัดเพื่อศึกษาผลการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ส่งผลต่อการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

งานวิจัย	วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	วิธี/ขั้นตอนการทดลอง	ผลการทดลอง
Takeshitet al. (2019) [7]	พัฒนาและออกแบบระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบสวมใส่หลายลิตด้วยอิเล็กโทรดแบบสิ่งทอผ้า (Textile) เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดสัมผัส (Contact pressures) กับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว ภายใต้สภาวะการหายใจ	ออกแบบระบบที่สามารถสร้างแรงกดให้กระทำต่อผิวสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังที่ 200 500 1000 2000 และ 4000 Pa โดยแบ่งการทดลองเป็นสองระบบ (1) ระบบวัดด้วยเครื่องกำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พร้อมจำลองความดันให้กระทำต่อผิวหนังปลอม (2) ระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบสวมใส่ที่ทดลองบนผิวของมนุษย์โดยตรง โดยแรงสัมผัสทั้งหมดถูกทดสอบภายใต้สภาวะการหายใจ 3 ระดับคือ การกลืนหายใจชั่วขณะ การหายใจแบบปกติ และการหายใจ	(1) ภายใต้แรงกดสัมผัสขนาด 200 และ 500 Pa แสดงการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (2) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไม่ถูกรบกวนจากการเคลื่อนไหวภายใต้สภาวะการหายใจแบบปกติและการหายใจ ที่แรงกดสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังขนาด 1000 2000 และ 4000 Pa

งานวิจัย	วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	วิธี/ขั้นตอนการทดลอง	ผลการทดลอง
Alder et al. (2015) [8]	พัฒนาระบบสร้างการเคลื่อนไหวและแรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์ในระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อทำการประเมินสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว	สร้างการเคลื่อนไหวด้วยการควบคุมมอเตอร์แบบเซอร์โวผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์ให้กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์ท่อนำไฟฟ้า และเปลี่ยนแปลงแรงกดได้จากการออกแบบด้ามจับในระบบวัด พร้อมควบคุมแรงผ่านเซ็นเซอร์วัดแรง	(1) การเปลี่ยนแปลงของอิมพีแดนซ์บริเวณรอยต่อระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับผิวหนังสอดคล้องกันอย่างมีนัยสำคัญกับความถี่จากการสร้างการเคลื่อนไหวบนอิเล็กทรอนิกส์ (2) การเพิ่มแรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์ มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์และแสดงการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
Alper et al. (2013) [9]	ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างผลของแรงกดกับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวบนระบบคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยอิเล็กทรอนิกส์ชนิดสิ่งทอนำไฟฟ้าแบบติดตามผิวหนัง	ออกแบบระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สองช่องสัญญาณ วัดด้วยอิเล็กทรอนิกส์ 3 ตัวที่มีอิเล็กทรอนิกส์อ้างอิงเดียวกันที่แขนขวา ซึ่งถูกรัดด้วยริบบิ้นยาง ในการทดลองสร้างแรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์อ้างอิงด้วยการขยับปลายแขนขึ้นและลง	(1) การเพิ่มแรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์ ส่งผลให้อิมพีแดนซ์บริเวณผิวสัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับผิวหนังลดลง (2) ไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างการเปลี่ยนแปลงของอิมพีแดนซ์กับสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว แต่การเคลื่อนไหวส่งผลต่อการเลื่อนเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
XU et al. (2011) [10]	พัฒนาและสร้างระบบวัดศึกษาหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดสัมผัสกับผลของสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวบน	ออกแบบโครงสร้างอิเล็กทรอนิกส์ด้วยการติดเซ็นเซอร์ 2 ชนิด ดังนี้ (1) เซ็นเซอร์ตรวจจับระยะเวลาเคลื่อนที่ เพื่อวัดการเคลื่อนที่	(1) พบความถี่จากการเคลื่อนที่ของอิเล็กทรอนิกส์ในช่วง 0 - 2.5 Hz แสดงทับซ้อนกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

	<p>ระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยอิเล็กทรอนิกส์ชนิดสิ่งทอนำไฟฟ้าแบบสวมใส่ได้</p>	<p>ของอิเล็กทรอนิกส์ในแนวระนาบขนานกับผิวหนัง จากการควบคุมการเคลื่อนไหวของแขน (2) ติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรงแบบฟิล์มบางเพื่อวัดแรงกดสัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับผิวหนังบริเวณหน้าอกและหน้าท้อง ภายใต้การจำลองการออกกำลังกายที่ความเร็วต่างกัน</p>	<p>(2) ภายใต้การเปลี่ยนแปลงแรงกดสัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับผิวหนังส่งผลต่อการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (3) เป็นสัญญาณแรงกดสัมผัสสามารถเป็นพารามิเตอร์อ้างอิงให้กับตัวกรองความถี่ที่สามารถปรับค่าได้ (Adaptive filtering) เพื่อลดผลการรบกวนจากการเคลื่อนไหว</p>
--	--	--	---

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสระหว่างนิ้วมือกับพื้นผิว ภายใต้การเพิ่มแรงกระทำที่แตกต่างกัน

Brygida et al. [11] ได้สร้างระบบวัดพื้นที่สัมผัสของแผ่นลายนิ้วมือบนกระดาษขาวด้วยการควบคุมแรงบีบอัด (Compression force) ให้กระทำต่อนิ้วมือ ในการทดลองออกแบบการควบคุมแรงผ่านเครื่องทดสอบที่มีการติดฉากกระดาษขาวไว้บนแผ่นกระดาษ พร้อมมีลิ้มฐานรองรับนิ้วมือขนาด 30 และ 45 องศา จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า พื้นที่สัมผัสของลายนิ้วมือเพิ่มขึ้นตามน้ำหนักของแรงบีบอัดที่กระทำต่อนิ้วมือ และภายใต้แรงกระทำที่เพิ่มขึ้นพบว่า พื้นที่ของลายนิ้วมือจากลิ้มฐานรองรับนิ้วมุ่ม 30 องศา มากกว่ามุ่ม 45 องศา

Delhaye et al. [12] ได้พัฒนาแพลตฟอร์มหุ่นยนต์ที่สามารถควบคุมสิ่งเร้าทั้งความเร็วและแรงเพื่อศึกษาพื้นที่สัมผัสปรากฏของแผ่นลายนิ้วมือ ภายใต้การสัมผัสของนิ้วกับพื้นผิวด้วยแรงที่ต่างกัน และภายใต้การเลื่อนตำแหน่งของนิ้วในทิศทางซ้าย/ขวา และบน/ล่าง จากผลการทดลอง เมื่อประมวลผลภาพระหว่างพื้นที่สัมผัสแรกเทียบกับพื้นที่สัมผัสจากทิศทางการเลื่อนพบว่า พื้นที่สัมผัสปรากฏของแผ่นลายนิ้วมือเพิ่มขึ้นตามแรงที่เพิ่มขึ้น แต่ลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมีการเลื่อนของนิ้วตามทิศทางที่ได้ออกแบบในการทดลอง

จากงานวิจัยของ Abdouni et al. [13] ได้พัฒนาระบบศึกษาคูณสมบัติเชิงกลการรับรู้ผิวสัมผัสของนิ้วบนอายุและเพศที่แตกต่างกันผ่านพื้นที่สัมผัสของแผ่นลายนิ้วมือทั้งแบบคงที่และแบบเปลี่ยนแปลงตามเวลา ในการทดลองออกแบบระบบวัดพื้นที่สัมผัสแบบคงที่ด้วยการใช้เครื่องอ่านลายนิ้วมือทางแสงเพื่อหาพื้นที่สัมผัสจริง (Real contact area) ของแผ่นลายนิ้วมือ จากผลการ

ทดลอง เมื่อนิ้วมือถูกแรงกระทำช่วง 0 - 0.3 N แสดงให้เห็นว่า พื้นที่สัมผัสจริงของลายนิ้วมือเพิ่มขึ้นตามแรงที่กระทำบนพื้นผิวประมาณ 10 mm² ที่แรง 0.05 นิวตัน และ 53 mm² ที่แรง 0.3 N และในระบบวัดพื้นที่สัมผัสแบบเปลี่ยนแปลงตามเวลา ออกแบบการทดลองด้วยการใช้เครื่องอ่านลายนิ้วมือที่กำหนดแรงกระทำเช่นเดียวกับการระบบวัดแบบคงที่ พร้อมกำหนดการเลื่อนตำแหน่งของนิ้วแบบซ้าย/ขวา และบน/ล่าง จากผลการทดลองพบว่า พื้นที่สัมผัสจริงของแผ่นลายนิ้วม้อลดลงเมื่อมีเปลี่ยนตำแหน่งการสัมผัสของนิ้วบนพื้นผิว

จากการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องพบว่า ภายใต้การจำลองสถานการณ์การเพิ่มแรงกระตุ้นบริเวณพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังบนระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งแบบสวมใส่และติดตามผิวหนังแสดงการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พร้อมเกิดการเปลี่ยนแปลงขององค์ประกอบทางไฟฟ้าที่บริเวณรอยต่อระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง นอกจากนี้จากงานวิจัยที่ได้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่แผ่นลายนิ้วม้อยังแสดงให้เห็นว่า การเพิ่มแรงกดของนิ้วบนพื้นผิวในรูปแบบคงที่ส่งผลต่อการเพิ่มขึ้นของพื้นที่สัมผัสปรากฏและพื้นที่สัมผัสจริงของแผ่นลายนิ้วมือ ดังนั้นเพื่อนำไปสู่แนวทางการศึกษาใหม่ วิทยานิพนธ์นี้จึงมีแนวคิดออกแบบระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือถือชนิดสองอิเล็กโทรดฟิล์มบางของ ITO เพื่อศึกษาผลการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสที่ปรากฏบริเวณรอยต่อระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วหัวแม่มือ ภายใต้การจำลองสถานการณ์การเพิ่มแรงกดของนิ้วที่แตกต่างกัน โดยคาดว่า ผลของพื้นที่สัมผัสจะเป็นอีกหนึ่งตัวแทนที่มีความสัมพันธ์ต่อการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 2

ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง

2.1 พื้นฐานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

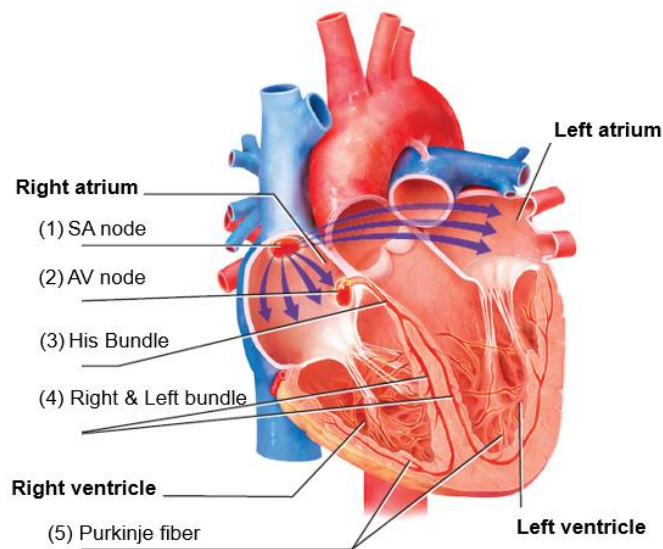
สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความสัมพันธ์กับระบบนำไฟฟ้าของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเมื่อมีการบีบตัวและคลายตัวเป็นจังหวะอย่างสม่ำเสมอเพื่อสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ภายในร่างกาย

2.1.1 ระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ (Cardiac conduction system: CCS)

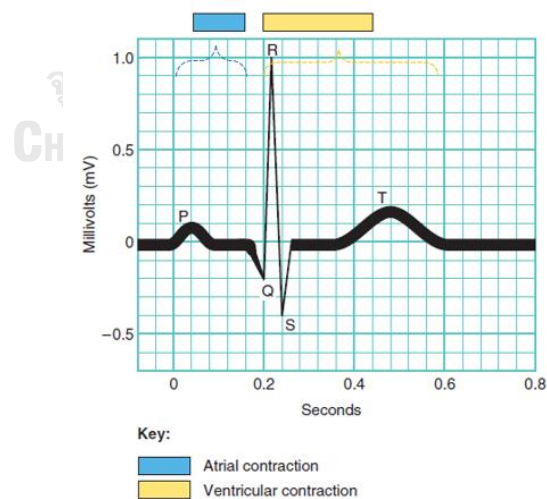
โครงสร้างที่สำคัญสำหรับระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ [14] แสดงดังรูปที่ 2.1 หัวใจของมนุษย์อยู่บริเวณของช่องอกที่ถูกขนานข้างด้วยปอดอยู่เหนือกระบังลม มีรูปร่างคล้ายกรวย และมีขนาดโตเท่ากับกำปั้นของเจ้าของหัวใจ [15] ประกอบด้วย 4 ห้อง ได้แก่ ห้องบนขวา (Right atrium : RA) ห้องล่างขวา (Right ventricle : RV) ห้องบนซ้าย (Left atrium : LA) และห้องล่างซ้าย (Left ventricle : LV) การทำงานของหัวใจถูกควบคุมด้วยเซลล์กล้ามเนื้อของหัวใจที่มีลักษณะพิเศษกว่ากล้ามเนื้ออื่น คือ สามารถกระตุ้นการทำงานได้ด้วยตัวเองโดยอาศัยระบบนำไฟฟ้าภายในผนังของหัวใจ สัญญาณไฟฟ้านั้นจะไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจให้เกิดการบีบตัวและคลายตัวแล้วสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงยังส่วนต่าง ๆ ภายในร่างกาย กระบวนการนำไฟฟ้าของหัวใจเกิดขึ้นดังลำดับต่อไปนี้

- (1) จุดกำเนิดคลื่นกระแสไฟฟ้าอยู่ผนังห้องขวาบนที่เรียกว่า ปุ่มไซนัสหัวใจห้องบนหรือเอสเอโนด (Sinoatrial node หรือ SA node) ซึ่งจะสร้างคลื่นกระแสไฟฟ้าหรือปล่อยสัญญาณไฟฟ้าด้วยความถี่ประมาณ 60 ถึง 100 ครั้งต่อนาที อัตราความถี่สามารถเปลี่ยนแปลงได้ด้วยปัจจัยภายในร่างกาย เช่น สารจำพวกฮอว์โมน และระดับความเข้มข้นของอิเล็กโทรไลต์ภายในกระแสเลือด กระแสไฟฟ้าจากเอสเอโนดถูกแผ่กระจายเป็นแรงกระตุ้นไปยังผนังของหัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา ทำให้เกิดการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบน
- (2) กระแสไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนถูกส่งไปยังตำแหน่งปุ่มหัวใจห้องบนล่างหรือเอวีโนด (Atrioventricular node: AV node) ซึ่งอยู่บริเวณส่วนล่างของหัวใจห้องบนข้างขวา ณ ตำแหน่งนี้คลื่นกระแสไฟฟ้าจะถูกหน่วงเวลาให้ล่าช้าลง เพื่อเป็นจังหวะเดียวกันกับช่วงที่หัวใจห้องบนบีบตัว (Atrial contraction) ให้เลือดลำเลียงลงสู่หัวใจห้องล่าง
- (3) คลื่นกระแสที่ถูกหน่วงจะถูกส่งไปยังหัวใจห้องล่างผ่านมัดเส้นใยประสาท (His bundle)

- (4) และคลื่นกระแสจะถูกแยกออกเป็นแขนงย่อย ๆ ทั้งขวาและซ้าย (Right/left bundle) ของหัวใจห้องล่าง
- (5) จากนั้นจะผ่านเข้าไปยังร่างแหของเส้นใยประสาท (Purkinje fiber) ซึ่งเป็นเส้นใยนำกระแสไฟฟ้าไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างให้หดตัว (Ventricular contraction) และเกิดการบีบตัวของหัวใจห้องล่างเพื่อลำเลียงเลือดออกไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย



รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบหลักในระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ



รูปที่ 2.2 ลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อหนึ่งรอบการเต้นของหัวใจ ดัดแปลงจาก[16]

2.1.1 ความสัมพันธ์ระหว่างระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การทำงานของหัวใจถูกควบคุมด้วยระบบไฟฟ้าภายในของหัวใจ ถ้าหากระบบไฟฟ้านั้นเกิดขัดข้องจะส่งผลทำให้เกิดจังหวะการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติได้ การทำงานของหัวใจสามารถวิเคราะห์และอธิบายได้ผ่านรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจหรืออีซีจี ซึ่งจะแสดงให้เห็นถึงเหตุการณ์ในช่วงหนึ่งรอบของการเต้นหัวใจดังในรูปที่ 2.2 เมื่อบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยเริ่มจากจุดกำเนิดคลื่นกระแสไฟฟ้าที่เอสเอโนดจะแบ่งคลื่นเป็น 2 ช่วงตามการทำงานของหัวใจ

1. ช่วงการหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบน (ช่วงคลื่นช่องสีฟ้า) คือ จังหวะที่หัวใจห้องบนบีบตัวลำเลียงเลือดลงสู่หัวใจห้องล่าง ซึ่งตรงกับรูปคลื่นพี (P - wave) ในช่วงจังหวะที่มีการลดความต่างศักย์ไฟฟ้า
2. ช่วงการหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง (ช่วงคลื่นช่องสีเหลือง) ซึ่งตรงกับรูปคลื่นคิวอาร์เอส (QRS - complex) เป็นช่วงที่แสดงการลดความต่างศักย์ไฟฟ้าในจังหวะที่หัวใจห้องล่างเกิดการบีบตัว และทุกจังหวะการบีบตัวจะตามมาด้วยการคลายตัวของหัวใจห้องล่างเสมอ ซึ่งแสดงในลักษณะของช่วงรูปคลื่นที (T- wave)

2.1.2 หลักการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หน่วยงานสาธารณสุขหรือสถานพยาบาลตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านแผ่นโลหะนำไฟฟ้าหรืออิเล็กโทรด เพื่อวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับระบบไหลเวียนของโลหิตจากจังหวะการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ เช่น โรคหลอดเลือดสมอง ความดันโลหิตสูงและภาวะกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด เป็นต้น โดยทั่วไปมาตรฐานการบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่พบตามหน่วยงานสาธารณสุขเป็นการบันทึกแบบ 12 leads หรือจากตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด [16, 17] ดังนี้

2.1.2.1 การบันทึกโดยใช้อิเล็กโทรดสองขั้ว

การวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าผ่านผิวหนังระหว่างแขนและขา โดยการวางอิเล็กโทรด 2 ตำแหน่ง ซึ่งตำแหน่งหนึ่งเป็นบวกและอีกตำแหน่งเป็นลบ จึงเรียกว่า standard limb leads ประกอบด้วย 3 leads ได้แก่ Lead I Lead II และ Lead III

2.1.2.2 การบันทึกโดยใช้อิเล็กโทรดขั้วเดียว

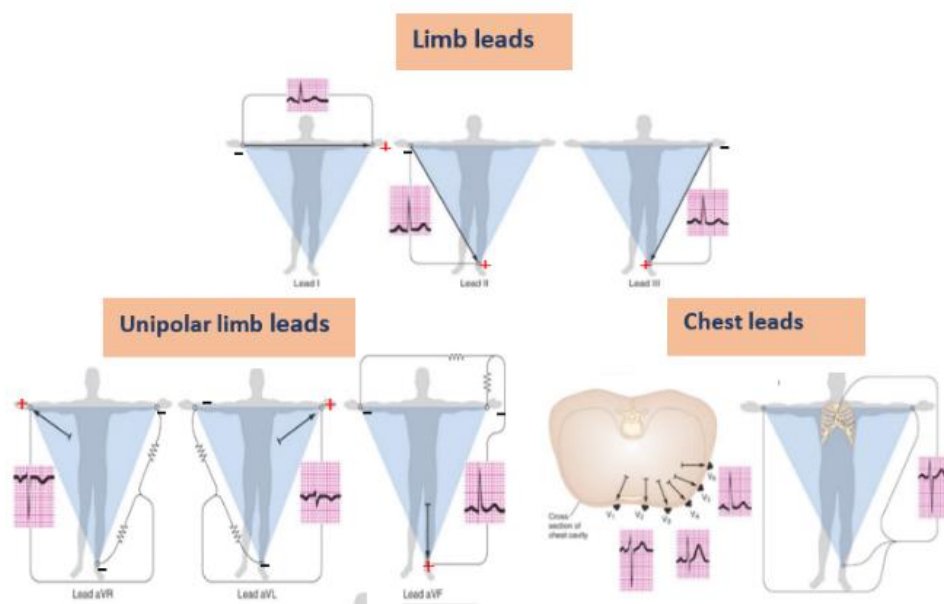
การวัดความต่างศักย์ไฟฟ้า ณ ตำแหน่งที่สนใจด้วยอิเล็กโทรดแบบเดี่ยวเทียบกับอีกอิเล็กโทรดที่มีศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์ หรือเรียกว่า อิเล็กโทรดอ้างอิง ประกอบด้วย

- ลีดแขนขาแบบขั้วเดียว คือการวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ตำแหน่งของแขนหรือขาที่เราสนใจเทียบกับอิเล็กโทรดอ้างอิง การวางอิเล็กโทรดรูปแบบนี้จะเกิด

ความต่างศักย์ขนาดเล็ก จำเป็นต้องมีการขยายสัญญาณเพื่อให้สามารถวิเคราะห์ที่ได้ชัดเจน จึงเรียกรูปแบบการวัดนี้ว่า ลีดแขนขาเสริม (Augmented limb leads) ซึ่งประกอบด้วย 3 leads ได้แก่ Lead aVR Lead aVL และ Lead aVF

- ลีดทรวงอก เป็นการบันทึกสัญญาณ ณ ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดบริเวณหน้าอก ซึ่งตรงกับตำแหน่งของหัวใจจึงเรียกว่า ลีดหัวใจส่วนหน้า (Precordial leads) สัญญาณที่บันทึกได้เป็นความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นทั้งหมดบนระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจ ประกอบด้วย 6 leads ได้แก่ Lead V1 Lead V2 Lead V3 Lead V4 Lead V5 และ Lead V6

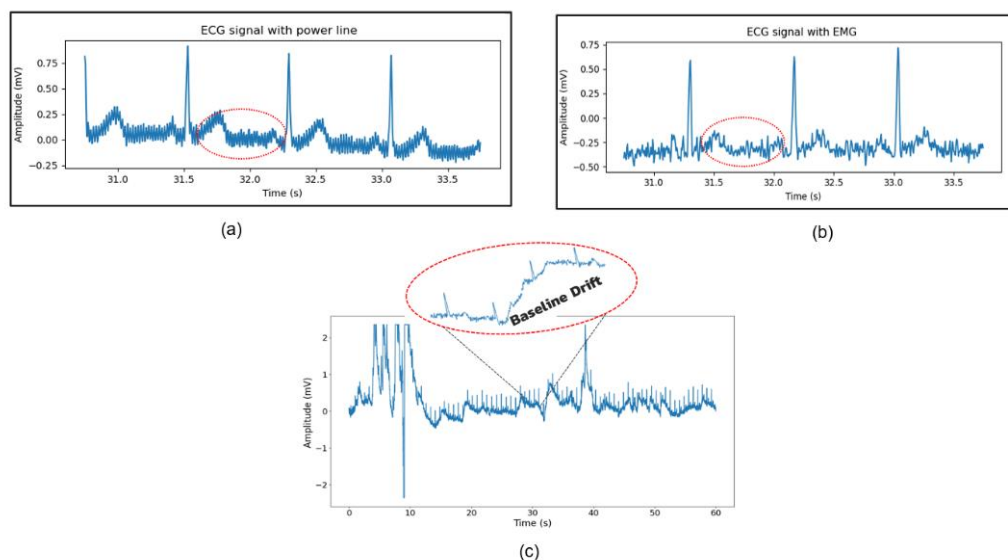
ในรูปที่ 2.3 แสดงตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดในแต่ละ leads และลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการบันทึกความต่างศักย์ไฟฟ้าตามทิศทางการไหลของคลื่นกระแสในร่างกาย



รูปที่ 2.3 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดแบบ Limb leads Unipolar limb และ Chest leads ดัดแปลงมาจาก [15]

2.2 สัญญาณรบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

องค์ประกอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดศักย์ไฟฟ้าอยู่ในช่วง 1 - 3 mV และความถี่ช่วง 0.05 - 100 Hz [18] เนื่องด้วยความต่างศักย์ไฟฟ้ามีขนาดเล็ก บ่อยครั้งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมักถูกรบกวนด้วยสัญญาณรบกวนทั้งจากสภาพแวดล้อมและกิจกรรมของเซลล์ภายในร่างกายมนุษย์ โดยมีตัวอย่างของการรบกวนที่แสดงในรูปที่ 2.4 ดังนี้



รูปที่ 2.4 ตัวอย่างสัญญาณรบกวนบนคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกจากผู้อาสาของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย (a) สัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟฟ้า (b) สัญญาณรบกวนจากคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ และ (c) สัญญาณรบกวนจากผลของการเคลื่อนไหว

2.2.1 การรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง (Powerline interference)

การรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง คือ สัญญาณรบกวนสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กจากแหล่งจ่ายกำลังหรือสายไฟที่อยู่บริเวณใกล้กับระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังในรูปที่ 2.4 (a) ซึ่งเป็นสัญญาณไซน์ที่มีความถี่ 50 Hz หรือ 60 Hz [4, 14] แสดงในลักษณะคลื่นสั้นคล้ายฟันเลื่อยทับซ้อนกับองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจเห็นได้ชัดเจนบนช่วง P - wave และ T - wave

2.2.2 การรบกวนจากคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyographic: EMG)

การรบกวนที่เกิดจากการเกร็งของกล้ามเนื้อหรือกิจกรรมทางชีวภาพของเซลล์ภายในร่างกายของผู้วัดขณะบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งแสดงลักษณะการเกิดซ้ำของสัญญาณในช่วงสเปกตรัมขององค์ประกอบคลื่นไฟฟ้าหัวใจ P - wave QRS - Complex และ T - wave แสดงในรูปที่ 2.4 (b)

2.2.3 การรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว (Motion artifact)

ในรูปที่ 2.4 (c) แสดงการเลื่อนของเบสไลน์คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ความถี่ต่ำประมาณ 0.5 Hz [18, 19] ซึ่งเป็นผลมาจากการรบกวนจากการเคลื่อนไหวของร่างกาย ดังกรณีบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยอุปกรณ์วัดแบบมือถือชนิดสองอิเล็กโทรด เมื่อผู้วัดเพิ่มแรงกดของนิ้วมือ หรือขยับนิ้วมือ จะส่งผลให้สังเกตเห็นการเปลี่ยนแปลงของเบสไลน์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากการศึกษาที่ผ่านมา ผลของสัญญาณรบกวนที่ได้กล่าวข้างต้นสามารถป้องกันได้เบื้องต้นด้วยการกรองสัญญาณในรูปแบบดิจิทัล ตัวอย่างวิธีการกรองดังนี้ [19]

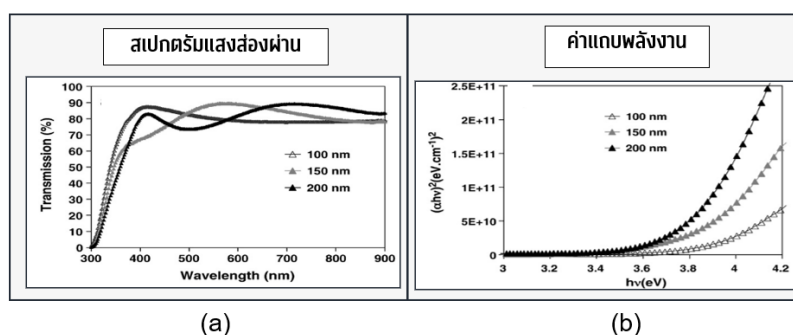
- การลดสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟฟ้าสามารถใช้วิธีตัดสัญญาณเฉพาะความถี่ หรือนotchฟิลเตอร์ (Notch filter) เพื่อลดทอนสัญญาณที่ความถี่ช่วง 50 หรือ 60 Hz
- การลดสัญญาณรบกวนจากคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อสามารถใช้วิธีการกรองแบบค่าเฉลี่ยเคลื่อนที่ (Moving average filter: MAF)
- การลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวแบบการเลื่อนของเบสไลน์คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถใช้วิธีการ discrete wavelet transform (DWT) ด้วยการกรองสัญญาณผ่านตัวกรองทั้งความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filters : LPF) และความถี่สูงผ่าน (High-pass filters : HPF)

อย่างไรก็ตาม การลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวในระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังมีข้อจำกัดที่ยังไม่สามารถป้องกันได้ดี เนื่องจากผลของการเคลื่อนไหวเกิดขึ้นตามเวลาจริงทำให้เบสไลน์มีการเปลี่ยนแปลงในรูปแบบไม่ที่แน่นอนและยากต่อการคาดการณ์ โดยเฉพาะกรณีที่ใช้กีฬาไฟฟ้า แสดงการอ้อมตัวไปชั่วขณะทำให้ข้อมูลนั้นจะไม่สามารถนำไปวิเคราะห์ต่อได้

2.3 การนำไฟฟ้าของฟิล์มบางแบบอินเดียมทินออกไซด์

ขั้วไฟฟ้าแบบอินเดียมทินออกไซด์ [20, 21] เป็นหนึ่งในประเภทวัสดุพื้นผิวที่ถูกเคลือบด้วยฟิล์มบางออกไซด์นำไฟฟ้าโปร่งแสง (Transparent conductive oxides : TCOs) ซึ่งมีคุณสมบัติยอมให้แสงส่องผ่านและมีการนำไฟฟ้าได้ดีจากการเจือสารตั้งต้นอินเดียมออกไซด์ (In_2O_3) เข้าไปในทินออกไซด์ (SnO_2) ทำให้อินเดียมทินออกไซด์เป็นสารกึ่งตัวนำแบบ N-type ที่มีอิเล็กตรอนอิสระในการเคลื่อนที่จำนวนมาก คุณสมบัติฟิล์มบางของอินเดียมทินออกไซด์ขึ้นอยู่กับการใช้งาน เนื่องจากการเพิ่มความหนาของชั้นฟิล์มจะให้ความโปร่งแสงน้อยลงแต่มีการนำไฟฟ้าที่ดีขึ้น ในทางกลับกันการลดความหนาจะลดการนำไฟฟ้าแต่ช่วยเพิ่มความโปร่งแสงมากขึ้น คุณสมบัติจำเพาะของฟิล์มบางชนิดอินเดียมทินออกไซด์แสดงดังในรูปที่ 2.5 การส่องผ่านของแสงแสดงในรูปที่ 2.5 (a) แสงสามารถส่องผ่านได้ดีในช่วงสเปกตรัมที่ตามองเห็น (400 – 700 nm) เฉลี่ยประมาณ 85 % และมีการสะท้อนของ

แสง (ส่องแสงผ่านได้ไม่ดี) ที่สเปกตรัมต่ำกว่า 400 nm ซึ่งเป็นช่วงของแสงรังสีอัลตราไวโอเล็ต การนำไฟฟ้าของฟิล์มบาง ITO เป็นแบบสารกึ่งตัวนำที่ขนาดช่องว่างระหว่างแถบพลังงาน (Optical band gap) ขนาด 4.2 eV ดังในรูปที่ 2.5 (b) ดังนั้นด้วยคุณสมบัติการส่องแสงผ่านและการนำไฟฟ้าได้ดี ปัจจุบันจึงเป็นวัสดุที่นำมาใช้กันอย่างแพร่หลายทั้งในด้านการวิจัยและอุตสาหกรรม เช่น ใช้เป็นสารเคลือบป้องกันการสะท้อนแสงของจอแอลซีดี (Liquid crystal displays : LCD) ใช้ในไดโอดเปล่งแสงแบบอินทรีย์ และโซลาร์เซลล์แบบสารอินทรีย์



รูปที่ 2.5 คุณสมบัติของฟิล์มบาง ITO A : การส่องผ่านของแสง และ B : ค่าแถบพลังงาน
ดัดแปลงมาจาก [20]

2.4 พื้นที่สัมผัสระหว่างนิ้วมือกับพื้นผิว

2.4.1 โครงสร้างกายวิภาคของนิ้วมือ

มือมนุษย์เป็นอวัยวะที่บอบบางมีโครงสร้างที่ซับซ้อนทั้งในแง่ของระบบประสาทสัมผัสและระบบการควบคุมกลไกในการจับ ยึด และสัมผัสให้ความรู้สึกกับวัตถุ กายวิภาคนิ้วมือของมนุษย์มีลักษณะเฉพาะที่ประกอบด้วยโครงร่างของกระดูก (Bone) เล็บ (Nail) ไขมัน (Fat) และแผ่นลายนิ้วมือ (Fingerprint)

แผ่นลายนิ้วมือเป็นหนังกำพร้าชั้นนอกสุด (Stratum corneum : S.C. epidermis) ขององค์ประกอบนิ้วมือ ซึ่งแสดงในรูปแบบที่ปกคลุมด้วยรอยนูนเป็นสันเขา (Ridges) มีแนวร่อง (Furrow) ลักษณะรอยลึกไม่เรียบเนียน และส่วนโค้งสันเขาของลายนิ้วมือจะขนานไปกับขอบของปลายนิ้ว (Fingertip) ประโยชน์ของแผ่นลายนิ้วมือจะช่วยเพิ่มแรงเสียดทานในการยึดเกาะกับพื้นผิว หรือวัตถุได้ดี อีกทั้ง สันเขายังเป็นส่วนที่ช่วยป้องกันไม่ให้ผิวหนังกำพร้าสัมผัสกับพื้นผิววัตถุโดยตรงเมื่อนิ้วมือได้รับน้ำหนักกดทับในแนวตั้งฉาก กายวิภาคของนิ้วและกลไกการสัมผัสระหว่างนิ้วมือกับพื้นผิววัตถุแสดงในรูปที่ 6 กรณีนิ้วสัมผัสกับวัตถุด้วยการออกแรงกดแบบเบา (Light touch) หรือแรงปกติ รอยต่อบริเวณพื้นที่สัมผัสของทั้งสองจะแสดงในลักษณะสันเขาของแผ่นลายนิ้วมุดังรูป 2.6 (a) และจากรูปที่ 2.6 (b) แสดงการเพิ่มขึ้นของพื้นที่แผ่นลายนิ้วมือกรณีมีการเพิ่มการออกแรงสัมผัสของนิ้วที่มากขึ้น (Heavy touch) บนผิววัตถุ

2.4.2 พื้นที่สัมผัสของแผ่นลายนิ้วมือ (Contact Areas Of The Fingerprint)

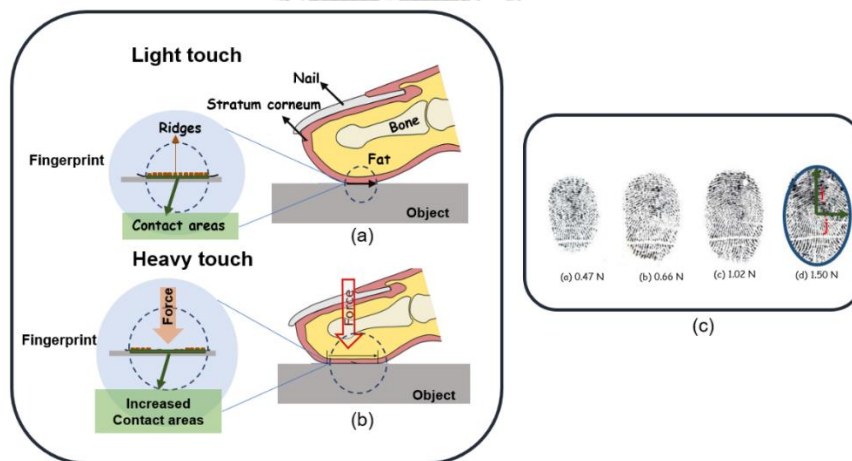
จากกลไกการสัมผัสระหว่างนิ้วมือกับพื้นผิววัตถุที่กล่าวในหัวข้อ 2.4.1 Liu et al. [22] ได้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสในลักษณะของแผ่นลายนิ้วมือ ภายใต้นิ้วมือได้รับแรงกดทับที่แตกต่างกันบนผิววัตถุ จากรูป 2.6 (c) แสดงหมึกพิมพ์ของแผ่นลายนิ้วมือภายใต้การเพิ่มแรงช่วง 0.5 – 1.5 N ให้กระทำต่อนิ้วมือบนวัตถุ ซึ่งจะเห็นได้ว่า พื้นที่สัมผัสของแผ่นลายนิ้วมือที่ปกคลุมด้วยสันเขาสีดำแสดงการเพิ่มขึ้นตามแรงกดอย่างชัดเจน และเมื่อแบ่งพื้นที่สัมผัสของแผ่นลายนิ้วมือที่แรง 1.5 (d) จะประกอบด้วย 2 ส่วน คือ

1. พื้นที่สัมผัสปรากฏ คือพื้นที่ทั้งหมดภายใต้เส้นสีน้ำเงิน ซึ่งมีลักษณะคล้ายกับพื้นที่วงรีจึงสามารถคำนวณพื้นที่สัมผัสปรากฏ ได้ตามสูตรดังต่อไปนี้

$$A = \pi \times i \times j \quad (1)$$

โดย i คือความยาวของแกนหลัก (Semi-Major) และ j ความยาวของแกนรอง (Semi-Minor)

2. พื้นที่สัมผัสจริง (Real Contact Area) คือ พื้นที่จุดสีดำภายในพื้นที่สัมผัสปรากฏ ซึ่งเป็นพื้นที่ร่องแฉนวนของสันเขาลายนิ้วมือ



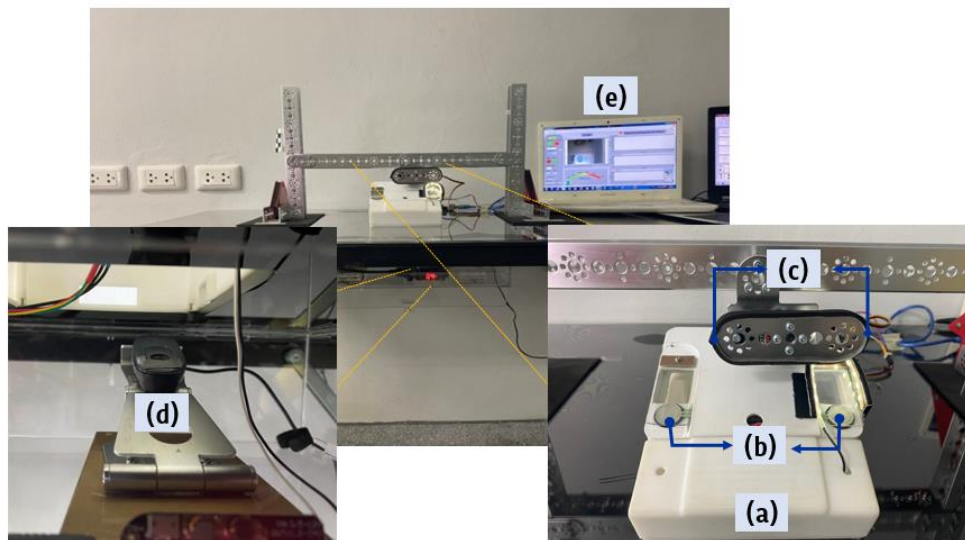
รูปที่ 2.6 กายวิภาคของนิ้วมือและกลไกการสัมผัสระหว่างนิ้วมือกับวัตถุ (a) นิ้วสัมผัสบนวัตถุด้วยการออกแรงกดแบบเบา หรือแรงปกติ (b) เมื่อเพิ่มการออกแรงสัมผัสของนิ้วบนผิววัตถุ ลักษณะการเปลี่ยนแปลงพื้นที่ของแผ่นลายนิ้วมือดัดแปลงมาจาก [23] และ (c) หมึกพิมพ์พื้นที่สัมผัสของแผ่นลายนิ้วมือ ภายใต้การควบคุมแรงกดของนิ้วบนวัตถุที่ 0.47 0.66 1.02 และ 1.50

N [23]

บทที่ 3

ขั้นตอนและการดำเนินการ

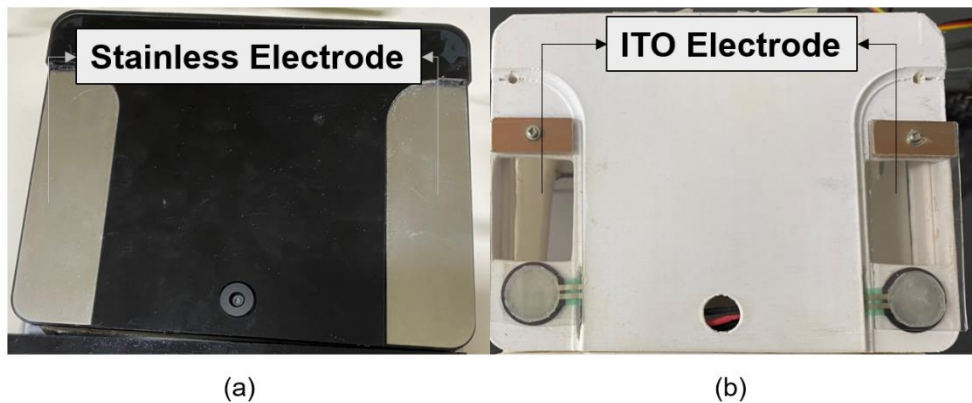
บทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่มีการตรวจวัดแรงกดและพื้นที่สัมผัสเพื่อศึกษาผลของพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนของเบสไลน์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ การพัฒนาระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้สามารถควบคุมและตรวจวัดแรงกดของนิ้ว พร้อมกับตรวจวัดพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือมีองค์ประกอบของระบบวัดโดยรวมดังรูปที่ 3.1 ประกอบด้วย (a) อุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้อิเล็กโทรดแบบ ITO (b) เซ็นเซอร์วัดแรงกด (c) ระบบควบคุมแรงกดของนิ้ว (d) ระบบบันทึกภาพถ่ายของพื้นที่สัมผัส (e) ซอฟต์แวร์สำหรับวัดและบันทึกผล โดยองค์ประกอบแต่ละส่วนมีอุปกรณ์ พร้อมหลักการทำงานดังหัวข้อต่อไปนี้



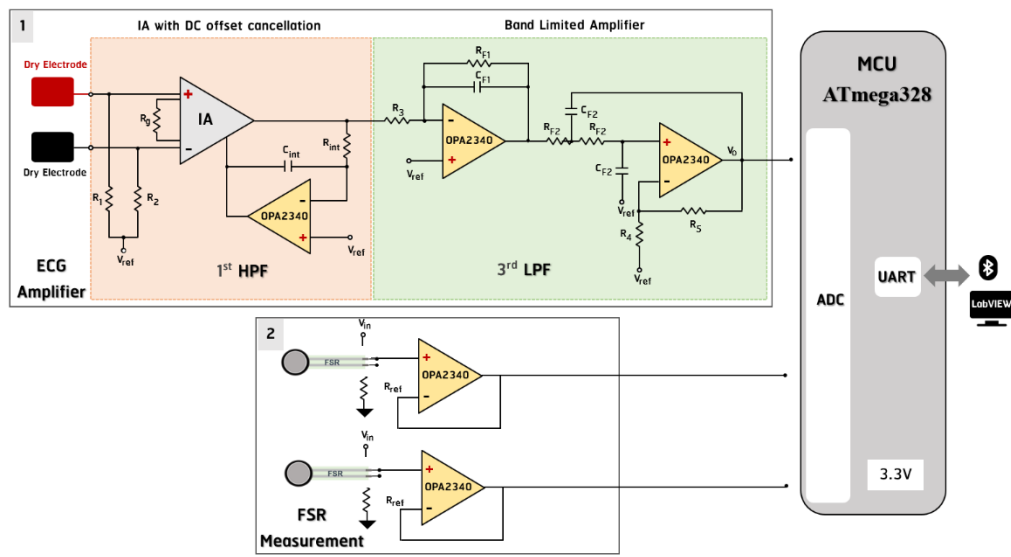
รูปที่ 3.1 โครงสร้างระบบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าที่มีการตรวจวัดแรงและพื้นที่สัมผัส

3.1 อุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้อิเล็กโทรดแบบ ITO

อุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการศึกษาของวิทยานิพนธ์นี้เป็นแบบมือถือชนิดสองขั้วอิเล็กโทรดที่พัฒนาขึ้นจากห้องปฏิบัติการวิจัยไบโออิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ดังในรูปที่ 3.2 (a) หลักการใช้งานเบื้องต้นเป็นการบันทึกศักย์ไฟฟ้าของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากนิ้วหัวแม่มือทั้งสองข้างที่สัมผัสกับอิเล็กโทรด อิเล็กโทรดที่ใช้ในอุปกรณ์เป็นโลหะสแตนเลส และการวัดโดยใช้นิ้วหัวแม่มือสัมผัสที่อิเล็กโทรดใกล้เคียงกับรูปแบบของการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Lead I



รูปที่ 3.2 อุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือถือชนิดสองอิเล็กโทรด
(a) อิเล็กโทรดเป็นขั้วสแตนเลส และ (b) อิเล็กโทรดเป็นกระจกเคลือบฟิล์ม ITO



รูปที่ 3.3 ไดอะแกรมแสดงส่วนประกอบของอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งประกอบด้วย วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและไมโครคอนโทรลเลอร์ พร้อมแสดงส่วนของวงจรวัดแรง เนื่องจากงานวิทยานิพนธ์นี้มีวัตถุประสงค์จะศึกษาผลของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับ นิ้วมือที่มีต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในการศึกษาจึงมีการเลือกใช้อิเล็กโทรดโปร่งแสงแบบกระจก ITO แทนอิเล็กโทรดแบบสแตนเลส อิเล็กโทรดแบบกระจก ITO จะถูกตัดให้มีขนาด $25 \times 60 \text{ mm}^2$ ก่อนนำมาใช้เป็นอิเล็กโทรดของอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การเชื่อมต่อทางไฟฟ้าระหว่างวงจรวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอิเล็กโทรดแบบกระจก ITO ทำโดยการเจาะรูบนกระจกขนาด 2 mm และใช้น็อตยึดสายไฟเข้ากับกระจกดังในรูปที่ 3.2 (b) ในงานวิทยานิพนธ์นี้ อุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วย 2 ส่วนหลักแสดงในรูปที่ 3.3

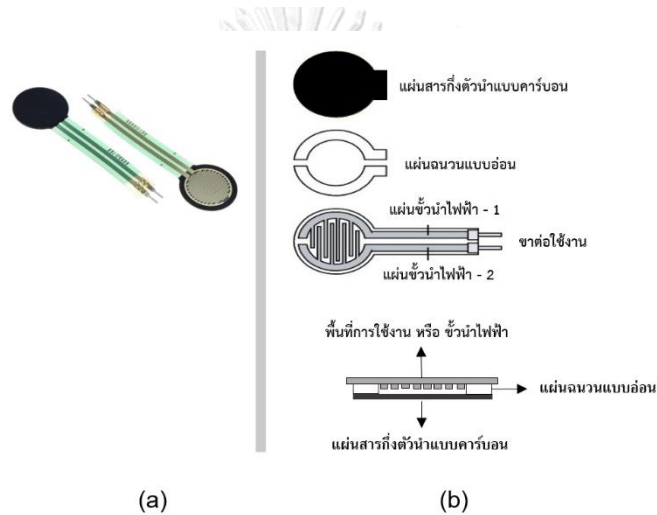
ส่วนแรก คือ วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ประกอบด้วย (1) วงจรขยายอินสตรูเมนต์ชั้น (Instrumentation Amplifier : IA , ในการศึกษาที่ใช้ไอซี AD623 ของ Analog device) ทำหน้าที่เป็นภาคแรกของการขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ต่อคร่อมระหว่างอิเล็กโทรดทั้งสองข้าง ตัวต้านทาน R_1 และ R_2 มีค่าเท่ากับ $1M\Omega$ ทำหน้าที่ป้องกันกระแสให้ภาคอินพุตของวงจร IA อัตราขยายของวงจรส่วนนี้ มีค่าเท่ากับ 5 ด้วยการกำหนดให้ R_g เท่ากับ $25\text{ k}\Omega$ (อัตราขยาย = $1 + \frac{100\text{k}\Omega}{R_g}$) [24] และสามารถทนต่อแรงดันไฟตรงที่อินพุตได้ในช่วง $\pm 400\text{ mV}$ สัญญาณขาออกจากวงจร IA จะถูกป้อนกลับผ่านวงจรอินทิเกรตไปยังขาอ้างอิงทำให้ได้วงจรกรองสูงผ่านอันดับหนึ่ง ซึ่งค่าความถี่คutoff ถูกกำหนดจากตัวต้านทานและค่าเก็บประจุในที่นี้มีค่าเท่ากับ 0.05 Hz (ค่าตัวต้านทานและค่าเก็บประจุที่กำหนดถูกแสดงไว้ในภาคผนวกของวิทยานิพนธ์นี้) จากนั้นผ่านเข้าสู่วงจรภาคที่ 2 คือ วงจรกรองต่ำผ่านอันดับสาม ที่มีอัตราขยาย 60 เท่า และมีค่าความถี่คutoff เท่ากับ 40 Hz ดังนั้นอัตราขยายโดยรวมของวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้มีค่า 300 เท่า หรือ 50.56 dB มีความกว้างแถบถี่ในช่วง $0.05 - 40\text{ Hz}$ วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในงานวิทยานิพนธ์นี้ทำงานด้วยแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงเดี่ยว 3.3 V และใช้แรงดันอ้างอิง (V_{ref}) ที่ 1.65 V

สัญญาณขาออกจากวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกแปลงจากสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลแบบ 10 – bit โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ AT mega328 อัตราการสุ่มสัญญาณ 200 sample per sec ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์เชื่อมต่อกับโมดูลบลูทูธ HC- 05 เพื่อให้ส่งสัญญาณดิจิทัลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปยังคอมพิวเตอร์ผ่านการสื่อสารตามมาตรฐานบลูทูธ ที่ Baud rate 38400 bit per sec ในงานวิทยานิพนธ์นี้ได้พัฒนาซอฟต์แวร์ LabVIEW เพื่อใช้วัดและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในส่วนที่สอง คือ วงจรสำหรับวัดแรงกดของนิ้วบนอิเล็กโทรด ซึ่งกำหนดให้ทำงานด้วยแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงเดี่ยว 3.3 V การออกแบบวงจรตรวจวัดแรงจะถูกกล่าวไว้ในหัวข้อ 3.2 สัญญาณขาออกจากวงจรวัดแรงจะถูกแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลบนไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งมีอัตราการสุ่มสัญญาณเท่ากันกับสัญญาณขาออกจากวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวัดและบันทึกค่าแรงกดจะถูกแสดงตามเวลาจริงพร้อมกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนซอฟต์แวร์ LabVIEW

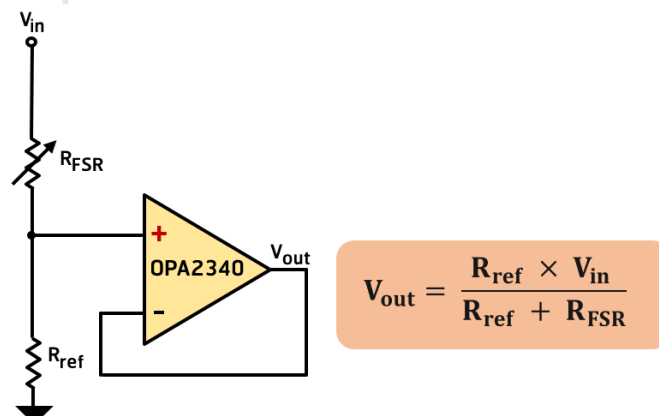
3.2 เซ็นเซอร์วัดแรงกด

ในงานวิทยานิพนธ์นี้ได้เลือกใช้เซ็นเซอร์วัดแรงแบบค่าความต้านทานรุ่น FSR402 (รูปที่ 3.4 (a)) ซึ่งสามารถรองรับน้ำหนักแรงกดได้ในช่วง 10 – 1000 g (1 – 10 N) เซ็นเซอร์วัดแรงได้ถูกติดตั้งไว้ใต้อิเล็กทรอนิกส์แบบกระจก ITO ทั้งด้านซ้ายและขวาของอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อวัดแรงกดของนิ้วหัวแม่มือที่กระทำบนอิเล็กทรอนิกส์ โครงสร้างของเซ็นเซอร์วัดแรงแสดงในรูปที่ 3.4 (b) ประกอบด้วยแผ่นสารกึ่งตัวนำแบบคาร์บอนที่อยู่ชั้นล่างสุด แผ่นฉนวนแบบอ่อนคั่นกลาง และประกบด้วยชั้นพื้นที่ใช้งาน (Active area) หรือแผ่นขั้วนำไฟฟ้าที่อยู่ชั้นบนสุด การเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานภายในของเซ็นเซอร์จะเกิดขึ้นเมื่อเพิ่มแรงกดหรือลงน้ำหนักบนพื้นที่ใช้งาน



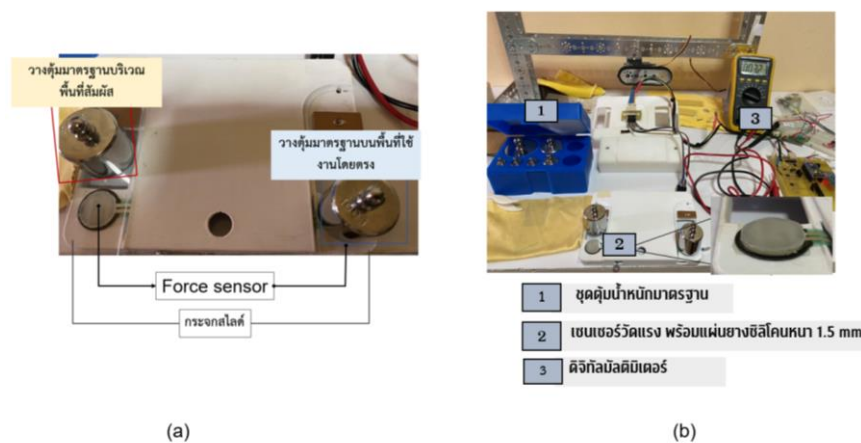
รูปที่ 3.4 (a) ลักษณะของเซ็นเซอร์ และ (b) โครงสร้างของเซ็นเซอร์วัดแรงแบบค่าความ

จุพาลต้านทาน ดัดแปลงจาก [25]

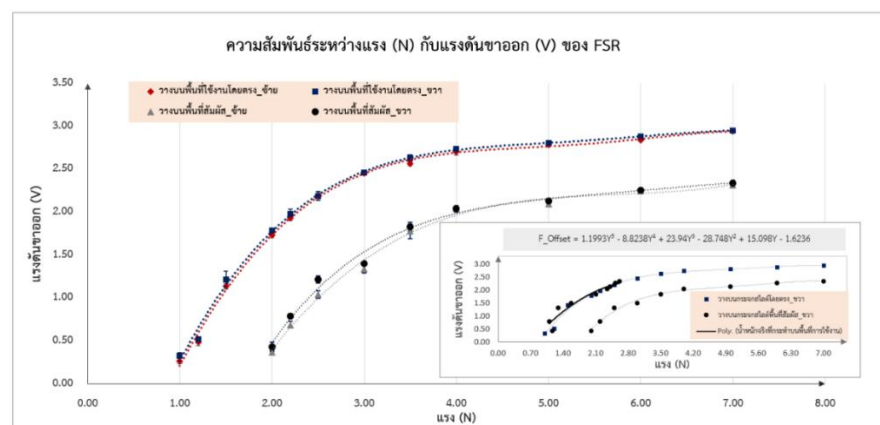


รูปที่ 3.5 วงจรตรวจวัดแรง

ในการติดตั้งเซ็นเซอร์บนอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจใช้แผ่นยางซิลิโคนลักษณะวงกลมหนา 1.5 mm วางบนพื้นที่ใช้งานเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการส่งแรงจากอิเล็กโทรดไปยังเซ็นเซอร์ วงจรตรวจวัดแรงแสดงดังในรูปที่ 3.5 วงจรที่ใช้เป็นวงจรแบ่งแรงดัน คือ แบ่งแรงดันระหว่างเซ็นเซอร์วัดแรงกับตัวต้านทานอ้างอิง แรงดันตกคร่อมตัวต้านทานอ้างอิงถูกวัดด้วยวงจรบัฟเฟอร์ (Voltage follower) เพื่อป้องกัน Loading effect กับการต่อในภาคถัดไป R_{FSR} คือ ค่าความต้านทานของเซ็นเซอร์ และ R_{ref} ขนาด 10 k Ω เป็นค่าความต้านทานอ้างอิง ซึ่งค่าความต้านทานนี้ให้ค่าแรงดันขาออกของวงจรตรวจวัดแรงที่มีความไวต่อน้ำหนักที่กระทำบนพื้นที่ใช้งานอย่างเหมาะสม ในงานวิทยานิพนธ์นี้ตำแหน่งของการติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรงอยู่ที่บริเวณปลายด้านหนึ่งของอิเล็กโทรดแบบกระจก ITO เพื่อให้บริเวณส่วนกลางของอิเล็กโทรดสามารถใช้กล้องดิจิทัลบันทึกภาพถ่ายพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือได้อย่างสะดวก



รูปที่ 3.6 (a) ตำแหน่งการวางน้ำหนักมาตรฐาน (b) ภาพถ่ายการสอบเทียบเซ็นเซอร์วัดแรง



รูปที่ 3.7 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับแรงดันขาออกของวงจรวัดแรง และตัวอย่างการชดเชยค่าเฉลี่ยของแรงที่กระทำบริเวณพื้นที่สัมผัสด้านขวา

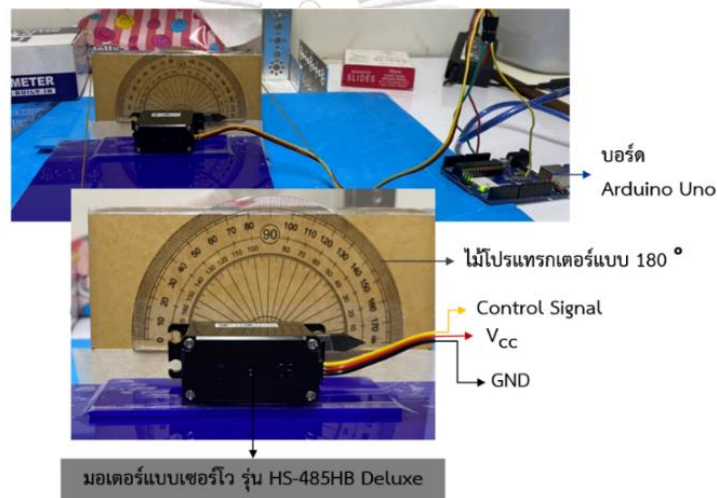
ดังนั้น เพื่อให้สามารถศึกษาแรงที่กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์ได้อย่างถูกต้องจึงได้สอบเทียบ เซ็นเซอร์วัดแรง โดยการใช้น้ำหนักมาตรฐานวางบนกระจกสไลด์ทั้งบริเวณพื้นที่ใช้งานของเซ็นเซอร์ โดยตรง และบริเวณพื้นที่สัมผัสของนิ้วแสดงดังในรูปที่ 3.6 (a) น้ำหนักมาตรฐานที่ใช้ในการสอบเทียบ ประกอบด้วย ต้มน้ำหนักขนาด 10 g (0.1 N) 20 g (0.2 N) 50 g (0.5 N) 100 g (1 N) 200 g (2 N) 500 g (5.0 N) และ 700 g (7.0 N) จากงานวิจัยของ X. Guo et.al [26] เสนอว่า แรงกดของนิ้วมือ กระทำต่อวัตถุสูงสุดประมาณ 5 N เพื่อให้ครอบคลุมแรงที่กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์ได้กำหนดแรงสอบเทียบช่วง 1 – 7 N ภาพถ่ายขณะทำการสอบเทียบแสดงดังในรูปที่ 3.5 (b) การสอบเทียบทำการ ทดสอบ 3 ครั้งแล้วหาค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับแรงดันขาออก ของวงจรวัดแรงแสดงดังในรูปที่ 3.7 แรงดันที่ได้จากการเพิ่มน้ำหนักบริเวณพื้นที่ใช้งานโดยตรง อิเล็กทรอนิกส์ข้างซ้ายแสดงด้วยเส้นสีน้ำเงินและอิเล็กทรอนิกส์ข้างขวาแทนด้วยเส้นสีแดง สำหรับเส้นสีเทา และสีดำแทนแรงดันที่ได้จากการเพิ่มน้ำหนักบริเวณพื้นที่สัมผัสของนิ้วซ้ายและขวา ตามลำดับ จะเห็น ได้ว่าการเพิ่มแรงบนเซ็นเซอร์ทั้งสองตำแหน่งจะให้ค่าแรงดันที่เพิ่มขึ้นในแนวโน้มเดียวกัน และการ เพิ่มแรงบริเวณพื้นที่สัมผัสจะถูกเฉลี่ยบนแผ่นกระจกก่อนส่งไปยังพื้นที่ใช้งานของเซ็นเซอร์ทำให้ไม่ สามารถอ่านค่าแรงดันในช่วงแรง 1 – 2 N ได้ ดังนั้นการศึกษาแรงกดของนิ้วในงานวิทยานิพนธ์นี้จึง เป็นแรงที่ถูกเฉลี่ยไม่ใช่แรงทั้งหมดที่กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์ การชดเชยแรงที่ถูกเฉลี่ยสามารถคำนวณได้ ด้วยสมการพหุนาม ดังตัวอย่างที่แสดงบนกราฟด้านล่างขวามือในรูปที่ 3.7

3.3 ระบบควบคุมแรงกดของนิ้ว

วิทยานิพนธ์นี้ได้พัฒนาระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถวัดแรงกดของนิ้ว พร้อม เปลี่ยนแปลงแรงที่กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์ได้ด้วยการควบคุมมอเตอร์ให้กระทำต่อนิ้วมือ มอเตอร์ที่ใช้ เป็นมอเตอร์แบบเซอร์โวของ Hitec รุ่น HS-485HB Deluxe แสดงดังในรูปที่ 3.8 ซึ่งสามารถปรับมุม ของหมุนได้ด้วยการควบคุมความกว้างของสัญญาณพัลส์ (Pulse width) เพื่อให้ทราบความสัมพันธ์ ระหว่างมุมที่หมุนกับความกว้างพัลส์ได้มีการทดสอบดังแสดงในรูปที่ 3.8 การควบคุมความกว้างของ พัลส์ที่ป้อนให้กับมอเตอร์ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์บอร์ด Arduino รุ่น Uno ผลการทดสอบเมื่อเฉลี่ย ค่าความกว้างพัลส์จากการทดสอบซ้ำ 3 ครั้ง สามารถควบคุมมอเตอร์ให้ทำงานได้ในช่วง 526 - 2576 μs สำหรับปรับมุมได้ 0 - 190 ° ซึ่งเทียบเท่ากับความละเอียด 0.1°/ μs



รูปที่ 3.8 มอเตอร์แบบเซอร์โวของ Hitec

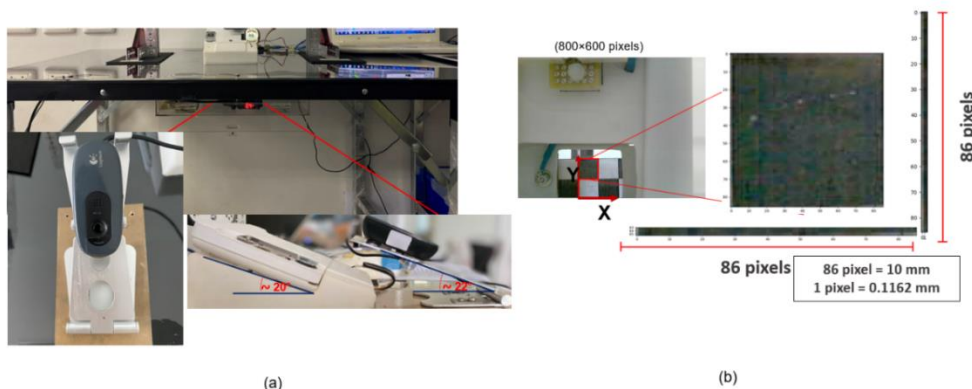


รูปที่ 3.9 ระบบทดสอบหาความกว้างพัลส์ต่ำสุดและสูงสุดที่ใช้ในการควบคุมมุมของมอเตอร์

ในการศึกษาใช้มอเตอร์หนึ่งตัวสำหรับการควบคุมแรงกตของนิวบนิเล็กโทรดข้างขวา แต่เพื่อให้สามารถศึกษาผลของแรงที่กระทำต่อทั้งสองอิเล็กโทรด จึงได้ออกแบบโครงสร้างยึดมอเตอร์จากชุดอุปกรณ์ The TETRIX® FIRST® Tech Challenge ที่สามารถปรับเปลี่ยนตำแหน่งและเพิ่มจำนวนของมอเตอร์ ในการควบคุมมอเตอร์ สายสัญญาณการควบคุมถูกเชื่อมต่อผ่านช่องดิจิทัลแบบ PWM บนบอร์ด Arduino Uno ด้วยการระบุความกว้างพัลส์บนโปรแกรม LabView

3.4 ระบบบันทึกภาพถ่ายพื้นที่สัมผัส

กล้องเว็บแคมของ Logitech รุ่น C270 Pro HD ถูกติดตั้งร่วมกับอุปกรณ์บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อตรวจวัดพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือ กล้องเว็บแคมที่ใช้สามารถบันทึกภาพที่มีความละเอียดสูงสุด 1080 × 720 pixels ที่ความเร็วในการบันทึกภาพ 30 pfs และมีโฟกัสแบบคงที่



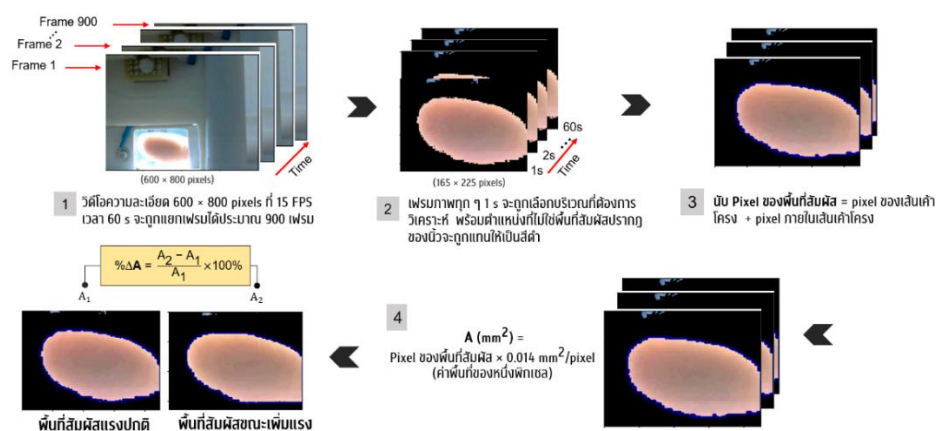
รูปที่ 3.10 (a) โตะสำหรับการติดตั้งระบบบันทึกภาพถ่ายพื้นที่สัมผัสร่วมกับอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ (b) การเปรียบเทียบหาระนาบการวางกล้องด้วยตารางหมากลูก

ในงานวิทยานิพนธ์นี้มีวัตถุประสงค์ศึกษาพื้นที่สัมผัสของนิ้วบนอิเล็กโทรดด้วยรูปแบบของภาพถ่าย ซึ่งเพื่อให้สามารถบันทึกภาพถ่ายของพื้นที่สัมผัส พร้อมกับบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้นั้น งานวิทยานิพนธ์นี้จึงได้ออกแบบโตะทดลองสำหรับการวางอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ให้สามารถอยู่สูงกว่าตำแหน่งติดตั้งกล้องเว็บแคม ดังแสดงในรูปที่ 3.10 (a) หน้าโตะทดลองทำจากแผ่นอะคริลิก ขนาด 60 × 100 cm ซึ่งถูกเจาะช่องสี่เหลี่ยมตรงกลางขนาด 120 × 130 mm² เพื่อวางอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และติดตั้งกล้องเว็บแคมไว้ในกล่องด้านล่างบริเวณที่สามารถสังเกตเห็นพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือได้ เนื่องจาก อุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจวางอยู่บนฐานที่ทำมุมประมาณ 20 ° กล้องจึงถูกยึดเข้ากับแท่นอลูมิเนียมที่สามารถปรับมุมได้ ในการหาระยะและระนาบที่เหมาะสม จากการศึกษาได้ใช้ตารางหมากลูกขนาด 20 × 50 mm² ที่มีขนาดช่องสี่เหลี่ยม 10 × 10 mm² วางระนาบกับแผ่นอิเล็กโทรดข้างขวาดังตัวอย่างในรูป 3.9 (b) จากนั้นทำการปรับระยะโฟกัสและมุมของแท่นวางกล้องให้สามารถสังเกตเห็นแนวแกน XY ของตารางหมากลูกในระยะที่เหมาะสมผ่านซอฟต์แวร์ Logitech Capture ผลการปรับเทียบจะคงที่มุมแท่นวางกล้องที่ประมาณ 22 ° ด้วยระยะห่างระหว่างกล้องกับแผ่นอิเล็กโทรดที่ 120 mm และจากภาพถ่ายของตารางหมากลูกด้วยความละเอียดภาพ 800×600 pixels เมื่อคำนวณหาขนาดพื้นที่ของหนึ่งพิกเซลจะได้ประมาณ 0.014 mm²/pixel

นอกจากนี้ เพื่อให้ง่ายต่อการประมวลผลภาพถ่ายของพื้นที่สัมผัส ในการศึกษาได้ติดตั้ง LED แบบเส้นตามแนวเส้นขอบความหนาของแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ด้านขวาบนระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และควบคุมสภาพของแสงบริเวณพื้นที่สัมผัสด้วยการป้อนแรงดันให้กับ LED ที่ 8.4 V ตลอดการทดลอง

3.5 ขั้นตอนประมวลผลภาพถ่ายค่าพื้นที่สัมผัส

งานวิทยานิพนธ์บันทึกภาพพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับนิ้วมือในรูปแบบของวิดีโอด้วยไฟล์นามสกุล .avi ขนาดภาพถ่าย 600 × 800 pixels ที่ความเร็ว 15 pfs วิดีโอภาพพื้นที่สัมผัสจะถูกนำไปคำนวณหาค่าการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่ตามขั้นตอนดังรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 ขั้นตอนประมวลผลภาพถ่ายค่าพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับนิ้วมือ

1. วิดีโอภาพถ่ายของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับนิ้วหัวแม่มือด้วยความยาว 60 s จะถูกแบ่งเป็นเฟรมภาพได้ทั้งหมด 900 เฟรม
2. เฟรมภาพทุก 1 s จะถูกเลือกบริเวณพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับนิ้วมือ และบริเวณที่ไม่ใช่พื้นที่สัมผัสจะถูกแทนที่ด้วยสีดำ
3. นับจำนวน พิกเซลทั้งหมดของพื้นที่สัมผัส ด้วยการหาเส้นเคาโครงจากฟังก์ชัน findContours() แล้วแทนด้วยเส้นสีน้ำเงิน จากนั้นนับจำนวนพิกเซลของเส้นเคาโครง รวมกับพิกเซลทั้งหมดที่อยู่ภายในเส้นเคาโครงด้วยฟังก์ชัน contourArea()
4. พื้นที่สัมผัสจะถูกแสดงในหน่วย mm^2 ด้วยการนำจำนวนพิกเซลทั้งหมดของพื้นที่สัมผัส (pixel) $\times 0.014 \text{ mm}^2/\text{pixel}$ (ค่าพื้นที่ของหนึ่งพิกเซลจากการติดกล้อง)
5. การเปรียบเทียบหาการเปลี่ยนแปลงของค่าพื้นที่สัมผัสในช่วงเวลาที่ไม่มีการเพิ่มแรงและมีการเพิ่มแรงแสดงเป็นค่า $\% \Delta A$

3.6 ซอฟต์แวร์สำหรับวัดและบันทึกผล

งานวิทยานิพนธ์นี้ได้ออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับการแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แรงกดของนิ้วมือบนอิเล็กทรอนิกส์ การควบคุมการทำงานของมอเตอร์ และการบันทึกภาพถ่ายของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับนิ้วมือไว้บนโปรแกรม LabVIEW โดยแบ่งส่วนของการแสดงผลออกเป็น 3 ส่วน ดังแสดงในรูปที่ 3.12

1. ส่วนแสดงผลการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และค่าแรงกดของนิ้วที่กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์ข้างซ้ายและขวา ในการทดลองสามารถวัดและบันทึกค่าสัญญาณได้เป็นระยะเวลา 60 วินาที นอกจากนี้เพื่อให้สามารถนำข้อมูลทั้งสองไปใช้วิเคราะห์ต่อได้ ข้อมูลของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและแรงกดสามารถบันทึกในรูปแบบไฟล์นามสกุล .xlsx
2. สำหรับแสดงภาพของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับนิ้วหัวแม่มือขณะทำการทดลอง
3. ส่วนสำหรับการกำหนดมุมการหมุนของมอเตอร์เซอร์โวเพื่อควบคุมแรงกดของนิ้วที่กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์



รูปที่ 3.12 ส่วนของการแสดงผลบนโปรแกรม LabView (a) แสดงผลการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและแรงกดของนิ้วที่กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์ข้างซ้ายและขวา (b) ภาพของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับนิ้วหัวแม่มือ และ (c) การกำหนดมุมการหมุนของมอเตอร์เซอร์โว

บทที่ 4

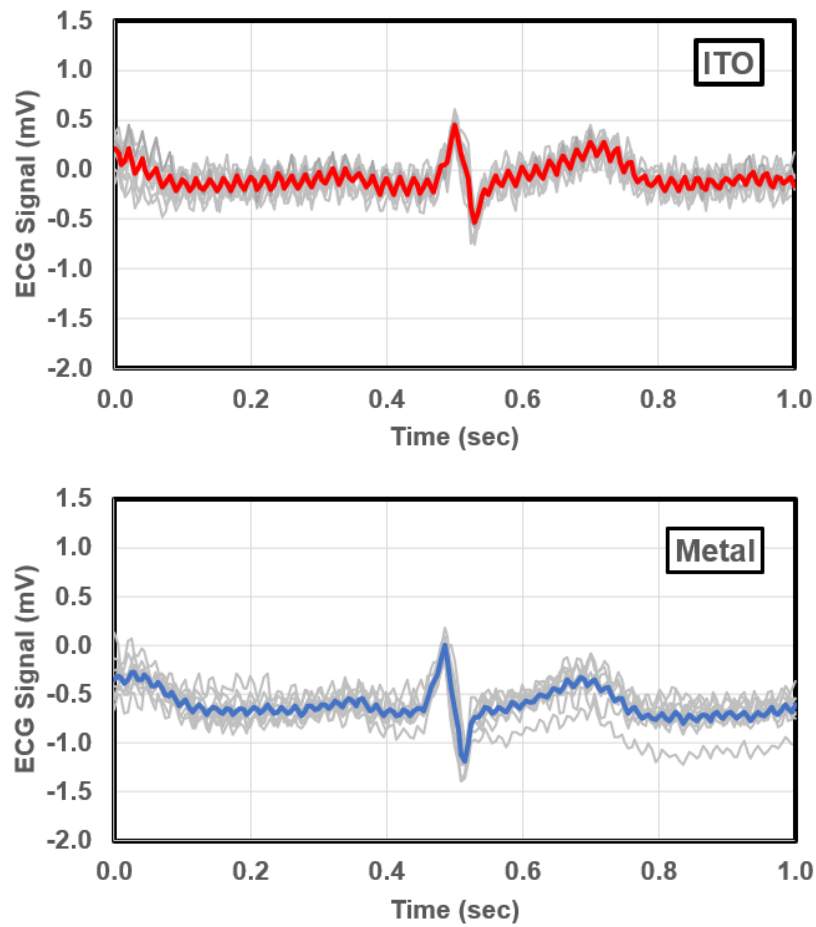
ผลการศึกษาและวิเคราะห์ผล

บทนี้จะกล่าวถึงผลการศึกษาผลของพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีการดำเนินการศึกษาที่ประกอบด้วย ผลการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้กระแสจก ITO เป็นขั้วอิเล็กโทรด ผลของแรงกดบนอิเล็กโทรดที่มีต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ผลการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสที่มีต่อเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการวิเคราะห์ผลกระทกด้วยแบบจำลององค์ประกอบทางไฟฟ้า

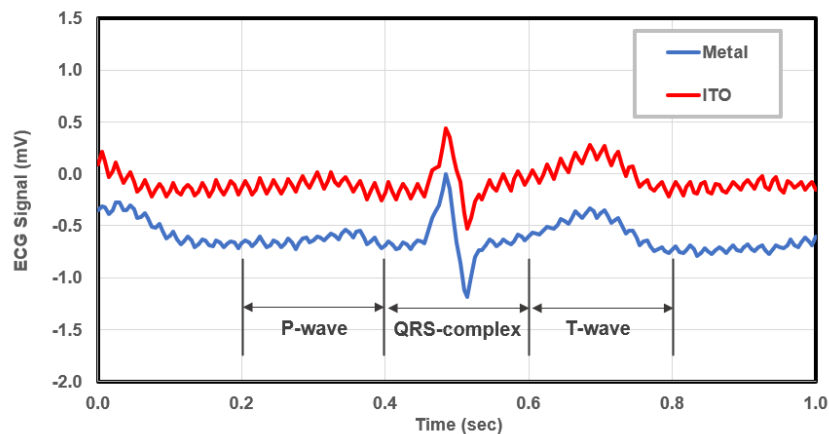
4.1 ผลการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้กระแสจก ITO เป็นขั้วอิเล็กโทรด

จากการศึกษาที่ผ่านมายังไม่พบการใช้อิเล็กโทรดแบบกระแสจก ITO สำหรับบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ งานวิทยานิพนธ์นี้จึงได้ตรวจสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดที่ได้พัฒนาขึ้น โดยวิธีการเปรียบเทียบองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกด้วยอิเล็กโทรดแบบกระแสจก ITO และอิเล็กโทรดที่พบทั่วไป คือ แบบโลหะสแตนเลส องค์ประกอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เปรียบเทียบประกอบด้วยลักษณะสัญญาณช่วง P - wave QRS - complex และ T - wave เนื่องสัญญาณเหล่านี้มีความสำคัญต่อการวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวข้องกับการทำงานของหัวใจ

ในการเปรียบเทียบได้บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำนวน 12000 samples เป็นเวลา 60 s ด้วยอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือถือที่ใช้อิเล็กโทรดทั้งแบบกระแสจก ITO และสแตนเลส สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จากทั้งสองอิเล็กโทรดถูกเลือกสุกคลื่นจำนวน 10 wave ซึ่งเลือกช่วงที่เบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าอยู่ในสภาวะสมดุลเป็นเวลา 10 s จากนั้นเฉลี่ยเป็นหนึ่งตัวแทนสำหรับการเปรียบเทียบองค์ประกอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ลักษณะตัวแทนที่ได้จากการเฉลี่ยแสดงดังในรูปที่ 4.1 เส้นสีเทาเป็นตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำนวน 10 cycle โดยมีเส้นสีแดงเป็นตัวแทนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เฉลี่ยได้จากการวัดด้วยอิเล็กโทรดแบบกระแสจก ITO และเส้นน้ำเงินเป็นตัวแทนจากการวัดด้วยอิเล็กโทรดแบบสแตนเลส เมื่อเปรียบเทียบองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากตัวแทนทั้งสองดังแสดงในรูปที่ 4.2 จะเห็นได้ว่า องค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วง P - wave QRS - complex และ T - wave ที่วัดด้วยอิเล็กโทรดแบบกระแสจก ITO มีลักษณะที่ใกล้เคียงกับการวัดด้วยอิเล็กโทรดแบบสแตนเลส ดังนั้นจากการตรวจสอบประสิทธิภาพเบื้องต้น สามารถยืนยันได้ว่า การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยอิเล็กโทรดแบบกระแสจก ITO สามารถแทนอิเล็กโทรดโลหะที่นิยมใช้ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้



รูปที่ 4.1 ตัวแทนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกด้วยอิเล็กโทรดแบบกระจก ITO (สีแดง) และสแตนเลส (สีน้ำเงิน)



รูปที่ 4.2 การเปรียบเทียบองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากตัวแทนของระบบวัดด้วยอิเล็กโทรดแบบกระจก ITO (สีแดง) และสแตนเลส (สีน้ำเงิน)

4.2 การศึกษาผลของแรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์ที่มีต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การศึกษาของงานวิทยานิพนธ์นี้มีสมมติฐานว่า การเพิ่มแรงกดของนิ้วบนอิเล็กทรอนิกส์ส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับนิ้วหัวแม่มือ ซึ่งเป็นสาเหตุทำให้เกิดการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เบื้องต้นได้ทดสอบการเพิ่มแรงกดของนิ้วที่แตกต่างบนอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเพื่อให้สามารถควบคุมแรงของนิ้วสำหรับศึกษาการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสได้อย่างเหมาะสมจึงได้ทดสอบการเพิ่มแรงทั้งกรณีเพิ่มด้วยผู้ทดสอบ และมอเตอร์เป็นอุปกรณ์ช่วยในการกำหนดแรง

4.2.1 การศึกษาผลของแรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์ที่มีต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กรณีการเพิ่มแรงด้วยผู้ทดสอบ

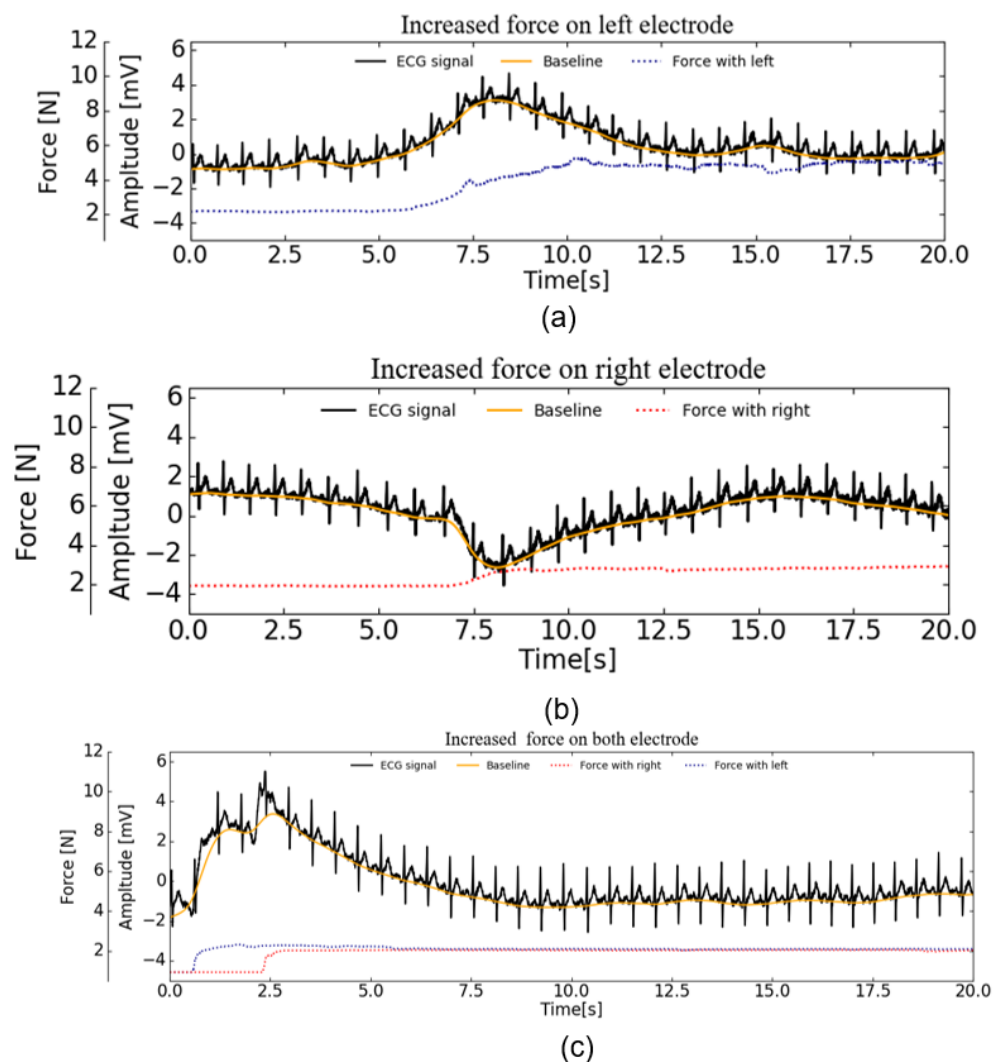
ในการศึกษานี้ได้จำลองการเพิ่มแรงกดของนิ้วบนอิเล็กทรอนิกส์ และบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิดสองอิเล็กทรอนิกส์แบบกระจก ITO พร้อมแรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์ทั้งซ้ายและขวา ในเบื้องต้นการเพิ่มแรงถูกเพิ่มและควบคุมให้คงที่โดยผู้ทดสอบ ช่วงเริ่มต้นบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผู้ทดสอบได้วางนิ้วหัวแม่มือทั้งสองข้างบนอิเล็กทรอนิกส์ด้วยแรงปกติ (ลักษณะการวางนิ้วบนอิเล็กทรอนิกส์แสดงดังในรูปที่ 4.3) จากนั้นในช่วงเวลาหนึ่งจะเพิ่มแรงกดของนิ้วบนอิเล็กทรอนิกส์ ในการทดสอบได้มีการเพิ่มแรงที่กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์ข้างซ้าย ขวา และทั้งสองข้าง



รูปที่ 4.3 การวางบนอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจชนิดสองอิเล็กทรอนิกส์แบบกระจก ITO ขณะทำการทดลอง

ผลการศึกษาการเพิ่มแรงที่กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์แสดงในรูปที่ 4.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนด้วยเส้นสีดำ เบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนด้วยเส้นสีเหลือง แรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์ข้างซ้ายแทนด้วยเส้นสีฟ้า และแรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์ข้างขวาแทนด้วยเส้นสีแดง เมื่อผู้ทดสอบเพิ่มแรงกดของนิ้วบนอิเล็กทรอนิกส์ข้างซ้ายดังในรูปที่ 4.4 (a) จะเห็นได้ว่า เบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

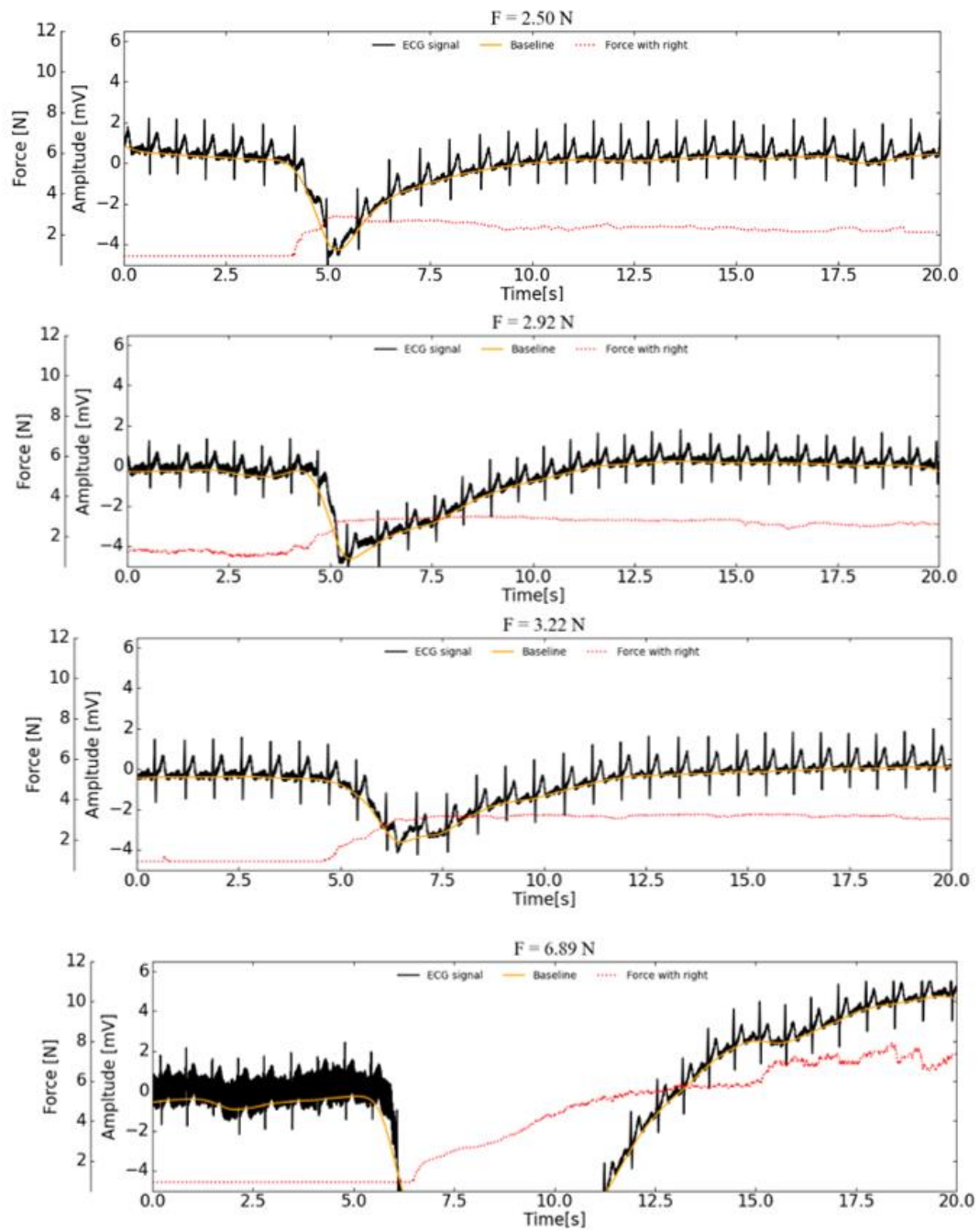
แสดงการเลื่อนไปในทิศทางแรงดันบวก ในขณะที่การเปลี่ยนแปลงเบสไลน์แสดงการเลื่อนไปในทิศทางแรงดันลบเมื่อเพิ่มแรงบนอิเล็กโทรดข้างขวาแสดงในรูปที่ 4.4 (b) ในทางตรงกันข้าม ขณะที่ผู้ทดสอบมีการเพิ่มแรงบนอิเล็กโทรดทั้งสองข้างด้วยแรงที่ใกล้เคียงกันพบว่า ช่วยลดผลการเลื่อนของเบสไลน์ดังแสดงในรูป 4.4 (c) ผลการเลื่อนของเบสไลน์จากการเพิ่มแรงทั้งซ้ายและขวาจะกลับเข้าสู่สภาวะสมดุลอีกครั้งเมื่อแรงกดของนิ้วคางที่ นอกจากนี้ ภายใต้การเพิ่มแรงบนอิเล็กโทรดยังพบว่า มีการเปลี่ยนแปลงของการรบกวนเนื่องจากสัญญาณ 50 Hz ร่วมกับการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอีกด้วย



รูปที่ 4.4 การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ภายใต้การเพิ่มแรงบนอิเล็กโทรด (a) กรณีเพิ่มแรงกดของนิ้วบนอิเล็กโทรดข้างซ้าย (b) เพิ่มแรงบนอิเล็กโทรดข้างขวา และ (c) กรณีเพิ่มแรงบนอิเล็กโทรดทั้งสองข้างด้วยแรงระดับใกล้เคียงกัน

จากผลการศึกษาเบื้องต้น แสดงให้เห็นว่า ผลของแรงกดข้างซ้ายและข้างขวามีลักษณะที่ตรงกันข้าม กล่าวคือ การเพิ่มแรงกดข้างซ้ายทำให้เบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเลื่อนขึ้น ในขณะที่การเพิ่มแรงกดข้างขวาทำให้เบสไลน์เลื่อนลง เพื่อให้ศึกษาผลของแรงกดที่มีต่อการเลื่อนของเบสไลน์อย่างชัดเจน ในวิทยานิพนธ์นี้จะศึกษาผลของแรงกดที่มีต่ออิเล็กโทรดข้างขวาเพียงด้านเดียว โดยมีข้อสังเกตว่า ในทางปฏิบัติเป็นการยากที่จะควบคุมแรงที่กระทำบนอิเล็กโทรดข้างซ้ายและขวาด้วยผู้ทดสอบได้อย่างอิสระต่อกัน ดังนั้น เพื่อยืนยันผลของแรงที่มีต่อการเปลี่ยนแปลงเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในการศึกษาได้เปลี่ยนตำแหน่งการวัดศักย์ไฟฟ้าที่นิ้วหัวแม่มือข้างซ้ายเป็นการวัดที่แขนซ้าย การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะใช้อิเล็กโทรด แบบ Ag/AgCl หนีบที่แขนซ้ายห่างจากข้อศอกประมาณ 12 cm. เทียบกับนิ้วหัวแม่มือข้างขวาที่วัดด้วย โดยมีสมมติฐานว่า แรงที่กระทำระหว่างอิเล็กโทรดกับแขนซ้ายมีค่าคงที่ตลอดการทดสอบ ผลการศึกษา การเพิ่มแรงบนอิเล็กโทรดข้างขวาที่เฉลี่ยประมาณ 2.50 N 2.92 และ 3.22 N แสดงดังในรูปที่ 4.5 พบการเลื่อนของเบสไลน์ไปในทิศทางแรงดันลบเช่นเดียวกันกับการทดลองก่อนหน้านี้ และการเพิ่มแรงให้กระทำต่ออิเล็กโทรดมากเกินไปดังในกรณีสุดท้ายที่เฉลี่ยประมาณ 6.89 N ส่งผลให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงการอิมพัลส์ไปชั่วขณะ นอกจากนี้ จากการสังเกตด้วยตาเปล่าหลังจากเบสไลน์แสดงการเลื่อนลง เมื่อแรงคงที่เบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะกลับเข้าสู่ภาวะสมดุลหรือแรงดันไฟฟ้าที่ศูนย์อีกครั้งด้วยเวลาต่างกัน ซึ่งเวลาในกลับเข้าสู่ภาวะสมดุลสอดคล้องกับค่าคงที่เวลา RC (RC time constant) ของวงจรรองความถี่สูงผ่านวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีค่าเท่ากับ 3.2 s ผลการเลื่อนของเบสไลน์ และการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณการรบกวน 50 Hz ภายใต้การเพิ่มแรงกดบนอิเล็กโทรดข้างซ้าย ขวา และทั้งสองข้างสามารถอธิบายได้ด้วยแบบจำลององค์ประกอบทางไฟฟ้าที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อ 4.4

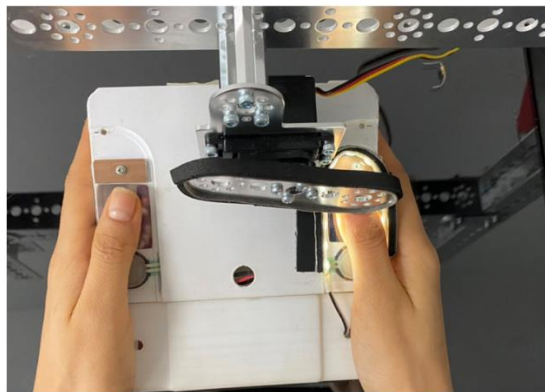
ดังนั้นผลการจำลองการเพิ่มแรงกดของนิ้วที่แตกต่างกันบนอิเล็กโทรดเพียงข้างขวาสามารถยืนยันได้ว่า มีการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และจากการศึกษาการเพิ่มแรงด้วยผู้ทดสอบยังคงควบคุมแรงให้คงที่และทำการทดลองซ้ำได้ค่อนข้างยาก ซึ่งสังเกตได้อย่างชัดเจนบนตัวอย่างการเพิ่มแรงขนาด 6.8 N ในรูปที่ 4.5 ในงานวิทยานิพนธ์นี้จึงมีแนวคิดที่จะสร้างระบบช่วยควบคุมแรงกดของนิ้วบนอิเล็กโทรดเพื่อศึกษาตามวัตถุประสงค์ของการวิจัย



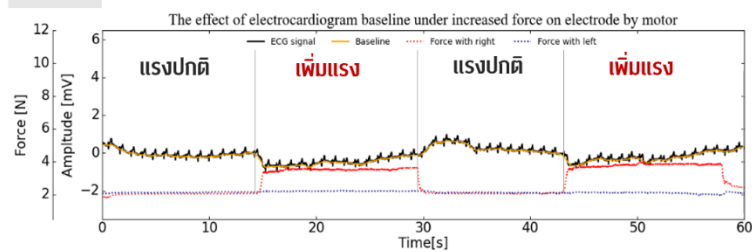
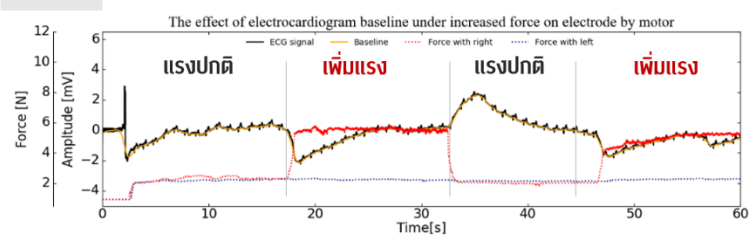
รูปที่ 4.5 ผลการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ภายใต้การเพิ่มแรงบนอิเล็กโทรดข้างขวาที่เฉลี่ยประมาณ 2.5 2.9 3.2 และ 6.9 N

4.2.2 ศึกษาผลของแรงกดบนอิเล็กโทรดที่มีต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กรณีมอเตอร์เป็นอุปกรณ์ช่วยกำหนดแรง

มอเตอร์แบบเซอร์โวได้ถูกนำมาใช้เพื่อควบคุมแรงกดของนิ้วหัวแม่มือที่กระทำต่ออิเล็กโทรดข้างขวา แกนของมอเตอร์ต่ออยู่กับแผ่นโลหะที่หุ้มขอบด้วยยาง ในวิทยานิพนธ์นี้สามารถเปลี่ยนแปลงแรงได้โดยการควบคุมมุมของแผ่นโลหะที่กดลงบนนิ้วที่สัมผัสกับอิเล็กโทรด ตำแหน่งที่ปลายแผ่นโลหะออกแรงบนนิ้ว คือ บริเวณโคนเล็บ (Proximal nail fold) ของนิ้วหัวแม่มือแสดงในรูปที่ 4.6 (a)



(a)

3.5 N**5.6 N**

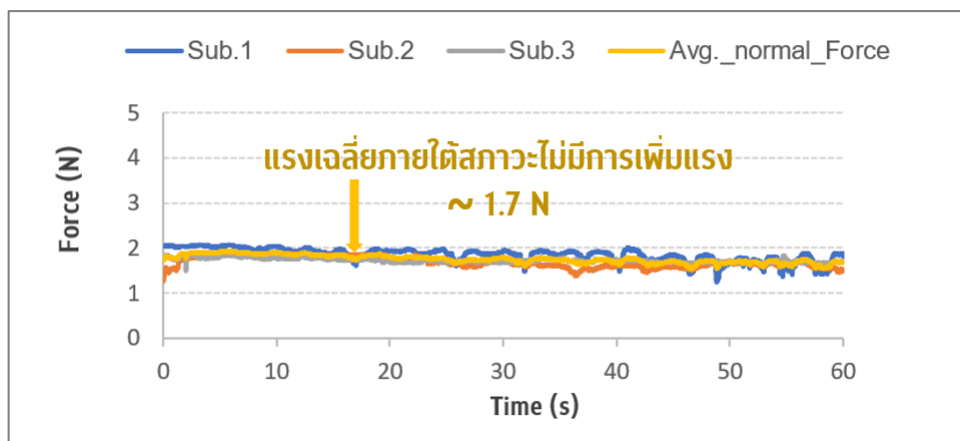
(b)

รูปที่ 4.6 (a) ตำแหน่งการสร้างแรง และ (b) ตัวอย่างผลของการเพิ่มแรง 3.5 N และ 5.6 N ด้วยมอเตอร์

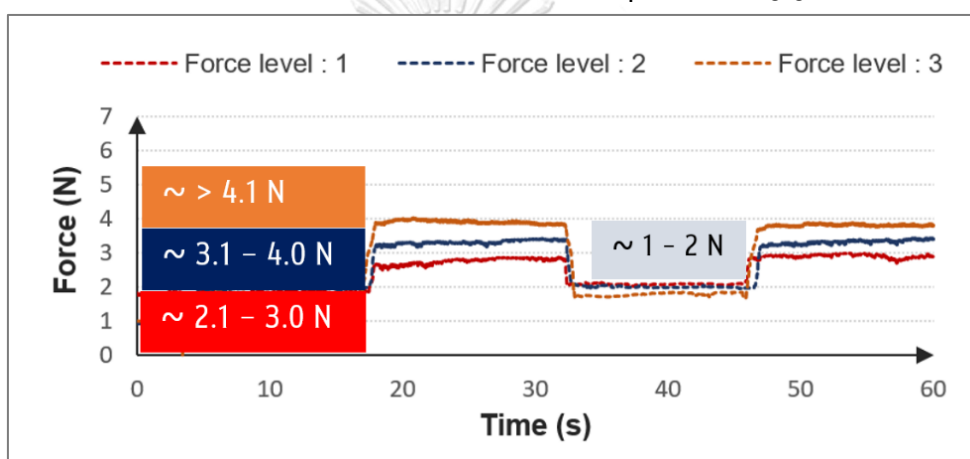
ในการศึกษาได้บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พร้อมกับแรงกดของนิ้วหัวแม่มือ ช่วงเริ่มต้นการบันทึกผู้ทดสอบวางนิ้วหัวแม่มือทั้งสองข้างบนอิเล็กโทรดด้วยแรงปกติในท่าที่สบายและไม่เกร็งตัว

จากนั้นมอเตอร์จะเพิ่มแรงกดของนิ้วบนอิเล็กโทรดข้างขวา และผลการเพิ่มแรงจากการควบคุมมอเตอร์ที่มีต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงดังในรูปที่ 4.6 (b) จากการศึกษา ค่าเริ่มต้นของแรงกดบนอิเล็กโทรดโดยผู้ทดสอบ คือ 2 N เมื่อมอเตอร์หมุนไปยังที่มุม 23° และ 26° จะเพิ่มแรงกดเฉลี่ยบนอิเล็กโทรดเป็น 3.5 และ 5.6 N ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบกับรูปที่ 4.5 ซึ่งเป็นการควบคุมแรงกดโดยผู้ทดสอบ พบว่า การใช้มอเตอร์ควบคุมแรงกดที่กระทำบนอิเล็กโทรดได้ค่อนข้างคงที่ และสามารถเพิ่มหรือลดแรงได้รวดเร็วกว่าในกรณีที่ผู้ทดสอบเป็นคนควบคุมแรง นอกจากนี้ ขณะที่มีการเพิ่มแรงกดของนิ้วบนอิเล็กโทรดข้างขวา เบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจยังแสดงการเลื่อนไปในทิศทางแรงดันลบและกลับเข้าสู่สภาวะแรงดันที่ศูนย์ในช่วงแรงกดที่ ซึ่งแสดงการเปลี่ยนแปลงในแนวโน้มเช่นเดียวกับผลการศึกษาในหัวข้อ 4.2.1 ดังนั้นจากการทดสอบ การควบคุมมอเตอร์เป็นอุปกรณ์ช่วยกำหนดแรงกดของนิ้วจะสามารถให้ค่าแรงที่คงที่ และกำหนดระดับค่าแรงให้กระทำต่ออิเล็กโทรดที่แตกต่างได้อย่างเหมาะสม

เพื่อศึกษาผลการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือ เบื้องต้นได้หาแรงกดทั่วไปของนิ้วที่วางบนอิเล็กโทรดขณะบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ทดสอบ 3 คน แรงทั่วไปที่ได้จากผู้ทดสอบแสดงในรูปที่ 4.7 เส้นสีน้ำเงิน สีส้ม และสีเทา แทนค่าแรงกดทั่วไปของผู้ทดสอบคนที่ 1 2 และ 3 ตามลำดับ เส้นสีเหลืองเป็นค่าแรงเฉลี่ยจากการวางนิ้วทั่วไปบนอิเล็กโทรดของผู้ทดสอบ ซึ่งมีค่าประมาณ 1.7 N หรืออยู่ในช่วง 1 – 2 N จากการหาค่าแรงกดทั่วไปพบว่า มุมการวางนิ้ว ตำแหน่งการวางนิ้วบนอิเล็กโทรด รวมทั้งขนาดของนิ้วมือที่ที่แตกต่างกันมีผลต่อแรงกดตั้งต้นของผู้ทดสอบ ดังนั้นเพื่อลดข้อจำกัดเหล่านั้นในการศึกษานี้ได้กำหนดการเพิ่มแรงทั้งหมด 3 ระดับ ตัวอย่างการเพิ่มแรงสำหรับศึกษาการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสในช่วงเวลา 60 s แสดงดังในรูปที่ 4.8 ประกอบด้วย 1. การเพิ่มแรงช่วง 2 – 3 N (เส้นสีฟ้า) 2. การเพิ่มแรงช่วง 3 – 4 N (เส้นสีเขียว) และตั้งแต่ 4 N (เส้นสีน้ำเงิน)



รูปที่ 4.7 ค่าแรงกดของนิ้วหัวโป้ที่กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์ทรอบบนอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 4.8 ระดับแรงสำหรับการศึกษาการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์ทรอบกับนิ้วมือ

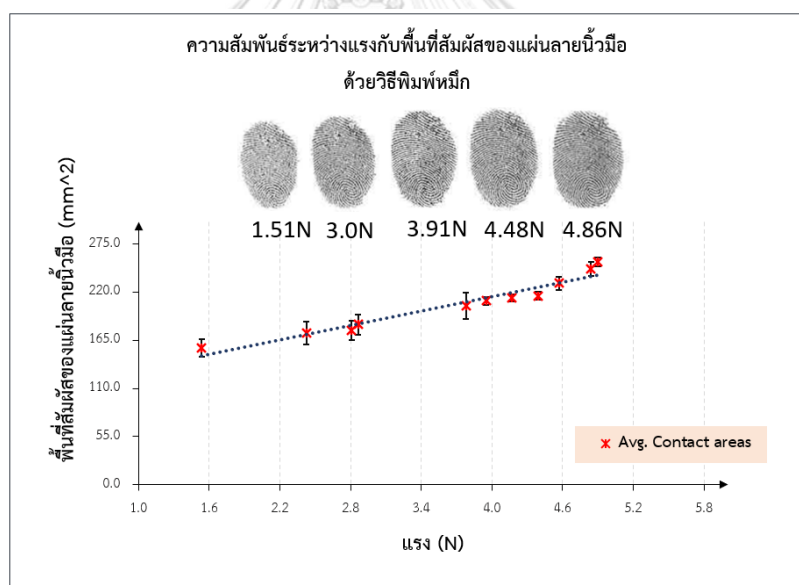
4.3 การศึกษาผลการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสที่มีต่อเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การศึกษานี้เพื่อยืนยันสมมติฐานว่า การเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์ทรอบกับนิ้วมือ ส่งผลให้เกิดการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยได้จำลองการเพิ่มแรงกดของนิ้วบนอิเล็กทรอนิกส์ทรอบขณะบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แรงกดของนิ้ว พร้อมบันทึกภาพพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์ทรอบกับนิ้วมือ เพื่อศึกษาหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับพื้นที่สัมผัส และผลการจำกัดพื้นที่สัมผัสที่มีต่อเบสไลน์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.3.1 ความสัมพันธ์ระหว่างพื้นที่สัมผัสกับแรงกด

เบื้องต้นเพื่อให้สามารถศึกษาผลการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์ทรอบกับนิ้วมือได้อย่างถูกต้อง จึงได้ศึกษาผลการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสแผ่นสลายนิ้วมือ ภายใต้การเพิ่มแรงกดของนิ้วที่แตกต่างกันด้วยวิธีการพิมพ์หมึก (Ink Printing) ในการทดสอบผู้ทดสอบจะใช้นิ้วหัวแม่มือ

ข้างขวาสัมผัสกับหมึกพิมพ์ และกดลงบนแผ่นกระดาษขาวด้วยแรงที่แตกต่างกัน ซึ่งได้แผ่นกระดาษ ได้ติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรงสำหรับการวัดค่าแรงกดของนิ้วด้วยดิจิทัลมัลติมิเตอร์ เนื่องจากการเพิ่มแรงกดด้วยผู้ทดสอบควบคุมให้คงที่ได้ค่อนข้างยากส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสได้ง่าย จากการทดสอบจึงได้เฉลี่ยค่าพื้นที่ของแผ่นลายนิ้วมือและแรงกดของนิ้วมือที่ใกล้เคียงกันเป็นหนึ่งตัวแทน การหาค่าพื้นที่ของแผ่นลายนิ้วมือจะถูกคำนวณด้วยสูตรการหาพื้นที่วงรีตามสมการ (2.1) ด้วยการวางบนสเกลของกระดาษกราฟ ตัวอย่างลักษณะหมึกพิมพ์ของแผ่นลายนิ้วมือ และความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับพื้นที่สัมผัสของแผ่นลายนิ้วมือแสดงในรูปที่ 4.9 จะเห็นได้ว่าการเพิ่มแรงกดด้วยนิ้วมือของผู้ทดสอบนิ้วมือในช่วง 1.5 – 5 N ส่งผลให้พื้นที่สัมผัสมีการเปลี่ยนแปลงที่เพิ่มขึ้น ซึ่งการเพิ่มของพื้นที่สัมผัสในช่วงแรงที่ทดสอบจะมีค่าการเปลี่ยนแปลงที่ใกล้เคียงกัน ตัวอย่างที่แรง 3 N จะให้ค่าพื้นที่สัมผัส 183 mm² และที่ 4 N จะมีค่า 210 mm² โดยเฉลี่ยผลการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสแผ่นลายนิ้วมือในช่วงแรงทดสอบประมาณ 5 % อย่างไรก็ตาม เบื้องต้นจากผลการศึกษานี้สามารถยืนยันได้ว่า การเพิ่มแรงกดของนิ้วส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสของแผ่นลายนิ้วมือ



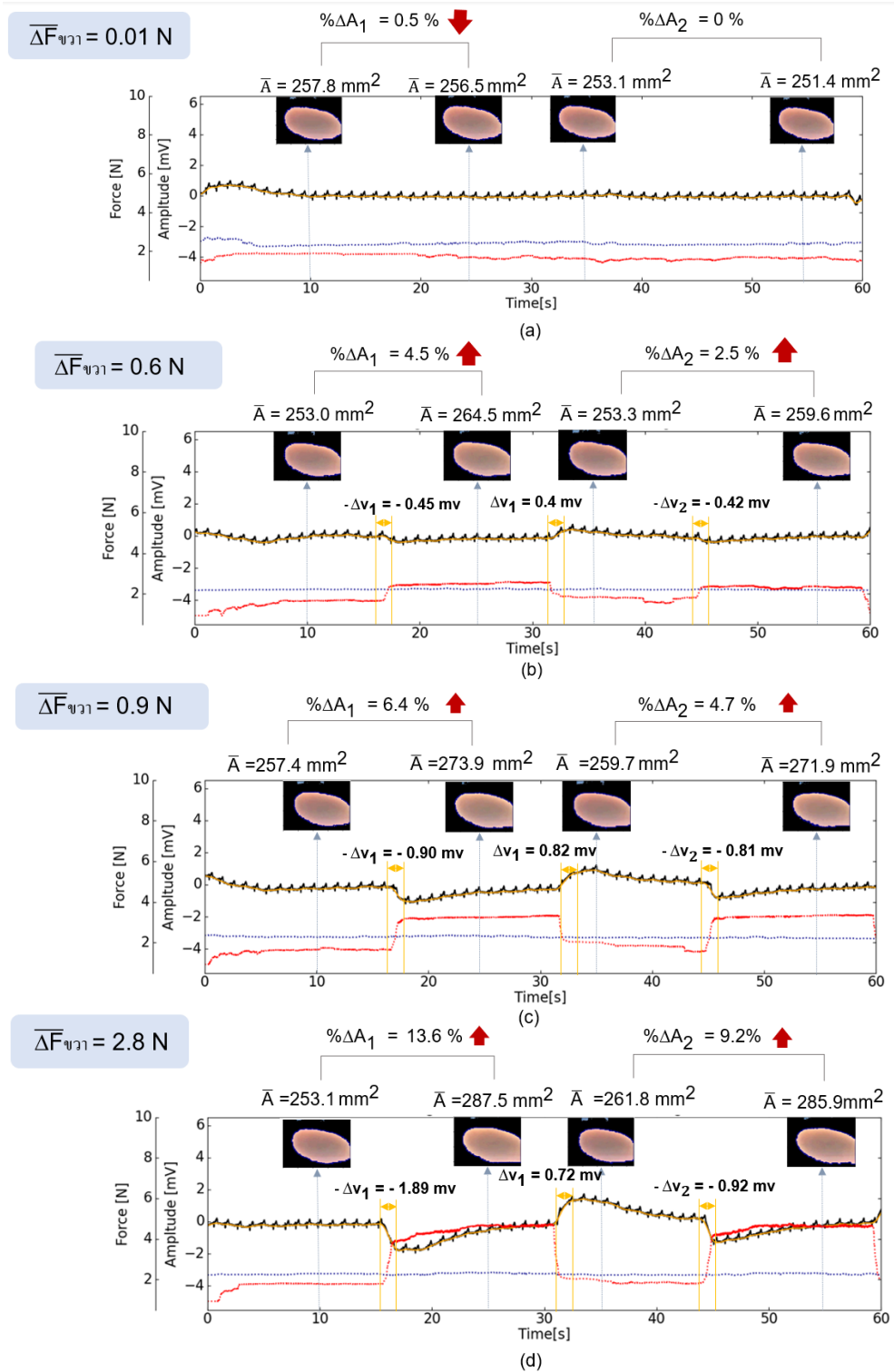
รูปที่ 4.9 ตัวอย่างหมึกพิมพ์แผ่นลายนิ้วมือ และความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับพื้นที่สัมผัสของแผ่นลายนิ้วมือ ด้วยวิธีพิมพ์หมึก

4.3.2 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงและพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

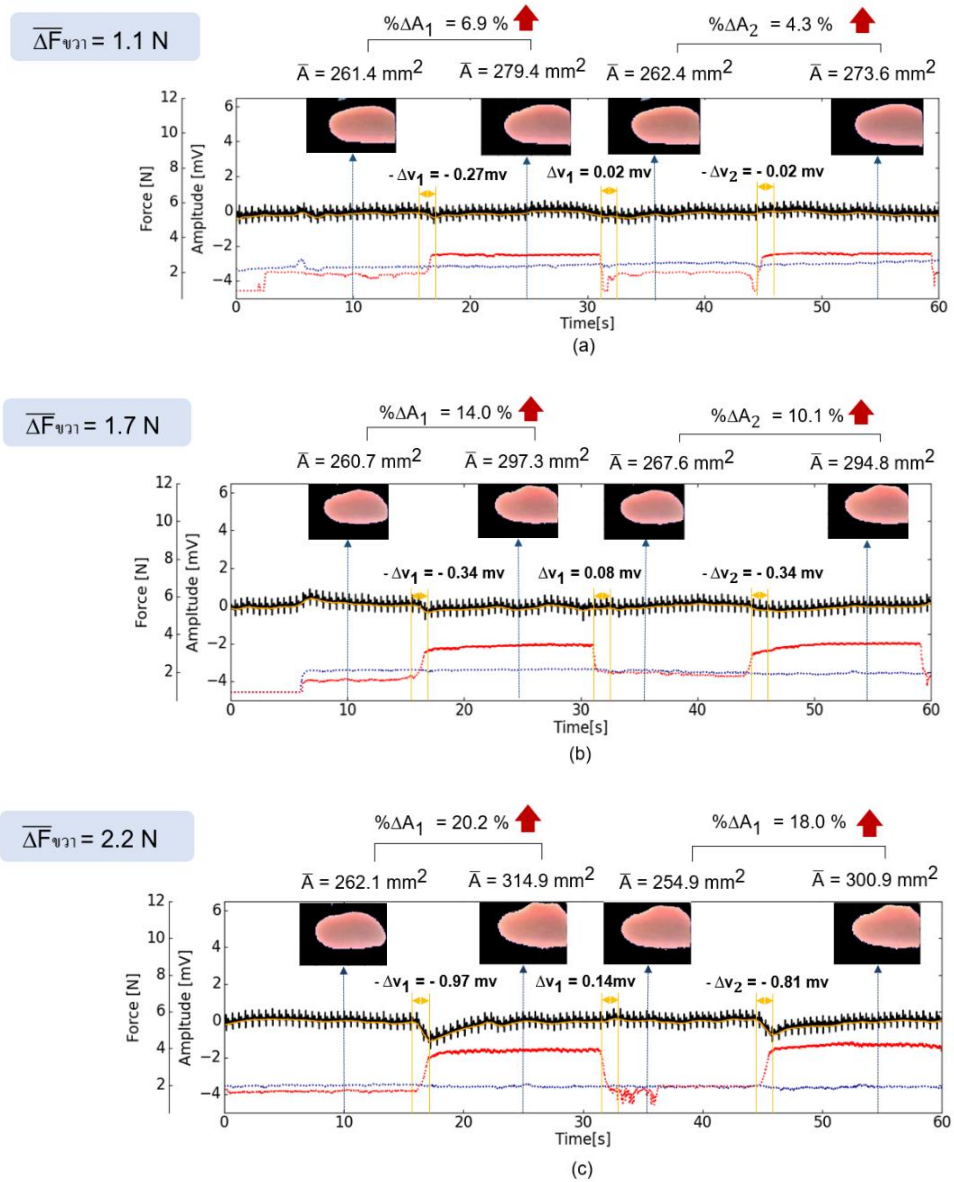
ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึง การผลของแรงที่กระทำต่ออิเล็กทรอนิกส์ที่มีต่อการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสและการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้กล้องเว็บแคมติดตั้งที่ด้านล่างของอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กล้องเว็บแคมจะบันทึกภาพถ่ายบริเวณที่นิ้วสัมผัสบนอิเล็กทรอนิกส์แบบกระจก ITO ในการทดสอบมีการเปลี่ยนแปลงแรง 3 ระดับด้วยระบบควบคุมแรงกดด้วยมอเตอร์ที่

อธิบายในหัวข้อ 4.2.2 การเพิ่มแรงจะกระทำเพียงแค่อิเล็กโทรดข้างขวา การทดสอบใช้เวลา 1 นาที ช่วงเริ่มต้นให้ผู้ทดสอบจับอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและรอ 15 วินาทีเพื่อให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนิ่ง หลังจากนั้นวินาทีที่ 15 จะมีการเพิ่มแรงเป็นเวลา 15 วินาที ลดแรงสู่ภาวะปกติที่วินาทีที่ 30 และรอเป็นเวลา 15 วินาที ที่วินาทีที่ 45 จะเพิ่มแรงอีกครั้งเป็นเวลา 15 วินาที ในการทดลองมีผู้เข้าร่วมการทดสอบจำนวน 3 คน

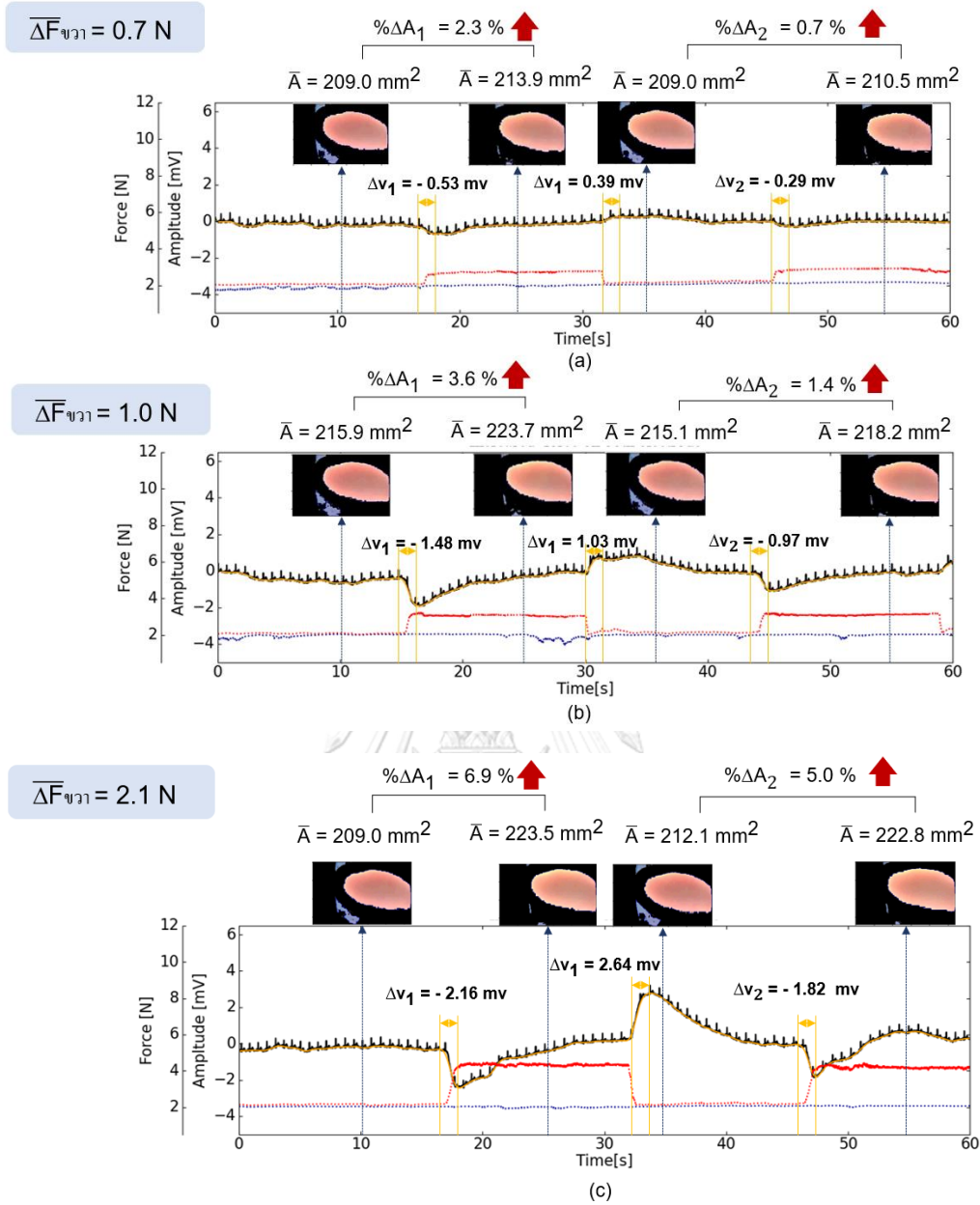
ตัวอย่างผลการทดสอบของผู้ทดสอบคนที่ 1 แสดงในรูปที่ 4.10 ในกรณี 4.10 (a) เป็นกรณีที่ผู้ทดสอบจับอุปกรณ์ด้วยแรงปกติ กรณี 4.10 (b) 4.10 (c) และ 4.10 (d) เป็นกรณีที่ใช้มอเตอร์เพิ่มแรงกดจากค่าตั้งต้น 0.6 0.9 และ 2.8 N ตามลำดับ จะเห็นได้ว่า จากรูปที่ 4.10 (b) - (d) การเพิ่มระดับแรงกดที่นิ้วข้างขวาทำให้เห็นแนวโน้มของการเลื่อนเบสไลน์ที่เพิ่มขึ้นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เช่นเดียวกับการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสที่เพิ่มขึ้นตามระดับแรงกด สังเกตได้จากการเปลี่ยนแปลงแรง 0.6 N จะมีค่า $\% \Delta A_1$ ประมาณ 4.5 % ที่ส่งผลต่อการเลื่อนของแรงดันเบสไลน์ ($-\Delta V_1$) ลงไป - 0.45 mV และเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงแรงที่มากขึ้นที่ 2.8 N จะเกิดการเปลี่ยนแปลงค่า $\% \Delta A_1$ เป็น 13.6 % ซึ่งส่งผลให้มีการเลื่อนของแรงดันเบสไลน์ไปทิศทางแรงดันลบถึง -1.89 mV จากผลการศึกษา เมื่อสังเกตช่วงการลดแรงกลับเข้าสู่ภาวะปกติจะพบว่า เบสไลน์แสดงการเลื่อนไปทิศทางแรงดันบวก (ΔV_1) ซึ่งคาดว่า ในช่วงที่มีการลดแรงจะส่งผลให้พื้นที่สัมผัสกลับเข้าสู่สภาวะปกติด้วยค่าตั้งต้นใหม่ที่แตกต่างจากเดิมจึงสังเกตเห็น เบสไลน์เลื่อนไปทิศทางแรงดันบวกด้วยค่าอาจจะมากขึ้น น้อยลง หรือเทียบเท่ากับช่วงที่มีการเพิ่มแรง นอกจากนี้ มีข้อสังเกตว่า การเพิ่มระดับของแรงในรอบที่สอง มีแนวโน้มที่จะเห็นการเปลี่ยนแปลงของ $\% \Delta A$ และ $-\Delta V$ มีค่าที่ลดลงเมื่อเทียบกับการเพิ่มระดับของแรงในรอบแรก



รูปที่ 4.10 การเปลี่ยนแปลงของแรงและพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากผู้ทดสอบคนที่ 1



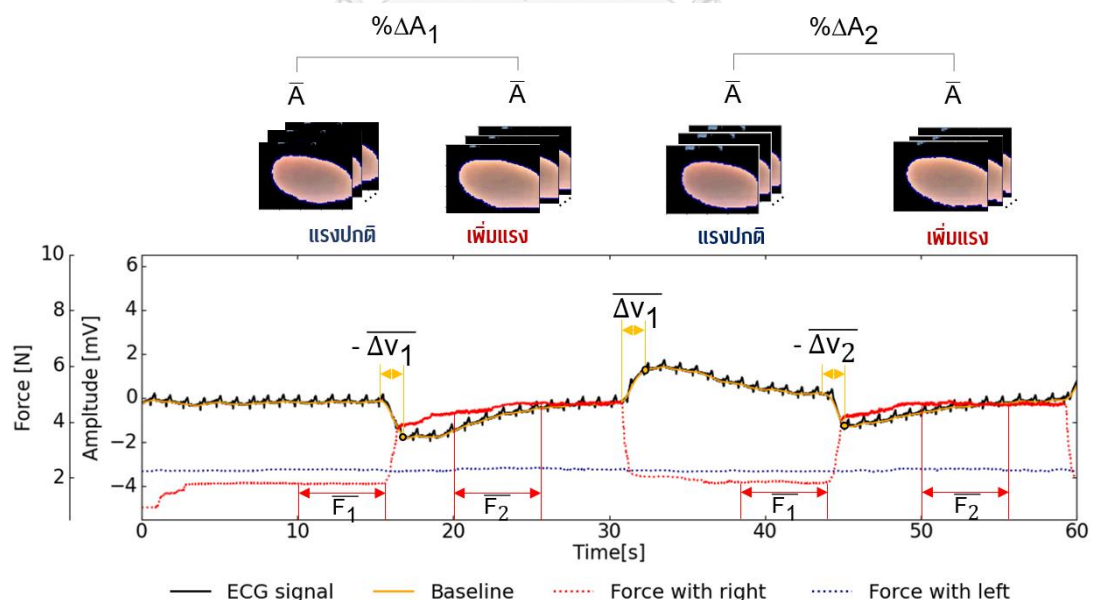
รูปที่ 4.11 การเปลี่ยนแปลงของแรงและพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากผู้ทดสอบคนที่ 2



รูปที่ 4.12 การเปลี่ยนแปลงของแรงและพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากผู้ทดสอบคนที่ 3

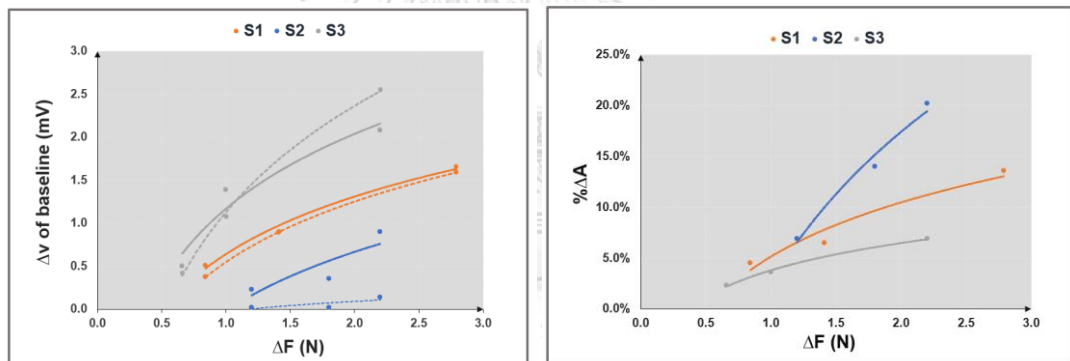
ในวิทยานิพนธ์นี้ วิธีการหาการเปลี่ยนแปลงของแรงดันเบสไลน์ แรงกดของนิ้ว และพื้นที่สัมผัส ตัวอย่างในรูปที่ 4.13

- แรงดันเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แสดงด้วยเส้นสีเหลือง หากการเปลี่ยนแปลงจากผลต่างของค่าแรงดันเฉลี่ยช่วงที่แรงปกติเปรียบเทียบกับช่วงที่มีการเพิ่มแรง ($-\Delta V$) และค่าแรงดันเฉลี่ยช่วงที่แรงปกติเปรียบเทียบกับช่วงที่มีการลดแรง (ΔV) โดยแรงดันช่วงแรงปกติจะถูกเฉลี่ยทั้งหมด 20 ตัวอย่าง และช่วงที่มีการเพิ่มแรงจะหาค่าแรงดันเบสไลน์ต่ำสุด และหาค่าแรงดันสูงสุดช่วงที่ลดแรง จากนั้นเฉลี่ยตัวอย่างรอบค่าเป็นจำนวน 20 samples
- ค่าแรงกดของนิ้วบนอิเล็กทรอนิกส์ข้างขวา แสดงด้วยเส้นสีแดง หากการเปลี่ยนแปลงจากผลต่างจากการเฉลี่ยช่วงค่าแรงปกติกับช่วงการเพิ่มแรง (ΔF) จำนวน 1000 samples
- วิดีโอภาพถ่ายพื้นที่สัมผัสจะถูกนำไปคำนวณหาค่าพื้นที่ตามขั้นตอนที่ได้กล่าวในบทที่ 3 หัวข้อ 3.5 การเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัส ($\% \Delta A$) หาได้จากการเฉลี่ยค่าพื้นที่ 5 ค่า ซึ่งแต่ละค่าเลือกจากทุก 1 s ของช่วงแรงปกติเปรียบเทียบกับช่วงที่มีการเพิ่มแรง



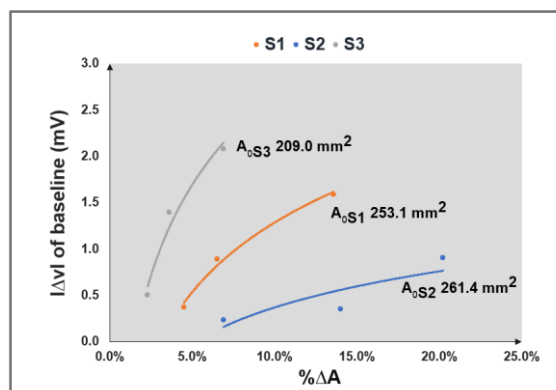
รูปที่ 4.13 วิธีการหาการเปลี่ยนแปลงของแรงดันเบสไลน์ แรงกดของนิ้ว และพื้นที่สัมผัส

จากผลการทดสอบของผู้เข้าร่วมทั้งสามจากรูปที่ 4.10 – 4.12 เมื่อนำมาวาดกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเปลี่ยนแปลงแรงดันเบสไลน์ ΔV (เส้นทึบแทนแรงดันเบสไลน์เมื่อแรงเพิ่ม และเมื่อลดแรงแทนด้วยเส้นปะ) กับการเปลี่ยนแปลงของแรงกด ΔF กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัส $\% \Delta A$ กับการเปลี่ยนแปลงของแรงกด ΔF และ กราฟความสัมพันธ์ระหว่างการเปลี่ยนแปลงแรงดันเบสไลน์ ΔV กับการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัส $\% \Delta A$ ดังแสดงในรูปที่ 4.14 (a) (b) และ (c) ตามลำดับ และจากกราฟรูปที่ 14 สามารถสรุปข้อมูลผลของผู้ทดสอบได้ดังในตารางที่ 3 จากรูป 4.14 (b) ด้วยขนาดของนิ้วมือของผู้ทดสอบที่แตกต่างกัน เนื่องจากระบบช่วยควบคุมแรงกดที่พัฒนาขึ้นในวิทยานิพนธ์นี้ใช้การปรับมุมของแผ่นโลหะเพื่อเพิ่มแรงกด ส่งผลให้การเพิ่มแรงกดที่กระทำบนอิเล็กทรอนิกส์มีค่าแตกต่างกันตามแต่ละบุคคลและมีข้อสังเกตว่า ผู้ทดสอบที่มีนิ้วมือเล็กจะมีการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสน้อยกว่าผู้ทดสอบที่มีนิ้วมือใหญ่กว่า ในรูปที่ 4.14 (a) เราอาจจะสรุปได้ว่า ภายใต้การเปลี่ยนแปลงแรงกดที่เท่ากัน การเลื่อนของแรงดันเบสไลน์จะมีความแตกต่างกันตามแต่ละบุคคล ในทำนองเดียวกันกับ ในรูปที่ 4.14 (c) ภายใต้การเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสเท่ากัน การเลื่อนของแรงดันเบสไลน์จะมีความแตกต่างกันตามแต่ละบุคคล



(a) CHULALONGKORN UNIVERSITY

(b)



(c)

รูปที่ 4.14 กราฟการเปลี่ยนแปลงของแรงกด ΔF การเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสทั้งกรณีเพิ่มแรง-ลด (- $\% \Delta A$)เปลี่ยนแปลงแรงดันเบสไลน์ ΔV ทั้งกรณีเพิ่มแรง(- ΔV) - ลด(ΔV)ของผู้ทดสอบทั้ง 3

ตารางที่ 3 สรุปผลการเปลี่ยนแปลงของแรงกด ΔF การเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัส ทั้งกรณีเพิ่มแรง (-% ΔA) - ลด (% ΔA) เปลี่ยนแปลงแรงดันเบสไลน์ ΔV ทั้งกรณีเพิ่มแรง(- ΔV) - ลด (ΔV) ของผู้ทดสอบทั้ง 3 คน

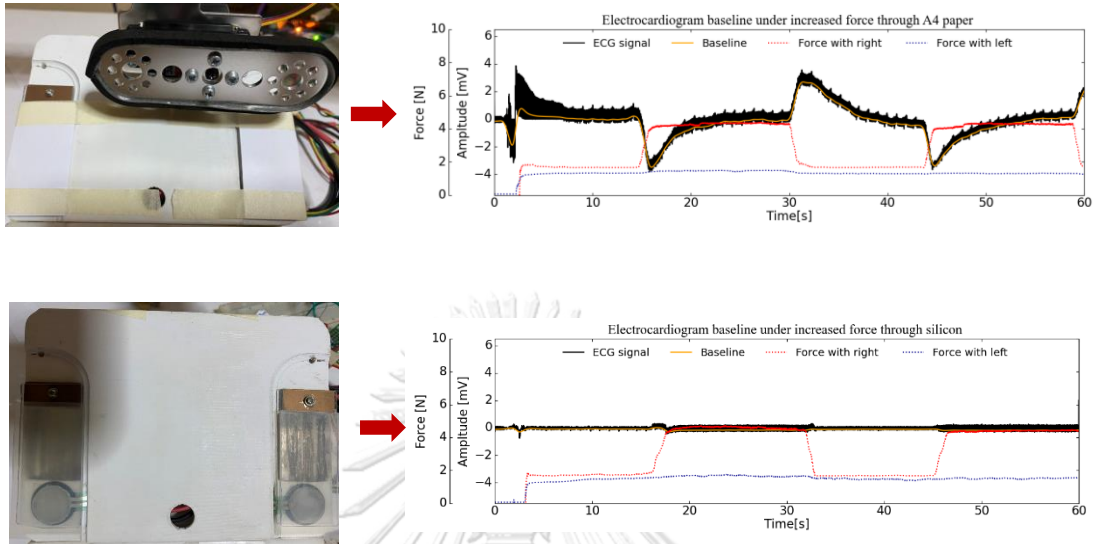
Subject	ΔF (N)	% ΔA (increase force)	-% ΔA (decrease force)	- ΔV (increase force)	ΔV (decrease force)
S1	0.8	4.50%	-2.00%	-0.37	0.50
	1.4	6.50%	-3.46%	-0.89	0.90
	2.8	13.57%	-8.92%	-1.59	1.66
S2	1.2	6.90%	-6.10%	-0.23	0.02
	1.8	14.00%	-10.00%	-0.35	0.02
	2.2	20.20%	-19.10%	-0.90	0.14
S3	0.7	2.30%	-2.30%	-0.50	0.42
	1.0	3.60%	-3.80%	-1.39	1.08
	2.2	6.90%	-5.10%	-2.08	2.55

4.3.3 ผลการจำกัดพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

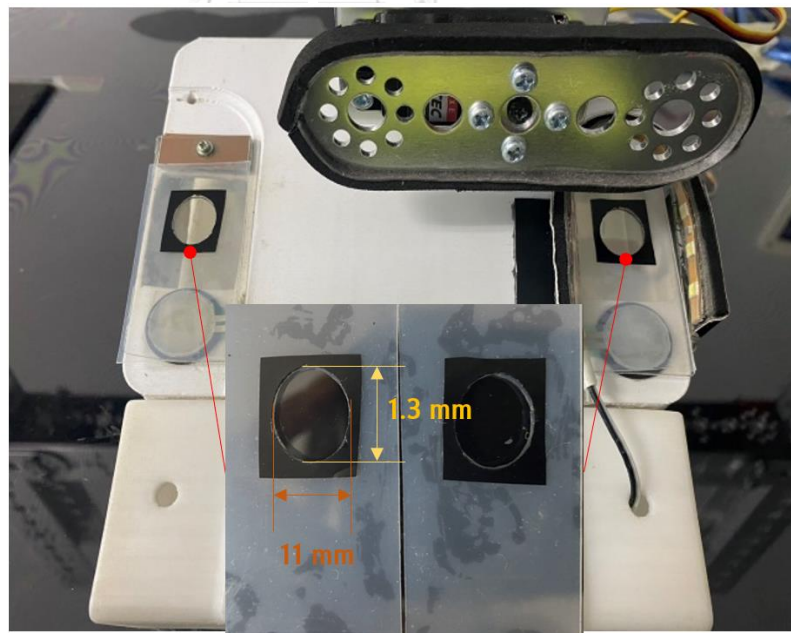
การศึกษานี้ได้ศึกษาผลของแรงที่มีต่อการเลื่อนเบสไลน์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ด้วยการจำกัดพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือบนอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อที่จะจำกัดพื้นที่สัมผัสของนิ้วบนแผ่นอิเล็กโทรดจะนำแผ่นวัสดุที่มีคุณสมบัติเป็นฉนวนมาวางอยู่ระหว่างนิ้วกับอิเล็กโทรด โดยแผ่นฉนวนจะตัดออกบางส่วนเพื่อให้มีช่องเปิดที่กำหนดพื้นที่สัมผัสระหว่างนิ้วกับอิเล็กโทรด วัสดุฉนวนที่นำมาจะจะต้องกันไม่ให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจวิ่งผ่านเนื้อฉนวนไปถึงอิเล็กโทรดได้

เพื่อที่จะทดสอบวัสดุฉนวนที่นำมาใช้ว่ามีคุณสมบัติดังกล่าว นำแผ่นวัสดุขนาดเท่าอิเล็กโทรดมาวางคั่นระหว่างนิ้วกับอิเล็กโทรด แล้วสังเกตที่ขาออกของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจว่า กรณีไม่เห็นรูปคลื่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเล็ดรอดออกมา จะถือว่าวัสดุฉนวนสามารถใช้กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ วัสดุที่ใช้ทดสอบคือ กระดาษ A4 ขนาด 80 gram และแผ่นยางซีโคนหนา 0.5

mm สัญญาณขาออกจะนำมาผ่าน Notch filter 50 Hz เพื่อให้สังเกตให้ผลได้ง่ายขึ้น ผลการทดสอบแสดงดังในรูปที่ 4.15 จะเห็นได้ว่า แผ่นยางซิลิโคนสามารถเป็นฉนวนที่ป้องกันการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ดีกว่ากระดาษ A4



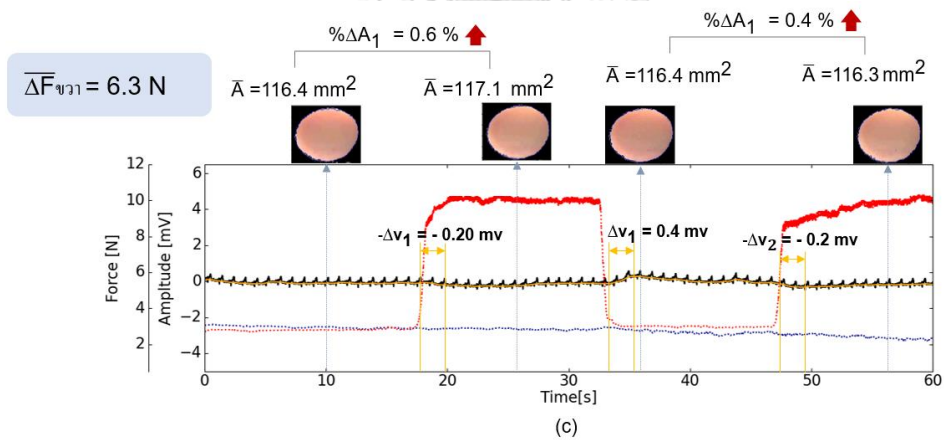
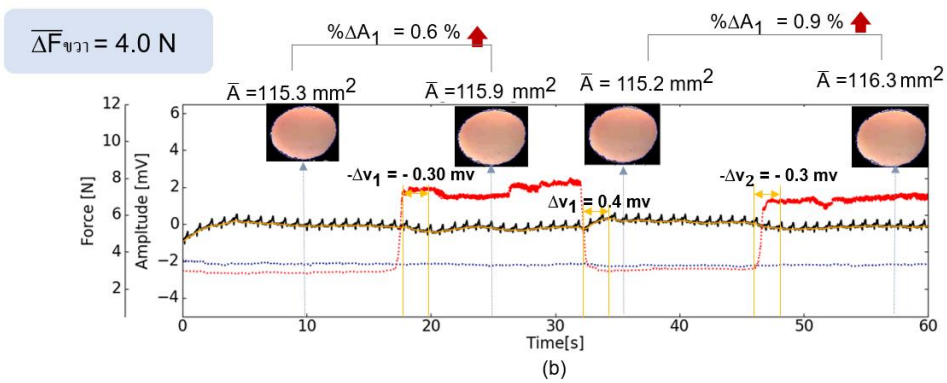
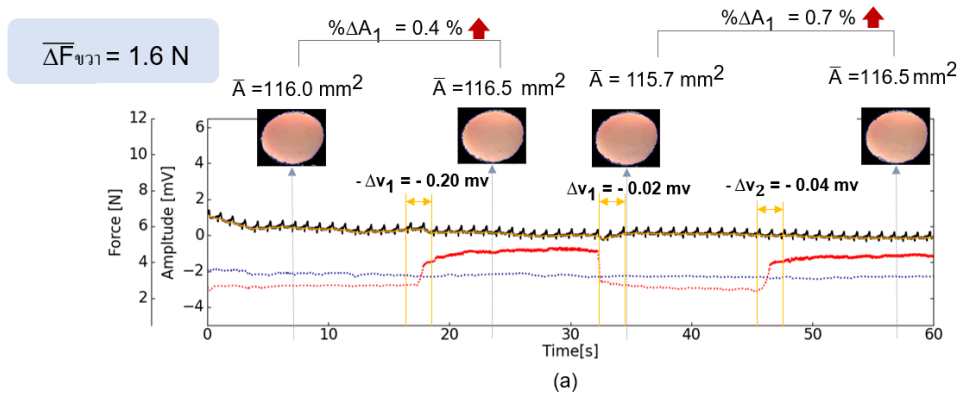
รูปที่ 4.15 ลักษณะการวางฉนวนสำหรับการทดสอบวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และผลการทดสอบที่ผ่าน Notch filter 50 Hz



รูปที่ 4.16 การวางแผ่นยางซิลิโคนถูกวางไว้บนแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ทั้งซ้ายและขวาบนอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

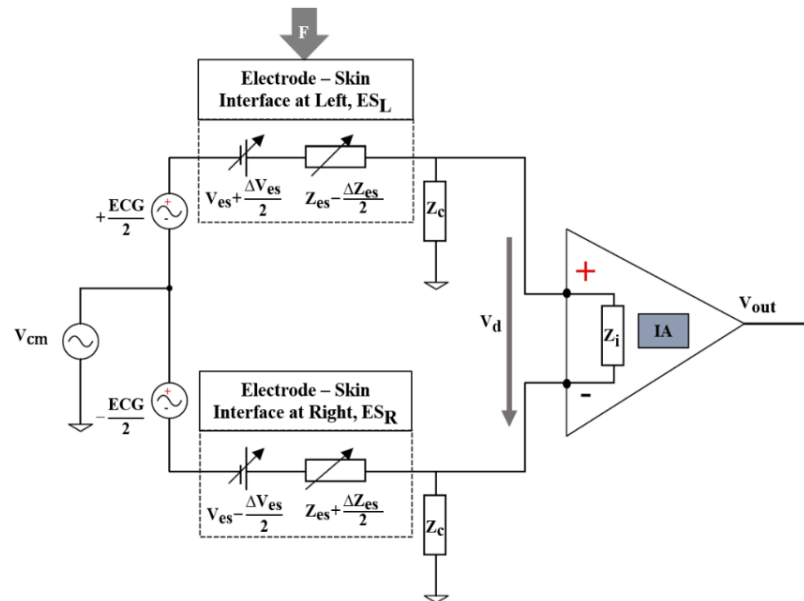
เนื่องจากในกรณีของกระดาษ A4 ยังคงเห็นสัญญาณรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ขาออกของวงจรการออกแบบการจำกัดพื้นที่สัมผัส แผ่นยางซิลิโคนจะถูกเจาะเป็นช่องวงรีขนาด $11 \times 3 \text{ mm}^2$ ซึ่งมี

ขนาดที่เล็กกว่าพื้นที่สัมผัสของผู้ทดสอบ เนื่องจากแผ่นซิลิโคนมีความโปร่งแสงยอมให้แสงผ่านได้บางส่วน บริเวณรอบนอกวงรีได้ติดสติ๊กเกอร์สีดำเพื่อช่วยให้สามารถสังเกตเห็นภาพถ่ายการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสได้ชัดเจนมากขึ้น ยางซิลิโคนถูกวางไว้บนแผ่นอิเล็กโทรดทั้งซ้ายและขวา บนอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังในรูปที่ 4.16 ซึ่งมีสมมติฐานว่า ในการศึกษา ผู้ทดสอบคนที่ 1 จากการทดลองในหัวข้อ 4.3.2 ได้บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านช่องเปิดของยางซิลิโคนพร้อมบันทึกภาพถ่ายบริเวณพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือขณะที่มีการเปลี่ยนแปลงแรง 3 ระดับ ผลการเปลี่ยนแปลงของเบสไลน์จากการเปลี่ยนแปลงแรง 1.6 4.0 และ 6.3 N แสดงในรูป 4.17 (a) 4.17 (b) และ 4.17 (c) ตามลำดับ จะเห็นได้ว่า ผลการจำกัดพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดและนิ้วมือด้วยแผ่นยางซิลิโคนให้มีการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสเฉลี่ยประมาณ 0.6 % เนื่องจากซิลิโคนเป็นวัสดุอ่อนสามารถยุบตัวได้บ้างเมื่อมีแรงกดมากกระทำ ทำให้แรงดันเบสไลน์แสดงการเลื่อนในทิศทางแรงดันลบเพียง 0.2 mV ด้วยการเปลี่ยนแปลงแรงที่ 6.3 N เมื่อเปรียบเทียบกับกรณีที่ไม่มีการจำกัดพื้นที่สัมผัส การเลื่อนของเบสไลน์สูงกว่าแม้ว่ามีแรงกระทำเพียงเล็กน้อย ยกตัวอย่างเช่น ในผู้ทดสอบคนที่ 1 ผลการเพิ่มแรงขนาด 0.6 N ส่งผลให้มีการเลื่อนของเบสไลน์ถึง 0.9 mV ดังนั้นจากผลการศึกษาที่มีความเป็นไปได้ว่า เราสามารถแยกผลของแรงที่มากระทำให้เป็นอิสระจากการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัส นอกจากนี้การจำกัดพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือบนอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือถือชนิดสองอิเล็กโทรดอาจช่วยลดผลการรบกวนจากการเคลื่อนไหวได้



รูปที่ 4.17 ผลการเปลี่ยนแปลงของแอมพลิจูดจากการเปลี่ยนแปลงแรง 1.6 4.0 และ 6.3 N

4.4 แบบจำลององค์ประกอบทางไฟฟ้าของการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 4.18 แบบจำลององค์ประกอบทางไฟฟ้าของการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นสัญญาณศักย์ไฟฟ้าที่มีองค์ประกอบรูปคลื่นขนาดเล็กในระดับ mV จึงจำเป็นต้องมีการขยายสัญญาณด้วยวงจร IA (วงจขยายแบบแรงดันผลต่าง) พร้อมวงจรกรองผ่านแถบ แต่เนื่องด้วยสัญญาณที่ขยายแล้วนั้นอยู่ในระดับมิลลิโวลต์ จึงมักจะถูกรบกวนสัญญาณได้ง่าย เช่น การรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง 50 Hz การรบกวนจากขั้วหรือเคลื่อนไหว เป็นต้น ในวิทยานิพนธ์นี้ได้ดัดแปลงแบบจำลององค์ประกอบทางไฟฟ้าของการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากงานวิจัยของ P. Zipp [6] เพื่อให้รวมผลของการเปลี่ยนแปลงที่บริเวณรอยต่อระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง (Electrode – skin interface : ES) และการรบกวนเนื่องจากแรงดันโหมดร่วม (Common - mode Voltage : V_{cm}) ดังแสดงในรูปที่ 4.18

ในรูปที่ 4.18 ECG แทนแหล่งกำเนิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รอยต่อระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังถูกจำลองด้วยองค์ประกอบทางไฟฟ้าที่เป็นแหล่งแรงดันต่ออนุกรมกับอิมพีแดนซ์ ซึ่งทั้งสองพารามิเตอร์สามารถเปลี่ยนแปลงค่าได้เมื่อมีการกระตุ้นบริเวณรอยต่อดังกล่าวกรณีการเพิ่มแรงกดของนิ้วบนอิเล็กโทรด อิมพีแดนซ์ขาเข้าของวงจขยายแบบอินสตรูเมนเตชันแทนด้วยค่า Z_c แรงดันโหมดร่วม คือ ค่าความต่างศักย์ระหว่างร่างกายกับจุดร่วมหรือกราวด์ของวงจขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยเป็นผลจากการเชื่อมโยงกันแบบ capacitive ระหว่างผู้ใช้งานกับแหล่งจ่ายกำลัง 50 Hz ซึ่งความไม่สมมาตรของอิมพีแดนซ์ระหว่างอิเล็กโทรดข้างซ้ายและขวาจะเปลี่ยนค่า V_{cm} เป็นแรงดัน

ผลต่างที่ขาเข้าของวงจร IA ดังนั้นแรงดันผลต่างทั้งหมดที่แสดงบนขาเข้าของวงจรขยาย IA (Differential input voltage : V_d) ของอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมีอิเล็กโทรดชนิดสองอิเล็กโทรด สรุปได้ดังสมการ

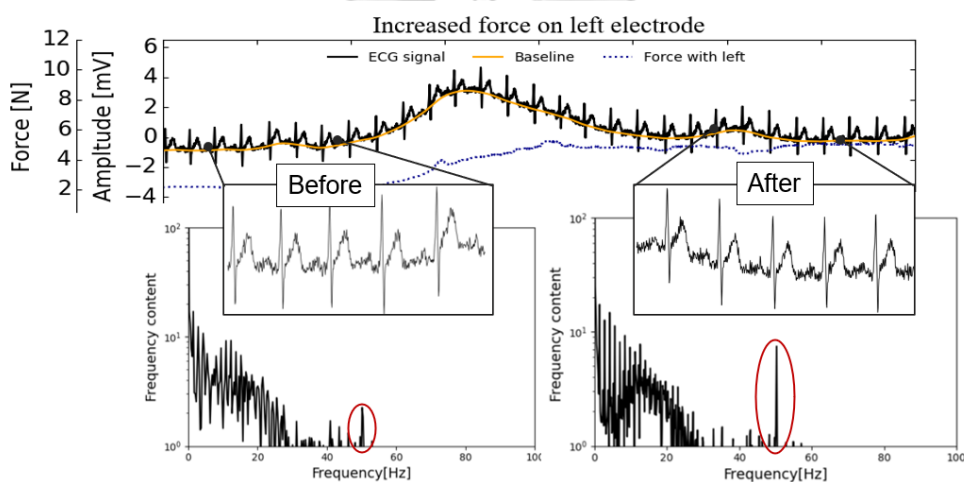
$$V_d \approx ECG \frac{Z_c}{Z_{es} + Z_c} + V_{es} \frac{\Delta Z_{es}}{Z_c} + \Delta V_{es} \frac{Z_c}{Z_{es} + Z_c} + V_{cm} \frac{\Delta Z_{es}}{Z_c} \quad (2)$$

เมื่อ V_{es} คือ ค่าเฉลี่ยแรงดันไฟฟ้าที่บริเวณรอยต่อระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง (Average electrode - skin voltage หรือบางครั้งเรียกว่า Half-cell potential) ΔV_{es} คือ ค่าความไม่สมมาตรของแรงดันไฟฟ้าที่รอยต่อระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง (Electrode - skin interface voltage unbalance) Z_{es} คือ ค่าเฉลี่ยอิมพีแดนซ์บริเวณรอยต่อระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง (Average electrode - skin impedance) ΔZ_{es} คือ ค่าความไม่สมมาตรของอิมพีแดนซ์ที่รอยต่อระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง (Electrode - skin Interface impedance unbalance) และ Z_c คือ ค่าเฉลี่ยอิมพีแดนซ์ขาเข้าโหมดร่วม (Average common - mode input impedance) ในวงจร ในที่นี้ ใช้ค่าความต้านทาน $1 \text{ M}\Omega$ ทั้งซ้ายและขวา

ในสภาวะปกติ ในการวัดจะมีความไม่สมมาตรระหว่างข้างซ้ายและข้างขวาอยู่ในระดับหนึ่ง (มีค่า ΔZ_{es} และ ΔV_{es} อยู่แล้ว โดยทั่วไปแล้ว วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกออกแบบให้ทำงานร่วมกับวงจรกรองสูงผ่านที่สามารถทนต่อแรงดันออฟเซตได้ในระดับหนึ่ง จึงไม่พบผลของ ΔV_{es} และ ΔZ_{es} บนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เมื่อมีการกระตุ้นจากปัจจัยภายนอกจะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงค่าของแรงดันและอิมพีแดนซ์ที่รอยต่อ ทำให้ความไม่สมมาตรเปลี่ยนแปลงไปจากเดิม ซึ่งสะท้อนออกมาในรูปของการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณรบกวนที่ขาออกของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากผลการศึกษาของงานวิทยานิพนธ์นี้ ผลการเพิ่มหรือลดแรงกดบนอิเล็กโทรดไม่พบการเปลี่ยนแปลงขององค์ประกอบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (เช่น คลื่น QRS complex) อย่างมีนัยสำคัญ โดยตามสมการ (2) พจน์ที่ 1 แรงดันผลต่างของ ECG ที่แสดงบนขาเข้าของวงจรขยาย IA จะถูกพิจารณาด้วย $Z_c / (Z_{es} + Z_c)$ ซึ่งการเพิ่มหรือลดแรงจะมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่า Z_{es} ในที่นี้อาจจะสรุปได้ว่า ในการทดลอง Z_c น่าจะมีค่ามากกว่า ΔZ_{es} พอสมควรจึงไม่สังเกตเห็นการเปลี่ยนแปลงของรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงแรงที่กระทำบนอิเล็กโทรด

ในการศึกษามีการสังเกตเห็นการเปลี่ยนแปลงของการรบกวนจากแหล่งจ่ายกำลัง 50 Hz ก่อนหรือหลังการเปลี่ยนแรงที่กระทำบนอิเล็กโทรด ดังแสดงในรูปที่ 4.1x ซึ่งแสดง FFT (Fast Fourier transformation) ตัวอย่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งก่อนและหลังการเพิ่มแรงบนอิเล็กโทรดจากผลการทดลองที่ได้ในรูปที่ 4.3 (a) ผลการ FFT แสดงดังในรูปที่ 4.19 จะสังเกตเห็นว่า ก่อนมีการเพิ่มแรงจะมีการรบกวนเนื่องจากแหล่งจ่ายกำลัง 50 Hz อยู่แล้วที่ค่าหนึ่ง หลังจากที่มีการเพิ่มแรงบนอิเล็กโทรดพบว่า มีการเพิ่มขึ้นสัญญาณการรบกวนที่ความถี่ 50 Hz ร่วมกับการเลื่อนของเบสไลน์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งสอดคล้องกับสมการ (2) ในพจน์ที่ 4 ในที่นี้ เราอาจสมมติว่า V_{cm} ไม่มีการเปลี่ยนแปลงระหว่างทำการทดลอง การเปลี่ยนแปลงของแรงกดอาจจะทำให้ความไม่สมมาตรเพิ่มขึ้นหรือลดลงก็ได้ ซึ่งในกรณีนี้ทำให้ ΔZ_{es} เพิ่มขึ้นจึงสังเกตเห็นการรบกวนของแหล่งจ่ายกำลังที่เพิ่มขึ้น



รูปที่ 4.19 ผลการ FFT ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งก่อนและหลังการเพิ่มแรงบนอิเล็กโทรด

จากแบบจำลองในรูปที่ เราสามารถอธิบายการเลื่อนของเบสไลน์ได้ดังนี้ เมื่อออกแรงกดบนอิเล็กโทรดขวาเพิ่มขึ้น จะทำให้ V_{es} ซึ่งต่ออยู่กับขั้วลบของวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าเพิ่มขึ้น ส่งผลให้เราสังเกตการเลื่อนของเบสไลน์ในทิศทางลบเมื่อเพิ่มแรงกดบนอิเล็กโทรดข้างขวา ซึ่งการเลื่อนของเบสไลน์ในทิศทางบวกเมื่อเพิ่มแรงกดบนอิเล็กโทรดข้างซ้ายสามารถอธิบายได้ในทำนองเดียวกัน อย่างไรก็ตาม แบบจำลององค์ประกอบทางไฟฟ้าของงานวิทยานิพนธ์นี้ยังไม่สามารถอธิบายผลการลดลงของการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการศึกษากรณีที่มีจำกัดพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือ

บทที่ 5

สรุปผลการดำเนินงาน

อุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือถือชนิดสองอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการศึกษาสำหรับวิทยานิพนธ์นี้ ถูกพัฒนาให้สามารถงานได้ง่าย สะดวก และสามารถตรวจวัดเองได้ที่บ้าน เนื่องด้วยอุปกรณ์นี้ใช้อิเล็กทรอนิกส์แบบแห้งสำหรับการวัดศักย์ไฟฟ้าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งทำให้มีข้อจำกัดด้านผลของสัญญาณรบกวนที่แสดงร่วมกับตัวอย่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยเฉพาะการรบกวนจากการเคลื่อนไหวที่ส่งผลต่อการเลื่อนของเบสไลน์ ซึ่งการเลื่อนของเบสไลน์นั้นมีรูปแบบที่ไม่แน่นอน ทำให้การคาดการณ์และการป้องกันเป็นไปได้ยาก ด้วยเหตุนี้ในงานวิทยานิพนธ์นี้จึงได้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เป็นผลมาจากการออกแรงกดบนอิเล็กทรอนิกส์และการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัส เพื่อใช้เป็นแนวทางในการจำกัดหรือควบคุมการเลื่อนเบสไลน์ที่เกิดขึ้นขณะวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดยในวิทยานิพนธ์นี้ได้สร้างระบบวัดและบันทึกข้อมูลเพื่อศึกษาผลของแรงกดและการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสที่มีต่อการเลื่อนของเบสไลน์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้อิเล็กทรอนิกส์แบบกระจก ITO ที่สามารถตรวจวัดแรงกดของนิ้วบนอิเล็กทรอนิกส์ และสร้างระบบควบคุมแรงกดของนิ้วรวมทั้งระบบบันทึกภาพพื้นที่สัมผัสด้วยกล้องเว็บแคม เพื่อศึกษาผลของแรงที่มีต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและผลของพื้นที่สัมผัสที่มีต่อเบสไลน์

จากการศึกษาผลของแรงกดที่มีต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจพบว่า แรงกดของนิ้วซ้ายและขวา ส่งผลให้การเลื่อนของเบสไลน์มีทิศทางตรงกันข้าม และเมื่อแรงกดของนิ้วทั้งสองข้างอยู่ในระดับที่ใกล้เคียงกัน จะมีการเลื่อนเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพียงเล็กน้อย ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากการหักล้างของเบสไลน์ที่เกิดจากแรงกดของนิ้วทั้งสองข้าง

ในการทดลองควบคุมแรงกดของนิ้วมือ พบว่าขนาดนิ้วมือของผู้ทดสอบแต่ละรายมีความแตกต่างกันจึงส่งผลให้การเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสที่แตกต่างกันด้วย ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าการเลื่อนของเบสไลน์จะแปรตามขนาดของแรงกดหรือพื้นที่สัมผัส แต่อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณาผลการเปลี่ยนแปลงของแรงที่เท่ากัน หรือการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สัมผัสที่เท่ากันพบว่า จะมีระดับการเลื่อนของแรงดันเบสไลน์ที่แตกต่างกันตามแต่ละบุคคล นอกจากนี้จากการทดลองจำกัดพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับนิ้วมือ แสดงให้เห็นความเป็นไปได้ในการจำกัดพื้นที่ของอิเล็กทรอนิกส์เพื่อศึกษาผลกระทบต่อบีสไลน์ที่เกิดจากแรงกดเท่านั้น ซึ่งผลการทดลองดังกล่าวยังสอดคล้องกับแบบจำลององค์ประกอบทางไฟฟ้าของการสัญญาณวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์นี้ ผลการศึกษาใน

งานวิทยานิพนธ์นี้แสดงให้เห็นความเป็นไปได้ในการศึกษาและพัฒนาวิธีจำกัดและควบคุมเบสไลน์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งนอกจากจะช่วยเพิ่มคุณภาพของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วยังเพิ่มความแม่นยำในการประมวลผลและการวินิจฉัยอีกด้วย

แนวทางในการศึกษาในอนาคต

ผลการศึกษาของวิทยานิพนธ์นี้มีความเป็นไปได้ว่า พื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือจะสามารถเป็นตัวแทนที่นำไปสู่แนวทางการพัฒนาระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมือถือชนิดสองอิเล็กโทรดให้สามารถลดผลการรบกวนการเคลื่อนไหวได้

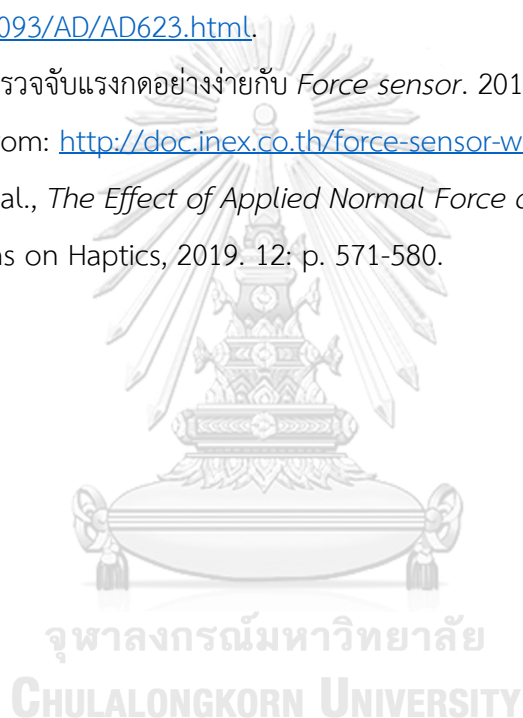


บรรณานุกรม

1. สำนักงานปลัดกระทรวงสาธารณสุข, ก. สถิติสาธารณสุข พ.ศ.2562. 2562 [cited 10 พฤศจิกายน 2563; Available from: http://bps.moph.go.th/new_bps/สถิติสาธารณสุข.
2. Veale, E.L., et al., *Pharmacists detecting atrial fibrillation (PDAF) in primary care during the influenza vaccination season: a multisite, cross-sectional screening protocol*. *BMJ Open*, 2018. 8(3): p. e021121.
3. MacRumors.com, L. *AliveCor 'Kardia Band' Medical Grade EKG Analyzer for Apple Watch Receives FDA Approval*. 2017 [cited 14 พฤศจิกายน 2563; Available from: <https://www.macrumors.com/2017/11/30/alivecor-kardia-ekg-band-medical-fda-apple-watch/>.
4. Kher, R., *Signal Processing Techniques for Removing Noise from ECG Signals*. *J Biomed Eng* 1, 2019: p. 1-9.
5. Pati, R.P.a.U.C., *Removal of artifacts from electrocardiogram using digital filter*, in *2012 IEEE Students' Conference on Electrical, Electronics and Computer Science*. 2012, IEEE.
6. Zipp, P. and H. Ahrens, *A model of bioelectrode motion artefact and reduction of artefact by amplifier input stage design*. *J Biomed Eng*, 1979. 1(4): p. 273-6.
7. Takeshita, T., et al., *Relationship between Contact Pressure and Motion Artifacts in ECG Measurement with Electrostatic Flocked Electrodes Fabricated on Textile*. *Scientific Reports*, 2019. 9(1): p. 5897.
8. Cömert, A. and J. Hyttinen, *A motion artifact generation and assessment system for the rapid testing of surface biopotential electrodes*. *Physiological measurement*, 2015. 36 1: p. 1-25.
9. Cömert, A., M. Honkala, and J. Hyttinen, *Effect of pressure and padding on motion artifact of textile electrodes*. *BioMedical Engineering OnLine*, 2013. 12(1): p. 26.
10. X. Pengjun, T.X.a.W.S., *Measurement of wearable electrode and skin mechanical interaction using displacement and pressure sensors*, in *2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)*.

- 2011, IEEE: Shanghai, China. p. pp. 1131-1134.
11. Dzidek, B.M., et al., *Contact mechanics of the human finger pad under compressive loads*. Journal of The Royal Society Interface, 2017. 14(127): p. 20160935.
 12. Delhay, B., P. Lefèvre, and J.-L. Thonnard, *Dynamics of fingertip contact during the onset of tangential slip*. Journal of The Royal Society Interface, 2014. 11(100): p. 20140698.
 13. Abdouni, A., et al., *Static and active tactile perception and touch anisotropy: aging and gender effect*. Scientific Reports, 2018. 8(1): p. 14240.
 14. Quizlet. *Conduction system of the heart + a normal ECG*. 2021 [cited 10 พฤศจิกายน 2563; Available from: <https://quizlet.com/243044957/hlsc-120-chp-13-conduction-system-of-the-heart-a-normal-ecg-diagram/>.
 15. สถาบันวิจัยและพัฒนามหาวิทยาลัยราชภัฏพิบูลสงคราม(ทะเลแก้ว). การทำงานของหัวใจ. 2560 [cited 13 พฤศจิกายน 2563; Available from: https://research.psu.ac.th/files/res_che2553/resche_files/234_chapter2.pdf
 16. CNE, P.C. *Basic EKG for new nurse*. 2557 [cited 24 ตุลาคม 2563; Available from: https://www.hospital.tu.ac.th/nursing/e_book/Basic%20EKG%20for%20new%20nurse.pdf.
 17. ศูนย์รวมคำแนะนำและข้อมูลผู้เชี่ยวชาญด้านสุขภาพพระระดับสากล. การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiography). 2016 [cited 14 พฤศจิกายน 2563; Available from: [https://thailandonlinehospital.com/th/diagnostic/view/97?n=การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ\(Electrocardiography\)](https://thailandonlinehospital.com/th/diagnostic/view/97?n=การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(Electrocardiography)).
 18. A. S. Barhatte, R.G.a.S.V.T., *Noise analysis of ECG signal using fast ICA*, in 2016 *Conference on Advances in Signal Processing (CASP)*. 2016, IEEE: Pune, India. p. pp. 118-122.
 19. Maggio, A., et al., *Quantification of Ventricular Repolarization Dispersion Using Digital Processing of the Surface ECG*. 2012.
 20. ศรีสมบุญ, น.ธ., การศึกษาสมบัติของชั้นฟิล์มป้องกันโปร่งใสอินเดียมทินออกไซด์ที่เตรียมด้วยวิธีพัลส์ดีซีแมกนีตรอนสปีดเตอร์ริงบนเครื่องประดับเคลือบทองชมพู, in สาขาฟิสิกส์ประยุกต์ คณะวิทยาศาสตร์. 2560, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี.
 21. El Amrani, A., et al., *Electronic transport and optical properties of thin oxide*

- films*. Thin Solid Films, 2010. 518(16): p. 4582-4585.
22. Liu, X., et al., *Measuring contact area in a sliding human finger-pad contact*. Skin Res Technol, 2018. 24(1): p. 31-44.
23. Spiers, A.J., B. Calli, and A.M. Dollar, *Variable-Friction Finger Surfaces to Enable Within-Hand Manipulation via Gripping and Sliding*. IEEE Robotics and Automation Letters, 2018. 3(4): p. 4116-4123.
24. Devices, A. *Single Supply, Rail-to-Rail, Low Cost Instrumentation Amplifier*. 1999 25 กันยายน 2564]; Available from: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/48093/AD/AD623.html>.
25. Jaiyen, K. ตรวจจับแรงกดอย่างง่ายกับ *Force sensor*. 2014 [cited 28 สิงหาคม 2564; Available from: <http://doc.inex.co.th/force-sensor-with-unicon/>.
26. Guo, X., et al., *The Effect of Applied Normal Force on the Electro vibration*. IEEE Transactions on Haptics, 2019. 12: p. 571-580.

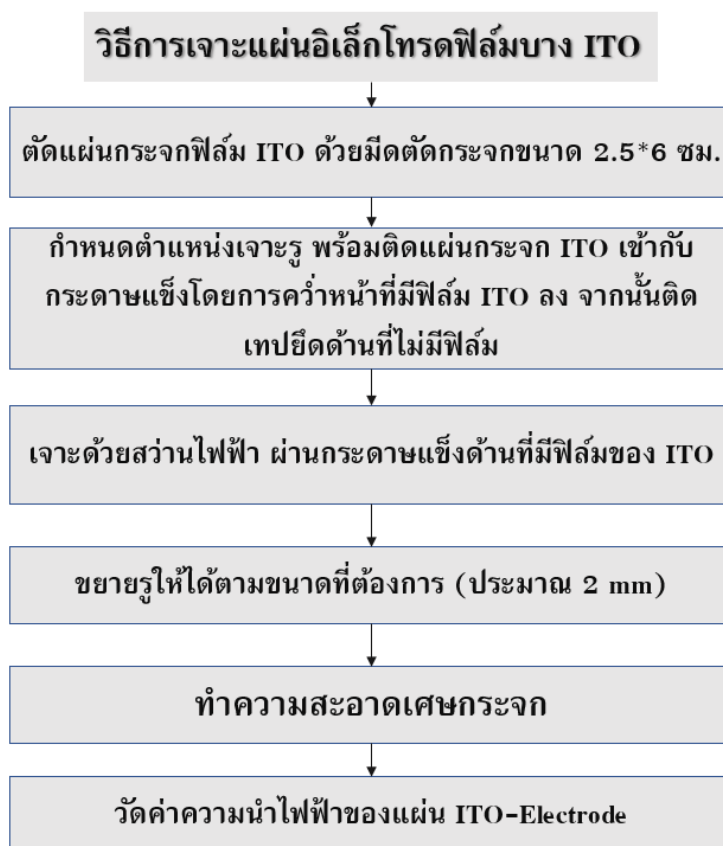




ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

 การเจาะ ลบคม และติดตั้งสำหรับแผ่นอิเล็กโทรดชนิดฟิล์มบางของ ITO



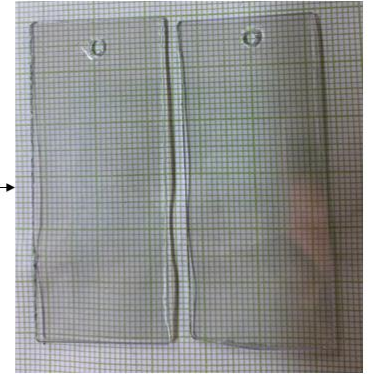
การลบคมของ ITO - electrode บนระบบวัด



ITO - Electrode ก่อนลบคม



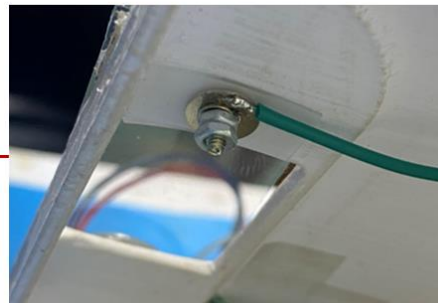
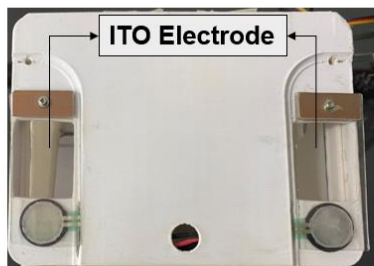
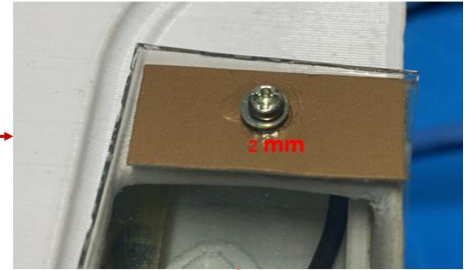
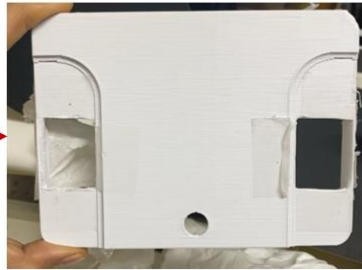
ลบคมด้วยกระดาษทรายละเอียด



ITO - Electrode หลังลบคมทั้งซ้ายและขวา



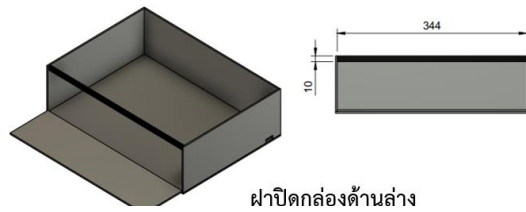
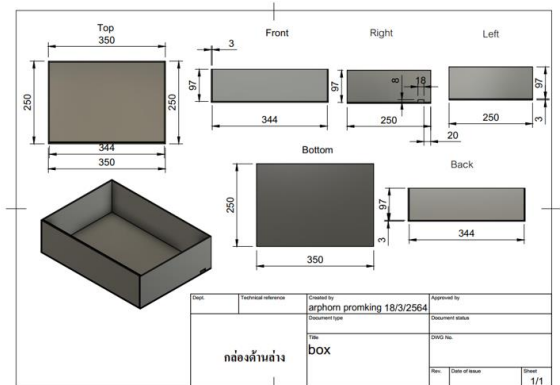
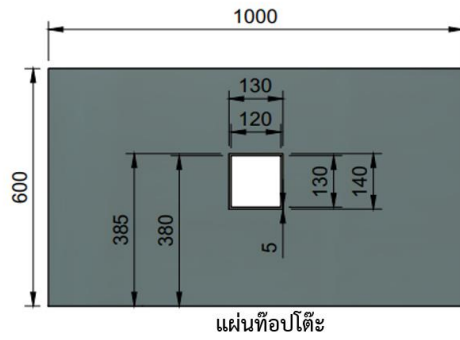
การติดแผ่น ITO - electrode บนระบบวัด



ITO-Electrode หลังเจาะรูประมาณ 2 mm

 การออกแบบโต๊ะสำหรับทดลอง

ขนาดของแผ่นท้อปโต๊ะสำหรับติดตั้งเครื่องวัด ECG และกล่องสำหรับติดตั้งกล่อง



All units are in mm (1:1)



โครงขาเหล็กพับได้พร้อมแผ่นท้อปโต๊ะทำจากแผ่นอะคริลิก



ความหนาจากอะคริลิกสีดำที่ 6 mm และสีย 3 mm



ช่องสำหรับติดตั้งอุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



กล่องสำหรับติดตั้งกล่องทำจากอะคริลิกใสหนา 3 mm

ทดสอบวัสดุฉนวนสำหรับการจำกัดพื้นที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับนิ้วมือ

Material	ECG baseline	Notch filter 50 Hz
No insulation		
Silicon Rubber sheet Thick : 0.5 mm		
Foam Rubber EVA Thick : 2 mm		
Fabric		
A4 white paper 80 g/M ² , Thick : 0.1 mm		





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	อาภรณ์ พรหมกิ่ง
วัน เดือน ปี เกิด	26 มกราคม 2540
วุฒิการศึกษา	- ปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี - ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ที่อยู่ปัจจุบัน	42/2 ต.เมืองศรีไค อ.วารินชำราบ จ.อุบลราชธานี 34190



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY