

หมายเลขอุปกรณ์ 24

Smart Platform for Stroke Rehabilitation Assistance

(ระบบอัจฉริยะช่วยกายภาพบำบัดผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง)

จัดทำโดย

1. นาย กานต์ศิริ พิลา 58070501005

2. นาย บันฑิต วงศ์เมือง 58070501036

3. นาย ภูริท สุวรรณปัญญา 58070501052

ที่ปรึกษาโครงการ

ดร. อัญชลิสา แต่ระกุล

ที่ปรึกษาร่วม

ดร. ทศนีย์วรรณ ลักษณะโถกิณ (Biological Engineering)

“ข้าพเจ้าได้อ่านรายงานและตรวจเนื้อหาของรายงานเรียบร้อยแล้ว”

ปี พ.ศ. ๒๕๖๑ เดือน มกราคม

(..... ดร. อัญชลิสา..... แต่ระกุล.....)

อาจารย์ที่ปรึกษา

ทักษิณ ธรรม

(..... ดร. ทศนีย์วรรณ..... ลักษณะโถกิณ.....)

อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม



Smart Platform for Stroke Rehabilitation Assistance

(ระบบอัจฉริยะช่วยกายภาพบำบัดผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง)

นาย กานต์ พิลา

นาย บัณฑิต เมือง

นาย ภูริต ศุวรรณปัญชนะ

โครงการนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาบริการคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
ปีการศึกษา 2561

ระบบอัจฉริยะช่วยกายภาพบำบัดผู้ป่วยโรคหลอดเดือดสมอง

นาย กานต์ศักดิ์ พลิตา
นาย บันฑิต วงศ์เมือง
นาย ภูริศ สรวนันทน์

โครงการนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาช่างสำรวจคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
ปีการศึกษา 2561
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

คณะกรรมการสอบโครงการ

..... ที่ปรึกษา
(ดร. อัญชลิสา แต้ระกุล)

..... ที่ปรึกษาร่วม
(ดร. พศนีย์วรรณ ลักษณะ โถกภิณ)

..... กรรมการ
(ราชวิชช์ สโตร์วิกสิต)

..... กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร. ช่างรัตน์ ออมรรักษยา)

..... กรรมการ
(ดร.ปริยกร ปุสวิโร)

Smart Platform for Stroke Rehabilitation Assistance

Mr. Kandis Toompila
Mr. Bunditt Wangmuang
Mr. Purit Suwanpattana

A Project Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Bachelor of Engineering
Department of Computer Engineering, Faculty of Engineering
King Mongkut's University of Technology Thonburi
Academic Year 2018

Project Committee

..... Advisor
(Unchalisai Taetragool, Ph.D.)

..... Co-advisor
(Tassaneewan Laksanasopin, Ph.D.)

..... Committee
(Rajchawit Sarochawikasit)

..... Committee
(Assoc. Prof. Thumrongrat Amornraksa, Ph.D.)

..... Committee
(Priyakorn Pusawiro, Ph.D.)

หัวข้อโครงการ	ระบบอัจฉริยะช่วยกายภาพบำบัดผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง	
หน่วยกิต	3	
ผู้เขียน	นาย กานติศ	ทุ่มพิลา
	นาย บัณฑิต	วังเมือง
	นาย ภูริต	สุวรรณปัญชนะ
อาจารย์ที่ปรึกษา	ดร. อัญชลิสา	แต่ครະกุล
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	ดร. ทักษิณย์วรรณ	ลักษณะโสกิณ (หลักสูตรวิศวกรรมชีวภาพ)
หลักสูตร	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	
สาขาวิชา	วิศวกรรมคอมพิวเตอร์	
ภาควิชา	วิศวกรรมคอมพิวเตอร์	
คณะ	วิศวกรรมศาสตร์	
พ.ศ.	2561	

บทคัดย่อ

โครงการนี้ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับผู้ที่เป็นอัมพาตครึ่งซีกที่แขนที่เกิดจากการป่วยเป็น โรคหลอดเลือดสมอง เนื่องจากสมองบางส่วนนั้นถูกทำลาย จึงใช้การกายภาพบำบัดเพื่อให้ผู้ป่วยเรียนรู้และจดจำการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อที่ศูนย์เสียการควบคุมจากสมอง ทำให้สมองที่ถูกทำลายเกิดการเรียนรู้และซ้อมแซม เส้นประสาทส่วนที่สั่งงานกล้ามเนื้อที่เป็นอัมพาต (motor relearning) โดยส่วนแรกนั้นเป็นส่วนที่ผู้ป่วยส่วนมากให้ความสำคัญน้อยกว่าส่วนอื่นๆ เช่น ขาหรือปาก เพราะว่าการกายภาพบำบัดนั้นใช้เวลานาน ทำให้ผู้ป่วยหลายคนเลือกที่จะไม่ทำการกายภาพบำบัดแขนและใช้แขนอีกข้างแทน ต่างจากขาที่ไม่สามารถใช้พึ่งข้างเดียวได้ เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยสามารถเห็น การพัฒนาของการใช้กล้ามเนื้อแขนหลังได้รับการกายภาพบำบัด โครงการนี้จึงได้พัฒนาอุปกรณ์ที่สามารถบอกรู้ว่ากล้ามเนื้อของผู้ป่วยมีการพัฒนาไปมากน้อยเพียงใดเมื่อเทียบกับข้อมูลที่ได้บันทึกไว้ก่อนหน้า สามารถแสดงให้ผู้ป่วยเห็นผ่านแอปพลิเคชัน ได้ด้วยว่าในการกายภาพบำบัดแต่ละครั้งผู้ป่วยได้ทำการภาพเป็นอย่างไร อีกทั้งสามารถแจ้งเตือนผลลัพธ์ในการกายภาพบำบัดแต่ละครั้งไปยังผู้ใช้งานแอปพลิเคชัน เช่น ครอบครัว หรือแพทย์ได้อีกด้วย ช่วยให้ผู้ป่วยเห็นผลลัพธ์ของการพัฒนาตัวของกล้ามเนื้อ ได้ชัดเจนและ มีกำลังใจในการทำการบำบัดต่อไป

Project Topic	Smart Platform for Stroke Rehabilitation Assistance	
Credits	3	
Candidate	Kandis	Toompila
	Bunditt	Wangmuang
	Purit	Suwanpattana
Advisor	Dr. Unchalis	Taetragool
Co-Advisor	Dr. Tassaneewan	Laksanasopin (Biological Engineering)
Program	Bachelor of Engineering	
Field of Study	Computer Engineering	
Department	Computer Engineering	
Faculty	Engineering	
B.E.	2561	

Abstract

In this Project, we aim to develop an assisted platform for stroke survival patients to regain their functional and physical abilities. The most important key for stroke survivors is to promote motor relearning due to the loss or injury of patients' brains from stroke, in order to improve neurological function and enhance recovery. Stroke rehabilitation may take a long time, hence, most patients prefer to focus on physical therapy for face and leg because those parts are more urgent to get recovered as they need for speaking, eating and walking. On the other hand, physical therapy for arm is usually being ignored as patients can use another side to carry on with their life. Furthermore, patients might not see sufficient evidence of improvement in their arm throughout the long period of physical therapy so they tend to give up on this. We believe that patients cannot improve what they cannot measure, therefore, we proposed a smart platform for tracking progress of their recovery after taking physical therapy. We created a platform that can inform patients their progress regarding their performance compare to the previous days and our mobile application can show if the muscle is used while patient performs the physical therapy in real time. Furthermore, the mobile application can monitor the engagement and usage of muscles and show the instruction videos to guide the physical therapy on the muscle. Family and doctor can observe the status and progress of patients' physical therapy on our web application or mobile application, this feature makes the patient and family know the improvement of the therapy and feel encouraged to continue their recovery journey.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญา呢พนธ์เล่มนี้ สามารถดำเนินการจัดทำตามแผนงานที่วางแผนไว้ไปได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับ การช่วยเหลือ สนับสนุนและส่งเสริมในด้านต่างๆ จากบุคคลหลายๆ ท่านซึ่งมี รายนามดังต่อไปนี้ ขอขอบคุณ ดร. อัญชลิสา แตตระกูล อาจารย์ที่ปรึกษาและ ดร. ทศนีวรรณ ลักษณะ โสภิณ อาจารย์ที่ปรึกษาใน หลักสูตรวิศวกรรมชีวภาพที่ให้ความรู้คำแนะนำในเรื่องการควบคุมการทำงานของระบบควบคุมอุปกรณ์ไฟฟ้า ด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และการนำเสนอผลงาน ขอขอบคุณ กก.พิพรรณ อ้ายสุรินทร์ ที่ให้ความรู้เกี่ยวกับ การออกแบบระบบนำบัดผู้ป่วยเส้นเลือดในสมอง ขอขอบคุณ นาย ธนวิชญ์ กีเจริญ ที่ช่วยให้ความรู้เกี่ยวกับ การใช้งานโปรแกรมอีเกิล และขอรับขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ ที่เคยเป็นกำลังใจและสนับสนุนในการศึกษาเล่าเรียน ของคณะผู้จัดทำมาโดยตลอด ขอขอบพระคุณ ครู อาจารย์ ทุกท่านที่เคยอบรมสั่งสอน ให้ความรู้ ให้ประสบการณ์และปลูกฝังการดำเนินชีวิตให้เป็นคนดีเสมอมา ประโยชน์และคุณค่าจากการทำ ปริญญา呢พนธ์เล่มนี้ขอมอบให้บุพาริคือ คุณพ่อ คุณแม่ และครู อาจารย์ รวมถึงผู้ที่สนใจฟังรับฟังท่าน หาก รูปเล่มปริญญา呢พนธ์เล่มนี้มีความผิดพลาด ประการใดคณะผู้จัดทำขออภัยมา ณ ที่นี่ และขออนุโมทนาความ ผิดพลาดแต่เพียงผู้เดียว

คณะผู้จัดทำ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	ก
Abstract	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
รายการตารางประกอบ	ฉ
รายการรูปภาพประกอบ	ช
บทที่ 1 คำนำ	1
1.1 ที่มาของปัญหาและแนวทางการแก้ปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย	3
1.4 ขั้นตอนการทำงานและระยะเวลาการดำเนินงาน	4
1.4.1 หน้าที่การทำงานของคนในกลุ่ม	5
บทที่ 2 ที่มา ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	6
2.1 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	6
2.1.1 โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke)	6
2.1.2 การถ่ายภาพบำบัดสำหรับผู้ที่เป็นอัมพาตครึ่งซีก	8
2.1.3 การตรวจลิ่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography, EMG)	11
2.1.4 กล้ามเนื้อแขนส่วนสำคัญ	14
2.1.5 Motor point ของกล้ามเนื้อแขน	17
2.2 เทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับโครงงาน	18
2.2.1 สร้าง Android application เพื่อมัต่อ cloud storage (Firebase Realtime Database)	18
2.2.2 Muscle sensor v3	19
2.2.3 Bluetooth Module	20
2.2.4 Figma	21
2.2.5 Android Studio	22

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.2.6 Visual Studio Code	22
2.2.7 Firebase Realtime Database	22
บทที่ 3 การออกแบบและระเบียบวิธีวิจัย	23
3.1 ตัวต้นแบบอุปกรณ์	23
3.2 แบบจำลอง MuSTSensor Package SMD (SMD: Surface Mount Device)	24
3.3 การออกแบบปลอกแขน	30
3.4 แอพพลิเคชัน	31
3.5 เรื่องราวแอพพลิเคชัน	36
3.6 หน้าแอพพลิเคชัน (prototype 2)	39
3.7 Input/Output Specification	40
3.8 Functional Specification	40
3.9 Use Case Diagram	41
3.10 แผนภาพแสดงการทำงานของ platform	42
3.11 ตารางการเปรียบเทียบผลิตภัณฑ์ที่มีอยู่	43
บทที่ 4 ผลการวิจัยและอภิปรายผล	45
4.1 ผลการดำเนินงาน	45
4.1.1 ผลการทดสอบกล้ามเนื้อแขนขาวด้วย Muscle sensor v3	46
4.1.2 ผลการทดสอบกล้ามเนื้อแขนซ้ายด้วย Muscle sensor v3	48
4.1.3 ผลการทดสอบกล้ามเนื้อแขนท่อนบนขาวด้วย Muscle sensor v3	50
4.1.4 ผลการทดสอบกล้ามเนื้อแขนท่อนบนซ้ายด้วย Muscle sensor v3	52
4.2 ผลการทดสอบการนับจำนวนครั้งในการทำกากบาทบัดกล้ามเนื้อแขน	54
ส่วน Bicep ด้วย MuST sensor	
4.3 การทดสอบการส่งค่าจาก MuST sensor ไปยัง mobile application	64
บทที่ 5 สรุปผล อภิปราย และข้อเสนอแนะ	68
บรรณานุกรม	70

รายการตารางประกอบ

ตาราง	หน้า
1 ศักย์ไฟฟ้า ความตื่นตัวของสมอง หัวใจ และกล้ามเนื้อ	11
2 ตารางแสดงการเปรียบเทียบผลิตภัณฑ์	43
3 การทดสอบการวัดแรงดันสัญญาณกล้ามเนื้อแบบข้ามด้วย Muscle sensor v3 จำนวน 10 คน	46
4 การทดสอบการวัดแรงดันสัญญาณกล้ามเนื้อแบบซ้ายด้วย Muscle sensor v3 จำนวน 10 คน	48
5 การทดสอบการวัดแรงดันสัญญาณกล้ามเนื้อแบบบนขวาด้วย Muscle sensor v3 จำนวน 10 คน	50
6 การทดสอบการวัดแรงดันสัญญาณกล้ามเนื้อแบบบนซ้ายด้วย Muscle sensor v3 จำนวน 10 คน	52
7 ค่าเฉลี่ยของอัตราส่วนความเปลี่ยนแปลงของความต่างศักย์ไฟฟ้าของ ข้อมูลตารางที่ 5	53
8 การเปรียบเทียบของการนับจำนวนครั้งที่ทำการกายภาพบำบัด ในแต่ละรอบด้วยวิธีต่างๆ	57
9 ตัวอย่างผลลัพธ์ในการนับจำนวนครั้งของอัลกอริทึมต่างๆ	66
10 สรุปผลการดำเนินงาน	69

รายการรูปภาพประกอบ

รูปภาพ	หน้า
1 ขั้นตอนการถ่ายภาพนำบัดແບນ	10
2 อุปกรณ์ภายในเครื่อง EMG	12
3 คลื่นอีเอ็มจีของ MUP แบบปกติที่วัดจาก needle electrode	12
4 คลื่นอีเอ็มจีของ MUP แบบปกติที่วัดจาก needle electrode ซึ่งเกิดจากการรวมกันของสัญญาณไฟฟ้าจาก 5 ไขกล้ามเนื้อ [†] มีลักษณะเป็นคลื่นหลายเฟส	13
5 ตัวอย่างของโรคกล้ามเนื้อที่ทำให้ไขกล้ามเนื้อบางส่วนถูกทำลายไปทำให้ สัญญาณอีเอ็มจีของ MUP มีความสูง ขนาด ที่ลดลง ซึ่งเกิดจากการรวมสัญญาณ ของไขกล้ามเนื้อที่ 1และ3 เท่านั้น	13
6 กล้ามเนื้อแขน Deltoid	14
7 กล้ามเนื้อแขน Biceps brachii	14
8 กล้ามเนื้อแขน Triceps brachii	15
9 กล้ามเนื้อแขน Branchio radialis	15
10 กล้ามเนื้อแขน Flexor carpi ulnaris	16
11 motor point ของกล้ามเนื้อแขนมัดสำคัญจาก เพื่อใช้ในการวัดค่า [‡] สัญญาณไฟฟ้าให้ครอบคลุมทั้งแขน	17
12 ตัวอย่างการนำค่าไปเก็บที่ database	18
13 ตัวอย่างการดึงค่าจาก database	18
14 โครงสร้างของ database	19
15 โหมด Muscle sensor V3	19
16 หลักการรับ-ส่งข้อมูลของ Bluetooth BLE	20
17 ตัวอย่างปลอกแขน ที่ด้านในเป็นเซ็นเซอร์ ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าจากการขยับกล้ามเนื้อ	23
18 แบบจำลอง MuST Sensor Package SMD (Prototype ที่ 1)	24
19 แบบจำลอง MuST Sensor Package SMD (Prototype ที่ 2)	24
20 Schematic ของ MuST Sensor Package SMD (Prototype ที่ 1)	25
21 Schematic ของ MuSTSensor Package SMD (Prototype ที่ 2)	26
22 Hardware Block Diagram	27

รายการรูปภาพประกอบ (ต่อ)

รูปภาพ	หน้า
23 การทำงานของ MuST sensor	28
24 MuST sensor	29
25 MuST sensor + Bluetooth module (ESP32)	29
26 ด้านนอกปลอกแขนและกล่องใส่ MuST sensor	30
27 ด้านในปลอกแขน	30
28 ภาพหน้าจอหลักของ mobile application	31
29 ภาพจากหน้า application (prototype 1)	32
30 feature ที่แสดงกล้ามเนื้อที่ได้รับการออกกำลังกาย และหากกดหยุดจะแสดงกล้ามเนื้อที่ยังไม่ออกกำลังกาย	33
31 feature ที่แสดงกล้ามเนื้อที่ไม่ได้รับการบำบัด และจะใช้วิธีการบำบัดเป็นวิดีโอให้ผู้ป่วยทำตาม (prototype 1)	34
32 feature ที่แสดงข้อมูลว่าผู้ป่วยได้ทำการบำบัดเป็นอย่างไรในแต่ละช่วงเวลา โดยมีให้เลือก กดที่กราฟเพื่อแสดงข้อมูลอย่างละเอียด และยังสามารถดูการพัฒนาของกล้ามเนื้อได้ จากปุ่ม Display Table ด้านล่าง (prototype 1)	35
33 ภาพหน้าจอหลักของ web application	36
34 ภาพจากหน้า Web application	37
35 ภาพจากหน้า Web application	37
36 feature ที่แสดงข้อมูลว่าผู้ป่วยได้ทำการบำบัดเป็นอย่างไรในแต่ละช่วงเวลา และยังสามารถดูการพัฒนาของกล้ามเนื้อได้จากตารางด้านข้าง	38
37 ภาพจากหน้า application และ feature ต่างๆ บน application (prototype 2)	39
38 แผนการทำงานของผู้ใช้ระบบ	41
39 แผนภาพแสดงการทำงานของ platform	42
40 ท่าทางในการทดสอบแขนขวา	45
41 ท่าทางในการทดสอบแขนซ้าย	47
42 ท่าทางในการทดสอบแขนขวาบน	49
43 ท่าทางในการทดสอบแขนซ้ายบน	51

รายการรูปภาพประกอบ (ต่อ)

รูปภาพ	หน้า
44 การทดสอบการนับจำนวนครั้งในการทำกายภาพบำบัดกล้ามเนื้อแขนส่วน Bicep ของอาสาสมัคร	54
45 กราฟค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่อ่านได้จาก MuST sensor เทียบกับเวลาในการกายภาพบำบัด	55
46 กราฟเปรียบเทียบค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าของอาสาสมัคร 2 คน แสดงให้เห็นว่า ความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในแต่ละคนไม่เท่ากัน	55
47 กราฟแสดงจำนวนครั้งที่ทำกายภาพบำบัดที่คำนวณด้วยอัลกอริทึมที่ดีที่สุดของอาสาสมัครบางส่วน	62
48 ตารางคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ของการแปรผัน (CV)	63
49 ความคลาดเคลื่อนของอัลกอริทึม	63
50 Activity bar บน Android	64
51 ความต่างศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง-เคลื่อนไหว	65
52 ข้อมูลที่ถูกส่งขึ้นไปเก็บบน cloud storage	67

บทที่ 1 บทนำ

1.1 ที่มาของปัญหาและแนวทางการแก้ปัญหา

ปัญหาหลักทางด้านสุขภาพของผู้สูงอายุ คือการเป็นโรค ซึ่งโรคในผู้สูงอายุนั้นมีมากมาย บางโรค มีอาการที่รุนแรง อันตราย บางโรคเป็นโรคเรื้อรังที่ไม่สามารถรักษาให้หายขาดได้ โรคที่ร้ายแรงและ ส่งผลกระทบต่อผู้สูงอายุเป็นอันดับต้น ๆ คือโรคหลอดเลือดสมอง (stroke) เป็นโรคที่พบบ่อยและเป็นปัญหา ทางสาธารณสุขที่สำคัญของประเทศไทย เนื่องจากเป็นโรคที่ส่งผลกระทบต่อเนื่องในระยะยาวต่อผู้ป่วย เช่น อาการอัมพฤกษ์ อัมพาต ซึ่งผู้สูงอายุจะมีความเสี่ยงต่อการเป็นโรคหลอดเลือดสมองมากที่สุดผู้ป่วยที่ รอดชีวิตจากโรคหลอดเลือดสมองส่วนใหญ่มักมีความพิการหลงเหลืออยู่ และเกิดความบกพร่องใน การทำงานที่ด้านต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น มีปัญหาเกี่ยวกับการพูด-พูดไม่ชัด พูดติด พูดไม่ได้ ภาวะกล้ามเนื้อ อ่อนแรง โดยเฉพาะแบบครึ่งซึ่งของร่างกาย นำไปสู่ความบกพร่องด้านการเคลื่อนไหวและการช่วยเหลือตนเอง ในชีวิตประจำวัน เกิดเป็นปัญหาภาระต่อครอบครัวและสังคมตามมา การฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วย โรค หลอดเลือดสมอง จึงมีความสำคัญต่อผู้ป่วยที่รอดชีวิตเป็นอย่างยิ่ง ซึ่งทำได้โดยการเยียวยาทางจิตใจ การให้กำลังใจผู้ป่วย และการกายภาพบำบัด เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยมีโอกาสที่จะกลับมาใช้ชีวิตได้ปกติลงเดิม และ การรักษา จัดเป็นการรักษาแบบองค์รวม โดยอาศัยทีมสาขาวิชาชี้พด้านต่าง ๆ ที่ช่วยในการฟื้นฟูสมรรถภาพของ ผู้ป่วยให้สามารถช่วยเหลือตนเองได้ ช่วยให้มีความพิการเหลือน้อยที่สุดและมีคุณภาพชีวิตที่ดี แม้ผู้ป่วย จะยังมีความพิการหลงเหลืออยู่ก็ตาม

โดยการที่ผู้ป่วยพบกับสภาวะกล้ามเนื้ออ่อนแรงนั้น การกายภาพบำบัดโดยการให้ผู้อ่อนข้น หรือ ใช้ เครื่องกระตุนไฟฟ้านั้นจะสามารถช่วยผู้ป่วยได้ ทางกายภาพท่านนั้น คือจะสามารถช่วยได้เพียงทำให้กล้ามเนื้อ ไม่ฟ่อลง ข้อที่ไหหลอกและมือไม่ติด แต่จุดที่สำคัญที่สุดของการกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือด- สมองนั้นไม่ใช้การฟื้นฟูทางกายภาพอย่างเดียว ลิ่งที่สำคัญที่สุดอีกสิ่งหนึ่งคือการทำให้ผู้ป่วยนั้น เกิด Motor Relearning ที่สมอง โดย Motor Relearning นั้นจะเกิดขึ้นก็ต่อเมื่อผู้ป่วยมีสมาร์ต โฟเกลส์ไปที่การยืนส่วนนั้น ๆ ของร่างกายในขณะที่กำลังทำการกายภาพบำบัด เช่น หากขยับส่วนแขนอยู่ก็ให้ผู้ป่วยนั้น คิดอยู่เสมอว่ากำลังขยับ แขน กระบวนการนี้จะไปช่วยให้ สมองที่สูญเสียความสามารถที่ขับแขนไปนั้น ซ้อมแซมเส้นประสาท เส้น อื่นเพื่อที่จะเรียนรู้ว่า การขยับแขนส่วนนั้น ต้องมีสัญญาณประสาทแบบไหน เมื่อสมองมีการ relearning แล้ว ผู้ป่วยจะเริ่มรู้สึกว่ามีแรง มีการควบคุมบังคับกล้ามเนื้อที่ดีขึ้น และมีกำลังใจในการกายภาพบำบัดต่อ

ทั้งนี้ ผู้จัดทำได้เลือกเห็นถึงความสำคัญของการพื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง โดยเฉพาะในปัญหาภาวะกล้ามเนื้ออ่อนแรง บริเวณส่วนแขนของผู้ป่วย และผู้จัดทำยังเลือกความสำคัญของการให้กำลังใจผู้ป่วย เพราะจากการศึกษาข้อมูลที่เกี่ยวกับโรคหลอดเลือดสมองพบว่า ผู้ป่วยบางรายที่มีความพิการหลงเหลืออยู่และสามารถใช้การกายภาพบำบัดช่วยให้กลับมาเป็นปกติหรือใกล้เคียงปกติ ไม่ทำการกายภาพบำบัดอย่างต่อเนื่อง เพราะการกายภาพบำบัดเป็นกระบวนการที่ใช้เวลานาน และต้องทำอย่างถูกต้อง สม่ำเสมอเมื่อผู้ป่วยไม่เห็นการเปลี่ยนแปลงในระยะเวลาสั้น หรือผู้ดูแลไม่สามารถทำการกายภาพบำบัดให้ได้อย่างต่อเนื่อง จึงทำให้ผู้ป่วยเกิดความท้อแท้และลดลงในภาระงาน การที่ใช้เวลาในการพัฒนาระบบอัจฉริยะสำหรับช่วยผู้ป่วยกายภาพบำบัดจากโรคหลอดเลือดสมอง โดยสามารถออกได้ว่ากล้ามเนื้อส่วนใดของบริเวณแขนถูกใช้งานขณะทำการกายภาพบำบัดของผู้ป่วย เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยใช้กล้ามเนื้อมากขึ้น ไม่ใช้แค่แรงเหวี่ยงในการเคลื่อนไหว นอกจากนี้ระบบยังมีโมบายแอปพลิเคชัน ที่สามารถรายงาน รวมถึงติดตามผลการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยในแต่ละวัน เพื่อแสดงให้เห็นถึงพัฒนาการของกล้ามเนื้อ และช่วยทำให้ผู้ป่วยมีกำลังใจในการทำการกายภาพบำบัด ญาติ หรือผู้ดูแลยังสามารถติดตามผลพัฒนาการของผู้ป่วยผ่านทางแอปพลิเคชันได้ อีกด้วย

โครงการของกลุ่มผู้จัดทำเป็นโครงการประเภท ผลิตภัณฑ์ทางการค้า มีชื่อเรียกว่า MuST ซึ่งประกอบด้วยเซ็นเซอร์วัดคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (Electromyography, EMG) เพื่อวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อทั้งแขนจนถึงช่วงไหล่ โดยกล้ามเนื้อส่วนที่ติดเซ็นเซอร์วัดระดับไฟฟ้าไว้ยังก็จะส่งสัญญาณเป็นคลื่นไฟฟ้าไปยังอุปกรณ์ IOT (Internet of Thing) ที่ควบคุมผ่าน Arduino และส่งข้อมูลไปยังโมบายแอปพลิเคชันเพื่อแสดงผลและส่งข้อมูลไปยังระบบคลาวด์เพื่อเก็บข้อมูล และ/หรือประมวลผลต่อไป ทั้งนี้เซ็นเซอร์ที่ใช้ในการวัดจะอยู่ในรูปแบบปลอกแขน เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถใช้งานได้โดยง่ายและไม่รบกวนการทำกายภาพตามปกติ เพื่อนำไปสู่การกายภาพที่มีประสิทธิภาพมากขึ้นของผู้ป่วย ลดเวลาและค่าใช้จ่ายในการดูแลรักษาผู้ป่วยลง และทำให้ผู้ป่วยมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์

- เพื่อสร้างอุปกรณ์ที่สามารถตรวจสอบการใช้งานของกล้ามเนื้อแขน (muscle usage and engagement) ระหว่างการกายภาพบำบัด เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยและผู้ดูแลมองเห็นการพัฒนาของสมองและระบบมอเตอร์ (Motor Relearning) ในการควบคุมการเคลื่อนไหวของแขน ได้ดีขึ้น
- เพื่อศึกษารายการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองในเชิงลึก
- เพื่อสร้างแอปพลิเคชันที่สามารถแจ้งเตือนข้อมูลระหว่างทำการกายภาพบำบัดไปยังอุปกรณ์ ทำให้ผู้ป่วยหรือผู้ช่วย (ครอบครัว, นักกายภาพ) สามารถติดตามผลการกายภาพบำบัดได้ตลอดเวลา
- เพื่อสร้างกำลังใจให้กับผู้ป่วยในการทำการกายภาพบำบัดต่อไป โดยมีการเก็บข้อมูลของการทำการกายภาพบำบัดในแต่ละครั้งแล้วนำมาเปรียบเทียบกันเพื่อแสดงให้เห็นถึงพัฒนาการของกล้ามเนื้อ

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

เป้าหมายของโครงการนี้ คือการสร้าง platform ที่จะช่วยดูแล ส่งเสริมการกายภาพบำบัดของผู้ป่วย และยังสามารถสอนท่าในการกายภาพอย่างถูกต้อง โดยการกายภาพในแต่ละครั้งจะมีการจัดจำลองของการกายภาพเพื่อให้ผู้ป่วยได้รู้ว่า การออกกำลังที่ได้ทำในแต่ละครั้งนั้นมีการเปลี่ยนแปลงต่อการฟื้นฟูสภาวะของผู้ป่วยอย่างไร รวมถึงสามารถแจ้งผลไปยังแพทย์หรือญาติของผู้ป่วยได้ และยังสามารถนำความรู้ไปพัฒนาและปรับใช้เพื่อให้มีการบำบัดที่ถูกวิธีและเห็นผลได้จริง โดย platform มีขอบเขตดังนี้

- สร้างอุปกรณ์ IOT ในการวัดการใช้งานของกล้ามเนื้อในส่วนต้นแขนถึงข้อมือ
- สามารถวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อแล้วระบุได้ว่ากายภาพถูกจุด และจะมีการแจ้งเตือนไปยังแอพพลิเคชัน ว่ากำลังบำบัดส่วนใดของกล้ามเนื้อ
- มีแอปพลิเคชันที่ช่วยในการจัดจำการกายภาพบำบัดในแต่ละครั้ง บอกถึงผลในการกายภาพบำบัดว่ามีผลของการกายภาพบำบัดเพิ่มขึ้นอย่างไร
- ในการที่จะตรวจค่าความต่างศักย์ ของกล้ามเนื้อแต่ละส่วนนั้น จะเป็นต้องมีแผ่น electrode แปะส่วนละ 2 จุด และ ground 1 จุด
- เนื่องจาก แผ่น electrode มีขนาดใหญ่ ทำให้ไม่สามารถ แปะแผ่น ทั้งหมด 14 จุด ตามจุด motor point ของกล้ามเนื้อได้
- Application ได้ทำการทดลองเพียงแค่ระบบ android 9 Pie (API 28) หากใช้ version ที่ต่ำกว่า อาจจะมีผลในการใช้ library บางชุด
- Mobile phone ที่แนะนำคือ ต้องมีการรองรับ Bluetooth low energy, 4G LTE หรือ EDGE, ram 4 GB, ความละเอียดหน้าจอ 1080 x 2160 พิกเซล และ มีหน่วยประมวลผล Qualcomm Snapdragon 845

1.4 ขั้นตอนการทำงานและระยะเวลาการดำเนินงาน

1.4.1 หน้าที่การทำงานของคนในกลุ่ม

Job	OCT	NOV					DEC				JAN	
	28-3 OCT	4-10 NOV	11-17 NOV	18-24 NOV	25-1 NOV	2-8 DEC	9-15 DEC	16-22 DEC	23-29 DEC	6-12 JAN	13-15 JAN	
Build new Device												
Implement for Device program												
Test device and fix bugs												
Design and Create Application for User												
Implement for Device program												
Create Web Applications												
Presentation Preparation												
Documentation												

Final

Member	Color
Natt	Teal
Game	Dark Grey
Bonus	Blue
ALL	Dark Blue

บทที่ 2 ที่มา ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับโรคหลอดเลือดสมอง

2.1.1 โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke) [1]

ภาวะที่สมองขาดเลือดไปเลี้ยงเนื่องจากหลอดเลือดตีบ หลอดเลือดอุดตัน หรือหลอดเลือดแตก หรืออาจจะเรียกว่า โรคอัมพาตครึ่งซีก ส่งผลให้เนื้อเยื่อในสมองถูกทำลาย การทำงานของสมองหยุดชะงัก และส่งผลให้เกิดอาการต่างๆขึ้น โรคหลอดเลือดสมองมี 2 ชนิดคือ

1. หลอดเลือดสมองตีบหรืออุดตัน (ischemic stroke) พบได้ประมาณ 80% ของจำนวนคนที่เป็นโรคนี้ หลอดเลือดสมองอุดตันเกิด ได้จากการลิ่มเลือดที่เกิดขึ้นในบริเวณอื่นไปตามกระแสเลือดไปอุดตันที่หลอดเลือดสมอง หรืออาจเกิดจากมีลิ่มเลือดก่อตัวในหลอดเลือดสมอง และขยายขนาดใหญ่ขึ้นจนอุดตันหลอดเลือดสมอง และยังแบ่งย่อยได้อีก 2 แบบ คือ

1.1 โรคหลอดเลือดขาดเลือดจากภาวะหลอดเลือดสมองตีบ (Thrombotic Stroke) เป็นผลมาจากการหลอดเลือดแข็ง (Atherosclerosis) เกิดจากภาวะไขมันในเลือดสูง ความดันโลหิตสูงเป็นประจำ ทำให้เลือดไม่สามารถไหลเวียนไปยังสมองได้

1.2 โรคหลอดเลือดขาดเลือดจากการอุดตัน (Embolic Stroke) เกิดจากการอุดตันของหลอดเลือด จนทำให้เลือดไม่สามารถไหลเวียนไปที่สมองได้อย่างเพียงพอ

2. หลอดเลือดสมองปริแตกหรือเกิดการฉีกขาด (hemorrhagic stroke) สามารถพบได้ 20% ของโรคหลอดเลือดสมอง มีสาเหตุมาจากเส้นเลือดเกิดความประะบangesร่วมกับโรคความดันโลหิตสูง ทำให้บริเวณนั้นเกิดการโป่งพองและแตกออก หรืออาจจะเกิดจากเส้นเลือดนั้นสูญเสียความยืดหยุ่นจากการสะสมของไขมันในเส้นเลือด จึงทำให้เส้นเลือดปริแตกได้ง่าย ส่งผลให้ปริมาณที่เลือดจะไปเลี้ยงสมองเกิดการลดลงอย่างเฉียบพลัน และเมื่อเส้นเลือดปริแตก ก็อาจจะก่อให้เกิดเลือดออกในสมองได้ ส่งผลให้ผู้ป่วยเสียชีวิตอย่างรวดเร็ว สามารถแบ่งได้อีก 2 ชนิดย่อยๆ ได้แก่

2.1 โรคหลอดเลือดสมองโป่งพอง (Aneurysm) มีสาเหตุเกิดจากความอ่อนแอของหลอดเลือดในสมอง

2.2 โรคหลอดเลือดสมองผิดปกติ (Arteriovenous Malformation) ที่เกิดจากความผิดปกติของหลอดเลือดสมองตั้งแต่กำเนิด

ปัจจัยเสี่ยงของโรคหลอดเลือดสมอง [2]

ปัจจัยเสี่ยงของโรคหลอดเลือดสมองมีหลายสาเหตุ แบ่งเป็นปัจจัยเสี่ยงที่ป้องกันไม่ได้และปัจจัยเสี่ยงที่ป้องกันได้ ซึ่งปัจจัยเสี่ยงที่ป้องกันได้มักมีสาเหตุจากสุขภาพโดยรวม รูปแบบการดำเนินชีวิต

- อายุ : ในผู้ที่มีอายุมากกว่า 65 ปีเนื่องจากอายุมากขึ้นหลอดเลือดจะมีการแข็งตัวมากขึ้น และมีไขมันเกาะหนาตัวทำให้หลอดไหหล่อพ่านได้ลำบากมากขึ้น
- เพศ : พบร่วมเพศชายมีความเสี่ยงต่อโรคหลอดเลือดสมองสูงกว่าเพศหญิง
- ประวัติครอบครัว : เป็นโรคหลอดเลือดสมองหรือโรคหลอดเลือดหัวใจ โดยเฉพาะในขณะที่มีอายุยังน้อย
- ความดันโลหิตสูง : เป็นปัจจัยเสี่ยงที่สำคัญที่สุด ผู้ที่มีภาวะความดันโลหิตสูงจะมีโอกาสเป็นโรคหลอดเลือดสมองมากกว่าคนปกติ 2-3 เท่า
- เบาหวาน : เป็นสาเหตุที่ทำให้หลอดเลือดแข็งหัวร่างกาย จึงมีโอกาสเป็นโรคหลอดเลือดสมองได้มากกว่าคนปกติ
- ไขมันในเลือดสูง : เป็นความเสี่ยงของโรคหลอดเลือดสมอง เช่นเดียวกับโรคหลอดเลือดหัวใจ คือภาวะไขมันสะสมอยู่ตามผนังหลอดเลือด ทำให้เกิดขวางการลำเลียงเลือด
- โรคหัวใจ : ทั้งโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ หรือโรคลิ่นหัวใจต่างๆ เป็นสาเหตุของการเกิดลิ่มเลือด ถ้าลิ่มเลือดไปอุดตันที่หลอดเลือดสมอง ก็จะทำให้สมองขาดเลือดได้
- การสูบบุหรี่ : เป็นตัวทำลายผนังหลอดเลือดทำให้หลอดเลือดแข็งตัว

อาการของโรคหลอดเลือดสมอง

สามารถพบอาการได้หลายรูปแบบ ขึ้นกับตำแหน่งของสมองที่เกิดการขาดเลือดหรือถูกทำลาย โดยอาการที่สามารถพบได้บ่อย ได้แก่

- อาการอ่อนแรงหรืออาการชา ที่ใบหน้าหรือที่ส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกาย โดยมากมักเกิดกร่างกายข้างใดข้าง หนึ่ง เช่น ครึ่งซึ่กด้านซ้ายเป็นต้น
- มีปัญหาเกี่ยวกับการพูด เช่น พูดไม่ชัด ปากเบี้ยว มุนปากตก น้ำลายไหล กลืนลำบาก
- มีปัญหาเกี่ยวกับการทรงตัว เช่นเดินเซ หรือมีอาการวีียนศีรษะเนื้ยบพลัน
- การสูญเสียการมองเห็นบางส่วน ตามัว มองเห็นภาพซ้อนหรือเห็นครึ่งซึ่ก หรือตาบอดข้างเดียวทันทีทันใด

2.1.2 การกายภาพบำบัดสำหรับผู้ที่เป็นอัมพาตครึ่งซีก [3]

การกายภาพบำบัดได้ใช้หลักการหลักๆ 3 หลักการ [4] ประกอบร่วมกันเพื่อให้สามารถฟื้นฟูกล้ามเนื้อและเซลล์สมองของผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพ ได้แก่

1. Brunnstrom's movement therapy

เน้นการใช้วิธีการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อเป็นกลุ่ม (synergies) และใช้การกระตุ้น (stimulate) กล้ามเนื้อเพื่อให้เกิดการตอบสนอง (reflexes) เพื่อการพัฒนาการเคลื่อนไหวแบบตั้งใจ ซึ่งหลักการนี้จะช่วยเพิ่มแรงให้กับกล้ามเนื้อส่วนที่เป็นอัมพาต อีกทั้งยังกระตุ้นการสั่งการของสมองส่วนที่เสียหาย

2. Motor relearning program

เน้นการเคลื่อนไหวที่เฉพาะเจาะจง โดยจะฝึกการเคลื่อนไหวในบริบทจริง เช่น การหยิบสิ่งของต่างๆ ที่ผู้ป่วยเคยทำในชีวิตประจำวัน เพื่อให้สมองและร่างกายได้เรียนรู้กิจกรรมการเคลื่อนไหวที่เคยทำ ทำให้สมองส่วนที่เสียหายเกิดการซ่อมแซมและพัฒนา

3. Bilateral arm training

การฝึกใช้แขนทั้ง2ข้างในการทำกิจกรรม เพื่อให้แขนข้างที่เป็นอัมพาตได้เรียนรู้การออกแรงจากแขนข้างที่ปกติ สามารถช่วยในการควบคุมการออกแรงของแขนที่เป็นอัมพาตได้เป็นอย่างดี หลังจากกล้ามเนื้อและสมองได้รับการพัฒนาแล้ว

ข้อควรปฏิบัติขณะทำการบำบัด การเคลื่อนไหวข้อให้ผู้ป่วยครัวทำชา ๆ การทำการเคลื่อนไหวให้สุดของความของการเคลื่อนไหวที่ปกติ แต่ควรระวังในรายที่มีการตามเหล็กอยู่ ภายในข้อหรือภายในกระดูกต้องไม่ทำ เกินกว่าที่ผู้ป่วยทำได้ ในแต่ละท่าทำชาๆ ท่าละ 10-20 ครั้ง วันละ 2 รอบ ระหว่างทำ ให้ผู้ป่วยคิดอยู่เสมอว่ากำลังทำ การเคลื่อนไหวด้วยตนเอง ไม่ควรทำ การเคลื่อนไหวหลังจากรับประทานอาหารอีกใหม่ ๆ หรือในขณะผู้ป่วยมีไข้ ขณะทำ การเคลื่อนไหวข้อ หากผู้ป่วยปวด หรือ พบปัญหาอย่างอื่นตามมาควรหยุดและปรึกษาแพทย์หรือนักกายภาพบำบัด ไม่ควรให้ผู้ป่วยนอนอย่างเดียวเป็นเวลานาน ควรให้ผู้ป่วยลุกขึ้นมาบ่อยๆ ควรได้รับการพื้นฟูทางกายภาพบำบัดอย่างต่อเนื่อง พยาบาลสอนญาติผู้ป่วยให้ทำอยู่เป็นประจำ

โดยผู้ป่วยที่ตอบสนองต่อการกายภาพบำบัดได้ดีหรือ มีพัฒนาการจะมีลักษณะดังนี้ ต้องได้รับการสนับสนุนจากครอบครัวและสังคมที่อยู่ใกล้ชิดผู้ป่วย มีการฟื้นตัวของความสามารถในการควบคุมการขับถ่ายปัสสาวะ ได้เร็ว ภายใน 1-2 สัปดาห์ มีการฟื้นตัวของกล้ามเนื้อลำตัว สะโพก หัวไหล่ โดยเร็ว โดยเฉพาะกล้ามเนื้อส่วนต้น ได้ภายใน 2-4 สัปดาห์ กล้ามเนื้อฟื้นฟูเร็ว สามารถควบคุมกล้ามเนื้อแต่ละมัดได้ภายใน 4-6 สัปดาห์ อารมณ์ดีไม่มีอาการซึมเศร้า ความมีการให้กำลังใจผู้ป่วยอยู่เสมอ มีการตอบสนองต่อบุคคลรอบข้าง หรือสื่อต่างๆ ที่เกิดขึ้นรอบตัวได้ดี

ก่อนบริหารร่างกาย ควรมีการเตรียมพร้อมทั้งผู้ป่วยและผู้ดูแล รวมทั้งข้อควรทราบ ดังนี้ [5]

1. ผู้ป่วยควรสวมเสื้อและการเกง ที่สามารถเคลื่อนไหวส่วนต่างๆ ของร่างกาย คือ ข้อไหน ข้อศอก ข้อมือ ข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ได้สะดวก ไม่วัดแน่นหรือรุ่มรำมจนเกิดไป
2. ผู้ป่วยอยู่ในท่านอนหน้าย หนุนหมอนที่ไม่ยกศีรษะให้สูงเกินไป เพราะการหนุนหมอนสูง เกินไป ทำให้เกิดท่าทางของคอและหลังส่วนบนที่ไม่ดี และส่งผลต่อการเคลื่อนไหวของ ข้อไหน
3. ผู้ดูแลอยู่ฝั่งเดียวกับข้างอ่อนแรง ไม่อยู่ใกล้เกินไปจนขัดขวางการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย หรือ ใกล้เกินไปจนต้องก้มหลังโน้มตัวมาข้างหน้ามาก จะนั่งหรือยืนขึ้นอยู่กับความสูงของเตียง สิ่งที่ควรคำนึงคือ เมื่อช่วยผู้ป่วยเคลื่อนไหวแขนหรือขาแล้ว ต้องไม่ก้มหลังจนเกินไป เพราะ การก้มหลังเป็นระยะเวลานานจะทำให้เกิดอาการปวดหลังได้
4. การจับผู้ป่วย อาจขึ้นอยู่กับความถนัดของแต่ละบุคคล แต่ต้องให้เกิดการเคลื่อนไหวที่ถูกต้อง และปลอดภัยสำหรับผู้ป่วยและผู้ดูแล
5. การเคลื่อนไหวให้ผู้ป่วยควรทำช้าๆ และต่อเนื่อง หากขณะช่วยเคลื่อนไหว ผู้ป่วยมีอาการเจ็บที่ ข้อไหน ข้อสะโพก หรือส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกาย โดยอาการเจ็บนั้นเกิดจากการเคลื่อนไหว ไม่ควรฟื้นทำต่อ ควรไปพบนักกายภาพบำบัดเพื่อตรวจหาสาเหตุและได้รับการรักษาอย่างถูกวิธี

สำหรับผู้ป่วยที่มีอาการเกร็ง ควรเคลื่อนไหวในช่วงที่สามารถทำได้อย่างช้าๆ จนอาการเกร็งลดลง และสามารถเคลื่อนไหวได้เพิ่มขึ้น แต่ถ้าระหว่างทำมีอาการเกร็งเพิ่มมากขึ้น ให้ผู้ป่วยออกแรงให้น้อยลง และผู้ดูแลออกแรงช่วยเพิ่มขึ้นจนไม่มีอาการเกร็ง

การบริหารร่างกายให้ผู้ป่วย เป็นการช่วยให้เกิดการเคลื่อนไหวของแขน เพื่อให้ผู้ป่วยเกิดการเรียนรู้ การเคลื่อนไหวอย่างถูกวิธี เพื่อกำลังกล้ามเนื้อ ลดและป้องกันการหลบเกร็งของกล้ามเนื้อ ป้องกันการบวม ของมือและเท้า ป้องกันการหดรัดของกล้ามเนื้อและข้อโดยติด ซึ่งท่านบริหารเหล่านี้เป็นท่าพื้นฐานทั่วไปที่ ผู้ดูแลสามารถทำให้ผู้ป่วยได้ และในขณะที่ทำการเคลื่อนไหวนั้น ผู้ดูแลควรกระตุ้นให้ผู้ป่วยช่วยคิดและช่วย ทำได้ เพื่อให้เกิดการเรียนรู้อย่างสม่ำเสมอ โดยมิท่านบริหารร่างกายให้ผู้ป่วยหลอดเลือดสมอง ตามรูปที่ 1

ท่าบริหารร่างกายผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองส่าหรับผู้ดูแล

- การเคลื่อนไหวแขน ชั้นมีน้ำหนัก 6 ท่า ดังนี้

- ท่ายกแขน** ผู้ดูแลจับที่ได้ข้อศอกและข้อมือ ยกแขนขึ้น 伸展สุด (แขนซึ่งหุ้ย) โดยจะพยายามให้ฝ่ามือของผู้ป่วยหัน เข้าหากันทั่วทุกปีวะ



- ท่ากางแขน** ผู้ดูแลจับที่ได้ข้อศอกและข้อมือ การแขน ออก โดยเมื่อการแขนถึง 90 ให้หมุนข้อไหล์และงาย มือขึ้น การแขนออกจนซิดๆ



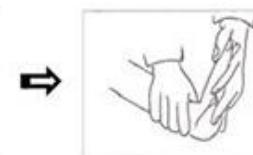
- ท่าหมุนข้อไหล์ออก** ผู้ดูแลจับที่ได้ข้อศอกและข้อมือ หมุนมือที่รับให้ข้อศอกออก ให้ข้อพับศอกหันออกนอก ลำตัวทั่วทุกปีวะ



- ท่าเหยียดข้อศอก** ผู้ดูแลจับข้อมือและให้แขนเหนื่อ ข้อศอก เหยียดข้อศอกออกจนสุด



- ท่ากระดกข้อมือ** ผู้ดูแลจับแขนให้ข้อมือและนิ้วนิ้ว กระดก ข้อมือขึ้นพร้อมทั้งเหยียดคน็วนิ้วทุกนิ้วขึ้นจนสุด



- ท่าเหยียดข้อนิ้วนิ้ว** ผู้ดูแลจับปลายนิ้วไว้ปีงและปลายนิ้ว ทั้งสี่ เหยียดนิ้วไว้ปีงและนิ้วทั้งสี่ออกจนสุด



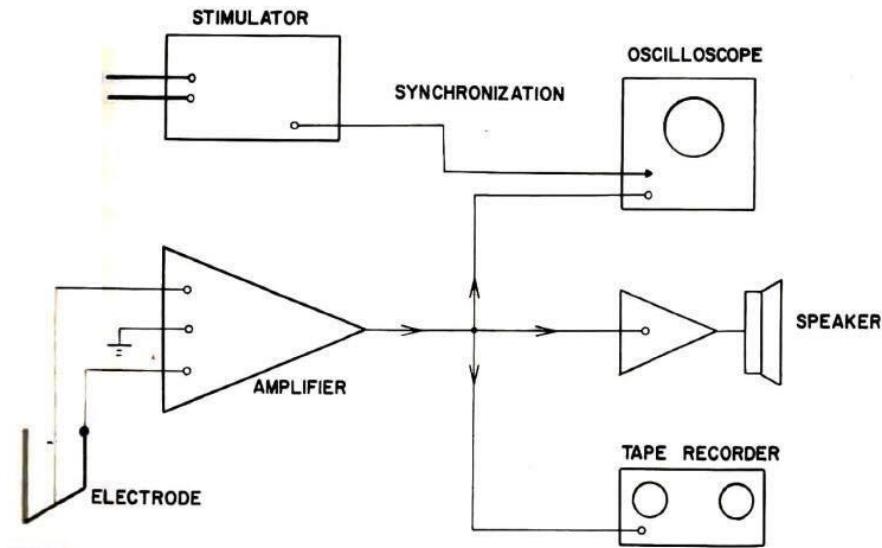
รูปที่ 1 ขั้นตอนการรักษาพับมัดแขน [5]

2.1.3 การตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography, EMG) [6]

เป็นการตรวจสัญญาณไฟฟ้าที่สร้างออกมายากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อด้วยเครื่องที่สามารถรับค่าสัญญาณไฟฟ้านานาดิจิตมากเพื่อตรวจหาความผิดปกติและวินิจฉัยโรค โดยจะใช้อิเล็กโทรดหรือขี้วไฟฟ้าบันทึกคลื่นไฟฟ้าที่ถูกส่งออกมา แบ่งเป็น 2 ชนิดคือ แบบเข็ม (needle electrode) ใช้แทงเข้าไปที่กล้ามเนื้อที่ต้องการเพื่อวัดศักย์ไฟฟ้าของยกกล้ามเนื้อ และแบบแผ่นวางที่ผิวหนัง (surface electrode) ใช้วางบนผิวหนังเพื่อวัดศักย์ไฟฟ้าของมัดกล้ามเนื้อ หลังจากอิเล็กโทรดบันทึกค่าสัญญาณไฟฟ้าได้แล้วก็จะนำสัญญาณที่ได้ไปขยายด้วย amplifier เพื่อให้ง่ายต่อการวินิจฉัยยิ่งขึ้น และสุดท้ายจะแสดงผลออกมาน่าจะแสดงออกมาผ่านจออสซิโลสโคปเนื่องจากกล้ามเนื้อมีสัญญาณไฟฟ้าที่ตอบสนองต่อความถี่ได้ค่อนข้างสูง นอกจากจะแสดงออกมาผ่านจออสซิโลสโคปได้แล้ว การพึงเสียงที่ถูกขยายสัญญาณของคลื่นยังสามารถบอกถึงความผิดปกติได้อย่างคร่าวๆ อีกด้วย ตามตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ศักย์ไฟฟ้าและความถี่ตอบสนองของ สมอง หัวใจ และกล้ามเนื้อ

ชนิดของสัญญาณไฟฟ้า	ศักย์ไฟฟ้า(mV)	ความถี่ตอบสนอง(Hz)
สมอง(EEG)	0.001-0.10	0.02-100
หัวใจ (ECG,EKG)	0.02-3.0	0.1-30
กล้ามเนื้อ (EMG)	0.003-5.0	2-10,000



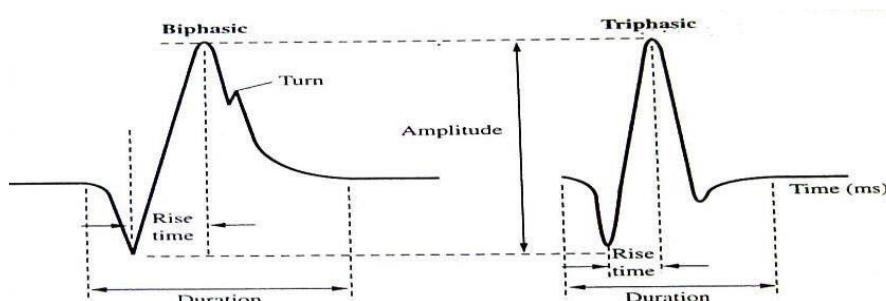
รูปที่ 2 อุปกรณ์ภายในเครื่อง EMG [6]

การวิเคราะห์สัญญาณ

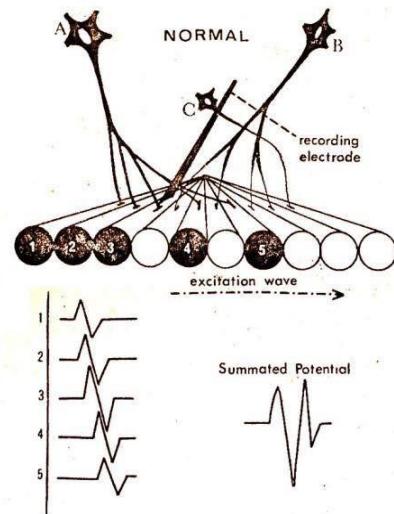
การที่เราจะวิเคราะห์สัญญาณ ได้นั้น ต้องมี อุปกรณ์ต่างๆ ในรูปที่ 2 ในการวิเคราะห์ความผิดปกติของสัญญาณจะดูจากลักษณะของคลื่นไฟฟ้าในขณะที่กล้ามเนื้อพักตัว (ผ่อนคลาย) และกล้ามเนื้อหดตัว ว่ามีความสูง ความกว้าง หรือลักษณะไฟฟ้าเป็นอย่างไรเมื่อเทียบกับสัญญาณอีอีเมจของกล้ามเนื้อที่ปกติ

1. สัญญาณอีอีเมจปกติ

ขณะผ่อนคลายกล้ามเนื้อจะไม่มีคลื่นไฟฟ้า เมื่อเกร็งกล้ามเนื้อจะมีคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า motor unit potential (MUP) เกิดขึ้น มีความสูงประมาณ $200 \mu\text{V} - 5 \text{ mV}$ กราฟประมาณ $5-15 \text{ ms}$ ความถี่ $5-20 \text{ Hz}$ ส่วนมากลักษณะคลื่นเป็นสองเฟสหรือสามเฟส ยิ่งออกแรงเกร็งกล้ามเนื้อมากเท่าไหร่ขนาดของคลื่นไฟฟ้าก็จะเพิ่มขึ้นไปด้วยดังแสดงในรูปที่ 3 และ 4



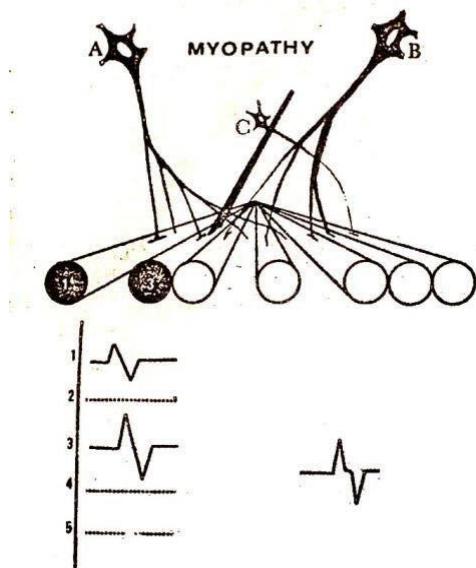
รูปที่ 3 คลื่นอีอีเมจของ MUP แบบปกติที่วัดจาก needle electrode [6]



รูปที่ 4 คลื่นอีอิเมจของ MUP แบบปกติที่วัดจาก needle electrode ซึ่งเกิดจากการรวมกันของสัญญาณไฟฟ้าจาก 5 ไขกล้ามเนื้อ มีลักษณะเป็นคลื่นหลายเฟส [6]

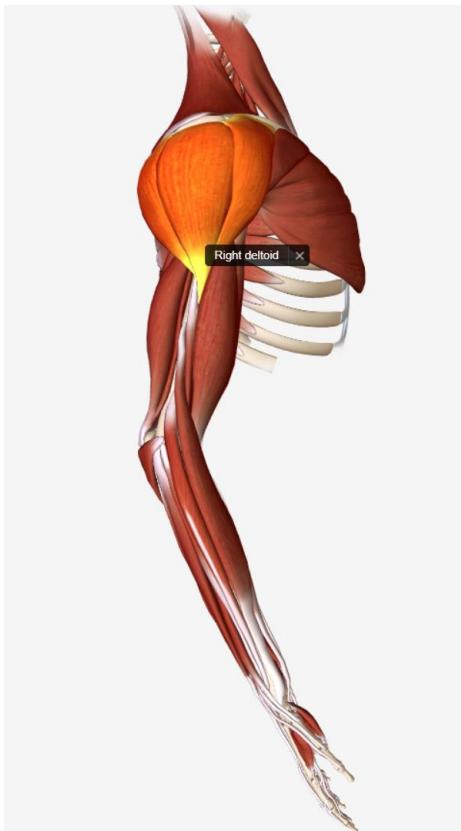
2. สัญญาณอีอิเมจผิดปกติ

เกิดจากความผิดปกติของเส้นประสาท เชลล์ประสาท หรือไขกล้ามเนื้อ ทำให้คลื่นไฟฟ้า MUP ที่แสดงออกมากโดยล่วงมาจะเป็นคลื่นที่มีลักษณะหลายเฟส (polyphasic MUP) มีขนาดและความสูงที่น้อย หรือมากกว่าคลื่นไฟฟ้า MUP แบบปกติดังแสดงในรูปที่ 5



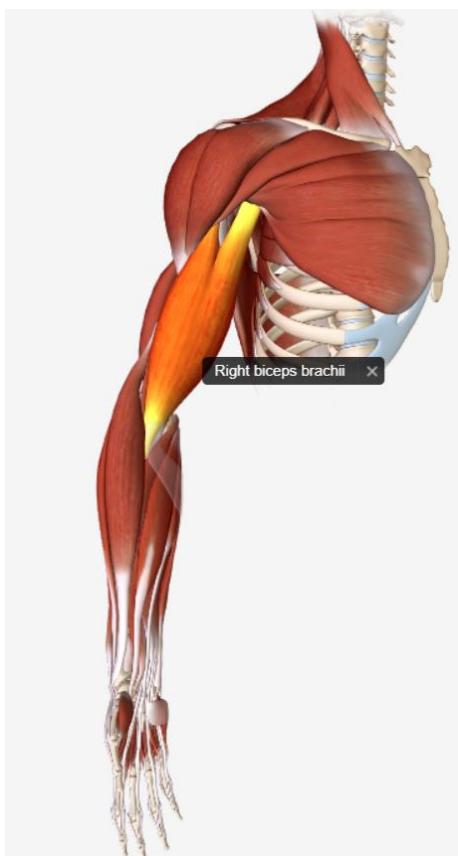
รูปที่ 5 ตัวอย่างของไขกล้ามเนื้อที่ทำให้ไขกล้ามเนื้อบางส่วนถูกทำลายไป ทำให้สัญญาณอีอิเมจของ MUP มีความสูง ขนาด ที่ลดลง ซึ่งเกิดจากการรวมสัญญาณของไขกล้ามเนื้อที่ 1และ3 เท่านั้น [6]

2.1.4 กล้ามเนื้อแขนส่วนลำคัญ [7]



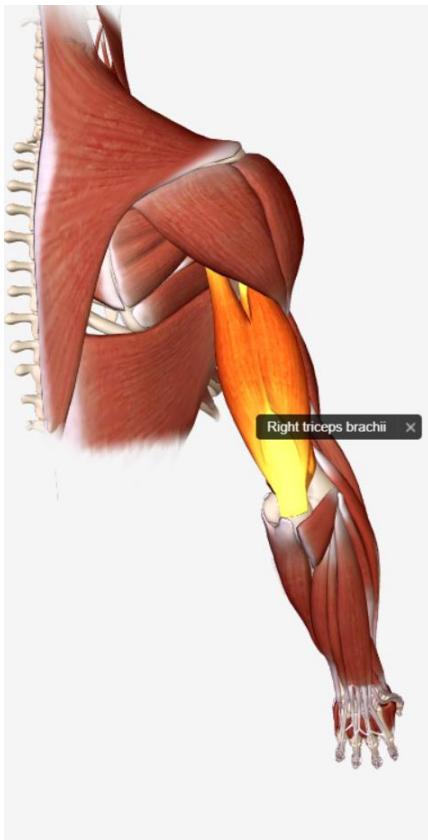
- Deltoid เป็นกล้ามเนื้อคล้ายบนนกหลาย ๆ อัน รวมกันเป็นมัดใหญ่ที่หนาชูป สามเหลี่ยม มีคิริการอยู่ที่ไหล่ ประสาท และกระดูกสะบัก แล้วไปเกาะที่ต้นกลางของกระดูกต้นแขน ทำหน้าที่ยกไหล่และยกต้นแขน เป็นส่วนที่บ่งบอกลักษณะเพศชาย ได้อย่างชัดเจน ดังรูปที่ 6 ซึ่งจะประกอบด้วยกัน 3 ส่วน

รูปที่ 6 กล้ามเนื้อแขน Deltoid [7]

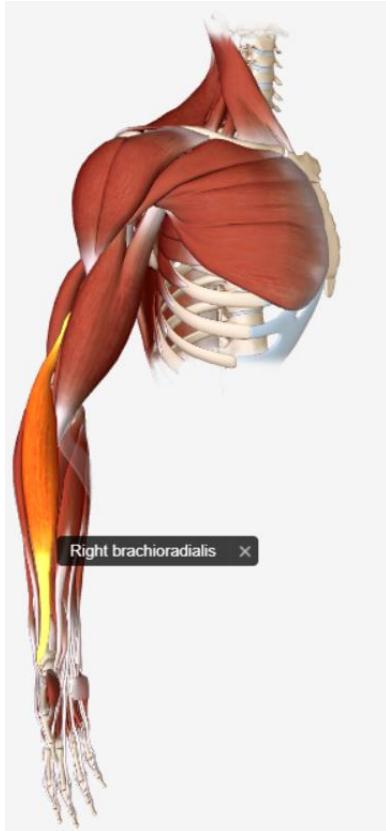


- **Biceps brachii** เป็นกล้ามเนื้อค้างหน้าของต้นแขน มีที่เกาะส่วนบนแยก 2 ทางคือ เกาะจาก Coracoid process และ Supraglenoid tubercle ไปยัง Tuberosity ของกระดูกปลายแขนท่อนนอก (Radius) ทำหน้าที่งอต้นแขนและปลายแขน หมุนแขนเข้าและดึงออก ดังรูปที่ 7

รูปที่ 7 กล้ามเนื้อแขน Biceps brachii [7]



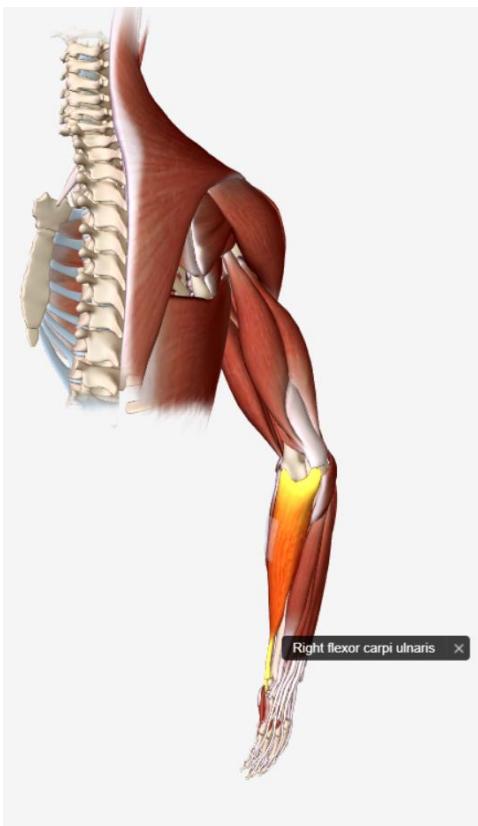
รูปที่ 8 กล้ามเนื้อแขน Triceps brachii [7]



รูปที่ 9 กล้ามเนื้อแขน Branchio radialis [7]

- **Triceps brachii** เป็นกล้ามเนื้อค้างหลังของต้นแขน ปลายบนแยก 3 ทาง เกาะที่กระดูกสะบักหนึ่งที่ และอีก 2 ทาง เกาะที่กระดูกต้นแขน และมีจุดเกาะปลายท่อนใน (Ulna) กล้ามเนื้อมัดนี้จะทำหน้าที่ตรงกันข้ามกับกล้ามเนื้อ Biceps brachii คือ ทำหน้าที่เหยียดปลายแขน ดังรูปที่ 8

- **Brachioradialis** เป็นกล้ามเนื้อค้างนอกของปลายแขน มีจุดเกาะต้นที่ตอนล่างของกระดูกแขน ไปเกาะที่ค้านนอกของกระดูกปลายแขนท่อนนอก (Radius) ทำหน้าที่อปปลายแขน ดังรูปที่ 9

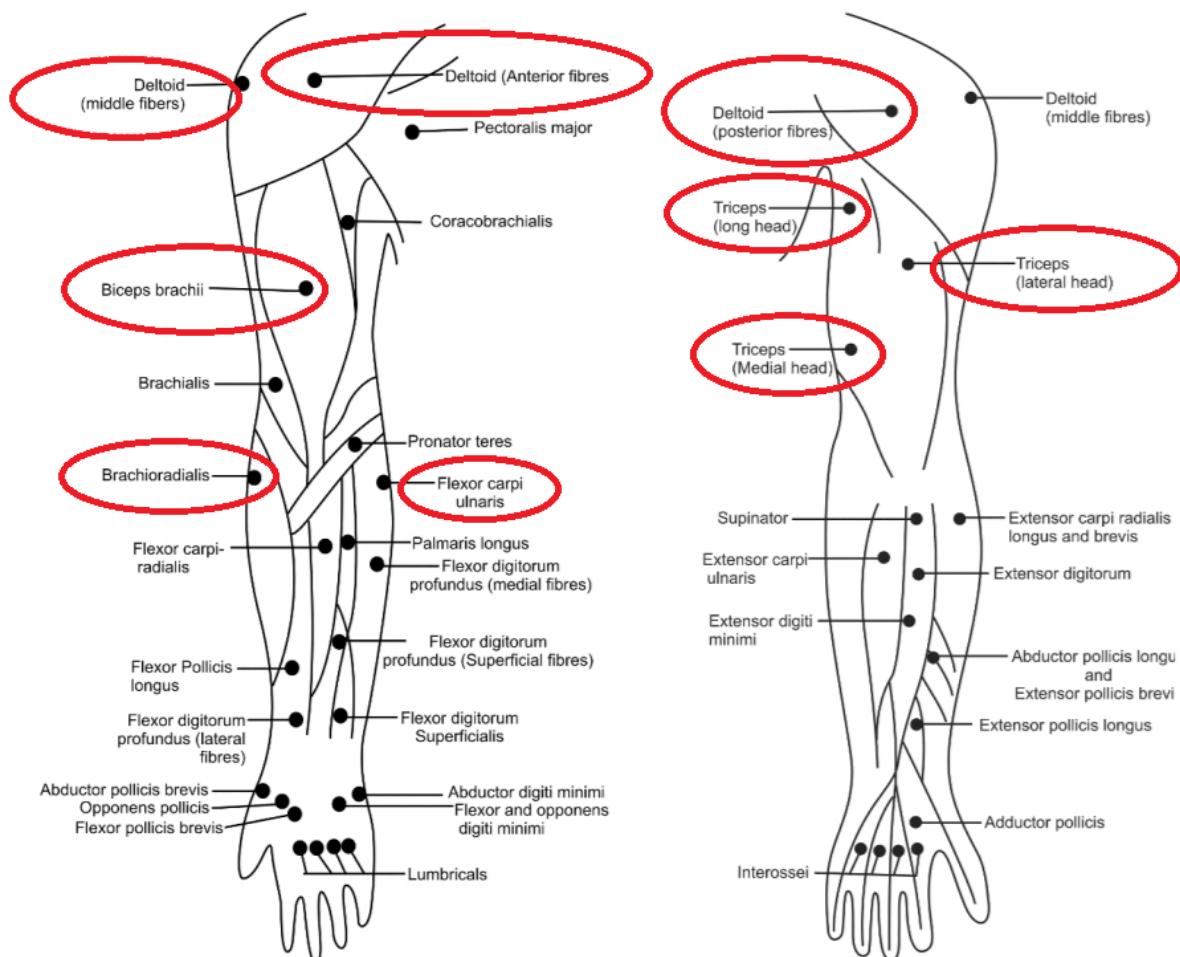


- **Flexor carpi ulnaris** เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ทางด้านหลังของกระดูกปลายแขนท่อนใน (Ulna) ผ่ามาที่ข้อมือทำหน้าที่งอข้อมือ ดังรูปที่ 10

รูปที่ 10 กล้ามเนื้อแบบ Flexor carpi ulnaris [7]

2.1.5 Motor point ของกล้ามเนื้อแขน

Motor point คือจุดที่เนื้อเยื่อไวต่อการกระตุ้น และสามารถอ่านค่าสัญญาณไฟฟ้าได้ดีกว่าจุดอื่นๆ บนกล้ามเนื้อ เนื่องจากเป็นจุดที่ใบประสาทชนิดแท่งเข้าสู่ไขกล้ามเนื้อ โดยทั่วไปจะอยู่ที่ประมาณ 2/3 ของความยาวกล้ามเนื้อหรือประมาณตรงกลางของมัดกล้ามเนื้อนั้นๆ ใช้เพื่อเป็นจุดอ้างอิงในการวางแผนผ่า ခิเล็ก tropon เพื่อวัดสัญญาณไฟฟ้าที่ชัดเจนที่สุด ดังรูปที่ 11



รูปที่ 11 motor point ของกล้ามเนื้อแขนมัดสำคัญจากข้อ 2.4 เพื่อใช้ในการวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าให้ครอบคลุมทั้งแขน [8]

2.2 เทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับโครงการ

2.2.1 สร้าง Android application เชื่อมต่อ cloud storage (Firebase Realtime Database)

การสร้าง Android application จะใช้ภาษา Java ซึ่งง่ายต่อการศึกษา และ Andriod Studio ยังสามารถ preview application ที่สร้างขึ้นบน smart phone ในแต่ละรุ่นได้ นำมาพัฒนา application เพื่อแสดงผลระหว่างการภายในบัดแบบ real-time บันทึกและแสดงข้อมูลการภายในบัดแต่ละครั้งผ่านการเรียกใช้งานบน cloud storage

จากรูปที่ 12 จะมีการส่งข้อมูล ขึ้นไปที่ Database นั้นจะต้อง ใช้คำสั่ง .setValue โดยต้องเข้าไปใน path นั้น ๆ ก่อน

```
try {
    dataQuery[1] = new JSONObject(dataSnapshot.getValue().toString());
    ref.child("TestUser").child("data").child(stringCurrentTime).child("set" + (dataQuery[1].length() + 1)).child("m1").setValue(m1);
    ref.child("TestUser").child("data").child(stringCurrentTime).child("set" + (dataQuery[1].length() + 1)).child("m2").setValue(m2);
    ref.child("TestUser").child("data").child(stringCurrentTime).child("set" + (dataQuery[1].length() + 1)).child("m3").setValue(m3);
    ref.child("TestUser").child("data").child(stringCurrentTime).child("set" + (dataQuery[1].length() + 1)).child("m4").setValue(m4);
    ref.child("TestUser").child("data").child(stringCurrentTime).child("set" + (dataQuery[1].length() + 1)).child("m5").setValue(m5);
    ref.child("TestUser").child("data").child(stringCurrentTime).child("set" + (dataQuery[1].length() + 1)).child("m6").setValue(m6);
    ref.child("TestUser").child("data").child(stringCurrentTime).child("set" + (dataQuery[1].length() + 1)).child("m7").setValue(m7);
} catch (JSONException e) {
    e.printStackTrace();
}
```

รูปที่ 12 ตัวอย่างการนำค่าไปเก็บที่ database

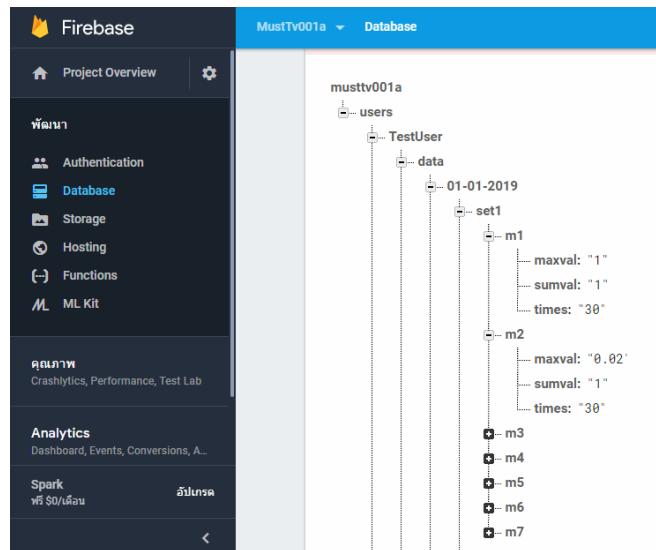
จากรูปที่ 13 จะเป็นในส่วนของการนำข้อมูลมาแสดงจาก database จะใช้ .addListener ซึ่งในโครงการนี้จะใช้ .addSingleValueEvent เพื่อรับค่าแค่ครั้งเดียว

```
ref.child("TestUser").child("data").addSingleValueEvent(new ValueEventListener() {
    @Override
    public void onDataChange(@NonNull DataSnapshot dataSnapshot) {
        try {

            float mVal;
            float sum;
            int sumTimes;
```

รูปที่ 13 ตัวอย่างการดึงค่าจาก database

จากรูปที่ 14 คือข้อมูลที่ไว้บน Firebase Realtime Database จะเก็บในรูปแบบ JSON file ทำให้ง่ายต่อการอ่านแบบແກ້ໄຂ

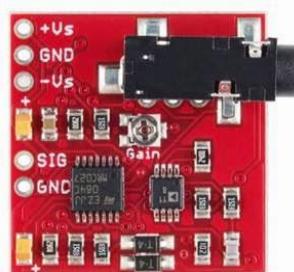


รูปที่ 14 โครงสร้างของ database

2.2.2 Muscle sensor v3 [9]

Muscle sensor v3 (Myoware) เป็นอุปกรณ์ที่ถูกนำมาใช้ในงานวิจัยทางการแพทย์ เกี่ยวกับด้านกล้ามเนื้อ เส้นประสาท และ การทำระบบควบคุมต่างๆ โดยการใช้ทางการแพทย์จะใช้ควบคู่กับ ECG Electrode-paste สำหรับการตรวจจับกล้ามเนื้อ ซึ่งเหมาะสมกับการตรวจสอบระยะสั้นๆ ในวัตถุประสงค์ที่เกี่ยวกับ Neurofeedback และ Biofeedback ซึ่ง Muscle sensor v3 เป็นตัวต้นแบบที่โครงงานนี้ใช้ในการพัฒนา ดังรูปที่ 15

โมดูลนี้เป็นโมดูลที่ใช้วัดค่าสัญญาณไฟฟ้าที่ปล่อยออกมายากล้ามเนื้อที่ได้รับการกระตุ้น ต้องใช้ไฟเลี้ยงโดยปกติคือ ± 9 V (อย่างน้อย ± 3.5 V) ต่อเข้าที่ $+Vs$, $-Vs$ และ โมดูลต้องใช้อิเล็กโทรดแบบแผ่น วางบนผิวนังที่ต้องการวัด สามารถอ่านค่าสัญญาโนอีเมจที่โมดูลอ่านค่าได้ผ่าน Clinical significance (SIG)



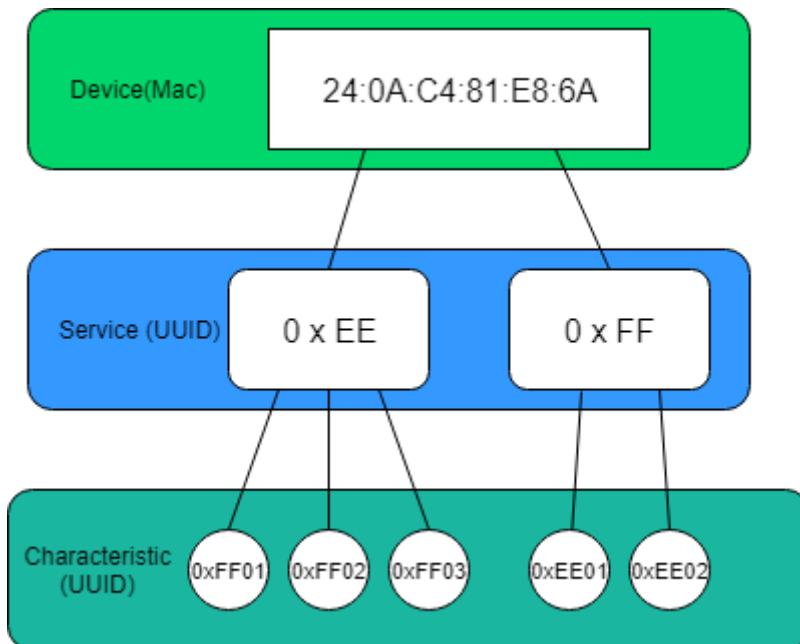
รูปที่ 15 โมดูล Muscle sensor V3 [9]

2.2.3 Bluetooth Module [10]

ESP32 เป็นชิ้นของไอซีในโครคونโทรอลเลอร์ที่รองรับการเชื่อมต่อ WiFi และบลูทูธเวอร์ชัน4.2 BLE ซึ่งเป็นรุ่นต่อของชิปไอซี ESP8266 ซึ่งช่วยให้ในโครคุนโทรอลเลอร์สามารถเชื่อมต่อบลูทูธได้(แอพพลิเคชั่น) ได้โดยใช้ port serial (Tx, Rx)

โมดูลทำงานที่แรงดันไฟฟ้า 3.3V - 3.6V (VCC) การนำไปใช้งานร่วมกับเซ็นเซอร์อื่นๆที่ใช้แรงดัน 5V จะต้องใช้วงจรแบ่งแรงดันมาช่วยเพื่อไม่ให้โมดูลพังเสียหาย กระแสที่โมดูลใช้งานสูงสุดคือ 200mA ความถี่คริสตอล 40MHz

โมดูลสามารถรับ – ส่งข้อมูลได้ความเร็วสูงสุดที่ 150Mbps เมื่อเชื่อมต่อแบบ 11n HT40 ได้ความเร็วสูงสุด 72 Mbps เมื่อเชื่อมต่อแบบ 11n HT20 ได้ความเร็วสูงสุดที่ 54Mbps เมื่อเชื่อมต่อแบบ 11g และได้ความเร็วสูงสุดที่ 11Mbps เมื่อเชื่อมต่อแบบ 11b และ ในโหมด Sleep ใช้กระแสไฟฟ้าเพียง 2.5 uA



รูปที่ 16 หลักการรับ-ส่งข้อมูลของ Bluetooth BLE [10]

รูปที่ 16 แสดงชั้นการรับ-ส่งข้อมูลของ Bluetooth BLE โดยแบ่งเป็น 3 ชั้น ได้แก่

1. ชั้น Device

สังเกตว่าชั้นบนสุดจะเป็นชั้นส่วนของอุปกรณ์ มีหมายเลขประจำตัวเป็น Mac Address ค่าของ Mac Address นี้ ไม่สามารถแก้ไขได้ เนื่องจากจะถูกกำหนดมาตั้งแต่ชั้นตอนการผลิตชิป ESP32 แล้ว ตามหลักแล้วค่า Mac Address ของแต่ละอุปกรณ์จะไม่ซ้ำกันเลย ดังนั้นในการเชื่อมต่อบลูทูธ เราจึงใช้ Mac Address ในการอ้างอิงอุปกรณ์ที่จะเชื่อมต่อด้วย ทั้งนี้ชั้นนี้จะสามารถกำหนดค่าอื่นๆ ได้ เช่น ชื่อของบลูทูธ ซึ่งจะแสดงให้เห็นเมื่อตอนสแกนหาชื่อของบลูทูธเราสามารถตั้งเองได้โดยไม่มีข้อจำกัดใดๆ

2. ชั้น Service

เป็นชั้นที่อยู่ร่องลงมาจาก Device ซึ่งใน 1 อุปกรณ์สามารถมี Service ได้หลายตัว ทำให้ใน BLE สามารถใช้อุปกรณ์ตัวเดียวให้บริการข้อมูลที่แตกต่างกันได้ หมายเลขอ้างอิงของ Service จะเรียกว่า UUID มักอยู่ในรูปของเลขฐาน 16 จำนวน 1 ไบต์ (อ้างอิงจากตัวอย่างในไลบรารีของผู้พัฒนาชุด ESP-IDF) ซึ่งค่า UUID นี้ จะต้องไม่ซ้ำกันเลย

3. ชั้น Characteristic

เป็นชั้นในระดับล่างสุดที่เราสามารถใช้งานได้ การใช้งานรับ – ส่งข้อมูลจะต้องเชื่อมต่อลงมาจนถึงชั้น Characteristic จึงจะสามารถรับ – ส่งข้อมูลกันได้ ในชั้นนี้จะมีหมายเลขอ้างอิงของแต่ละ Characteristic เรียกว่า UUID มักอยู่ในรูปของเลขฐาน 16 จำนวน 2 ไบต์ โดยมี UUID ของ Service นำหน้า เพื่อให้สามารถเข้าใจได้เจ้าชัวว่าเป็น Characteristic ของ Service ไหน

ตัว Characteristic ที่อยู่ในระดับล่างสุดของระบบการทำงานของ BLE จะเปรียบเสมือนตัวแปรหนึ่ง ที่สามารถเปลี่ยนได้ และอ่านค่าได้ โดยตัวแปรนี้จะมีชื่อตาม Characteristic UUID เมื่อต้องการรับ – ส่งข้อมูล ควรกำหนดให้ข้อมูลของ Characteristic เมื่อเขียนเข้าไปแล้ว อ่านออกมานะ ได้คาดเดมที่เขียนเข้าไป จึงจะถูกหลักการของการใช้งาน BLE เช่น เขียน 10 ลงไป เมื่ออ่านควรจะได้ค่าเป็น 10 ด้วย

2.2.4 Figma

Figma เป็น Design tool บน Website และ Application บนเครื่องคอมพิวเตอร์ที่สามารถเข้าไปออกแบบงานประเภท UX/UI prototype ได้ทันทีโดยไม่ต้องทำการลงโปรแกรมใดๆ เป็นเครื่องมือที่ใช้งานสะดวกเพียงแค่มี Browser ก็สามารถออกแบบหน้าตาของแอพพลิเคชันได้ อีกทั้งยังมี component ให้เลือกใช้ได้อย่างหลากหลาย

การ Save ข้อมูลจาก Figma สามารถ save ที่ลักษณะโดยกดที่ชื่อของรูปบนเฟรมนั้นๆ เพื่อเลือก (ด้านบนซ้ายของเฟรมจะปรากฏชื่อของแต่ละเฟรมอยู่) และกด + ตรงคำว่า EXPORT และเลือกว่าเราต้องการ Save เป็นนามสกุลอะไร (.PNG .JPG .SVG) เมื่อเลือกเรียบร้อยแล้วก็สามารถกดที่ปุ่ม Export_(ชื่อไฟล์)_ ได้ โดยไม่ใช้พื้นที่บนเครื่องของผู้ใช้งานด้วย

โดย Figma นั้นเป็น website หลักในการออกแบบ UI ของโครงการนี้ ทั้ง Web application และ Mobile application การคำนวณ คูเคน่าโครง รวมถึงการคิดถึงการใช้งานของผู้ใช้ ก็มีการออกแบบไว้ใน Figma ก่อนที่จะนำมาพัฒนาจริง

2.2.5 Android Studio [11]

Android Studio เป็น Integrated Development Environment tool (IDE Tool) โดยพัฒนาจากแนวคิดพื้นฐานมาจาก IntelliJ IDEA คล้ายกับการทำงานของ Eclipse โดยเฉพาะส่วนที่ใช้สำหรับการพัฒนา Android application สามารถ preview application ที่สร้างขึ้นบน smart phone ในแต่ละรุ่นได้ นำมาพัฒนา application เพื่อแสดงผลระหว่างการภายในแบบ real-time บันทึกและแสดงข้อมูลการภายในแบบบันทึกแต่ละครั้งผ่านการเรียกใช้งานบน cloud storage

Android Studio ทำให้โครงงานนี้สามารถใช้งานภาษา C++, Kotlin ได้ซึ่งอาจจะช่วยอำนวยความสะดวกแก่คนที่เพิ่งเริ่มจะศึกษาอีกด้วย

2.2.6 Visual Studio Code

เป็นโปรแกรม Code Editor ที่ใช้ในการแก้ไขและปรับแต่งโค้ด มีการพัฒนาอย่างต่อเนื่องเป็น Open Source จึงสามารถนำไปใช้งานได้ฟรี ซึ่ง Visual Studio Code นี้ หมายความว่าสามารถใช้งานทั้งบน Windows, macOS โดยสนับสนุนทั้งภาษา JavaScript, TypeScript และ Node.js สามารถเชื่อมต่อกับ Git ได้ เพื่อให้สามารถใช้งานได้ง่าย ไม่ซับซ้อน ซึ่งภาษาที่สามารถใช้ Visual Studio Code ได้นี้มีหลากหลาย เช่น C++, C#, Java, Python และยังมีแพลตฟอร์มรองรับเกี่ยวกับด้านการโปรแกรมบอร์ดต่างๆ เช่น PlatformIO อีกทั้งยังมีการส่งเสริมด้วยการจัดรูปแบบ Code เพื่อให้สะดวกต่อการใช้งานอีกด้วย

Visual Studio Code ที่ถูกนำมาใช้ในส่วนของการ Implement Code ของ Hardware และ Web application นี้ เราจะทำการ Implement ใน Visual studio code ซึ่งสามารถลง library หรือสิ่งต่างๆ ที่ใช้ในการ Implement ได้ด้วย และยังมี command line ในตัวทำให้ง่ายต่อการใช้งาน

2.2.7 Firebase Realtime Database

คือ NoSQL cloud database ที่เก็บข้อมูลในรูปแบบของ JSON และมีการ sync ข้อมูลแบบ realtime กับทุก client ที่เชื่อมต่อแบบอัตโนมัติ อีกทั้งยังรองรับการทำงานขณะ offline อีกด้วย

Firebase นี้เป็น Database หลักที่ใช้ในการเก็บข้อมูลของผู้ใช้ และ update ข้อมูลจาก application ทั้งนี้ Mobile application และ Web application นั้นก็นำค่าจาก database นี้ไปใช้ในการแสดงผลบนหน้าจอ เช่น กราฟ ตาราง หรือการบีบยันตัวตน เป็นต้น

บทที่ 3 การออกแบบและระเบียนวิธีวิจัย

3.1 ตัวต้นแบบอุปกรณ์

เมื่อผู้ใช้ต้องการที่จะกายภาพบำบัดด้วยตนเอง โดยใช้แขนอีกข้าง ซึ่งจะสามารถลดการใช้ทรัพยากรบุคคล ได้ส่วนหนึ่ง และมั่นใจได้ว่า กล้ามเนื้อทุกส่วนได้มีการใช้งาน ทั้งนี้ผู้ใช้งาน ครอบครัว และแพทย์ยังสามารถติดตามผลการกายภาพผ่านทาง แอพพลิเคชัน ได้อีกด้วย ว่ากล้ามเนื้อมีการพัฒนามากน้อยแค่ไหนในแต่ละวัน

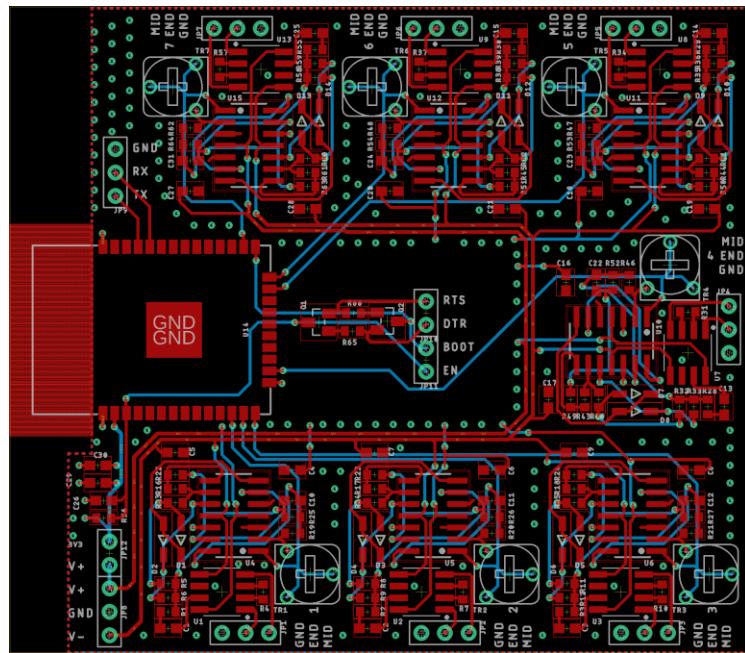
โดยในส่วนของผู้ใช้งานปลอกแขนที่ติดเซ็นเซอร์ ตามรูปที่ 17 ต้องการแบตเตอรี่ 9V จำนวน 2 ก้อนเพื่อจะใช้งาน และหากต้องการใช้ปลอกแขน จะต้องติดตั้งโดยการสวมปลอกแขนและติดให้ตัวเซ็นเซอร์แนบเนื้อ หลังจากนั้น เมื่อผู้ใช้ทำการใช้แขนอีกข้าง ข้อมือข้างที่ไม่สามารถขึ้นได้ออกแรงโดยจะมีทำเฉพาะที่ทำให้กล้ามเนื้อได้ใช้ จากนั้นเซ็นเซอร์จะวัดพลังงานคลื่นไฟฟ้าจากการขับกล้ามเนื้อ และถ้าหากท่านสามารถใช้แรงจากกล้ามส่วนไหนได้ เช่นเซอร์กิจ ส่งค่าไปยัง Arduino และก็จะส่งสัญญาณเป็น Wi-Fi ให้กับแอพพลิเคชัน ในโทรศัพท์ของผู้ป่วย



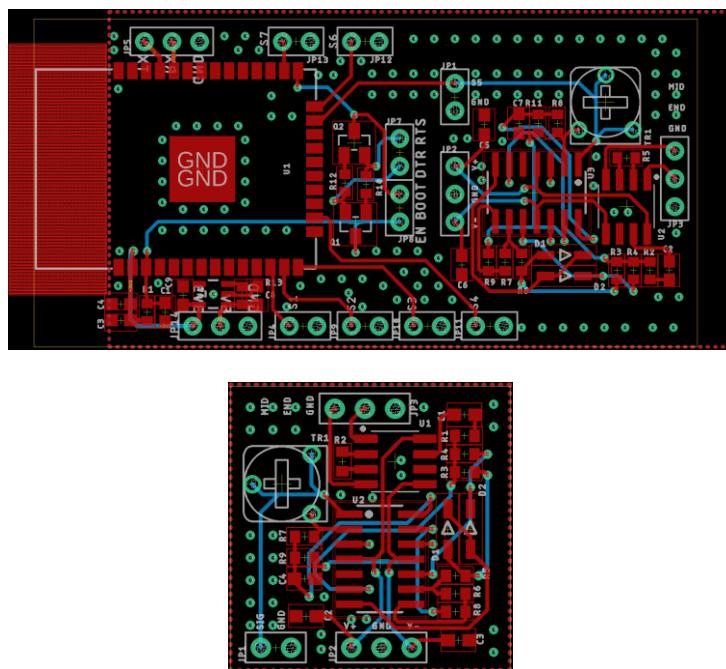
รูปที่ 17 ตัวอย่างปลอกแขน ที่ด้านในเป็นเซ็นเซอร์ ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าจากการขับกล้ามเนื้อ

3.2 แบบจำลอง MuST Sensor Package SMD (SMD: Surface Mount Device)

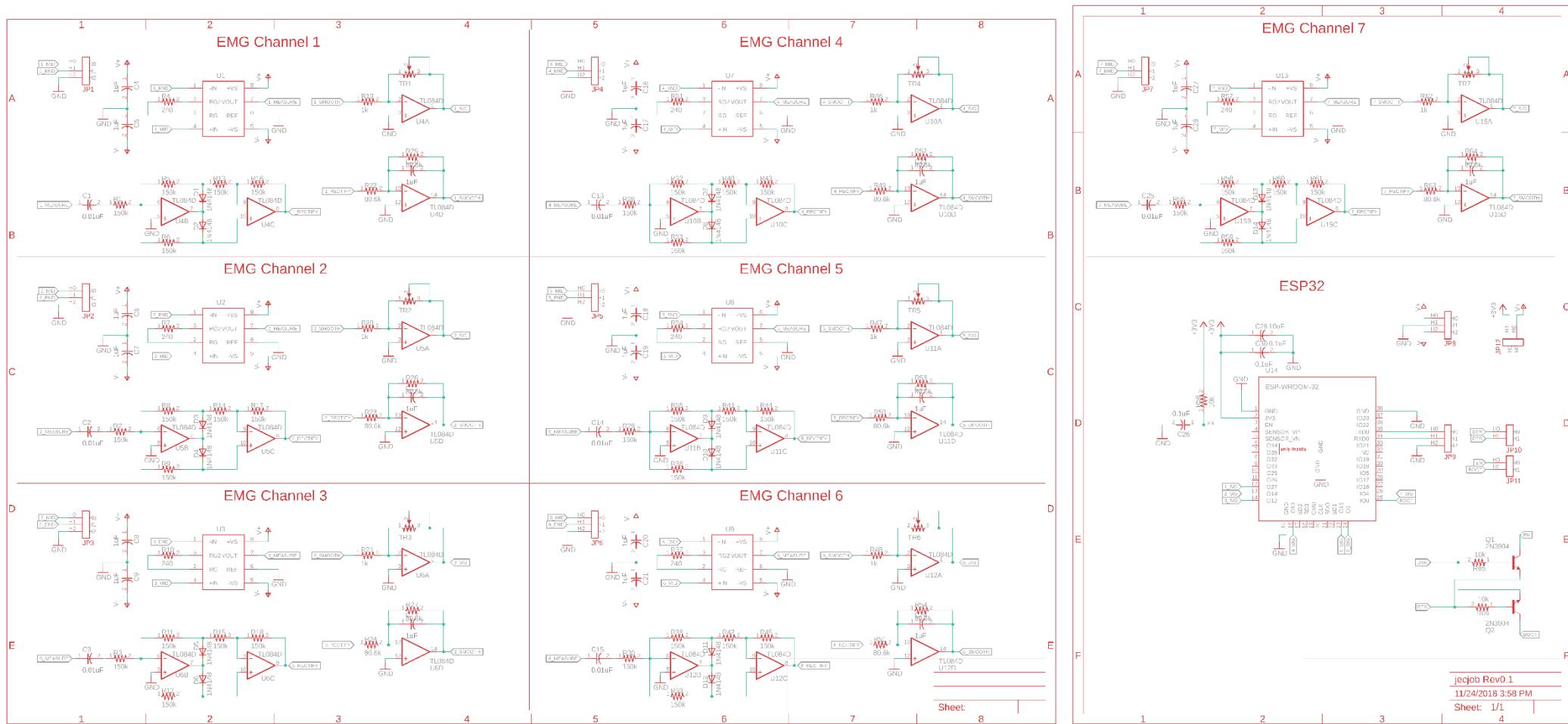
การออกแบบวงจรเพื่อใช้ร่วมกับ MuST sensor ออกแบบโดยใช้โปรแกรม EAGLE โดยมีด้านบน เวอร์ชันที่ 1 ดังรูปที่ 18 และ เวอร์ชันที่ 2 ดังรูปที่ 19 และมี schematic ดังแสดงในรูปที่ 20 และ 21 ตามลำดับ



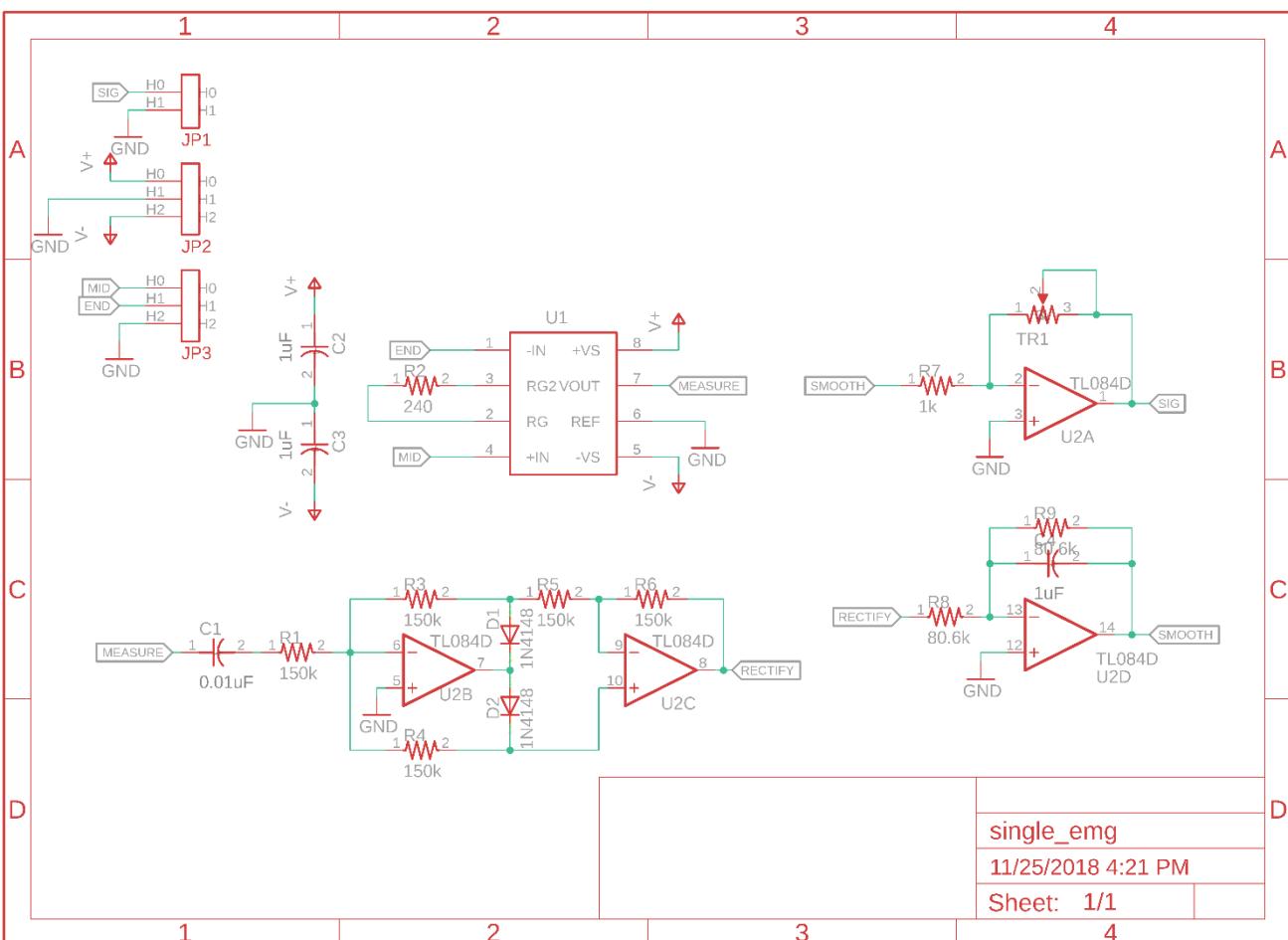
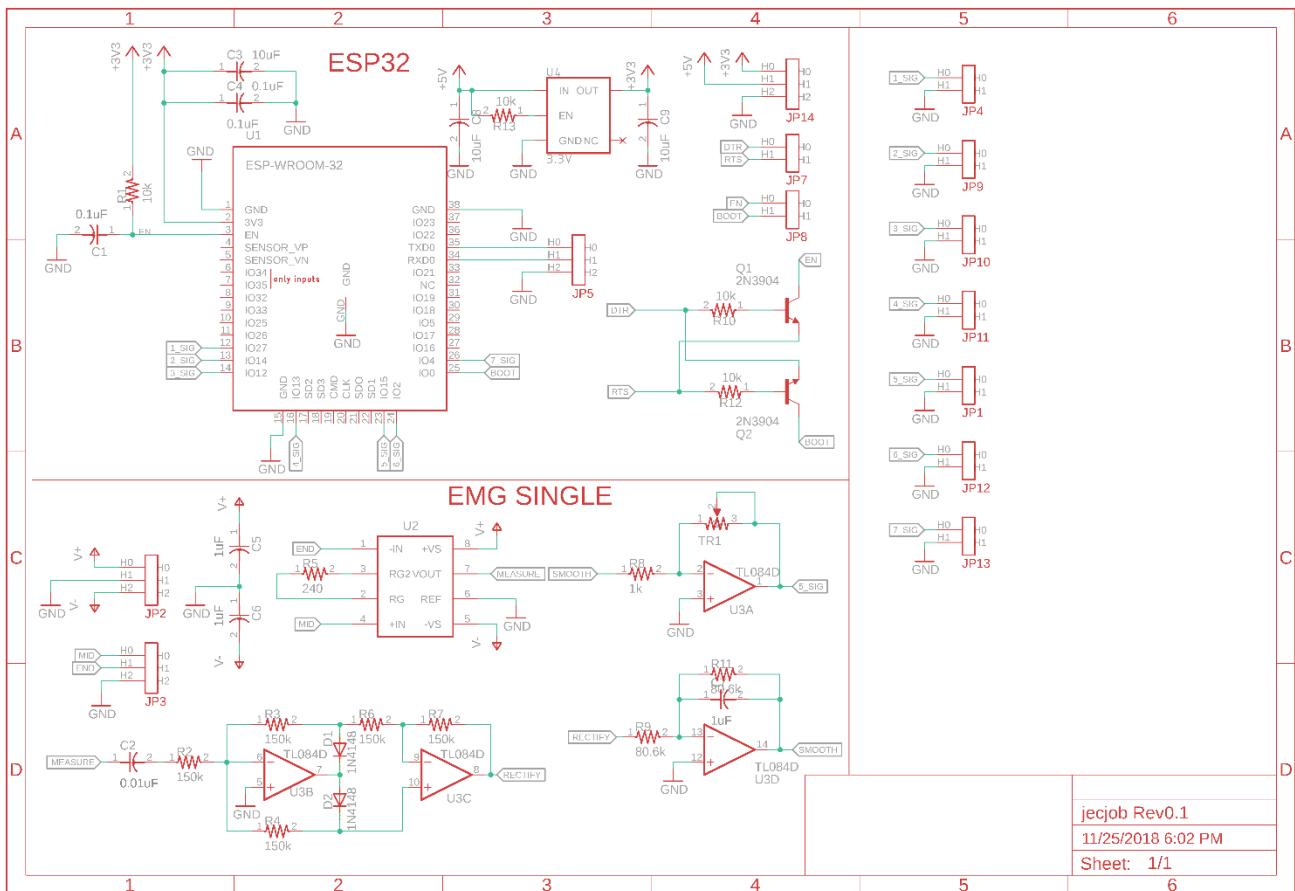
รูปที่ 18 แบบจำลอง MuST Sensor Package SMD (Prototype ที่ 1)



รูปที่ 19 แบบจำลอง MuST Sensor Package SMD (Prototype ที่ 2)

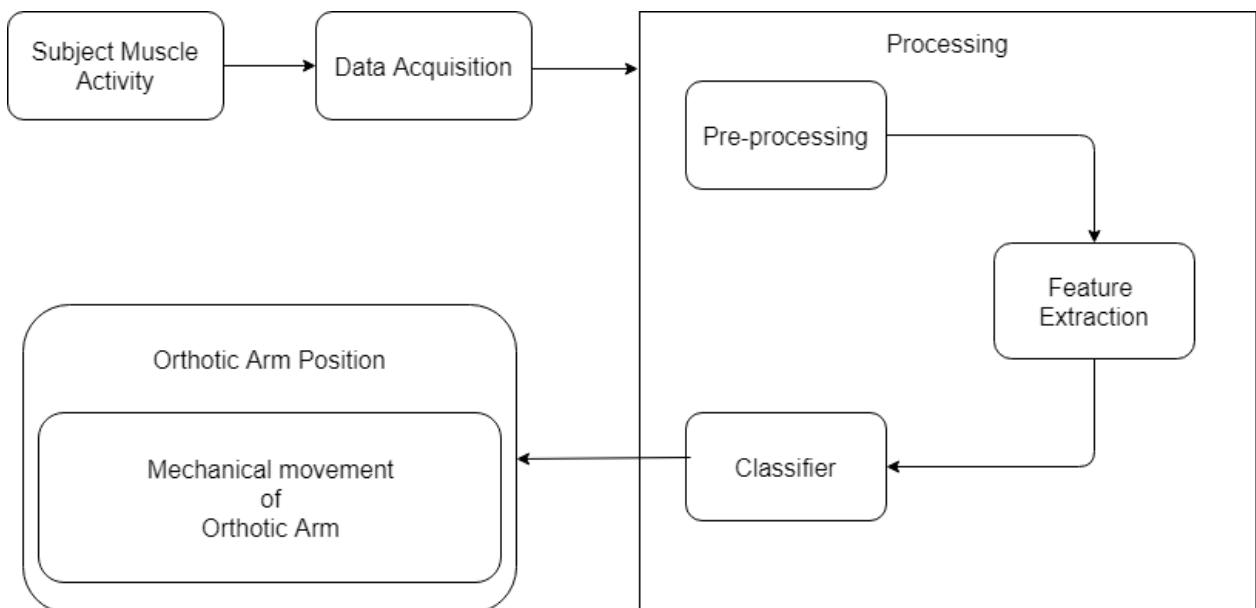


រូបទី 20 Schematic នៃ MuST Sensor Package SMD (Prototype #1)



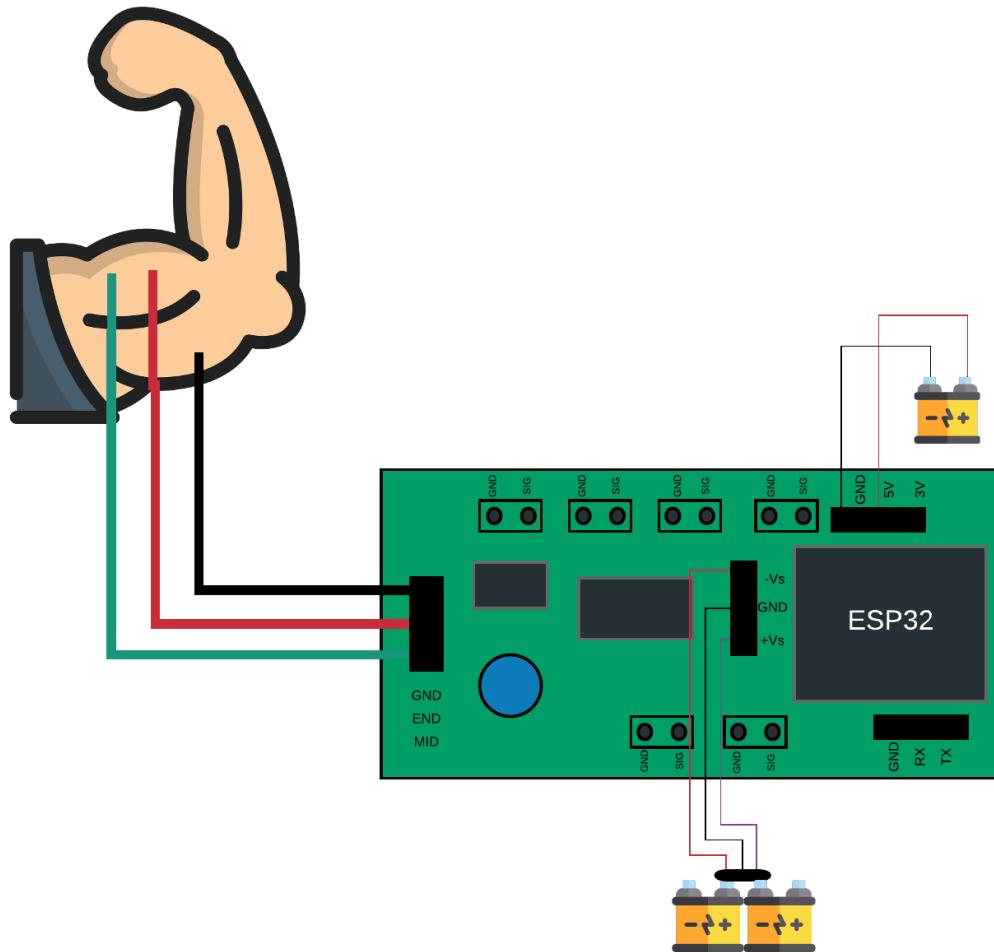
รูปที่ 21 Schematic ของ MuST Sensor Package SMD (Prototype ที่ 2)

ทีมผู้พัฒนาได้ทดลองค่าความต่างศักย์จากตัว Muscle sensor v3 ซึ่ง Muscle sensor v3 มีการตอบสนองที่ช้า (1time = 2-3 secs) และจำเป็นต้องต่อ Bluetooth (ESP32) เพื่อใช้ในการส่งข้อมูลทำให้ยากต่อการใช้งาน ดังนั้นทีมผู้พัฒนาจึงได้ทำการออกแบบแแพงวงจรขึ้นมาใหม่ (MuST sensor) เพื่อให้ตรงต่อความต้องการในการใช้งาน โดยมีการเปลี่ยนตัวขยายสัญญาณ (operator Amplifier) จาก AD8226ARZ เป็น AD8226BRZ ซึ่งจะทำให้มีการตอบสนองที่เร็วขึ้น (1time = 1 secs) และทำการเพิ่ม Bluetooth module เข้าไปเพื่อใช้ในการส่งข้อมูล ซึ่งจาก การออกแบบจะเป็นไปตามรูปที่ 21 (Prototype ที่ 1) ตัวบอร์ดจะมีขนาดใหญ่มากไม่ตรงตามการใช้งานที่ทีมผู้พัฒนาต้องการจึงมีการเปลี่ยนแปลงตัวบอร์ดใหม่ ตามรูปที่ 21 (Prototype ที่ 2) เพื่อให้ตัวเซนเซอร์มีขนาดที่เล็กลงสามารถวัดค่าได้หลายจุด และสามารถส่งข้อมูลได้ตามที่ทีมผู้พัฒนาต้องการ



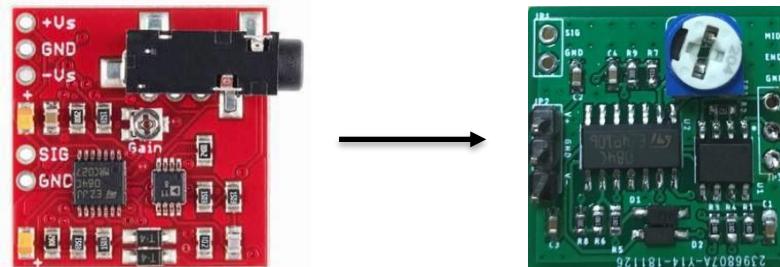
รูปที่ 22 Hardware Block Diagram

จากรูปที่ 22 เป็นการทำงานของตัว MuST Sensor โดยเริ่มจากการคลื่อนไหวกล้ามเนื้อแล้วทำการเก็บข้อมูล และทำการประมวลผลออกมาในจุดที่ร่างกายติดกับตัวเซนเซอร์อยู่



รูปที่ 23 การทำงานของ MuST sensor

จากรูปที่ 23 จะเป็นการทำงานของ MuST sensor โดยจะมีการจ่ายไฟ 2 จุด คือ การจ่ายไฟสำหรับตัวเซนเซอร์ โดยไฟที่ต้องการมีขนาดขั้นต่ำอยู่ที่ $\pm 3.5V$ สูงสุดอยู่ที่ $\pm 9V$ ต่อเข้าที่ +Vs, GND, -Vs และ การจ่ายไฟสำหรับ Bluetooth (ESP32) โดยไฟที่ต้องการมีขนาดขั้นต่ำอยู่ที่ $3.3V$ สูงสุดอยู่ที่ $5V$ และโมดูลต้องใช้อิเล็กโทรดแบบแผ่น วางบนผิวนังที่ต้องการวัด สามารถอ่านค่าสัญญาณอิเล็มจีที่ไม่ดูดอ่านค่าได้ผ่าน SIG โดยต่อเข้าที่ MID, END, GND



Muscle sensor v3

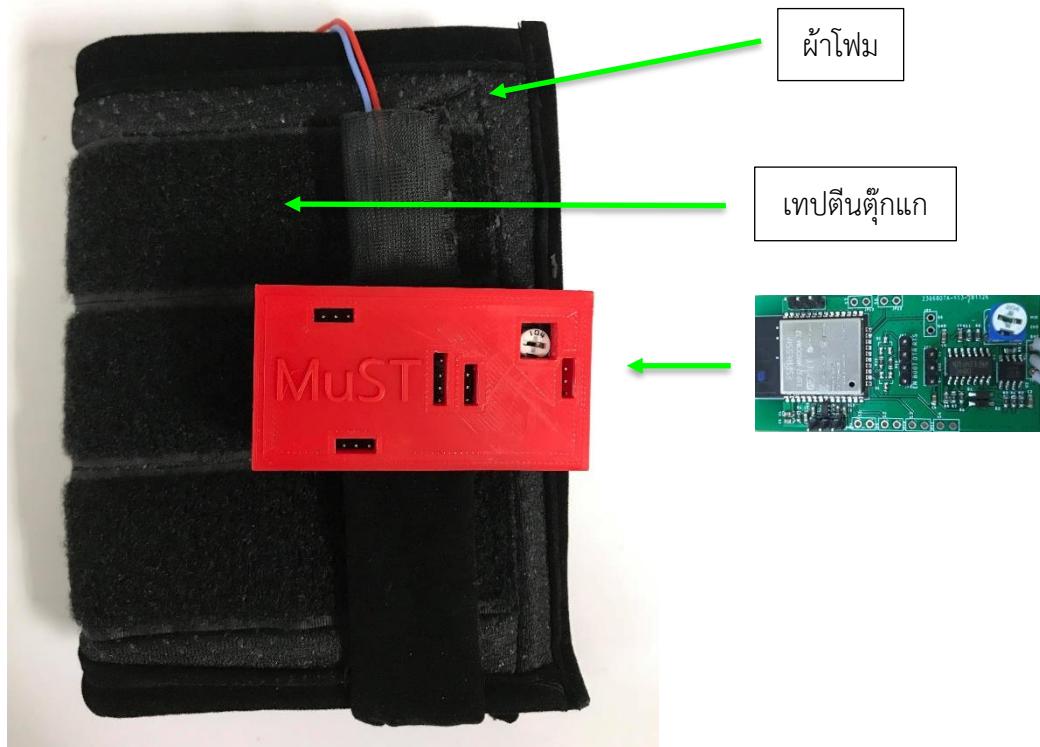
รูปที่ 24 MuST sensor



รูปที่ 25 MuST sensor + Bluetooth module (ESP32)

MuST sensor (รูปที่ 24) ดัดแปลงมาจาก Muscle sensor v3 โดยการนำ cable port ออก เพื่อให้เซ็นเซอร์มีขนาดเล็กลง และเปลี่ยน AD8226ARZ ไปเป็น AD8226BRZ เพื่อเพิ่มความเร็วของการให้ข้อมูล เพื่อให้ทันการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลที่รับเข้ามาจากแผ่นอิเล็กโทรด (slew rate) โดยจะมี MuST sensor ทั้งหมด 7 ตัว และมี 1 ตัวที่ทำหน้าที่รวมสัญญาณจาก 6 ตัว และส่งข้อมูลผ่าน Bluetooth ด้วย ESP32 ดังรูปที่ 25

3.3 การออกแบบปลอกแขน



รูปที่ 26 ด้านนอกปลอกแขนและกล่องใส่ MuST sensor



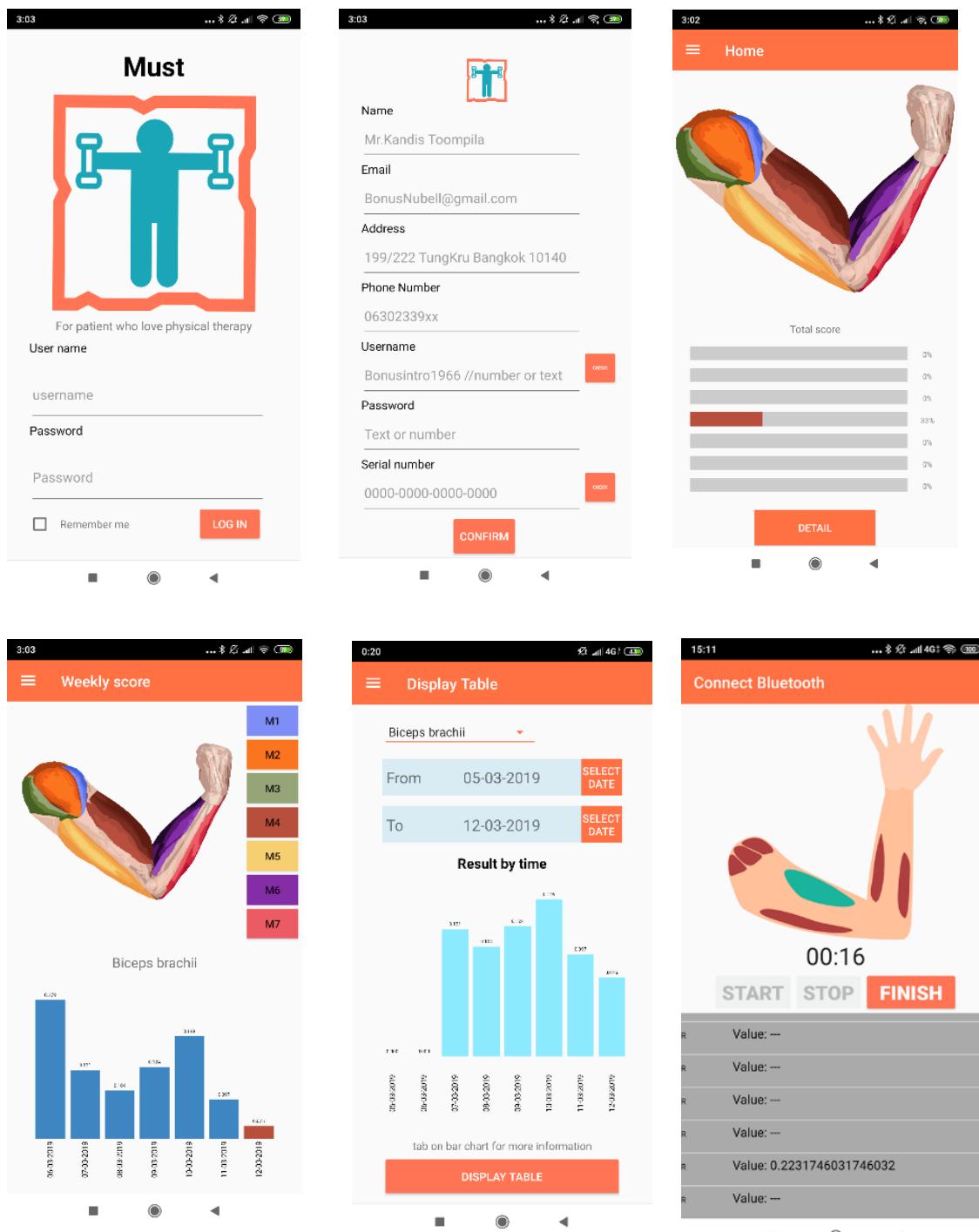
รูปที่ 27 ด้านในของปลอกแขน

- ตัวปลอกแขนด้านนอกทำจากผ้าโพมซึ่งมีเทปตีนตุ๊กแกเย็บอยู่ด้านบน ตามรูปที่ 26 ส่วนด้านในทำจากผ้ากำมะหยี่ ตามรูปที่ 27 ที่เป็นผ้าไฟฟ้าเพื่อช่วยลดความคลาดเคลื่อนขณะวัดสัญญาณจากกล้ามเนื้อ
- กล่องใส่เซ็นเซอร์ที่มีเทปตีนตุ๊กแกอยู่ด้านล่างเพื่อใช้ติดกับปลอกแขน

3.4 แอพพลิเคชัน

Overview UI Design

สำหรับ mobile application ที่พัฒนาขึ้นเพื่อใช้งานร่วมกับอุปกรณ์นั้น ประกอบด้วย 6 หน้าจอหลัก ดังแสดงในรูปที่ 28 โดยรายละเอียดของแต่ละหน้าจอ และ feature น่าสนใจในหัวข้อถัดไป

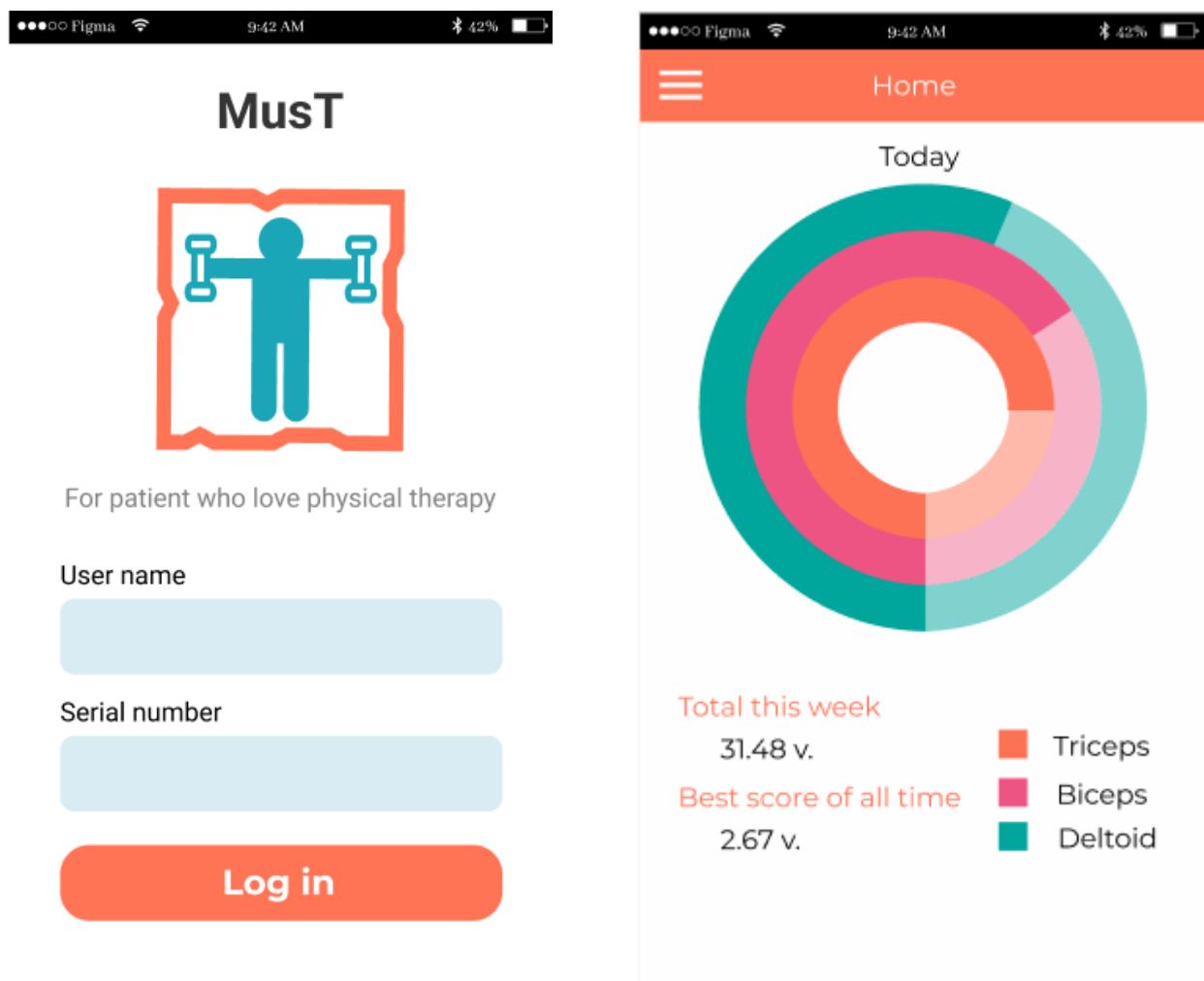


รูปที่ 28 ภาพหน้าจอหลักของ mobile application

หน้าแอพพลิเคชัน (prototype 1)

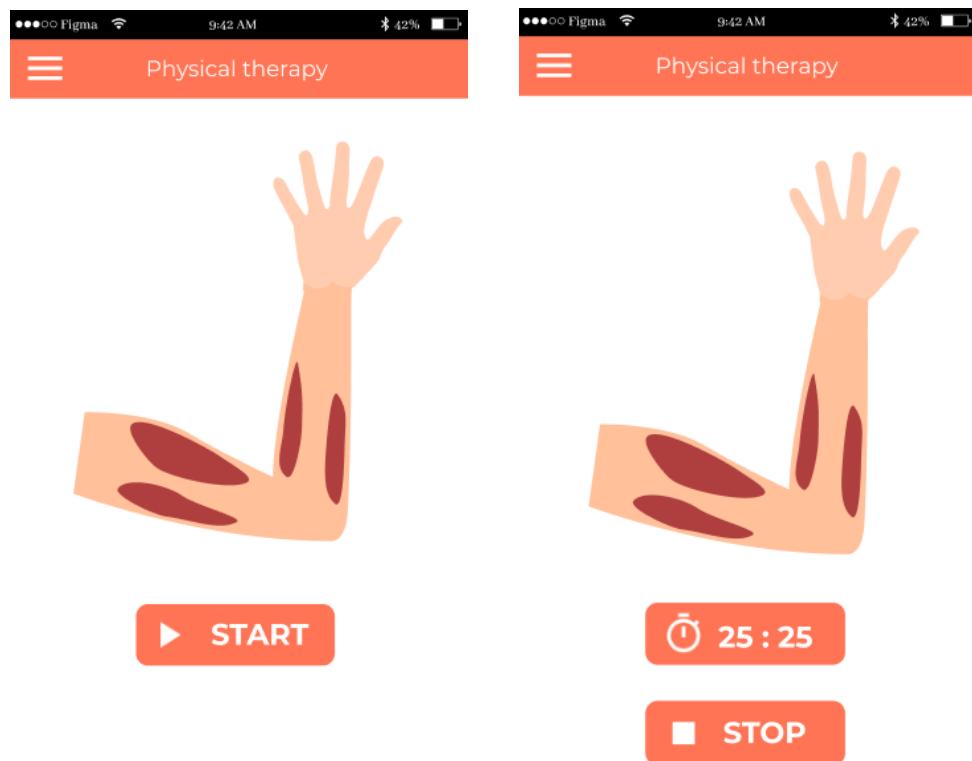
ในส่วนของแอพพลิเคชัน จะต้อง log in ด้วยรหัสจากตัวปลอกแขนเท่านั้นซึ่งจะมี 4 feature หลัก คือ

1. จากรูปที่ 29 ด้านซ้ายคือ ระบบ log-in โดยผู้ที่จะ log-in ได้ต้องมี Code จากตัวปลอกแขนที่มี เช่นเชอร์ตรวจวัด และเมื่อนำ code ไปใส่ก็จะลิงค์ไปยัง Database ของผู้ป่วยที่ใช้ปลอกแขนนั้นและ สามารถตรวจสอบสถานะ ข้อมูลของผู้ป่วยได้ ซึ่งเมื่อ log-in สำเร็จจะเข้ามา หน้าหลักตามรูปที่ 29 ทางด้านขวา ซึ่งจะมีการแสดงกราฟว่า วันนี้ผู้ป่วยได้ทำการกายภาพส่วนไหนไปแล้วบ้าง มีการเก็บ ข้อมูลมาวิเคราะห์ว่า สัปดาห์นี้ ผู้ป่วยได้ทำทำการกายภาพบำบัดและมีคลื่นไฟฟ้า กี่โวลต์ และยังมีการ แสดงผลคลื่นไฟฟ้าสูงสุดที่เก็บค่าได้ ใน 1 วันตลอดเวลา ก่อนหน้า เพื่อเป็นกำลังใจให้ผู้ป่วยอย่าง กายภาพและเพิ่มความน่าสนใจในการกายภาพบำบัด



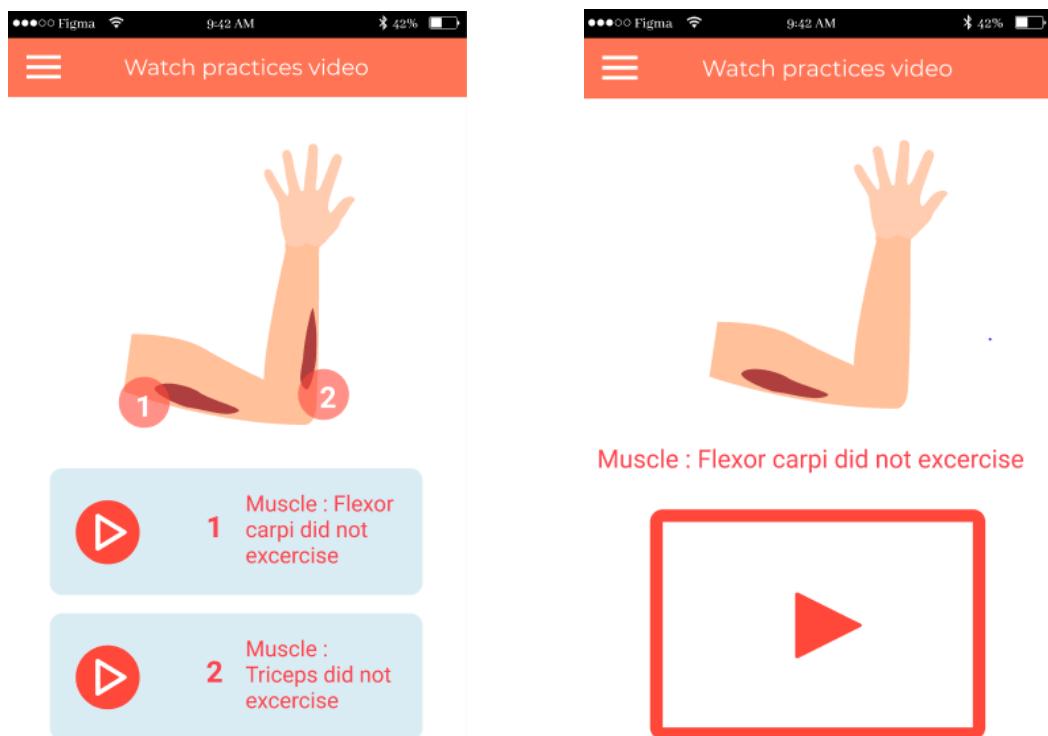
รูปที่ 29 ภาพจากหน้า application (prototype 1)

2. จากรูปที่ 30 จะเป็น feature ที่แสดงว่ากล้ามเนื้อส่วนไหนได้รับการกายภาพบ้าง โดยจะใช้วรูปกล้ามเนื้อแบบแต่ละส่วนที่ได้รับการกายภาพบำบัด แต่ถ้าผู้ป่วยไม่ขยับส่วนไหนแล้วจะขึ้นเป็นสีแดงตรงกล้ามเนื้อ และจะเตือนให้ผู้ป่วยทำท่านั้นใหม่หรือ ทำท่านั้นให้ถูกต้องมากขึ้นโดยจะมีการใช้วรูปวิธีการบำบัด จากนั้นข้อมูลจะถูกเก็บไว้ ว่าผู้ป่วยได้ทำการกายภาพในทุกๆ ส่วนครบเรียบร้อยแล้วหรือยัง จากนั้นจะเก็บข้อมูล และอัพขึ้นไปบน cloud เพื่อให้เครื่องอื่นที่มีแอพพลิเคชันสามารถติดตามการกายภาพได้



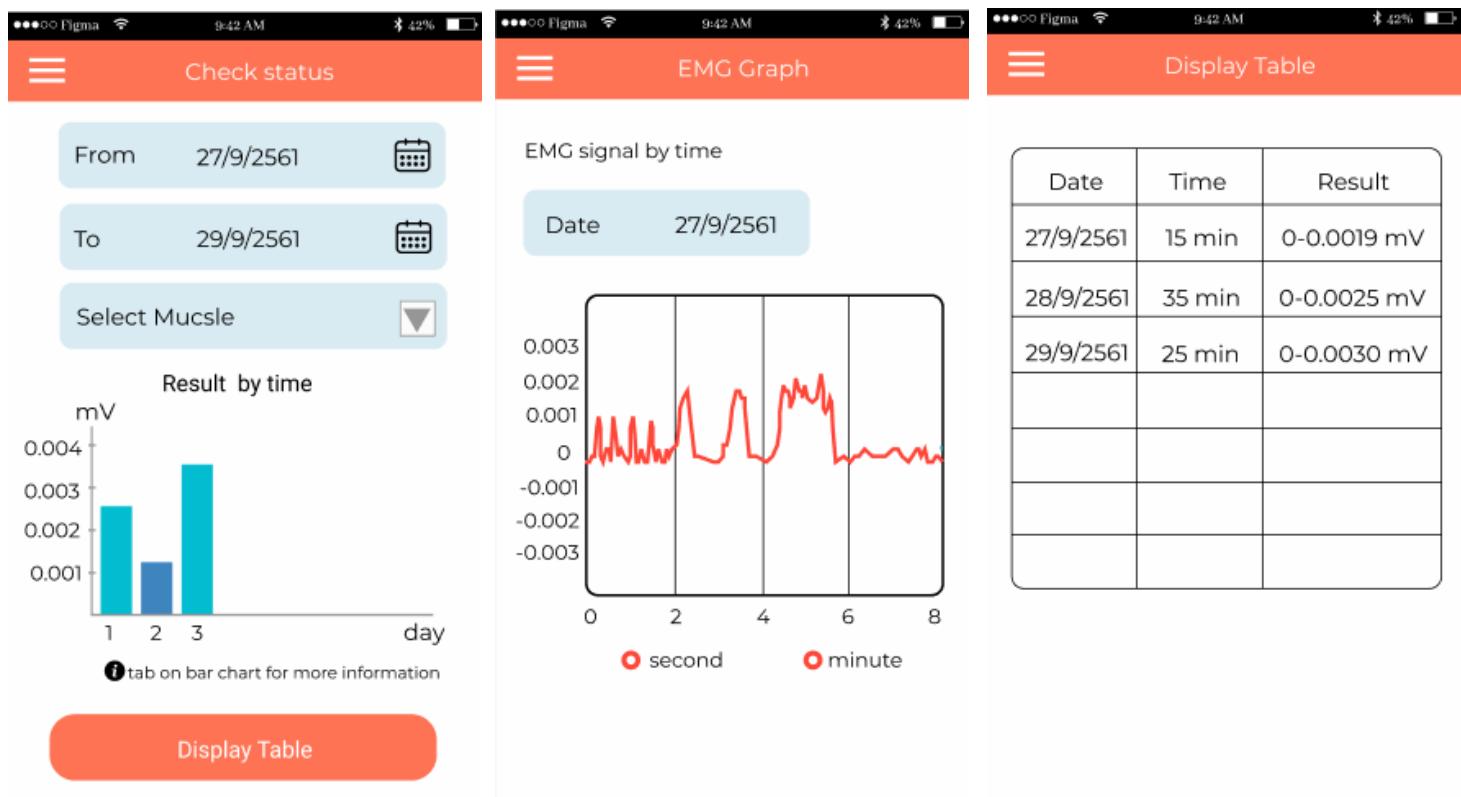
รูปที่ 30 feature ที่แสดงกล้ามเนื้อที่ได้รับการออกกำลังกาย และหากกดหยุดจะแสดงกล้ามเนื้อที่ยังไม่ออกกำลังกาย

3. จากรูปที่ 31 เป็น feature ที่แสดงว่ากล้ามเนื้อส่วนไหนไม่ได้รับการกายภาพบ้าง โดยจะโชว์รูปกล้ามเนื้อแขนแต่ละส่วนที่ได้รับการกายภาพบำบัด และจะโชว์วิธีการบำบัดเป็นวิดีโอให้ผู้ป่วยทำตามท่านั้นใหม่ หรือ ทำท่านั้นให้ถูกต้องมากขึ้น จากนั้นข้อมูลจะถูกเก็บไว้ ว่าผู้ป่วยได้ทำการกายภาพในทุก ๆ ส่วนครบ เรียบร้อยแล้วหรือยัง จากนั้นจะเก็บข้อมูล และอพขึ้นไปบน cloud เพื่อให้เครื่องอื่นที่มีแอพพลิเคชัน สามารถ ติดตามการกายภาพได้



รูปที่ 31 feature ที่แสดงกล้ามเนื้อที่ไม่ได้รับการบำบัด และจะโชว์วิธีการบำบัดเป็นวิดีโอให้ผู้ป่วยทำตาม (prototype 1)

4. จากรูปที่ 32 เป็น feature ที่เก็บสถานะ ข้อมูลของผู้ป่วยที่ได้ทำกายภาพบำบัด ว่าเมื่อวันก่อนหน้า หรือ สัปดาห์ก่อนหน้า ผู้ป่วยมีการทำกายภาพบำบัดกี่วัน และสามารถเช็คได้ว่ามีการพัฒนาการของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นหรือไม่ โดยหากมีความถี่คลื่นไฟฟ้ามากขึ้นก็แสดงว่ากล้ามเนื้อของผู้ป่วยมีการใช้งานที่มากขึ้น

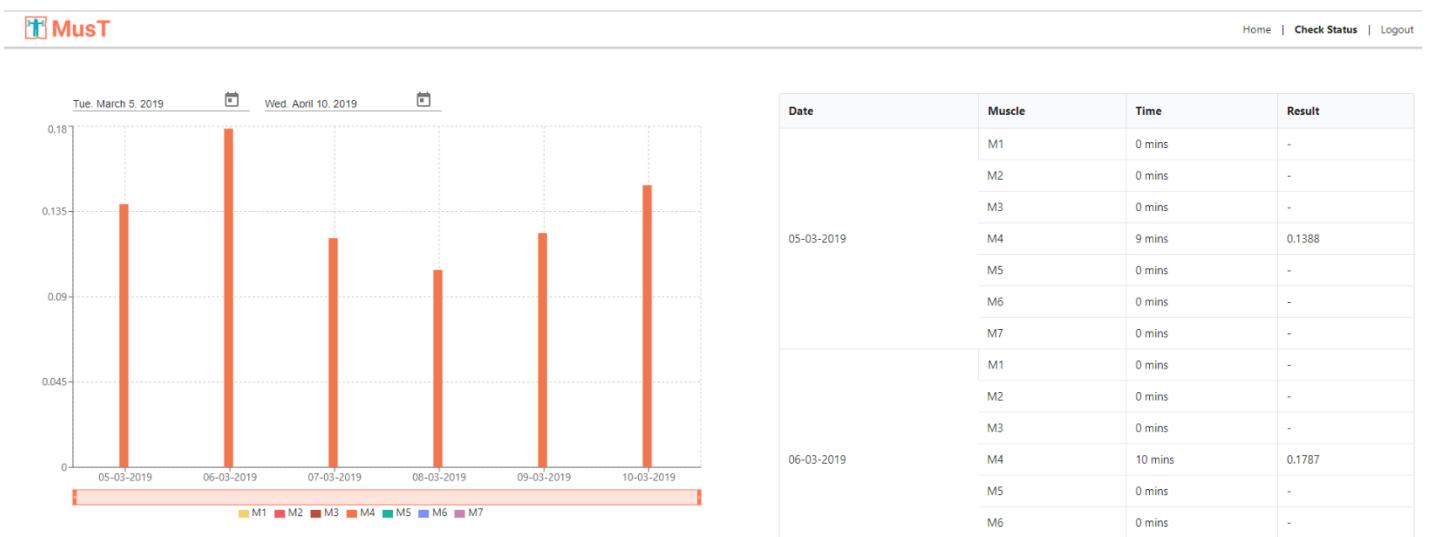
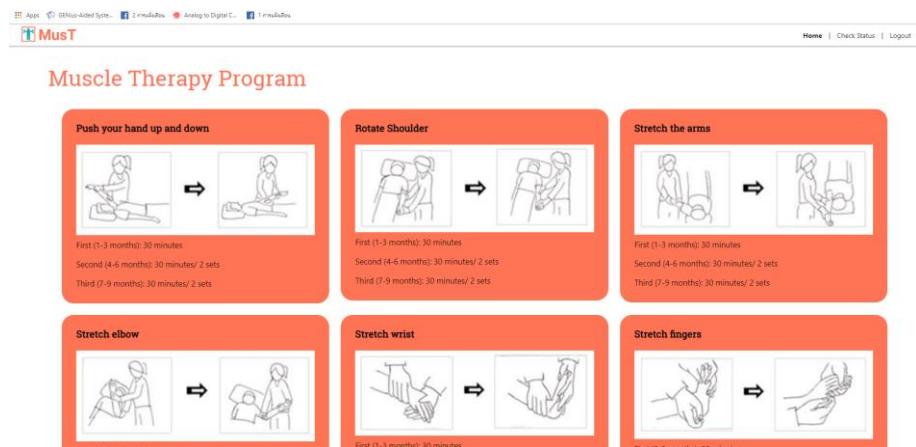
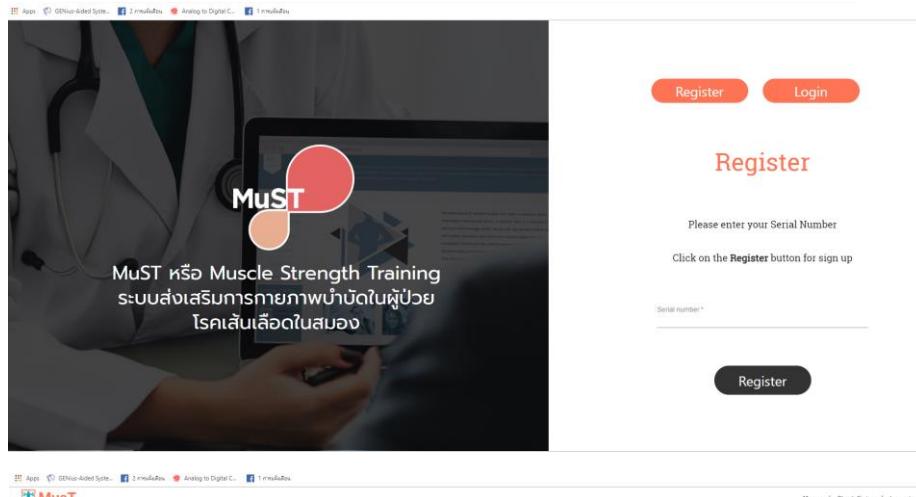


รูปที่ 32 feature ที่แสดงข้อมูลว่าผู้ป่วยได้ทำการกายภาพบำบัดเป็นอย่างไรในแต่ละช่วงเวลาโดยมีให้เลือก กดที่กราฟ เพื่อแสดงข้อมูลอย่างละเอียด และยังสามารถดูการพัฒนาของกล้ามเนื้อได้ จากปุ่ม Display Table ด้านล่าง (prototype 1)

3.5 เว็บแอพพลิเคชัน

Overview UI Design

สำหรับ web application ที่พัฒนาขึ้นเพื่อใช้งานร่วมกับอุปกรณ์นี้ ประกอบด้วย 3 หน้าจอหลัก ดังแสดงในรูปที่ 33 โดยรายละเอียดของแต่ละหน้าจอ และ feature ภูกอธิบายในหัวข้อด้านไป

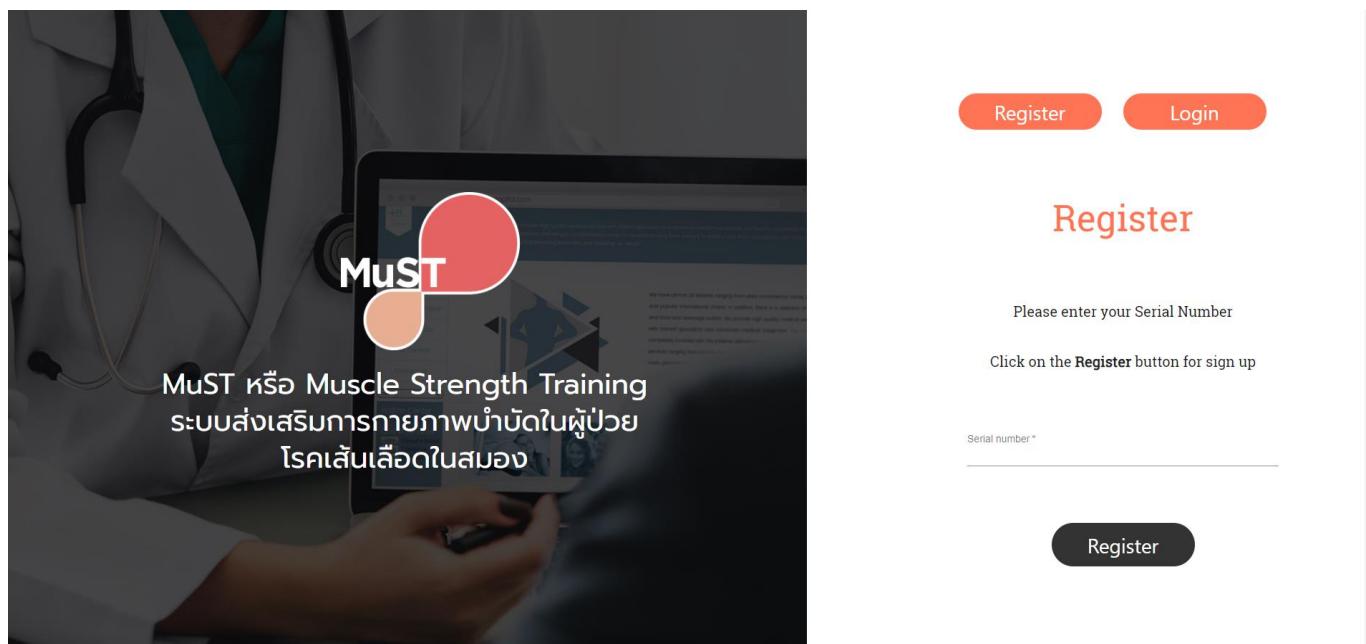


รูปที่ 33 ภาพหน้าจอหลักของ web application

หน้าเว็บแอพพลิเคชัน

ในส่วนของเว็บแอพพลิเคชัน จะมีไว้สำหรับญาติ และแพทย์ของผู้ป่วยใช้ในการเช็คผลการกายภาพ ซึ่งจะมี 2 feature หลัก คือ

- จากรูปที่ 34 และ 35 จะเป็นระบบ log-in โดยผู้ที่จะ log-in ได้ต้องมี code จากตัวปลอกแขนที่มีเข็นเซอร์ ตรวจวัด และเมื่อนำ code ไปใส่ก็จะ ลิงค์ ไปยัง database ของ ผู้ป่วยที่ใช้ปลอกแขนนั้นและ สามารถ ตรวจสอบสถานะ ข้อมูลของผู้ป่วยได้ อีกทั้งยังมีหน้าสำหรับออกโปรแกรมสำหรับการกายภาพบำบัดอีกด้วย



MusT

Muscle Therapy Program

Push your hand up and down

First (1-3 months): 30 minutes
Second (4-6 months): 30 minutes/ 2 sets
Third (7-9 months): 30 minutes/ 2 sets

Rotate Shoulder

First (1-3 months): 30 minutes
Second (4-6 months): 30 minutes/ 2 sets
Third (7-9 months): 30 minutes/ 2 sets

Stretch the arms

First (1-3 months): 30 minutes
Second (4-6 months): 30 minutes/ 2 sets
Third (7-9 months): 30 minutes/ 2 sets

Stretch elbow

First (1-3 months): 30 minutes

Stretch wrist

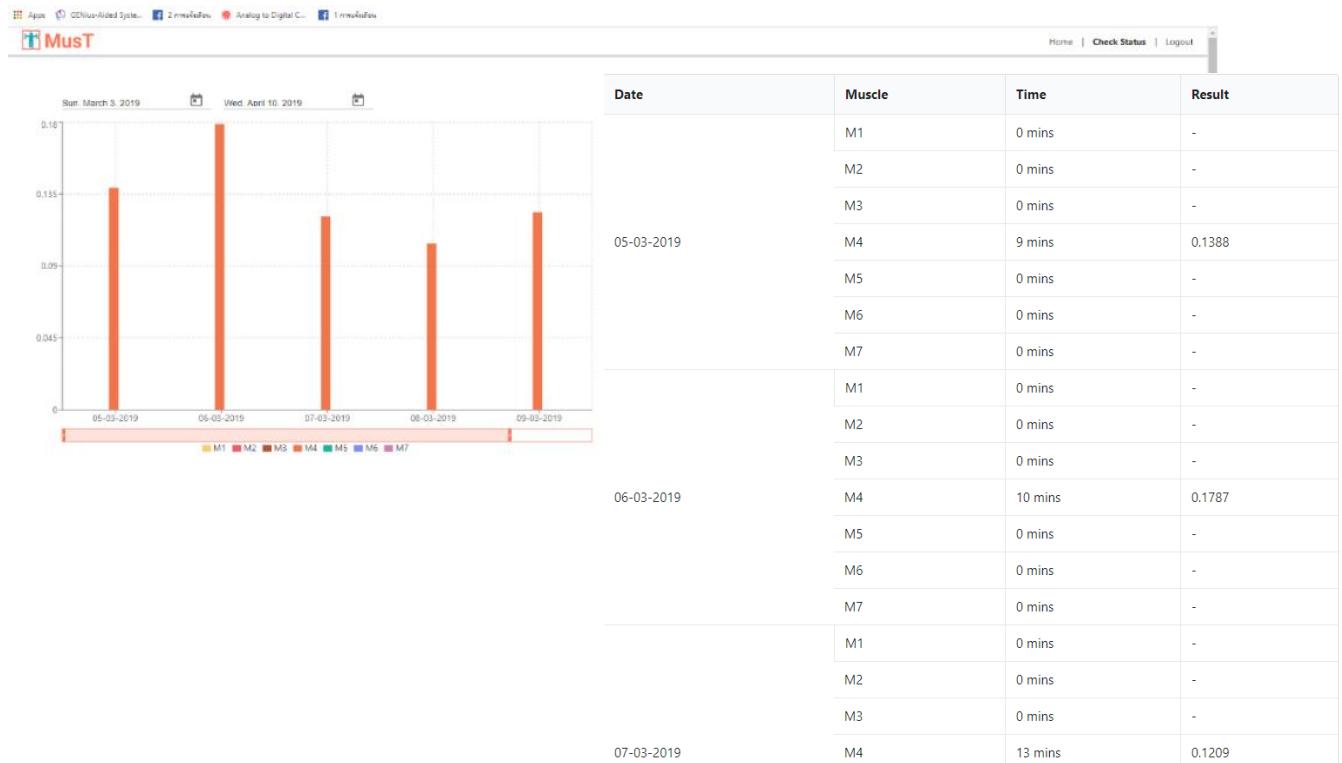
First (1-3 months): 30 minutes

Stretch fingers

First (1-3 months): 30 minutes

รูปที่ 34 และ 35 ภาพจากหน้า Web application

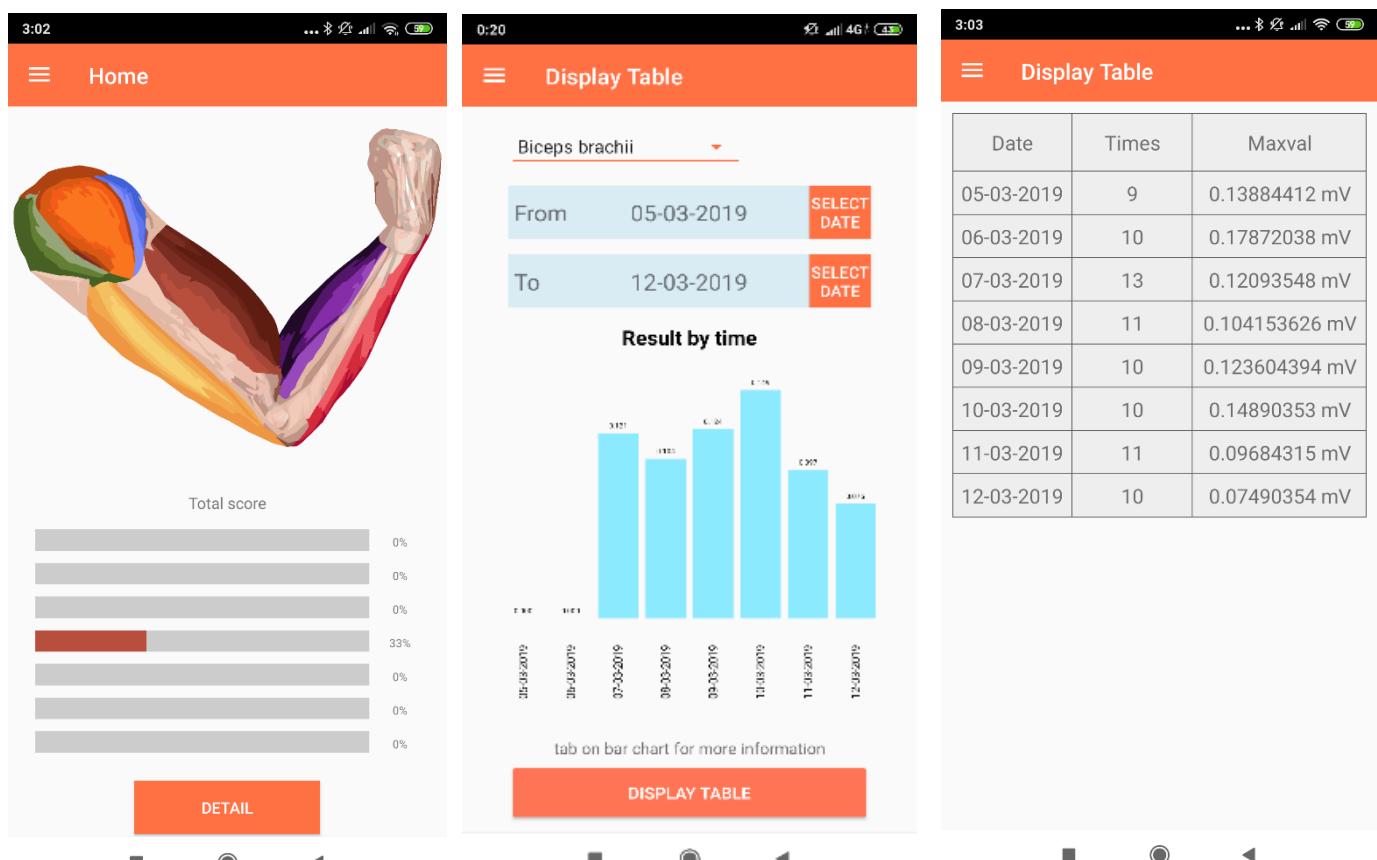
2. จากรูปที่ 36 จะเป็น feature เก็บสถานะข้อมูลของผู้ป่วยที่ได้ทำกายภาพบำบัด ว่าเมื่อวันก่อนหน้า หรือสัปดาห์ ก่อนหน้า ผู้ป่วยมีการทำกายภาพบำบัดกี่วัน และสามารถเช็คได้ว่ามีการพัฒนาการของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นหรือไม่ โดยหากมีความถี่คลื่นไฟฟ้ามากขึ้นก็แสดงว่ากล้ามเนื้อของผู้ป่วยมีการใช้งานที่มากขึ้น



รูปที่ 36 feature ที่แสดงข้อมูลว่าผู้ป่วยได้ทำการบำบัดเป็นอย่างไรในแต่ละช่วงเวลา และยังสามารถดูการพัฒนาของกล้ามเนื้อได้จากตารางด้านข้าง

3.6 หน้าแอพพลิเคชัน (prototype 2)

มีการเปลี่ยนแปลงการออกแบบหน้า application บางหน้า เนื่องจากเนื่องจาก prototype 1 นั้น มีบาง function ที่ไม่สามารถใช้งานได้จริงและไม่เหมาะสมกับการนำมาใช้สำหรับผู้ป่วย เช่น หน้า Home นั้น ควรมีการเปลี่ยนรูปแบบใหม่ หน้า EMG graph นั้น ไม่เหมาะสมสำหรับนำมาให้ผู้ใช้ดู และ function ที่บอกว่า กล้ามเนื้อนั้นมีจุดไหนที่ไม่ได้ ภายนอกน้ำบัด เป็นหน้าที่ไม่สามารถทำได้เนื่องจากมีข้อจำกัดทางด้าน hardware จึงมีการคิด prototype 2 ขึ้นมา ซึ่งจะ ทำให้สะดวกต่อการใช้งานมากยิ่งขึ้น ตามรูปที่ 37



รูปที่ 37 ภาพจากหน้า application และ featureต่างๆ บน application (prototype 2)

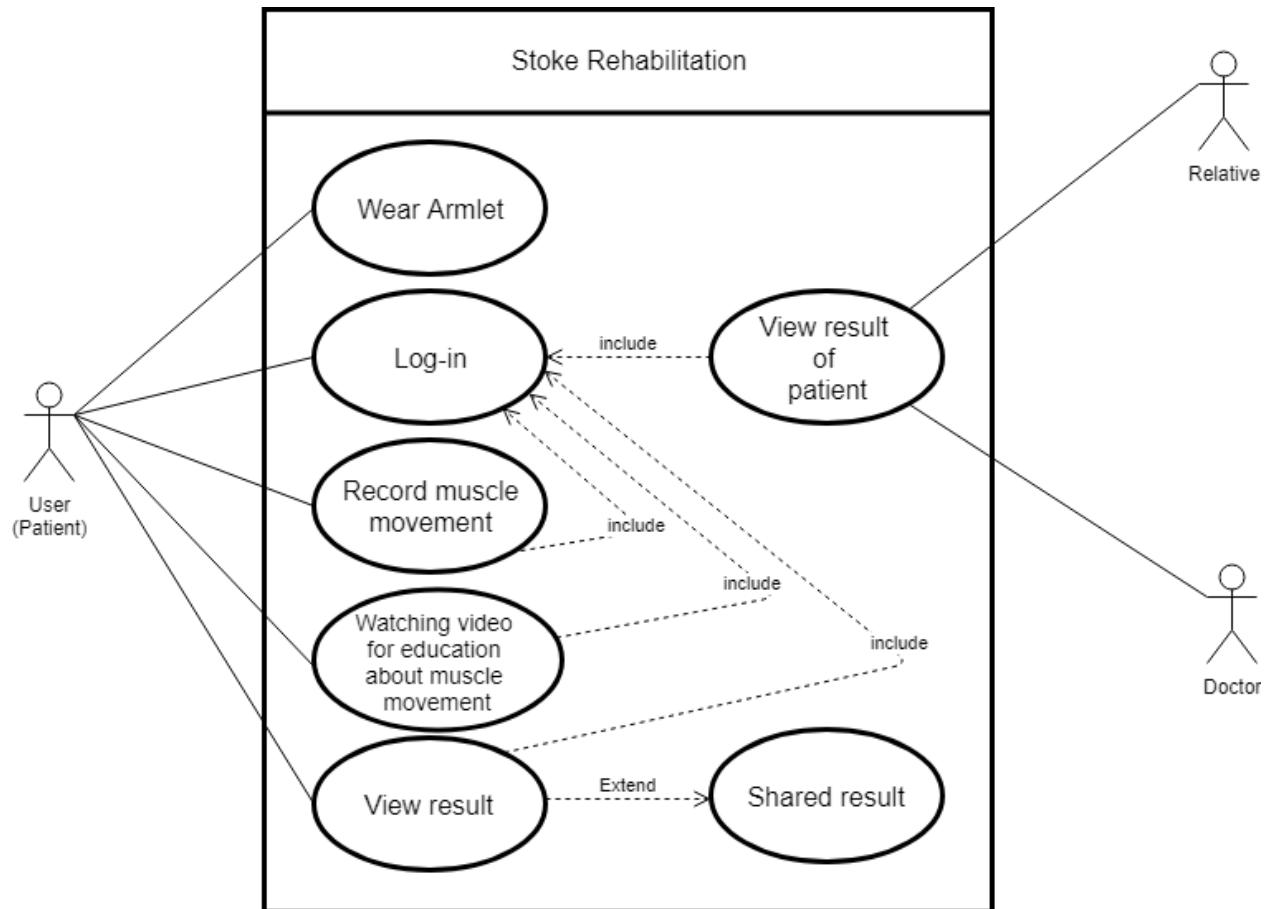
3.7 Input/Output Specification

ตัวอุปกรณ์จะส่ง output ออกมานเป็นคลื่นไฟฟ้าที่วัดได้จากกล้องเนื้อ และส่งผ่าน module wi-fi ไปยังแอพพลิเคชั่นที่พัฒนาขึ้นมา โดยจะทำการรับข้อมูลและแสดงขึ้นมาเป็นรูปภาพกล้องเนื้อในส่วนที่ได้รับการถ่ายภาพนำบัด จากนั้นทำการสรุปผลในการถ่ายภาพนำบัดแล้วส่งผลไปยังผู้ใช้งาน

3.8 Functional Specification

- ทำงานอยู่บนแอพพลิเคชั่นที่พัฒนาขึ้น
- แสดงกล้องเนื้อที่ใช้ในการถ่ายภาพนำบัดแบบ Real time ภายในแอพพลิเคชั่น
- สรุปผลการถ่ายภาพนำบัดในแต่ละรอบ
 - แสดงส่วนของกล้องเนื้อที่ไม่ได้รับการถ่ายภาพนำบัด
 - แสดงท่าที่ถูกต้องในการถ่ายภาพนำบัดส่วนที่กล้องเนื้อที่ไม่ได้รับการถ่ายภาพนำบัด
 - ส่งผลการนำบัดไปยังผู้ใช้งานหรือแพทช์ของผู้ป่วยหลังนำบัดเสร็จ
- เก็บข้อมูลในการถ่ายภาพแต่ละครั้งเพื่อใช้ในการเปรียบเทียบเช็คการเพิ่มขึ้นของกล้องเนื้อ ในการถ่ายภาพแต่ละรอบ

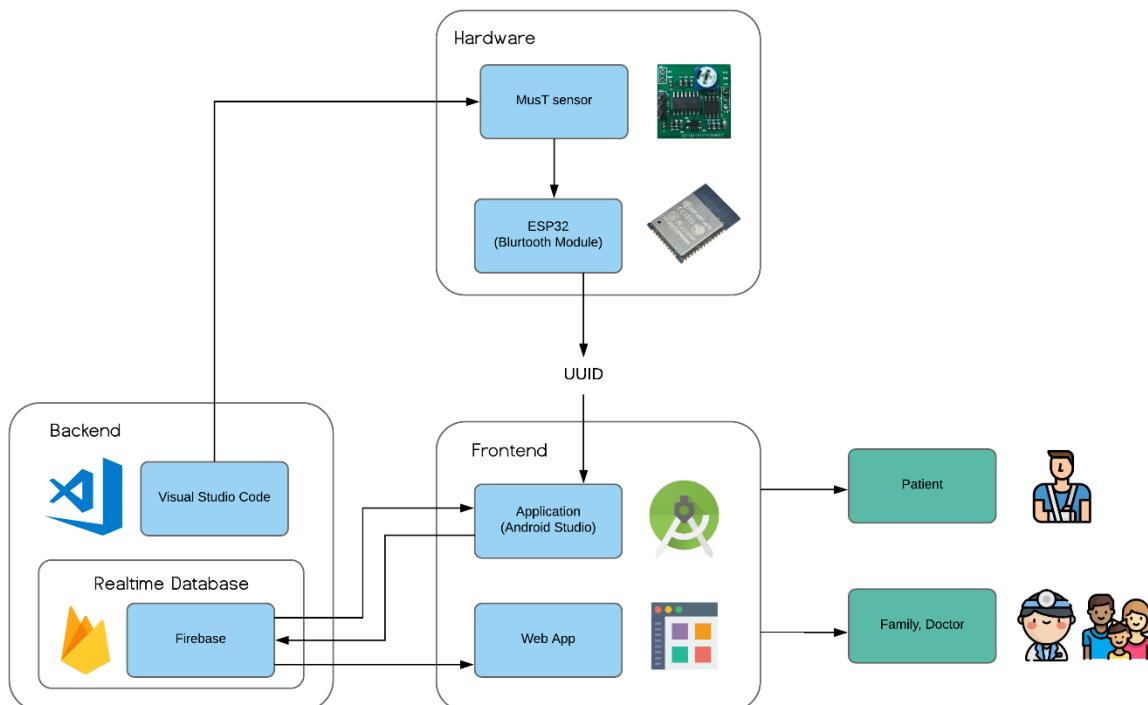
3.9 Use Case Diagram



รูปที่ 38 แผนการทำงานของผู้ใช้ระบบ

จากการใน Use case Diagram (รูปที่ 38) นั้นจะเห็นได้ว่าเรา มี User ทั้งหมด 3 กลุ่ม โดย กลุ่มแรก คือ Patient หรือคนป่วย ที่ต้องการกายภาพบำบัด กลุ่มที่สองคือ แพทย์ ที่ดูแลผู้ป่วย และกลุ่มสุดท้ายคือ ญาติ ของผู้ป่วย หรือ ผู้ดูแล โดย ผู้ป่วยนั้น จะสามารถ ใช้ platform นี้ได้ โดย มีการส่วน割ส่วนรวม และใช้ function ต่าง ๆ ของ application ชื่น login, Record muscle movement, education muscle movement และ view result ซึ่ง การที่จะ เข้าถึง function ต่าง ๆ นั้นต้อง ผ่านการ login ก่อนทั้งหมด แม้แต่ แพทย์ และผู้ดูแล หากต้องการที่จะดูผล การกายภาพบำบัดของผู้ป่วย ก็ต้อง login เข่นกัน

3.10 แผนภาพแสดงการทำงานของ platform



รูปที่ 39 แผนภาพแสดงการทำงานของ platform

จากรูปที่ 39 จะแสดงให้เห็นถึงโครงสร้างของ platform โดยการทำงานเริ่มต้นจาก Hardware คือ ปลอกแขนที่ติด EMG sensor ไว้เพื่อตรวจคลื่นไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ จากนั้นจะใช้ Visual Studio Code เพื่อโปรแกรมสัญญาณที่ออกจาก Sensor และส่งออกผ่าน Esp32(Module Bluetooth) โดยมีการต่อเชื่อมกันระหว่าง 2 module(MuST sensor และ ESP32) จากนั้นจะใช้ Application ที่เขียนโดย Android Studio รับข้อมูลจากสัญญาณ Bluetooth โดยสามารถแสดงผลให้กับผู้ป่วย(patient) แบบ real time โดยการบอกว่ากล้ามเนื้อส่วนไหนที่กำลังขยับอยู่ ทั้งนี้ยังเก็บข้อมูล คำนวณ และบันทึกผลงาน Realtime database ซึ่งผู้ใช้ application (ญาติ, ผู้ป่วย) ก็จะสามารถเข้ามาเรียกใช้ Feature เพื่อคุ้มครองผู้ป่วยในแต่ละวัน ได้ ผ่านทาง Application บน Android และสำหรับแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดที่ต้องดูแลผู้ป่วยสามารถดูผลการกายภาพบำบัดผ่านทาง Web Application หลังจากที่ผู้ป่วยทำการกายภาพบำบัดเสร็จ จะมีผลสรุปการกายภาพบำบัดเพื่อแสดงให้ผู้ป่วยทราบว่าได้ทำการบำบัดครบถ้วนหรือไม่ หากมีกล้ามเนื้อส่วนไหนที่ไม่ได้รับการกายภาพบำบัด จะมีการแจ้งเตือนให้ผู้ป่วยและแสดงวิธีของการกายภาพบำบัดในส่วนที่ไม่ได้รับการกายภาพบำบัด ผ่านทาง Application เพื่อให้ผู้ป่วยได้ปฏิบัติตาม

3.11 ตารางการเปรียบเทียบผลิตภัณฑ์ที่มีอยู่

ตารางที่ 2 ตารางแสดงการเปรียบเทียบผลิตภัณฑ์

Features	MuST	Myo Armband	Exo-Skeleton	Electrotherapy
เช็คประสิทธิภาพของกล้ามเนื้อ	✓	✓	✗	✗
เพิ่มประสิทธิภาพของกล้ามเนื้อ	✗	✗	✓	✓
การส่งผลไปยังญาติและแพทย์ของผู้ป่วย	✓	✗	✗	✗
การตรวจจับการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ	✓	✓	✗	✗
ช่วยในการเคลื่อนไหว	✗	✗	✓	✗
การบอกรู้เรื่องการกายภาพ	✓	✗	✗	✗
การแจ้งเตือนแบบ real-time	✓	✓	✗	✗
การลด cost ในการใช้งาน	✓	✗	✗	✓
การเก็บข้อมูล	✓	✗	✓	✗
การวิเคราะห์ผล	✓	✓	✓	✗
แสดงข้อมูล Dashboard	✓	✓	✓	✗

จากตารางที่ 2 จะแสดงการเปรียบเทียบ ข้อแตกต่างที่สำคัญของ MuST กับผลิตภัณฑ์อื่น ๆ ที่มีการใช้ประโยชน์ทางด้านการกายภาพบำบัด แสดงให้เห็นว่า MuST นั้นมีทั้งอุปกรณ์ด้าน hardware ที่ช่วยตรวจวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ และแสดงผลการกายภาพบำบัดบน mobile application และ web application ให้กับผู้ป่วย ญาติและแพทย์ ทราบได้โดยทันทีหลังจากทำการกายภาพบำบัดเนื่องจากปัญหาหลักของการกายภาพบำบัดคือ การที่ผู้ป่วยไม่สามารถเห็นผลของการกายภาพบำบัดได้โดยทันที อีกทั้ง MuST ยังมีราคาที่ถูกกว่าการไปตรวจเช็คผลการกายภาพบำบัดที่โรงพยาบาลอีกด้วย

MusT (โครงงานวิจัยนี้)

เป็นอุปกรณ์ในการตรวจสอบประสิทธิภาพของกล้ามเนื้อ โดยมีการส่งผลในการกายภาพแต่ละรอบไปให้ญาติของผู้ป่วย ซึ่งอุปกรณ์ดังกล่าวอยู่ในช่วงกำลังพัฒนาและปรับเปลี่ยนเพื่อให้เหมาะสมกับผู้ป่วย อีกทั้ง อุปกรณ์ยังสามารถส่งข้อมูลไปยัง Application ในขณะที่ผู้ป่วยกำลังกายภาพ ซึ่ง Application ยังจะช่วยบอกวิธีการในการกายภาพที่ถูกต้องแก่ผู้ป่วยและ แจ้งเตือนผลแบบ real-time โดยการแจ้งเตือนผลแบบ real-timeนี้ เป็นการเพิ่มกำลังใจให้กับผู้ป่วยเมื่อได้เห็นการพัฒนาของกล้ามเนื้อตัวเอง และยังช่วยด้าน Motor Relearning และ Brain Rewiring อีกด้วย

Myo Armband

เป็นอุปกรณ์ในการตรวจสอบประสิทธิภาพของกล้ามเนื้อ โดยมีการจับการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อเมื่อมีการเคลื่อนไหว ซึ่ง Myo Armband ส่วนมากจะใช้การเล่นเกมมากกว่าทางการแพทย์ เนื่องจากอุปกรณ์ทำมาเพื่อใช้ตรวจจับส่วนที่ควบคุมนิ้วได้อย่างเดียว

Exo-Skeleton

เป็นอุปกรณ์ในการช่วยเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อ โดยตัวอุปกรณ์นี้จะเป็นชุดให้สวมเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวส่วนต่างๆที่ผู้ป่วยไม่สามารถยันได้ โดยจะต้องมีผู้ดูแลอยู่ข้างๆตลอดเวลาเพื่อนำดูการแปลงเปลี่ยน การเคลื่อนไหวและแจ้งผลให้กับญาติหรือผู้กายภาพ

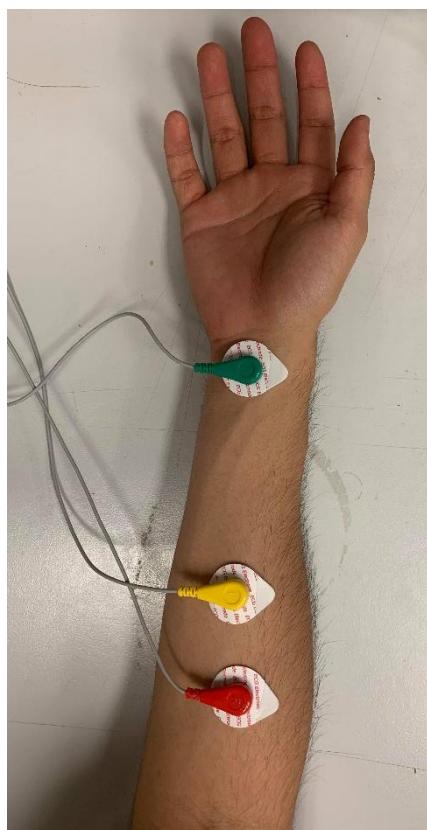
Electrotherapy

เป็นอุปกรณ์กระตุนไฟฟ้า ที่กระตุนไฟฟ้าที่กล้ามเนื้อเป็นส่วนๆ โดยตัวอุปกรณ์จะเป็นการประจุเล็กๆเพื่อกระตุนไฟฟ้าให้กล้ามเนื้อที่ฟื้นกลับมาใช้งานได้เหมือนเดิม แต่ผู้ใช้จะมีปัญหาในการเคลื่อนไหวในส่วนข้อต่อของร่างกาย

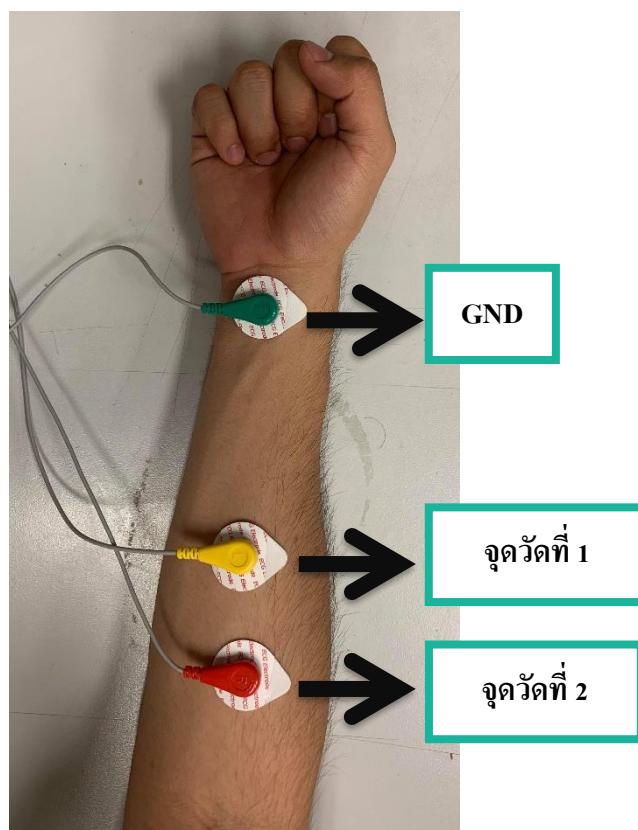
บทที่ 4 ผลการวิจัยและอภิปรายผล

4.1 ผลการดำเนินงาน

การทดสอบการทำงานของระบบความคุ้มอุปกรณ์ไฟฟ้าด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ได้ทำการทดลองวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อแขนซ้ายและขวาจากอาสาสมัครชาย 5 คน และหญิง 5 คน ด้วย Muscle sensor เก็บผลการทดลองและนำมาเปรียบเทียบว่าขณะเกร็งกล้ามเนื้อและไม่เกร็งกล้ามเนื้อมีค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกันอย่างไร โดยสามารถอธิบายผลการทดลองได้ดังนี้



(ก)



(ข)

รูปที่ 40 ท่าทางในการทดสอบแขนขวา

(ก) ท่าทางขณะไม่เกร็งกล้ามเนื้อ

(ข) ท่าทางขณะเกร็งกล้ามเนื้อ

4.1.1 ผลการทดสอบกล้ามเนื้อแขนขวาด้วย Muscle sensor v3

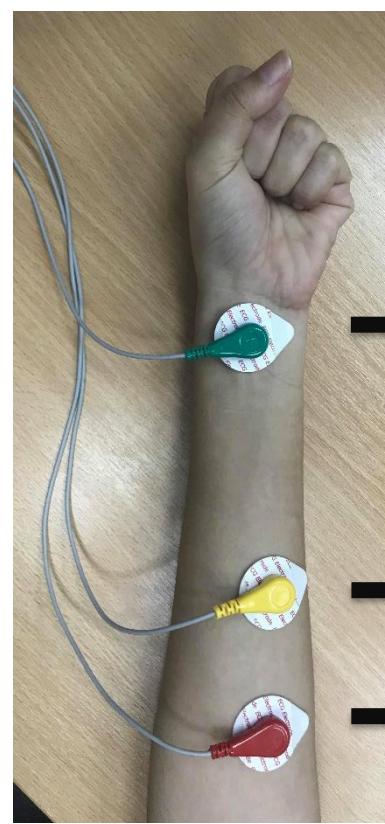
วิธีทดลองสัญญาณกล้ามเนื้อแขนขวา ดังรูปที่ 40 และ ตารางที่ 3 โดยการนำอิเล็กโทรดไปติดตั้งไว้บนแขนด้านขวา บนสุดจะเป็นจุดวัดที่ 1 และจุดวัดที่ 2 ตามลำดับส่วนที่ติดกับข้อมือนั้นเป็นกราว์ เมื่อติดตั้งเสร็จ จึงสังเกตค่าความต่างศักยไฟฟ้าเฉลี่ยขณะที่ยังไม่เกร็งกล้ามเนื้อจะมีค่า 0.19V และเมื่อเกร็งกล้ามเนื้อจะมีค่า 0.40V ซึ่งมีค่ามากกว่าตอนไม่เกร็ง 2 เท่า

ตารางที่ 3 การทดสอบการวัดแรงดันสัญญาณกล้ามเนื้อแขนขวาด้วย Muscle sensor v3 จำนวน 10 คน

ลำดับ	อายุ	เพศ	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ส่วนสูง (เซนติเมตร)	ค่าสัญญาณ กล้ามเนื้อขณะไม่ เกร็ง (V)	ค่าสัญญาณ กล้ามเนื้อขณะเกร็ง (V)	อัตราส่วนระหว่าง กล้ามเนื้อขณะไม่ เกร็งต่อขณะเกร็ง
1	21	ชาย	73	170	0.22	0.43	1 : 2
2	21	ชาย	55	160	0.18	0.30	1 : 2
3	21	ชาย	61	165	0.25	0.51	1 : 2
4	22	ชาย	75	180	0.21	0.72	1 : 3
5	50	ชาย	75	184	0.30	0.46	1 : 2
6	22	หญิง	45	160	0.14	0.33	1 : 2
7	22	หญิง	52	166	0.21	0.43	1 : 2
8	21	หญิง	57	155	0.11	0.29	1 : 3
9	23	หญิง	50	170	0.19	0.34	1 : 2
10	22	หญิง	52	165	0.10	0.26	1 : 3
ค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ					0.19	0.40	1 : 2



(ก)



(ง)



GND

จุดวัดที่ 1

จุดวัดที่ 2

รูปที่ 41 ท่าทางในการทดสอบแบบแขนซ้าย

(ก) ท่าทางขณะไม่เกร็งกล้ามเนื้อ

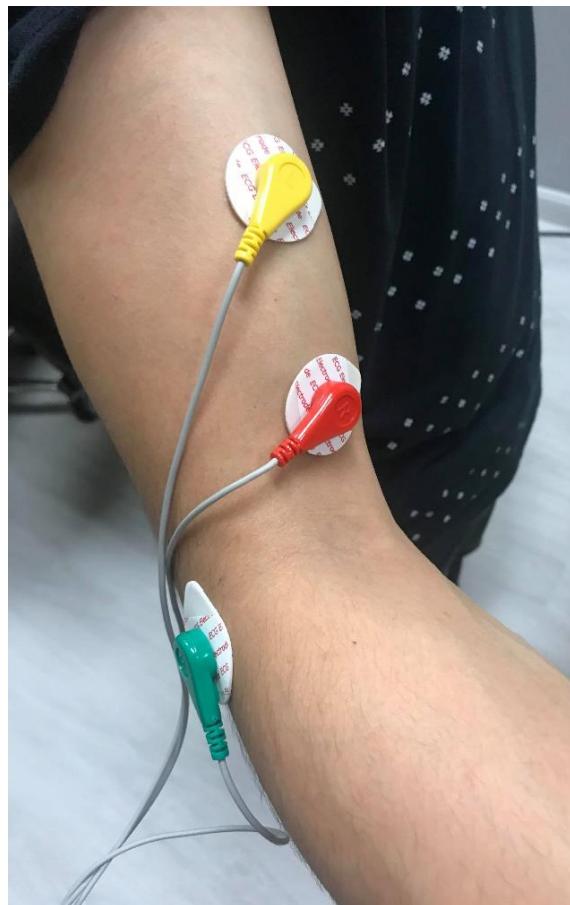
(ง) ท่าทางขณะเกร็งกล้ามเนื้อ

4.1.2 ผลการทดสอบกล้ามเนื้อแขนซ้ายด้วย Muscle sensor v3

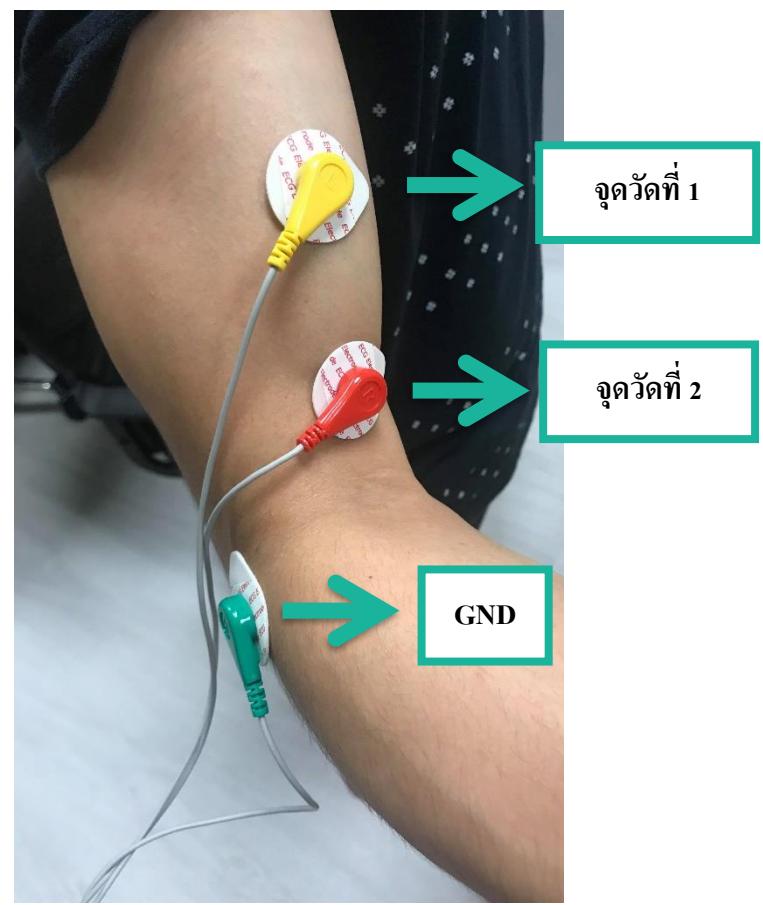
วิธีทดลองสัญญาณกล้ามเนื้อแขนซ้าย ดังรูปที่ 41 และ ตารางที่ 4 โดยการนำอิเล็กโทรดไปติดตั้งไว้บนแขนด้านซ้าย บนสุดจะเป็นจุดวัดที่ 1 และจุดวัดที่ 2 ตามลำดับส่วนที่ติดกับข้อมือนั้นเป็นกราวด์ เมื่อติดตั้งเสร็จ จึงสังเกตค่าความต่างศักยไฟฟ้าเฉลี่ยขณะที่ยังไม่เกร็งกล้ามเนื้อจะมีค่า 0.19V และเมื่อเกร็งกล้ามเนื้อจะมีค่า 0.40V ซึ่งมีค่ามากกว่าตอนไม่เกร็ง 2 เท่า

ตารางที่ 4 การทดสอบการวัดแรงดันสัญญาณกล้ามเนื้อแขนซ้ายด้วย Muscle sensor v3 จำนวน 10 คน

ลำดับ	อายุ	เพศ	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ส่วนสูง (เซนติเมตร)	ค่าสัญญาณ กล้ามเนื้อขณะไม่ เกร็ง (V)	ค่าสัญญาณ กล้ามเนื้อขณะเกร็ง (V)	อัตราส่วนระหว่าง กล้ามเนื้อขณะไม่ เกร็งต่อขณะเกร็ง
1	21	ชาย	73	170	0.35	0.50	1 : 1
2	21	ชาย	55	160	0.30	0.47	1 : 2
3	21	ชาย	61	165	0.23	0.44	1 : 2
4	22	ชาย	75	180	0.20	0.67	1 : 3
5	50	ชาย	75	184	0.35	0.43	1 : 1
6	22	หญิง	45	160	0.18	0.31	1 : 2
7	22	หญิง	52	166	0.23	0.34	1 : 2
8	21	หญิง	57	155	0.17	0.33	1 : 2
9	23	หญิง	50	170	0.20	0.31	1 : 2
10	22	หญิง	52	165	0.15	0.26	1 : 2
ค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ					0.19	0.40	1 : 2



(ก)



(ข)

รูปที่ 42 ท่าทางในการทดสอบบนขาบน

(ก) ท่าทางขณะไม่เกร็งกล้ามเนื้อ

(ข) ท่าทางขณะเกร็งกล้ามเนื้อ

4.1.3 ผลการทดสอบกล้ามเนื้อแขนท่อนบนขวาด้วย Muscle sensor v3

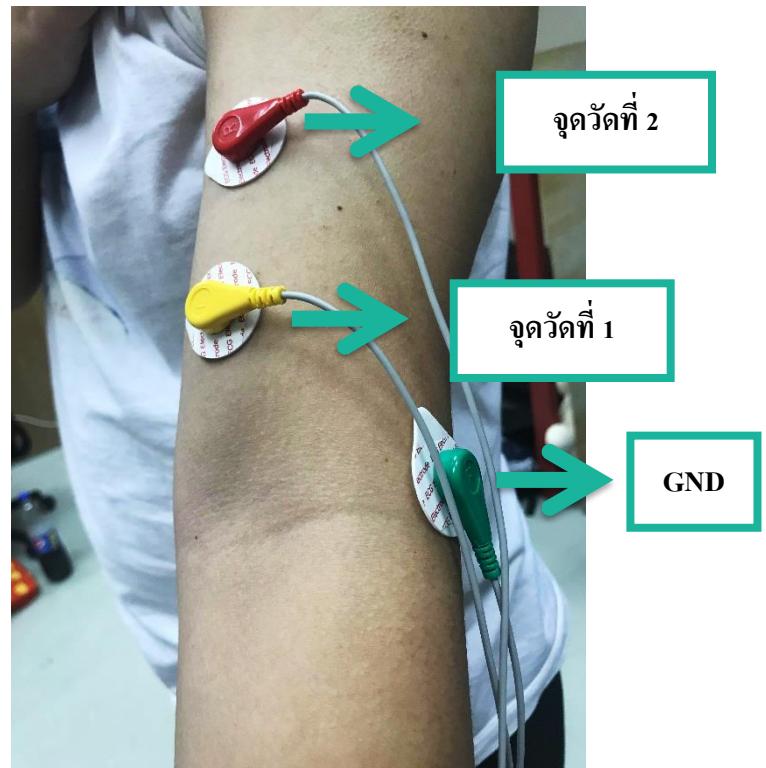
วิธีทดลองสัญญาณกล้ามเนื้อแขนขวาท่อนบน ดังรูปที่ 42 และ ตารางที่ 5 โดยการนำอิเล็กโทรดไปติดตั้งไว้บนแขนด้านขวาบน บนสุดจะเป็นจุดวัดที่ 1 และจุดวัดที่ 2 ตามลำดับส่วนที่ติดกับข้อมือนั้นเป็นกราว์ด เมื่อติดตั้งเสร็จ จึงสังเกตค่าความต่างศักยไฟฟ้าเฉลี่ยของที่ยังไม่เกร็งกล้ามเนื้อจะมีค่า 0.24V และเมื่อเกร็งกล้ามเนื้อจะมีค่า 0.38V ซึ่งมีค่ามากกว่าตอนไม่เกร็ง 1.5 เท่า

ตารางที่ 5 การทดสอบการวัดแรงดันสัญญาณกล้ามเนื้อแขนบนขวาด้วย Muscle sensor v3 จำนวน 10 คน

ลำดับ	อายุ	เพศ	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ส่วนสูง (เซนติเมตร)	ค่าสัญญาณ กล้ามเนื้อขณะไม่ เกร็ง (V)	ค่าสัญญาณ กล้ามเนื้อขณะเกร็ง (V)	อัตราส่วนระหว่าง กล้ามเนื้อขณะไม่ เกร็งต่อขณะเกร็ง
1	21	ชาย	73	170	0.26	0.37	1 : 1
2	21	ชาย	55	160	0.23	0.39	1 : 2
3	21	ชาย	61	165	0.30	0.42	1 : 1
4	22	ชาย	75	180	0.21	0.71	1 : 3
5	50	ชาย	75	184	0.38	0.44	1 : 1
6	22	หญิง	45	160	0.18	0.28	1 : 2
7	22	หญิง	52	166	0.19	0.34	1 : 2
8	21	หญิง	57	155	0.23	0.32	1 : 1
9	23	หญิง	50	170	0.24	0.37	1 : 2
10	22	หญิง	52	165	0.19	0.26	1 : 1
ค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ					0.24	0.38	1 : 2



(ก)



(ข)

รูปที่ 43 ท่าทางในการทดสอบบนชัยบน

(ก) ท่าทางขณะไม่เกร็งกล้ามเนื้อ

(ข) ท่าทางขณะเกร็งกล้ามเนื้อ

4.1.4 ผลการทดสอบกล้ามเนื้อแขนท่อนบนซ้ายด้วย Muscle sensor v3

วิธีทดลองสัญญาณกล้ามเนื้อแขนซ้ายท่อนบน ดังรูปที่ 43 และ ตารางที่ 6 โดยการนำอิเล็กโทรดไปติดตั้งไว้บนแขนด้านซ้ายบน บนสุดจะเป็นจุดวัดที่ 1 และจุดวัดที่ 2 ตามลำดับส่วนที่ติดกับข้อมือนั้นเป็นกราวด์ เมื่อติดตั้งเสร็จ จึงสังเกตค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าเฉลี่ยขณะที่ยังไม่เกร็งกล้ามเนื้อจะมีค่า 0.19V และเมื่อเกร็งกล้ามเนื้อจะมีค่า 0.36V ซึ่งมีค่ามากกว่าตอนไม่เกร็ง 1.8 เท่า

ตารางที่ 6 การทดสอบการวัดแรงดันสัญญาณกล้ามเนื้อแขนบนซ้ายด้วย Muscle sensor v3 จำนวน 10 คน

ลำดับ	อายุ	เพศ	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ส่วนสูง (เซนติเมตร)	ค่าสัญญาณ กล้ามเนื้อขณะไม่ เกร็ง (V)	ค่าสัญญาณ กล้ามเนื้อขณะเกร็ง (V)	อัตราส่วนระหว่าง กล้ามเนื้อขณะไม่ เกร็งต่อขณะเกร็ง
1	21	ชาย	73	170	0.15	0.31	1 : 2
2	21	ชาย	55	160	0.23	0.32	1 : 1
3	21	ชาย	61	165	0.31	0.36	1 : 1
4	22	ชาย	75	180	0.25	0.73	1 : 3
5	50	ชาย	75	184	0.33	0.36	1 : 1
6	22	หญิง	45	160	0.16	0.31	1 : 2
7	22	หญิง	52	166	0.14	0.35	1 : 3
8	21	หญิง	57	155	0.11	0.30	1 : 3
9	23	หญิง	50	170	0.09	0.26	1 : 3
10	22	หญิง	52	165	0.17	0.29	1 : 2
ค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ					0.19	0.39	1 : 2

จากผลการทดสอบกล้ามเนื้อแขนทั้ง 4 ส่วน ด้วย Muscle sensor v3 นำค่าความต่างศักย์ไฟฟ้ามาคำนวณหาค่าเฉลี่ยของอัตราส่วนความเปลี่ยนแปลงขณะเกร็งและไม่เกร็งได้ดังนี้

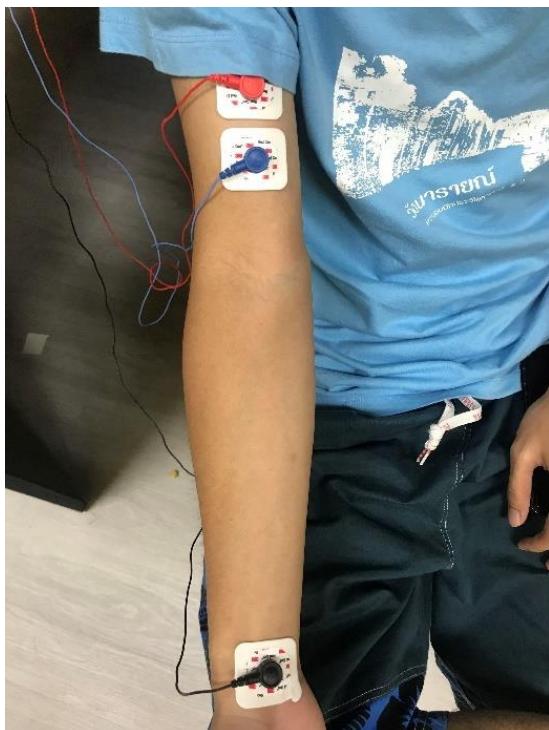
ตารางที่ 7 ค่าเฉลี่ยของอัตราส่วนความเปลี่ยนแปลงของความต่างศักย์ไฟฟ้าของข้อมูลตารางที่ 5

กลุ่มผู้ทดลอง	% การเปลี่ยนแปลงขณะเกร็งต่อไม่เกร็ง
เพศชาย	81.15 %
เพศหญิง	52.93 %
เพศชาย (50ปี)	15.79 %

จากการทดลองตามตารางที่ 7 ทำให้เห็นว่าโดยเฉลี่ยแล้วเพศชายจะมีค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่มากกว่าเพศหญิง และเมื่อเปรียบเทียบกันที่อายุ เพศชายที่อายุระหว่าง 21-22 ปี มีค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่มากกว่าเพศชายอายุ 50 ปี ทำให้เห็นได้ว่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อนั้นแปรผันโดยตรงต่อค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่วัดค่าได้

4.2 ผลการทดสอบการนับจำนวนครั้งในการทำกายภาพบำบัดกล้ามเนื้อแขนส่วน Bicep ด้วย MuST sensor

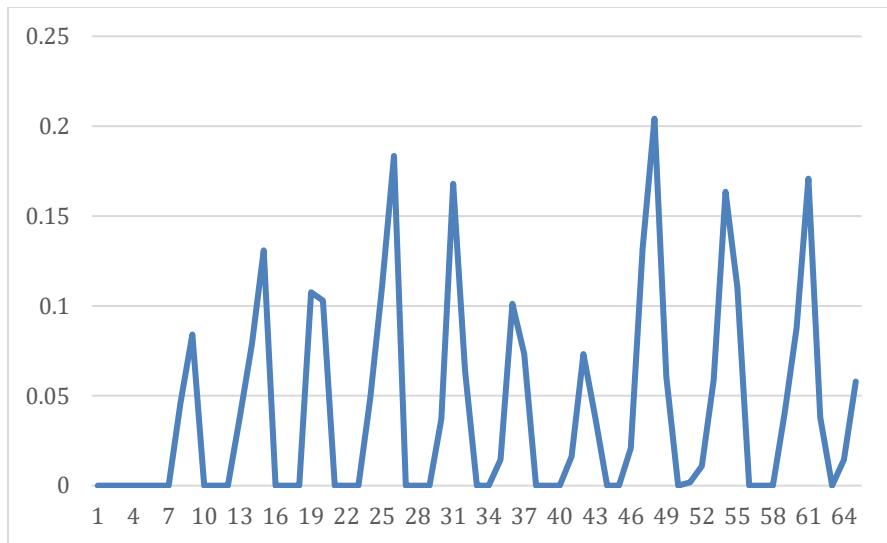
การทดลองนี้จะให้อาสาสมัครแบ่งเป็น เพศชาย 5 คน และ เพศหญิง 5 คน ใช้แขนข้างหนึ่งประกอบป้ายแขน อีกข้างขึ้น-ลง 10 ครั้ง และมีการแปะแผ่นอิเล็กโทรด ดังรูปที่ 44 เพื่อจำลองทำการกายภาพบำบัดกล้ามเนื้อแขน ส่วน Bicep โดยได้ผลการทดลองดังรูปที่ 45 และ 46



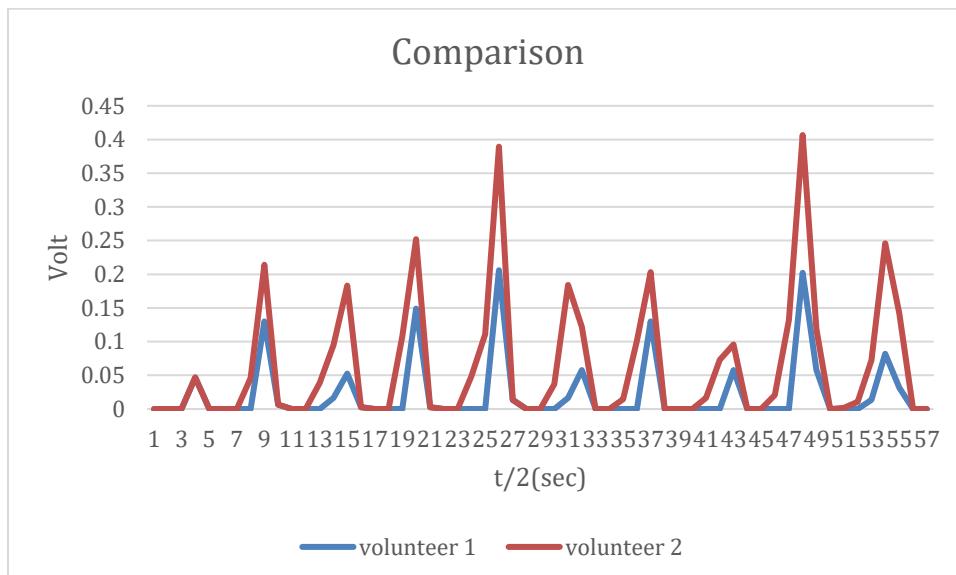
รูปที่ 44 การทดสอบการนับจำนวนครั้งในการทำกายภาพบำบัดกล้ามเนื้อแขนส่วน Bicep ของอาสาสมัคร

ตัวอย่าง ค่าความต่างศักยไฟฟ้าที่ MuST sensor อ่านค่าได้ทุกๆ 0.5 วินาที ในขณะทำการกายภาพบำบัด มี หน่วยเป็นโวลต์

[0.0, 0.1734798534798535, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.27738705738705743, 0.0777045177045177, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.24576312576312578, 0.04427350427350427, 0.0, 0.0, 0.0, 0.36322344322344324, 0.1246886446886447, 0.0, 0.0, 0.0, 0.003614163614163614, 0.18432234432234434, 0.05240537240537241, 0.0, 0.0, 0.0, 0.051501831501831505, 0.16173382173382175, 0.018974358974358976, 0.0, 0.0, 0.0, 0.5032722832722833, 0.1436630036630037, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.2304029304029304, 0.15721611721611722, 0.10752136752136753, 0.0, 0.0, 0.0, 0.11836385836385838, 0.11655677655677656, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.3297924297924298, 0.05782661782661783, 9.035409035409035E-4, 0.0, 0.0]



รูปที่ 45 กราฟค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่อ่านได้จาก MuST sensor เทียบกับเวลาในการกายภาพบำบัด



รูปที่ 46 กราฟเปรียบเทียบค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าของอาสาสมัคร 2 คน แสดงให้เห็นว่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในแต่ละคนไม่เท่ากัน

ตารางที่ 8 คือการนับจำนวนครั้งจาก ค่าที่รับมาจาก Muscle sensor โดยนำมาผ่าน Algorithm ต่างๆ โดย

- การนับด้วยตา คือ การที่นำ ข้อมูลไปเข้า Excel และ Plot graph ออกแบบ แล้วนับจุดยอดของกราฟ ด้วยตาเปล่า
- Slope algorithm คือ การที่นำจุด 2 จุดมาหา slope โดย หาก slope ติดลบ แปลว่า กราฟกำลังลง ซึ่งเราจะทำการนับ และเทียบกับ slope ก่อนหน้าว่า หาก slope ก่อนหน้านั้น เป็น + จึงนับ
- Normalization คือการนำข้อมูลมาทำการ scale ให้อยู่ตั้งแต่ 0 - 1 ด้วยการ บัญญัติตรายางค์ จากนั้นจะทำการ กำหนด threshold โดยตารางด้านล่างนี้ ค่า threshold เป็น 0.5 (ซึ่งเป็นค่าที่สูงหากเทียบจาก data set ด้านล่าง) ซึ่งหากทำการ จุน และปรับ threshold ลง จะทำให้เม่นยำมากกว่านี้
- Count by time คือการนับเวลา โดย ใช้ Algorithm การนับแบบธรรมชาติ คือเทียบ จุด 3 จุด หาจุดที่ 2 มีค่ามากกว่า จุดแรกและจุดสุดท้าย แปลว่าจุดนี้จะเป็นจุดยอด แต่การนับแบบนี้จะนับ ยอดทุกยอด เราจึงนำเวลามาเพิ่มเงื่อนไขโดย หากเจอจุดยอด แล้วจะทำการ เช็คว่า ก่อนหน้านี้ 1 วินาที เคยมีจุดยอดหรือไม่ หากมี จุดที่พบจะไม่นับ
- Final algorithm คือการที่นำ algorithm ด้านบนมาสมกัน โดยส่วนที่ใช้นับหลักๆคือ Slope Algorithm และ ก่อนจะนับจะมีการ Normalization ข้อมูล ก่อน และใน ขณะที่กำลังนับนั้น จะใช้ Algorithm Count by time มาช่วยลดความผิดพลาดในการนับ
- Find and filter upper third quartile ประกอบด้วยการหาจุดยอดแบบเทียบ 3 และการหา quartile ที่ 3 ซึ่ง เป็นค่าที่เหมาะสมสำหรับคัดกรองค่า noise โดยเมื่อหา จุดยอดตามแบบปกติเสร็จ นำข้อมูลทั้งหมดไป เรียงจากน้อยไปมาก และนำ ค่าที่ quartile ที่ 3 ไปลบกับ จุดยอดด้านบน หากจุดไหนต่ำกว่าก็จะถูกตัดออก

ตารางที่ 8 การเปรียบเทียบของการนับจำนวนครั้งที่ทำการภายในแต่ละรอบด้วยวิธีต่างๆ

การทดลอง	นับด้วยตา	slope algorithm	normalization (fixed threshold 0.5)	count by time and consider point 3	final algorithm (fixed threshold 0.5)	find the third quartile and upper
อาสาสมัคร (ญ) 1 รอบที่ 1	11	13	2	11	2	11
อาสาสมัคร (ญ) 1 รอบที่ 2	10	10	7	10	7	10
อาสาสมัคร (ญ) 1 รอบที่ 3	10	13	4	13	4	10
อาสาสมัคร (ญ) 1 รอบที่ 4	11	15	6	12	6	11
อาสาสมัคร (ญ) 1 รอบที่ 5	10	13	6	12	6	13
อาสาสมัคร (ญ) 2 รอบที่ 1	9	12	5	9	4	10
อาสาสมัคร (ญ) 2 รอบที่ 2	7	11	2	8	2	11
อาสาสมัคร (ญ) 2 รอบที่ 3	8	8	1	8	1	8
อาสาสมัคร (ญ) 2 รอบที่ 4	10	10	4	10	4	10
อาสาสมัคร (ญ) 2 รอบที่ 5	9	13	4	9	4	10

ตารางที่ 8 การเปรียบเทียบของการนับจำนวนครั้งที่ทำการภายในแต่ละรอบด้วยวิธีต่างๆ (ต่อ)

การทดลอง	นับด้วยตา	slope algorithm	normalization (fixed threshold 0.5)	count by time and consider point	final algorithm (fixed threshold 0.5)	find the third quartile and upper
อาสาสมัคร (ญ) 3 รอบที่ 1	10	18	10	13	10	11
อาสาสมัคร (ญ) 3 รอบที่ 2	10	17	3	10	3	11
อาสาสมัคร (ญ) 3 รอบที่ 3	8	14	3	8	3	10
อาสาสมัคร (ญ) 3 รอบที่ 4	10	16	11	10	11	11
อาสาสมัคร (ญ) 3 รอบที่ 5	10	14	8	10	8	10
อาสาสมัคร (ญ) 4 รอบที่ 1	10	9	3	9	3	9
อาสาสมัคร (ญ) 4 รอบที่ 2	10	10	7	10	7	9
อาสาสมัคร (ญ) 4 รอบที่ 3	9	9	6	9	6	9
อาสาสมัคร (ญ) 4 รอบที่ 4	10	10	5	10	5	10
อาสาสมัคร (ญ) 4 รอบที่ 5	10	10	4	10	4	10

ตารางที่ 8 การเปรียบเทียบของการนับจำนวนครั้งที่ทำการภายในแต่ละรอบด้วยวิธีต่างๆ (ต่อ)

การทดลอง	นับด้วยตา	slope algorithm	normalization (fixed threshold 0.5)	count by time and consider point	final algorithm (fixed threshold 0.5)	find the third quartile and upper
อาสาสมัคร (ญ) 5 รอบที่ 1	10	15	10	13	9	11
อาสาสมัคร (ญ) 5 รอบที่ 2	10	13	4	12	4	10
อาสาสมัคร (ญ) 5 รอบที่ 3	10	11	8	10	8	9
อาสาสมัคร (ญ) 5 รอบที่ 4	9	14	6	10	9	9
อาสาสมัคร (ญ) 5 รอบที่ 5	8	10	8	9	8	8
อาสาสมัคร (ช) 1 รอบที่ 1	7	9	2	9	2	9
อาสาสมัคร (ช) 1 รอบที่ 2	9	11	1	9	1	11
อาสาสมัคร (ช) 1 รอบที่ 3	11	11	6	11	6	11
อาสาสมัคร (ช) 1 รอบที่ 4	10	10	2	10	2	10
อาสาสมัคร (ช) 1 รอบที่ 5	10	10	5	10	5	10

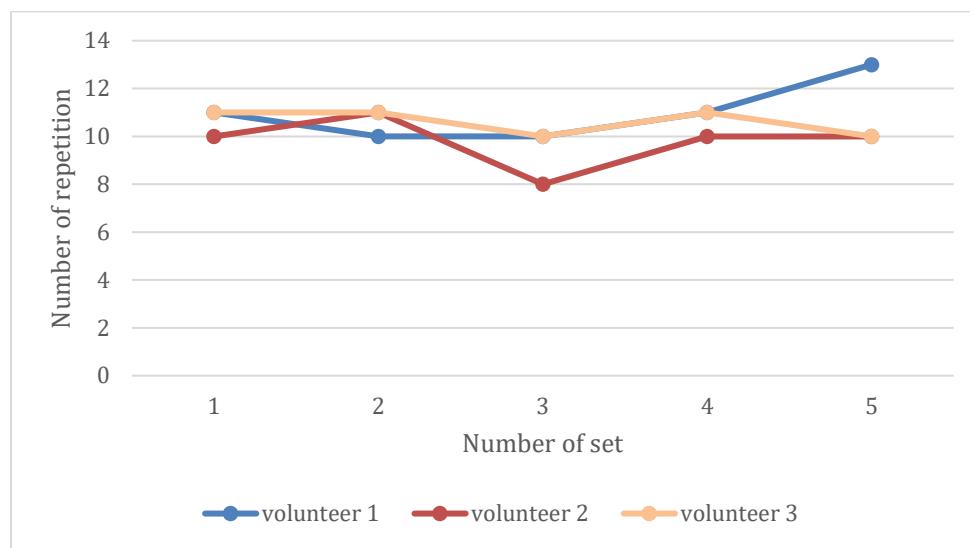
ตารางที่ 8 การเปรียบเทียบของการนับจำนวนครั้งที่ทำการภายในแต่ละรอบด้วยวิธีต่างๆ (ต่อ)

การทดลอง	นับด้วยตา	slope algorithm	normalization (fixed threshold 0.5)	count by time and consider point 3	final algorithm (fixed threshold 0.5)	find the third quartile and upper
อาสาสมัคร (ช) 2 รอบที่ 1	10	13	1	11	1	10
อาสาสมัคร (ช) 2 รอบที่ 2	10	17	7	9	5	13
อาสาสมัคร (ช) 2 รอบที่ 3	10	12	7	11	7	11
อาสาสมัคร (ช) 2 รอบที่ 4	10	10	5	10	5	10
อาสาสมัคร (ช) 2 รอบที่ 5	10	11	5	10	5	11
อาสาสมัคร (ช) 3 รอบที่ 1	10	15	9	11	8	13
อาสาสมัคร (ช) 3 รอบที่ 2	10	11	10	10	9	10
อาสาสมัคร (ช) 3 รอบที่ 3	10	15	12	12	11	12
อาสาสมัคร (ช) 3 รอบที่ 4	10	12	6	10	6	10
อาสาสมัคร (ช) 3 รอบที่ 5	10	12	8	11	8	11

ตารางที่ 8 การเปรียบเทียบของการนับจำนวนครั้งที่ทำการกากพำบัดในแต่ละรอบด้วยวิธีต่างๆ (ต่อ)

การทดลอง	นับด้วยตา	slope algorithm	normalization (fixed threshold 0.5)	count by time and consider point 3	final algorithm (fixed threshold 0.5)	find the third quartile and upper
อาสาสมัคร (ช) 4 รอบที่ 1	10	12	5	12	5	11
อาสาสมัคร (ช) 4 รอบที่ 2	10	13	1	11	1	11
อาสาสมัคร (ช) 4 รอบที่ 3	11	18	4	15	4	13
อาสาสมัคร (ช) 4 รอบที่ 4	10	10	4	10	4	10
อาสาสมัคร (ช) 4 รอบที่ 5	10	12	7	12	7	10
อาสาสมัคร (ช) 5 รอบที่ 1	9	17	10	11	8	11
อาสาสมัคร (ช) 5 รอบที่ 2	10	11	7	11	7	10
อาสาสมัคร (ช) 5 รอบที่ 3	10	14	8	9	7	12
อาสาสมัคร (ช) 5 รอบที่ 4	4	15	1	15	1	12
อาสาสมัคร (ช) 5 รอบที่ 5	9	15	6	13	6	12

จากตารางที่ 8 ได้ให้อาสาสมัครเพศชาย 5 คน และเพศหญิง 5 คน ทำการยกภาพนำบัดแบบส่วน biceps 5 รอบ รอบละ 10 ครั้ง แล้วนับค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าของอาสาสมัครแต่ละคนที่วัดค่าได้จาก MuST sensor ไปคำนวณด้วยอัลกอริทึม 6 วิธีเพื่อนับจำนวนครั้งของการทำการยกภาพนำบัด นำจำนวนครั้งที่คำนวณจากอัลกอริทึมแต่ละแบบมาเปรียบเทียบความแม่นยำเพื่อหาอัลกอริทึมที่แม่นยำที่สุด จึงได้อัลกอริทึมที่นับจำนวนครั้งในการทำการยกภาพนำบัดจากค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่วัดด้วย MuST sensor ขณะทำการยกภาพนำบัด ได้ผลลัพธ์ใกล้เคียงที่สุดคือ find the third quartile and upper



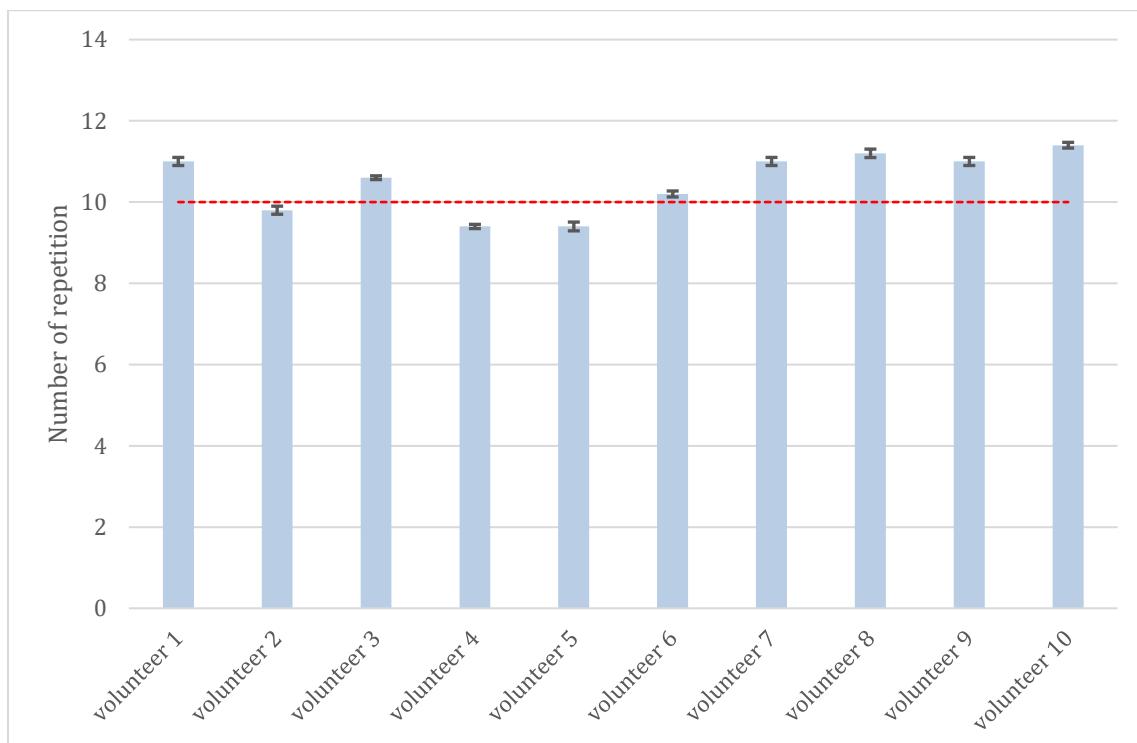
รูปที่ 47 กราฟแสดงจำนวนครั้งที่ทำการยกภาพนำบัดที่คำนวณด้วยอัลกอริทึมที่ดีที่สุดของอาสาสมัครบางส่วน

จากรูปที่ 47 คือการทดสอบความแม่นยำในการนับจำนวนครั้งของ find the third quartile and upper โดยให้อาสาสมัคร 3 คน ทำการยกภาพนำบัดแบบส่วน biceps 5 รอบ รอบละ 10 ครั้ง และนำผลการคำนวณมาplot เป็นกราฟดังรูป

รอบที่	จำนวนครั้งที่ทากายภาพปานัุ่ดในแต่ละรอบ									
	volunteer 1	volunteer 2	volunteer 3	volunteer 4	volunteer 5	volunteer 6	volunteer 7	volunteer 8	volunteer 9	volunteer 10
1	11	10	11	9	11	9	10	13	11	11
2	10	11	11	9	10	11	13	10	11	10
3	10	8	10	9	9	11	11	12	13	12
4	11	10	11	10	9	10	10	10	10	12
5	13	10	10	10	8	10	11	11	10	12
Mean	11.0	9.8	10.6	9.4	9.4	10.2	11.0	11.2	11.0	11.4
SD	1.10	0.98	0.49	0.49	1.02	0.75	1.10	1.17	1.10	0.80
%CV	9.96	10.00	4.62	5.21	10.85	7.34	9.96	10.41	9.96	7.02
Avg.CV						8.53				

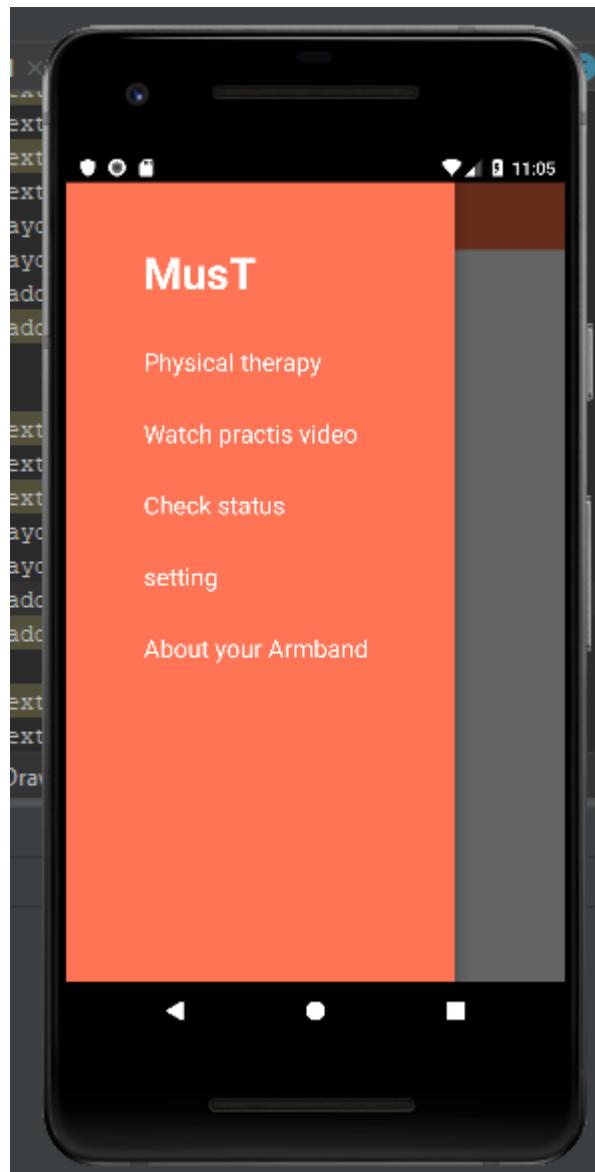
รูปที่ 48 ตารางคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ของการแปรผัน (CV)

จากรูปที่ 48 นำค่าที่คำนวณได้จาก find the third quartile and upper มาหา Mean, Standard Deviation (SD) และ Coefficient of Variant (CV) ทำให้สามารถบอกได้ว่าการคำนวณด้วยอัลกอริทึมนี้จะมีค่าอยู่ในช่วง $\pm \% \text{CV}$ ของแต่ละคนตามกราฟรูปที่ 49 โดยค่าเฉลี่ยของ %CV จากการทดลองทั้งหมดมีค่า 8.53%



รูปที่ 49 ความคลาดเคลื่อนของอัลกอริทึม
เส้นประสีแดงคือจำนวนครั้งที่อาสาสมัครทำ (10ครั้ง/1รอบ)

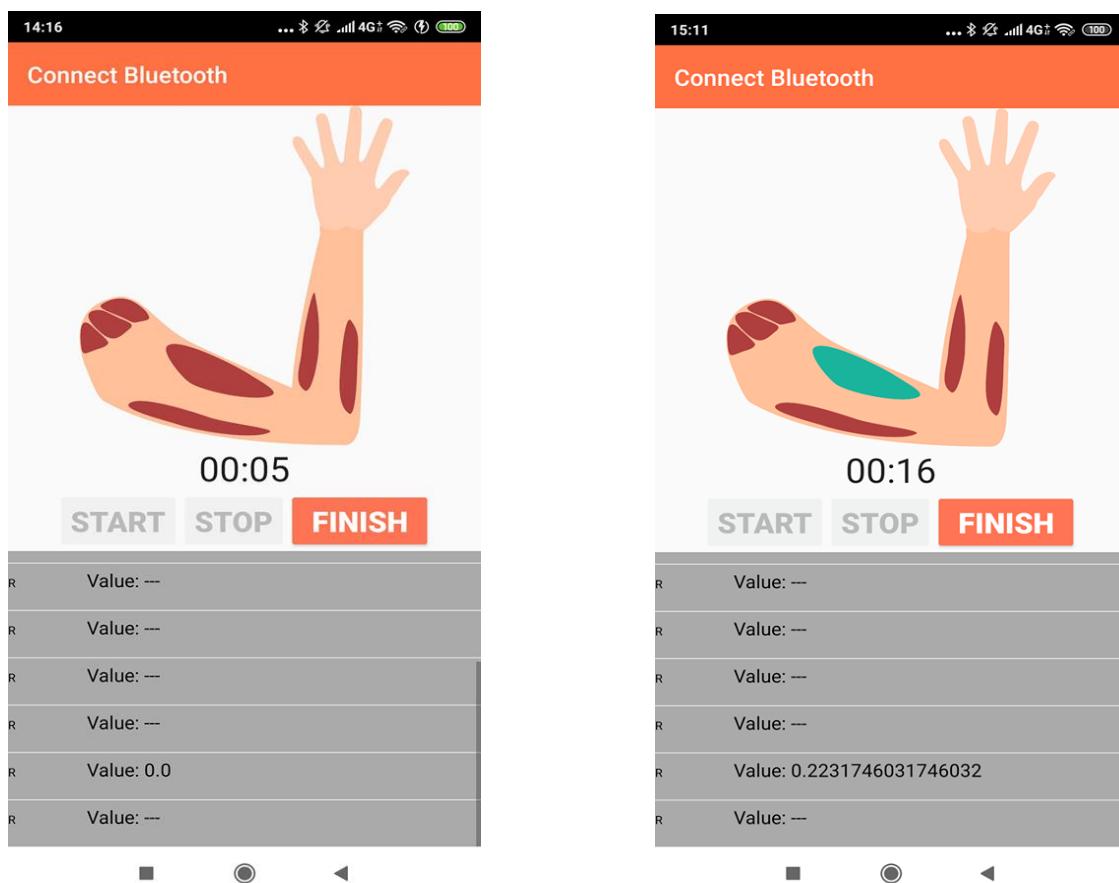
4.3 การทดสอบการส่งค่าจาก MuST sensor ไปยัง mobile application



รูปที่ 50 Activity bar บน Android

จากรูปที่ 50 จะแสดงฟังก์ชันที่ผู้ป่วยสามารถใช้ได้บนแอพพลิเคชัน โดยแบ่งฟังก์ชันหลัก ๆ ได้แก่ หน้าแสดงผลของการกายภาพบำบัดแบบ real – time หน้าแสดงผลหลังการกายภาพบำบัด หน้าแสดงข้อมูลของผลการกายภาพบำบัด และหน้าที่ใช้ในการเชื่อมต่อบลูทูธ

ส่วนของ application นี้สามารถ รับค่าจาก bluetooth ได้และนำค่ามาเปรียบเทียบแสดงให้ผู้ใช้งานทราบ ได้ว่ากำลังขยับอยู่หรือไม่ ดังภาพที่ 51 ด้านซ้าย และเมื่อผู้ใช้เคลื่อนไหวแขนจะมีค่าขึ้นมา และส่วนกล้ามเนื้อจะเปลี่ยนเป็นสีเขียว ดังภาพที่ 51 ด้านขวา



รูปที่ 51 หน้าต่างแสดงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง-เคลื่อนไหว

และจากนั้นมีกด ปุ่ม Finish Application จะทำการนำค่าที่เก็บไว้มาทำการคำนวณด้วย Algorithm ต่างๆเพื่อนับจำนวนครั้ง โดยจะนำค่าที่ได้มาพล็อต กราฟ และใช้การหาจุดยอดโดย Algorithm ดังนี้

- การนับด้วยตา คือ การที่นำ ข้อมูลไปเข้า Excel และ Plot graph ออกมานั้นแล้วนับด้วยตาเป็นล่า
- Slope algorithm คือ การที่นำจุด 2 จุดมาหา slope โดย หาก slope ติดลบ แปลว่า กราฟกำลังลง ซึ่งเราจะทำการนับ และเทียบกับ slope ก่อนหน้านี้ว่า หาก slope ก่อนหน้านั้น เป็น + จึงนับ
- Normalization คือการนำข้อมูลมาทำการ scale ให้อยู่ตั้งแต่ 0 - 1 ด้วยการ บัญญัติไตรยางค์ จากนั้นจะทำการ กำหนด threshold โดยตารางด้านล่างนี้ ค่า threshold เป็น 0.5 (ซึ่งเป็นค่าที่สูงหากเทียบจาก data set ด้านล่าง) ซึ่งหากทำการ จุน และปรับ threshold ลง จะทำให้แม่นยำมากกว่านี้
- Count by time คือการนับเวลา โดย ใช้ Algorithm การนับแบบธรรมชาติ คือเทียบ จุด 3 จุด หากจุดที่ 2 มีค่ามากกว่าจุดแรกและจุดสุดท้าย แปลว่าจุดนั้นจะเป็นจุดยอด แต่การนับแบบนี้จะนับ ยอดทุกยอด เราจึงนำเวลามาเพิ่มเงื่อนไข โดย หากเจอจุดยอด แล้วจะทำการ เช็คว่า ก่อนหน้านี้ 1 วินาที เคยมีจุดยอดหรือไม่ หากมี จุดที่พบจะไม่นับ
- Final algorithm คือการที่นำ algorithm ด้านบนมาผสมกัน โดยส่วนที่ใช้นับหลักๆคือ Slope Algorithm แต่ ก่อนจะนับจะมีการ Normalization ข้อมูล ก่อน และใน ขณะที่กำลังนับนั้น จะใช้ Algorithm Count by time มาช่วยลดความผิดพลาดในการนับ

ตารางที่ 9 ตัวอย่างผลลัพธ์ในการนับจำนวนครั้งของอัลกอริทึมต่างๆ

การทดลอง	นับด้วยตา	slope algorithm	normalization (fixed threshold 0.25)	count by time and consider 3 point	final algorithm (fixed threshold 0.25)
Set 1	11	13	2	11	2
Set 2	10	10	7	10	7
Set 3	10	12	4	10	4
Set 4	11	13	4	13	4
Set 5	10	15	6	12	6

จากการทดลองตามตารางที่ 9 การทำนายภาพสำบัด 5 รอบ รอบละ 10 ครั้ง Algorithm ที่สามารถนับได้แม่นที่สุด ตอนนี้คือ Count by time แต่ยังมีจุดบกพร่องตอนที่เมื่อผู้ป่วยขับเข้าเกินหรือว่าขับไวเกิน จะทำให้การนับเกิดความผิดพลาดที่สูงมาก

เมื่อเราได้ค่าจุดยอดหรือจุดที่ผู้ป่วยได้ทำการขับแข้น (Times) จะทำการ upload ค่าที่อ่านมาได้ขึ้นไปที่ database ตามรูปที่ 52 โดยค่าที่มีใน database คือ ค่า Max volt , Average volt , Times ซึ่งจะมีการนำไปใช้แสดงผลใน application และ Web Application อีกด้วย

The screenshot shows the Firebase Database interface for a project named 'MustTv001a'. The left sidebar lists various services: Project Overview, Authentication, Database (selected), Storage, Hosting, Functions, and ML Kit. The main area displays a tree view of the database structure under the 'users' node, specifically for the 'TestUser' account. The data is organized by date (e.g., 01-01-2019, 02-01-2019, ..., 05-03-2019) and contains a 'set1' node with six entries labeled m1 through m6. Each entry has associated numerical values: maxval, sumval, and times.

```

musttv001a
  users
    TestUser
      data
        01-01-2019
        02-01-2019
        03-01-2019
        04-01-2019
        05-01-2019
        05-03-2019
          set1
            m1
            m2
            m3
            m4
              maxval: 0.123785103785103
              sumval: 0.138844118844118
              times: 9
            m5
            m6
  
```

รูปที่ 52 ข้อมูลที่ถูกส่งขึ้นไปเก็บบน cloud storage

บทที่ 5 สรุปผล อภิปราย และข้อเสนอแนะ

โครงการนี้ได้พัฒนา MuST ระบบอัจฉริยะช่วยส่งเสริมการกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วยที่ได้รับผลกระทบจากโรคหลอดเลือดสมอง โดยระบบประกอบด้วยเซ็นเซอร์วัดกล้ามเนื้อและโมบายแอพพลิเคชันที่สามารถบันทึกได้ว่ากล้ามเนื้อมัดนั้น ๆ ได้ถูกใช้งานหรือไม่ และมีการเปลี่ยนแปลงอย่างไร เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยเห็นผลลัพธ์ของการฟื้นฟูร่างกายที่ได้รับผลกระทบจากโรคหลอดเลือดสมองได้

สำหรับความท้าทายของการพัฒนาระบบนี้ประกอบด้วย ตัวอุปกรณ์ไม่ค่อยถูกใจในช่วงแรกจึงทำให้มีปัญหาในการประกอบตัวเซ็นเซอร์ และการส่งสัญญาณไฟฟ้าเข้าไปยังบอร์ดที่ออกแบบมาใหม่ ทำให้ต้องศึกษาเชิงลึกของตัวบอร์ดและตัวอุปกรณ์เพิ่มเติมเพื่อที่จะแก้ไขปัญหาดังกล่าว ทั้งนี้ยังมีปัญหาในการติดต่อกับผู้ใช้ชาวญี่ปุ่นทางด้านกล้ามเนื้อทำให้ขาดความรู้ทางด้านนี้ ดังนั้นผู้จัดทำได้ทำการค้นคว้าในเบื้องต้นในช่วงแรกแต่ก็ยังไม่ได้ความรู้ที่ไม่ครบถ้วน จึงพยายามหาแพทย์ที่เชี่ยวชาญทางด้านกล้ามเนื้อมาให้ความรู้ อีกทั้งทางคณะกรรมการมีความคิดเห็นเกี่ยวกับการทำอุปกรณ์ในภาคเรียนที่ 1 เนื่องจากแผ่นอิเล็กโทรดอาจมีความคลาดเคลื่อนสูงจากจุด motor point ที่กำหนด

ทางคณะกรรมการผู้จัดทำจึงทำการปรับแบบแผนโครงการในกรณีศึกษา และทำการทดลองเพิ่มเติม โดยการคำนวณค่าเปลี่ยนการแบ่งแผ่นอิเล็กโทรด ให้ได้ค่าที่ดีที่สุดและไม่หลุดไปจากจุด motor point ที่กำหนดซึ่งมีการสอบถามนักกายภาพบำบัด เกี่ยวกับการแบ่งแผ่นอิเล็กโทรดว่าสามารถลดแผ่นอิเล็กโทรดให้น้อยลงได้หรือไม่ โดยที่สามารถตรวจสอบขั้นของกล้ามทุกจุดเหมือนเดิม และเพิ่มฟังก์ชันในแอพพลิเคชันในการตรวจจับกล้ามเนื้อครั้งเพื่อใช้เป็นสิ่งอ้างอิงในการกายภาพบำบัด ซึ่งโปรแกรมสำหรับการแสดงผลนั้นจะเป็นการจำลองแบบ 2 มิติ และให้โปรแกรมสามารถระบุตำแหน่งที่ขยับได้อย่างถูกต้อง

ผลการดำเนินงานผู้จัดทำได้แบ่งการแก้ไขผลงานออกเป็น 3 ด้าน ได้แก่ Hardware Software และ ผลการทดลองจากอาสาสมัคร โดยการแก้ไขด้าน Hardware นั้นได้ทำการแก้ไขตัว sensor ให้สามารถรับค่าได้ไวขึ้นกว่าตัวเก่า ประกอบกับคำนวนตำแหน่งของกล้ามเนื้อที่ต้องการแบ่ง ทำให้สามารถใช้ได้กับแบบของผู้ป่วยทุกระดับ และ มีการแก้ไขตัวปลอกแบบให้สะดวกต่อการใช้งาน โดยจะมีการปรับเปลี่ยนปลอกแบบตามขนาดแขนของผู้ป่วย (S, M, L) ส่วนด้าน Software ได้ทำการออกแบบหน้าแอพพลิเคชัน สำหรับดูค่าข้อมูลในการกายภาพบำบัดของผู้ป่วย และระบบเช็คกายภาพบำบัดในแอพพลิเคชันให้สามารถตรวจจับแบบ real time ได้ อีกทั้งยังมี feature ที่เก็บสถานะข้อมูลของผู้ป่วยที่ได้กা�ยกำเนิดขึ้น หรือสัปดาห์ก่อนหน้า ผู้ป่วยมีการทำกายภาพบำบัดกี่วัน และสามารถเช็คได้ว่ามีการพัฒนาการของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นหรือไม่ หากมีความถี่คลื่นไฟฟ้ามากขึ้นก็แสดงว่ากล้ามเนื้อของผู้ป่วยมีการใช้งานที่มากขึ้น และยังสามารถแสดงวิธีการกายภาพบำบัดในแต่ละเดือนของผู้ป่วยบนหน้าเว็บไซต์ หลังจากนั้นได้นำอุปกรณ์ไปทดลองใช้จริงกับผู้ป่วยที่เป็นโรคหลอดเลือดสมองและสรุปผล ซึ่งผลตอบรับจากการทดลองนั้นเป็นไปตามเป้าหมาย และสามารถทำได้ตามแพลนที่วางไว้

ตารางที่ 10 สรุปผลการดำเนินงาน

Task	Process
ศึกษาข้อมูลที่ต้องใช้ในการทำโปรเจค และข้อจำกัดในการใช้อุปกรณ์ต่างๆ	สำรวจสิ่น
ออกแบบอร์ด	สำรวจสิ่น
ทำบอร์ดให้มีขนาดเล็กลงกว่าเดิม	สำรวจสิ่น
ออกแบบวิธีการใช้งานของอุปกรณ์	สำรวจสิ่น
ออกแบบหน้าเว็บและแอพพลิเคชั่น	สำรวจสิ่น
ออกแบบ Use case diagram	สำรวจสิ่น
ระบบ Register บนเว็บไซต์	สำรวจสิ่น
อุปกรณ์ที่ออกแบบมาสามารถวัดค่าได้จริง	สำรวจสิ่น
อุปกรณ์ส่งค่าไปยังแอพพลิเคชั่น ได้	สำรวจสิ่น
User friendly	สำรวจสิ่น
ทดลองกับผู้ป่วย	สำรวจสิ่น

บรรณานุกรม

- [1] โรงพยาบาลบารุงราษฎร์, “โรคหลอดเลือดสมอง”, Bumrungrad [ออนไลน์], เข้าถึงได้จาก: <https://www.bumrungrad.com/th/neurology-stroke-dementia-neurosurgery-treatment-center-bangkokthailand/conditions/stroke#Risks> [09/09/2561]
- [2] บรรณวัลย์ พดุงวนิชย์กุล, “โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke)”, คณะแพทย์ศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร [ออนไลน์], เข้าถึงได้จาก: http://www.med.nu.ac.th/dpMed/fileKnowledge/106_2017-08-19.pdf [11/09/2561]
- [3] ไฟฟูรย์ เป็ญจพรเลิศ, “อัมพาตครึ่งซีก กับการบำบัดที่ได้ผล ทำได้ด้วยตนเอง”, RAMA CHANNEL [ออนไลน์], เข้าถึงได้จาก: <https://med.mahidol.ac.th/ramachannel/home/article/> [13/09/2561]
- [4] อธิสรา راتtee, “case stroke”, GotoKnow [ออนไลน์], เข้าถึงได้จาก: <https://www.gotoknow.org/blog/nesny> [16/11/2561]
- [5] พรพิรุณ ฝึกศิลป์, “บทบาทของญาติและผู้ดูแลผู้ป่วยโรคหลอดเลือดในสมอง”, สุนีย์กายภาพบำบัด คณะกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยมหิดล [ออนไลน์], เข้าถึงได้จาก: <http://www.pt.mahidol.ac.th/knowledge/?p=133> [14/09/2561]
- [6] สมชาย รัตนทองคำ, “การตรวจประสาท-กล้ามเนื้อคัวไฟฟ้า”, แหล่งเรียนรู้ทางกายภาพบำบัด [ออนไลน์], เข้าถึงได้จาก: <https://ams.kku.ac.th/aalearn/resource/edoc/es54/emgdoc54.pdf> [29/09/2561]
- [7] BIODIGITAL, Human Visualization [ออนไลน์], เข้าถึงได้จาก: <https://www.biодigital.com> [20/10/2561]
- [8] Sreeraj S R, Electrical stimulation motor points and application [ออนไลน์], เข้าถึงได้จาก: <https://www.slideshare.net/sreerajsjsr> [16/11/2561]
- [9] Advancer Technologies, Muscle Sensor v3 Manual [ออนไลน์], เข้าถึงได้จาก: <https://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html> [23/11/2561]
- [10] IOXhop, Bluetooth Module Datasheet [ออนไลน์], เข้าถึงได้จาก: <https://www.ioxhop.com/article/62> [23/11/2561]
- [11] Google Developers, Android Studio [ออนไลน์], เข้าถึงได้จาก: <https://developer.android.com/studio/> [30/11/2561]