



ระบบฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน

Arm Rehabilitation

วรรณิษฐา แก้วบุญ

Wansitta Kaewboon

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of

Master of Engineering in Electrical Engineering

Prince of Songkla University

2557

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์ ระบบฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน
ผู้เขียน นายวรวิษฐา แก้วบุญ
สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

คณะกรรมการสอบ

.....ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร. ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล) (รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กิตติพล ชิตสกุล)

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พลฤกษ์ภัทรานนต์) (รองศาสตราจารย์ ดร. ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล)

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พลฤกษ์ภัทรานนต์)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัย
เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา
วิศวกรรมไฟฟ้า

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.ธีระพล ศรีชนะ)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้มาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และได้แสดงความขอบคุณบุคคลที่มีส่วนช่วยเหลือแล้ว

ลงชื่อ.....

(รองศาสตราจารย์ ดร. ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ลงชื่อ.....

(นายวรวิษฐา แก้วบุญ)

นักศึกษา

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน และ
ไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ.....

(นายวรวิษฐา แก้วบุญ)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	ระบบฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน
ผู้เขียน	นายวรรมิชฐา แก้วบุญ
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2556

บทคัดย่อ

เนื่องจากโรคเส้นเลือดในสมองแตก เป็นโรคที่มีโอกาสเกิดขึ้นได้สูงเป็นอันดับต้นๆของมนุษย์ และในผู้ป่วยที่มีชีวิตรอด จะมีความเป็นไปได้สูงมากที่จะเกิดอาการทุพพลภาพหรือที่เรียกกันว่าอัมพาต ซึ่งผู้ป่วยเหล่านี้ จะต้องได้รับการทำกายภาพจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญโดยเร็วเพื่อที่จะให้ผู้ป่วยเหล่านี้ สามารถกลับไปใช้ชีวิตตามปกติได้เร็วที่สุด ทั้งนี้ เครื่องมือที่ใช้ในตลาดยังคงมีราคาแพง เช่น Contrex และ armeol และไม่เพียงพอต่อการใช้งาน งานวิจัยนี้จึงนำเสนอการออกแบบพัฒนาเครื่องออกกำลังกายแขนที่สามารถออกกำลังกายแขน ในมัดกล้ามเนื้อ triceps และ infraspinatus ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อหลัก ในการที่จะต้องทำการกายภาพในขั้นต้น และทำงานร่วมกับระบบเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ซึ่งทำให้ การกายภาพบำบัด มีความสะดวกขึ้น และสามารถประเมินการพัฒนาของกล้ามเนื้อโดยตรง จากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากมัดกล้ามเนื้อที่สนใจ โดยตัวเครื่องจะเลือกการทำงานได้ใน 2 โหมดคือ โหมด CPM และโหมด Direct Exercise ผ่านการควบคุมการทำงานด้วยโปรแกรม LabVIEW ซึ่งสามารถแสดงและบันทึกค่าสัญญาณแรงแขนที่เกิดขึ้นระหว่างการกายภาพ สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงสัญญาณความเร็วสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และผลการวิเคราะห์ค่า MAV และ RMS ระบบสามารถกำหนดความเร็วคงที่ในการบริหารได้ที่ 5 10 และ 15 รอบต่อนาที และกำหนดน้ำหนักได้ตั้งแต่ 1 – 6 กิโลกรัม จากการทดสอบเครื่องบริหารสามารถรักษาความเร็วให้คงที่ได้ และสามารถทำงานตามที่ออกแบบไว้ซึ่งจากการทดสอบอาสาสมัคร 1 คน พบว่า ค่า RMS และ MAV ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ทั้งกล้ามเนื้อ triceps และ infraspinatus จะสูงขึ้นเมื่อแรงต้านของมอเตอร์สูงขึ้น

คำสำคัญ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เส้นเลือดในสมองแตก แขน อัมพาต

Thesis Title	Arm Rehabilitation
Author	Mr. WansittaKaewboon
Major Program	Electrical Engineering
Academic Year	2013

ABSTRACT

Cerebral hemorrhage is highly to occur in human. The patients surviving have high opportunity to be disable person. These patients need to be treated by physiotherapist for rapid returning to have normal lifestyle. Moreover, the equipments, such as Contrex and Armeoare expensive and are not enough for usage. Thus, this study has proposed the design of arm rehabilitation for triceps and infraspinatus muscles cooperate with Electromyography (EMG) signal measuring thatcan be used to evaluate muscle strength. The device is divided into two modes: CPM and Direct Exercise modes controlled by the LabVIEW program. The program shows and recordsthe muscle forces, joint angle, velocity, and EMG signals and analyzes RMS and MAV value of the EMG signals. The system can be set velocity: 5, 10, and 15 rounds per minute and mass: 1 to 6 kgs. The test of device showed that the device could maintain velocity and function correctly with patient. In addition, results of one normal volunteer test showed that RMS and MAV of the EMG signals increased when force level increased for both triceps and infraspinatus muscle

Keywords: Electromyography, Stroke, Rehabilitation, Arm, Paralysis

กิตติกรรมประกาศ

ข้าพเจ้าขอแสดงความขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล อาจารย์ที่ปรึกษาหลักวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาให้การสนับสนุนและฝึกฝนระเบียบวิธีคิดในการทำวิจัย เสียสละเวลาในการให้คำปรึกษา แนะนำความรู้ แนวคิด เอกสาร ข้อเสนอแนะที่มีประโยชน์ในการทำวิจัยเป็นอย่างดี รวมถึงการช่วยเหลือแก้ไขปัญหาลูกเกี่ยวกับงานวิจัย ตลอดจนตรวจทานและดำเนินการแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤษภักทรานนท์ อาจารย์ที่ปรึกษา ร่วมที่เสียสละเวลาในการให้คำปรึกษา ข้อเสนอแนะและอุปกรณ์ที่มีประโยชน์ในการทำวิจัย รวมถึงการตรวจทานและแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กิตติพล ชิตสกุล กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิในการสอบวิทยานิพนธ์ ที่กรุณาเสียสละเวลาให้คำแนะนำและตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ถูกต้องและสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ คณาจารย์และบุคลากรในภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกท่าน ที่ให้ความรู้ และการช่วยเหลือในด้านต่างๆมาโดยตลอด จนกระทั่งงานสำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้ความอนุเคราะห์สำหรับสถานที่และอุปกรณ์เครื่องมือในการทำวิจัย ขอขอบพระคุณ ศูนย์ฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์ภาคใต้โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ ที่ให้ความอนุเคราะห์คำแนะนำและวิธีการใช้เครื่องมือในงานวิจัยครั้งนี้

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้เงินสนับสนุนในการทำวิจัยและให้ความช่วยเหลือในด้านการประสานงานต่างๆ ขอขอบคุณ พี่ๆ เพื่อนๆ พี่ๆ และน้องๆ นักศึกษาคณะวิศวกรรมศาสตร์ตลอดจนทุกท่านที่มีได้กล่าวมาไว้ ณ ที่นี้ที่มีส่วนช่วยในการทำวิจัยและกำลังใจที่ดีมาโดยตลอด จนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จสมบูรณ์ด้วยดี

สุดท้ายนี้ ข้าพเจ้าขอน้อมรำลึกพระคุณบิดามารดาและครอบครัว ที่คอยส่งเสริมสนับสนุนในทุกๆเรื่องตลอดมา และกำลังใจที่ดีเยี่ยม จนกระทั่งทำให้ข้าพเจ้าสำเร็จการศึกษา

วรรมิษฐา แก้วบุญ

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(8)
รายการตาราง	(11)
รายการภาพประกอบ	(12)
บทที่	
1. บทนำ.....	1
1.1 บทนำตั้งเรื่อง.....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	2
1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
2. ทฤษฎีและหลักการ.....	4
2.1 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	4
2.1.1 วิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	5
2.2 อัมพฤกษ์.....	6
2.2.1 อาการที่สำคัญ.....	6
2.2.2 สาเหตุของโรคอัมพฤกษ์.....	6
2.2.3 การรักษา.....	7
2.2.4 ตัวอย่างเครื่องออกกำลังที่มีใช้ในโรงพยาบาล.....	7
3. การออกแบบและวิธีการสร้าง.....	10
3.1 ทำออกกำลังกายเพื่อฟื้นฟูกล้ามเนื้อ triceps.....	11
3.2 ทำออกกำลังกายเพื่อฟื้นฟูกล้ามเนื้อ infraspinatus.....	11
3.3 ส่วนประกอบของเครื่องมือ.....	12
3.3.1 เครื่องมือฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน.....	12
3.3.2 การเลือกความสูงของเครื่อง.....	13
3.3.3 การเลือกตัวรับความสูง.....	14
3.3.4 การเลือกตัวให้แรงต้าน.....	14
3.3.5 การวัดแรงต้านของมอเตอร์.....	15
3.3.6 การวัดมุมของมอเตอร์.....	17

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.3.7 วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์.....	19
3.3.8 แหล่งจ่ายไฟฟ้า 36V (Power Supply).....	20
3.3.9 แหล่งจ่ายไฟฟ้า 24V (Power Supply).....	21
3.4 อุปกรณ์ที่ใช้ทำการวัดสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG).....	22
3.4.1 เครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้ามuscle (PSU_Beatlab_1).....	22
3.4.2 อิเล็กโทรด (Electrode).....	22
3.5 การออกแบบควบคุมการทำงาน.....	23
3.5.1 โปรแกรม LabVIEW.....	23
3.5.2 สัญญาณที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของเครื่อง.....	24
3.6 การทำงานของเครื่อง.....	26
3.6.1 ระบบ CPM.....	26
3.6.2 ระบบ Direct Exercise.....	28
3.6.3 การอ่านและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ามuscle.....	30
4. วิธีการทดลอง.....	31
4.1 การทดลองในโหมด CPM.....	31
4.2 การทดลองในโหมด Direct Exercise.....	35
5. ผลการทดลอง.....	37
5.1 กล้ามเนื้อ triceps.....	37
5.1.1 ผลทดสอบระบบ CPM.....	37
5.1.2 ผลการทดสอบระบบ Direct Exercises.....	40
5.1.3 ผลการทดลองในโหมด Direct Exercise.....	41
5.1.4 ผลการทดลองวิเคราะห์ค่า RMS และค่า MAV.....	60
5.2 กล้ามเนื้อ infraspinatus.....	60
5.2.1 ผลทดสอบระบบ CPM.....	60
5.2.2 ผลการทดสอบระบบ Direct Exercises.....	63
5.2.3 ผลการทดลองในโหมด Direct Exercise.....	64
5.2.4 ผลการทดลองวิเคราะห์ค่า RMS และค่า MAV.....	75

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
5.3 สรุปผลการทดลอง.....	75
6. บทสรุปและวิจารณ์ผล.....	76
6.1 บทสรุป.....	76
6.2 ปัญหาและแนวทางแก้ไข.....	76
6.3 แนวทางการพัฒนาต่อไป.....	77
บรรณานุกรม	78
ภาคผนวก.....	80
ภาคผนวก ก โปรแกรม LabVIEW ที่ใช้งาน.....	81
ภาคผนวก ข ส่วนประกอบของเครื่องมือ.....	87
ภาคผนวก ค W.Kaewboon, P. Phukpattaranont, C. Limsakul “Upper Limbs Rehabilitation System for Stroke Patient with Biofeedback and Force” in <i>Proceedings of the 6th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2013)</i> , Thailand, Oct 23-25, 2013.	95
ประวัติผู้เขียน.....	102

รายการตาราง

ตารางที่	หน้า
3-1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณน้ำหนักถ่วง และค่าทอร์กที่มอเตอร์อ่านได้.....	16
5-1 แสดงความสัมพันธ์ของข้อมูล การฟื้นฟูแขนด้วยกล้ามเนื้อ triceps.....	59
5-2 แสดงความสัมพันธ์ของข้อมูล การฟื้นฟูแขนด้วยกล้ามเนื้อ infraspinatus.....	74

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
1-1 เครื่องบริหารและพื้นฟูกกล้ามเนื้อ.....	1
2-1 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และ frequency spectrum ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจาก Tibialis Anterior muscle.....	5
2-2 ภาพแสดงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	6
2-3 (a) แสดงลิ้มเลือดอุดตันภายในหลอดเลือดทำให้สมองส่วนที่เร่งขนาดเลือดและตาย (b)แสดงหลอดเลือดแตกทำให้มีเลือดออกในสมอง.....	7
2-4 ARTROMOT E2 Elbow CPM.....	8
2-5 เครื่องออกกำลังกาย รุ่น Armeo.....	9
3-1 มัดกล้ามเนื้อ triceps และ infraspinatus.....	10
3-2 ทำพื้นฟูกกล้ามเนื้อ triceps (side view) ทำพื้นฟูกกล้ามเนื้อ infraspinatus (front view).....	11
3-3 เครื่องมือ กรณีบริหารมัดกล้ามเนื้อ triceps.....	12
3-4 เครื่องมือ กรณีบริหารมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus.....	13
3-5 motor actuator.....	14
3-6 AC servo motor 400 watt driver และ เกียร์ทดรอบ.....	15
3-7 ทอร์คของมอเตอร์.....	15
3-8 การทดลองถ่วงน้ำหนักเพื่อทดสอบแรงของมอเตอร์.....	16
3-9 ความสัมพันธ์ระหว่าง ค่าแรงดันจากมอเตอร์ (V) และ น้ำหนักถ่วง (kg).....	17
3-10 สัญญาณ pulse แบบเฟสต่างกัน 90 องศา.....	17
3-11 แผนภูมิลำดับขั้นของ โปรแกรมวัดมุม.....	18
3-12 โปรแกรมนับ pulse และตัวอย่างสัญญาณ FA และ FB.....	19
3-13 รายละเอียดของ Circuit diagram และ Circuit board.....	20
3-14 แหล่งจ่ายไฟฟ้าขนาด 36V 5A.....	21
3-15 แหล่งจ่ายไฟฟ้าขนาด 24V 2A.....	21
3-16 เครื่องขยายสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (PSU_Beatlab_1).....	22
3-17 อิเล็กทรอนิกส์ห่อ TYCO HEALTHCARE รุ่น Kendall /Tyco ARBO.....	23
3-18 DAQ (Data acquisition card) รุ่น 6009.....	24
3-19 ตัวอย่างสัญญาณแรงขณะทำการบริหารเทียบกับสัญญาณกรเปลี่ยนแปลงมุม.....	24

รายการภาพประกอบ(ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
3-20 ตัวอย่างสัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงขณะทำการบริหาร.....	25
3-21 ลิ้มิตสวิตช์ และตำแหน่งการติดตั้ง.....	25
3-22 แผนภูมิลำดับขั้นของโปรแกรมในโหมด CPM.....	27
3-23 แผนภูมิลำดับขั้นของโปรแกรมในโหมด Direct Exercise.....	29
3-24 ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่แสดงในโปรแกรม.....	30
4-1 ตำแหน่งติดตั้งอิเล็กโทรดบริเวณ 3 มัดกล้ามเนื้อ.....	31
4-2 ทำนึ่งในการบริหาร triceps และ infraspinatus.....	32
4-3 การกำหนดจุดเคลื่อนที่ในการบริหารแขน.....	33
4-4 หน้าต่างป้อนข้อมูลเบื้องต้นก่อนทำการบริหารแขนโหมด CPM.....	33
4-5 การต่อสายไฟจากอิเล็กโทรดเข้าสู่เครื่องขยายสัญญาณ PSU_Beatlab_1.....	34
4-6 หน้าต่างปุ่มเริ่มทำงานของเครื่องบริหารแขน.....	34
4-7 หน้าต่างป้อนข้อมูลเบื้องต้นก่อนทำการบริหารข้อเข้าในโหมด Direct Exercise.....	36
5-1 การทดสอบเครื่องมือบริหารกล้ามเนื้อ triceps ในระบบ CPM ความเร็ว 5 รอบต่อนาที.....	38
5-2 การทดสอบเครื่องมือบริหารกล้ามเนื้อ triceps ในระบบ CPM ความเร็ว 10 รอบต่อนาที.....	39
5-3 การทดสอบเครื่องมือบริหารกล้ามเนื้อ triceps ในระบบ CPM ความเร็ว 15 รอบต่อนาที.....	40
5-4 การทดสอบเครื่องมือในระบบ Direct Exercise ความเร็ว 5 รอบต่อนาที.....	41
5-5 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps ความเร็ว 5 rpm น้ำหนัก 30%.....	42
5-6 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps ความเร็ว 5 rpm น้ำหนัก 50%.....	44
5-7 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps ความเร็ว 5 rpm น้ำหนัก 75%.....	46
5-8 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps ความเร็ว 10 rpm น้ำหนัก 30%.....	48
5-9 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps ความเร็ว 10 rpm น้ำหนัก 50%.....	50
5-10 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps ความเร็ว 10 rpm น้ำหนัก 75%.....	52
5-11 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps ความเร็ว 15 rpm น้ำหนัก 30%.....	54
5-12 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps ความเร็ว 15 rpm น้ำหนัก 50%.....	56
5-13 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps ความเร็ว 15 rpm น้ำหนัก 75%.....	58
5-14 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ความเร็ว น้ำหนัก แรง และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ในการทำบริหารกล้ามเนื้อ triceps.....	59

รายการภาพประกอบ(ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
5-15 การทดสอบเครื่องมือบริหารกล้ามเนื้อ infraspinatus ในระบบ CPM ความเร็ว 5 รอบต่อนาที.....	61
5-16 การทดสอบเครื่องมือบริหารกล้ามเนื้อ infraspinatus ในระบบ CPM ความเร็ว 10 รอบต่อนาที.....	62
5-17 การทดสอบเครื่องมือบริหารกล้ามเนื้อ infraspinatus ในระบบ CPM ความเร็ว 15 รอบต่อนาที.....	63
5-18 การทดสอบเครื่องมือในระบบ Direct Exercise.....	64
5-19 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus ความเร็ว 5 rpm น้ำหนัก 25%	65
5-20 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus ความเร็ว 5 rpm น้ำหนัก 50%	66
5-21 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus ความเร็ว 5 rpm น้ำหนัก 75%	67
5-22 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus ความเร็ว 10 rpm น้ำหนัก 30%	68
5-23 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus ความเร็ว 10 rpm น้ำหนัก 50%	69
5-24 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus ความเร็ว 10 rpm น้ำหนัก 75%	70
5-25 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus ความเร็ว 15 rpm น้ำหนัก 30%	71
5-26 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus ความเร็ว 15 rpm น้ำหนัก 50%	72
5-27 แสดงสัญญาณในการฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus ความเร็ว 15 rpm น้ำหนัก 75%	73
5-28 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ความเร็ว น้ำหนัก แรง และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ในท่าบริหารกล้ามเนื้อ infraspinatus.....	74
ก-1 หน้าต่างควบคุมการทำงานและแสดงสัญญาณต่างๆ.....	82
ก-2 หน้าต่างการแสดงผลข้อมูลหลังจากจากออกกำลังกายเสร็จสิ้น ของท่าบริหารกล้ามเนื้อ triceps.....	83
ก-3 หน้าต่างการแสดงผลข้อมูลหลังจากจากออกกำลังกายเสร็จสิ้น ของท่าบริหารกล้ามเนื้อ infraspinatus.....	82
ก-4 หน้าต่างโปรแกรมในส่วนระบบ CPM และ Direct Exercise.....	85
ก-5 หน้าต่างโปรแกรมในส่วน Digital output และ Digital input.....	85
ก-6 หน้าต่างโปรแกรมในส่วน Analog input ฟิลเตอร์ แสดงผล คำนวณมุม และบันทึกข้อมูล.....	85

รายการภาพประกอบ(ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
ข-1 ฐาน(tripod).....	88
ข-2 จุดเชื่อมต่อ(connect).....	89
ข-3 จุดติดตั้งมอเตอร์(motor place).....	90
ข-4 มอเตอร์และเกียร์(motor + gear).....	91
ข-5 แขนยึดจับ (แขน)(arm bar).....	92
ข-6 มือจับ(hand grip).....	93
ข-7 รวมส่วนประกอบทั้งหมดของเครื่องมือฟันฟูกล้ามเนื้อแขน.....	94

บทที่ 1

บทนำ

1.1 บทนำต้นเรื่อง

World stroke organization (WSO) ตรวจสอบว่าโรคเส้นเลือดในสมองแตกคือสาเหตุของการเสียชีวิตเป็นอันดับที่สองของประชาชนที่อายุมากกว่า 60 ปี และเป็นอันดับที่ 3 จากประชากรทั้งหมดของโลก ซึ่งเป็นสาเหตุหลักของการทุพพลภาพที่รุนแรง ข้อมูลทางสถิติ แสดงให้เห็นว่าในแต่ละปีมีผู้ป่วยโรคเส้นเลือดสมองแตก ทั่วโลกประมาณ 10 - 15 ล้านคน พบว่ามีผู้เสียชีวิตประมาณ 5 ล้านคน และมีผู้พิการอย่างถาวร 5 ล้านคน [1] โดยในประเทศไทยโรคเส้นเลือดในสมองแตกเป็นอีกสาเหตุหนึ่งของการตายหรือความพิการเป็นอันดับที่สามในเพศชายรองจากโรคเอดส์และอุบัติเหตุ และสูงสุดลำดับที่สองในเพศหญิงรองจากโรคเอดส์ [2] สำหรับผู้ป่วยที่รอดชีวิตมาได้ร้อยละ 80 จะสูญเสียทักษะการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อแขน อัมพาตส่วนแขน หรือขยับแขนได้อย่างยากลำบาก และเมื่อเร็ว ๆ นี้วิธีใหม่ในการฟื้นฟูผู้ป่วยโรคเส้นเลือดในสมองแตก คือการใช้หุ่นยนต์ช่วยเหลือบำบัด หลายงานวิจัยได้แสดงจุดมุ่งหมายโดยตรงของการเคลื่อนที่ซ้ำ ๆ เพื่อช่วยกระตุ้น หุ่นยนต์สามารถปฏิบัติงานหนักซ้ำๆ ที่มั่นคงไม่เปลี่ยนแปลงและควบคุมได้ โดยโครงสร้างและส่วนประกอบของหุ่นยนต์จะครบครันไปด้วยเซนเซอร์ (sensor) เพื่อสามารถบันทึกตำแหน่ง ความเร็ว และแรงที่เกิดจากผู้ป่วย โดยการวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อของผู้ป่วย สมรรถนะ ในเชิงปริมาณ อย่างถูกต้อง ยกตัวอย่างเช่น MIT - MANUS [3] EMUL [4] 4DOF upper-limb power-assist exoskeleton [5] ดังภาพประกอบที่ 1 – 1



a [MIT – MANUS]

b [EMUL]

ภาพประกอบที่ 1 – 1 เครื่องบริหารและฟื้นฟูกล้ามเนื้อ (a) MIT - MANUS [3] (b) EMUL [4]

จากการศึกษาพบว่า การใช้ Biofeedback ในการออกกำลังจะสามารถทำให้ผู้ป่วยฟื้นตัวรวดเร็วกว่าการออกกำลังโดยปกติ โดยมีการตรวจจับสัญญาณต่าง ๆ ระหว่างการออกกำลังกาย เช่น อุณหภูมิ ความดัน สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography) และคลื่นไฟฟ้าสมอง (Electroencephalography) เป็นต้น ทั้งนี้การตรวจจับสัญญาณเพื่อฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยอย่างรวดเร็วและเป็นที่ยอมรับคือสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เนื่องจากคือสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดมาจากการทำงานของกล้ามเนื้อโดยตรง จึงทำให้สามารถตรวจสอบได้ว่า กล้ามเนื้อทำงานหรือไม่ [6]

ดังนั้นโครงการวิจัยนี้จึงออกแบบเครื่องมือกลไกที่สามารถช่วยฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนและระบบประสาทที่แขนบริเวณกล้ามเนื้อ triceps และ infraspinatus เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยสามารถกลับมาใช้งานแขนได้ตามปกติ หรือเทียบเท่าปกติมากที่สุด โดยคำนึงถึงความรวดเร็วในการฟื้นฟูประสิทธิภาพของเครื่องมือ ความสะดวกในการใช้เครื่องมือ แรงจูงใจในการฟื้นฟู เป็นต้น โดยการศึกษาเกี่ยวกับการใช้หุ่นยนต์ช่วยในการเคลื่อนที่โดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากร่างกายผู้ป่วยจากการออกแรงในการเคลื่อนที่กล้ามเนื้อแขน

1.2 วัตถุประสงค์

(1) สร้างหุ่นยนต์กลไกเพื่อช่วยในการฟื้นฟูการเคลื่อนไหวแขนช่วงบนของผู้ป่วย ในกรณีฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps และ infraspinatus ที่สามารถแสดงและบันทึกค่าสัญญาณแรงแขนที่เกิดขึ้นระหว่างการกายภาพ สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และ ผลการวิเคราะห์ค่า MAV และ RMS โดยที่มีมุมในการหมุนตั้งแต่ 0 – 145 องศา

(2) การใช้ แรงจากกล้ามเนื้อของผู้ป่วย เพื่อควบคุมหุ่นยนต์กลไก ในการช่วยผู้ป่วยเคลื่อนไหว (ในกรณีเคลื่อนไหวได้ลำบาก)

1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

เชิงอุตสาหกรรม

(1) สามารถสร้างต้นแบบเครื่องบริหาร และฟื้นฟูแขนแบบอัตโนมัติที่สามารถบริหารแขนของผู้ป่วยที่มีอาการอัมพาต

(2) สามารถออกแบบระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขน (EMG) ร่วมกับระบบการบริหารแขนของผู้ป่วยที่มีอาการอัมพาตครึ่งซีก

(3) สามารถสร้างต้นแบบเครื่องบริหาร และฟื้นฟูแขนที่สามารถทำงานร่วมกับระบบเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) เพื่อนำไปพัฒนาต่อในระบบอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้อง

(4) เพิ่มโอกาสในการเข้าถึงเครื่องมือที่ช่วยในการฟื้นฟูที่แบบอัตโนมัติ

เชิงการรักษาพยาบาล

(5) เพื่อช่วยเหลือผู้ป่วยอัมพาตในการออกกำลังและฟื้นฟูแขนได้ด้วยตัวเอง โดยการออกกำลังผ่านเครื่องบริหารและฟื้นฟูแขนแบบอัตโนมัติ

(6) เพื่อเพิ่มเครื่องบริหารและฟื้นฟูแขนแบบอัตโนมัติให้เพียงพอต่อความต้องการของผู้ป่วยและสถานพยาบาล

(7) สามารถประเมินพัฒนาการของกล้ามเนื้อผ่านจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้จากการวัดโดยตรง

เชิงการศึกษา

(8) ทำให้เกิดความรู้ใหม่ ๆ ในการประยุกต์ และออกแบบเครื่องบริหารกล้ามเนื้อต่าง ๆ ต่อไปนี้

(9) ทำให้ผู้วิจัยมีความรู้ และทักษะในการออกแบบ และควบคุมอุปกรณ์เครื่องมือต่าง ๆ ได้

1.4 ขอบเขตของการวิจัย

(1) ต้นแบบอุปกรณ์บริหารกล้ามเนื้อแขนสามารถทดลองใช้ที่ความเร็วในช่วง 0 – 120 องศาต่อวินาที

(2) ต้นแบบอุปกรณ์บริหารกล้ามเนื้อแขนสามารถทำงานได้ใน 2 ฟังก์ชัน คือ ฟังก์ชัน Direct Exercise และ ฟังก์ชัน CPM

(3) ในการทดลองจะใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากมัดกล้ามเนื้อบริเวณแขนมัด triceps และ มัด infraspinatus

(4) ต้นแบบอุปกรณ์บริหารกล้ามเนื้อแขนซึ่งสามารถบริหารแขนได้ที่ละข้าง

(5) ส่วนของการแสดงผลการทำงานจะแสดงผลได้คือ จำนวนครั้งที่ผู้ป่วยทำได้ ผลของสัญญาณกล้ามเนื้อขณะออกกำลัง การทำงานของระบบควบคุม และผลวิเคราะห์ค่า RMS และ MAV

(6) ใช้มอเตอร์ขนาดกำลังไม่เกิน 400 Watt ความเร็วสูงสุดในการหมุนไม่เกิน 120 องศาต่อวินาที

(7) สามารถใช้บริหารกับผู้ป่วยที่นั่งรถเข็นหรือนอนบนเตียงได้

(8) สามารถใช้ได้กับผู้ป่วยทุกความสูง และทุกความยาวแขน

(9) ต้นแบบอุปกรณ์บริหารกล้ามเนื้อแขนที่สามารถบริหารกล้ามเนื้อ triceps และ infraspinatus ได้ ซึ่งมีระยะการหมุน 0 – 145 องศา

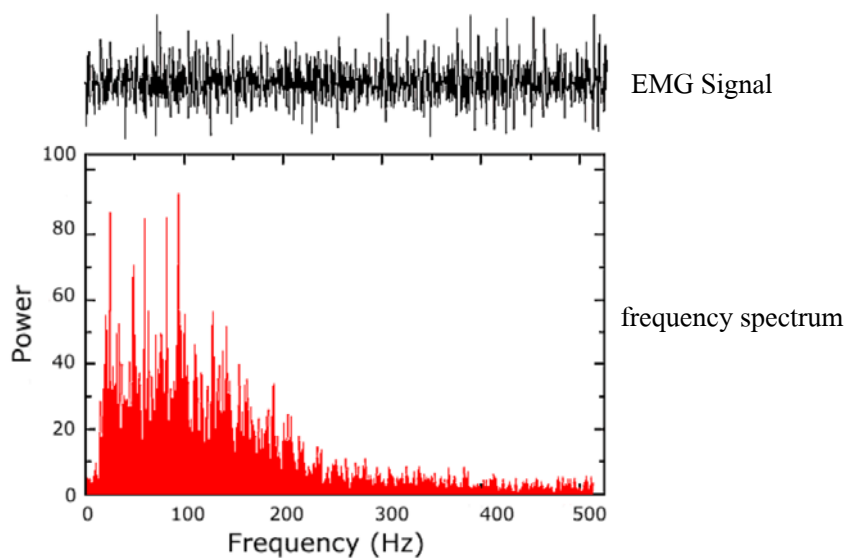
บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

เพื่อฟื้นฟูผู้ป่วยที่เกิดอาการอัมพาตในช่วงแขนจากเส้นเลือดในสมองแตก หรือจากสาเหตุอื่น ๆ จากจำนวนของผู้ป่วย ที่มีจำนวนมากประกอบกับจำนวนเครื่องมือที่น้อย ทำให้โอกาสเข้าถึงการใช้เครื่องมือเป็นไปได้ยาก จึงได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับเครื่องมือที่สามารถทำการฟื้นฟูได้รวดเร็วและดีที่สุด จึงได้สนใจที่จะทำการศึกษาเกี่ยวกับการใช้หุ่นยนต์มาช่วยในการเคลื่อนที่โดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ที่ผู้ป่วยสร้างขึ้นมาจากการที่ผู้ป่วยพยายามที่จะเคลื่อนที่แขน ซึ่งสามารถฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนได้เร็ว ทำให้คุณภาพชีวิตของผู้ป่วยดีขึ้นอย่างรวดเร็ว

2.1 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เซลล์สิ่งมีชีวิตถูกล้อมรอบด้วยเยื่อที่เป็นผนังบาง ๆ (Membrane) ซึ่งจะมีการแลกเปลี่ยนประจุไฟฟ้า (Ions) ตลอดเวลา ในขณะที่พัก ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์กล้ามเนื้อจะมีค่าอยู่ระหว่าง 70-90 มิลลิโวลต์ (mV) โดยภายนอกเซลล์จะมีค่าเป็นบวกเมื่อเทียบกับภายในเซลล์ การเปลี่ยนแปลงขั้วของเซลล์จะถูกกระตุ้นผ่านทางเส้นประสาทมายังเซลล์ของเส้นใยกล้ามเนื้อซึ่งมีอยู่เป็นจำนวนมาก ทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่สามารถวัดค่าได้ จะมีค่ามากหรือน้อยขึ้นอยู่กับการกระตุ้นของระบบประสาท ด้วยเหตุนี้ นักวิทยาศาสตร์ได้ทำการวัดค่าศักย์ทางไฟฟ้าได้ด้วยการติดอิเล็กโทรด ซึ่งอาจเป็นชนิดเข็ม (Needle electrode) หรือชนิดพื้นผิว (Surface electrode) ไว้ที่บริเวณกล้ามเนื้อเพื่อบันทึกค่าดังกล่าว เรียกการวัดค่าศักย์ไฟฟ้านี้ว่า สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ความต่างศักย์ทางไฟฟ้าที่วัดของกล้ามเนื้อเป็นผลรวมที่เกิดจากหลาย ๆ หน่วยของเซลล์กล้ามเนื้อ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหลายเป็นสัญญาณของกล้ามเนื้อที่เกิดจากการสั่งงานของสมองผ่านมาทางเส้นประสาทที่ควบคุมกล้ามเนื้อ ในด้านการแพทย์สามารถใช้สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่วัดได้จากตัวผู้ป่วยช่วยในการวินิจฉัยอาการผิดปกติที่เกิดขึ้น เช่นอาการของโรคที่เกิดจากเส้นประสาทสั่งการบาดเจ็บ ไม่สามารถควบคุมอวัยวะได้ เป็นต้น โดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อของคนปกติจะมีพลังงานอยู่ในย่านความถี่ 0 - 500 Hz พบว่าสัญญาณส่วนใหญ่มีความถี่อยู่ในย่าน 10 - 150 Hz และขนาดของสัญญาณมีค่าประมาณ 50 ไมโครโวลต์ ถึง 100 มิลลิโวลต์ ตัวอย่างของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหลายและสเปกตรัม [7] ดังภาพประกอบที่ 2 - 1



ภาพประกอบที่ 2 – 1 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และ frequency spectrum ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จาก Tibialis Anterior muscle [7]

2.1.1 การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

Root mean square (RMS) เป็นการหาค่ารากของค่าเฉลี่ยของกำลังสองของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ได้ผลลัพธ์เป็นปริมาณสเกลาร์หนึ่งค่า โดยนำค่าที่ได้ดังกล่าวไปวิเคราะห์เพื่อหาความเหมาะสมในการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N X_n^2}$$

เมื่อ X_n คือ ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่จุด n

N คือ จำนวนจุดทั้งหมด

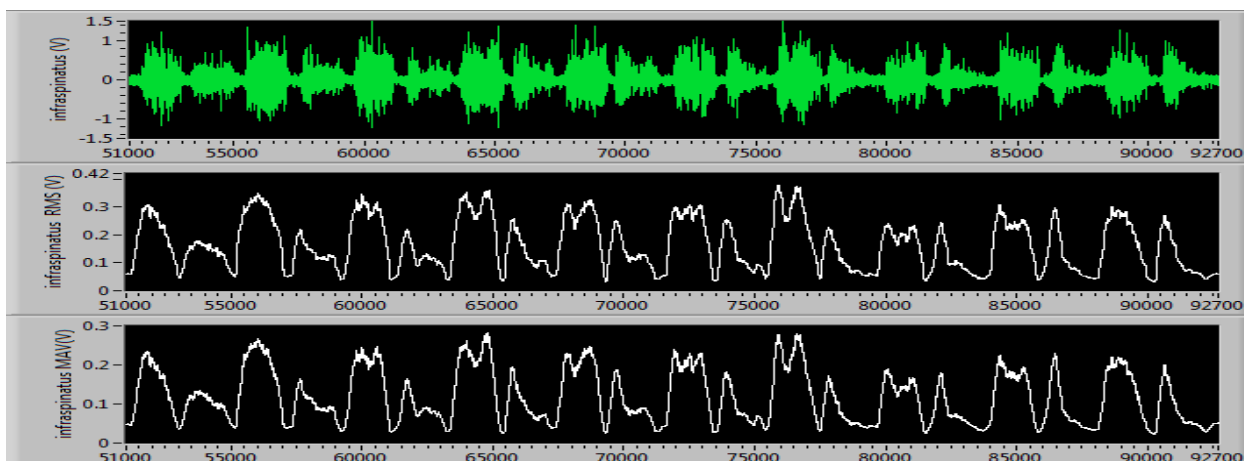
Mean absolute value (MAV) คือค่าเฉลี่ยของสัญญาณกล้ามเนื้อ คุณสมบัตินี้เป็นปริมาณสเกลาร์ที่เป็นค่าเฉลี่ยของค่าสัมบูรณ์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ในบางงานวิจัยเรียกว่า Integral of absolute value (IAV) ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการ

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |X_n|$$

เมื่อ X_n คือ ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่จุด n

N คือ จำนวนจุดทั้งหมด

ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2 – 2



ภาพประกอบที่ 2 – 2 ภาพแสดงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหลังจากผ่านกระบวนการวิเคราะห์ RMS และ MAV ตามลำดับ

2.2 อัมพฤกษ์

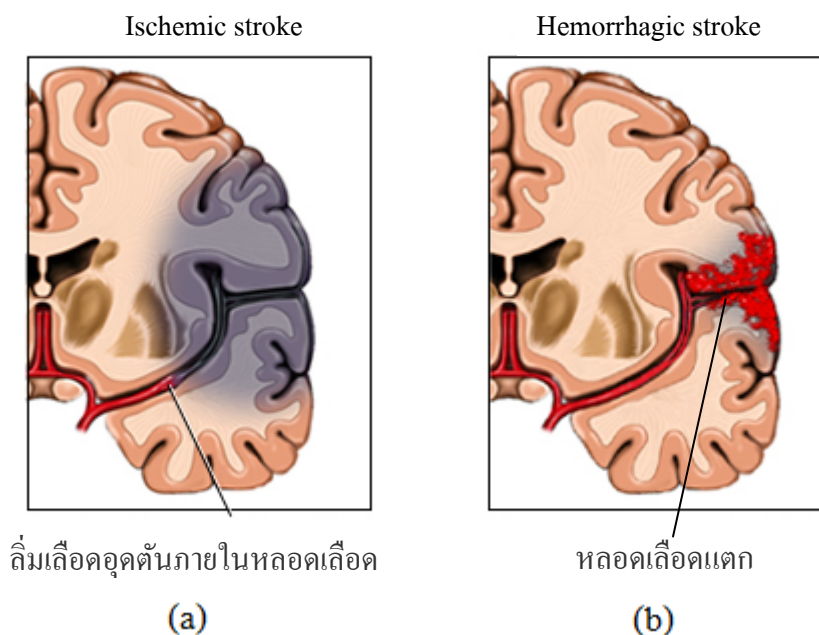
อัมพฤกษ์เกิดขึ้นเมื่อหลอดเลือดในสมองมีการอุดตัน ตีบ หรือแตก จะทำให้เลือดนำออกซิเจนไปเลี้ยงเซลล์สมองบางพื้นที่ไม่ได้ ทำให้เซลล์สมองบริเวณที่ไม่มีเลือดไปเลี้ยงตายและทำให้ร่างกายที่ถูกควบคุมโดยเซลล์สมองนั้นไม่สามารถทำหน้าที่ได้ตามปกติ เซลล์สมองจะเริ่มตายภายในเวลาไม่ถึงนาทีหากไม่มีเลือดไปเลี้ยง ดังนั้นการทราบข้อมูลของอาการโรคอัมพฤกษ์จึงเป็นสิ่งสำคัญต่อการเริ่มการรักษาให้เร็ว โดยเป้าหมายของการรักษา คือป้องกันไม่ให้เซลล์สมองตายมากขึ้น และฟื้นฟูสภาพให้กลับเป็นปกติ

2.2.1 อาการที่สำคัญ

อาการของอัมพฤกษ์จะเกิดขึ้นอย่างรวดเร็ว และฉับพลัน อาการชา หรือแขนขาอ่อนแรง หน้าเบี้ยวครึ่งซีกใดซีกหนึ่งของร่างกาย อาจมีอาการมองเห็นภาพซ้อน หรือภาพมัว เกิดขึ้นมาจากกล้ามเนื้อที่บังคับลูกตาอ่อนแรงข้างใดข้างหนึ่ง มีอาการสับสน มีอาการพูดจาลำบาก หรือพูดไม่ชัด การก้าวเดินลำบาก หรืออาการปวดศีรษะมากๆ ถ้าอาการเหล่านี้หายไปเร็ว แสดงว่าภาวะที่เกิดจากหลอดเลือดในสมองตีบชั่วคราว ซึ่งเป็นภาวะที่เป็นสัญญาณบ่งบอกว่าเสี่ยงต่อการเกิดโรคอัมพฤกษ์ในอนาคตอย่างมาก

2.2.2 สาเหตุของโรคอัมพฤกษ์

สาเหตุของโรคอัมพฤกษ์มีอยู่ 2 ประเภท คือ อัมพฤกษ์ที่เกิดจากหลอดเลือดในสมองตีบ และ อัมพฤกษ์ที่เกิดจากหลอดเลือดในสมองแตก [8] ภาพประกอบที่ 2 – 3



ภาพประกอบที่ 2 – 3 (a) แสดงลิ่มเลือดอุดตันภายในหลอดเลือดทำให้สมองส่วนที่แรงแฆขาดเลือด และตาย (b) แสดงหลอดเลือดแตก ทำให้มีเลือดออกในสมอง [8]

อัมพฤกษ์ที่เกิดจากหลอดเลือดในสมองตีบจะเกิดขึ้นเมื่อมีลิ่มเลือดที่แข็งตัวอุดตันในหลอดเลือดที่สมอง อัมพฤกษ์ที่เกิดจากหลอดเลือดในสมองแตกจะเกิดขึ้นเมื่อหลอดเลือดที่ไปเลี้ยงสมองเกิดการแตก ทั้งนี้หากหลอดเลือดในสมองแตกนี้มีโอกาสทำให้เสียชีวิตได้

2.2.3 การรักษา

การฟื้นฟูสภาพผู้ป่วยโดยมีเป้าหมายให้ผู้ป่วยกลับไปใช้ชีวิตได้ตามปกติภายหลังจากที่เกิดโรคอัมพฤกษ์ ซึ่งการฟื้นฟูสภาพคือการทํากายภาพบำบัด ทั้งนี้ผู้ป่วยโรคอัมพฤกษ์จะต้องออกแรงเพื่อขยับแขนขาในการฟื้นฟูสภาพได้อย่างรวดเร็ว ตามธรรมชาติของโรคอัมพฤกษ์ภายหลังที่เกิดอัมพฤกษ์จะค่อยๆฟื้นฟูสภาพได้เอง เพียงแต่จะใช้เวลานาน เป็นเดือน หรือเป็นปี แต่ต้องทํากายภาพบำบัดอย่างสม่ำเสมอ หากไม่ทํากายภาพบำบัดโอกาสที่จะดีขึ้นก็จะน้อยลง

2.2.4 ตัวอย่างเครื่องออกกำลังกายที่มีใช้ในโรงพยาบาล

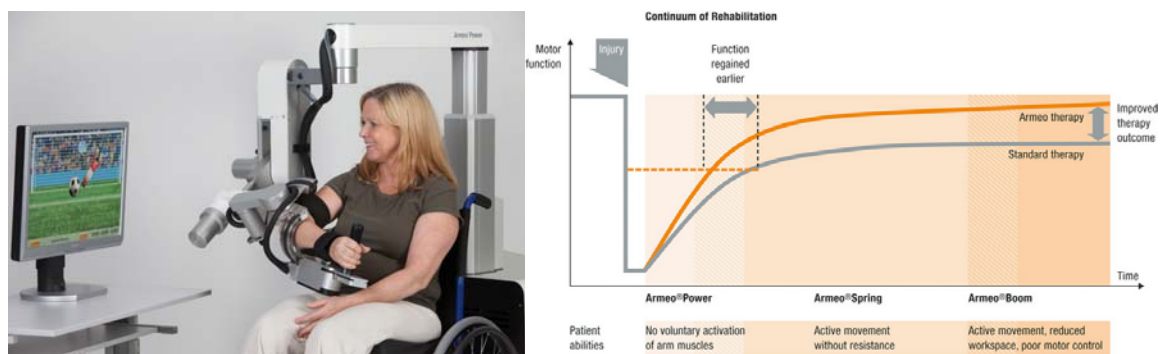
1) ARTROMOT เป็นอุปกรณ์ที่ช่วยขยับแขนได้ 2 ท่าทาง (ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2 – 4) ซึ่งสามารถงอข้อศอกได้ตั้งแต่ -5 – 140 องศา และพลิกข้อมือได้ตั้งแต่ -90 – 90 องศา เพื่อให้ผู้ป่วยได้มีการขยับกล้ามเนื้อแขน ซึ่งมีประโยชน์ทางด้านช่วยให้ข้อต่อของผู้ป่วยไม่เกิดพังผืด แต่ไม่สามารถช่วยในการฟื้นฟูกล้ามเนื้อ เนื่องจากผู้ป่วยไม่ได้มีการออกแรง



ภาพประกอบที่ 2 – 4 ARTROMOT E2 Elbow CPM [9]

- 2) Armeo เป็นเครื่องฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนที่สามารถเคลื่อนที่ได้ 6 ทิศทาง คือ
1. สามารถหุบเข้าและกางไหล่เข้าออกในแนวนอนได้ตั้งแต่ - 169 – 50 องศา
 2. สามารถหุบเข้าและกางไหล่เข้าออกในระนาบหน้าหลังได้ตั้งแต่ 40 – 120 องศา
 3. สามารถหมุนไหล่เข้าออกได้ตั้งแต่ 0 – 90 องศา
 4. สามารถหุบเข้าและกางข้อศอกได้ตั้งแต่ 0 – 100 องศา
 5. สามารถบิดท่อนแขนเพื่อพลิกคว่ำหงายฝ่ามือได้ตั้งแต่ - 60 – 60 องศา
 6. สามารถงอข้อมือเข้าออกได้ตั้งแต่ - 60 – 60 องศา

มือจับของอุปกรณ์ฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนมี Sensor เพื่อสามารถตรวจวัดขนาดของแรงบีบมือ สามารถปรับแรงต้านตามความแข็งแรงของผู้ใช้งาน และมีเกมส์เพื่อช่วยในการกระตุ้นให้ผู้ป่วยออกกำลังกาย ทำให้ผู้ป่วยมีการฟื้นฟูที่ดีกว่าการบริหารปกติ ดังภาพประกอบที่ 2 – 5



ภาพประกอบที่ 2 – 5 เครื่องออกกำลังกาย รุ่น Armeo [10]

ดังนั้น เครื่องมือฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขนที่จะสร้างขึ้นนั้นควรมีสิ่งเร้า เพื่อช่วยกระตุ้นผู้ป่วยให้อยากออกกำลังกาย และมีแรงต้านเพื่อช่วยเสริมสร้างกล้ามเนื้อให้แก่ผู้ป่วย

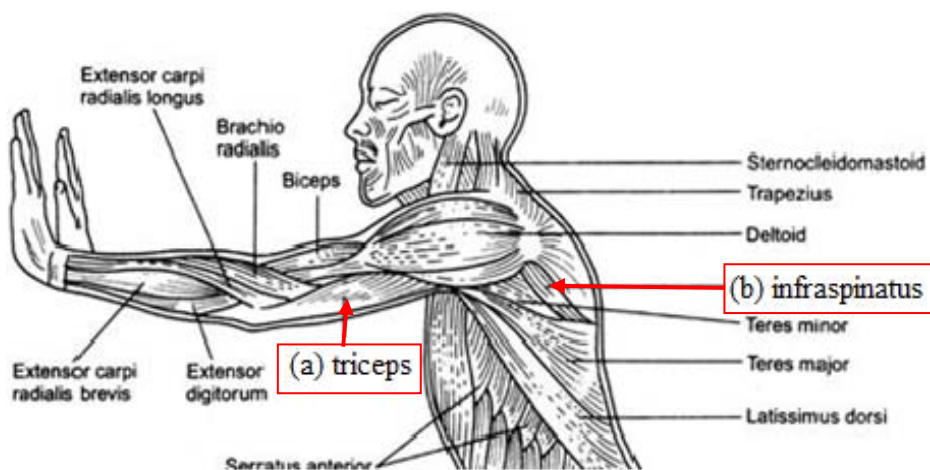
บทที่ 3

การออกแบบและวิธีการสร้าง

จากการศึกษา พบว่าผู้ป่วยโรคเส้นเลือดในสมองแตก ส่วนใหญ่จะสูญเสียการควบคุมของแขน มีอาการเกร็งของมัดกล้ามเนื้อ biceps และกล้ามเนื้ออื่น ๆ จึงต้องทำการบริหารกล้ามเนื้อดังกล่าว เพื่อเป็นการฟื้นฟูระบบการทำงานของกล้ามเนื้อ การฟื้นฟูในระยะแรก ๆ จะมีความยากลำบากมาก บางคนทำได้เพียงแค่ยกแขนขึ้นลงอย่างเดียว ซึ่งไม่มีประโยชน์ในการใช้ชีวิตประจำวัน ในการฟื้นฟูเบื้องต้นที่สำคัญจะทำการฟื้นฟูการเหยียดของแขน การงอข้อมือ และการกำมือแบมือ เพื่อเป็นการฟื้นฟูเบื้องต้น ที่สามารถทำให้ผู้ป่วยรับประทานอาหารเองได้ จากการศึกษพบว่า การไม่สามารถทำกิจกรรมดังกล่าวเกิดจากสาเหตุจาก motor unit สาเหตุแรกคือ ไม่มีสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สาเหตุที่ 2 คือ มีสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จากมัดกล้ามเนื้อทั้ง 2 ฟัง จึงทำให้ ไม่สามารถเหยียดหรืองอได้

ในงานวิจัยนี้ทำการศึกษากล้ามเนื้อมัดหลัก ๆ ที่ต้องทำการฟื้นฟูคือ triceps และ infraspinatus ทั้งนี้การฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps เพื่อเสริมสร้างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ triceps และทำให้กล้ามเนื้อ biceps สามารถยืดและหดตัวเป็นผลทำให้ลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อ สำหรับการฟื้นฟูกล้ามเนื้อ infraspinatus เพื่อเสริมสร้างความแข็งแรงของมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus และทำให้ผู้ป่วยสามารถยืดแขนออกทางข้างลำตัวได้มากขึ้นและกระชับหัวไหล่ จะทำให้ผู้ป่วยไม่มีโอกาสเสี่ยงต่อการไหลหลุด

ดังนั้นจึงทำการสร้างเครื่องออกกำลังกายที่สามารถออกกำลังกายได้ 2 ท่า 2 มัดกล้ามเนื้อคือ กล้ามเนื้อ triceps และ infraspinatus แสดงดังภาพประกอบที่ 3 – 1 ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่ต้องฟื้นฟู ภายหลังจากการบาดเจ็บจากเส้นเลือดในสมองแตก โดยออกแบบทำการฟื้นฟูกล้ามเนื้อแสดงดังภาพประกอบที่ 3 – 2



ภาพประกอบที่ 3 – 1 มัดกล้ามเนื้อ triceps และ infraspinatus [11]



ภาพประกอบที่ 3 – 2 a และ b คือทำพื้นพุกกล้ามเนื้อ triceps (side view) c และ d คือทำพื้นพุกกล้ามเนื้อ infraspinatus (front view)

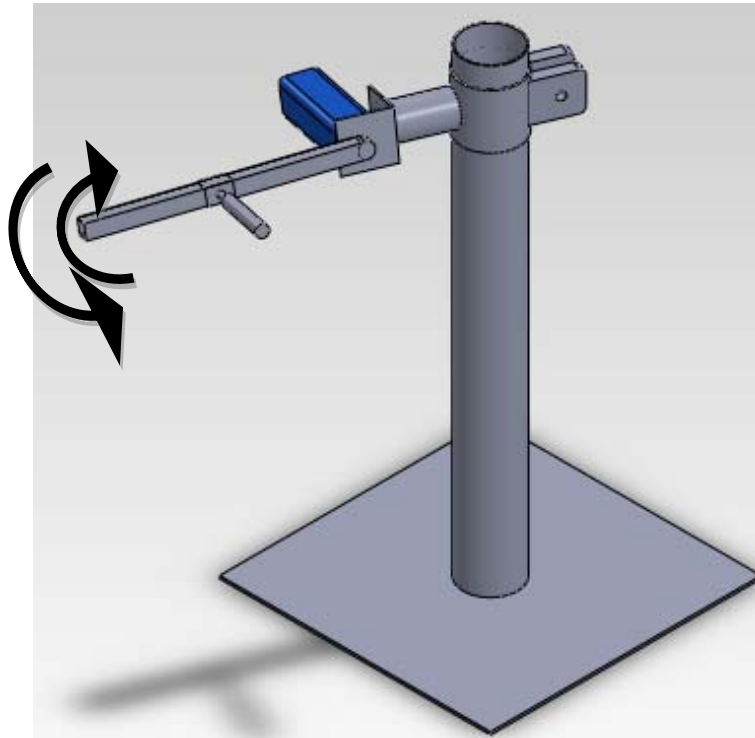
3.1 ทำออกกำลังกายเพื่อพื้นพุกกล้ามเนื้อ triceps

ผู้ป่วยจะต้องออกแรงกล้ามเนื้อ triceps โดยการเหยียดท่อนแขนด้านบนออก และหุบเข้าด้านในในแนวระดับไปด้านหน้า และให้ท่อนแขนด้านบนแนบข้างลำตัวตลอดการฟื้นฟู [12] โดยใช้แรงต้านจากมอเตอร์ไฟฟ้า ใช้เครื่องมือดังภาพประกอบที่ 3 – 3

3.2 ทำออกกำลังกายเพื่อพื้นพุกกล้ามเนื้อ infraspinatus

ในระหว่างการบริหารให้ท่อนแขนด้านบนแนบชิดข้างลำตัวตลอด และท่อนแขนด้านล่าง ขนานพื้นตลอด เริ่มออกกำลังโดยให้ท่อนแขนด้านข้างชิดลำตัวบริเวณสะดือทำการเหยียดแขน

ออกไปจากลำตัวไปจนสุด โดยใช้กล้ามเนื้อ 1 infraspinatus 2 teres minor 3 posterior fibre ของกล้ามเนื้อ deltoid [12] โดยการใช้มอเตอร์สร้างแรงต้าน โดยมีลักษณะเครื่องมือดังภาพประกอบที่ 3 – 4



ภาพประกอบที่ 3 – 3 เครื่องมือ บริหารมัดกล้ามเนื้อ triceps

3.3 ส่วนประกอบของเครื่องมือ

3.3.1 เครื่องมือฟื้นฟูกล้ามเนื้อแขน (แสดงดังภาพประกอบที่ 3 – 4)

ประกอบด้วยด้วยส่วนต่าง ๆ ดังนี้

(1) ฐาน (tripod) โดยที่ฐานมีความแข็งแรงเพราะต้องรับน้ำหนักทั้งหมดของเครื่องมือ ใช้ประกอบกับจุดเชื่อมต่อ

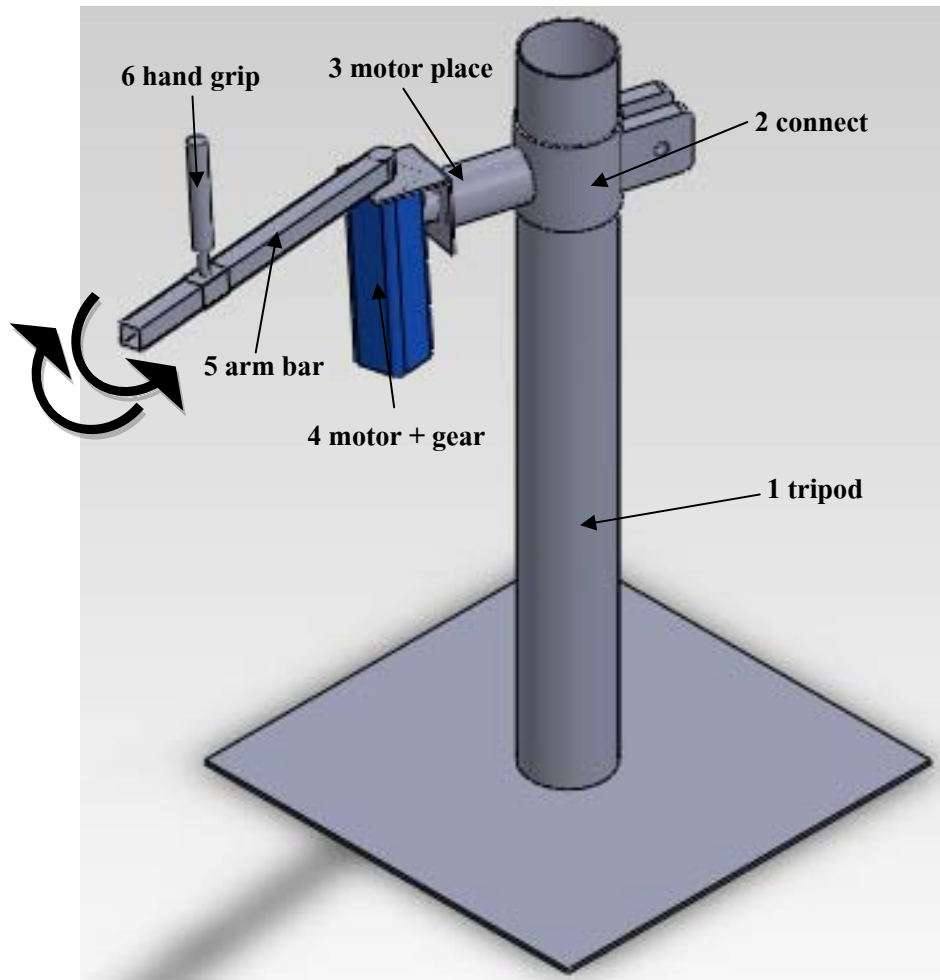
(2) จุดเชื่อมต่อ (connect) เป็นส่วนเชื่อมต่อระหว่างฐาน และจุดติดตั้งมอเตอร์ สามารถเลื่อนขึ้นลงได้เพื่อปรับระดับความสูงตั้งแต่ 60 – 90 ซม. เพื่อให้เหมาะสมต่อความสูงของผู้ป่วย

(3) จุดติดตั้งมอเตอร์ (motor place) ใช้ติดตั้งมอเตอร์ โดยสามารถหมุนได้ 180 องศา เพื่อเปลี่ยนท่าบริหาร

(4) มอเตอร์และเกียร์ (motor + gear) ใช้เพื่อสร้างแรงต้าน ในการออกกำลังกาย และขับเคลื่อนแทนยึดจับ

(5) แท่นยึดจับ (แขน) (arm bar) มีไว้เพื่อเป็นตัวเชื่อมระหว่าง มอเตอร์และเกียร์ กับมือจับ

(6) มือจับ (hand grip) มีไว้ใช้จับเพื่อออกกำลังกาย ประกอบไว้บนแท่นยึดจับ โดยที่สามารถยืดเข้าและยืดออกตามความยาวแขนของผู้ป่วย ดังที่แสดงในภาพประกอบที่ 3 – 4



ภาพประกอบที่ 3 – 4 เครื่องมือ บริหารมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus

3.3.2 การเลือกความสูงของเครื่อง

วัดรตเข้นนั่ง และเดียงผู้ปวยเคล่ือนที่ เพื่อนำมาค่านวณขนาดของเครื่องมือที่ผลิดขึ้น เพื่อให้เครื่องมือใช้งานได้กับผู้ปวยที่นั่งรตเข้นนั่ง หรือนอนบนเดียงผู้ปวยเคล่ือนที่ได้ จากการศึกษาพบว่า หากต้องการใช้เครื่องมือกับผู้ปวยทั้งบนรตเข้นนั่ง และบนเดียงนอน เครื่องมือควรมีความสูงตั้งแต่ 60 – 90 ซม.

3.3.3 การเลือกตัวปรับความสูง

เนื่องจากเครื่องมือมีน้ำหนักมาก ดังนั้นจึงต้องมีอุปกรณ์ช่วยในการปรับระดับความสูง โดยใช้ motor actuator ยี่ห้อ Jaeger 1800 การใช้งาน สามารถปรับความสูงด้วยระบบไฟฟ้าโดยมีสมบัติ ดังนี้

Input Voltage 36VDC

Load Capacity 3000N

Static Load 9000N

Stroke Length 18"

Load current $\leq 2.5A$

Drive ACME

Full Load Speed 2mm/sec

Duty Cycle 20%

Temperature $-26^{\circ}C-65^{\circ}C(-15^{\circ}F-150^{\circ}F)$

Limit Switch Adjustable

Sensor Reed Switch Sensor

Dynamic load 6000N [13]



ภาพประกอบที่ 3 – 5 motor actuator [13]

3.3.4 การเลือกตัวให้แรงต้าน

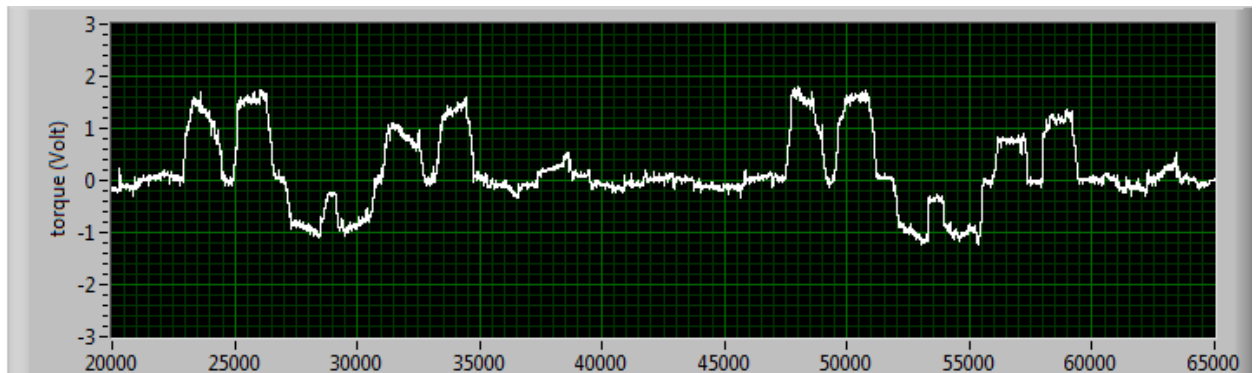
จากการศึกษา การใช้ปริมาณของแรงต้านในการฟื้นฟูผู้ป่วย พบว่า ใช้แรงต้านด้วยตุ้มน้ำหนัก 5 kg [14] ในงานวิจัยนี้ แทนยึดจับ (แขน) มีความยาว 30 cm จึงต้องใช้มอเตอร์ที่มีทอร์คเริ่มต้นที่ $5 \text{ kg} \times 30 \text{ cm} = 150 \text{ kg cm}$ หรือ 15 Nm ในงานวิจัยนี้ จึงเลือกใช้ AC servo motor 400 watt ที่มีทอร์ค 1.27 Nm ที่มีความเร็ว 3000 รอบต่อนาที และ driver ใช้สำหรับควบคุมมอเตอร์ พร้อมเกียร์ทดรอบ 1/20 ที่มี Backlash $\leq 10 \text{ Arcmin}$ หลังจากผ่านเกียร์ทด จะได้ทอร์ค มากกว่า 15 Nm และความเร็วรอบที่ 150 รอบต่อนาที เพียงพอต่อการบริหารกล้ามเนื้อแสดงดังภาพประกอบที่ 3 – 6



ภาพประกอบที่ 3 – 6 AC servo motor 400 watt driver และ เกียร์ทดรอบ

3.3.5 การวัดแรงต้านของมอเตอร์

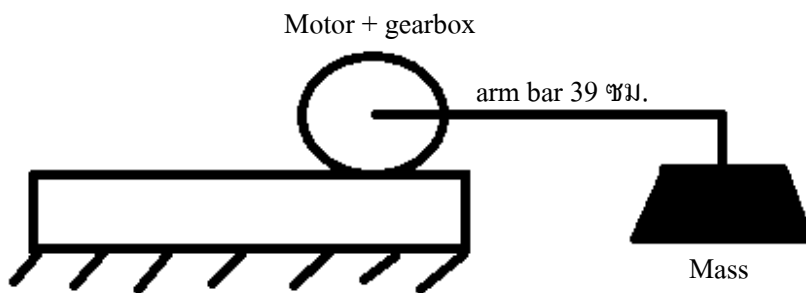
วงจรเก็บสัญญาณของแรงต้าน (Torque) มอเตอร์สามารถแสดงผลทอร์กออกมาในรูปแบบแรงดัน -7 ถึง 7 V จะมีทอร์กตั้งแต่ -500% ถึง 500% จะมีค่าทอร์กตั้งแต่ -6.35 Nm ถึง 6.35 Nm ดังภาพประกอบที่ 3 – 7



ภาพประกอบที่ 3 – 7 ทอร์กของมอเตอร์

โดยมอเตอร์ คำนวณค่าแรงต้าน จากกระแสไฟฟ้าที่ใช้ในการหมุน หรือการรักษาความเร็วของมอเตอร์ พบว่า ทำบริหารกล้ามเนื้อ triceps ขณะแขนของเครื่องทำมุมตั้งฉากกับพื้น (90 องศา) ค่าทอร์กของมอเตอร์จะเป็น 0 และขณะแขนของเครื่องทำมุมขนานกับพื้น (0 และ 180 องศา) ค่าทอร์กของมอเตอร์ จะมีค่าอยู่ที่ 16 - 18 เปอร์เซ็นต์ของทอร์กสูงสุดที่มอเตอร์ทำได้ (1.27 Nm)

ในการทดลองถ่วงน้ำหนักเพื่อทดสอบแรงของมอเตอร์ แขนของเครื่องทำมุมตั้งฉากกับพื้นและความยาวของแขน (arm bar) เป็น 39 ซม.จากแกนมอเตอร์ ดังภาพประกอบที่ 3 – 8 ผลการทดสอบแสดงผลความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณน้ำหนักถ่วงและค่าทอร์กของมอเตอร์ตามตาราง 3 –



ภาพประกอบที่ 3 – 8 การทดลองถ่วงน้ำหนักเพื่อทดสอบแรงของมอเตอร์

ตาราง 3 – 1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณน้ำหนักถ่วง และค่าทอร์กที่มอเตอร์อ่านได้

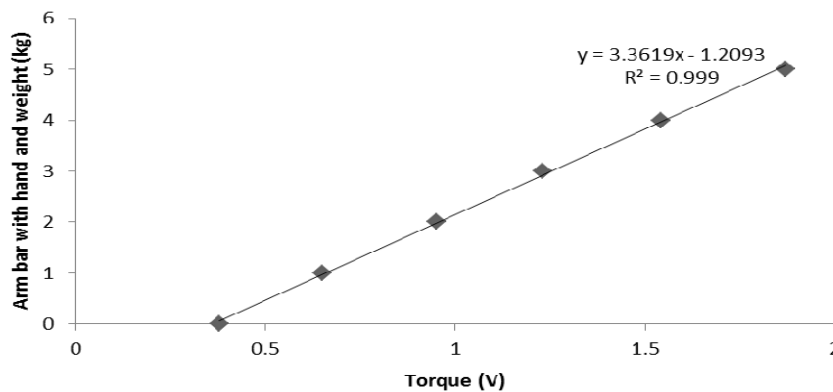
ปริมาณน้ำหนักที่ถ่วง (kg)	ทอร์ก Nm	ค่าทอร์กที่ได้ (เปอร์เซ็นต์)	แรงดันที่ได้จากตัวตรวจวัด ของมอเตอร์ (Volt)
0	0.2159	17	0.38
1	0.381	30	0.65
2	0.508	40	0.95
3	0.6477	51	1.23
4	0.7874	62	1.54
5	1.016	80	1.87

ในทางการแพทย์ ใช้น้ำหนักในการบำบัดสูงสุดที่ 5 ปอนด์ หรือ 2.27 kg [14] รวมน้ำหนักแขนแล้ว จะมีค่าทอร์กสูงสุดอยู่ที่ 53 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งมอเตอร์สามารถทำงานได้โดยไม่เกิดความเสียหาย

จากการทดสอบมอเตอร์ สามารถวัดทอร์กได้ทั้ง 2 ทิศทาง คือหากให้แรงต้านในด้านตามเข็มนาฬิกา พบว่าค่าทอร์กที่วัดได้จะเป็นค่าบวกในทางกลับกันหากให้แรงต้านในทิศทวนเข็มนาฬิกา ทอร์กที่ได้จะเป็นค่าลบ ซึ่งสามารถเก็บข้อมูลเพื่อคำนวณหาขนาด และทิศทางของกล้ามเนื้อของผู้ป่วยได้ โดยการเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างทอร์ก และน้ำหนักถ่วงจะได้ความสัมพันธ์ภาพประกอบที่ 3 - 9 ซึ่งความสัมพันธ์ดังกล่าวเป็นความสัมพันธ์เชิงเส้น และจะถูกนำไปใช้ในการปรับเทียบน้ำหนักในตัวโปรแกรมดังสมการ $y = 3.3619x - 1.2093$ (สำหรับ $y \geq 0$)

โดย x คือ ค่าแรงดันจากมอเตอร์ volt

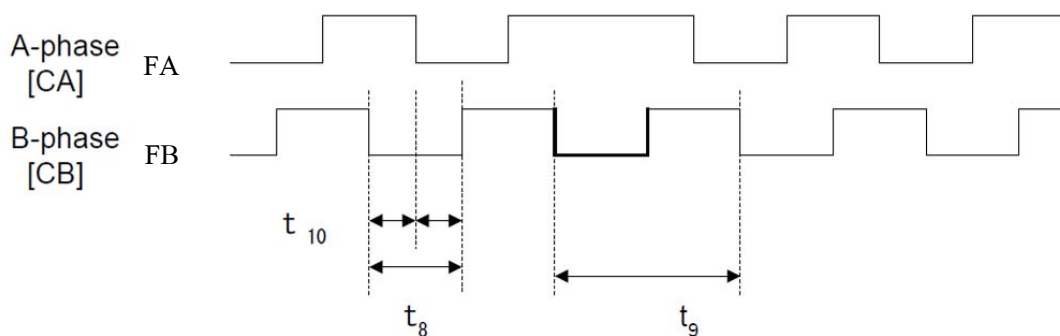
y คือ ค่าน้ำหนัก มีหน่วยเป็น kg



ภาพประกอบที่ 3 – 9 ความสัมพันธ์ระหว่าง ค่าแรงดันจากมอเตอร์ (V) และ น้ำหนักถ่วง (kg)

3.3.6 การวัดมุมของมอเตอร์

การวัดมุมการหมุนของมอเตอร์ซึ่งแสดงการเคลื่อนที่เชิงมุมด้วยการส่งสัญญาณ pulse FA และ FB ซึ่งมีค่าเฟสต่างกัน 90 องศา และเฟสของ FA = เฟสของ FB + 90 องศา กรณีมอเตอร์หมุนตามเข็มนาฬิกา และเฟสของ FA = เฟสของ FB - 90 องศา กรณีมอเตอร์หมุนทวนเข็มนาฬิกา โดยสัญญาณที่ออกมามีขนาด 0-5 volte และมีทั้งหมด 2 ช่องสัญญาณดังภาพประกอบที่ 3 - 10



Pulse width : $t_8 > 1.25 \mu s$

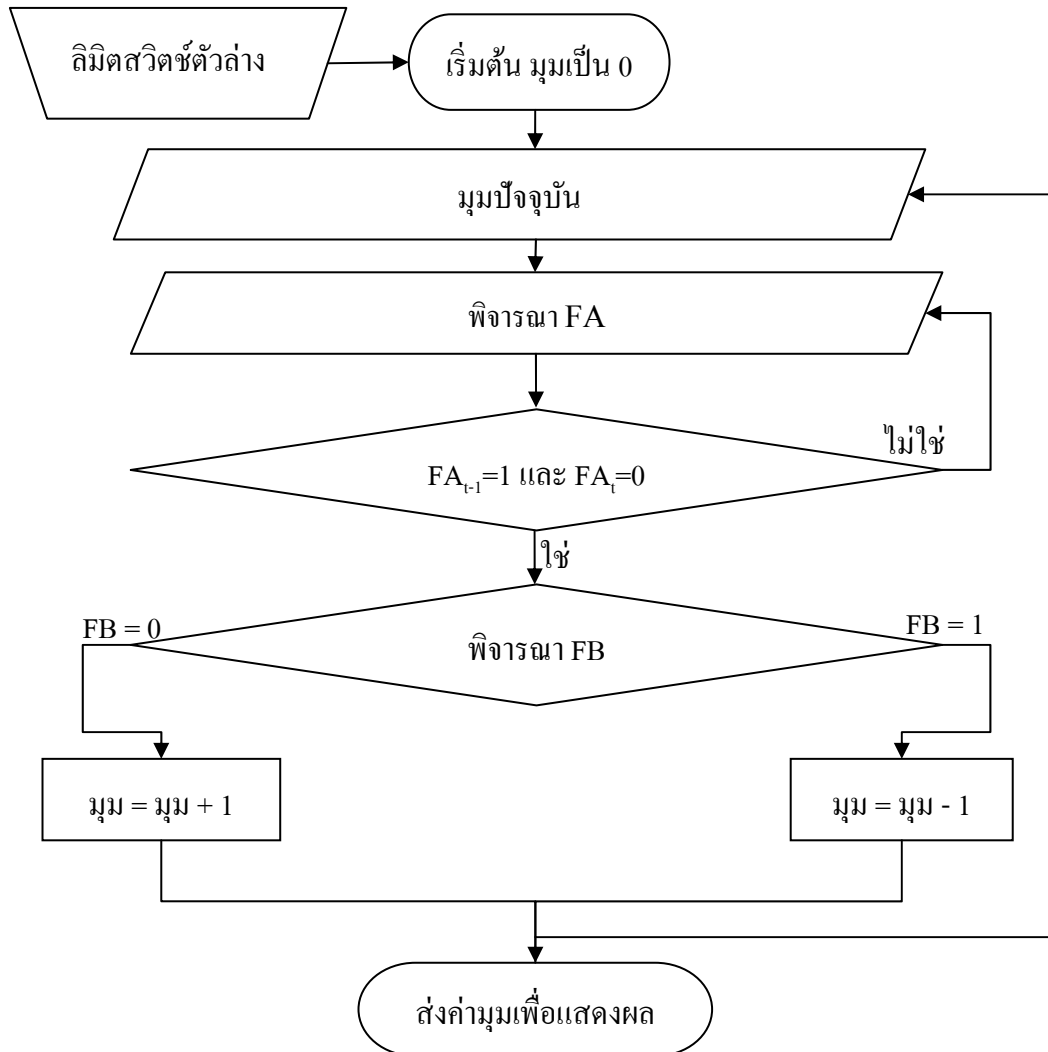
Edge interval : $t_{10} > 1.25 \mu s$

Pulse cycle : $t_9 \geq 2.5 \mu s$

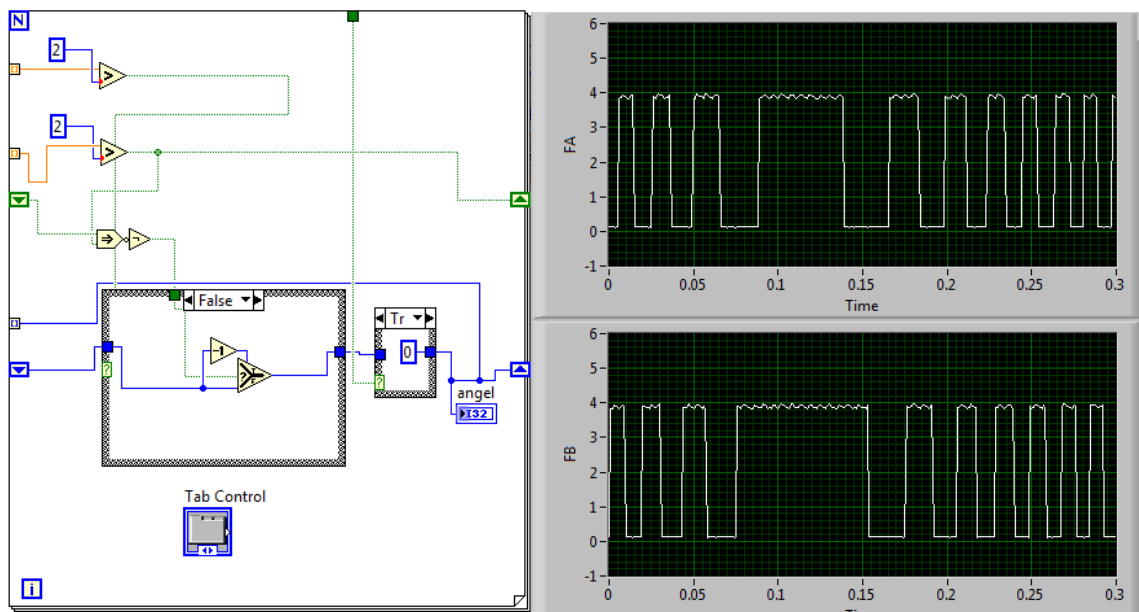
ภาพประกอบที่ 3 – 10 สัญญาณ pulse แบบ เฟสต่างกัน 90 องศา [15]

สัญญาณ FA และ FB ถูกใช้เพื่อหามุมแกนหมุนของมอเตอร์ โดยกำหนดให้มอเตอร์หมุน 1 รอบ ส่งสัญญาณออกมา 16 pulse โดยมีวงจรับสัญญาณ pulse โดยทำการตัดสัญญาณ analog ที่ได้ ให้เปลี่ยนเป็นสัญญาณ digital โดยตัดตรงตำแหน่งที่ 2 volt ขึ้นไปเป็นลอจิก 1 และน้อยกว่า 2 volt เป็นลอจิก 0 และพิจารณา FA ตรงตำแหน่งที่เปลี่ยน จาก 1 เป็น 0 หากตำแหน่งนั้น FB เป็น 0 แสดงว่า FA ช้ากว่า FB 90 องศา จะหมายความว่ามอเตอร์หมุนตามเข็มนาฬิกาโดยกำหนดให้ ทำการนับจำนวนมุมที่ทำการบันทึกไว้เพิ่ม 1 ค่า และหาก FB เป็น 1 แปลว่า FA เร็วกว่า FB 90 องศา จะหมายความว่า

มอเตอร์หมุนทวนเข็มนาฬิกาและกำหนดให้ ทำการนับจำนวนมุมที่ทำการบันทึกไว้ลดลง 1 ค่า และ หากแขนของเครื่องและสวิตช์ตัวล่าง จะทำการรีเซตมุมเป็น 0 ดังภาพประกอบที่ 3 – 11 และ 3 – 12



ภาพประกอบที่ 3 – 11 แผนภูมิลำดับขั้นของโปรแกรมวัดมุม โดย FA_{t-1} คือค่าของ FA ในช่วงเวลาก่อนหน้านั้น และ FA_t คือค่าของ FA ในช่วงเวลานี้



ภาพประกอบที่ 3 – 12 โปรแกรมนับ pulse และตัวอย่างสัญญาณ FA และ FB

3.3.7 วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์

ในตัวอย่าง จะประกอบด้วย

(1) ชุดการขับเคลื่อนที่ใช้ transistor ในการเปิดสวิตช์จ่าย 24 V ให้แก่ Servo drive โดยมี 4 ช่องสัญญาณได้แก่

ก) สั่งมอเตอร์หมุนตามเข็มนาฬิกา

ข) สั่งมอเตอร์หมุนทวนเข็มนาฬิกา

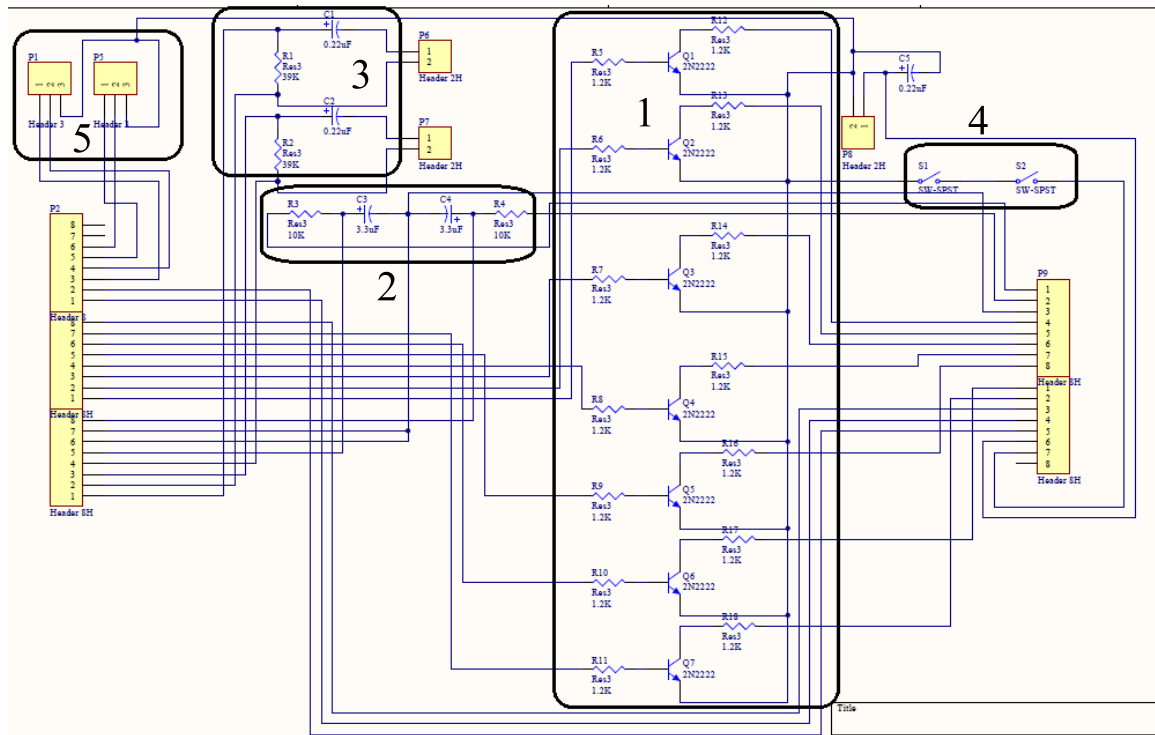
ค) ตัวเลือกความเร็ว เป็นแบบ สวิตช์ binary 2 ช่องสัญญาณ เลือกความเร็ว 100 200 และ 300 รอบต่อนาที เมื่อผ่านเกียร์ทด 1/20 เท่า จะเหลือความเร็ว 5 10 และ 15 รอบต่อนาที

(2) ชุดการรับค่าความเร็วและทอร์คของมอเตอร์ โดยผ่านวงจรตัดสัญญาณรบกวน

(3) ชุดการตัดสัญญาณรบกวนในสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อที่ได้รับมาจากเครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ

(4) Emergency สวิตช์ 2 ตัว ติดตั้งที่ไกล์คอมพิวเตอร์ และบนเครื่องมือ เพื่อป้องกันอันตรายจากเหตุฉุกเฉิน หากกดสวิตช์นี้ มอเตอร์จะไม่มีแรงดัน

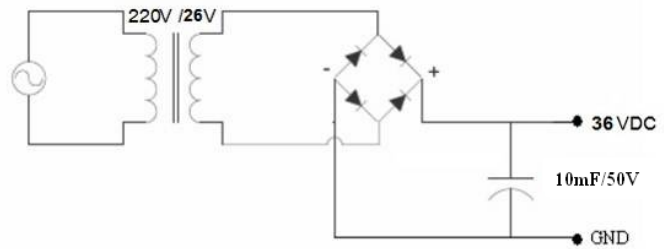
(5) ชุดรับสัญญาณจาก ลิมิตสวิตช์ ดังภาพประกอบที่ 3 – 13



ภาพประกอบที่ 3 – 13รายละเอียดของ Circuit diagram และ Circuit board

3.3.8 แหล่งจ่ายไฟฟ้า 36V (Power Supply)

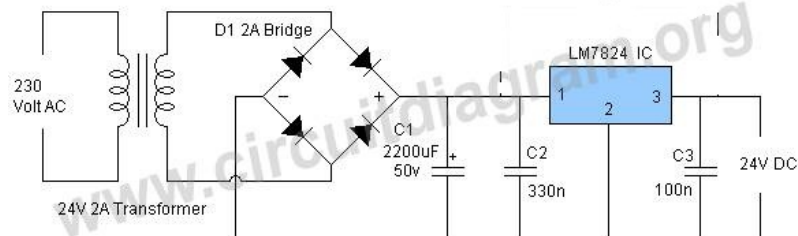
อุปกรณ์จ่ายกระแสไฟฟ้าให้กับ motor actuator โดยเลือกใช้หม้อแปลงขนาด 220VAC/26VAC 8A ต่อผ่านอุปกรณ์เรกติไฟเออร์ (Rectifier) เบอร์ KBPC2510 แบบ Single Phase Full-Wave และผ่านตัวเก็บประจุขนาด 10000 μ F/50 V ให้แรงดันไฟฟ้ามีความเรียบมากขึ้น ดังแสดงภาพประกอบที่ 3 – 14



ภาพประกอบที่ 3 – 14 แหล่งจ่ายไฟฟ้า ขนาด 36V 5A

3.3.9 แหล่งจ่ายไฟฟ้า 24V (Power Supply)

อุปกรณ์จ่ายกระแสไฟฟ้าให้กับ circuit board และ servo motor เลือกใช้หม้อแปลง ขนาด 220VAC/24VAC 2A ต่อผ่านอุปกรณ์เรกติไฟเออร์ (Rectifier) เบอร์ 2W02 แบบ Single Phase Full-Wave จะได้ 33VAC และผ่านตัวเก็บประจุขนาด 2200 μ F/50 V ให้ แรงดันไฟฟ้ามีความเรียบมากขึ้น ผ่าน ตัวเก็บประจุแบบไม่มีขั้วขนาด 330nF เพื่อตัดสัญญาณรบกวนออก หลังจากนั้น เข้าสู่ LM7824 จะได้ 24VDC แล้วเข้าสู่ตัวเก็บประจุแบบไม่มีขั้วขนาด 100nF เพื่อตัดสัญญาณรบกวนออก จึงได้ 24VDC แสดงดังภาพประกอบที่ 3 – 15



ภาพประกอบที่ 3 – 15 แหล่งจ่ายไฟฟ้า ขนาด 24V 2A [16]

3.4 อุปกรณ์ที่ใช้ทำการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG)

3.4.1 เครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (PSU_Beatlab_1)

เครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจัดทำขึ้นโดยภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ลักษณะตัวเครื่องทำด้วยโลหะสแตนเลส(Stainless Steel) เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนจากภายนอก มีช่องสัญญาณ 5 ช่อง แต่ละช่องมีอัตราขยายสัญญาณที่สามารถปรับค่าได้จากตัวต้านทานปรับค่าโดยค่าที่ใช้ในงานวิจัยอยู่ที่ 1000 เท่า ใช้แรงดันไฟฟ้า $\pm 9V$ เป็นไฟฟ้าเลี้ยงวงจร สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะมีหน่วยเป็นโวลต์ (V) ซึ่งเครื่องขยายสัญญาณเครื่องนี้ได้ทำการкалиเบร (Calibrate) ความถูกต้องของสัญญาณไว้แล้ว ตัวอย่างของบอร์ดขยายสัญญาณจริงแสดงดังภาพประกอบที่ 3 – 16



ภาพประกอบที่ 3 – 16 เครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (PSU_Beatlab_1)

3.4.2 อิเล็กโทรด (Electrode)

อุปกรณ์ที่แปลงความเข้มข้นของไอออนเปลี่ยนแปลงอิเล็กตรอนหรือศักย์ไฟฟ้า สำหรับอิเล็กโทรดที่ใช้ในงานวิจัยนี้จะเป็นอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิวแบบเปียก (Wet type surface electrode) ซึ่งอิเล็กโทรดชนิดนี้จำเป็นต้องใช้ Electrolyte gel เป็นเส้นทางนำไอออนจากเนื้อเยื่อของผู้ทดลองมาสู่ตัวโลหะเงิน ที่อยู่ตรงแกนกลางของอิเล็กโทรด ก่อนใช้อิเล็กโทรดชนิดนี้ จำเป็นต้องทำความสะอาดผิวหนังด้วยแอลกอฮอล์ เพื่อลดความต้านทานที่ผิวหนัง อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิวทำจากซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ (Ag/AgCl) มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 24 มิลลิเมตร รูปร่างเป็นแผ่นกลม ของบริษัท TYCO HEALTHCARE รุ่น Kendall / Tyco ARBO ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 17



ภาพประกอบที่ 3 – 17 อิเล็กโทรดยี่ห้อ TYCO HEALTHCARE รุ่น Kendall /Tyco ARBO

3.5 การออกแบบโปรแกรมควบคุมการทำงาน

3.5.1 โปรแกรม Labview

โปรแกรมที่ใช้พัฒนา Application โดยมีหลักการทำงานคล้ายกับ Visual Basic มีข้อแตกต่างเฉพาะด้านการเขียนโปรแกรม จะใช้การเขียนโปรแกรมโดย Graphic ฟังก์ชันที่ใช้งานมีลักษณะเป็น โมดูล ความสัมพันธ์ระหว่างกันใช้การไวร์ริง(Wiring) สายต่อกันเหมือนเป็นการต่อวงจรไฟฟ้าซึ่งทำให้การเขียนโปรแกรมได้อย่างรวดเร็ว โปรแกรม LabVIEW มีความสามารถในการติดต่อ Hardware ได้หลายชนิด ยกตัวอย่างเช่น DAQ (Data acquisition card) PLC ยี่ห้อต่าง ๆ เครื่องมือวัดทางฟิสิกส์และเคมี เครื่องมือวัดในอุตสาหกรรมต่าง ๆ รวมไปถึงเครื่องมืออื่น ๆ ที่มี Port ที่ติดต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์อีกมากมาย ในงานวิจัยนี้เลือกใช้โปรแกรม LabVIEW มาใช้เป็นโปรแกรมควบคุมระบบการทำงานของเครื่องและการอ่านวิเคราะห์ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เนื่องจากต้องการรวมระบบควบคุมและฟังก์ชันต่างๆเข้าไว้ด้วยกัน ซึ่งจะทำให้สะดวกต่อการใช้งาน สามารถอ่านค่าและบันทึกค่าสัญญาณในระหว่างการบริหารกล้ามเนื้อได้ นอกจากนี้ยังแสดงผลการวิเคราะห์ค่า MAV และ RMS ของสัญญาณได้หลังจากจบการบริหารแขน อีกประเด็นในความสะดวกต่อการใช้งานคือ โปรแกรมสามารถแสดงหน้าต่างที่ง่ายต่อการใช้งาน ผู้ที่ไม่มีพื้นฐานความรู้ในเรื่องของการเขียนโปรแกรมสามารถใช้งานได้ การเขียนโปรแกรมสามารถทำได้หลากหลายและง่ายต่อการออกแบบ รวม

ไปถึงการทำงานร่วมกับโปรแกรม MS-OFFICE อีกด้วย การสื่อสารระหว่าง Hardware และ Software ในงานวิจัยนี้ จะใช้ DAQ (Data acquisition card) รุ่น 6009 ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 18 เป็นตัวแปลงสัญญาณจากอนาล็อก (Analog) เป็นดิจิทัล (Digital) ซึ่งมีคุณสมบัติเบื้องต้นดังนี้ [17]

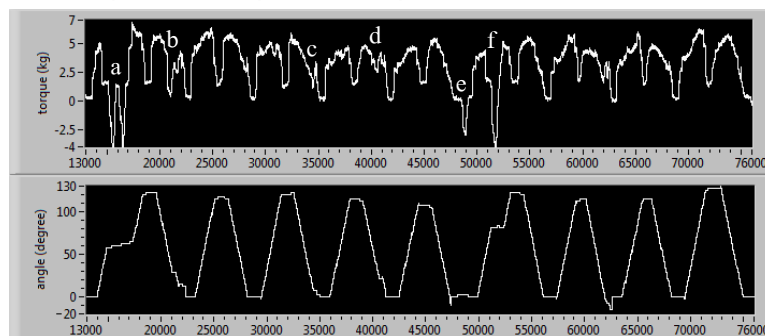
- (1) 8 analog inputs (14-bit, 48 kS/s)
- (2) 2 analog outputs 0 - 5V (12-bit, 150 S/s)
- (3) 12 digital I/O: 32-bit counter



ภาพประกอบที่ 3 – 18 DAQ (Data acquisition card) รุ่น 6009 [17]

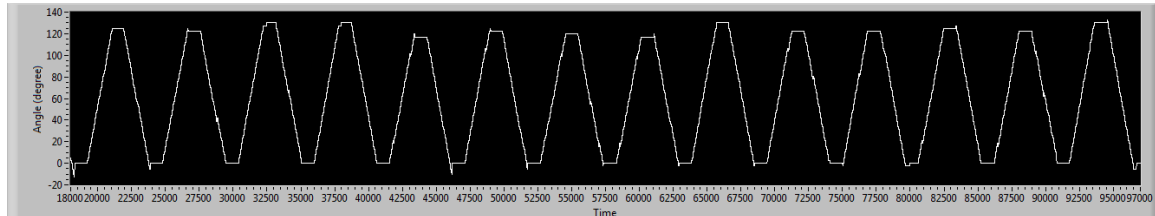
3.5.2 สัญญาณที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของเครื่อง

(1) สัญญาณแรง (Force) เป็นการวัดค่าแรงที่เกิดขึ้นขณะที่ผู้บริหารแขนออกแรง สัญญาณที่ได้จะนำไปเปรียบเทียบกับค่าน้ำหนักที่กำหนดไว้ นั่นคือ การออกแรงของผู้บริหารที่มากกว่าค่าแรงที่กำหนดไว้ จะสั่งการให้มอเตอร์หมุนเพื่อเคลื่อนที่เปลี่ยนตำแหน่งการบริหาร ทั้งนี้ หากผู้บริหารออกแรงน้อยกว่าค่าแรงที่กำหนดไว้ จะสั่งให้มอเตอร์หยุดหมุนและค้างในตำแหน่งสุดท้ายที่ทำการบริหาร ดังแสดงตัวอย่างสัญญาณแรงขณะทำการบริหาร และจุดที่มอเตอร์หยุดหมุนแสดงดังภาพประกอบที่ 3 – 19 ซึ่งจุด a ถึง f คือจุดที่เครื่องหยุดทำงาน



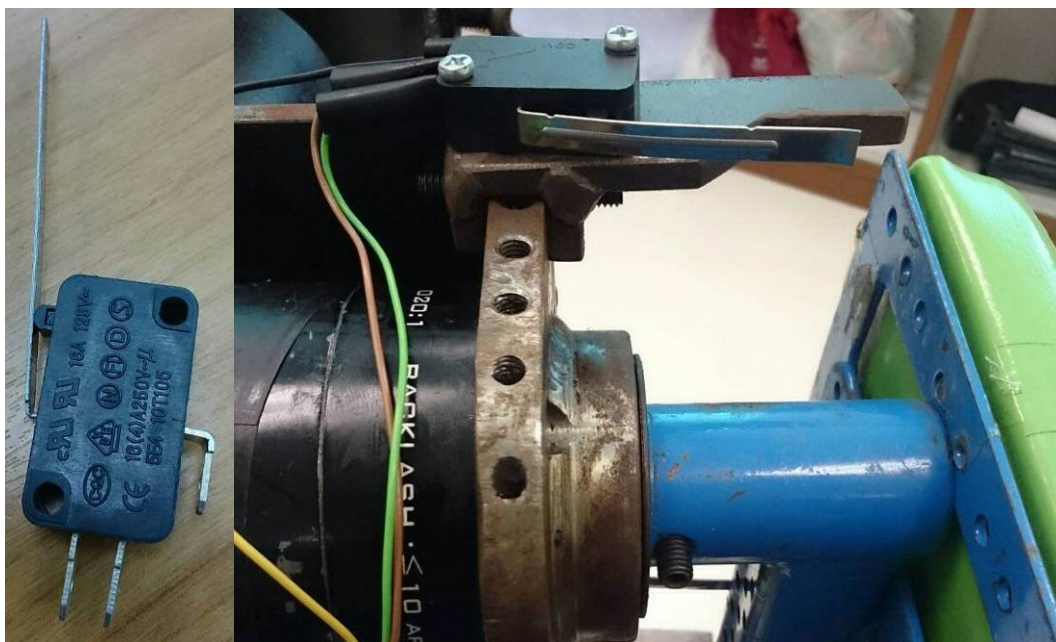
ภาพประกอบที่ 3 – 19 ตัวอย่างสัญญาณแรงขณะทำการบริหาร เทียบกับสัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม

(2) สัญญาณมุมในการเปลี่ยนแปลง (Angle) เป็นตัววัดค่ามุมที่มีการเปลี่ยนแปลง ในขณะที่มีการบริหาร สัญญาณที่ได้จะนำไปแสดงให้ผู้บริหารแขนทราบถึงตำแหน่งที่กำลังทำการเคลื่อนที่ และยังใช้เป็นตัวเปรียบเทียบในการสั่งทิศทางการทำงานของมอเตอร์ให้ทราบถึงจุดต่ำสุดหรือสูงสุด แสดงตัวอย่างสัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงขณะทำการบริหารในภาพประกอบที่ 3 – 20



ภาพประกอบที่ 3 – 20 ตัวอย่างสัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงขณะทำการบริหาร

(3) ลิimitsวิตช์ เป็นตัวกำหนดระยะของการออกกำลังกาย หากการออกกำลังกายมาถึงตำแหน่งที่มีลิimitsวิตช์อยู่ โปรแกรมจะสามารถรับรู้ได้ทันที ดังที่แสดงไว้ดังภาพประกอบที่ 3 – 21



ภาพประกอบที่ 3 – 21 ลิimitsวิตช์ และตำแหน่งการติดตั้ง

3.6 การทำงานของเครื่อง

3.6.1 ระบบ CPM

ระบบ CPM (Continuous Passive Motion) จะทำการเคลื่อนที่แขนของผู้ป่วยโดยจะไม่สนใจว่าผู้ป่วยจะออกแรงถูกฝั่งหรือไม่ โดยจะเก็บข้อมูลเอาไว้เพื่อการวิเคราะห์ภายหลัง โดยใช้มอเตอร์เป็นตัวขับเคลื่อน

การทำงานของระบบ CPM

1 เลือกโหมดการทำงาน CPM หรือ Direct Exercise

2 กำหนดค่า ความเร็ว และ จำนวนครั้งในการออกกำลังกาย

3 เลือกตำแหน่งที่จะทำการบันทึกข้อมูล และกรอกชื่อไฟล์ที่ต้องการบันทึก กดปุ่ม

บันทึก

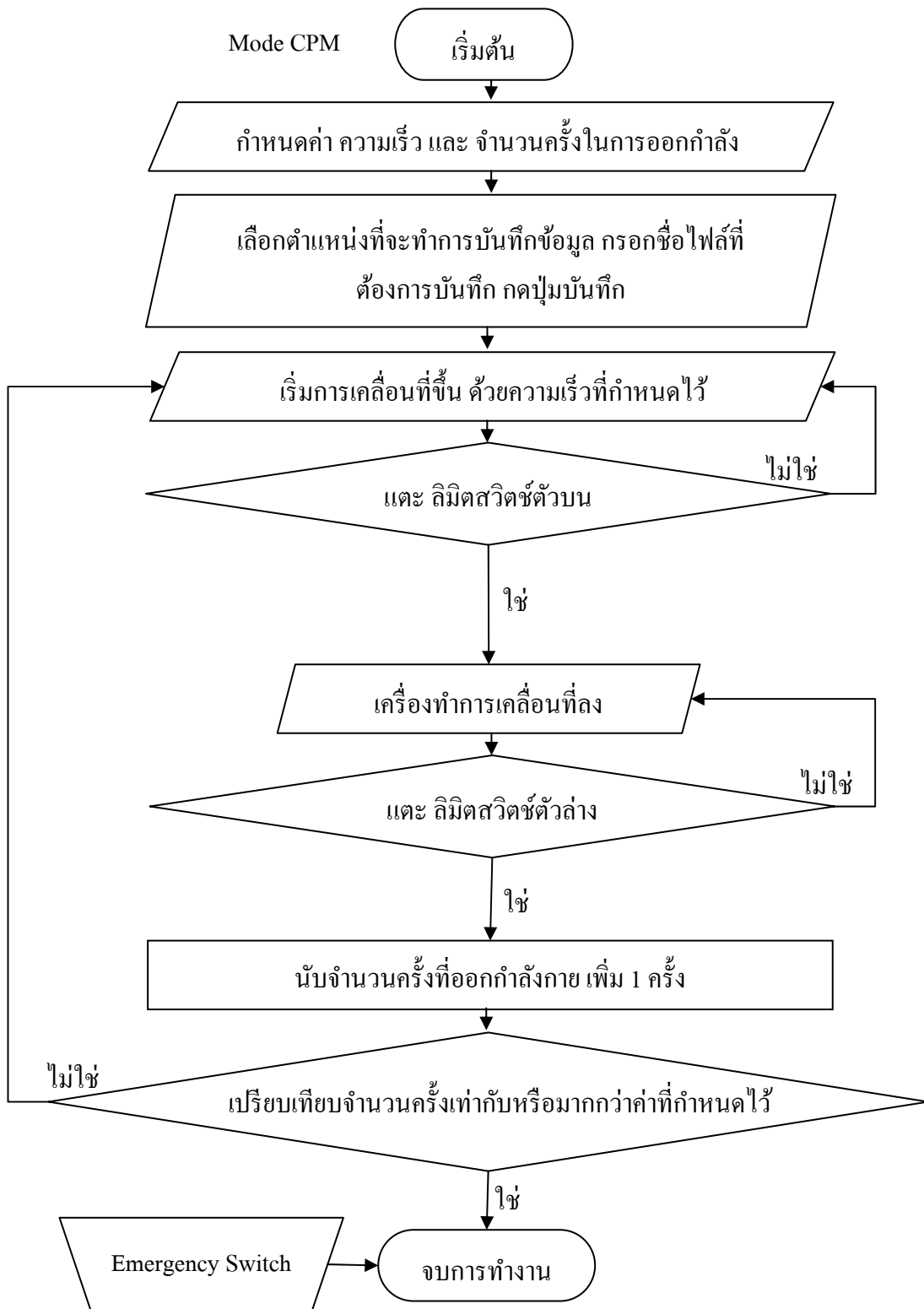
4 เริ่มการเคลื่อนที่ขึ้น ด้วยความเร็วที่กำหนดไว้

5 เมื่อถึงระยะที่กำหนด และ LIMIT SWITCH ตัวบน เครื่องจะทำการเคลื่อนที่ลง

6 เมื่อกลับจุดเริ่มต้น นั่นคือ เครื่องจะแตะ LIMIT SWITCH ตัวล่าง จะทำการนับรอบเพิ่มและบันทึกค่า หากยังไม่ครบจำนวนครั้งจะกลับไปทำขั้นตอนที่ 4 หากครบจำนวนครั้งเครื่องทำการหยุดและบันทึกค่า

7 แสดงผลค่าทอร์ค มุม และ EMG เพื่อใช้ในการวินิจฉัยผู้ป่วย

ขั้นตอนการทำงานในโหมด CPM สามารถอธิบายได้จากแผนภูมิลำดับขั้นของโปรแกรมดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 22



ภาพประกอบที่ 3 – 22 แผนภูมิลำดับขั้นของโปรแกรมในโหมด CPM

3.6.2 ระบบ Direct Exercise

ระบบ Direct Exercise จะทำการ ตรวจจับทอร์ค ของผู้ป่วย หากมีทอร์คในทิศทางที่ ถูกต้อง จะให้แขนผู้ป่วยเคลื่อนที่มีทั้งหมด 2 ท่า คือท่าพื้นพุ่มคกล้ามเนื้อ tricep และ infraspinatus ดังที่ กล่าวมาแล้วข้างต้น เครื่องจะทำงานก็ต่อเมื่อ มีแรงกระทำจากมัดกล้ามเนื้อมากกว่าค่าที่ตั้งเอาไว้

การทำงานของระบบ Direct Exercise

1 เลือกโหมดการทำงาน Direct Exercise

2 กำหนดค่า ความเร็ว น้ำหนัก และ จำนวนครั้งในการออกกำลังกาย

3 เลือกตำแหน่งที่จะทำการบันทึกข้อมูล และกรอกชื่อไฟล์ที่ต้องการบันทึก กดปุ่ม บันทึก

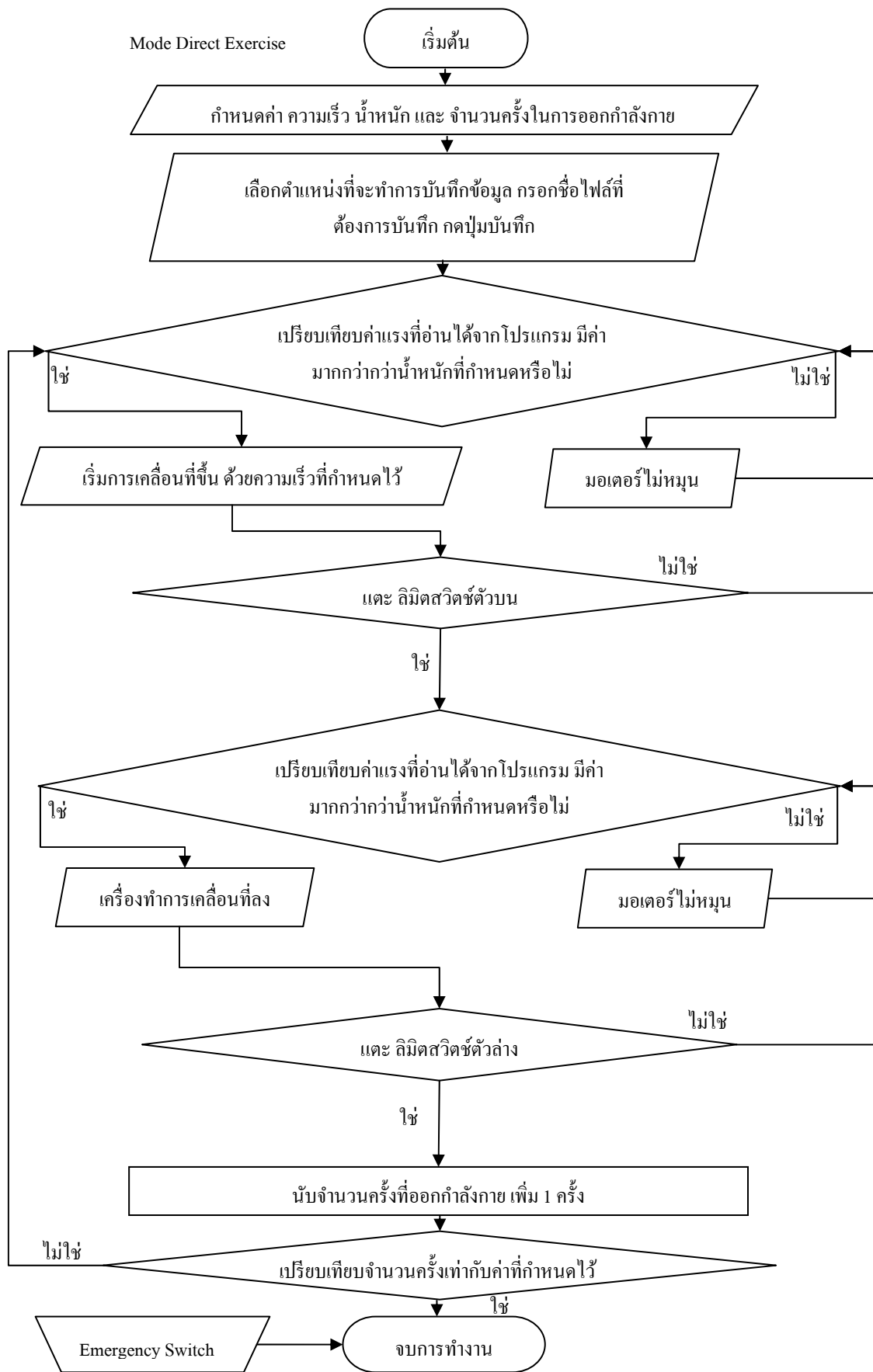
4 ระบบเช็คค่าแรงว่าเกินค่า weight หรือไม่ ถ้าเกินจะสั่งมอเตอร์ให้หมุนขึ้นด้วยความเร็วที่ตั้งไว้ ถ้าแรงไม่เกินค่าที่กำหนดจะสั่งมอเตอร์ให้หยุดหมุน

5 เมื่อถึงระยะที่กำหนด และ ลิมิตสวิทช์ตัวบน ระบบเช็คค่าแรงว่าเกินค่า weight หรือไม่ ถ้าเกินจะสั่งมอเตอร์ให้หมุนลงด้วยความเร็วที่ตั้งไว้ ถ้าแรงไม่เกินค่าที่กำหนดจะสั่งมอเตอร์ให้หยุดหมุน

6 เมื่อกลับจุดเริ่มต้น นั่นคือ เครื่องจะแตะลิมิตสวิทช์ตัวล่าง จะทำการนับรอบเพิ่มและ บันทึกค่า หากยังไม่ครบจำนวนครั้งจะกลับไปทำขั้นตอนที่ 4 หากครบจำนวนครั้งเครื่องทำการหยุด และบันทึกค่า

7 แสดงผลค่าทอร์ค มุม และ EMG เพื่อใช้ในการวินิจฉัยผู้ป่วย

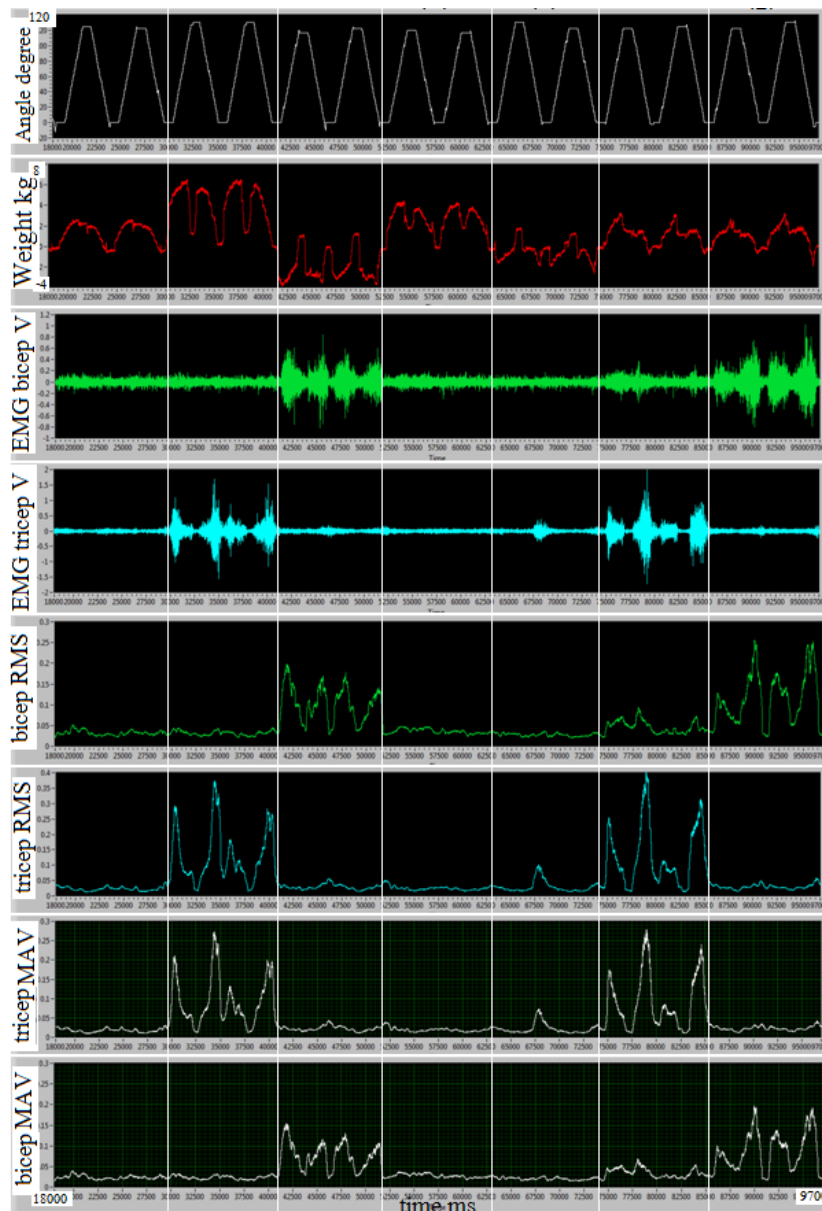
ขั้นตอนการทำงานในโหมด Direct Exercise สามารถอธิบายได้จากแผนภูมิลำดับขั้นของโปรแกรมดัง แสดงในภาพประกอบที่ 3 – 23



ภาพประกอบที่ 3 – 23 แผนภูมิลำดับขั้นของโปรแกรมในโหมด Direct Exercise

3.6.3 การอ่านและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

การอ่านสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในงานวิจัยนี้จะเลือกเก็บสัญญาณ (Sampling Rate) ที่ 1 kHz ในการบันทึกค่าสัญญาณ และสุ่มเก็บสัญญาณ (Sample to Read) ที่ 300 sample จากนั้นจะใช้ โมดูลกรองความถี่สูง (High Pass Filter) ในโปรแกรม LabVIEW กรองความถี่ 35 Hz ขึ้นไป ทำการบันทึกผลขณะที่ทำการบริหารแขนเป็นไฟล์นามสกุล .Lvm เมื่อทำการบริหารแขนครบกำหนด โปรแกรมหยุดทำงาน ให้เรานำไฟล์ไปเปิดใน Excel ที่ชื่อว่า Result.xls เพื่อทำการวิเคราะห์หาค่า MAV และ ค่า RMS โดยจะใช้วิธีการหา แบบดึงข้อมูลทุก 300 จุด มาหาค่าเฉลี่ยโดยกำหนดระยะเวลาการทับซ้ำของข้อมูล (Overlap) ทุกทุก 1 จุด จากนั้นนำไฟล์ที่บันทึกค่าสัญญาณดังกล่าว ไปเปิดกับโปรแกรม LabVIEW ที่ชื่อว่า Read data.vi เพื่อทำการอ่านข้อมูลใหม่ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 24



ภาพประกอบที่ 3 – 24 ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่แสดงในโปรแกรม

บทที่ 4

วิธีการทดลอง

ในบทนี้จะอธิบายถึงการทดสอบการทำงานร่วมกันระหว่างเครื่องบริหารแขนกับเครื่องจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) โดยจะแบ่งการทดลองออกเป็นสองโหมดการทำงานคือ โหมดการทำงานแบบ CPM และโหมดการทำงานแบบ Direct Exercise โดยจะเก็บผลการทดลองจากอาสาสมัครเพศชาย อายุ 27 ปี สูง 182 ซม. จำนวน 1 คน ซึ่งสามารถอธิบายถึงขั้นตอนการทดลองได้ดังต่อไปนี้

4.1 การทดลองในโหมด CPM

ขั้นตอนการทดลอง

1) ทำความสะอาดผิวหนังบริเวณที่จะทำการติดแผ่นอิเล็กโทรดของอาสาสมัครด้วยสำลีชุบแอลกอฮอล์ เพื่อลดค่าความต้านทานของผิวหนังเนื่องจากจะส่งผลกระทบต่อการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2) ติดแผ่นอิเล็กโทรด ช่องสัญญาณละ 2 แผ่น บริเวณ 2 มัดกล้ามเนื้อในท่าบริหาร tricep และ 1 มัดกล้ามเนื้อในท่าบริหาร infraspinatus ดังแสดงใน ภาพประกอบที่ 4 - 1

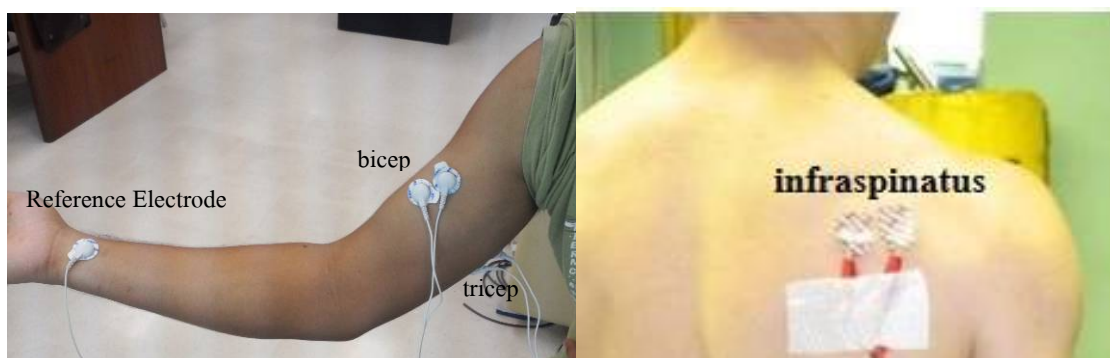
ในท่าฟื้นฟู tricep

ช่องสัญญาณที่ 1 ทำการติดอิเล็กโทรดที่กล้ามเนื้อ tricep

ช่องสัญญาณที่ 2 ทำการติดอิเล็กโทรดที่กล้ามเนื้อ bicep

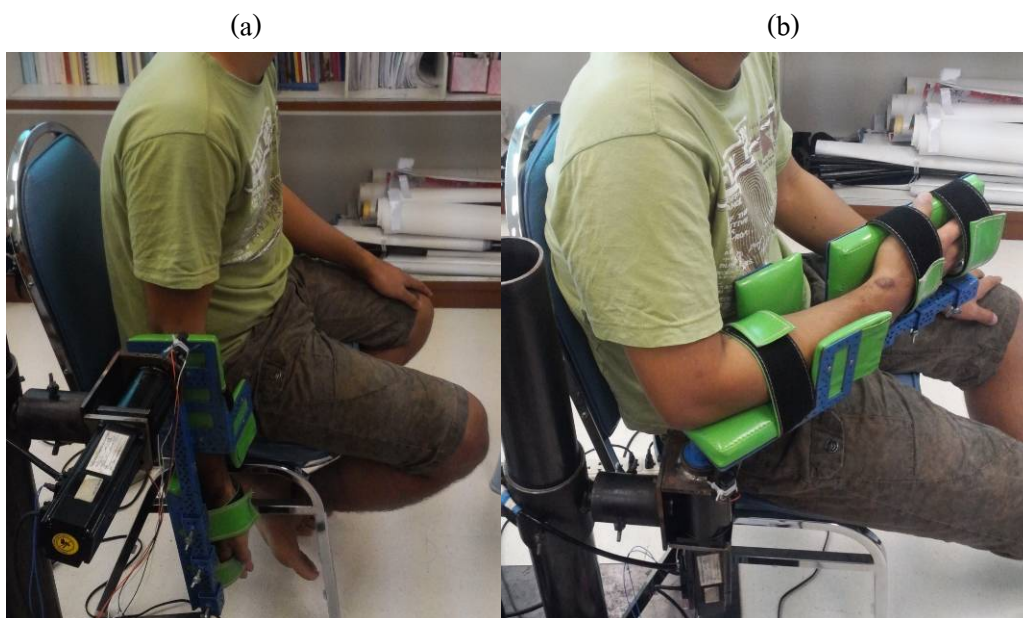
ในท่าฟื้นฟู infraspinatus

ช่องสัญญาณที่ 1 ทำการติดอิเล็กโทรดที่กล้ามเนื้อ infraspinatus ซึ่งตำแหน่งของกล้ามเนื้อจะอยู่บริเวณด้านหลัง และบริเวณข้อมือซ้ายและขวาเพื่อเป็นจุดกราวด์ 1 แผ่น ดังภาพประกอบที่ 4 - 1



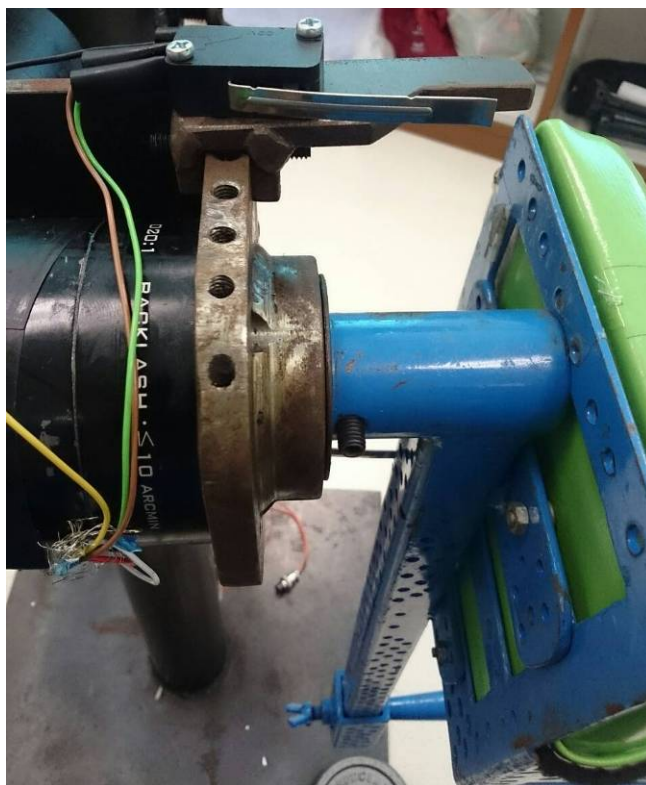
ภาพประกอบที่ 4 - 1 ตำแหน่งติดตั้งอิเล็กโทรดบริเวณ 3 มัดกล้ามเนื้อ [18]

3) เมื่อติดตั้งอุปกรณ์ครบแล้วให้อาสาสมัครนั่งบนเก้าอี้ ปรับเครื่องออกกำลังกายให้เข้าที่ โดยให้ข้อศอกของผู้บริหารอยู่ใกล้กับจุดหมุนของมอเตอร์ และปรับสายรัดให้ตรงกับตำแหน่งฝ่ามือ และข้อมือและให้อาสาสมัครนั่งอยู่ในท่าสบาย ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4 – 2



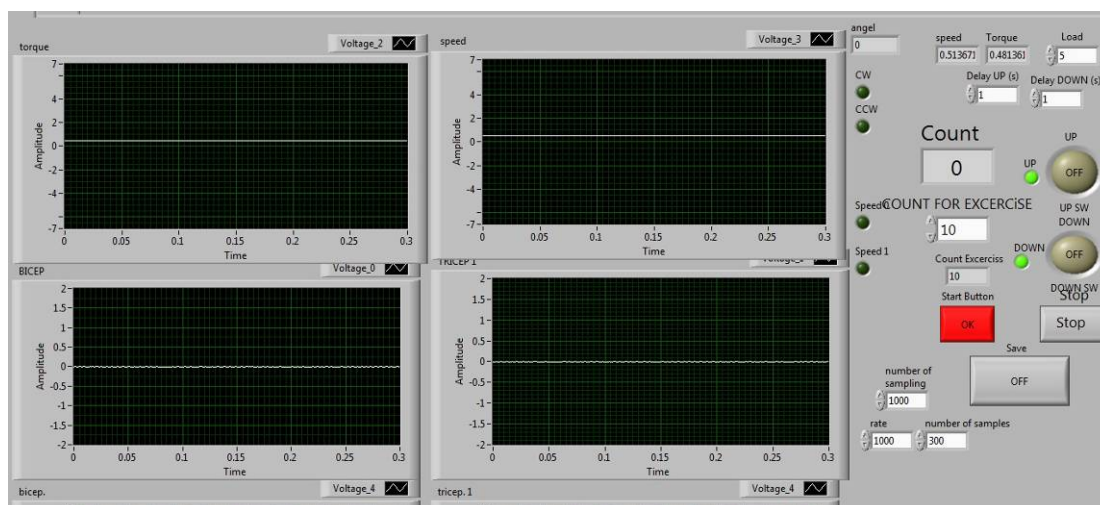
ภาพประกอบที่ 4 – 2 ทำนั่งในการบริหาร tricep (a) และ infraspinatus (b)

4) กำหนดจุดเคลื่อนที่ในการบริหารแขนเพื่อป้องกันไม่ให้เกิดอันตราย โดยปรับเลื่อนตำแหน่งเหล็กกันพร้อมลิมิตสวิทช์ไปที่ตำแหน่งต่ำสุดและสูงสุดที่ผู้บริหารแขนทำได้ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4 – 3



ภาพประกอบที่ 4 – 3 การกำหนดจุดเคลื่อนที่ในการบริหารแขน

5) กำหนดค่าเริ่มต้นของ โปรแกรมการบริหารกล้ามเนื้อแขนแบบ CPM ชั้นแรกให้ทำการเลือกความเร็วในการบริหาร ซึ่งในการทดลองนี้จะเลือกความเร็วที่ 5 10 และ 15 รอบต่อนาที เพื่อเป็นตัวอย่างในการทำงาน จากนั้นป้อนจำนวนครั้งในการบริหาร และเลือกที่บันทึกข้อมูล ดังแสดงภาพประกอบที่ 4 – 4



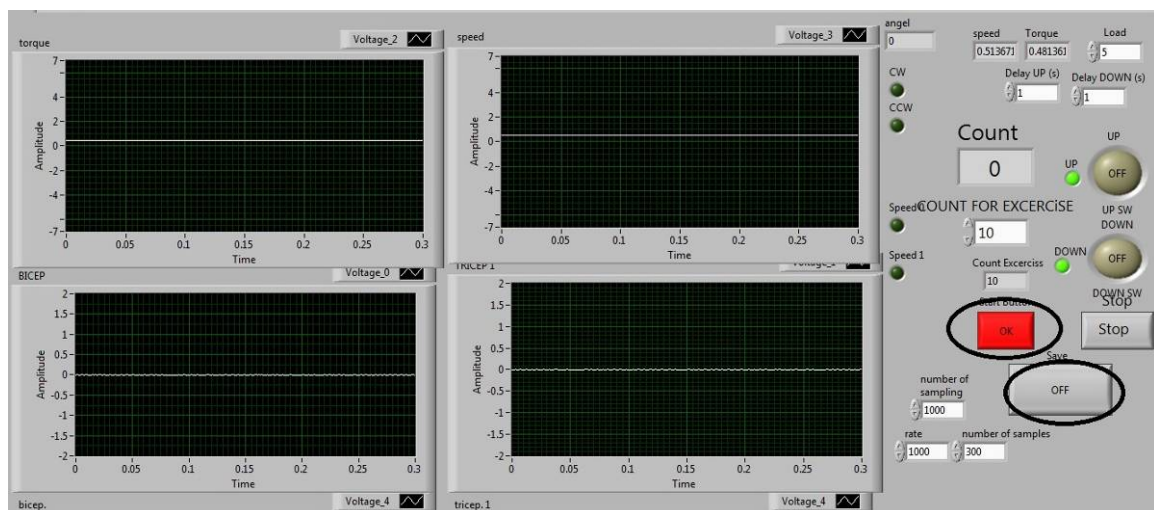
ภาพประกอบที่ 4 – 4 หน้าต่างป้อนข้อมูลเบื้องต้นก่อนทำการบริหารแขนโหมด CPM

6) ต่อสายจับสัญญาณของเครื่องขยายสัญญาณ PSU_Beatlab_1 เข้ากับหัวอิเล็กทรอนิกส์ทรอด ในแต่ละช่องสัญญาณและกราวด์ หลังจากนั้นเปิดเครื่องขยายสัญญาณ PSU_Beatlab_1 โดยทำการ เชื่อมต่อกับระบบของเครื่องออกกำลังกายแขน และระบบบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ พร้อมแสดงผลทาง จอคอมพิวเตอร์ แสดงดังภาพประกอบที่ 4 – 5



ภาพประกอบที่ 4 – 5 การต่อสายไฟจากอิเล็กทรอนิกส์ทรอดเข้าสู่เครื่องขยายสัญญาณ PSU_Beatlab_1

7) ตรวจสอบเช็คความถูกต้องแล้วทำการเริ่มต้นการทำงาน โดยกดปุ่ม START จากนั้นทำการกดปุ่ม SAVE DATA เพื่อบันทึกค่าสัญญาณต่างๆในการทดลอง แสดงภาพประกอบที่ 4 – 6



ภาพประกอบที่ 4 – 6 หน้าต่างปุ่มเริ่มทำงานของเครื่องบริหารแขน

4.2 การทดลองในโหมด Direct Exercise

ในการบริหารแขนจำเป็นต้องกำหนดค่าน้ำหนักและค่าความเร็วที่เหมาะสมต่อการบริหาร ในการทดลองนี้จึงออกแบบการบริหารแขนแบ่งเป็น 3 เซต แต่ละเซตประกอบด้วย การกำหนดค่าน้ำหนักในการบริหาร 3 ครั้ง โดยออกแบบการบริหารแขนดังนี้

ครั้งที่ 1 กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที

ครั้งที่ 2 กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที

ครั้งที่ 3 กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที

พักกล้ามเนื้อของผู้บริหารเป็นเวลา 10 – 15 นาที หรือจนกว่าจะหายเหนื่อย

ครั้งที่ 1 กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที

ครั้งที่ 2 กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที

ครั้งที่ 3 กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที

พักกล้ามเนื้อของผู้บริหารเป็นเวลา 10 – 15 นาที หรือจนกว่าจะหายเหนื่อย

ครั้งที่ 1 กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที

ครั้งที่ 2 กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที

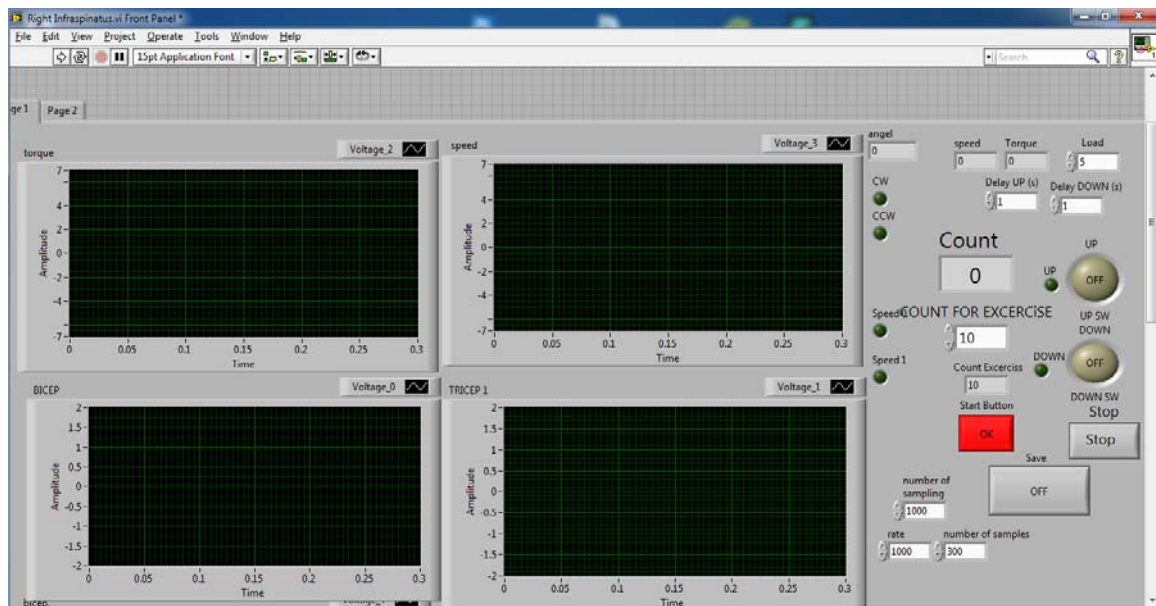
ครั้งที่ 3 กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที

ขั้นตอนการทดลอง

1) ขั้นตอนเริ่มต้นให้ทำเหมือนการทดลองในโหมด CPM ตั้งแต่หัวข้อ 1 – 4

2) กำหนดค่าเริ่มต้นของโปรแกรมการบริหารกล้ามเนื้อแขน ชั้นแรกให้เครื่องทำงานในค่าน้ำหนักน้อยๆ หลังจากนั้นดูว่าผู้ป่วยสามารถออกแรงได้สูงสุดเท่าไร และนำค่าที่ได้ไปคำนวณโดยค่าน้ำหนัก 30% , 50% และ 75% ของแรงสูงสุดที่ได้ ซึ่งไปกำหนดค่าน้ำหนักในการบริหารแขนต่อไป

3) กำหนดค่าเริ่มต้นของโปรแกรมการบริหารกล้ามเนื้อแขน ชั้นแรกให้ทำการเลือกความเร็วในการบริหาร และน้ำหนักในการบริหาร จากนั้นป้อนจำนวนครั้งในการบริหาร และเลือกที่บันทึกข้อมูล ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4 – 7



ภาพประกอบที่ 4 – 7 หน้าต่างป้อนข้อมูลเบื้องต้นก่อนทำการบริหารข้อเข่าในโหมด Direct Exercise

4) ตรวจสอบเช็คความถูกต้องแล้วทำการเริ่มต้นการทำงาน โดยกดปุ่ม START จากนั้นทำการกดปุ่ม SAVE DATA เพื่อบันทึกค่าสัญญาณต่างๆในการทดลอง

บทที่ 5

ผลการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลองของการทดสอบการทำงานร่วมกันระหว่างสองระบบ จะแยกการทดลองของการฟื้นฟูกล้ามเนื้อ triceps และ infraspinatus ออกจากกัน และจะแบ่งเป็น 4 ประเด็นหลัก คือ

- 1) ผลการทดสอบระบบในโหมด CPM
- 2) ผลการทดสอบระบบในโหมด Direct Exercise
- 3) ผลการทดลองในระบบในโหมด Direct Exercise
- 4) ผลการทดลองวิเคราะห์ค่า RMS และค่า MAV โดยจะอธิบายผลการทดลองดังนี้

5.1 กล้ามเนื้อ triceps

5.1.1 ผลทดสอบระบบ CPM

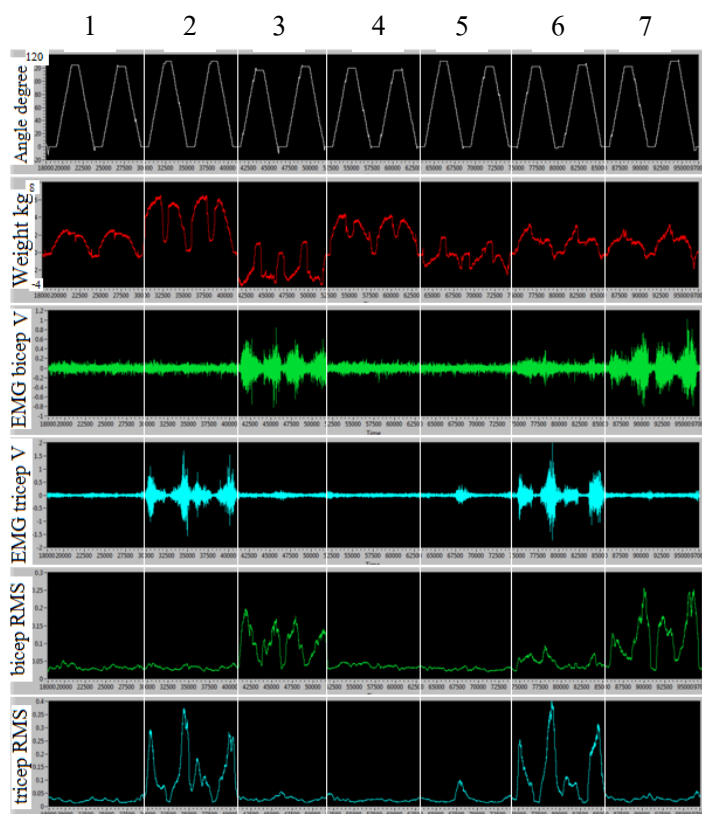
ทำการทดลองในท่าฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps ที่ความเร็ว 5 10 และ 15 รอบต่อนาที โดยแบ่งเป็น 7 ช่วงการทดลองดังนี้

- 1) ไม่ออกแรง (ปล่อยแขนตามสบาย) 2 รอบ
- 2) ออกแรงมัดกล้ามเนื้อ triceps และให้เครื่องรับแรง 2 รอบ
- 3) ออกแรงมัดกล้ามเนื้อ biceps และให้เครื่องรับแรง 2 รอบ
- 4) ใช้แรงภายนอกมากกระทำ เสมือนออกแรงกล้ามเนื้อ triceps (ปล่อยแขนตามสบาย) 2 รอบ
- 5) ใช้แรงภายนอกมากกระทำ เสมือนออกแรงกล้ามเนื้อ biceps (ปล่อยแขนตามสบาย) 2 รอบ
- 6) ออกแรงมัดกล้ามเนื้อ triceps แต่ไม่ให้เครื่องได้รับแรง 2 รอบ
- 7) ออกแรงมัดกล้ามเนื้อ biceps แต่ไม่ให้เครื่องได้รับแรง 2 รอบ

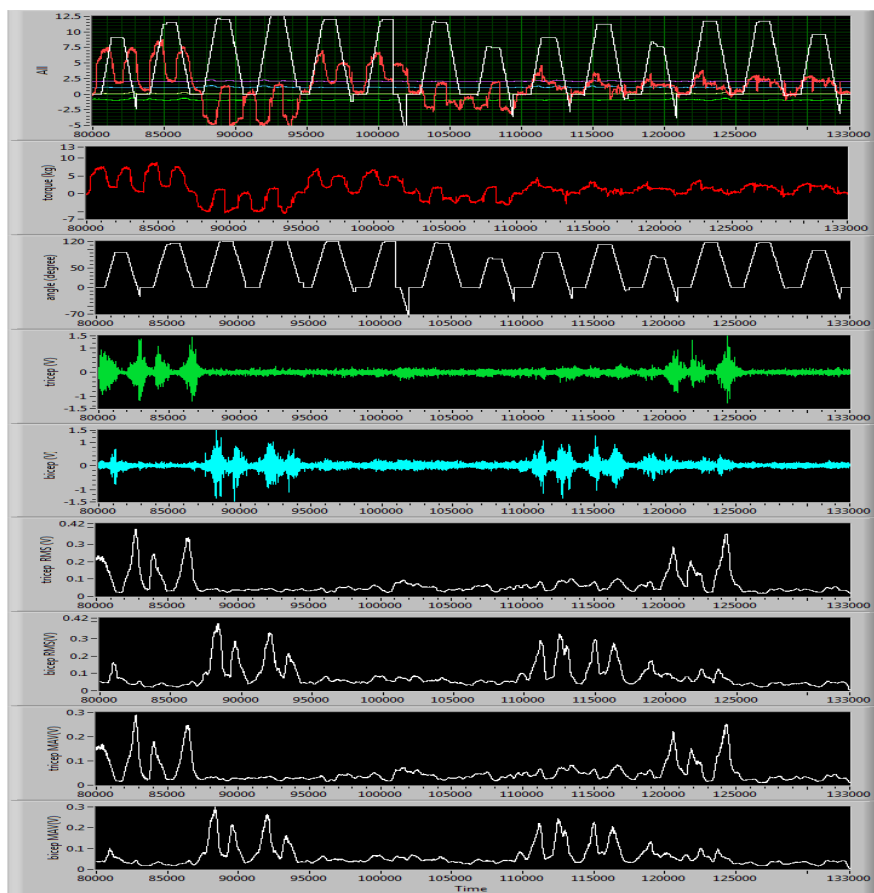
ผลปรากฏว่า

- ในช่วงที่ 1 EMG กับ แรง จะเป็นกราฟที่ปกติ (มีน้ำหนักรวมจากแขนมาก)
- ในช่วงที่ 2 จะปรากฏ EMG ที่กล้ามเนื้อ triceps และมีสัญญาณ แรง ในด้าน บวก
- ในช่วงที่ 3 จะปรากฏ EMG ที่กล้ามเนื้อ biceps และมีสัญญาณ แรง ในด้าน ลบ
- ในช่วงที่ 4 จะไม่ปรากฏ EMG และมีสัญญาณ แรง ในด้าน บวก
- ในช่วงที่ 5 จะไม่ปรากฏ EMG และมีสัญญาณ แรง ในด้าน ลบ

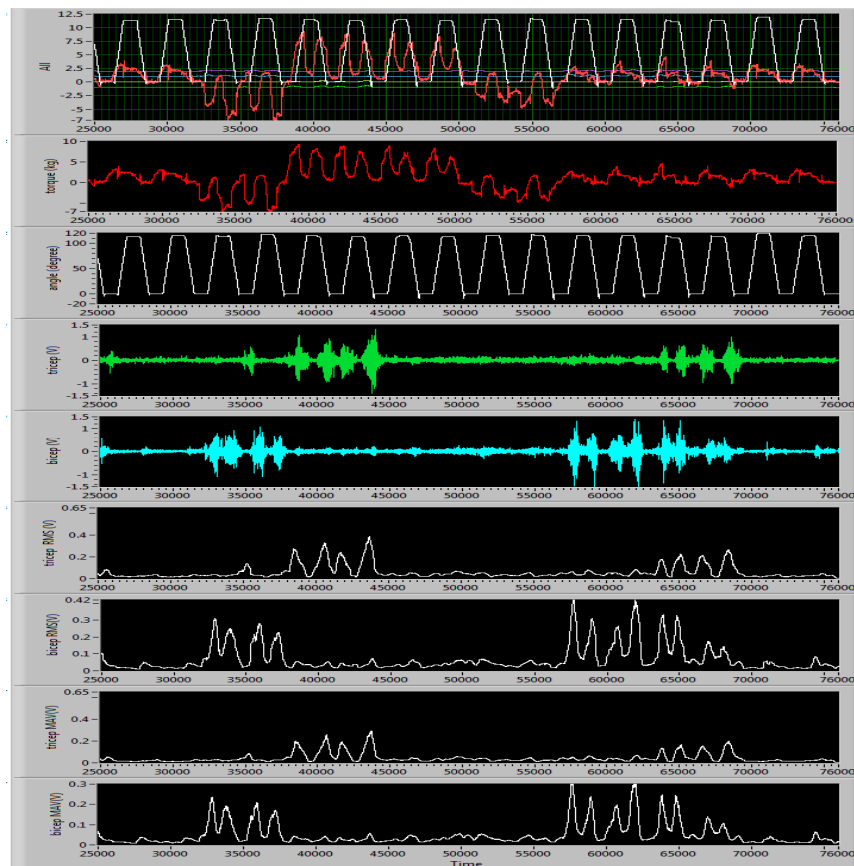
ในช่วงที่ 6 จะปรากฏ EMG ที่กล้ามเนื้อ triceps แต่ แรง ขึ้นเหมือนช่วงที่ 1
 ในช่วงที่ 7 จะปรากฏ EMG ที่กล้ามเนื้อ biceps แต่ แรง ขึ้นเหมือนช่วงที่ 1
 ซึ่งเป็นเป็นการทำงานที่ถูกต้อง ดังภาพประกอบที่ 5 – 1 ถึง ภาพประกอบที่ 5 – 3



ภาพประกอบที่ 5 – 1 การทดสอบเครื่องมือบริหารกล้ามเนื้อ triceps ในระบบ CPM ความเร็ว 5 รอบต่อ
 นาที



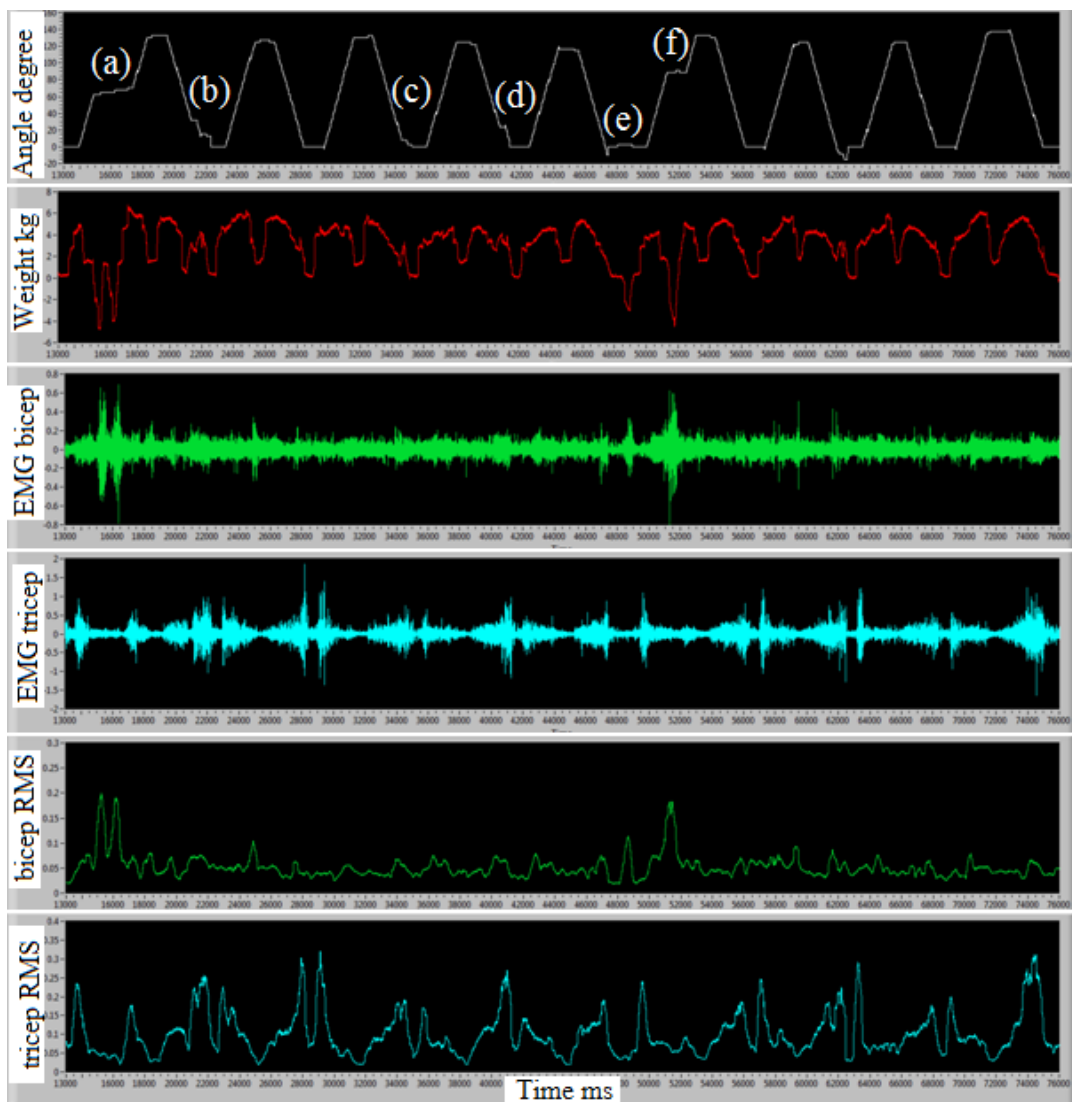
ภาพประกอบที่ 5 – 2 การทดสอบเครื่องมือบริหารกล้ามเนื้อ triceps ในระบบ CPM ความเร็ว 10 รอบ
ต่อนาที



ภาพประกอบที่ 5 – 3 การทดสอบเครื่องมือบริหารกล้ามเนื้อ triceps ในระบบ CPM ความเร็ว 15 รอบต่อนาที

5.1.2 ผลการทดสอบระบบ Direct Exercises

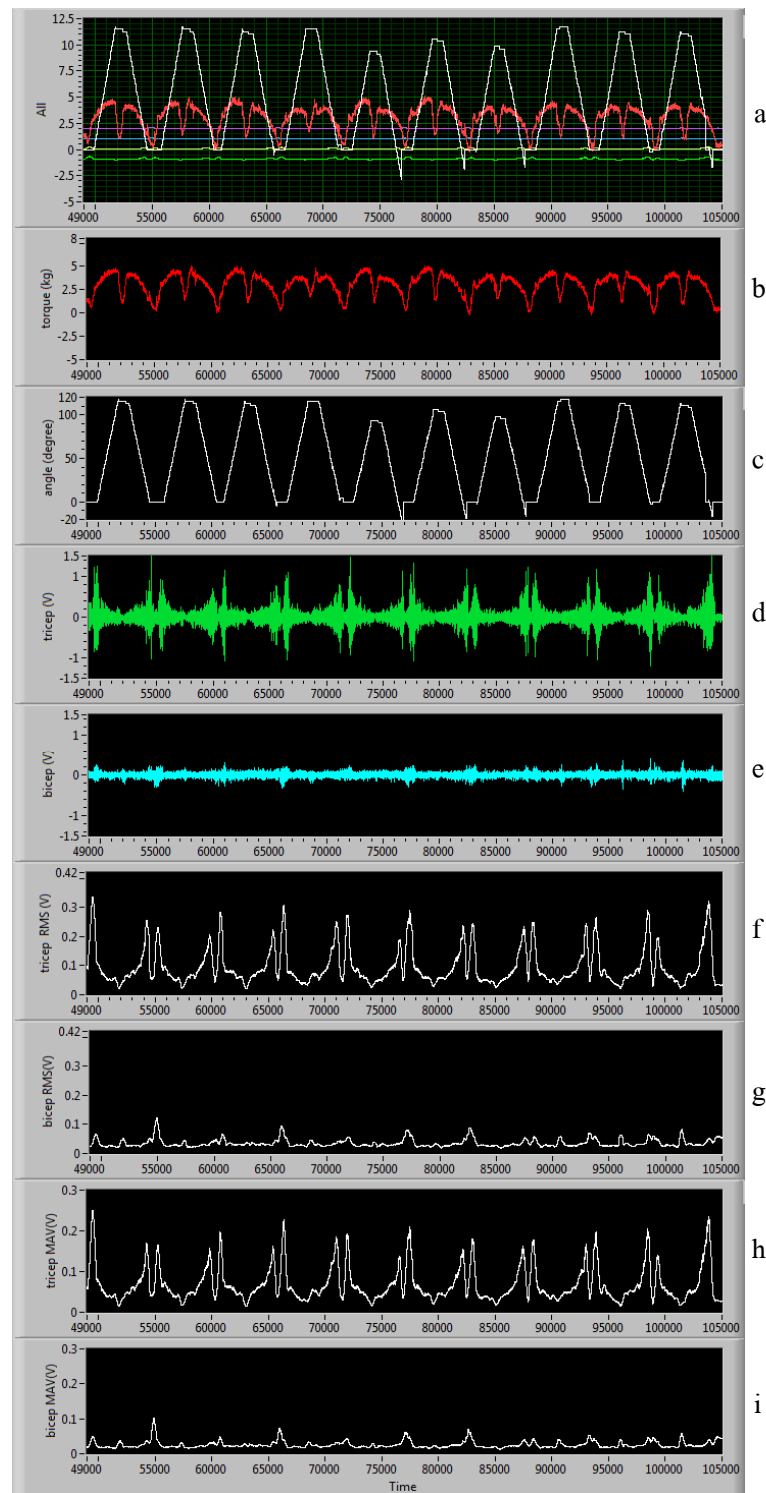
ในทำฟื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ triceps ที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที พบว่า หากออกแรงด้านกล้ามเนื้อ triceps มากกว่าค่าที่เรากำหนดไว้ เครื่องมือจึงทำการเคลื่อนที่ ซึ่งเป็นไปตามวัตถุประสงค์ ในการสร้างอุปกรณ์ ขึ้นนี้ดังที่แสดงให้เห็นในภาพประกอบที่ 5 – 4 ช่วง a ถึง f คือช่วงที่มอเตอร์ไม่ทำงาน เพราะออกแรงน้อยกว่าค่าที่เรากำหนดไว้



ภาพประกอบที่ 5 – 4 การทดสอบเครื่องมือในระบบ Direct Exercise ความเร็ว 5 รอบต่อนาที ในจุด a ถึงจุด f เครื่องจะหยุด เพราะออกแรงในฝั่งมัดกล้ามเนื้อ triceps ไม่ถึงค่าที่กำหนดไว้

5.1.3 ผลการทดลองในโหมด Direct Exercise

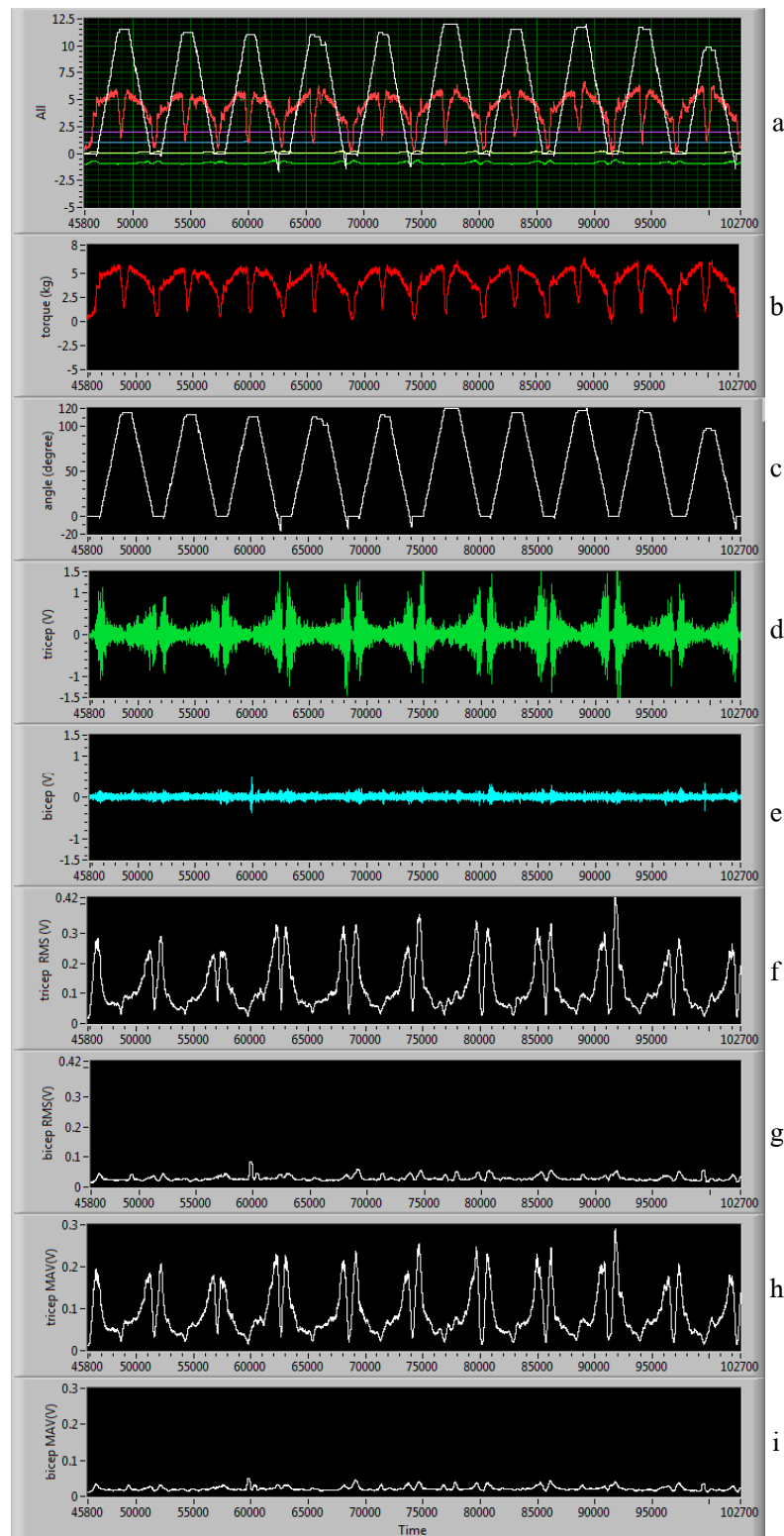
1) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% (2kg) ของแรงสูงสุด (6.72kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 5



ภาพประกอบที่ 5 – 5 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ triceps d) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ biceps e) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ triceps f) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ biceps g) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ triceps h) และ ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ biceps i) ที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อมัด triceps RMS ของกล้ามเนื้อมัด biceps MAV ของกล้ามเนื้อมัด triceps และ MAV ของกล้ามเนื้อมัด biceps ที่ตำแหน่ง 49120 – 104350 ms คือ 3.083 0.097 0.035 0.069 และ 0.026 ตามลำดับ

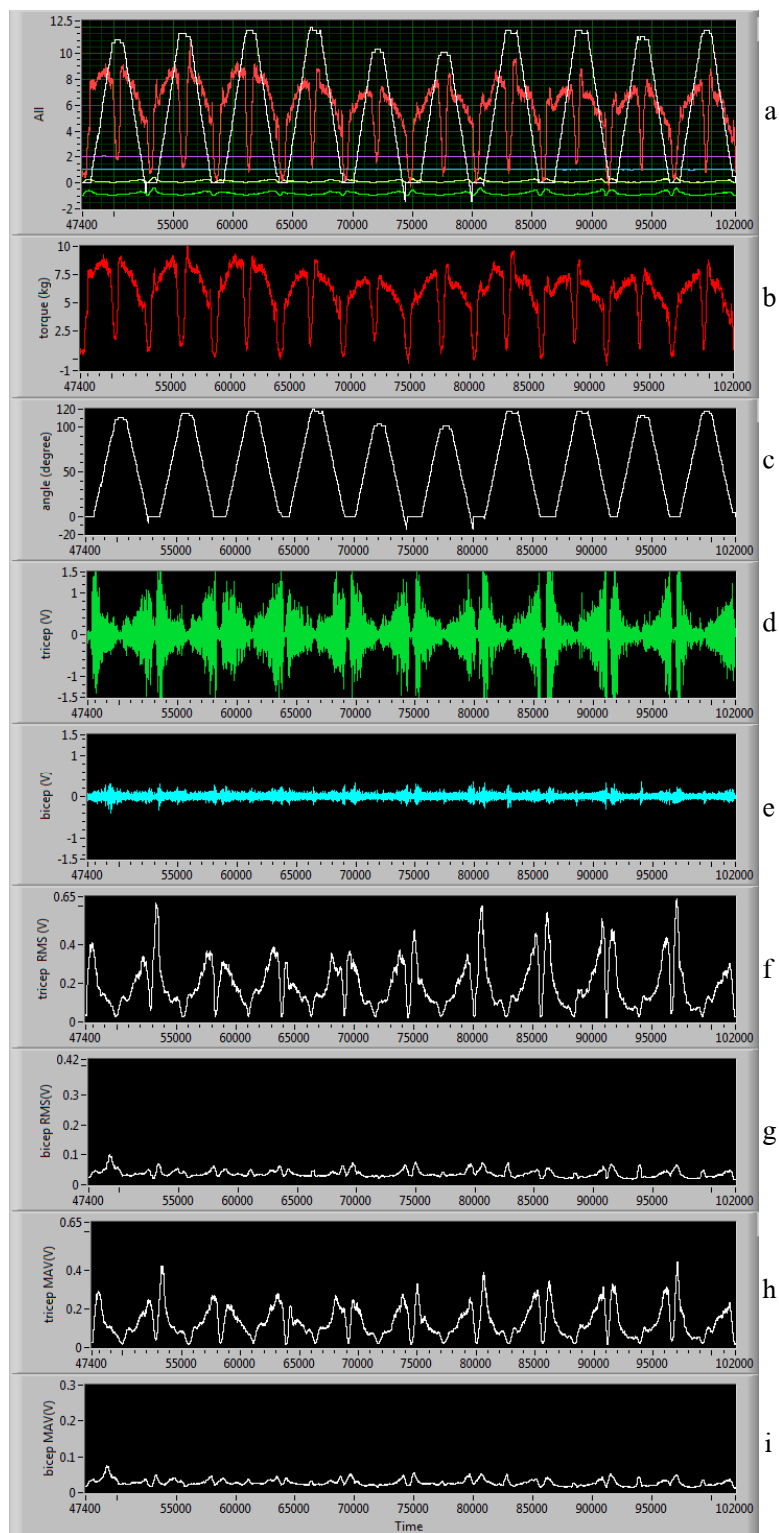
2) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% (3.4kg) ของแรงสูงสุด (6.72kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 6



ภาพประกอบที่ 5 – 6 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ triceps d) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ biceps e) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ triceps f) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ biceps g) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ triceps h) และ ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ biceps i) ที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อ triceps RMS ของกล้ามเนื้อ biceps MAV ของกล้ามเนื้อ triceps และ MAV ของกล้ามเนื้อ biceps ที่ตำแหน่ง 45920 – 102375 ms คือ 4.170 0.126 0.030 0.089 และ 0.022 ตามลำดับ

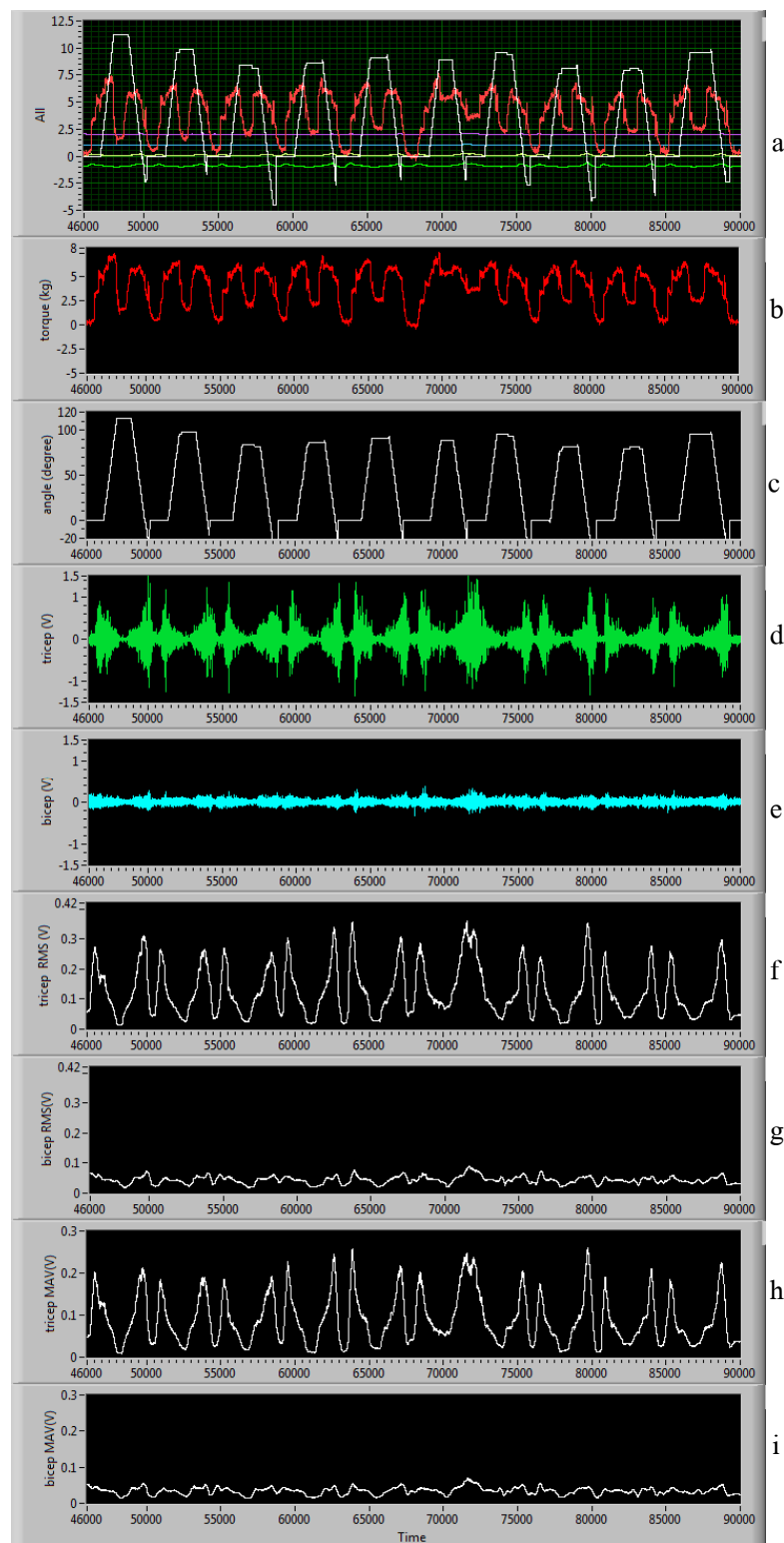
3) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% (5kg) ของแรงสูงสุด (6.72kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 7



ภาพประกอบที่ 5 – 7 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ triceps d) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ biceps e) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ triceps f) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ biceps g) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ triceps h) และ ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ biceps i) ที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อ triceps RMS ของกล้ามเนื้อ biceps MAV ของกล้ามเนื้อ triceps และ MAV ของกล้ามเนื้อ biceps ที่ตำแหน่ง 47450 – 101900 ms คือ 5.770 0.191 0.038 0.133 และ 0.028 ตามลำดับ

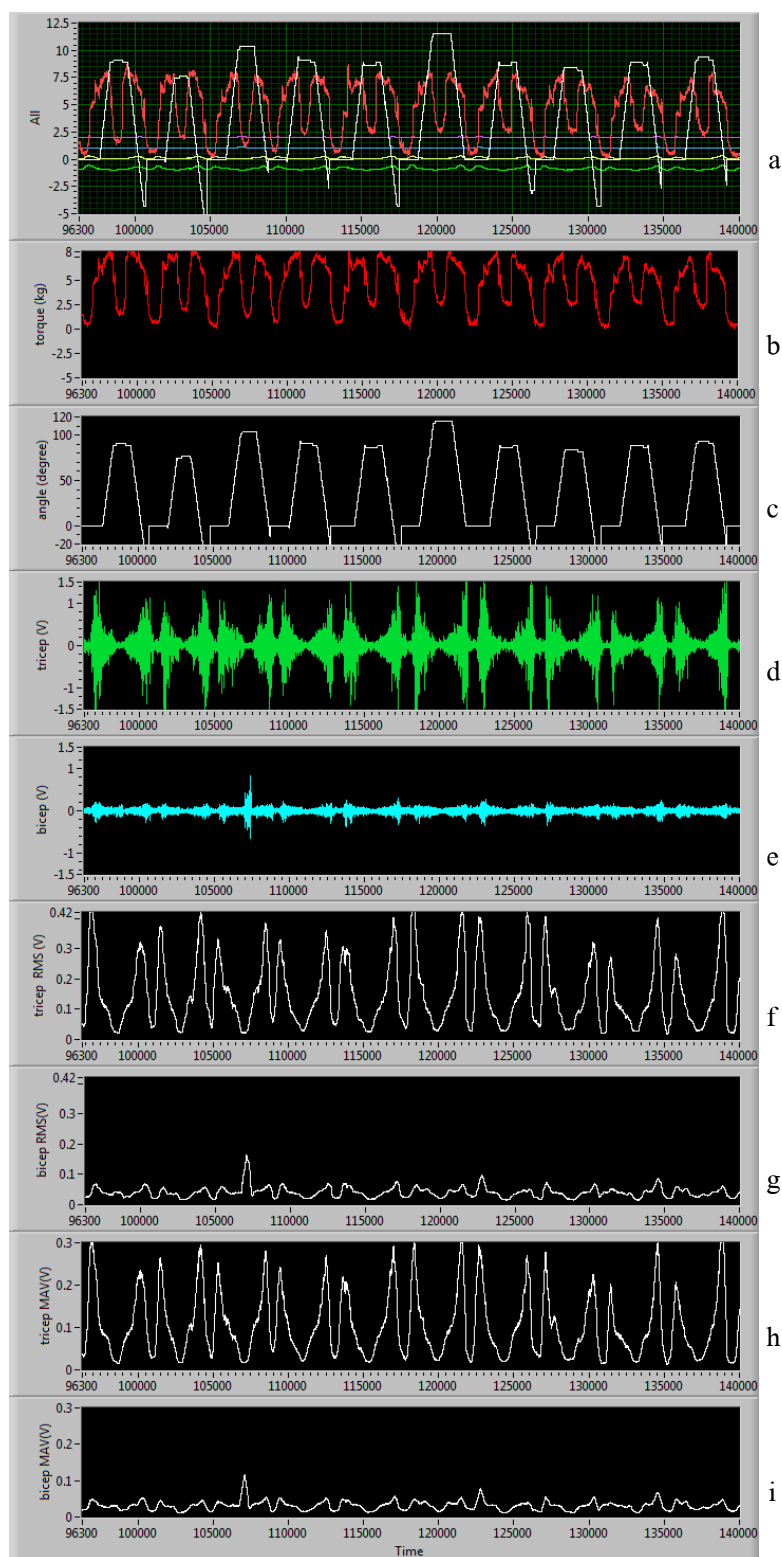
4) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% (2kg) ของแรงสูงสุด (6.72kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 8



ภาพประกอบที่ 5 – 8 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ triceps d) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ biceps e) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ triceps f) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ biceps g) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ triceps h) และ ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ biceps i) ที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อ triceps RMS ของกล้ามเนื้อ biceps MAV ของกล้ามเนื้อ triceps และ MAV ของกล้ามเนื้อ biceps ที่ตำแหน่ง 46200 – 89200 ms คือ 4.009 0.127 0.044 0.090 และ 0.034 ตามลำดับ

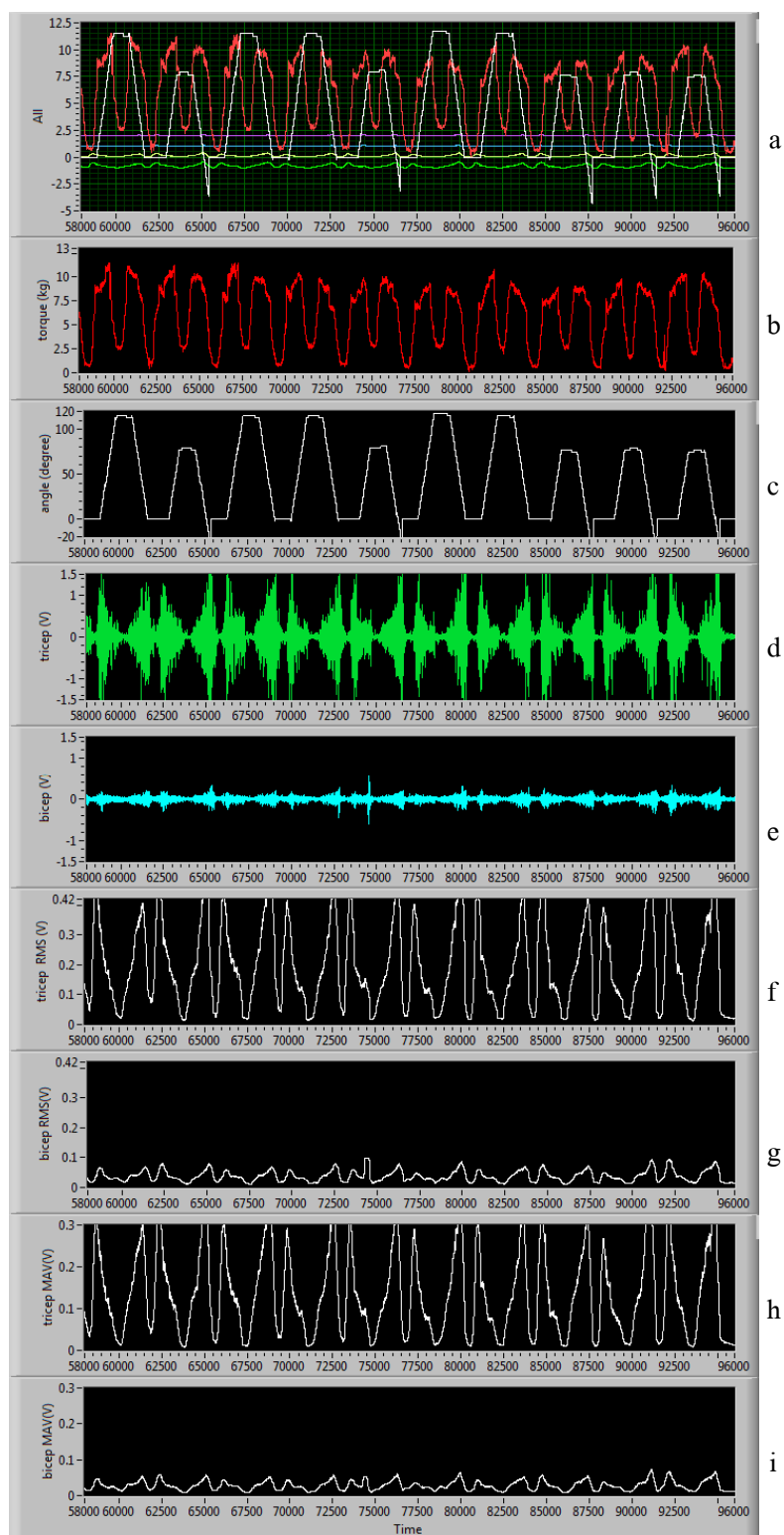
5) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% (3.4kg) ของแรงสูงสุด (6.72kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 9



ภาพประกอบที่ 5 – 9 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแกน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่า สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ triceps d) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ biceps e) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ triceps f) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ biceps g) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ triceps h) และ ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ biceps i) ที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อ triceps RMS ของกล้ามเนื้อ biceps MAV ของกล้ามเนื้อ triceps และ MAV ของกล้ามเนื้อ biceps ที่ตำแหน่ง 96400 – 139190 ms คือ 4.736 0.152 0.041 0.106 และ 0.031 ตามลำดับ

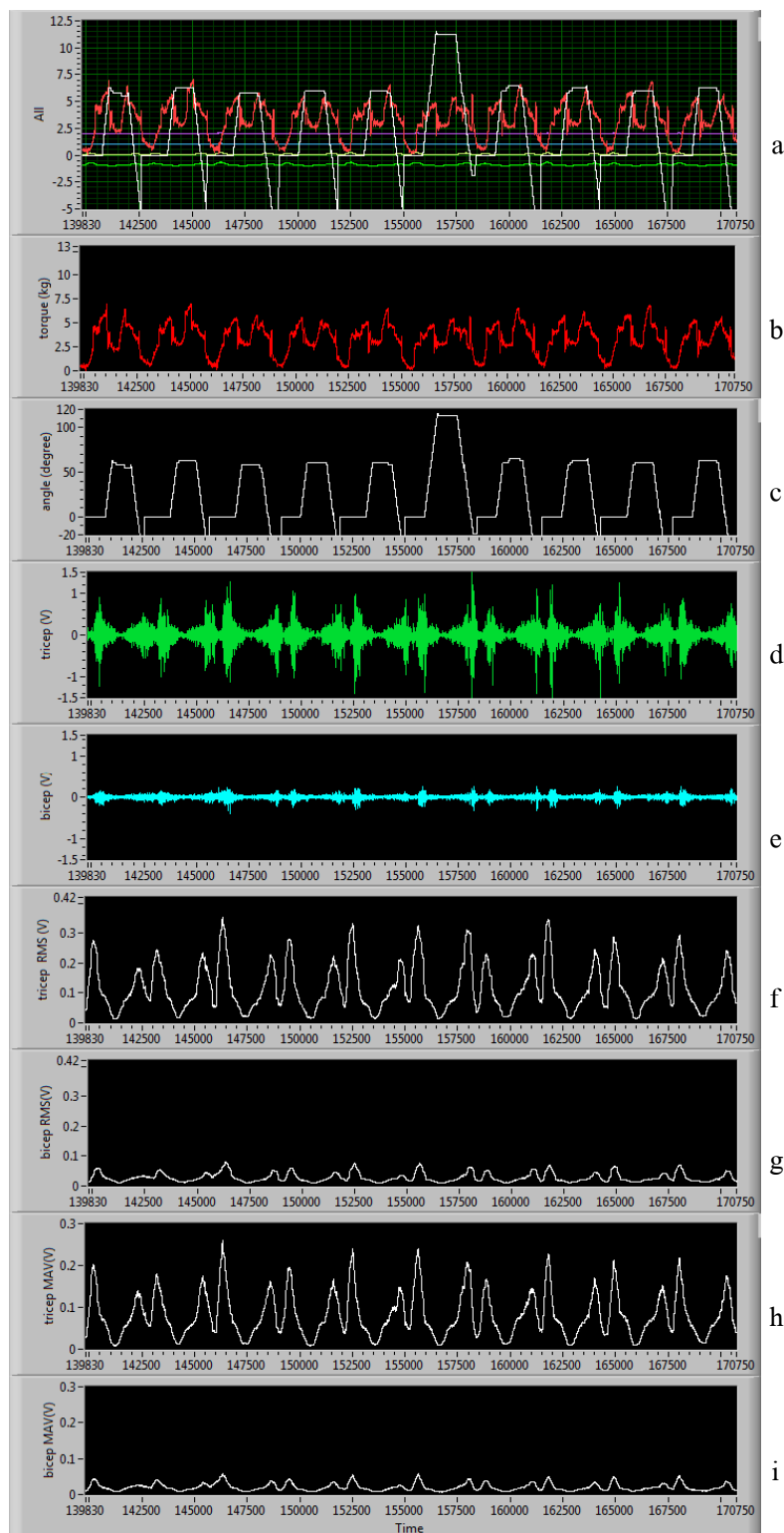
6) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% (5kg) ของแรงสูงสุด (6.72kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 10



ภาพประกอบที่ 5 – 10 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ triceps d) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ biceps e) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ triceps f) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ biceps g) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ triceps h) และ ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ biceps i) ที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อ triceps RMS ของกล้ามเนื้อ biceps MAV ของกล้ามเนื้อ triceps และ MAV ของกล้ามเนื้อ biceps ที่ตำแหน่ง 58415 – 95164 ms คือ 6.090 0.204 0.039 0.139 และ 0.029 ตามลำดับ

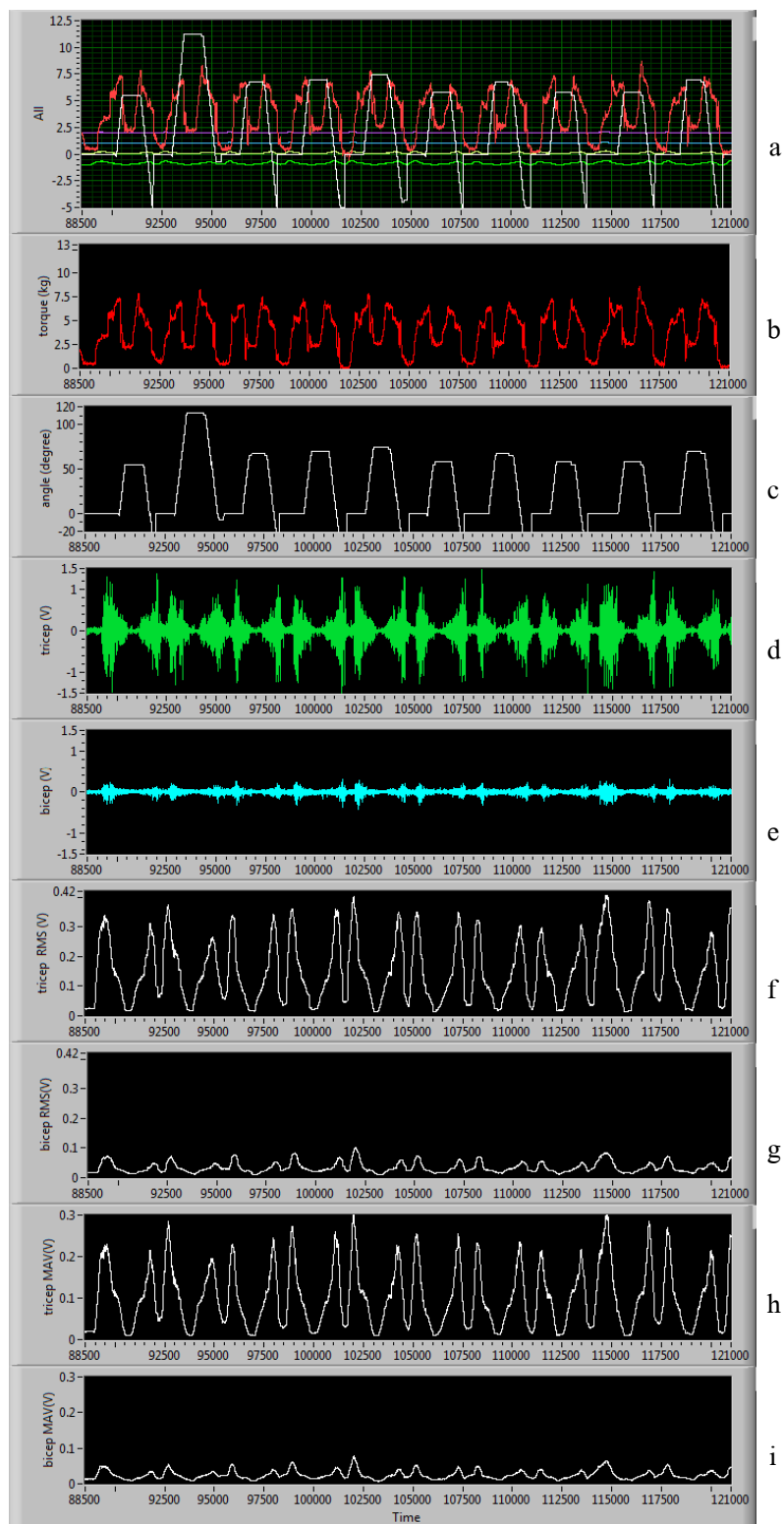
7) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% (2kg) ของแรงสูงสุด (6.72kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 11



ภาพประกอบที่ 5 – 11 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ triceps d) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ biceps e) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ triceps f) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ biceps g) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ triceps h) และ ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ biceps i) ที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อ triceps RMS ของกล้ามเนื้อ biceps MAV ของกล้ามเนื้อ triceps และ MAV ของกล้ามเนื้อ biceps ที่ตำแหน่ง 139830 – 170750 ms คือ 3.298 0.118 0.028 0.081 และ 0.021 ตามลำดับ

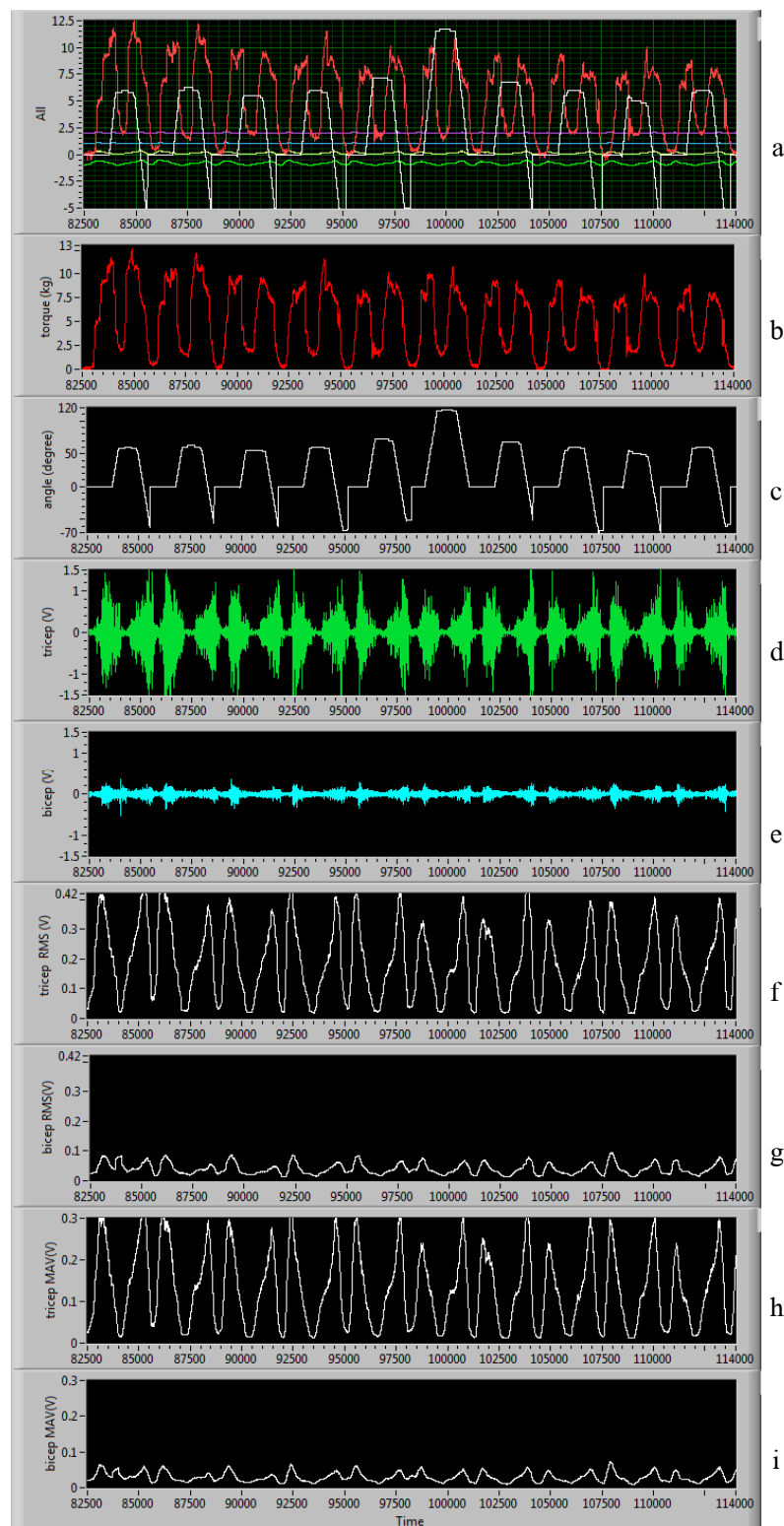
8) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% (3.4kg) ของแรงสูงสุด (6.72kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 12



ภาพประกอบที่ 5 – 12 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ triceps d) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ biceps e) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ triceps f) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ biceps g) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ triceps h) และ ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ biceps i) ที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อ triceps RMS ของกล้ามเนื้อ biceps MAV ของกล้ามเนื้อ triceps และ MAV ของกล้ามเนื้อ biceps ที่ตำแหน่ง 88985 – 120400 ms คือ 3.788 0.149 0.035 0.102 และ 0.025 ตามลำดับ

9) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% (5kg) ของแรงสูงสุด (6.72kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 13



ภาพประกอบที่ 5 – 13 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ triceps d) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ biceps e) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ triceps f) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ biceps g) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ triceps h) และ ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ biceps i) ที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงสูงสุด

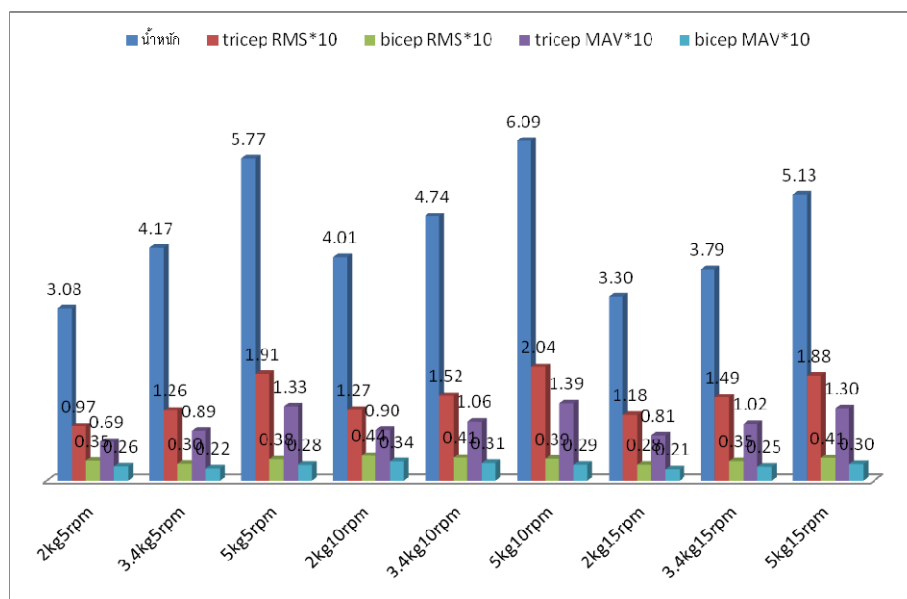
โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อ triceps RMS ของกล้ามเนื้อ biceps MAV ของกล้ามเนื้อ triceps และ MAV ของกล้ามเนื้อ biceps ที่ตำแหน่ง 82540 – 113550 ms คือ 5.128 0.188 0.041 0.130 และ 0.030 ตามลำดับ

เพื่อความสะดวกในการวิเคราะห์ จึงนำข้อมูลบันทึกในตาราง 5 – 1

ตาราง 5 – 1 แสดงความสัมพันธ์ของข้อมูล การฟื้นฟูแขนด้วยกล้ามเนื้อ triceps

ตัวแปร	น้ำหนัก เฉลี่ย (kg)	triceps RMS	biceps RMS	triceps MAV	biceps MAV
ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงสูงสุด	3.083	0.097	0.035	0.069	0.026
ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงสูงสุด	4.170	0.126	0.030	0.089	0.022
ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงสูงสุด	5.770	0.191	0.038	0.133	0.028
ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงสูงสุด	4.009	0.127	0.044	0.090	0.034
ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงสูงสุด	4.736	0.152	0.041	0.106	0.031
ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงสูงสุด	6.091	0.204	0.039	0.139	0.029
ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงสูงสุด	3.298	0.118	0.028	0.081	0.021
ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงสูงสุด	3.788	0.149	0.035	0.102	0.025
ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงสูงสุด	5.128	0.188	0.041	0.130	0.030

แสดงรูปภาพประกอบที่ 5 – 14



ภาพประกอบที่ 5 – 14 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ความเร็ว น้ำหนัก แรง และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ในท่าบริหารกล้ามเนื้อ triceps

5.1.4 ผลการทดลองวิเคราะห์ค่า RMS และค่า MAV

จากข้อมูล ทำให้ทราบว่า หากเพิ่มน้ำหนักในการบริหาร ค่าที่มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นคือ ค่าน้ำหนักเฉลี่ย และค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเฉลี่ยในมัดกล้ามเนื้อ triceps ทั้ง MAV และ RMS เนื่องจากเป็นกล้ามเนื้อที่ถูกใช้ในการออกแรง ส่วน มัดกล้ามเนื้อ biceps ทั้ง MAV และ RMS มีค่าค่อนข้างคงที่ เพราะไม่ได้อยู่ในส่วนของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการออกแรง และมีแนวโน้มสูงขึ้นในกรณีที่มีการออกแรงกล้ามเนื้อ triceps มาก เพราะได้ผลกระทบจากการเกร็งกล้ามเนื้อ

5.2 กล้ามเนื้อ infraspinatus

5.2.1 ผลทดสอบระบบ CPM

ทำการทดลองในท่าพื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus ที่ความเร็ว 5 10 และ 15 รอบต่อ นาที โดยแบ่งเป็น 7 ช่วงการทดลองดังนี้

- 1) ไม่ออกแรง (ปล่อยแขนตามสบาย) 1 รอบ
- 2) ออกแรงมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus และให้เครื่องรับแรง 1 รอบ
- 3) ใช้แรงภายนอกมากกระทำ เสมือนออกแรงกล้ามเนื้อ ผีงตรงข้าม (ปล่อยแขนตามสบาย) 1 รอบ
- 4) ใช้แรงภายนอกมากกระทำ เสมือนออกแรงกล้ามเนื้อ infraspinatus (ปล่อยแขนตามสบาย) 1 รอบ
- 5) ออกแรงมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus แต่ไม่ให้เครื่องได้รับแรง 1 รอบ
- 6) ไม่ออกแรง (ปล่อยแขนตามสบาย) 1 รอบ
- 7) ทำซ้ำข้อ 1 – 6 อีกครั้ง

ผลปรากฏว่า

ในช่วงที่ 1 EMG กับ แรง จะเป็นกราฟที่ปกติ (มีเล็กน้อยเนื่องจากมอเตอร์ต้องออกแรงเอาชนะแรงเฉื่อยของแขน)

ในช่วงที่ 2 จะปรากฏ EMG ที่กล้ามเนื้อ infraspinatus และมีสัญญาณ แรง ในด้าน บวก

ในช่วงที่ 3 จะไม่ปรากฏ EMG และมีสัญญาณ แรง ในด้าน บวก

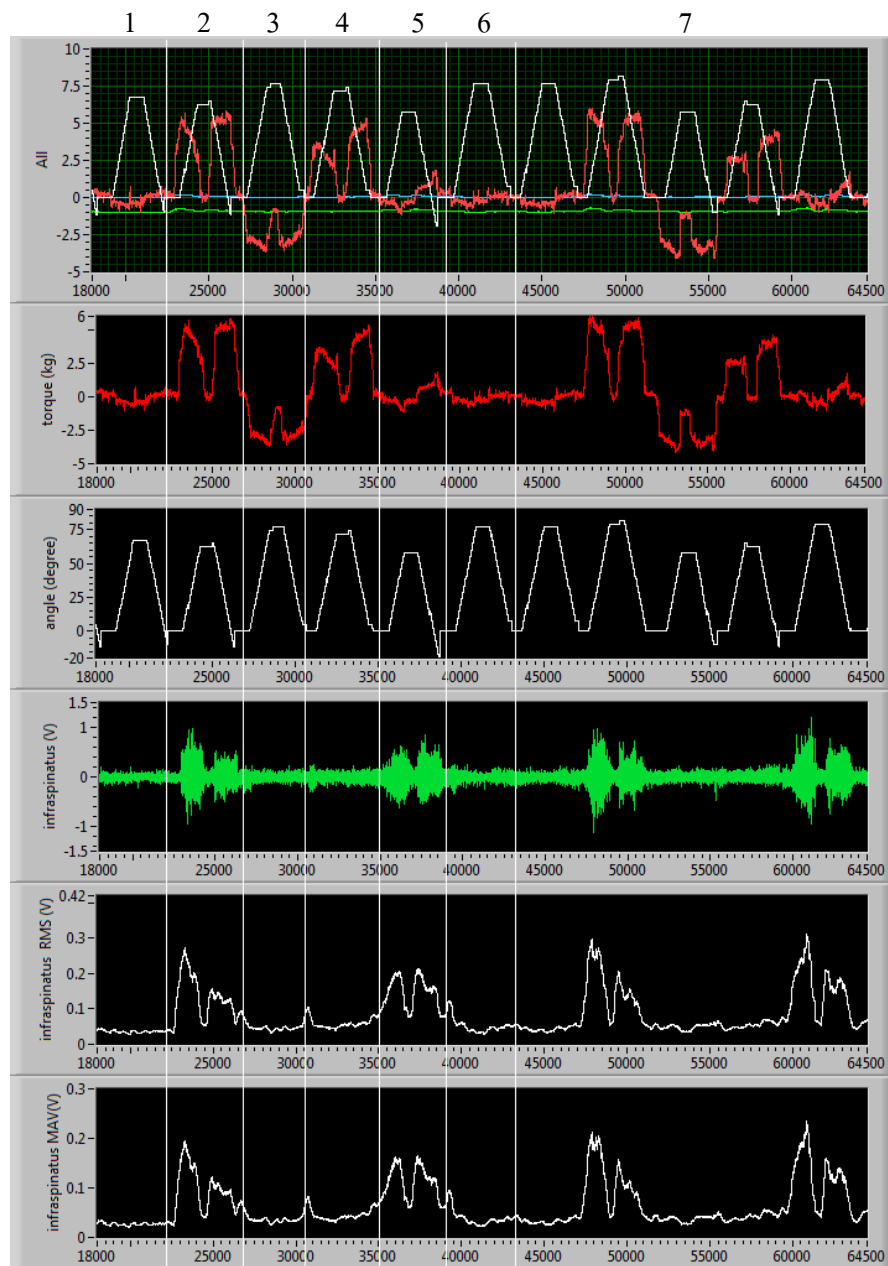
ในช่วงที่ 4 จะไม่ปรากฏ EMG และมีสัญญาณ แรง ในด้าน ลบ

ในช่วงที่ 5 จะปรากฏ EMG ที่กล้ามเนื้อ infraspinatus แต่ แรง ขึ้นเหมือนช่วงที่ 1

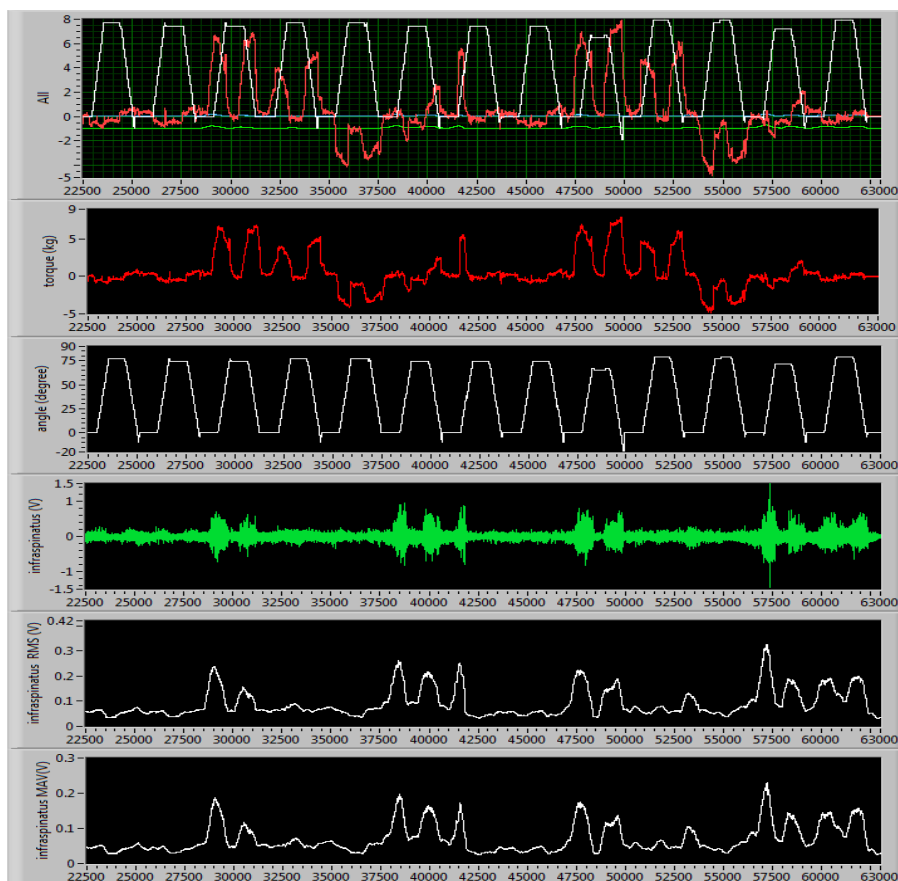
ในช่วงที่ 6 เป็นเช่นเดียวกับช่วงที่ 1

ในช่วงที่ 7 เป็นเช่นเดียวกับช่วงที่ 1 – 6

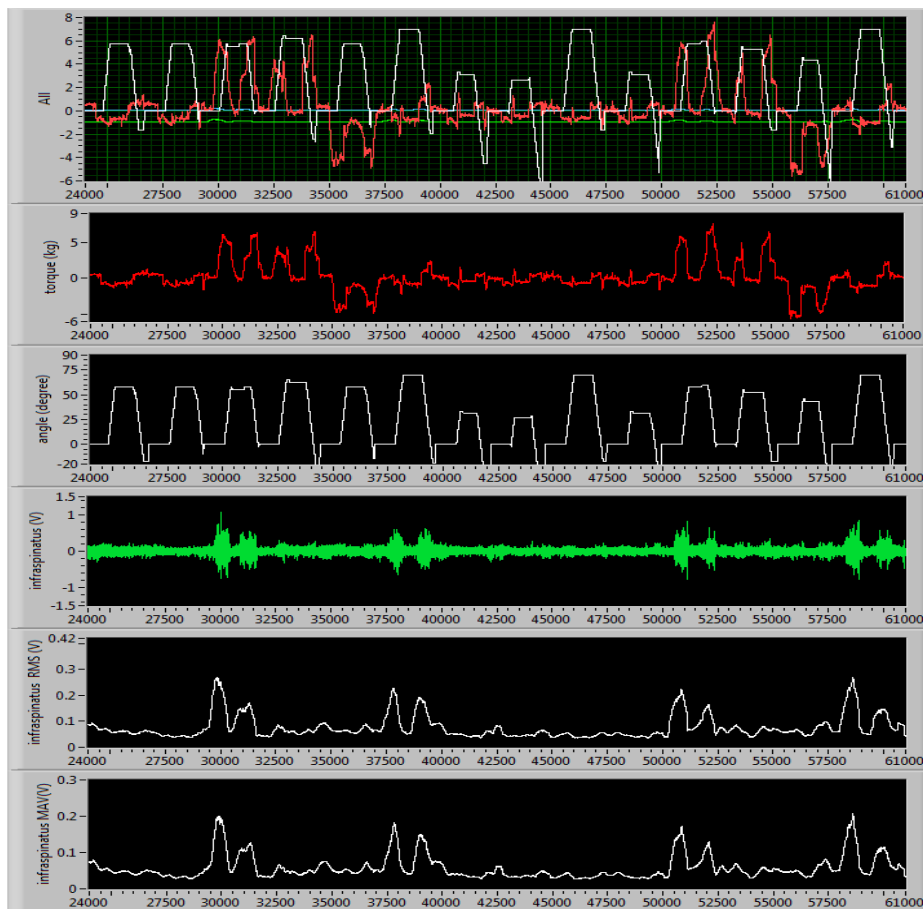
ซึ่งเป็นการทำงานที่ถูกต้อง ดังภาพประกอบที่ 5 – 15 ถึง ภาพประกอบที่ 5 – 17



ภาพประกอบที่ 5 – 15 การทดสอบเครื่องมือบริหารกล้ามเนื้อ infraspinatus ในระบบ CPM ความเร็ว 5 รอบต่อนาที



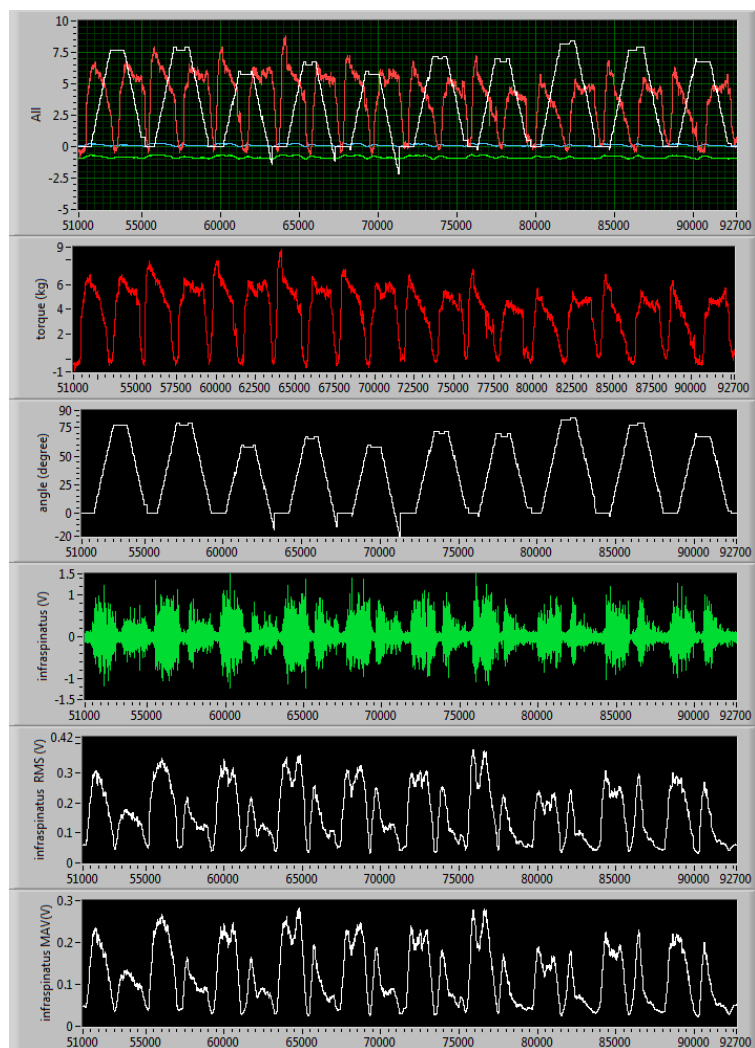
ภาพประกอบที่ 5 – 16 การทดสอบเครื่องมือบริหารกล้ามเนื้อ infraspinus ในระบบ CPM ความเร็ว 10 รอบต่อนาที



ภาพประกอบที่ 5 – 17 การทดสอบเครื่องมือบริหารกล้ามเนื้อ infraspinus ในระบบ CPM ความเร็ว 15 รอบต่อนาที

5.2.2 ผลการทดสอบระบบ Direct Exercises

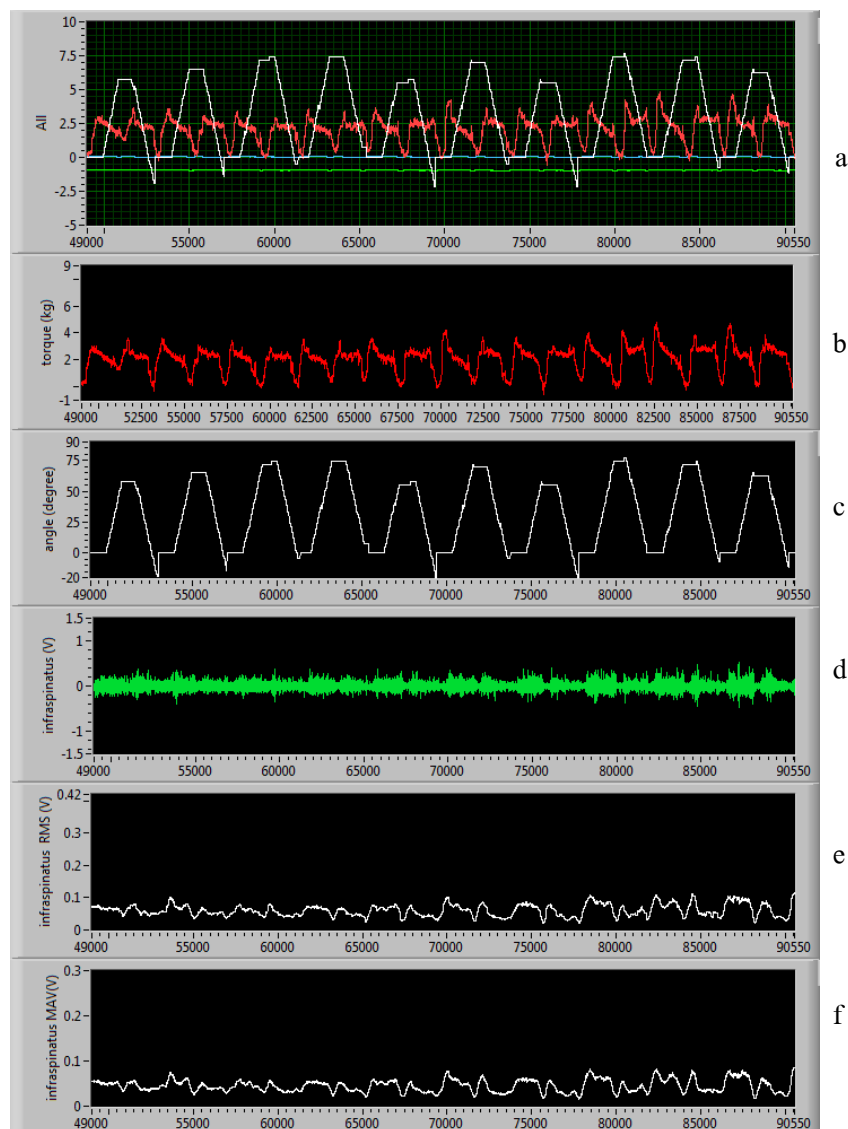
ในทำพื้นฟูมัดกล้ามเนื้อ infraspinus ที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที พบว่า หากออกแรงด้านกล้ามเนื้อ infraspinus มากกว่าค่าที่เราตั้งไว้ เครื่องมือจึงทำการเคลื่อนที่ ซึ่งเป็นไปตามวัตถุประสงค์ ในการสร้างอุปกรณ์ ขึ้นนี้ดังที่แสดงให้เห็นในภาพประกอบที่ 5 – 18 ซึ่งเครื่องมือทำงานตลอดเพราะได้ออกแรงมากกว่าค่าที่เราตั้งไว้ตลอด



ภาพประกอบที่ 5 – 18 การทดสอบเครื่องมือในระบบ Direct Exercise เมื่อออกแรงเกินค่าที่กำหนดไว้ เครื่องจะทำการเคลื่อนที่

5.2.3 ผลการทดลองในโหมด Direct Exercise

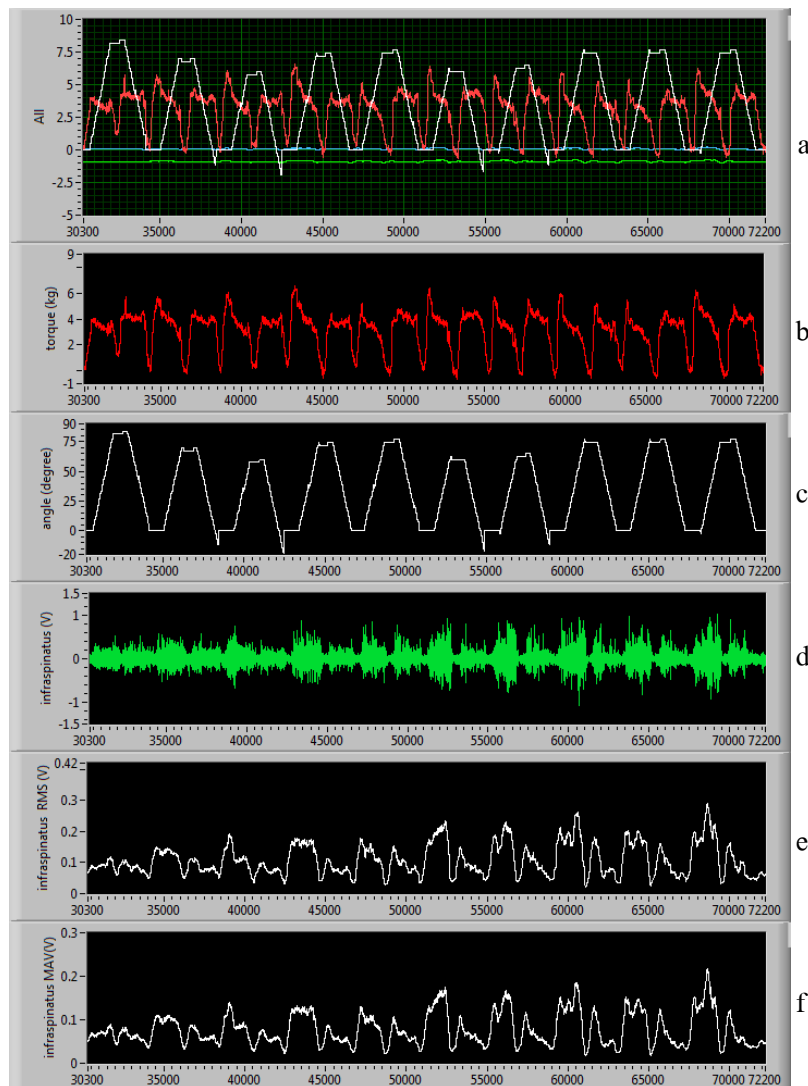
1) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% (1.5kg) ของแรงสูงสุด (5kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 19



ภาพประกอบที่ 5 – 19 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ infraspinus d) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus e) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus f) ที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30 % ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus และ MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus ที่ตำแหน่ง 49000 – 90550 ms คือ 2.053 0.061 และ 0.045 ตามลำดับ

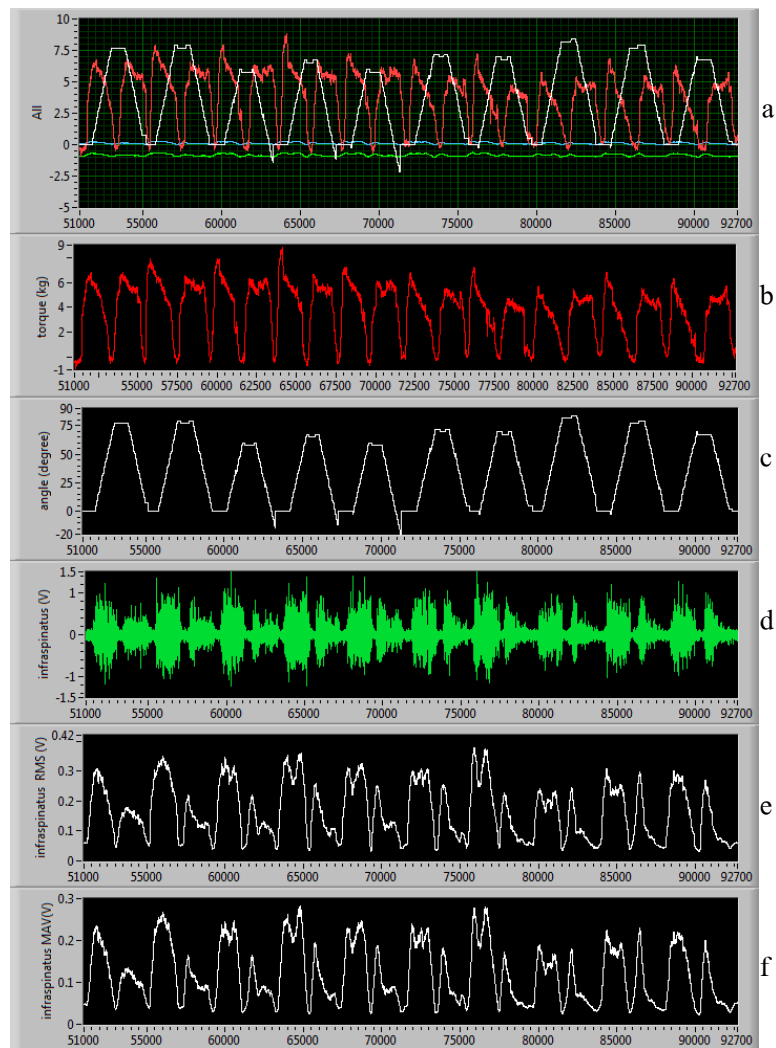
2) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% (2.5kg) ของแรงสูงสุด (5kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 20



ภาพประกอบที่ 5 – 20 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ infraspinus d) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus e) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus f) ที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ได้ RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus และ MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus ที่ตำแหน่ง 30300 – 72200 ms คือ 3.096 0.109 และ 0.079 ตามลำดับ

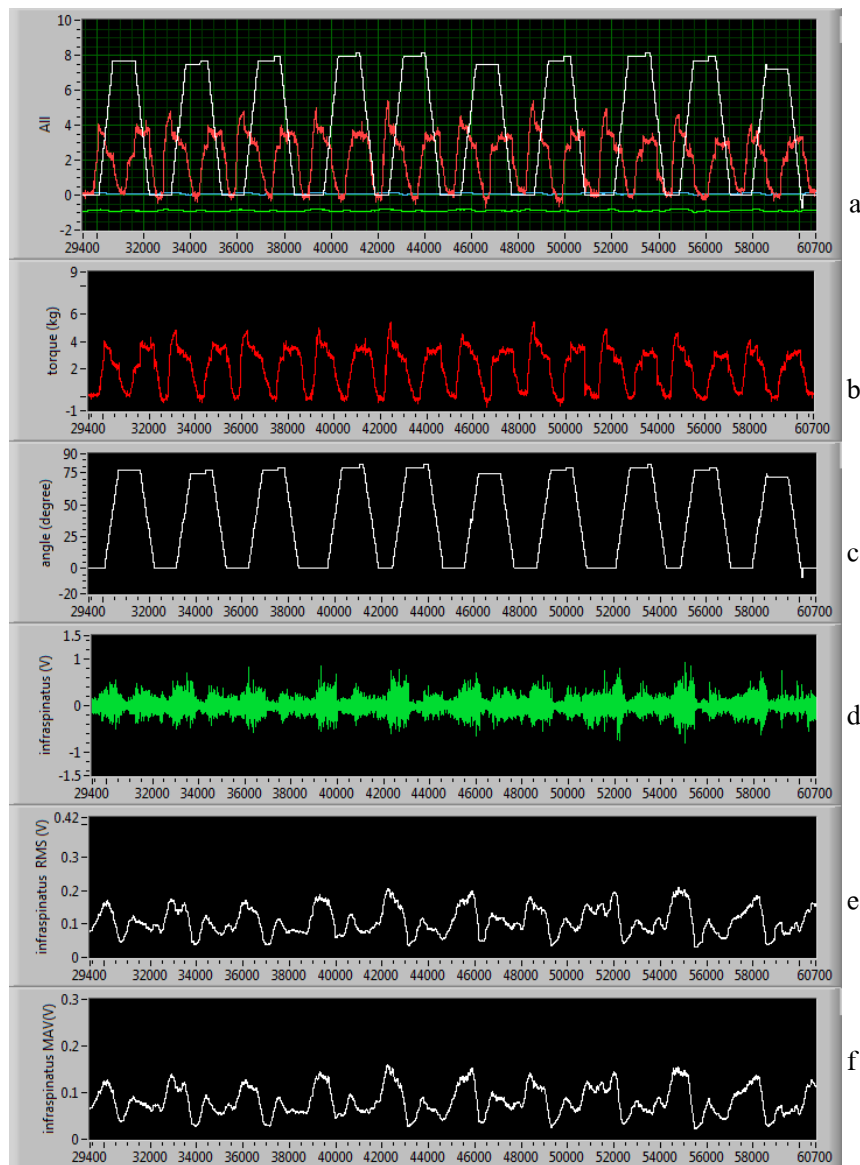
3) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% (3.78kg) ของแรงสูงสุด (5kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 21



ภาพประกอบที่ 5 – 21 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ infraspinus d) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus e) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus f) ที่ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ได้ RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus และ MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus ที่ตำแหน่ง 51000 – 92700 ms คือ 3.766 0.166 และ 0.119 ตามลำดับ

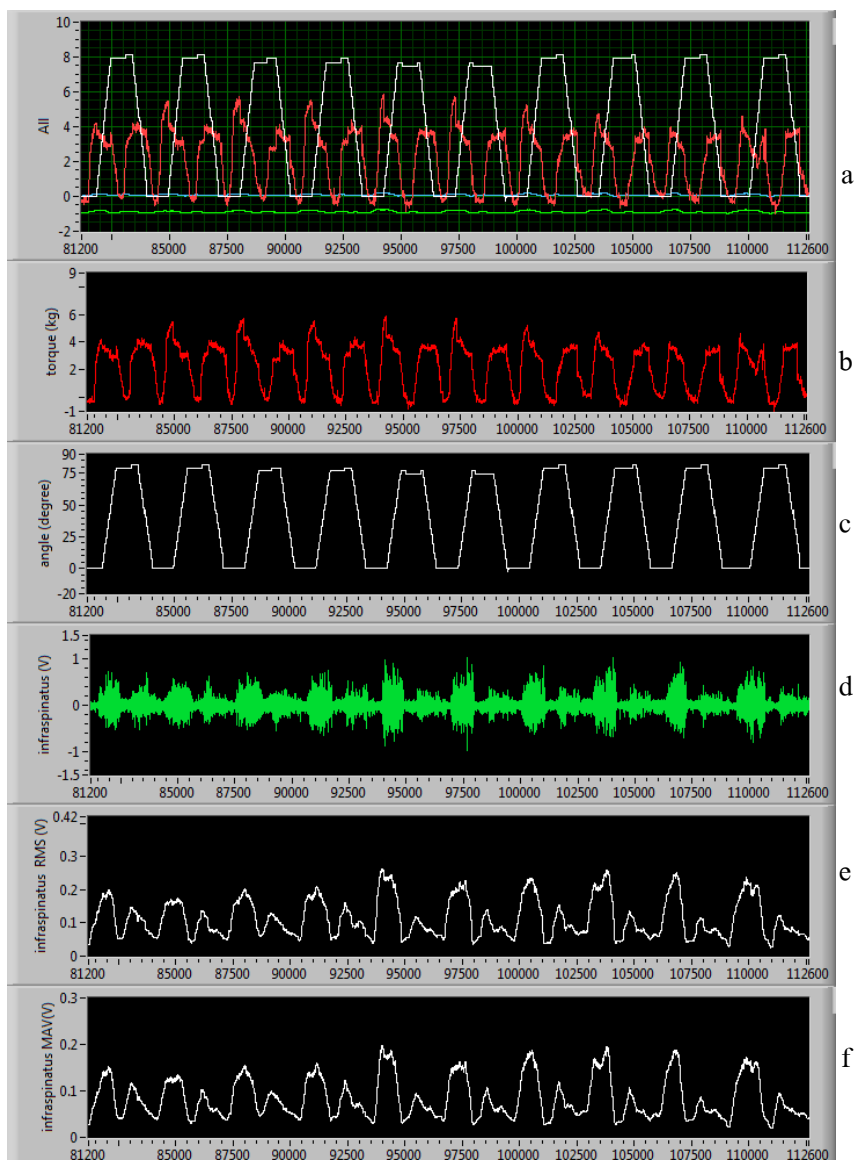
4) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% (1.5kg) ของแรงสูงสุด (5kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 22



ภาพประกอบที่ 5 – 22 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ infraspinus d) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus e) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus f) ที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ได้ RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus และ MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus ที่ตำแหน่ง 29400 – 60700 ms คือ 2.065 0.109 และ 0.082 ตามลำดับ

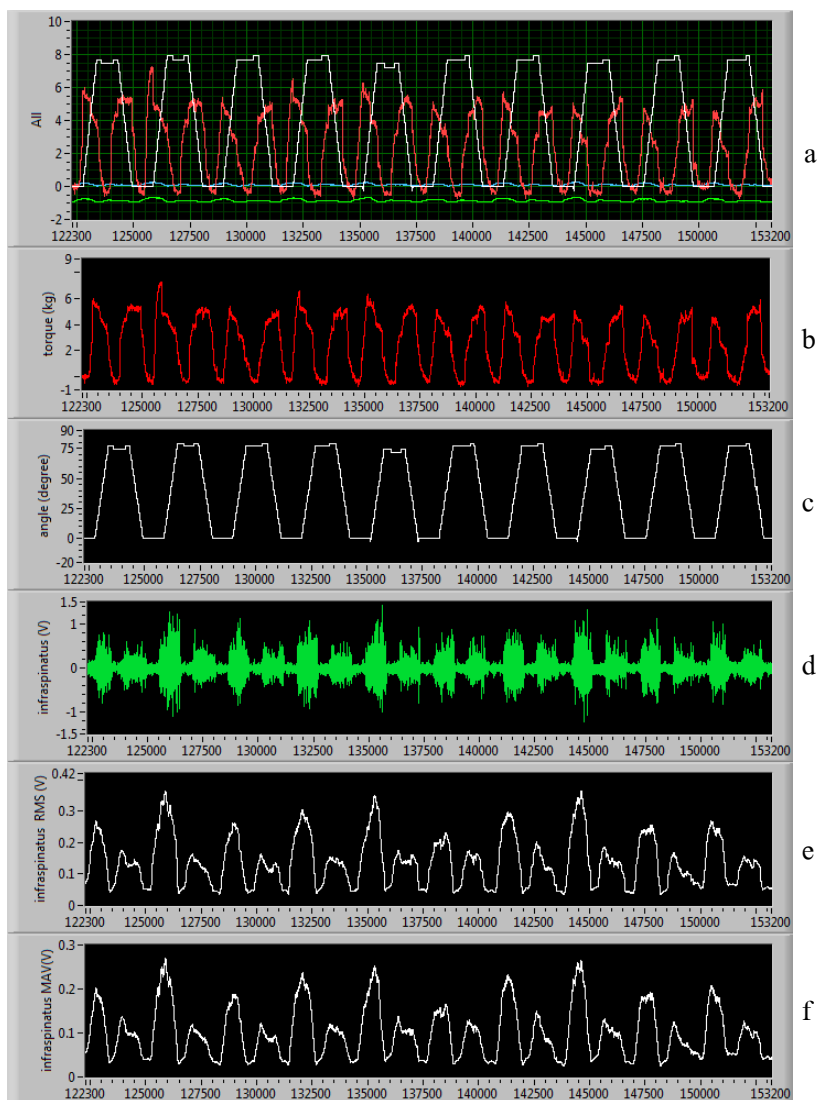
5) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50%(2.5kg) ของแรงสูงสุด (5kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 23



ภาพประกอบที่ 5 – 23 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ infraspinus d) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus e) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus f) ที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus และ MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus ที่ตำแหน่ง 81200 – 112600 ms คือ 2.217 0.114 และ 0.084 ตามลำดับ

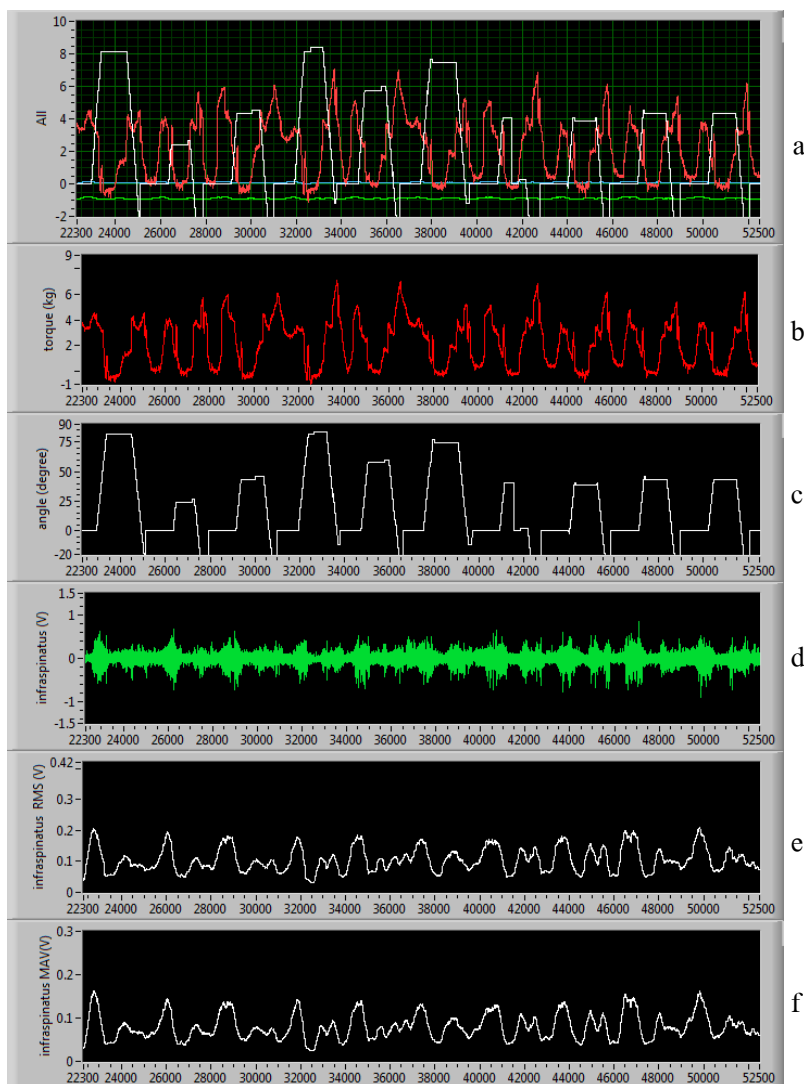
6) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% (3.78kg) ของแรงสูงสุด (5kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 24



ภาพประกอบที่ 5 – 24 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ infraspinus d) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus e) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus f) ที่ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus และ MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus ที่ตำแหน่ง 122300 – 153200 ms คือ 2.428 0.140 และ 0.101 ตามลำดับ

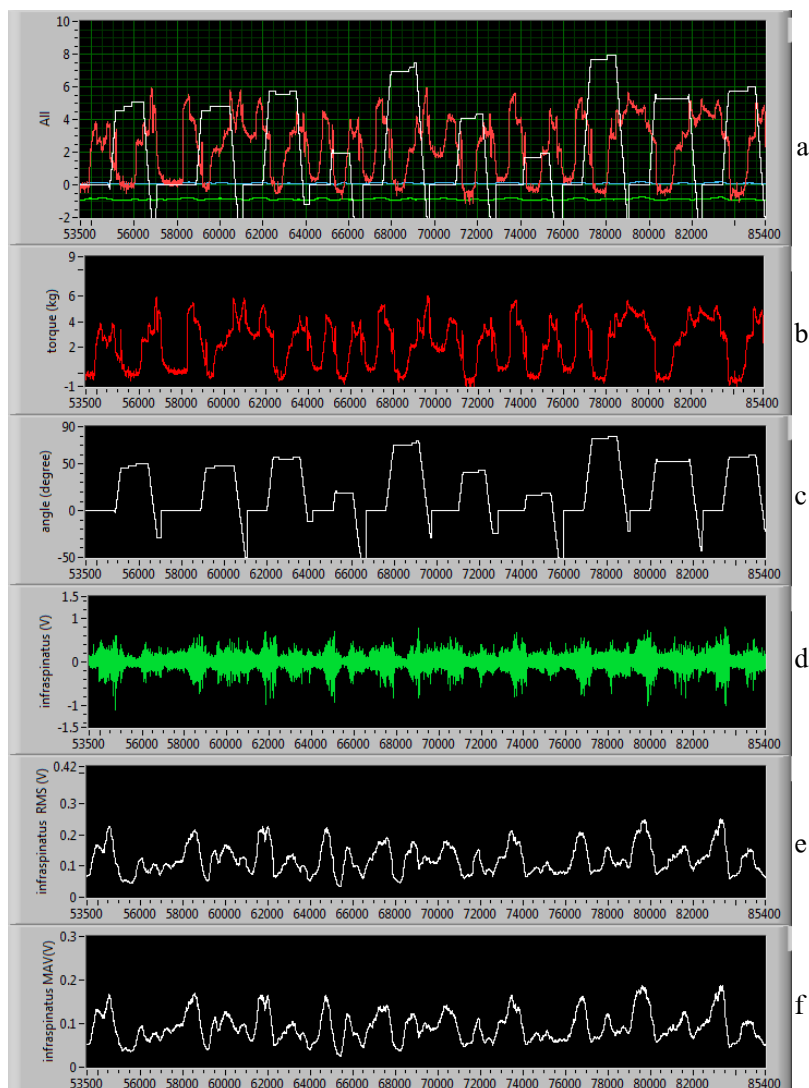
7) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% (1.5kg) ของแรงสูงสุด (5kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 25



ภาพประกอบที่ 5 – 25 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ infraspinus d) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus e) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus f) ที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ทำได้ RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus และ MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus ที่ตำแหน่ง 22300 – 52500 ms คือ 2.145 0.106 และ 0.080 ตามลำดับ

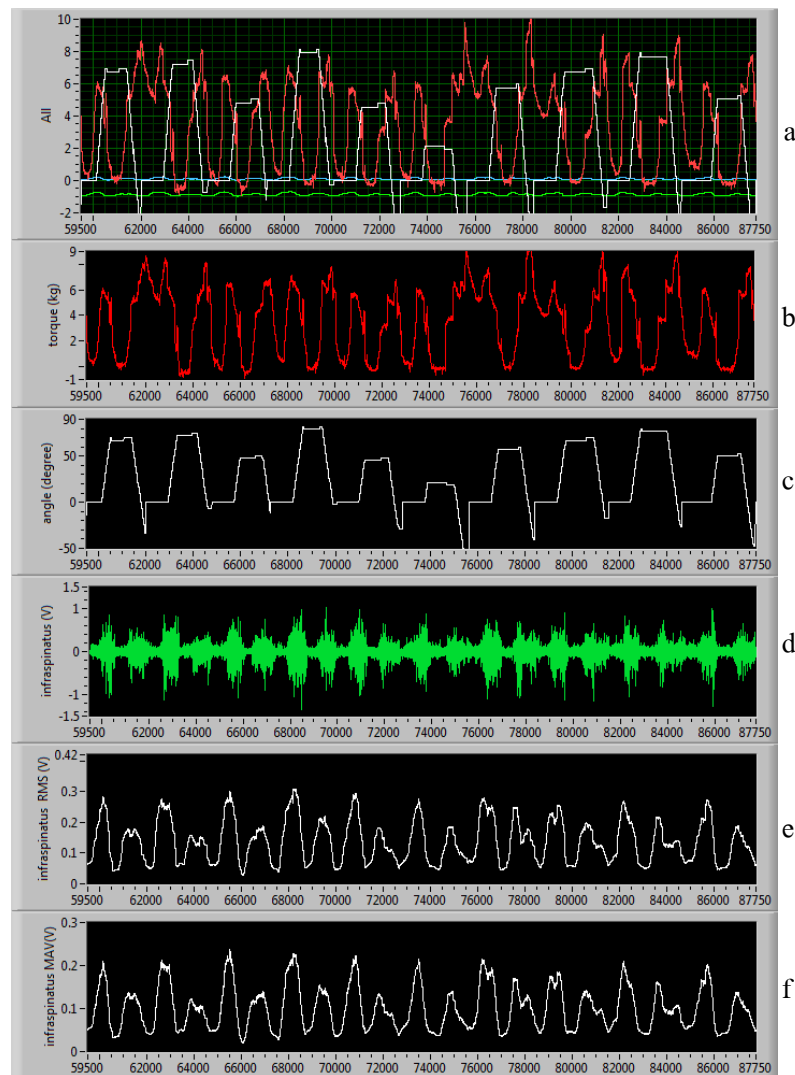
8) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% (2.5kg) ของแรงสูงสุด (5kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 26



ภาพประกอบที่ 5 – 26 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ infraspinus d) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus e) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus f) ที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ได้ RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus และ MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus ที่ตำแหน่ง 53500 – 85400 ms คือ 2.238 0.123 และ 0.093 ตามลำดับ

9) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% (3.78kg) ของแรงสูงสุด (5kg) แสดงดังภาพประกอบที่ 5 – 27



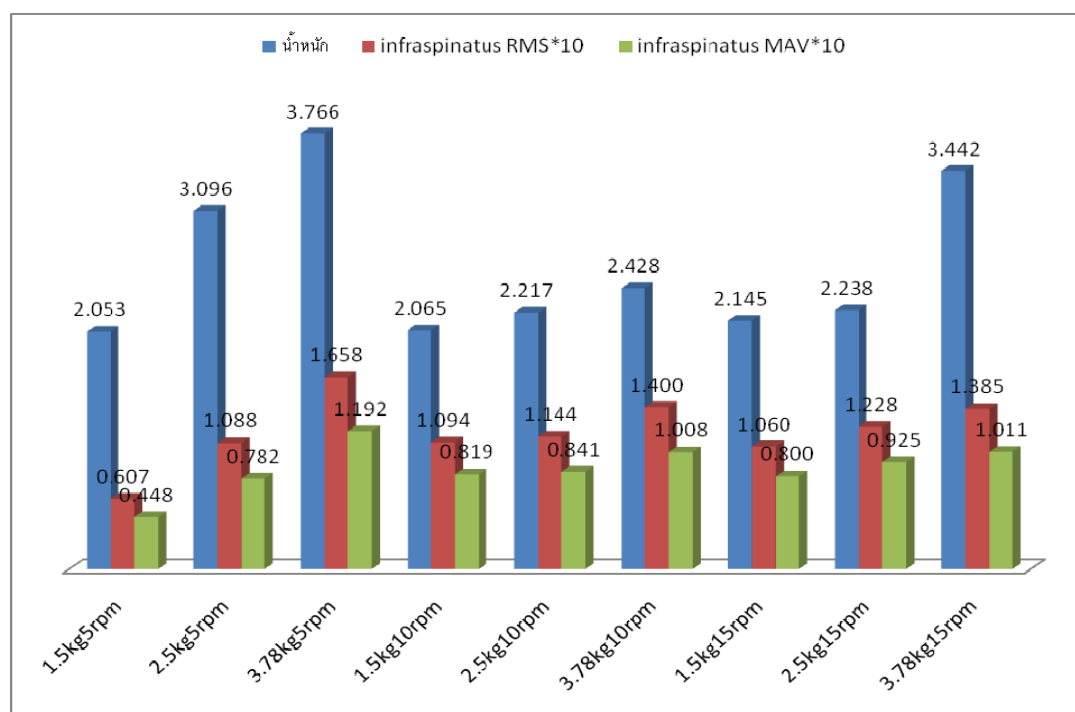
ภาพประกอบที่ 5 – 27 แสดง สัญญาณรวม a) สัญญาณแรงแขน b) สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม c) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ infraspinus d) ค่า RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus e) ค่า MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus f) ที่ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงสูงสุด

โดยค่าเฉลี่ยของ ค่าน้ำหนักที่ได้ RMS ของกล้ามเนื้อ infraspinus และ MAV ของกล้ามเนื้อ infraspinus ที่ตำแหน่ง 59500 – 87750 ms คือ 3.442 0.138 และ 0.101 ตามลำดับ เพื่อความสะดวกในการวิเคราะห์ จึงนำข้อมูลบันทึกในตาราง 5 - 2

ตาราง 5 – 2 แสดงความสัมพันธ์ของข้อมูล การฟื้นฟูแขนด้วยกล้ามเนื้อ infraspinatus

ตัวแปร	น้ำหนัก เฉลี่ย (kg)	infraspinatus RMS	infraspinatus MAV
ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงสูงสุด	2.053	0.061	0.045
ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงสูงสุด	3.096	0.109	0.078
ความเร็ว 5 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงสูงสุด	3.766	0.166	0.119
ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงสูงสุด	2.065	0.109	0.082
ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงสูงสุด	2.217	0.114	0.084
ความเร็ว 10 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงสูงสุด	2.428	0.140	0.101
ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงสูงสุด	2.145	0.106	0.080
ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงสูงสุด	2.238	0.123	0.093
ความเร็ว 15 รอบต่อนาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงสูงสุด	3.442	0.139	0.101

แสดงรูปภาพประกอบที่ 5 – 28



ภาพประกอบที่ 5 – 28 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ความเร็ว น้ำหนัก แรง และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
ในท่าบริหารกล้ามเนื้อ infraspinatus

5.2.4 ผลการทดลองวิเคราะห์ค่า RMS และค่า MAV

จากข้อมูล ทำให้ทราบว่า หากเพิ่มน้ำหนักในการบริหาร ค่าที่มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นคือ ค่าน้ำหนักเฉลี่ย และค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเฉลี่ยในมัดกล้ามเนื้อ infraspinatus ทั้ง MAV และ RMS เนื่องจากเป็นกล้ามเนื้อที่ถูกใช้ในการออกแรง

5.3 สรุปผลการทดลอง

จากการทดลองในโหมด CPM พบว่า มีการทำงานที่ถูกต้องซึ่งหมายถึงว่า สามารถใช้เครื่องมือดังกล่าวในการออกกำลังกายและเก็บข้อมูลได้ดี

ในกล้ามเนื้อ triceps จะเห็นได้ชัดว่า ในช่วงต้นของการเคลื่อนที่ มุม ใกล้เคียง 0 องศา จะมีสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สูงกว่าในช่วงที่แขนหุบ ซึ่งทั้งขาไป และขากลับ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ มีขนาดใกล้เคียงกัน ในการทดลองที่ถ่วงน้ำหนักมากกว่า จะมีสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเฉลี่ย สูงกว่า ในการทดลองที่ถ่วงน้ำหนักน้อยกว่า และใน ที่ความเร็วสูง การวัดมุมจะมีความผิดพลาดเล็กน้อย เนื่องจากโปรแกรมทำงานไม่ทันกับความเร็วที่มอเตอร์หมุนไปด้วยความเร็วสูง

ในกล้ามเนื้อ infraspinatus จะเห็นได้ชัดว่า ขณะเหยียดแขนออก จะมีสัญญาณสูงกว่า ขณะแขนหุบเข้าอย่างเห็นได้ชัด ในการทดลองที่ถ่วงน้ำหนักมากกว่า จะมีสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเฉลี่ย สูงกว่า ในการทดลองที่ถ่วงน้ำหนักน้อยกว่า และใน ที่ความเร็วสูง การวัดมุมจะมีความผิดพลาดเล็กน้อย เนื่องจากโปรแกรมทำงานไม่ทันกับความเร็วที่มอเตอร์หมุนไปด้วยความเร็วสูง

บทที่ 6

บทสรุปและวิจารณ์ผล

6.1 บทสรุป

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอการออกแบบระบบฟื้นฟูสมรรถภาพแขนสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองแตกที่มี biofeedback และแรง ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าระบบมีความสะดวกสบายในการใช้ สามารถปรับความเร็ว และน้ำหนักได้ เครื่องมือมีความปลอดภัย และสามารถบันทึกข้อมูลที่สำคัญบางอย่างเช่น EMG , มุม และน้ำหนัก เพื่อใช้ในการเปรียบเทียบและวิเคราะห์ในภายหลัง สามารถหาค่าเฉลี่ยของ EMG และ น้ำหนักได้ ซึ่งระบบสามารถทำการบริหารแขนได้ 2 โหมดการทำงานคือ โหมด CPM และ โหมด Direct Exercise โดยทั้ง 2 โหมดสามารถเลือกความเร็วในการบริหารได้ตั้งแต่ 5-15 รอบต่อนาที สามารถกำหนดค่าน้ำหนักได้ตั้งแต่ 1 – 50 Nm (1 – 5.1 Kg) จากผลการทดลองการทำงานร่วมกันของทั้งสองระบบผ่านการควบคุมและแสดงผลบนโปรแกรม LabVIEW พบว่า ลักษณะของสัญญาณต่างๆที่ได้ มีความถูกต้องตามการทำงาน โดยมีหน้าต่างแสดงผลเป็นเวลาจริง (real time) สามารถแสดงผลและบันทึกค่า สัญญาณแรง แขน, สัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม, สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและผลวิเคราะห์ค่า RMS และ MAV เพื่อนำไปประเมินพัฒนาการของกล้ามเนื้อต่อไป ในส่วนของการออกแบบกลไกสามารถใช้ได้กับทั้งผู้ป่วยที่เดินได้ ผู้ป่วยที่นั่งรถเข็น และ ผู้ป่วยที่นอนบนเตียงนอน มีขนาดที่เล็กกว่าเมื่อเทียบกับขนาดของเครื่องบริหารที่มีขายตามท้องตลาดทำให้เคลื่อนย้ายได้สะดวก และยังใช้วัสดุและอุปกรณ์ที่มีราคาถูกแต่มีระบบการทำงานที่คล้ายกัน ทำให้สามารถลดการนำเข้าเครื่องมือบริหารแขนจากต่างประเทศได้

6.2 ปัญหาและแนวทางแก้ไข

- 1) ปัญหาสัญญาณรบกวนที่ปนอยู่กับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
เนื่องจากมอเตอร์ ปลดปล่อยสัญญาณรบกวนสูงมาก ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนเข้ามาในระบบได้
- 2) ปัญหาการวัดมุมที่ไม่ถูกต้อง ในกรณีมอเตอร์หมุนด้วยความเร็วสูง
เนื่องจากการทำงานของโปรแกรม มีลำดับความคิดที่ซับซ้อน ทำให้การคำนวณบางช่วงเวลาผิดพลาด

6.3 แนวทางการพัฒนาต่อไป

- 1) ระวังไม่ให้สายสัญญาณที่ไวต่อสัญญาณรบกวนอยู่ใกล้มอเตอร์ หรือทำการใช้สายที่ปลอดภัยสัญญาณรบกวน
- 2) ศึกษาและออกแบบระบบวัดมุมที่ดีกว่าที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน

บรรณานุกรม

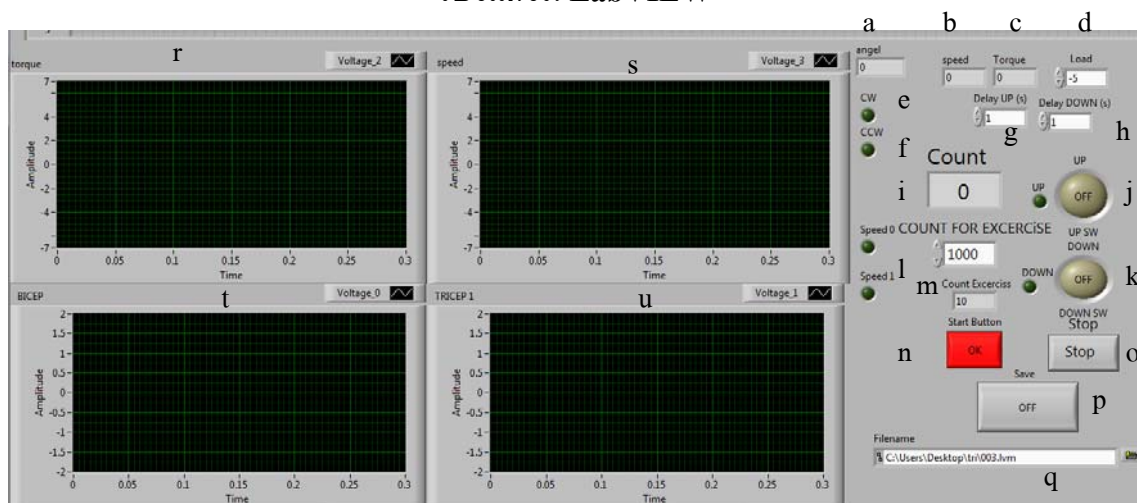
- [1] world stroke organization (2013, October 10). [online]. Available: <http://www.world-stroke.org>.
- [2] โรคเส้นเลือดในสมองแตกในประเทศไทย. (2013, October 10). [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <http://www.thairath.co.th/column/life/smartlife/284238>.
- [3] Dipietro, L., Ferraro, M., Palazzolo, J.J., Krebs, H.I., Volpe, B.T., Hogan, N., “Customized interactive robotic treatment for stroke: EMG triggered therapy”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 13(3):325-334. 2005.
- [4] Koyanagi, K., Imada, Y., Furusho, J., Ryu, U., Inoue, A., Takenaka, K., “3-D Rehabilitation Robot System for Upper Limbs and its Force Display Techniques”, Conference ICAT December 2003.
- [5] Rosen, J., Fuchs, M. B., Arcan M., “Performances of Hill-type and neural network muscle models—Toward a myosignal-based exoskeleton”, Comput. Biomed. Res., vol. 32, p.415 , 1999.
- [6] Lyons, G., Sharma, P., Baker, M., O'Malley, S., Shanahan, A., “A computer gamebased EMG biofeedback system for muscle rehabilitation”, In: Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE. volume 2. S. 1625-1628. Sept. 2003.
- [7] C.J. De Luca, “Surface Electromyography: Detection and recording”, DelSys Inc.,2002
- [8] โรคเส้นเลือดในสมองแตก (2011, January 8). [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก: <http://thaifittips.com/health/?p=50>.
- [9] OptiFlex Artromot E2 Compact Elbow CPM Continuous Passive Motion (2014, April 15). [online]. Available: <http://cpmsolutionsny.com/elbow.html>.
- [10] ARMEO® - ARM AND HAND THERAPY (2014, April 15). [online]. Available: <http://www.hocoma.com/products/armeo>.
- [11] Human Muscle Anatomy Side View (2011, January 8). [online]. Available: <http://www.nomenclaturo.com/human-muscle-anatomy-side-view.html>.
- [12] กานดา ใจภักดี : วิทยาศาสตร์การเคลื่อนไหว. วท.บ. กายภาพบำบัด, วท.ม. กายวิภาคศาสตร์.

- [13] Jaeger 1800 Actuator (2014, May 25). [online]. Available: http://www.tjskl.org.cn/products/czab61ce/jaeger_1800_actuator-pz23f4daa.html.
- [14] Rosen, J., Brand, M., Fuchs, M. B., Arcan, M., “A myosignal-based powered exoskeleton system”, IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. A, Syst.,Humans, vol. 31, no. 3, pp. 210–222, May 2001.
- [15] FALDRIC- α Fuji AC Servo System RYS-V Type User's Manual.
- [16] 24V DC power supply circuit using LM7824 IC (2014, April 5). [online]. Available: <http://www.circuitdiagram.org/24v-dc-power-supply-using-lm7824.html>.
- [17] DAQ (Data acquisition card) (2014, September 6). [online]. Available: [http://sine.ni.com/nips/cds view/p/lang/en/nid/201987.htm](http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/201987.htm).
- [18] Ian G Horsley, Lee C Herrington, Christer Rolf Does a SLAP lesion affect shoulder muscle recruitment as measured by EMG activity during a rugby tackle, Journal of Orthopaedic Surgery and Research 2010.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก
โปรแกรม LabVIEW ที่ใช้งาน

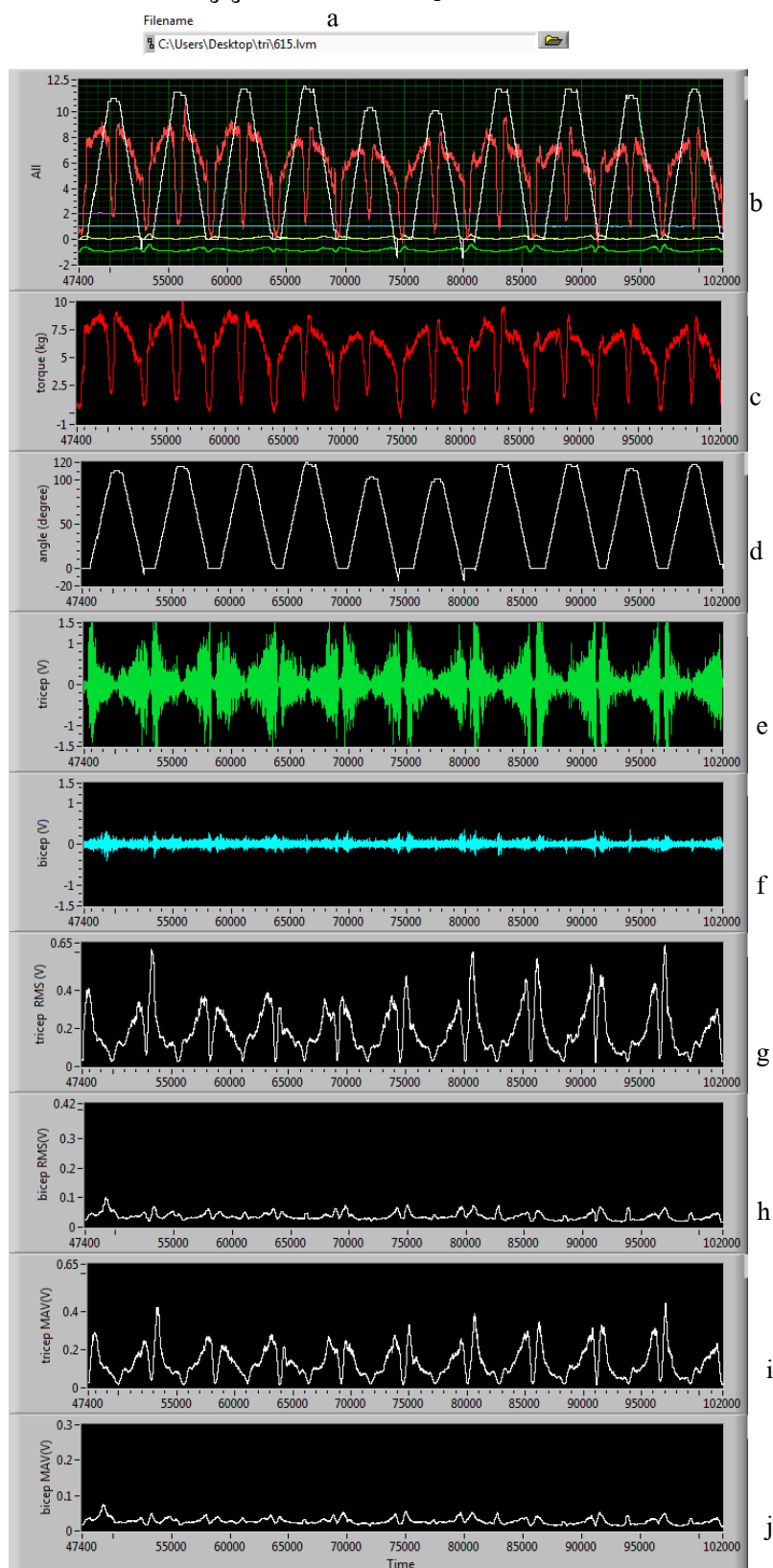
โปรแกรม LabVIEW



ภาพประกอบ ก – 1 หน้าต่างควบคุมการทำงานและแสดงสัญญาณต่างๆ

- a. ปุ่มแสดงมุม
- b. ปุ่มแสดงความเร็ว
- c. น้ำหนักที่ทำได้
- d. ปุ่มแสดงน้ำหนักที่ต้องการกำหนด
- e. ปุ่มแสดงทิศทางการหมุนของมอเตอร์ไปตามเข็มนาฬิกา
- f. ปุ่มแสดงทิศทางการหมุนของมอเตอร์ไปตามเข็มนาฬิกา
- g. ปุ่มกำหนดระยะเวลาหนึ่งของระยะพักขณะ โคนลิมิตสวิทช์ตัวบน
- h. ปุ่มกำหนดระยะเวลาหนึ่งของระยะพักขณะ โคนลิมิตสวิทช์ตัวล่าง
- i. ปุ่มแสดงจำนวนครั้งที่บริหารได้
- j. ปุ่มแสดงการทำงานของลิมิตสวิทช์ตัวบน
- k. ปุ่มแสดงการทำงานของลิมิตสวิทช์ตัวล่าง
- l. ปุ่มกำหนดความเร็ว
- m. ปุ่มกำหนดจำนวนครั้งของการบริหารต่อรอบ
- n. ปุ่มเริ่มการทำงาน
- o. ปุ่มหยุดการทำงาน
- p. ปุ่มบันทึกข้อมูล
- q. ปุ่มเลือกตำแหน่งบันทึกข้อมูล
- r. กราฟแสดงน้ำหนักที่ออกแรงได้
- s. กราฟแสดงความเร็ว
- t. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ biceps ในระหว่างการบริหาร

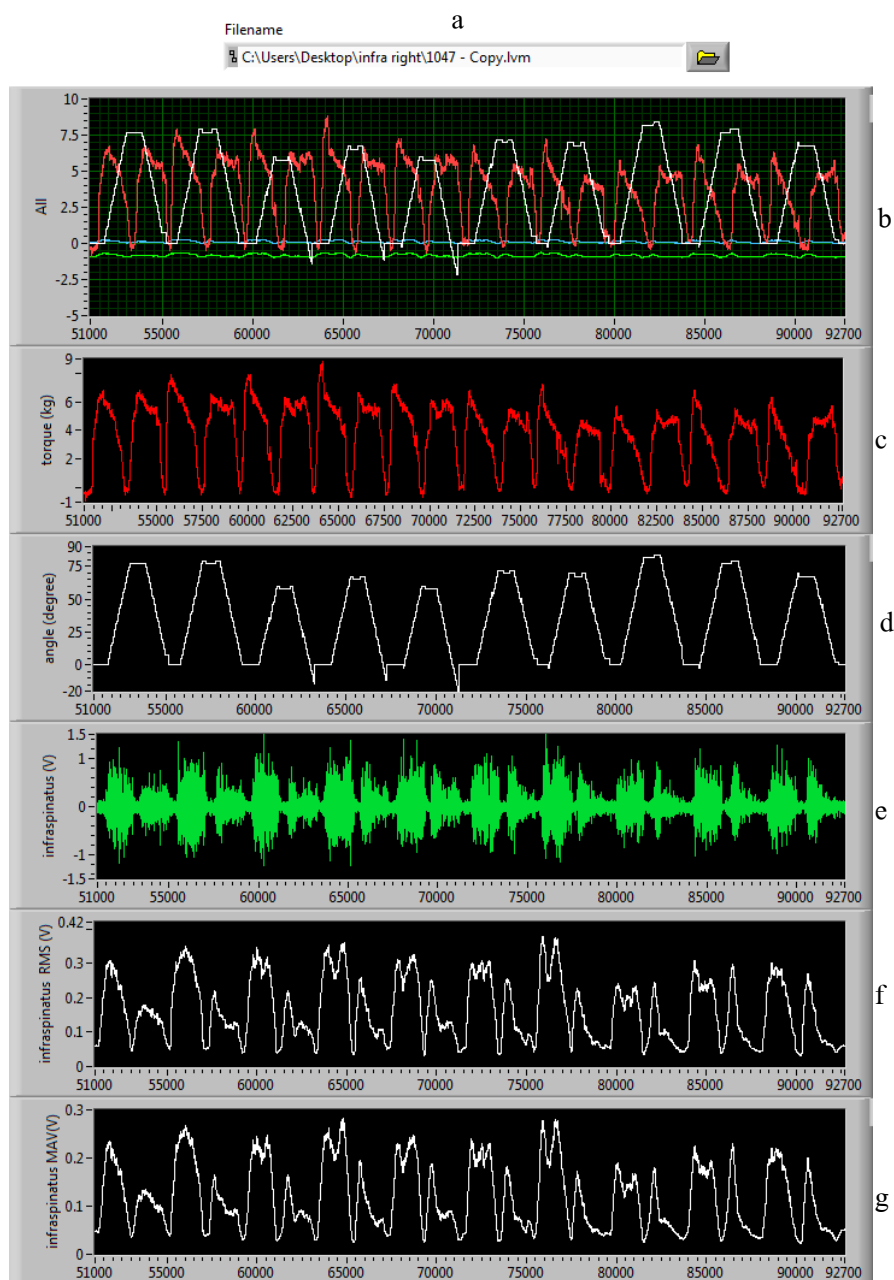
s. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ triceps ในระหว่างการบริหาร



ภาพประกอบ ก - 2 หน้าต่างการแสดงผลข้อมูลหลังจากจากออกกำลังกายเสร็จสิ้น ของท่าบริหาร

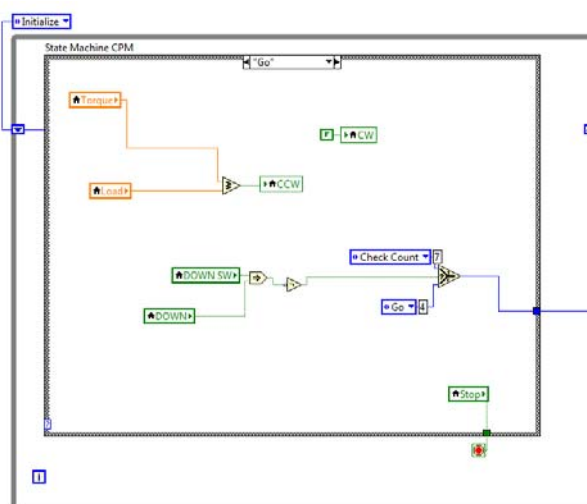
กล้ามเนื้อ triceps

- a. ปุ่มเลือกตำแหน่งอ่านข้อมูลข้อมูล
- b. กราฟแสดงสัญญาณรวม
- c. กราฟแสดงน้ำหนักที่ทำได้
- d. กราฟแสดงสัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม
- e. กราฟแสดงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ triceps
- f. กราฟแสดงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ biceps
- g. กราฟแสดงค่า RMS ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ triceps
- h. กราฟแสดงค่า RMS ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ biceps
- i. กราฟแสดงค่า MAV ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ triceps
- j. กราฟแสดงค่า MAV ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ biceps

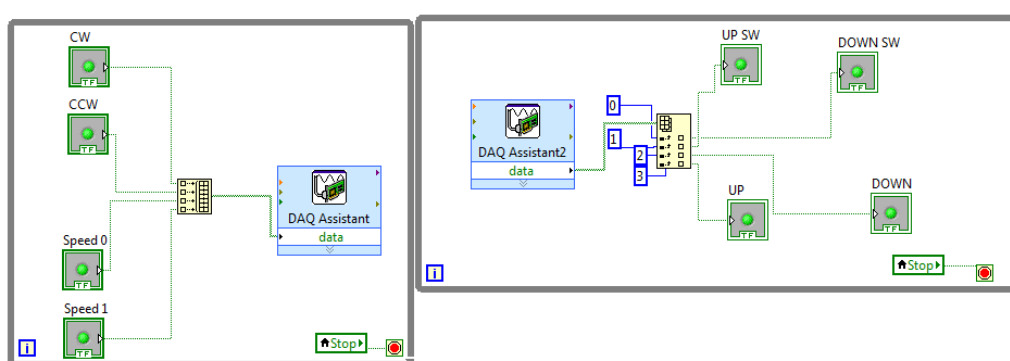


ภาพประกอบ ก – 3 หน้าต่างการแสดงผลข้อมูลหลังจากจากออกกำลังกายเสร็จสิ้น ของท่าบริหาร
กล้ามเนื้อ infraspinus

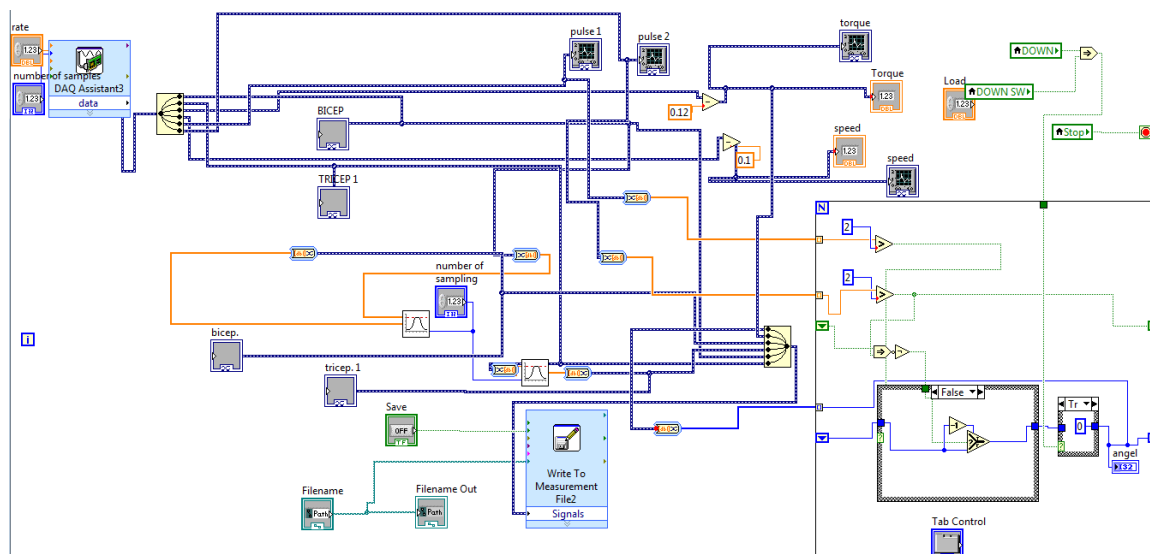
- ปุ่มเลือกตำแหน่งอ่านข้อมูลข้อมูล
- กราฟแสดงสัญญาณรวม
- กราฟแสดงน้ำหนักที่ทำได้
- กราฟแสดงสัญญาณการเปลี่ยนแปลงมุม
- กราฟแสดงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ infraspinus
- กราฟแสดงค่า RMS ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ infraspinus
- กราฟแสดงค่า MAV ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ infraspinus



ภาพประกอบ ก - 4 หน้าต่างโปรแกรมในส่วนระบบ CPM และ Direct Exercise



ภาพประกอบ ก - 5 หน้าต่างโปรแกรมในส่วน Digital output และ Digital input

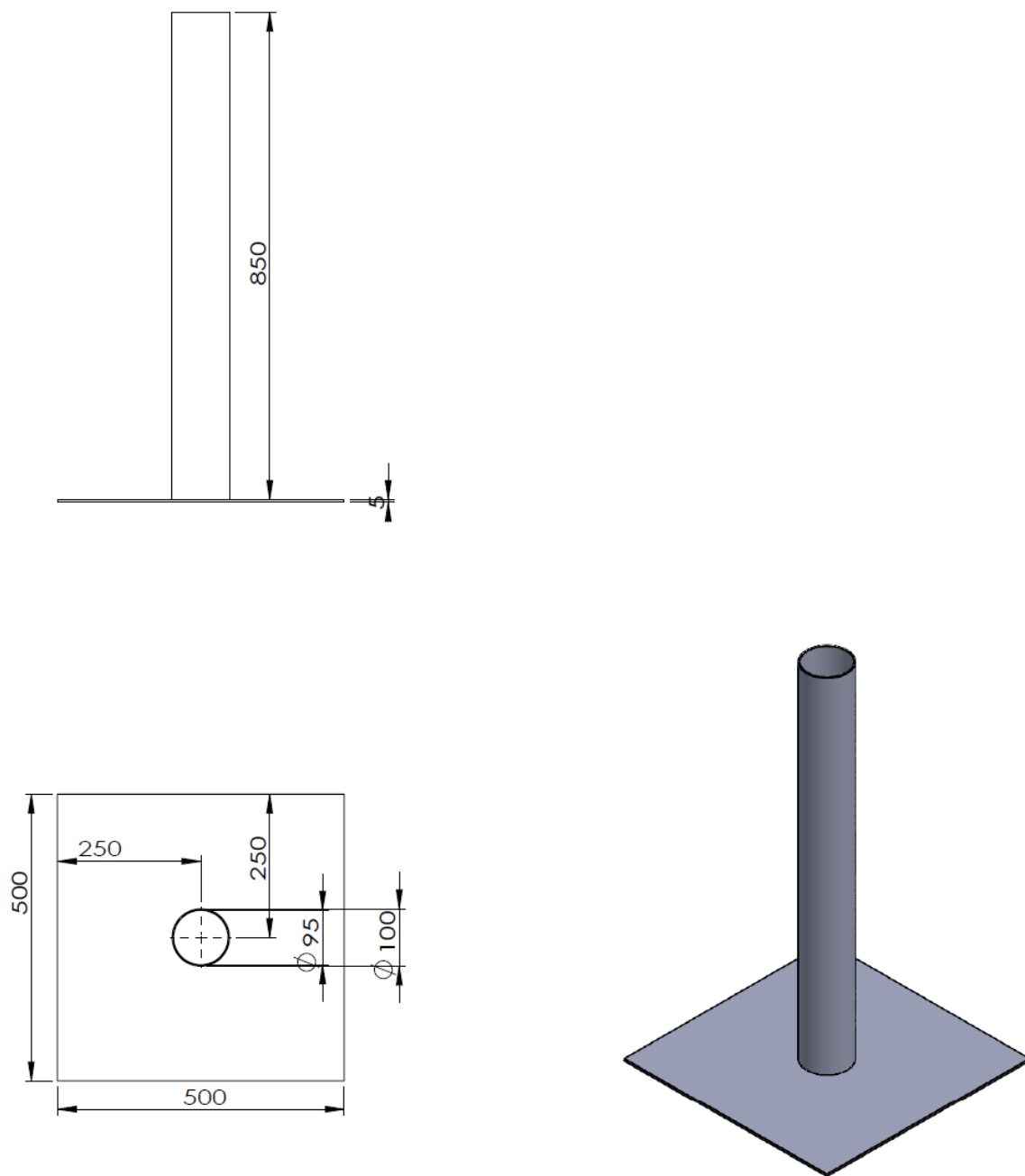


ภาพประกอบ ก - 6 หน้าต่างโปรแกรมในส่วน Analog input ฟิลเตอร์ แสดงผล คำนวณมุม และบันทึก

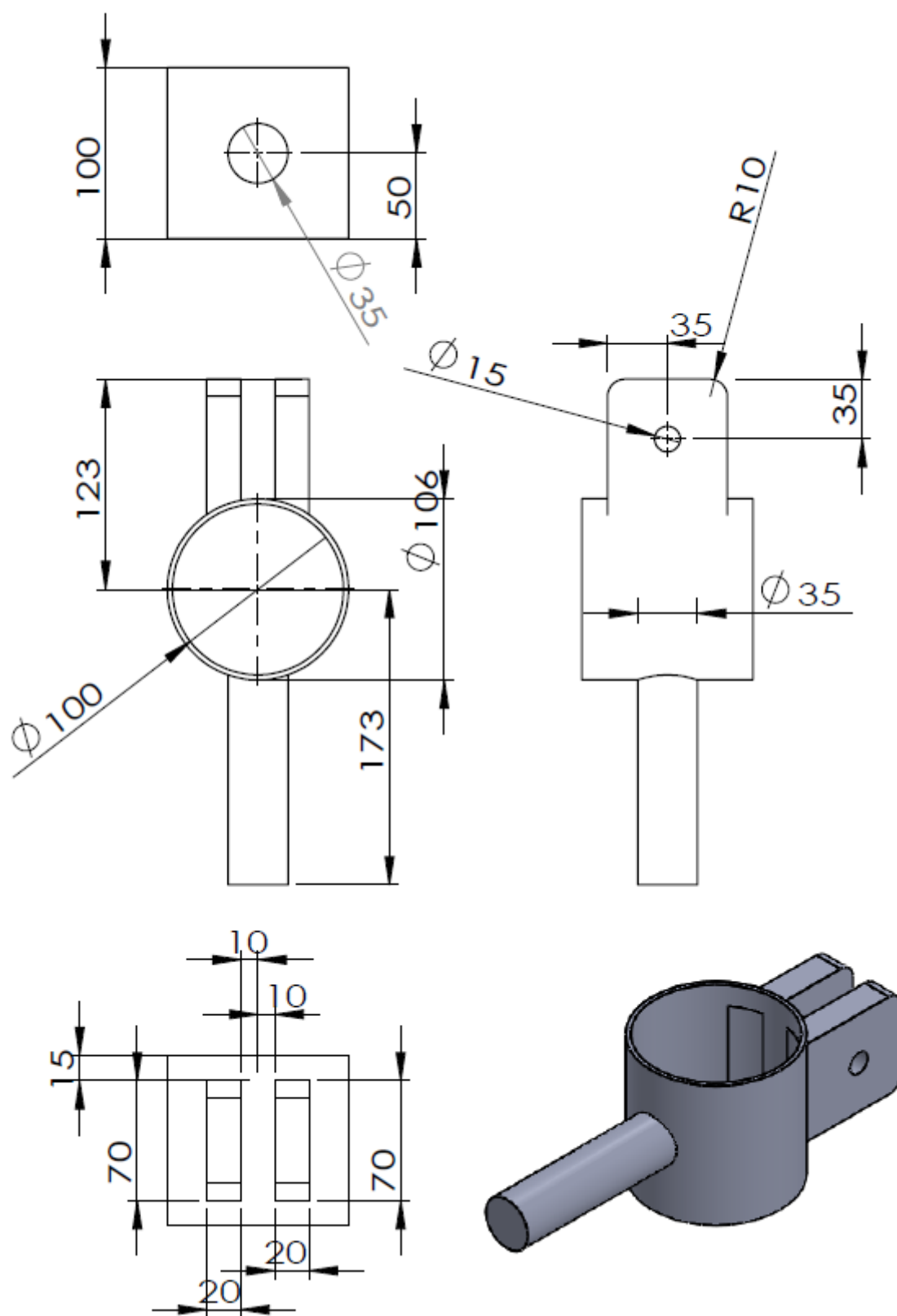
ข้อมูล

ภาคผนวก ข
ส่วนประกอบของเครื่องมือ

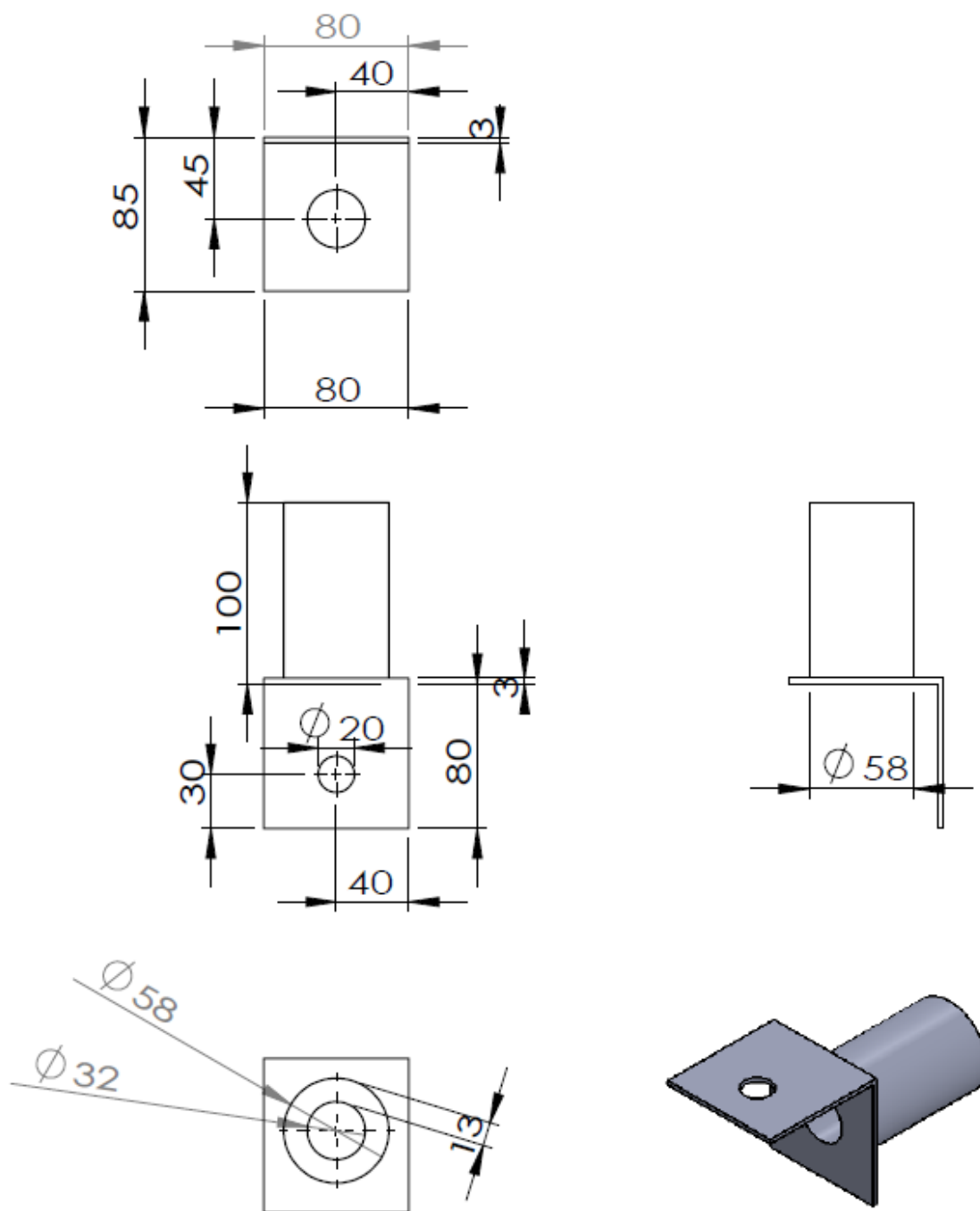
ส่วนประกอบของเครื่องมือ



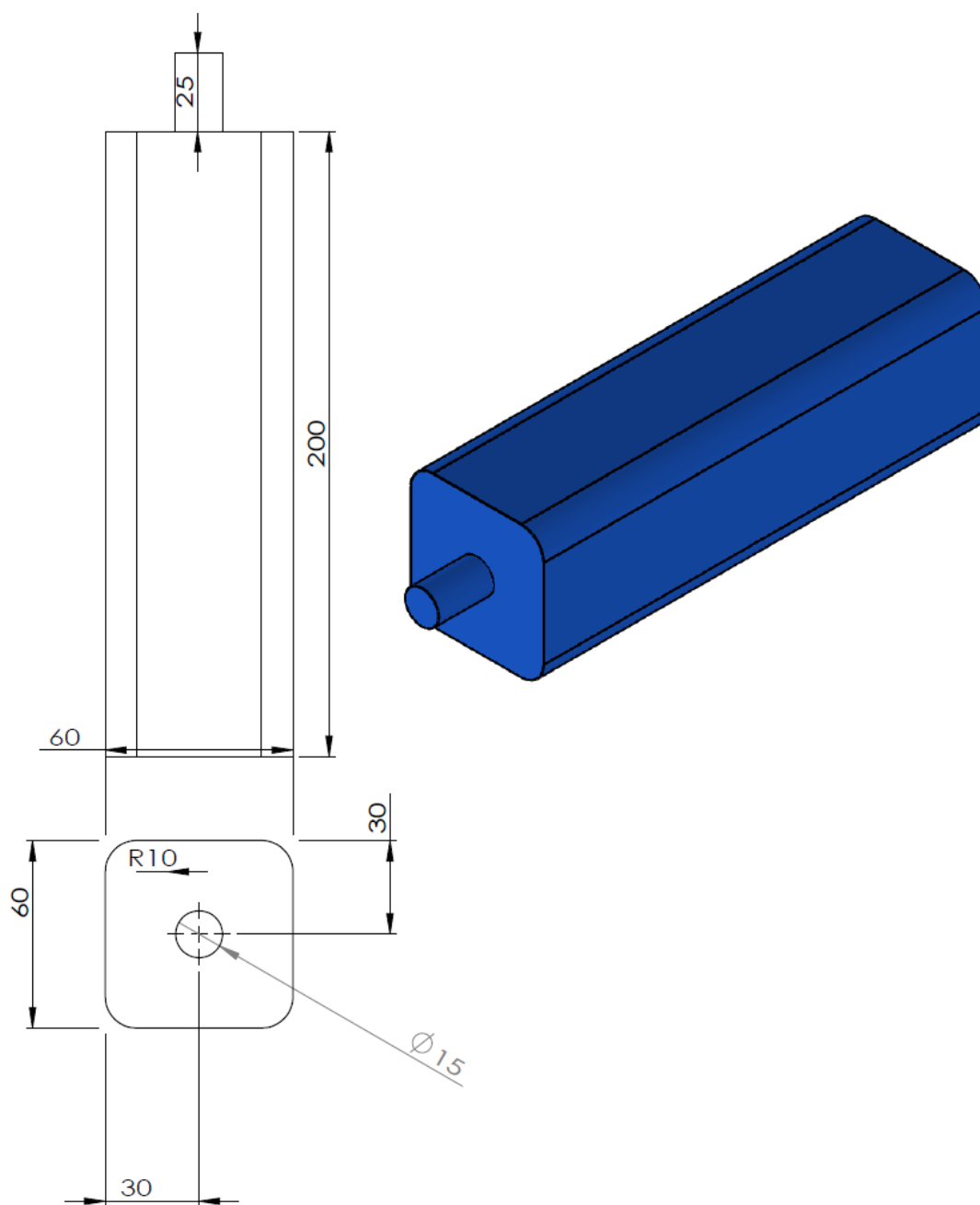
ภาพประกอบ ข - 1 ฐาน (tripod)



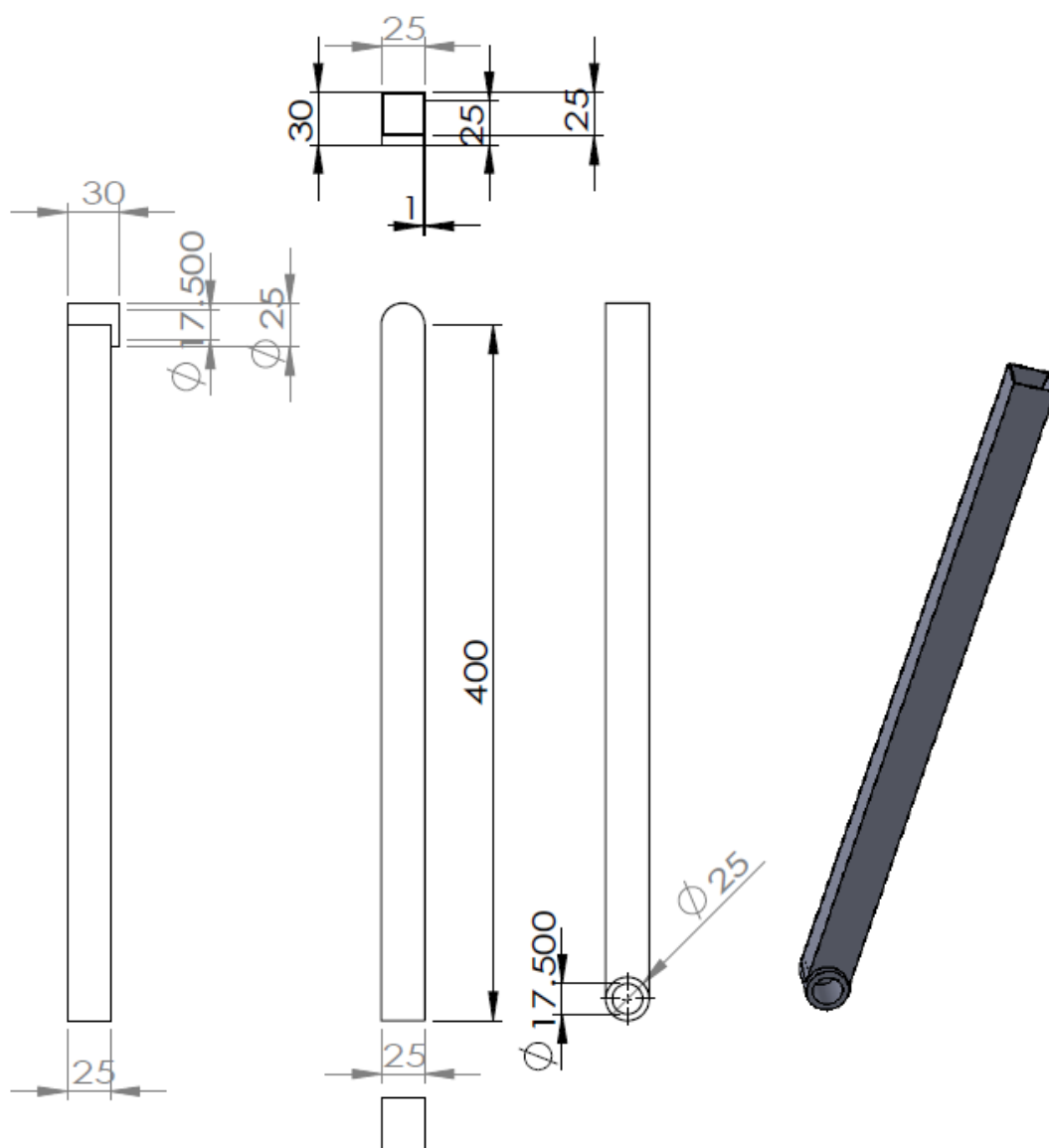
ภาพประกอบ ข - 2 จุดเชื่อมต่อ (connect)



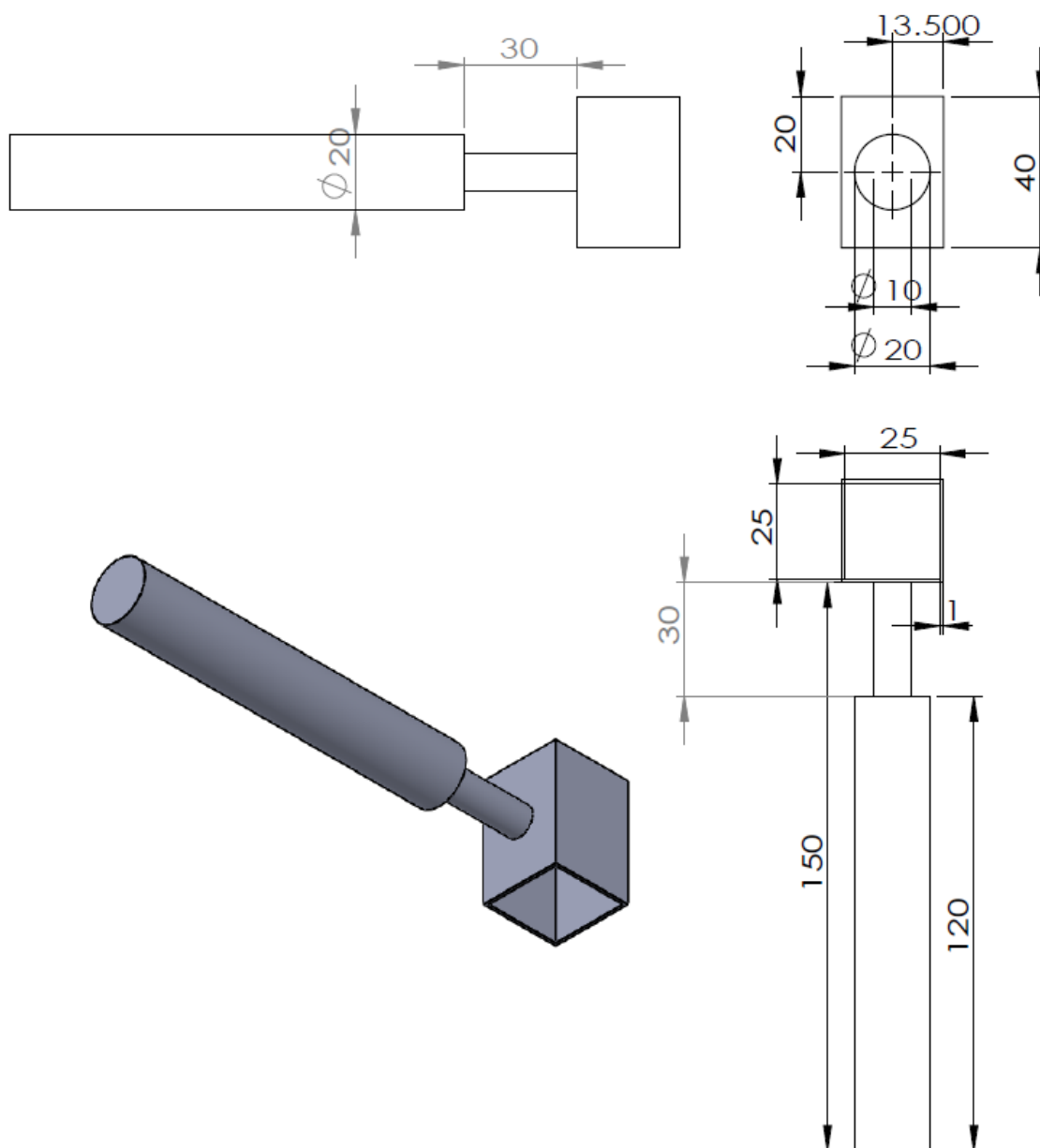
ภาพประกอบ ข - 3 จุดติดตั้งมอเตอร์ (motor place)



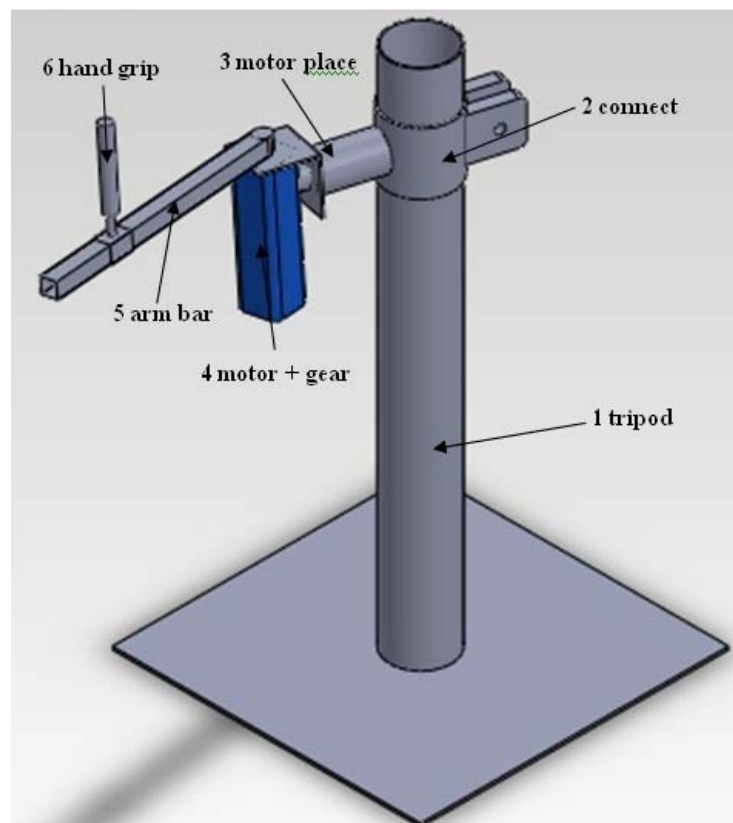
ภาพประกอบ ข - 4 มอเตอร์และเกียร์ (motor + gear)



ภาพประกอบ ข - 5 แท่นยึดจับ (แกน) (arm bar)



ภาพประกอบ ข - 6 มือจับ (hand grip)



ภาพประกอบ ข - 7 รวมส่วนประกอบทั้งหมดของเครื่องมือฟันฟูกล้ำมเนื้อแขน

ภาคผนวก ค
บทความทางวิชาการ

บทความทางวิชาการเรื่อง Upper Limbs Rehabilitation System for Stroke Patient with Biofeedback and Force ซึ่งได้แนบไว้ข้างล่าง โดยบทความนี้ได้รับการตอบรับในที่ประชุมวิชาการ ระดับนานาชาติ 6th Krabi, Thailand Biomedical Engineering International Conference 2013(BMEiCON2013) ระหว่างวันที่ 23-25 ตุลาคม 2556

Upper Limbs Rehabilitation System for Stroke Patient with Biofeedback and Force

Wansitta Kaewboon

Department of Electrical
Engineering
Faculty of Engineering, Prince of
Songkla University
Songkhla, Thailand
Wansitta.ka@gmail.com

Pornchai Phukpattaranont

Department of Electrical
Engineering
Faculty of Engineering, Prince of
Songkla University
Songkhla, Thailand
Pornchai.p@psu.ac.th

Chusuk Limsakul

Department of Electrical
Engineering
Faculty of Engineering, Prince of
Songkla University
Songkhla, Thailand
Chusuk.l@psu.ac.th

Abstract— We have designed and investigated the system of upper limbs rehabilitation. The measurement parameters in the system are Electromyography (EMG), the angle of arm, and weight. These parameters are useful as an indication of rehabilitation performance in terms of both quantity and quality. The performance of the proposed system is evaluated with CPM training on triceps and infraspinatus muscles, which is important for patients with paralysis from stroke. Results show that the system can function correctly and their measuring parameters are appropriate for rehabilitation.

Keywords— *physical therapy; electromyography; stroke; robot; rehabilitation*

I. INTRODUCTION

World stroke organization (WSO) reported that stroke paresis or paralysis is the second cause of death in people over the age of 60 years and the third leading cause of death in the world. It is also a major cause of severe disability. Statistical data shows that there are approximately 10 to 15 million new stroke patients worldwide in each year. The report showed that 5 million die and another 5 million are permanently disabled [1]. The rank of a stroke in Thailand as a cause of death or disability is the third highest in men, second only to AIDS, and accidents, and the second highest in the female deputy from AIDS [2]. About 80% of such patients have survived but have lost the skill of arms, loss in arm movement, paralyzed arm or movement with difficulty. Recently, a new approach to the restoration of the original condition of patients with stroke is based on the repeated movement to stimulate the muscles with robot. The robot is able to perform the task repeatedly with consistent control. It is also equipped with sensors can that save the location, speed, and strength of the patient. They can properly measure the movement of the muscles of patients with quantitative performance such as MIT - MANUS [3], EMUL [4], 4DOF upper-limb power-assist exoskeleton [5] as shown in Figure 1.

The study found that the use of biofeedback coupled with exercise can cause the patient to recover faster than normal exercise. The detection signals during exercise are temperature, pressure, Electromyography (EMG), Electroencephalography (EEG) etc. But, the most popular measure is EMG because EMG signal is caused by the muscles directly. It can be used for checking that he capability of muscles [6]. It also found that patients have a less EMG signal than normal people for the same muscle [3]. For this

reason, the researchers designed a system that can help restoring the arm muscles and nerves. The performances of the system are measured using speed of recovery, ease of use, incentives for rehabilitation etc. The study focuses on using robots to help in the movement by using EMG generated from the patient when they try to move.

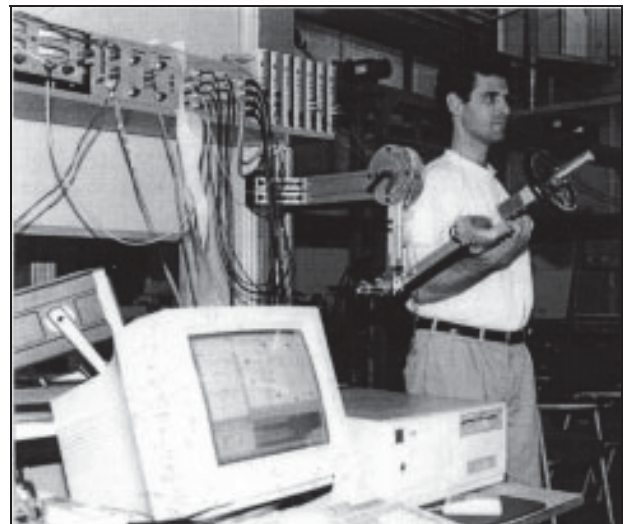


Fig. 1. Muscle recovery system [7].

In this manuscript, upper limbs rehabilitation system for stroke patient with biofeedback and force were implemented for triceps and infraspinatus muscles. The study of weight, angle of movement, and EMG were of interested.

II. THEORY

A. Electromyography

Electromyography is indicated in voltage values, which is the measure of the working of muscle contraction. The use of this voltage in clinic is for the diagnosis of the body malfunction. The movement of the muscles have been found to be around a few millimeters to several centimeters. The muscle fiber was about 10-100 μm in diameter. The central nervous system (CNS) sends signals to muscle fiber and also

sub-unit of the muscle called “Motor Unit” to make muscle contraction. Fig. 2 shows the structure of the motor unit [8-9].

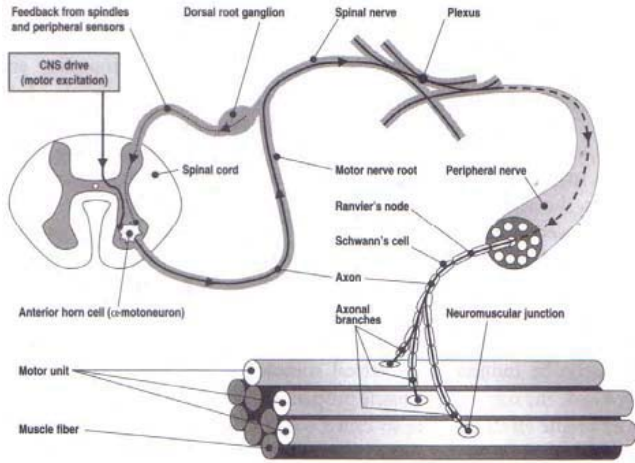


Fig. 2. Structure of the Motor Unit [8-9].

Electromyography analysis: In this paper, EMG signals are analyzed using root mean square (RMS), which is given by

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} \quad (1)$$

B. Paresis

Paresis is a result of a blockage or narrowing the blood vessels in the brain. Then, the oxygen cannot be carried to the brain leading to the dead of brain cells in some areas. Therefore, the body that is controlled by the damage brain cells cannot function well. Actually, it is important for knowing the symptoms of paralysis before starting to treatment. The treatment will be the protection of the increase in the dies of the brain cells and the rehabilitation for the brain cells that still work.

The symptom of paralysis can occur suddenly; i.e. numbness, weakness of arms, the wry on a half of the body. Also, the symptoms include the vision or blurry of the eyes due to the weakness of the that were used for the eyes control. In addition, the confusion, hardly for speaking or walking and the headaches may be the condition of symptoms to be the paralysis in the future

The rehabilitation of patients can be to move or help themselves. It can be to rehab with limbs movement and exertion that will recover for helping the patients paralysis due to the nature of paresis after rehab that will restore itself for a month or a year. It was opportunity to do better and the paralysis was decreased [10].

III. MATERIALS AND METHODS

Most patients with stroke will lose control of the arm. Hence, they need rehabilitation or exercise. The early stages of rehabilitation were very difficult. For example, they can just lift the arm up and down. It may be a less advantage for life

that can cause the patient to eat by themselves. In this case, the patient cannot move the arm. It was found that the muscles do not receive the EMG. Therefore, the arm cannot stretch or bend.

The first muscle group that should be in rehabilitation are triceps and infraspinatus muscles shown in Fig.3. (a) and (b), respectively. After triceps muscles recover, biceps muscles can be stretch and contraction. The result shows the contraction of muscles was decreased. However, the rehabilitation of infraspinatus muscle will support muscles strength and the patients can extend the arms out of the body.

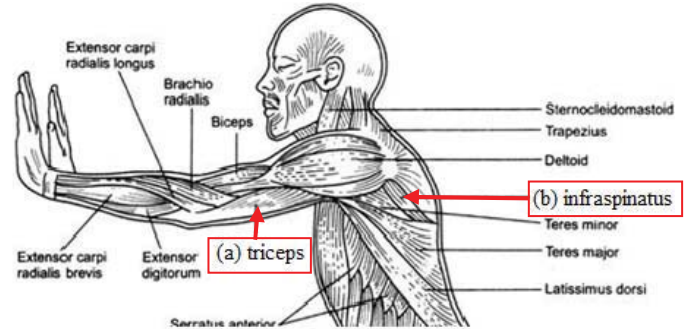


Fig. 3. (a) Triceps muscle and (b) Infraspinatus muscle [11].

A. System Development

Fig. 5 shows the proposed system for patient rehabilitation on the triceps and infraspinatus muscles. Details of the system development are as follows.

1) *Components of the System:* Arm muscle rehabilitation components shown in Fig. 6 contain the following sections:

1) *Base (tripod):*The base can move up or down in the range of 60 - 80 cm so that it is available to all patients.

2) *Connections (connect):*Used for the connection between the motor and the installation.

3) *Install the motor (motor place):*Install the motor and can be rotated 180 degrees to change the administration.

4) *Motor (motor):*Used to create resistance in the exercise.

5) *Arm holder (connect motor):*Intended to be a connection between the motor and arm bar.

6) *The bracket (arm) (arm bar):*The platform holder can stretch and stretch out the length of the patient's arm.

7) *Hand (hand grip):*Used for handle in the exercise.

2) *Torque measurement:* Torque was measured by electrical current value that was tranfered from the motor of the system. When the weight increases, electrical current of the motor increases.

3) *Angle measurement:* The angle of the arm movement is detected by the pulse signal from the motor and is used to refer the position of the arm.

4) *Limited Switch:* It is used to control the angle of the arm movement. The limited switch was detect by the arm from set up point to the end.

5) *EMG:* The electrode were placed on the muscles, i.e. tricep, bicep and the voltage was transfered into amplifier for analysis.

6) *Machine Testing:*

In this study, the testing weights 5 kg was used [7]. In this research, the bracket (arm) has a length of 30 cm, so it requires a torque motor at $5 \times 30 \text{ kg}\cdot\text{cm} = 150 \text{ kg}\cdot\text{cm}$ or 15 N-m and the servo motor 400 watt. The torque 1.27 N-m at a speed 3000 rpm was selected. After that, gear ratio about 1/20 was used. The output torque of motor is 25.4 N-m with 150 rpm which is sufficient for rehabilitation.

The experiment on the relation between the torque of the motor and the weight is carried out. The length of arm machine was about 39 cm from the axis of motors to hand grip in the angle of perpendicular. The result is shown in Fig. 4. The maximum percentage of torque is 60% with the maximum weight within arm bar and hand around 2.27 kg (5 pounds). It was found that this weight with torque of motor can be run without broken, which can be applied for the rehabilitation in recovery the triceps and infraspinatus muscles. Equation 2 shows the relationship between torque and weight.

$$y = 3.36x \quad (2)$$

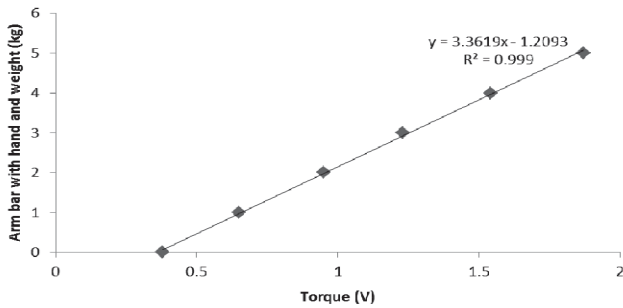


Fig. 4. The relationship between torque and weight.

B. *Posture Exercises*

Figure 7 (a) and (b) show the posture exercises for the recovery of triceps and infraspinatus muscles, respectively. For the triceps muscles, the patient will move the arm in the angle range between 0 - 145 degree [5].

In case of the infraspinatus muscles, the arm is closed to the body. The arm is rotated outward brachium hanging at your sides while the arm is rotated outward to the side with hands as well. Posture the rotation of the shoulder is only 90 degrees. Arms and elbows flexion 90 degrees and your hands and forearms rod tip up. Or, port vale arm lateral elbow flexion 90 degrees and rotate the hand and brachium from the body using the force of motor [12].

The system detects the EMG from the both side of the muscles for analysis. It means that the EMG of tricep muscles was higher than threshold and the EMG of bicep muscles was lower than threshold. The EMG is measured as an indicator so that the pateint can correctly move their arm. Details of operations are as follows.



Fig. 5. Rehabilitation system for triceps muscle with hand and arm tourniquet device (for patient who cannot grip the hand).

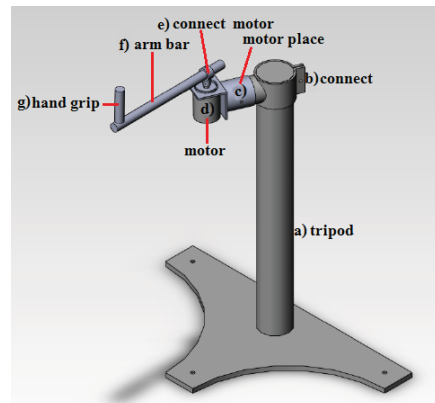


Fig. 6. Rehabilitation system components for infraspinatus muscle.

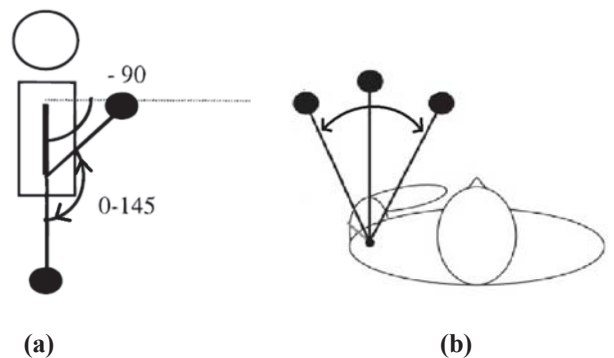


Fig. 7. The posture muscle recovery: (a) triceps muscles (side view) [5] and (b) infraspinatus muscles (top view) [13].

1) *First Posture:* Start with port vale arm 145 degrees and arms stretched out to the end. After that fold back the arm into the original with motor resistance. The patient must use only tricep muscle which EMG of triceps and torque of motor is greater than 50 % of maximum.

2) *Second Posture :* Start with port vale arm lateral and bent the elbow at 90 degrees. Rotate the hand and lower arm

out of the body and rotate it back with motor resistance. The patient must use only infraspinatus muscle which EMG of infraspinatus and torque of motor is greater than 50 % of maximum.

These two posture can change to the automation mode to keep the machine work without stopping so that muscles can work continuously.

C. System Operation

Fig. 8 shows a block diagram of system operation. Based on this block diagram, the experiment on the recovery of tricep muscles in CPM mode divided into 7 parts as follows are carried out.

- (a): the patient does not exert to move their arm.
- (b): the patient was expertes the tricep muscle.
- (c): the patient was exerteres the bicep muscles
- (d): additional force was work that similar with the tricep muscles.
- (e): additional force was work that similar with the bicep muscles.
- (f): exerted by tricep muscles and the system does not gain the weight.
- (g): exerted by tricep muscles and the system does not gain the weight.

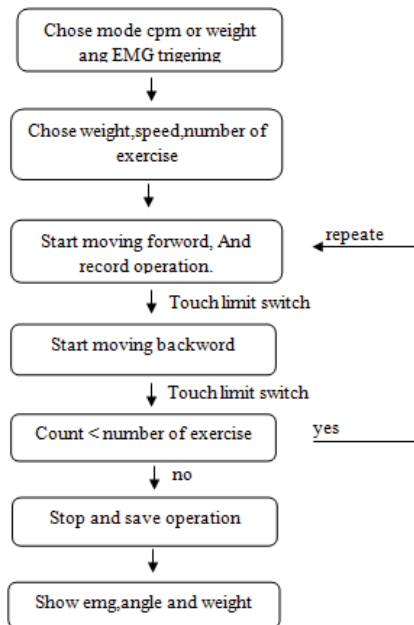


Fig. 8. Block diagram of system operation.

IV. RESULTS

A. CPM Analysis

Figure 9 shows the result of CPM. It was found that the results were in consistent with theory. The EMG was near zeros and the weight was clear as can be seen from the curve in period (a). Next, the patient was exerting at tricep and bicep muscles. It was found that the both EMG and weight have positive values as shown in period (b) and (c), respectively. In case of additional external force, it was similar with the tricep and bicep muscles were exerted. It is found that the EMG and

weight were not shown (period (d) and (e)), respectively. The period of (f) and (g) were analyzed with the EMG of tricep and bicep muscles. It is shown that the system was not gain the weight as shown by the curve of EMG, which was similar to Fig. 9 (b) and (c), respectively. In addition, the weight was similar to Fig. 9 (a). The results show the high performance of the proposed system to rehabilitation of the patient.

B. The EMG and Weight Triggering to Recover the Tricep Muscles

The system of EMG and weight triggering was used for recovery the tricep muscles (Fig. 10.). The system will operate when the patient is exerting of the tricep muscles higher than the data set up of threshold and the bicep muscles less than the threshold while the weight was higher than threshold. This means that the patient will be rehabilitation from stroke.

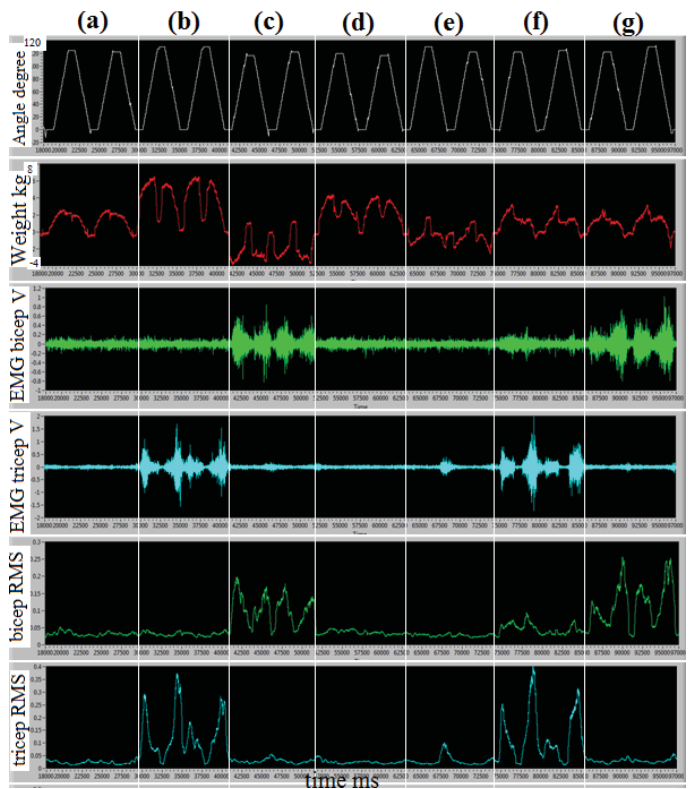


Fig. 9. CPM analysis: (a) no exert to move, (b) exerting of tricep muscles, (c) exerting of bicep muscles, (d) adding the exert of tricep muscles, (e) adding the exert of bicep muscles, (f) exerted and not gain the weight on the tool of tricep muscles, (g) exerted and not gain the weight on the tool of bicep muscles.

ACKNOWLEDGMENT

The authors are pleased to acknowledge the financial support from Graduate School at Prince of Songkla University and Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering at Prince of Songkla University, Thailand. This work was also supported by National Research Council of Thailand and NECTEC-PSU center of excellence for rehabilitation engineering.

REFERENCES

- [1] <http://www.world-stroke.org/>
- [2] <http://www.thairath.co.th/column/life/smartlife/284238>
- [3] L. Dipietro, M. Ferraro, J.J. Palazzolo, H.I. Krebs, B.T. Volpe and N. Hogan, "Customized interactive robotic treatment for stroke: EMG triggered therapy", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, pp. 325-334, 2005.
- [4] K. Koyanagi, Y. Imada, J. Furusho, U. Ryu, A. Inoue and K. Takenaka, "3-D Rehabilitation Robot System for Upper Limbs and its Force Display Techniques", *Conf. ICAT*, 2003.
- [5] J. Rosen, M.B. Fuchs and M. Arcan, "Performances of Hill-type and neural network muscle models—Toward a myosignal-based exoskeleton", *Comput. Biomed. Res.*, vol. 32, pp. 415, 1999
- [6] G. Lyons, P. Sharma, M. Baker, S. O'Malley and A. Shanahan, "A computer gamebased EMG biofeedback system for muscle rehabilitation", In: *Eng. Med. and Biol. Soc., Conf. IEEE*, vol. 2, pp. 1625-1628, September, 2003.
- [7] J. Rosen, M. Brand, M.B. Fuchs and M. Arcan, "A myosignal-based powered exoskeleton system", *IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. A, Syst., Humans*, vol. 31, no. 3, pp. 210-222, May, 2001.
- [8] http://www.nsuru.ac.th/e-learning/meattech/lesson/less4_3.html
- [9] http://electromyographycircuit.blogspot.com/2009_04_01_archive.html
- [10] <http://thaifittips.com/health/?p=50>
- [11] <http://www.nomenclaturu.com/human-muscle-anatomy-side-view.html>
- [12] LE. Kahn, ML. Zygman, WZ. Rymer and DJ. Reinkensmeyer, "Robot-assisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled pilot study", *J. NeuroEng. Rehabi.*, 2006.

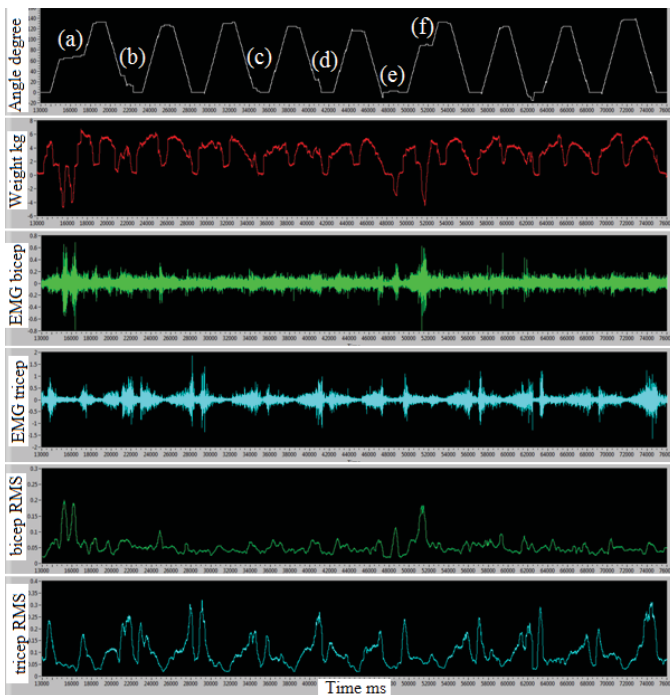


Fig. 10 The EMG and weight triggering: at the stop point (a)-(f)

V. CONCLUSION

We have developed an upper limbs rehabilitation system for stroke patient with biofeedback and force. Experimental results show that the system is comfortable to use. The speed and weight can be adjusted for rehabilitation. It is safety and can record some important data, i.e., EMG, angle and weight to compared and analyzed.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	วรรณิษฐา แก้วบุญ		
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5210120094		
วุฒิการศึกษา			
วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา	
วิทยาศาสตร์บัณฑิต (ฟิสิกส์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2551	

ทุนการศึกษา(ที่ได้รับในระหว่างการศึกษา)

-

การตีพิมพ์ในที่ประชุมวิชาการที่มีการรวมเล่มระดับนานาชาติ (ขณะศึกษาปริญญาโท)

W. Kaewboon, P. Phukpattaranont, C. Limsakul “Upper Limbs Rehabilitation System for Stroke Patient with Biofeedback and Force,” in *Proceedings of the 6th Biomedical Engineering International Conference(BMEiCON 2013)*, Thailand, Oct 23-25, 2013.

รางวัลที่ได้รับ

-