



ระบบบริหารแบบไอโซคินติกสำหรับการฟื้นฟูข้อเข่า  
**Isokinetic Exercise System for Knee Rehabilitation**

สุทธา หิรัญธนวัฒน์

**Sutta Hiruntanawat**

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**

2556

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์      ระบบบริหารแบบไอโซคิเนติกสำหรับการฟื้นฟูข้อเท้า  
 ผู้เขียน                นายสุทธา หิรัญธนวัฒน์  
 สาขาวิชา              วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

คณะกรรมการสอบ

.....  
 (รองศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล)

.....ประธานกรรมการ  
 (รองศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

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

.....  
 (รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

.....กรรมการ  
 (รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

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

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยฉบับนี้เป็น  
 ส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิตสาขาวิชาวิศวกรรม  
 ไฟฟ้า

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

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้มาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และได้แสดงความขอบคุณบุคคลที่มีส่วนช่วยเหลือแล้ว

ลงชื่อ.....

(รองศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ลงชื่อ.....

(นายสุทธา หิรัญธนวัฒน์)

นักศึกษา

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน และ  
ไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ.....

(นายสุทธา หิรัญธนวัฒน์)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	ระบบบริหารแบบไอโซคิเนติกสำหรับการฟื้นฟูข้อเท้า
ผู้เขียน	นายสุทธา หิรัญธนวัฒน์
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2556

### บทคัดย่อ

โรคข้อเท้าเสื่อมเป็นปัญหาที่พบมากในกลุ่มผู้สูงอายุ สาเหตุส่วนใหญ่เกิดจากความเสื่อมสภาพของข้อเท้า จากการศึกษาพบว่าวิธีแก้ไขที่ง่ายและได้ประสิทธิภาพสูงสุดคือการบริหารข้อเท้าแบบไอโซคิเนติก (Isokinetic) แต่จากการสำรวจข้อมูลการใช้ของเครื่องบริหารข้อเท้าชนิดนี้พบว่า จำนวนของเครื่องบริหารยังไม่เพียงพอต่อการใช้งาน เนื่องจากราคาของอุปกรณ์ที่สูง ระบบกลไกและเทคโนโลยีมีความซับซ้อน จึงยากต่อการผลิตขึ้นใช้เองภายในประเทศให้เพียงพอต่อความต้องการในปัจจุบัน งานวิจัยนี้จึงนำเสนอการออกแบบพัฒนาเครื่องบริหารข้อเท้าแบบ N-K Table ที่สามารถทำงานในรูปแบบไอโซคิเนติก และทำงานร่วมกับระบบเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขา (EMG) โดยการนำเอาโต๊ะบริหารแบบเก่ามาดัดแปลงเพื่อให้ได้เครื่องบริหารข้อเท้าแบบไอโซคิเนติกต้นทุนต่ำที่เพียงพอต่อความต้องการและยังสามารถประเมินพัฒนาการของกล้ามเนื้อโดยตรงจากสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากกล้ามเนื้อขา โดยตัวเครื่องจะเลือกการทำงานได้ใน 2 โหมดคือ โหมด CPM (Continuous Passive Motion) และโหมด Isokinetic ผ่านการควบคุมการทำงานด้วยโปรแกรม Labview ซึ่งสามารถแสดงและบันทึกค่าสัญญาณแรงเตะที่เกิดขึ้นระหว่างการบริหารข้อเท้า, สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง, สัญญาณความเร็ว, สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และผลการวิเคราะห์ค่า MAV, RMS ระบบสามารถกำหนดความเร็วคงที่ในการบริหารได้ตั้งแต่ 1 – 60 องศาต่อวินาที และกำหนดน้ำหนักได้ตั้งแต่ 1 – 117 กิโลกรัม จากการทดสอบเครื่องบริหารสามารถรักษาความเร็วให้คงที่ได้และสามารถทำงานตามที่ออกแบบไว้

คำสำคัญ เครื่องบริหารข้อเท้า N-K Table, การบริหารข้อเท้าแบบไอโซคิเนติก, สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ, ข้อเท้า

<b>Thesis Title</b>	Isokinetic Exercise System for Knee Rehabilitation
<b>Author</b>	Mr.Sutta Hiruntanawat
<b>Major Program</b>	Electrical Engineering
<b>Academic Year</b>	2013

### **ABSTRACT**

Deteriorations of knee are a common cause of knee osteoarthritis in elderly people. The previous studies have proposed isokinetic exercise that is the best performance for rehabilitation. Isokinetic exercise machine is not normally used in provincial area because of higher prices of equipment and high technologies and which is difficult in domestic production for at the present time. This research presents design development of the knee management in N-K table type, which can work in the type of isokinetic and joint working with the electromyography (EMG) data record system. The implementation is by modifying N-K Table into the enough low cost of the knee management, and yet can evaluate the development in muscles from EMG signals. Two modes for the machine working are Continuous Motion Passive (CPM) and isokinetic modes by control with Labview program. The program can show force muscle signals and can record signal generated during the knee exercise, angle signal change, speed signal, EMG and the analytical results of MAV and RMS of EMG. The system can be fixed speed in management from 1 to 60 degree per second. For the weight is fixed from 1 to 117 kg. From test results of the knee exercise, it can be fixed speed control and the system can be functioned successfully.

Keyword: N-K Table, Isokinetic exercise, Electromyogram, Knee

## กิตติกรรมประกาศ

ข้าพเจ้าขอแสดงคำขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล อาจารย์ที่ปรึกษาหลักวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาให้การสนับสนุนและฝึกฝนระเบียบวิธีคิดในการทำวิจัย เสียสละเวลาในการให้คำปรึกษา แนะนำความรู้ แนวคิด เอกสาร ข้อเสนอแนะที่มีประโยชน์ในการทำวิจัยเป็นอย่างดี รวมถึงการช่วยเหลือแก้ไขปัญหาก็่เกี่ยวกับงานวิจัย ตลอดจนตรวจทานและดำเนินการแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา อาจารย์ที่ปรึกษาร่วมที่เสียสละเวลาในการให้คำปรึกษา ข้อเสนอแนะและอุปกรณ์ที่มีประโยชน์ในการทำวิจัย รวมถึงการตรวจทานและแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กิติพล ชิตสกุล กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิในสอบวิทยานิพนธ์ ที่กรุณาเสียสละเวลาให้คำแนะนำและตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ถูกต้องและสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ คณาจารย์และบุคลากรในภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกท่าน ที่ให้ความรู้ และการช่วยเหลือในด้านต่างๆมาโดยตลอด จนกระทั่งงานสำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้ความอนุเคราะห์สำหรับสถานที่และอุปกรณ์เครื่องมือในการทำวิจัย ขอขอบพระคุณ ศูนย์ฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์ภาคใต้โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ ที่ให้ความอนุเคราะห์คำแนะนำและวิธีการใช้เครื่องมือในงานวิจัยครั้งนี้

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้เงินสนับสนุนในการทำวิจัยและให้ความช่วยเหลือในด้านการประสานงานต่างๆ

ขอบคุณ เพื่อนๆ พี่ๆ และน้องๆ นักศึกษาคณะวิศวกรรมศาสตร์ตลอดจนทุกท่านที่มีได้กล่าวมาไว้ ณ ที่นี้ที่มีส่วนช่วยในการทำวิจัยและกำลังใจที่ดีมาโดยตลอด จนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จสมบูรณ์ด้วยดี

สุดท้ายนี้ ข้าพเจ้าน้อมรำลึกพระคุณบิดามารดาและครอบครัว ที่คอยส่งเสริมสนับสนุนในทุกๆเรื่องตลอดมา และกำลังใจที่ดีเยี่ยม จนกระทั่งทำให้ข้าพเจ้าสำเร็จการศึกษา

สุทธา หิรัญชนวัฒน์

## สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(8)
รายการภาพประกอบ	(11)
สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ	(17)
บทที่	
1. บทนำ.....	1
1.1 บทนำต้นเรื่อง.....	1
1.2 การตรวจเอกสาร.....	2
1.2.1 เอกสารการศึกษาในกลุ่มรูปแบบการบริหารข้อเข้าแบบไอโซคิเนติก.....	2
1.2.2 เอกสารการศึกษาในกลุ่มอุปกรณ์บริหารข้อเข้า.....	3
1.2.3 เอกสารการศึกษาในกลุ่มการตรวจจับสัญญาณกล้ามเนื้อขา.....	9
1.3 วัตถุประสงค์.....	13
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	13
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	14
2 ทฤษฎี	
2.1 โรคข้อเสื่อม.....	16
2.2 รูปแบบการบริหารข้อเข้า.....	18
2.2.1 การออกกำลังกายแบบไอโซเมตริก.....	18
2.2.2 การออกกำลังกายแบบไอโซโทนิค.....	19
2.2.3 การออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติก.....	20
2.3 เครื่องบริหารแบบไอโซคิเนติก.....	21
2.3.1 Dynamometer.....	21
2.3.2 Control System.....	21
2.3.3 ตัวตรวจรู้แรง.....	22
2.3.4 ชุดก้านตะ.....	23
2.3.5 ที่นั่ง (Seat).....	23
2.3.6 ระบบประมวลผล.....	24



## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.4 โต้ะบริหารข้อเข้าแบบ N-K Table.....	28
2.5 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG).....	29
2.6 การกำหนดจุดจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขาและการวัดลักษณะของ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	30
2.6.1 การกำหนดจุดจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขา.....	30
2.6.2 การวัดลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	33
3 วิธีการวิจัย	
3.1 การออกแบบเครื่องออกกำลังข้อเข้า.....	35
3.1.1 เป็นยึดจับมอเตอร์และอุปกรณ์ออกกำลัง.....	35
3.1.2 มอเตอร์กระแสตรง (DC Motor).....	37
3.1.3 Gear Box.....	39
3.1.4 Potentiometer.....	40
3.1.5 Strain Gage.....	41
3.1.6 Board Drive Motor.....	47
3.1.7 แหล่งจ่ายไฟฟ้า 24V.....	49
3.1.8 วงจรขยายสัญญาณ.....	49
3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ทำการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	50
3.2.1 เครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	50
3.2.2 อิเล็กโทรด.....	51
3.3 การออกแบบระบบควบคุมการทำงาน.....	51
3.3.1 โปรแกรม Labview.....	51
3.3.2 สัญญาณที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของเครื่อง.....	52
3.3.3 ขั้นตอนการทำงานของระบบ.....	56
3.3.4 การอ่านและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	62

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4 วิธีการทดลอง	
4.1 การทดลองในโหมด CPM.....	64
4.2 การทดลองในโหมด Isokinetic Classic.....	67
5 ผลการทดลอง	
5.1 ผลการทดลองในโหมด CPM.....	69
5.2 ผลการทดลองในโหมด Isokinetic Classic.....	71
5.3 ผลการทดลองวิเคราะห์ค่า MAV และ RMS.....	108
6 บทสรุปและวิจารณ์ผล	
6.1 บทสรุป.....	130
6.2 ปัญหาและแนวทางแก้ไข.....	130
6.3 แนวทางการพัฒนาต่อไป.....	131
เอกสารอ้างอิง.....	133
ภาคผนวก.....	137
ก ภาพการออกแบบจำลองโครงสร้างโดยใช้โปรแกรม Solid Work.....	138
ข การใช้งานเครื่องบริหารข้อเข้าด้วยโปรแกรม Labview.....	147
ประวัติผู้เขียน.....	156

## รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบที่	หน้า
1-1 โต้ะบริหารข้อเข้าแบบ NK-Table.....	4
1-2 การชดเชยมุมที่อินเตอร์เฟชลูกเบี้ยว.....	4
1-3 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าทอร์กและค่าROM ที่การชดเชยมุมต่างๆ.....	5
1-4 Electro-Rheological Fluid Based Knee Device.....	6
1-5 Isokinetic Knee Table.....	7
1-6 แผนควบคุมการทำงานของเครื่องบริหารไอโซคิเนติก.....	7
1-7 Isokinetic Exercise Equipment.....	8
1-8 Block diagram การควบคุมตำแหน่งมอเตอร์กระแสตรง.....	8
1-9 Block diagram การควบคุมตำแหน่งมอเตอร์กระแสตรงด้วย ระบบควบคุมแบบพีไอดี (PID Controller).....	9
1-10 จุดติดตั้งอิเล็กทรอนิกส์ทั้ง 3 มัดกล้ามเนื้อบริเวณต้นขา.....	10
1-11 การประมวลผลสัญญาณระหว่าง Load Cellและสัญญาณกล้ามเนื้อ (EMG) ในการบริหารข้อเข้าแบบไอโซคิเนติก.....	11
2-1 ลักษณะข้อเข้าที่อึดเสบและผิวกระดูกอ่อนของเข่าสึกหรือ.....	16
2-2 ตัวอย่างการบริหารข้อเข้าแบบไอโซเมตริก.....	19
2-3 การบริหารข้อเข้าแบบไอโซโทนิคด้วยโต้ะบริหารแบบ N-K Table.....	20
2-4 การบริหารข้อเข้าแบบไอโซคิเนติกด้วยเครื่องบริหารไอโซคิเนติกยี่ห้อ CON-TREX....	20
2-5 Dynamometer ที่มีขายตามท้องตลาด.....	22
2-6 ตัวอย่าง Board Drive Motor ยี่ห้อ Omron รุ่น CP1L-E.....	23
2-7 ตัวอย่างอุปกรณ์วัดแรงแบบ Strain Gage.....	23
2-8 ชุดก้านตะของเครื่องบริหารไอโซคิเนติกยี่ห้อ CON-TREX.....	23
2-9 ที่นั่งบริหารข้อเข้าของเครื่องบริหารไอโซคิเนติกยี่ห้อ Cybex.....	24
2-10 ระบบประมวลผลของเครื่องบริหารไอโซคิเนติกยี่ห้อ Biodex.....	24
2-11 ตัวอย่างเครื่องบริหารร่างกายแบบ Isokinetic ของบริษัท CON-TREXรุ่น TP500/1000	25
2-12 แก้วสำหรับบริหารข้อเข้าของเครื่องบริหารไอโซคิเนติก.....	25
2-13 ส่วนปรับหนักฟิงและตัวล้อคการเอียงของหนักฟิง.....	26
2-14 ตัว Dynamometer และการตั้งค่าความปลอดภัยด้วย ROM limiters.....	27

## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบที่	หน้า
2-15 โต้ะบริหารข้อเข้าแบบ N-K Table.....	29
2-16 การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขาและตัวอย่างลักษณะสัญญาณ.....	30
2-17 รายละเอียดของกล้ามเนื้อขาในแต่ละมัด.....	31
2-18 กล้ามเนื้อ Rectus Femoris.....	31
2-19 กล้ามเนื้อ Vastus Lateraris.....	32
2-20 กล้ามเนื้อ Vastus Medialis.....	32
3-1 เป็นยัดจับมอเตอร์เข้ากับเกียร์.....	36
3-2 แผ่นเหล็กกำหนดระยะเวลาการเตะ.....	36
3-3 ก้านยัดสำหรับออกแรงเตะ.....	36
3-4 ข้อมูลสรุปช่วงของความเร็วเชิงมุมและโมเมนต์ของ Isokinetic dynamometer ทางการค้าที่เป็นที่นิยม.....	37
3-5 ภาพมอเตอร์ปิดน้ำฝนที่ใช้ในการออกแบบ.....	38
3-6 รูปแบบการทดลองหาค่าทอร์คสูงสุดของมอเตอร์.....	38
3-7 ชุดเกียร์สามทาง TE171.....	40
3-8 Potentiometer ใช้วัดมุมที่เปลี่ยนแปลงของข้อเข้า.....	40
3-9 วงจร Wheatstone bridge.....	41
3-10 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันไฟฟ้ากับมุมของ Potentiometer.....	41
3-11 การวัดค่าแรงด้วยอุปกรณ์สเตรนเกจแบบติดตั้งบนเพลลา.....	42
3-12 การวัดค่าความเค้นด้วยสเตรนเกจแบบ Bending stress.....	43
3-13 ตำแหน่งติดตั้งสเตรนเกจบนโตะะบริหารแบบ N-K Table.....	45
3-14 ชุดทดลองวัดแรงด้วยสเตรนเกจที่ประกอบด้วยกลไกออกแรงเตะ.....	45
3-15 วงจร Strain gage Bridge และวงจร Instrumentation Amplifier ที่ใช้ในการทดสอบ..	46
3-16 ตารางเปรียบเทียบระหว่างค่าแรงดันไฟฟ้าที่คำนวณกับค่าแรงดันไฟฟ้าเฉลี่ยที่วัดได้	46
3-17 กราฟความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้าที่ได้จากทดลองกับค่าแรงดันไฟฟ้า ที่ได้จากการคำนวณ.....	47
3-18 บอร์ด Drive Motor Controller ยี่ห้อ Pololu รุ่น 24V23A.....	47
3-19 แหล่งจ่ายไฟฟ้า ขนาด 24V 20A.....	49

## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบที่	หน้า
3-20 วงจรขยายสัญญาณอุปกรณ์สเตรนเกจ และ โปเทนชิโอมิเตอร์.....	50
3-21 เครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (PSU_Beatlab_1).....	50
3-22 อิเล็กโทรดขี้อั้ว TYCO HEALTHCARE รุ่น Kendall /Tyco ARBO.....	51
3-23 DAQ (Data acquisition card) รุ่น 6009.....	52
3-24 ตัวอย่างสัญญาณแรงขณะทำการบริหาร.....	53
3-25 ตัวอย่างสัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงขณะทำการบริหาร.....	53
3-26 ตัวอย่างสัญญาณความเร็วขณะทำการบริหาร.....	54
3-27 ตัวแปรต่าง ๆ ที่ใช้ในคำนวณหาค่าเกณฑ์ของตัวควบคุมด้วย วิธีการปฏิบัติของกระบวนการ.....	54
3-28 ผลการทดลองระบบที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที.....	55
3-29 ค่าเกณฑ์ควบคุมโดยใช้วิธีการปฏิบัติของกระบวนการ (Process reaction method)	55
3-30 Flow Chart กาทำงานในโหมด CPM.....	58
3-31 Flow Chart กาทำงานในโหมด Isokinetic Classic.....	61
3-32 ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่แสดงในโปรแกรม.....	62
3-33 ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการวิเคราะห์ค่า MAV.....	63
3-34 ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการวิเคราะห์ค่า RMS.....	63
4-1 ตำแหน่งติดตั้งอิเล็กโทรดบริเวณ 3 มัดกล้ามเนื้อ.....	64
4-2 ทำนั้งในการบริหารข้อเข่า.....	65
4-3 การกำหนดจุดเคลื่อนที่ในการบริหารข้อเข่า.....	65
4-4 หน้าต่างป้อนข้อมูลเบื้องต้นก่อนทำการบริหารข้อเข่าในโหมด CPM.....	66
4-5 หน้าต่างปุ่มเริ่มทำงานของเครื่องบริหารข้อเข่า.....	66
4-6 โปรแกรม Peak Torque เพื่อหาน้ำหนักต่างๆในการบริหาร.....	68
4-7 หน้าต่างป้อนข้อมูลเบื้องต้นก่อนทำการบริหารข้อเข่าในโหมด Isokinetic.....	68
5-1 กราฟแสดงความเร็วจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที.....	69
5-2 กราฟแสดงความเร็วจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที.....	70
5-3 กราฟแสดงความเร็วจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที.....	70
5-4 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโหมดการทำงานแบบ CPM ที่ความเร็ว 10 องศา.....	71



## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบที่	หน้า
5-32 กราฟแสดงค่า RMS ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 50%.....	117
5-33 กราฟแสดงค่า MAV ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 75%.....	118
5-34 กราฟแสดงค่า RMS ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 75%.....	119
5-35 กราฟแสดงค่า MAV ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 30%.....	120
5-36 กราฟแสดงค่า RMS ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 30%.....	121
5-37 กราฟแสดงค่า MAV ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 50%.....	122
5-38 กราฟแสดงค่า RMS ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 50%.....	123
5-39 กราฟแสดงค่า MAV ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 75%.....	124
5-40 กราฟแสดงค่า RMS ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 75%.....	125
5-41 ค่าเฉลี่ย MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อในโหมดไอโซคินติก.....	127
5-42 ค่าเฉลี่ย RMS ของสัญญาณกล้ามเนื้อในโหมดไอโซคินติก.....	127
5-43 กราฟแสดงแนวโน้มของสัญญาณแรงและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ มัด Rectus Femoris ที่น้ำหนักเดียวกัน.....	128
5-44 กราฟแสดงแนวโน้มของสัญญาณแรงและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ มัด Rectus Femoris ที่ความเร็วเดียวกัน.....	129
ก-1 เป็นยัดจับมอเตอร์เข้ากับเกียร์.....	139
ก-2 แผ่นเหล็กกำหนดระยะการเตะ.....	140
ก-3 ก้านยัดสำหรับออกแรงเตะ.....	141
ก-4 ก้านยัดเป็นยัดจับกับโต๊ะบริหาร N-K Table.....	142
ก-5 แผ่นรองเตะออกกำลังขา .....	143
ก-6 เบาะรองในท่านอน.....	144
ก-7 สลักยึดเบาะรองท่านอน.....	145
ก-8 โต๊ะ N-K Table ที่ประกอบด้วยชุดทดลองไอโซคินติก.....	146
ข-1 หน้าต่างป้อนข้อมูลและประวัติในโหมด CPM .....	148
ข-2 หน้าต่างควบคุมการทำงานและแสดงสัญญาณต่างๆในโหมด CPM.....	149
ข-3 หน้าต่างควบคุมการทำงานและแสดงสัญญาณต่างๆในโหมด CPM.....	150
ข-4 หน้าต่างอ่านผลสัญญาณเมื่อจบการบริหารข้อเข่า CPM .....	151

**รายการภาพประกอบ (ต่อ)**

<b>ภาพประกอบที่</b>	<b>หน้า</b>
ข-5 หน้าต่างป้อนข้อมูลและประวัติใน โหมด Isokinetic.....	152
ข-6 หน้าต่างควบคุมการทำงานและแสดงสัญญาณต่างๆใน โหมด Isokinetic.....	153
ข-7 หน้าต่างควบคุมการทำงานและแสดงสัญญาณต่างๆใน โหมด Isokinetic.....	154
ข-8 หน้าต่างอ่านผลสัญญาณเมื่อจบการบริหารข้อเท้า Isokinetic.....	155



### สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ

QF	=	กล้ามเนื้อบริเวณต้นขาด้านหน้า (Quadriceps Femoris)
RF	=	กล้ามเนื้อ Rectus Femoris
VL	=	กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis
VM	=	กล้ามเนื้อ Vastus Medialis
EMG	=	สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
MAV	=	ค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ของสัญญาณ (Mean Absolute Value)
RMS	=	ค่ารากของค่าเฉลี่ยกำลังสองของสัญญาณ (Root Mean Square)
Hz	=	หน่วยวัดความถี่
RPM	=	หน่วยวัดความเร็ว (Round Per Minute)
$\sigma$	=	ความเค้น
$\varepsilon$	=	ความเครียด
E	=	ค่าคุณสมบัติของวัสดุ Young's Modulus
$K_p$	=	ค่าตัวแปรระบบควบคุม Proportional control action
$K_i$	=	ค่าตัวแปรระบบควบคุม Integral control action
$K_d$	=	ค่าตัวแปรระบบควบคุม Derivative control action
CPM	=	การทำงานในโหมดต่อเนื่อง (Continuous Passive Motion)
N	=	หน่วยวัดแรง (Newton)
Nm	=	หน่วยวัดทอร์ก (Newton-metre)

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 บทนำสั้นเรื่อง

โรคข้อเสื่อม หรือ ที่เรียกกันในหมู่การแพทย์ว่า Osteoarthritis เป็นโรคที่พบได้บ่อยที่สุดในกลุ่มผู้สูงอายุซึ่งจะพบได้ตั้งแต่อายุ 40 - 45 ปีขึ้นไป การเปลี่ยนแปลงรูปร่างในข้อที่สึกหรือจะทำให้ความสามารถในการเคลื่อนไหวของข้อลดน้อยลง ไม่คล่องตัว ไม่ว่องไว และเกิดความเจ็บปวดระหว่างเคลื่อนไหว ถ้าหากข้อเสื่อมนั้นเป็นกับข้อที่รองรับน้ำหนักตัว จะทำให้ผู้ป่วยต้องลดกิจกรรมลงไปมาก จะไม่สามารถจะเดิน วิ่ง ขึ้นบันได นั่งยองๆ ได้คล่องแคล่วอีก ดังนั้นจะเห็นได้ว่าปัญหาของข้อเข่าเสื่อมมีผลกระทบมากเพียงใดต่อ ผู้สูงอายุ และจากการศึกษาทางสถิติพบว่า หนึ่งในสามของประชากรทั้งประเทศไทยจะเป็น โรคข้อเข่าเสื่อมหรือคิดเป็นร้อยละ 34.5-45.6 ของประชากรทั้งประเทศไทย[1] สาเหตุของการเกิดโรคข้อเข่าเสื่อมภายในประเทศไทย เกิดเนื่องมาจากอิริยาบถที่ต้องงอเข่ามากๆ เช่น คุกเข่า คลานเข่า นั่งพับเพียบ นั่งสมาธิ นั่งยองๆ หรือ การปฏิบัติกิจกรรมต่างๆที่ต้องใช้งานข้อเข่าอย่างหนักและผิดวิธี เนื่องจากอิริยาบถเหล่านี้จะเพิ่มแรงอัดภายในข้อเข่าจนทำให้ผิวที่หุ้มข้อเข่าสึกหรือไปในที่สุด การเสื่อมสภาพของข้อเข่าแม้จะไม่ทำให้ผู้ป่วยถึงกับต้องเสียชีวิต ไปอย่างรวดเร็ว แต่เพราะความทรมาณเจ็บปวดที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวข้อนั้น จะส่งผลกระทบในการทำกิจกรรมต่างๆ ไม่ได้ตามความต้องการ และอาจจะต้องสูญเสียบุคลิกภาพที่ดีไป รวมไปถึงผลกระทบทางจิตใจที่จะได้รับจากสภาพแวดล้อมรอบข้าง

การรักษาโรคข้อเข่าเสื่อมนั้นมีหลายวิธี แต่วิธีการรักษาที่ทำได้ง่ายและนิยมที่สุดคือการออกกำลังกล้ามเนื้อบริเวณรอบๆข้อเข่าให้แข็งแรงอยู่เสมอ และจากการศึกษาพบว่าการออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติก จะทำให้กล้ามเนื้อได้ประสิทธิภาพสูงสุด[2] ซึ่งทำให้การออกกำลังกายในรูปแบบไอโซคิเนติกเข้ามามีบทบาทในการรักษาโรคข้อเข่าเสื่อมเป็นอย่างมากโดยที่ผู้ป่วยสามารถเข้ารับการรักษาตามสถานพยาบาลที่มีเครื่องบริหารฟื้นฟูเฉพาะด้านอยู่ การออกกำลังข้อเข่ากับเครื่องออกกำลังแบบไอโซคิเนติก นอกจากจะไม่ได้รับบาดเจ็บจากแรงกระแทกแล้วยังสามารถสร้างความแข็งแรงให้กล้ามเนื้อขาได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุด แต่ในปัจจุบันประเทศไทยยังมีเครื่องบริหารฟื้นฟูกล้ามเนื้อชนิดนี้อยู่ไม่มากนัก เนื่องจากข้อจำกัดในเรื่องของผู้ผลิตที่มีน้อยราย และต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ซึ่งมีราคาที่สูงมาก ทำให้โอกาสที่เข้าถึงอุปกรณ์เป็นไปได้ยาก ยกเว้นการเดินทางไปทำการฟื้นฟูที่สถานพยาบาลเท่านั้น

โรงพยาบาลต่างๆในประเทศไทยมีเครื่องบริหารข้อเข่ารุ่นเก่าที่เรียกว่า (N-K Table) อยู่มากมายและเครื่องบริหารบางเครื่องก็ถูกพักการใช้งานไว้ เนื่องจากการทดแทนเครื่องบริหารชนิดใหม่ที่มีประสิทธิภาพดีกว่า ผู้วิจัยมีแนวคิดที่จะนำเครื่องบริหารข้อเข่าชนิดนี้มาพัฒนาให้สามารถทำงานได้ใกล้เคียงกับเครื่องมือราคาแพงและเป็นไปตามหลักทางกายภาพบำบัดในรูปแบบการออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติก โดยใช้ต้นทุนที่ต่ำกว่า ประโยชน์ที่ได้รับก็คือจะทำให้ได้ต้นแบบเครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกที่เพียงพอต่อความต้องการของผู้ป่วยที่มีจำนวนเพิ่มมากขึ้นในปัจจุบัน และยังช่วยเพิ่มโอกาสที่จะเข้าถึงเครื่องบริหารฟื้นฟูกล้ามเนื้อตรงส่วนอื่นๆต่อไปอีกด้วย

## 1.2 การตรวจเอกสาร

จากการสืบค้นเอกสารงานวิจัยที่เกี่ยวกับกายบริหารและฟื้นฟูข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก สามารถแบ่งออกเป็นกลุ่มของการศึกษาได้ดังนี้

### 1.2.1 เอกสารการศึกษาในกลุ่มรูปแบบการบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก

Perrin[2] ได้ให้ข้อมูลในการวัดและประเมินความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ จะมีประโยชน์อย่างมากสำหรับหมอนักกายภาพเพื่อใช้ข้อมูลดังกล่าวไปประเมินความแข็งแรงและการพัฒนาของกล้ามเนื้อของผู้สูงอายุได้อีกทาง การประเมินที่ได้จากการหดตัวแบบไอโซเมตริกเป็นการประเมินจากความตึงของกล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นในขณะที่กล้ามเนื้อออกแรงต้านโดยไม่มีการเคลื่อนไหวของข้อต่อ ข้อดีของการบริหารแบบไอโซเมตริกคือสามารถประเมินความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้อที่อยู่รอบๆของข้อต่อได้ ส่วนข้อจำกัดคือการประเมินความแข็งแรงชนิดนี้ไม่สามารถวัดได้ ณ จุดที่กล้ามเนื้อออกแรงกระทำในช่วงการเคลื่อนไหวของข้อต่อ ต่อมาคือวิธีวัดและประเมินความแข็งแรงของกล้ามเนื้อที่เป็นแบบไอโซโทนิค ในการวัดความแข็งแรงด้วยวิธีนี้ เป็นการวัดปริมาณน้ำหนักสูงสุดที่สามารถยกได้ตลอดช่วงของการเคลื่อนไหวได้ครั้งเดียว ข้อดีของการวัดความแข็งแรงด้วยวิธีนี้ คือสามารถวัดการเคลื่อนไหวหลายๆข้อต่อที่เกิดขึ้นทันทีทันใด ณ เวลานั้น ส่วนข้อจำกัดคือ การประเมินความแข็งแรงชนิดนี้อาจจะกระทำโดยไม่มีความแข็งแรงของร่างกายตลอดช่วงของการเคลื่อนไหว จากข้อจำกัดของการประเมินความแข็งแรงของกล้ามเนื้อทั้งแบบไอโซเมตริกและไอโซโทนิค เจมส์ เพอรินจึงได้พัฒนาการประเมินความแข็งแรงของกล้ามเนื้อแบบไอโซคิเนติกขึ้น โดยสร้างเครื่องมือไอโซคิเนติกเพื่อช่วยให้ผู้ทดลองสามารถใช้แรงกระทำมากที่สุดเท่าที่จะกระทำได้ที่ภายใต้การเคลื่อนไหวเชิงมุมของข้อต่อนั้นๆ โดยมีไดนาโมมิเตอร์ออกแรงต้านและควบคุมอัตราการเคลื่อนไหวให้คงที่ ซึ่งจะแสดงให้เห็นถึงข้อได้เปรียบที่

ชัดเจนในการประเมินความแข็งแรงของกล้ามเนื้อแบบไอโซคิเนติก คือ การที่ทำให้กล้ามเนื้อได้ออกแรงสูงสุดตามศักยภาพของร่างกายตลอดช่วงของการเคลื่อนไหว และสามารถวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อที่สอดคล้องกับกิจกรรมการเคลื่อนไหวนั้นๆ และยังช่วยให้การออกแรงมีความปลอดภัยในการบำบัดรักษาอีกด้วย จากชนิดของการออกกำลังกายทั้ง 3 แบบนั้นพบว่าการออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติก จะมีข้อดีว่าการออกกำลังกายอีก 2 แบบข้างต้น ในเรื่องของการวัดและประเมินความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ซึ่งจะมีประโยชน์อย่างมากในการประเมินสมรรถภาพของกล้ามเนื้อโดยหมอนและนักกายภาพ

รศ.พญ. วิไล คุปต์นิริติศัยกุล[3] ได้ศึกษาพบว่ากล้ามเนื้อที่สำคัญที่สุดสำหรับการบริหารข้อเข่า คือ กล้ามเนื้อด้านหน้าโคนขาเหนือหัวเข่า (Quadriceps Femoris) ซึ่งประกอบด้วยมัดใน, มัดกลาง, มัดนอก แต่มัดที่เป็นหัวใจสำคัญที่สุด คือมัดกล้ามเนื้อด้านในสุด ซึ่งจะทำงานต่อเมื่อหัวเข่าเหยียดสุด คือ จาก 30 - 0 องศา เท่านั้น ในระหว่างการบริหารควรจะมีแรงต้านการเหยียดข้อเข่าเท่านั้น ไม่ควรมีแรงกดหรือแรงถ่วงต่อข้อเข่า และไม่ควรให้ข้อเข่างอพับมากเกินไป ฉะนั้นการออกกำลังข้อเข่าจึงจำเป็นอย่างยิ่งที่ผู้ออกกำลังจะต้องเหยียดข้อเข่าจนสุด การบริหารเพื่อเพิ่มกำลังกล้ามเนื้อหัวเข่าข้างต้น มีหลายชนิด เช่น Isometric setting exercise, Isometric static exercise หรือ Isometric kinetic exercise แต่พบว่าวิธีการบริหารข้างต้นนั้น ไม่สามารถแก้ปัญหาของการเหยียดหัวเข่าสุด ช่วง 30-0 องศาได้ ซึ่งมีความจำเป็นอย่างมาก แต่การออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติกเป็นวิธีการที่สามารถแก้ปัญหาข้างต้นได้ การออกกำลังแบบนี้เป็นการออกกำลังที่ทำให้กล้ามเนื้อแข็งแรงได้มากที่สุด ในขณะที่เดียวกันก็ทำให้กล้ามเนื้อทนทานมากที่สุดได้ด้วย การป้อนน้ำหนักให้ผู้บริหารจะต้องได้รับข้อการประเมินจากแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญ เพื่อปรับน้ำหนักความต้านทานให้เหมาะสมกับผู้บริหารมากที่สุด ซึ่งกำลังข้อเข่าในคนไทยควรมีอยู่ราวๆ 30-35 ปอนด์ ในการบริหารท่านั่ง และ 10-15 ปอนด์ ในการบริหารท่านอน

### 1.2.2 เอกสารการศึกษาในกลุ่มอุปกรณ์บริหารข้อเข่า

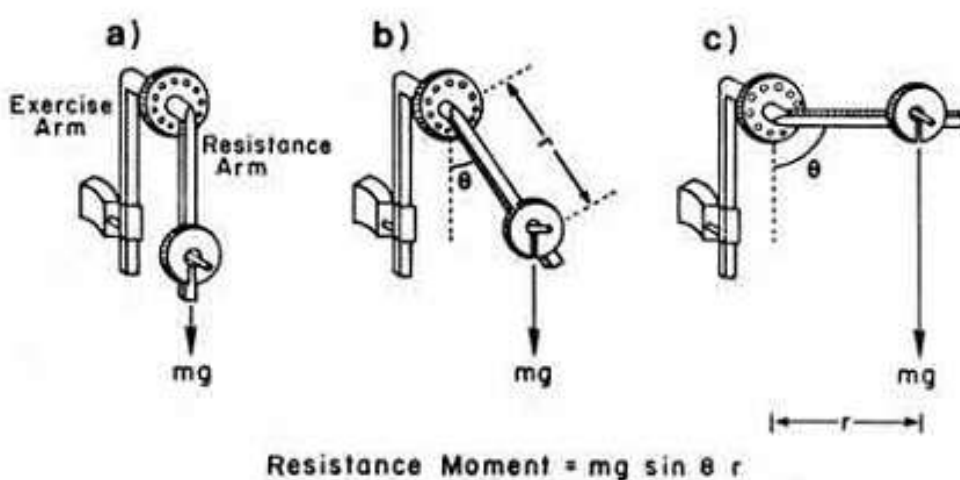
Noland and Kuckhoff [5] ได้แนะนำการบริหารข้อเข่ากับอุปกรณ์ออกกำลังกายที่ดัดแปลงออกแบบมาเพื่อการป้อนน้ำหนักที่เหมาะสมกับรูปแบบการบริหารของแต่ละบุคคล (N-K Table) ที่อาจจะแตกต่างกันสำหรับใช้ในการออกกำลังกายในท่าทางทั้งยืดเข่าและข้อต่อกล้ามเนื้อ อุปกรณ์จะประกอบด้วยความต้านทานปรับแก้ที่ถือน้ำหนัก สามารถผลัดให้กับแกนต้านทานสามารถหมุนได้ในรูปแบบมุมคงที่ต่างๆที่มี การออกกำลังกายจะขึ้นอยู่กับจำนวน, ขนาดน้ำหนัก, และตำแหน่งของหลุมในอินเตอร์เฟซลูกเบี้ยวซึ่งสามารถปรับค่าได้ โดยลักษณะเป็นขาเชื่อมต่อ

สองแขนเข้ากับความต้านทาน ตรงจุดนี้จะเป็นตัวปรับเพื่อออกแบบการบริหารที่เหมาะสมให้กับผู้บริหารข้อเข้าแต่ละบุคคล โดยแสดงตัวอย่างของโต๊ะบริหารแบบ N-K Table ในภาพประกอบ 1 - 1



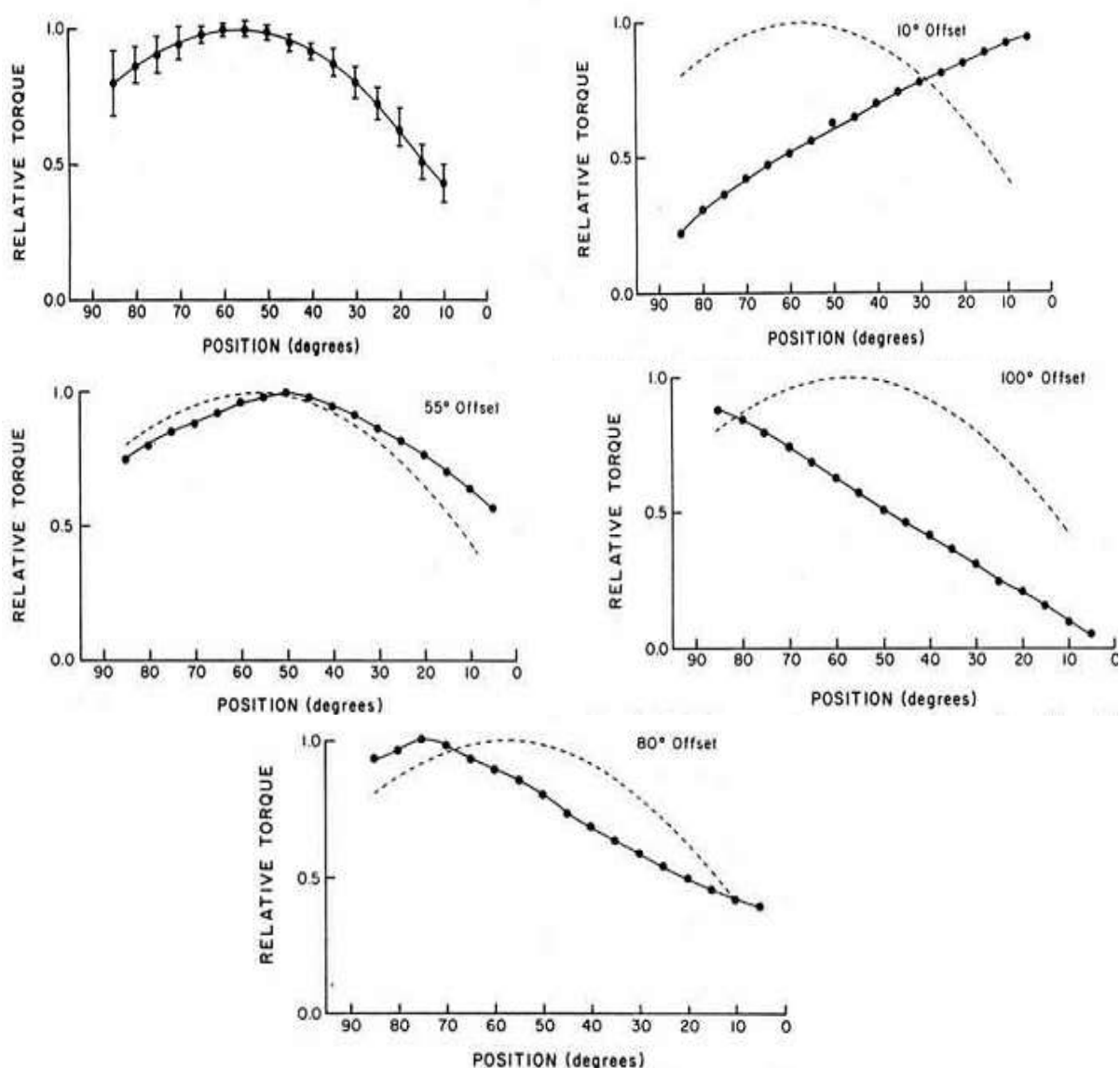
ภาพประกอบ 1 - 1 โต๊ะบริหารข้อเข้าแบบ N-K Table [5]

Karen and William [6] ได้ศึกษาความสัมพันธ์ของการชดเชยค่ามุมการป้อนน้ำหนักในการบริหารพบว่า การชดเชยมุมอินเตอร์เฟซลูกเบี้ยวที่กลไกมีผลทำให้ค่าความสัมพันธ์ของทอร์คที่เกิดขึ้นจากการบริหารนั้นเปลี่ยนไป โดยทำการทดลองชดเชยมุมที่ 10 , 55 , 80 และ 100 องศา ตามลำดับ มีผลทำให้ค่าทอร์คที่ได้รับจากมุม 90 - 0 องศา มีความแตกต่างกันในแต่ละช่วงการบริหาร แสดงภาพประกอบ 1 - 2



ภาพประกอบ 1 - 2 การชดเชยมุมที่อินเตอร์เฟซลูกเบี้ยว [6]

จากการชดเชยมุมอินเตอร์เฟซลูกเบี้ยวที่กลไก ณ องศาต่างๆ สามารถนำผลที่ได้ไปเป็นข้อมูลเพื่อวางแผนในการพัฒนากล้ามเนื้อต่อไป โดยใช้ลักษณะของค่าทอร์กที่ได้จากการบริหารข้อเข่าที่มุม 90 – 0 องศา ในแต่ละช่วงของมุมที่ได้ทำการชดเชย โดยแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าทอร์กและค่า ROM (Range Of Motion) แสดงในภาพประกอบ 1 - 3 จากกราฟความสัมพันธ์จะเห็นได้ว่าการชดเชยมุมอินเตอร์เฟซลูกเบี้ยวที่ 10 องศา จะตอบสนองค่าทอร์กที่มากขึ้นในช่วงค่า ROM ที่ 30-0 องศาสุดท้าย ซึ่งเป็นช่วงที่ทำให้กล้ามเนื้อมัดในได้ทำงาน



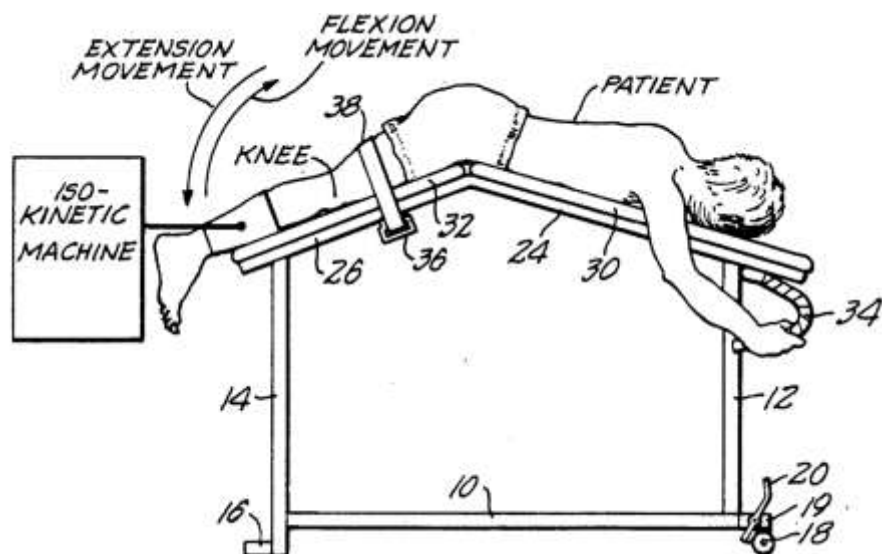
ภาพประกอบ 1 - 3 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าทอร์กและค่าROM ที่การชดเชยมุมต่างๆ [6]

Jason [7] ได้เสนอแนวความคิดที่จะนำ electro-rheological fluid (ERF) มาดัดแปลงเป็นเครื่องช่วยการก้าวเดิน(Electro-Rheological Fluid Based Knee Device)โดยใช้หลักของสารเหลวชนิดกึ่งตัวนำไฟฟ้ามาใช้เป็นกลไกพยางค์ข้อเข้าในการงอหรือยืดเข้า หลักการมีอยู่ว่าเมื่อของเหลวกึ่งตัวนำที่ถูกออกแบบให้กักเก็บไว้ในชุดกลไกได้รับกระแสไฟฟ้า จะมีสถานะเป็นของเหลวที่มีค่าความหนืดสูงขึ้นจากชุดแม่เหล็กในกลไก แต่หากไม่ได้จ่ายกระแสไฟฟ้าเข้าไปในชุดแม่เหล็กก็จะมีค่าความหนืดน้อยลงตามสถานะเริ่มต้น แสดงภาพประกอบ 1 - 4 สังเกตได้ว่าชุดกลไกนี้ถูกออกแบบให้ใช้ในการช่วยการเดิน แต่จากหลักการทำงานและลักษณะการออกแบบอุปกรณ์สามารถนำมาประยุกต์ใช้ได้ในงานวิจัยนี้ ซึ่งดูจากหลักการทำงานสามารถใช้ประโยชน์จากความหนืดของสารเหลวกึ่งตัวนำมาทำเป็นแรงต้านในการบริหารข้อเข้าได้



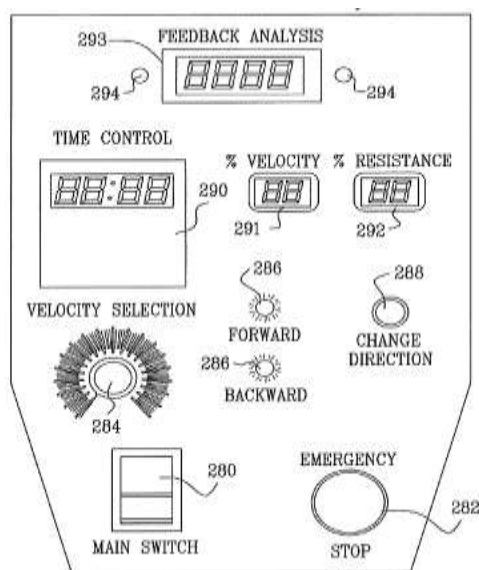
ภาพประกอบ 1 - 4 Electro-Rheological Fluid Based Knee Device [7]

สิทธิบัตรลำดับที่ US 5,050,589 แสดงกลไกโต๊ะบริหารข้อเข้าแบบไอโซไคเนติก โดยใช้ชุด Isokinetic Machine [8] เป็นตัวต้านทานในการยืดและงอเข้า หลักการทำงานของโต๊ะบริหารนี้คือการออกแบบให้ผู้บริหารนอนคว่ำบนเตียงและมีระดับโค้งงอเป็นรูปตัว A จากนั้นต่อชุดกลไก Isokinetic Machine ให้กับขาที่งอของผู้บริหารข้อเข้า แสดงภาพประกอบ 1 - 5 จากนั้นทำการออกกำลังกายโดยพับขาขึ้นเป็นรูปตัว V โดยชุดแกน Isokinetic Machine ตามการยืดหดของการออกกำลังกาย



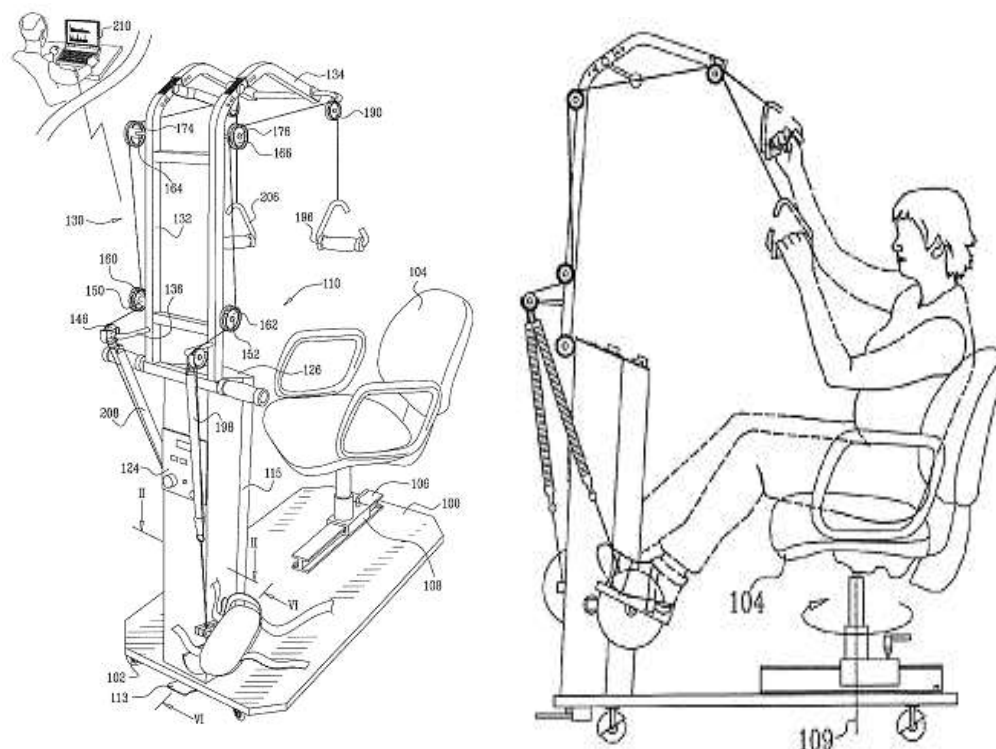
ภาพประกอบ 1 - 5 Isokinetic Knee Table [8]

สิทธิบัตรลำดับที่ US 2009/0124461 A1 แสดงกลไกเครื่องบริหารแบบไอโซคิเนติก[9] แสดงภาพประกอบ 1 - 7 โดยใช้การหมุนของมอเตอร์เป็นตัวกำหนดความเร็ว ตัวเครื่องสามารถบริหารได้ทั้ง แขน และขาไปพร้อมๆกันโดยใช้ลวดสลิงเป็นตัวเชื่อมกลไกการทำงาน จากภาพประกอบ 1 - 6 แสดงให้เห็นว่าการบริหารจะถูกควบคุมด้วยแผงหน้าปัดสั่งการทำงาน ซึ่งต้องใช้ข้อมูลคือ ความเร็ว ความต้านทาน(น้ำหนัก) และทิศทางการหมุนของมอเตอร์ เป็นตัวสั่งการทำงาน นอกจากนี้เครื่องบริหารดังกล่าวยังสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ข้อมูลของเวลาได้อีกด้วย



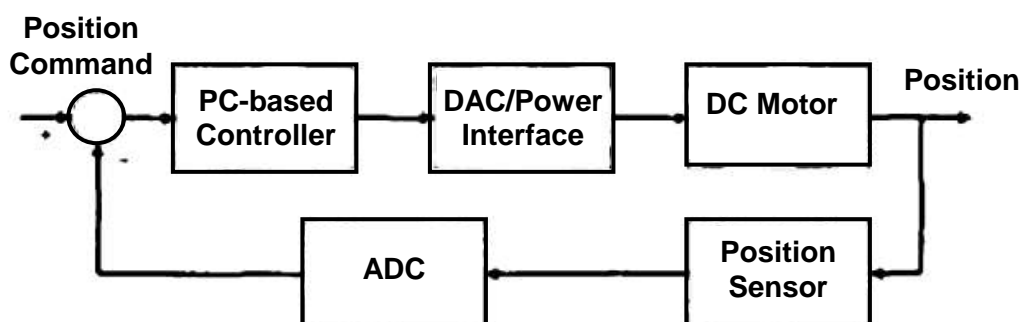
ภาพประกอบ 1 - 6 แผงควบคุมการทำงานของเครื่องบริหารไอโซคิเนติก [9]





ภาพประกอบ 1 - 7 Isokinetic Exercise Equipment [9]

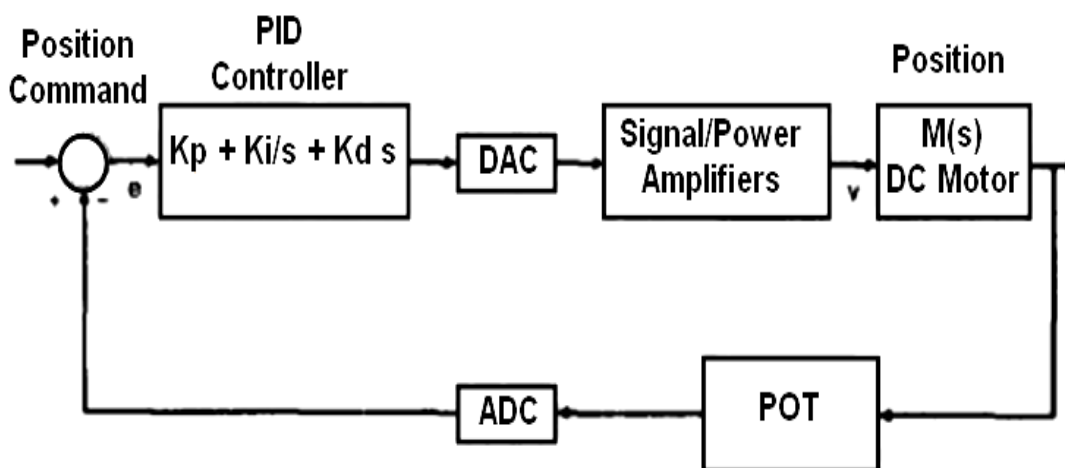
Pual I-Hai Linc และ John Chou[10] ได้นำเสนอเปรียบเทียบการควบคุมตำแหน่งมอเตอร์กระแสตรง ด้วยระบบควบคุมพีไอดี (PID Controller) กับระบบควบคุมแบบฟัซซี่ลอจิก (Fuzzy Logic controller) ด้วยการSimulation และทดสอบกับระบบมอเตอร์กระแสตรงโดยพิจารณาประสิทธิภาพจากความแม่นยำ ความละเอียดตาม Block diagram แสดงภาพประกอบ 1 - 8



ภาพประกอบ 1 - 8 Block diagram การควบคุมตำแหน่งมอเตอร์กระแสตรง [10]

ในการควบคุมมอเตอร์กระแสตรง (Permanent magnet DC motor) และใช้ Analog to digital converter ที่มีความละเอียด 8 บิต เป็นตัวส่งสัญญาณข้อมูล การตรวจวัดตำแหน่งของมุม

ใช้โพเทนชิโอมิเตอร์ (Potentiometer) และใช้ภาษาซีในการเขียนโปรแกรมควบคุมทั้งสองระบบคือ ระบบควบคุมพีไอดี (PID Controller) และระบบควบคุมแบบฟัซซี่ลอจิก (Fuzzy Logic controller) ผลการศึกษาเอกสารดังกล่าวพบว่า ระบบควบคุมแบบพีไอดี (PID Controller) สามารถควบคุมได้อย่างมีประสิทธิภาพมากกว่า มีโครงสร้างในการออกแบบที่ไม่ซับซ้อน ซึ่งเสนอเป็นเป็น Block diagram ในการควบคุมตำแหน่งมอเตอร์แสดงภาพประกอบ 1 - 9

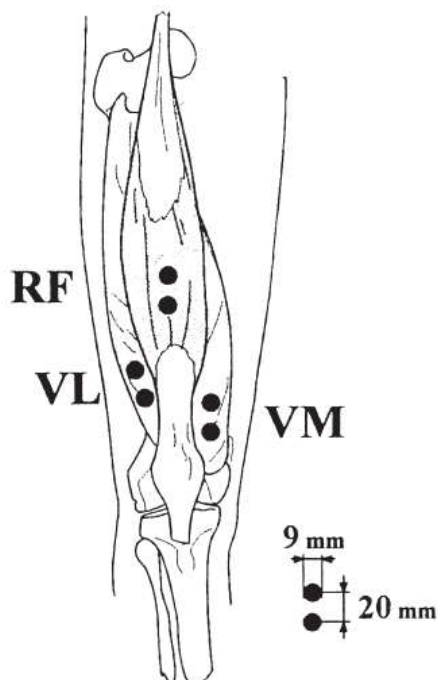


ภาพประกอบ 1 - 9 Block diagram การควบคุมตำแหน่งมอเตอร์กระแสตรงด้วยระบบควบคุมแบบพีไอดี (PID Controller) [10]

### 1.2.3 เอกสารการศึกษาในกลุ่มการตรวจจับสัญญาณกล้ามเนื้อขา

Mario , Paolo and Marcello [11] ได้ทำการศึกษาอาการบาดเจ็บที่หัวเข่าด้านหน้า AKP ( Anterior Knee Pain ) ในระหว่างการออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติกเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวนมาวิเคราะห์ผลอาการบาดเจ็บ ในการศึกษานี้จะใช้การวัดค่าสัญญาณไฟฟ้า EMG (Electromyography) กับกล้ามเนื้อต้นขา โดยกำหนดมัดกล้ามเนื้อต้นขาที่จะใช้จับสัญญาณ คือ Vastus Lateralis (VL) , Rectus Femoris (RF) and Vastus Medialis (VM) ในการประกอบการศึกษา การบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก โดยใช้แผ่นอิเล็กทรอนิกส์ที่มีขนาดรัศมีทรงกลม 9 มิลลิเมตร แปะติดที่กล้ามเนื้อสองจุด โดยมีความห่างระหว่างกัน 20 มิลลิเมตร แสดงภาพประกอบ 1 - 10 สัญญาณ EMG ที่ได้จากการวัดจะเข้ากระบวนการขยายสัญญาณและกรองความถี่รบกวนออกไป โดยเลือกใช้ตัวขยายสัญญาณแบบ 8811A (Hewlett-Packard, Massachusetts, USA) ตั้งค่า bandwidth สัญญาณไว้ที่ 5 Hz – 1000 Hz, และอัตราขยายอยู่ที่ 1000 V/V จากนั้นเก็บสัญญาณ EMG ด้วย Data Acquisition Board (DT2810A Data Translation, Massachusetts, USA) กำหนดอัตรารับข้อมูลที่ 2

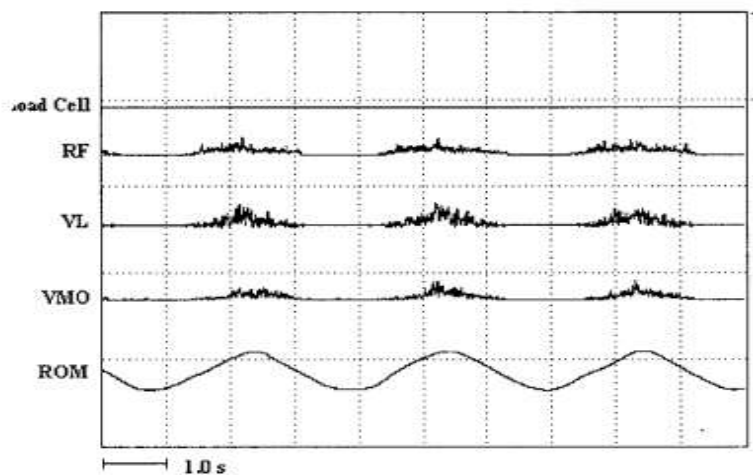
kHz ต่อ 1 ช่องสัญญาณ จากนั้นกรองความถี่รบกวน (Bandpass Filters) ในช่วงความถี่ 10 – 400 Hz และเก็บจำนวนตัวอย่างข้อมูลเท่ากับ 256 จุดข้อมูล



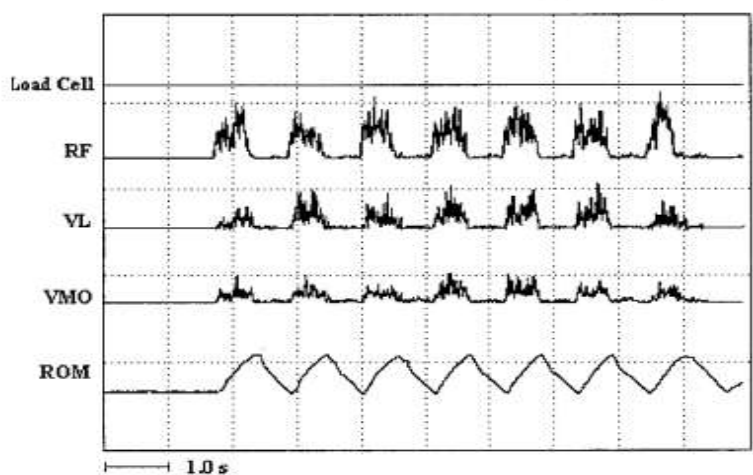
ภาพประกอบ 1 - 10 จุดติดตั้งอิเล็กโทรดทั้ง 3 มัดกล้ามเนื้อบริเวณต้นขา [11]

JAMES W MATHESON และคณะ[12] ได้ทำการศึกษาวัดสัญญาณกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis (VL) , Rectus Femoris (RF) and Vastus Medialis (VM) จากการบริหารข้อเข่า ด้วยเครื่องบริหารข้อเข่า Cybex 340 เพื่อหาความแตกต่างค่าเฉลี่ยของกล้ามเนื้อ quadriceps และการหาค่าความเฉื่อยที่เกิดระหว่างบริหารข้อเข่าจากอุปกรณ์ Load Cell เพื่อหาค่า Load inertial resistance โดยทำการทดลองที่ความเร็ว 60, 180 และ 360 องศาต่อวินาทีตามลำดับ กำหนดแรงต้านในการบริหารไว้ที่ 78 N ใช้อาสาสมัครทั้งหมด 52 คน เป็นเพศหญิง 35 คนและเพศชาย 17 คน โดยใช้การบริหารข้อเข่าแบบไอโซไคเนติก (Isokinetic) ได้ตัวอย่างการจับสัญญาณกล้ามเนื้อและสัญญาณของ Load Cell ที่ความเร็วต่างๆดังภาพประกอบที่ 1 - 11 จากภาพจะแสดงให้เห็นว่าในแต่ละช่วงความเร็ว ค่าแอมพลิจูดของสัญญาณกล้ามเนื้อและค่าสัญญาณจาก Load Cell จะแตกต่างกันออกไป

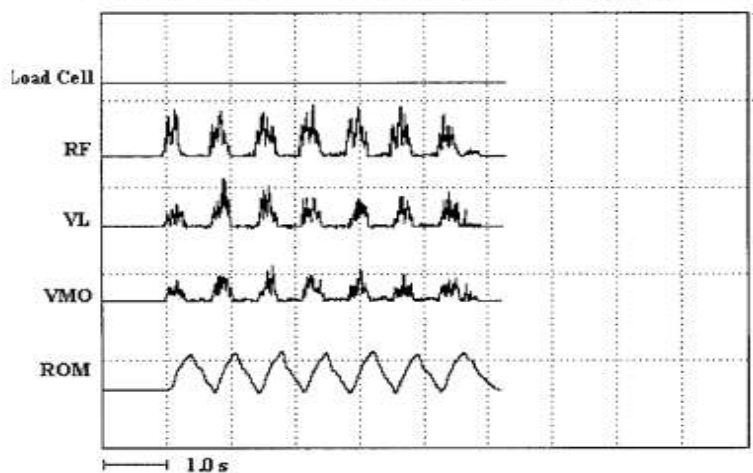
### EMG DATA: ISOKINETIC ( $60^{\circ}\text{s}^{-1}$ )



### EMG DATA: ISOKINETIC ( $180^{\circ}\text{s}^{-1}$ )



### EMG DATA: ISOKINETIC ( $300^{\circ}\text{s}^{-1}$ )



ภาพประกอบที่ 1-11 การประมวลผลสัญญาณระหว่าง Load Cell และ สัญญาณกล้ามเนื้อ (EMG) ในการบริหารข้อเข่าแบบ ไอโซคิเนติก [12]

จากการทบทวนเอกสารในหัวข้อ 1.2 พบว่า

1. เอกสารในกลุ่มการศึกษารูปแบบการบริหารข้อเข้าแบบไอโซคิเนติกเป็นรูปแบบการบริหารข้อเข้าแบบที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดในด้านการประเมินความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ โดยวัดจากประสิทธิภาพจากความทนทานของกล้ามเนื้อที่เกิดขึ้น การบริหารจะต้องมีความเร็วและแรงต้านเป็นตัวแปรกำหนดในการบริหารซึ่งจะสามารถกำหนดได้ เพื่อให้เหมาะสมกับแต่ละบุคคลที่ต้องรับการรักษา จากข้อมูลวิจัยของมูลนิธิโรคข้อในพระราชูปถัมภ์ พบว่าการบริหารกล้ามเนื้อข้อเข้าให้แข็งแรงจะต้องให้ความสำคัญกับมัดกล้ามเนื้อด้านในสุด ซึ่งจะทำงานก็ต่อเมื่อหัวเข่าเหยียดสุด คือ จาก 30 - 0 องศา สุดท้ายเท่านั้น การบริหารมัดกล้ามเนื้อในส่วนนี้จะสามารถทำได้ในรูปแบบการบริหารข้อเข้าแบบไอโซคิเนติกเท่านั้น

2. เอกสารในกลุ่มการศึกษาอุปกรณ์บริหารข้อเข้า ได้ให้แนวคิดในเรื่องของการปรับแต่งโต๊ะบริหารแบบ N-K Table ควรปรับแก้ไขในส่วนของการทำงานในช่วง 30-0 องศาสุดท้าย ให้ผู้ป่วยได้มีการออกแรงต้านจากกลับ มากกว่าจะเป็นการเกร็งของกล้ามเนื้อเพื่อรักษาการตกของน้ำหนัก ทั้งนี้ยังต้องคำนึงถึงปัญหาของน้ำหนักในแต่ละช่วงองศาของการเตะ เนื่องจาก Karen and William ได้ศึกษาพบว่า เมื่อทำการออฟเซทน้ำหนักในแต่ละช่วงของการเตะค่าทอร์คที่จุดต่างจะเปลี่ยนไป จากแนวความคิดของ Jason ที่นำเสนอในเรื่องของการนำ electro-rheological fluid (ERF) มาเป็นตัวช่วยในการเดินด้วยหลักการทำงานแล้ว สามารถนำอุปกรณ์ดังกล่าวมาเปลี่ยนเป็นตัวต้านทาน(น้ำหนัก)ในการบริหารข้อเข้าได้จากการกำหนดความหนืดที่ปรับเปลี่ยนได้ โดยสามารถควบคุมความต้านทาน(น้ำหนัก)ผ่านการป้อนกระแสไฟฟ้า และจากการศึกษาสิทธิบัตรลำดับที่ US 5,050,589 ได้แนวคิดในเรื่องของการออกแบบโต๊ะบริหาร การเริ่มต้นบริหารแบบงอเข่าก่อนจะมีข้อดีคือ ROM (Range Of Motion) จะมีความกว้างมากขึ้น และการบริหารที่นี้จะทำให้กล้ามเนื้อมัดในได้ออกแรงมากกว่าในช่วงของ 30 - 0 องศาสุดท้าย เมื่อเปรียบเทียบกับทำนั่ง จากการศึกษาสิทธิบัตรลำดับที่ US 2009/0124461 A1 ได้แนวคิดในเรื่องของการออกแบบซึ่งใช้สายสลิงเป็นตัวเชื่อมต่อกลไกทำให้การทำงานต้องสอดคล้องกับความเร็วของมอเตอร์ ทำให้ง่ายต่อการติดตั้งและประหยัดเนื้อที่ในการออกแบบโต๊ะบริหาร การทำงานของเครื่องจะใช้ข้อมูลคำสั่งในการทำงานคือ ความเร็ว ความต้านทาน(น้ำหนัก) และทิศทางการหมุนของมอเตอร์ เป็นตัวสั่งการทำงาน และเอกสารของ Pual I-Hai Linc และ John Chou. ได้ให้แนวคิดในการเลือกใช้ระบบควบคุมความเร็วของมอเตอร์กระแสตรง ซึ่งได้เปรียบการใช้ระบบควบคุมระหว่างระบบควบคุมพีไอดี (PID Controller) และระบบควบคุมแบบฟัซซี่ลอจิก (Fuzzy Logic controller) จากการศึกษา

พบว่าการควบคุมมอเตอร์กระแสตรงแบบพีไอดี (PID Controller) เป็นที่นิยมมากกว่า ใช้งานได้สะดวกกว่าและยังสามารถออกแบบระบบได้อย่างไม่ซับซ้อนมาก

3. เอกสารการศึกษาในกลุ่มการตรวจจับสัญญาณกล้ามเนื้อขา พบว่าการกำหนดจับสัญญาณกล้ามเนื้อขาที่เลือกใช้กันอย่างแพร่หลายคือกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis (VL), Rectus Femoris (RF) and Vastus Medialis (VM) โดยกำหนดจุดติดอิเล็กโทรดให้มีความห่างระหว่างกัน 20 มิลลิเมตร และจากการศึกษางานวิจัยเรื่อง“Electromyographic activity and applied load during seated quadriceps exercises” สามารถศึกษารูปแบบความสัมพันธ์ของสัญญาณกล้ามเนื้อขาในแต่ละมัด สัญญาณแรงที่เกิดจากการออกแรงขณะทำการบริหารจาก Load Cell และสัญญาณการอ่านค่า Range of Motion ซึ่งทำให้ได้เห็นลักษณะของสัญญาณที่เกิดขึ้นที่ความเร็ว 60 180 และ 300 องศาต่อวินาที โดยสามารถนำไปอ้างอิงถึงลักษณะที่จะทำการออกแบบได้

### 1.3 วัตถุประสงค์

- 1) ออกแบบและพัฒนาโต๊ะบริหารฟื้นฟูข้อเข่าแบบ N-K Table ให้ทำงานในรูปแบบไอโซคิเนติกได้
- 2) ออกแบบและพัฒนาระบบเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขา (EMG) แบบสามช่องสัญญาณให้สามารถวัดค่าสัญญาณกล้ามเนื้อได้
- 3) เชื่อมต่อเครื่องบริหารข้อเข่าและระบบเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ออกแบบไว้ให้ทำงานร่วมกันได้

### 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

เชิงอุตสาหกรรม

- (1) ได้ต้นแบบเครื่องบริหารฟื้นฟูข้อเข่าแบบธรรมดาที่สามารถบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก
- (2) ได้ต้นแบบอุปกรณ์เสริมที่สามารถนำไปใช้กับโต๊ะบริหารข้อเข่าแบบ N-K Table ให้สามารถบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกได้
- (3) ได้ระบบวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขา (EMG) รวมกับระบบการบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก

(4) ได้ค้นแบบเครื่องบริหารและฟื้นฟูข้อเข่าที่ทำงานร่วมกับระบบเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) เพื่อนำไปพัฒนาต่อในระบบอื่นที่เกี่ยวข้อง

(5) ลดการนำเข้าเครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก

(6) เพิ่มโอกาสในการเข้าถึงเครื่องมือราคาแพง ลดการนำเข้าเครื่องบริหารแบบไอโซคิเนติกจากต่างประเทศของทั้งผู้ใช้งานและสถานพยาบาล

เชิงการรักษาพยาบาล

(7) เพื่อช่วยเหลือผู้สูงอายุในการออกกำลังกายและฟื้นฟูข้อเข่าได้ด้วยตัวเอง โดยการออกกำลังกายผ่านเครื่องบริหารและฟื้นฟูข้อเข่าแบบธรรมดาที่ทำงานแบบไอโซคิเนติก

(8) เพื่อเพิ่มเครื่องบริหารและฟื้นฟูข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก ให้เพียงพอต่อความต้องการของผู้ป่วยและสถานพยาบาล

(9) สามารถประเมินพัฒนาการของกล้ามเนื้อผ่านจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้จากการวัดโดยตรง

เชิงการศึกษา

(10) ทำให้เกิดความรู้ใหม่ๆ ในการประยุกต์และออกแบบเครื่องบริหารกล้ามเนื้อต่างๆต่อไปได้

(11) ทำให้ผู้วิจัยมีความรู้และทักษะในการออกแบบและควบคุมอุปกรณ์เครื่องมือต่างๆได้

### 1.5 ขอบเขตของการวิจัย

(1) ค้นแบบอุปกรณ์บริหารกล้ามเนื้อแบบไอโซคิเนติกสามารถทดลองใช้ที่ความเร็วในช่วง 0 – 60 องศาต่อวินาที

(2) ค้นแบบอุปกรณ์บริหารกล้ามเนื้อแบบไอโซคิเนติกสามารถทำงานได้ในสองฟังก์ชัน คือ ฟังก์ชัน Isokinetic classic และ ฟังก์ชัน CPM

(3) ในการทดลองจะใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากมัดกล้ามเนื้อบริเวณต้นขามัด Vastus Medialis, Rectus Femoris และ Vastus Lateralis

(4) ค้นแบบอุปกรณ์บริหารกล้ามเนื้อแบบไอโซคิเนติกสามารถบริหารได้ที่ละข้างของการบริหารข้อเข่า

(5) ส่วนของการแสดงผลการทำงานจะแสดงผลได้คือ จำนวนครั้งที่ผู้ป่วยทำได้, ผลของสัญญาณกล้ามเนื้อขณะออกกำลังกาย, การทำงานของระบบควบคุมและผลวิเคราะห์ค่า MAV และ RMS

(6) ใช้มอเตอร์ขนาดกำลังไม่เกิน 450 Watt ความเร็วสูงสุดในการหมุนไม่เกิน 120 องศาต่อวินาที



## บทที่ 2

### ทฤษฎีและหลักการ

ในบทนี้จะอธิบายถึงทฤษฎีและหลักการของการบริหารข้อเข่าเสื่อมด้วยเครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก โดยจะประกอบด้วยหกประเด็นดังต่อไปนี้ หัวข้อที่หนึ่งคือ ทฤษฎีเกี่ยวกับการเกิดโรคข้อเข่าเสื่อม หัวข้อที่สองคือ รูปแบบการบริหารข้อเข่า หัวข้อที่สามคือ เครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติก หัวข้อที่สี่คือ โตะบริหารข้อเข่าแบบ N-K Table หัวข้อที่ห้าคือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หัวข้อที่หกคือ การกำหนดจุดจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขาและการวัดลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

#### 2.1 โรคข้อเสื่อม

โรคข้อเสื่อม[1] หรือ Osteoarthritis เป็นโรคที่กระดูกอ่อนผิวข้อสึกหรือไป ทำให้การขยับข้อนั้นไม่คล่องแคล่วเหมือนในวัยหนุ่มสาว เริ่มมีอาการข้อฝืด ข้อตึง บางรายมีเสียงดังเกิดขึ้นให้ได้ยิน ในรายที่เป็นมากจะพบว่า มีน้ำในข้อ ข้อบวม ข้ออักเสบ ปวดในข้อเข่า การเปลี่ยนแปลงของกระดูกอ่อนผิวข้อ ส่วนหนึ่งเป็นผลจากกระบวนการเสื่อมจากความชรา แต่อีกส่วนหนึ่งคือ วิธีการใช้งานข้อเข่าในชีวิตประจำวันที่ไม่ถูกต้อง กล้ามเนื้อรอบๆข้อเข่า นอกจากจะทำหน้าที่ให้มีการเคลื่อนไหวของข้อเข่าแล้ว ยังมีหน้าที่ยึดเข้าทำให้เกิดความแข็งแรง ปกป้องมิให้ข้อเสื่อมสภาพและอักเสบได้ถ้ามีเหตุใดเหตุหนึ่งทำให้กล้ามเนื้อข้อเข่าอ่อนแรงลง เช่น การอักเสบของข้อเข่า การบาดเจ็บบริเวณข้อเข่า เป็นต้น ซึ่งความเสื่อมสภาพนี้จะเป็นสาเหตุให้ข้อเข่านั้นอักเสบได้โดยง่ายและเสื่อมเร็วขึ้นในภายหลัง กล่าวคือ การอักเสบของข้อเข่าเป็นสาเหตุให้กล้ามเนื้อข้อเข่าอ่อนแรงลง และในขณะเดียวกัน การอ่อนแรงของกล้ามเนื้อข้อเข่าก็เป็นสาเหตุให้ข้อเข่ามีการอักเสบได้ แสดงในภาพประกอบ 2 - 1 ฉะนั้นแล้วพฤติกรรมเช่นนี้จะวนกลับไปกลับมา ทำให้เกิดการซ้ำซ้อนและรุนแรงจนถึงขั้นเดินไม่ได้



ภาพประกอบ 2 - 1 ลักษณะข้อเข่าที่อักเสบและผิวกระดูกอ่อนของเข่าสึกหรือ [1]

วิธีการสังเกตตัวอย่างอาการของโรคข้อเข่าเสื่อมที่สังเกตได้ชัด คือ

- 1) อาการปวดเริ่มแรกจะปวดเมื่อยทั้งด้านหน้าและด้านหลังของเข่าบริเวณน่อง เมื่อเป็นมากขึ้นจะมีอาการปวดบริเวณเข่าเมื่อมีการเคลื่อนไหว ลูกนั่งหรือเดินขึ้นบันไดไม่คล่องเหมือนเดิม
- 2) มีเสียงในข้อ เมื่อผู้ป่วยเคลื่อนไหวจะรู้สึกเหมือนมีเสียงเกิดขึ้นในข้อและมีอาการปวดเข่า
- 3) อาการบวม ถ้าข้อมีการอักเสบก็จะเกิดอาการข้อบวม
- 4) ข้อเข่ายึดติด ผู้ป่วยจะไม่สามารถเหยียดหรืองอขาได้สุดเหมือนเดิมเนื่องจากการยึดติดภายในข้อ

วิธีการรักษาโรคข้อเข่าเสื่อมจะแบ่งขั้นตอนออกเป็น 3 วิธีคือ

1. การรักษาแบบทั่วไป เป็นการปฏิบัติตัวเพื่อหลีกเลี่ยงต่อการเกิดข้อเข่าเสื่อม เช่น การนั่งพับเพียบ การยกของหนัก การปฏิบัติกิจวัตรที่ต้องทำการงอเข่านานและเกิดแรงอัดที่บริเวณเข่า เป็นต้น การลดน้ำหนักซึ่งเป็นอีกปัจจัยที่จะลดอาการปวดและช่วยชะลอการเกิดโรคข้อเข่าเสื่อม นอกจากนี้จะแนะนำให้ทำการบริหารกล้ามเนื้อ โคนเฉพาะบริเวณกล้ามเนื้อต้นขาซึ่งกล้ามเนื้อต้นขาแข็งแรงก็จะช่วยลดแรงที่จะมากระทำต่อเข่าให้น้อยลง

2. การรักษาโดยใช้ยา หากการรักษาทั่วไปไม่สามารถลดอาการปวดเข่า จำเป็นต้องใช้ยาในการรักษา ซึ่งมียาหลายชนิดให้เลือกดังนี้

- ยาแก้ปวด Paracetamol เป็นยาที่ลดอาการปวด แต่ไม่ได้แก้อักเสบ พอหมดฤทธิ์ยาก็ปวดอีก

- ยาแก้อักเสบ Steroid ใช้กันมากทั้งชนิดฉีดและรับประทาน แต่จะมีผลข้างเคียง

- ยาแก้อักเสบที่ไม่ใช่ Steroid ยากลุ่มนี้นิยมใช้กันมากขึ้นแต่ต้องระวังการเกิดโรค

แทรกซ้อน เช่น ความดันโลหิตสูง โรคหัวใจ โรคกระเพาะอาหาร

- ยาบำรุงกระดูกอ่อน ได้ผลช้า ค่าใช้จ่ายสูงจึงไม่เป็นที่นิยม

- การใช้น้ำหล่อเลี้ยงข้อชนิดเทียม เนื่องจากโรคข้อเสื่อมจะมีน้ำหล่อเลี้ยงข้อน้อย ทำให้มีการเสียดสีของข้อ จึงมีการฉีดน้ำหล่อเลี้ยงข้อเทียมเข้าไปในเข่า 3 - 5 ครั้ง แต่แต่ละครั้งห่างกัน 1 สัปดาห์ซึ่งจะลดการเสียดสีของข้อ ลดอาการปวด แต่การฉีดใช้ได้เฉพาะข้อที่เสื่อมไม่มาก

3. การรักษาโดยการผ่าตัด ปัจจุบันเป็นที่นิยมมากขึ้น เนื่องจากได้รับผลดีโรคแทรกซ้อนไม่มากนัก วิธีการผ่าตัดก็มีได้หลายวิธีดังนี้

- การผ่าตัดโดยการส่องกล้อง (arthroscope) เหมาะสำหรับข้อที่เสื่อมไม่มาก แพทย์จะเอาสิ่งสกปรกที่เกิดจากการสึกออกมา

- การผ่าตัดแก้ความโค้งงอของเข่า วิธีนี้ต้องตัดกระดูกบางส่วนออก ทำให้ต้องใช้เวลานานกว่าจะใช้งานได้ ปัจจุบันนิยมลดลง

- การผ่าตัดใส่ข้อเทียม คือการใส่ข้อเข่าเทียมแทนข้อที่เสื่อม ซึ่งผลการผ่าตัดทำให้หายปวด ผู้ป่วยใช้ชีวิตได้ดีขึ้น

แต่จากการศึกษาพบว่าจุดที่แก้ใ้ง่ายที่สุด คือ การออกกำลังกล้ามเนื้อบริเวณรอบๆข้อเข่าให้มีความแข็งแรงอยู่เสมอ นอกจากนี้ในคนสูงอายุที่ยังไม่มีการอักเสบของข้อเข่าปรากฏ ถ้าได้ออกกำลังกล้ามเนื้อรอบๆข้อเข่าอย่างสม่ำเสมอก็จะป้องกันมิให้เกิดการอักเสบและเป็นการป้องกันการเสื่อมของข้อเข่าอีกด้วย

## 2.2 รูปแบบการบริหารข้อเข่า

โดยปกติจะสามารถแบ่งชนิดของการออกกำลังกาย ตามลักษณะการทำงานของกล้ามเนื้อ ได้เป็น 3 แบบ คือ

2.2.1 การออกกำลังกายแบบไอโซเมตริก[3] (Isometric Exercise or Static Exercise) หมายถึง การออกกำลังกายแบบมีการหดตัวของกล้ามเนื้อ ชนิดที่ความยาวของกล้ามเนื้อคงที่ แต่มีการเกร็งหรือดึงตัว (Tension) ของกล้ามเนื้อเพื่อต้านกับแรงต้านทาน เมื่อมีการออกกำลังกายชนิดนี้ด้วยวิธีต่างๆ จึงไม่มีการเคลื่อนไหว นั้นหมายความว่าความเร็วในการเคลื่อนไหว เป็นศูนย์ โดยกำหนดน้ำหนักต้านในการออกกำลังกายให้คงที่ตลอดเวลา แต่มีการเกร็งของกล้ามเนื้อในลักษณะออกแรงเต็มที่ในระยะสั้นๆ เช่น ออกแรงดันผนังกำแพง ออกแรงบีบวัตถุ หรือกำหมัดไว้แน่น เป็นต้น ตัวอย่างการออกกำลังกายแบบไอโซเมตริกดังแสดงภาพประกอบที่ 2 – 2 จากการศึกษาพบว่า การออกกำลังกายแบบไอโซเมตริกนี้ หากกระทำบ่อยๆ เป็นประจำจะมีผลต่อการเพิ่มขนาดของกล้ามเนื้อ ซึ่งทำให้กล้ามเนื้อมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น แต่มีผลน้อยมากในการเพิ่มสมรรถภาพของหัวใจหรือระบบไหลเวียนเลือด

การออกกำลังกายแบบไอโซเมตริกนี้ เหมาะสำหรับผู้ที่ไม่ค่อยมีเวลาหรือไม่สะดวกที่จะออกไปนอกสถานที่ออกกำลังกายด้วยวิธีอื่นๆ เนื่องจากเป็นการออกกำลังกายที่ใช้เวลาน้อย และสามารถกระทำได้ที่เกือบทุกสถานที่และยังเหมาะสมกับนักกีฬาในกรณีที่พักฟื้นจากอาการบาดเจ็บ เพราะไม่สามารถเคลื่อนไหวด้วยวิธีนี้ได้เต็มที่ ผู้ที่เป็นโรคหัวใจหรือโรคความดันเลือดสูง ไม่ควรออกกำลังกายด้วยวิธีนี้ เพราะเมื่อมีการเกร็งกล้ามเนื้อเกิดขึ้นจะทำให้หัวใจต้อง

ทำงานเพิ่มขึ้นพร้อมๆ กับการเพิ่มของความดันเลือดเกือบทันที จึงอาจเป็นอันตรายต่อร่างกายอาจถึงขั้นที่รุนแรงได้



↑ Isometric hip abduction against a wall in standing.



↑ Forward lunges – knee over forward foot.



↑ Single leg step down from 20cm step.



↑ Single leg squats to 45° with isometric gluteal contraction.

ภาพประกอบที่ 2 - 2 ตัวอย่างการบริหารข้อเข่าแบบไอโซเมตริก [14]

2.2.2 การออกกำลังกายแบบไอโซโทนิค[3] (Isotonic Exercise or Dynamic Exercise) หมายถึง การออกกำลังกายแบบมีการหดตัวของกล้ามเนื้อ ชนิดที่ความยาวของกล้ามเนื้อ มีการเปลี่ยนแปลง และอวัยวะมีการเคลื่อนโดยใช้ความเร็วในการเคลื่อนไหวประมาณ 60 องศาต่อวินาที เป็นการบริหารกล้ามเนื้อตามส่วนต่างๆ ของร่างกายโดยกำหนดน้ำหนักต้านในการออกกำลังให้คงที่ตลอดเวลา ยกตัวอย่างการบริหารข้อเข่าแบบไอโซโทนิคด้วยโต๊ะบริหารแบบ N-K Table แสดงในภาพประกอบที่ 2 - 3 ซึ่งการบริหารในรูปแบบนี้จะสามารถแบ่งการทำงานของกล้ามเนื้อออกเป็น 2 ลักษณะคือ

1) คอนเซนตริก (Concentric) คือ การหดตัวของกล้ามเนื้อชนิดที่ความยาวของกล้ามเนื้อหดสั้นเข้าทำให้น้ำหนักเคลื่อนเข้าหาลำตัว เช่น การยกน้ำหนักเข้าหาลำตัว ทำวิดพื้นในขณะที่ลำตัวลงสู่พื้น

2) เอกเซนตริก (Eccentric) คือ การหดตัวของกล้ามเนื้อชนิดที่มีการเกร็งกล้ามเนื้อและความยาวของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้น เช่น ยกน้ำหนักออกจากลำตัว ทำวิดพื้นในขณะที่ยก ลำตัวขึ้น



ภาพประกอบที่ 2 – 3 การบริหารข้อแบบไอโซโทนิคด้วยโต๊ะบริหารแบบ N-K Table [15]

2.2.3 การออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติก[2] (Isokinetic Exercise) หมายถึง การออกกำลังกายชนิดที่การทำงานของกล้ามเนื้อเป็นไปอย่างสม่ำเสมอ ตลอดช่วงเวลาของการเคลื่อนไหว โดยใช้ความเร็วคงที่ในการเคลื่อนไหวประมาณ 1 องศาต่อวินาที ถึง 300 องศาต่อวินาที และปรับเปลี่ยนแรงต้านในการออกกำลังกายให้ผู้ป่วยได้ออกแรงอยู่ในช่วงความเร็วคงที่ตลอดเวลา ยกตัวอย่างการบริหารข้อแบบไอโซคิเนติกด้วยเครื่องบริหารแบบไอโซคิเนติกที่มีขายตามท้องตลาดแสดงในภาพประกอบ 2 - 4 นอกจากนี้ยังบริหารกับท่าทางที่สามารถควบคุมความเร็วคงที่อื่นๆอีก เช่น การขี่จักรยานวัดงาน การก้าวขึ้นลงตามแบบทดสอบของฮาร์วาร์ดหรือการใช้เครื่องมือ อื่น ๆ เข้าช่วย



ภาพประกอบ 2 – 4 การบริหารข้อเข้าแบบไอโซคิเนติกด้วยเครื่องบริหารไอโซคิเนติกยี่ห้อ

CON-TREK [16]

## 2.3 เครื่องบริหารแบบไอโซคิเนติก

การออกกำลังกายในรูปแบบของไอโซคิเนติกนั้น จะต้องอาศัยเครื่องออกกำลังกายที่มีระบบการทำงานบนพื้นฐานของไอโซคิเนติก นั่นก็คือการควบคุมความเร็วให้คงที่ตลอดการเคลื่อนไหว ซึ่งในท้องตลาดนั้นมีอยู่หลายบริษัท แต่ก็ทำงานบนพื้นฐานเดียวกัน จากการศึกษาหลักการทำงานของเครื่องออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติกเฉพาะที่บริหารเฉพาะข้อเข่า[17] จะประกอบไปด้วยส่วนต่างๆดังนี้

2.3.1 Dynamometer มีหน้าที่เป็นตัวสร้างความต้านทาน (น้ำหนัก) ในการเคลื่อนไหวเครื่องบริหารแสดงในภาพประกอบ 2 – 5 ซึ่งอาจจะใช้เป็นต้นกำลังในส่วนการทำงานแบบ Active หรือเป็นความต้านทานในส่วนการทำงานแบบ Passive โดยส่วนใหญ่แล้วจะเลือกใช้มอเตอร์เป็นต้นกำลัง ซึ่งมอเตอร์ที่นำมาใช้นั้นจะเป็นมอเตอร์ชนิด DC (Direct current) และชนิด AC (Alternating current) ก็ได้แล้วแต่คุณสมบัติและความชำนาญของบริษัทผู้ผลิต



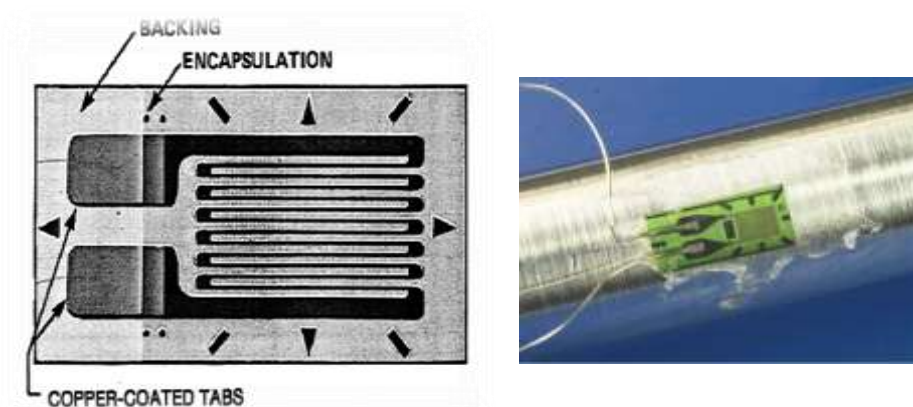
ภาพประกอบ 2 – 5 Dynamometer ที่มีขายตามท้องตลาด [17]

2.3.2 Control System ระบบควบคุมการทำงานจะเป็นตัวควบคุมความเร็ว แรงบิดของมอเตอร์และตำแหน่งการหมุนให้มีความเหมาะสมต่อการทำงานของมอเตอร์ โดยจะนำค่าความผิดพลาดที่อ่านได้จากตัวตรวจรู้ (Sensor) ที่อ่านค่าความเร็วและตำแหน่ง มาป้อนกลับเพื่อเปรียบเทียบการทำงานของมอเตอร์กับค่าเริ่มต้นที่กำหนดไว้ ซึ่งการทำงานอย่างงานแบบนี้เรียกว่าการป้อนกลับแบบวงปิด ( Closed Loop Feedback ) การหาค่าความผิดพลาดการทำงานของมอเตอร์นั้น มีเหตุผลเพื่อรักษาค่าความเร็วและแรงบิดของมอเตอร์ให้คงที่ตามค่าเดิม ปัจจุบันระบบควบคุมการทำงานมีจำหน่ายอยู่มากมายทั้งที่ผลิตเป็นแบบสำเร็จรูปหรือยังเป็นชุด Board Drive แบบธรรมดา ก็จะมี ความแตกต่างกันในเรื่องของราคาตามคุณสมบัติที่ให้มา ซึ่งจะยกตัวอย่างลักษณะของบอร์ดควบคุมระบบที่มีขายตามท้องตลาดในภาพประกอบ 2 – 6



ภาพประกอบ 2 – 6 ตัวอย่าง Board Drive Motor ยี่ห้อ Omron รุ่น CP1L-E [18]

2.3.3 ตัวตรวจรู้แรง (Force Sensor) หรือที่เรียกกันว่า โหลดเซลล์ (Load Cell) เป็นตัวรับค่าแรงที่ได้จากการกระทำภายนอกระบบ โดยส่วนใหญ่แล้วจะถูกติดตั้งไว้ในแกนเพลลาของมอเตอร์ เพื่อช่วยในการตรวจความผิดพลาดของแรงบิดที่เกิดขึ้นในแกนเพลลา โหลดเซลล์จะเปลี่ยนค่าแรงกดที่เกิดขึ้นบนแผ่นคริสตัลเกจให้เปลี่ยนไปอยู่ในรูปของสัญญาณทางไฟฟ้า โหลดเซลล์มีรูปแบบการวัดที่หลากหลายแล้วแต่ความเหมาะสมกับการออกแบบ อีกทั้งยังมีความแม่นยำในการวัดสูง มีหลายแบบให้เลือกใช้ทั้งแบบ 2 แนวแกนแรงและ 3 แนวแกนแรง เป็นที่แพร่หลายในงานเชิงอุตสาหกรรม ซึ่งแสดงในภาพประกอบที่ 2 – 7



ภาพประกอบที่ 2 – 7 ตัวอย่างอุปกรณ์วัดแรงแบบ Strain Gage [19]

2.3.4 ชุดก้านตะ เป็นส่วนประกอบการเชื่อมต่อระหว่างมอเตอร์กับแรงกระทำภายนอก โดยส่วนประกอบนี้จะมีลักษณะเป็นแกนเพลลาแข็ง ด้านหนึ่งยึดติดกับจุดหมุนของมอเตอร์ ส่วนอีกด้านหนึ่งจะถูกประกอบเข้ากับแผ่นรองรับแรงที่เกิดขึ้นจากการเตะ ตัวแผ่นรองสามารถปรับระยะขึ้นลงได้ตามความเหมาะสมกับส่วนขาด้านล่างของผู้บริหารข้อเท้า โดยจะถูกรัดด้วยสายแทบรัดยึดติดระหว่างแผ่นรับแรงกับแกนเพลลาขับ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2 – 8



ภาพประกอบที่ 2 – 8 ชุดก้านตะของเครื่องบริหารไอโซคิเนติกยี่ห้อ CON-TREX

2.3.5 ที่นั่ง (Seat) เป็นส่วนประกอบหนึ่งในเครื่องบริหาร มีหน้าที่ยึดติดผู้บริหารข้อเท้าให้อยู่ในสภาพที่พร้อมรับการฟื้นฟูในท่าทางที่กำหนด สามารถปรับเอนพนักพิงหรือเบาะได้ตามแกนต่างๆ มีสายรัดลำตัวและแทบรัดขาเพื่อให้ผู้บริหารข้อเท้าอยู่ในความมั่นคงในขณะที่ทำการบริหารและง่ายต่อการบริหารข้อเท้า ซึ่งแสดงในภาพประกอบที่ 2 – 9



ภาพประกอบที่ 2 – 9 ที่นั่งบริหารข้อเท้าของเครื่องบริหารไอโซคิเนติกยี่ห้อ Cybex [20]



2.3.6 ระบบประมวลผล เป็นส่วนที่เพิ่มเติมในฟังก์ชันการรับส่งข้อมูลระหว่างผู้ปฏิบัติกับตัวเครื่อง เครื่องบริหารสมัยใหม่จะมีฟังก์ชันการประมวลผลต่างๆเกี่ยวกับผู้บริหารข้อเข้า เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ประเมินผลและเกิดความปลอดภัยมากขึ้นในการบริหารด้วย ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2 – 10



ภาพประกอบที่ 2 – 10 ระบบประมวลผลของเครื่องบริหารไอโซคิเนติกยี่ห้อ Biodex [21]

นอกจากการศึกษาระบบกลไกการทำงานแล้ว ฟังก์ชันในการทำงานก็เป็นส่วนสำคัญในการออกแบบการบริหารให้เหมาะสมกับผู้บริหารข้อเข้าของแต่ละคน และต้องศึกษาลักษณะอุปกรณ์ของตัวเครื่อง ความเหมาะสมของที่นั่งในการบริหาร ราคาของเครื่องบริหาร เป็นต้น สำหรับอุปกรณ์บริหารและฟื้นฟูข้อเข้าแบบไอโซคิเนติกประเภทนี้จะมีราคาสูงมาก และมีข้อจำกัดเรื่องของบริษัทผู้ผลิตในปัจจุบัน จากการสำรวจอุปกรณ์การออกกำลังกายและฟื้นฟูข้อเข้าแบบไอโซคิเนติกซึ่งอยู่มีหลายยี่ห้อ พบว่ามีหลักการทำงานพื้นฐานและการออกแบบอุปกรณ์เกี่ยวกับโครงสร้างคล้ายกัน จึงได้ทำการศึกษาข้อมูลและทำการทดลองเกี่ยวกับระบบการทำงานของเครื่องบริหารข้อเข้าแบบไอโซคิเนติกของบริษัท CON-TREX รุ่น TP500/1000 แสดงในภาพประกอบที่ 2 – 11 ซึ่งได้ความอนุเคราะห์จากศูนย์ฟื้นฟูกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ โดยมีรายละเอียดพอสังเขปดังนี้

ข้อมูลทั่วไปของเครื่องบริหารที่ทำการศึกษา

- เป็นเครื่องของทางบริษัท CON-TREX รุ่น TP500/1000
- ราคาประมาณ 5 ล้านบาท
- ผลิตในประเทศสวีเดน
- จัดจำหน่ายโดยบริษัท ยูแพมคลินิก จำกัด



ภาพประกอบที่ 2 – 11 ตัวอย่างเครื่องบริหารร่างกายแบบ Isokinetic ของบริษัท CON-TREX รุ่น TP500/1000

#### ตัวเก้าอี้ (Seat)

- ตัวเก้าอี้จะมี 2 ส่วน คือ ส่วนแรกจะเป็นส่วนที่รองรับร่างกายครึ่งท่อนล่างและส่วนบนที่เป็นพนักพิงจะรองรับส่วนของร่างกายช่วงบน
- ตัวเก้าอี้สามารถหมุนได้รอบทิศทางโดยต้องปลดล็อกคันโยกด้านหลังเก้าอี้ในส่วนขององศาการเอนตัวโดยสามารถหมุนในทิศทางทวนเข็มนาฬิกาได้ 105 องศา และหมุนในทิศทางตามเข็มนาฬิกาได้ 225 องศา ตามภาพประกอบที่ 2 – 12
- สามารถปรับตัวเก้าอี้ให้เป็นเตียงได้เพื่อให้มีความเหมาะสมกับการบริหารร่างกายในท่าทางต่างๆ การปรับความยาวตัวเก้าอี้สามารถปรับเลื่อนไปได้ 0 - 44 cm



ภาพประกอบที่ 2 – 12 เก้าอี้สำหรับบริหารข้อเข่าของเครื่องบริหารไอโซคิเนติก

### พนักพิง (Back rest)

- ตัวพนักพิงสามารถปรับด้วยตัวรีโมทคอนโทรลได้ตั้งแต่ 0 องศา (ในแนวขนานราบกับพื้น) จนถึง 100 องศา (ในแนวตั้ง)

- สายรัดเข็มขัดนิรภัยจะเป็นตัวรัดลำตัวของผู้ป่วยในระหว่างการบริหาร โดยสายรัดลำตัวจะรัดได้ต่อเนื่องเมื่อบล็อกตัวกันโยกอยู่ที่ตำแหน่งล็อกเท่านั้น เพื่อป้องกันการข้ามขั้นตอนในการตรวจเช็คความปลอดภัย ตามภาพประกอบที่ 2 – 13



ภาพประกอบที่ 2 – 13 ส่วนปรับพนักพิงและตัวล็อกการเอียงของพนักพิง

### ไดนาโมมิเตอร์ (Dynamometer)

- ตัว Dynamometer สามารถหมุนได้ 360 องศาซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อผู้ทำการบริหารที่ไม่สามารถปฏิบัติตามรูปแบบของการเคลื่อนที่แบบเก่าได้ ตัว Dynamometer จะเชื่อมต่อกับระบบของ CON-TREX ตามภาพประกอบที่ 2 – 14

- Front Ring จะเป็นตัว sensors สำหรับ ROM และจะมีกลไกที่มีระบบรักษาความปลอดภัย สำหรับจุดกลมๆ สีเหลืองจะเป็นตัว limiters



ภาพประกอบที่ 2 – 14 ตัว Dynamometer และการตั้งค่าความปลอดภัยด้วย ROM limiters

การตั้งค่ากับโปรแกรมก่อนทำการบริหาร

- ตั้งค่า ROM เพื่อกำหนดลิมิตของจุดเริ่มต้นและจุดสุดท้าย (ค่า Flexion และค่า Extension) ให้เหมาะสมกับผู้ป่วยโดยไม่เกิดอันตราย
- ตั้งค่า Anatomical zero ซึ่งเป็นค่าที่เกี่ยวข้องกับผู้ป่วย เช่น น้ำหนักขาโดยเครื่องจะคำนวณเองโดยอัตโนมัติ ซึ่งนิยมอยู่ที่ค่า Extension
- ค่า Torque maximum โดยผู้ป่วยและคนทั่วไปจะตั้งค่า Torque อยู่ที่ 250 Nm แต่หากเป็นนักกีฬา ค่า Torque จะอยู่ที่ 500 Nm
- Active compensation จะเป็นการตัดค่า gravity ออกไป
- Stop mode มี 2 แบบให้เลือก คือ hard และ soft จะหยุดแบบใดก็ได้โดยคำนึงถึงความเหมาะสมของผู้ป่วยด้วยโดยจะมี speed ที่เท่าเดิม
- สามารถกำหนดจำนวนครั้งได้แล้วแต่ความเหมาะสม

โดยส่วนใหญ่ฟังก์ชันการทำงานของเครื่องออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติกในท้องตลาดจะมีฟังก์ชันการทำงานหลักๆคือ

1) Isokinetic classic คือ การออกกำลังกายโดยให้กล้ามเนื้อทำงานสม่ำเสมอซึ่งผู้บริหารจะเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อแบบความเร็วคงที่ตลอดช่วงการบริหาร โดยการให้ผู้ป่วยออกแรงตลอดการบริหารข้อเข้า

2) Isokinetic ballistic คือ การออกกำลังกายโดยให้กล้ามเนื้อทำงานสม่ำเสมอซึ่งเคลื่อนไหวแบบความเร็วคงที่ โดยการให้ผู้ป่วยออกแรงแก่ช่วงแรกของการยกขาขึ้นและลงตลอดการบริหาร หลังจากนั้น Dynamometer จะเป็นตัวที่เคลื่อนที่ต่อเอง

3) Isotonic classic คือ การออกกำลังกายโดยการงอพับอวัยวะทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวและคลายตัว โดยการให้ผู้ป่วยออกแรงตลอดการบริหาร

4) Isotonic ballistic คือ การออกกำลังกายโดยการงอพับอวัยวะทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวและคลายตัว โดยการให้ผู้ป่วยออกแรงแก่ช่วงแรกของการยกขาขึ้นและลงตลอดการบริหาร หลังจากนั้น Dynamometer จะเป็นตัวที่เคลื่อนที่ต่อเอง

5) CPM คือ Continuous Passive Motion ซึ่งตัว Dynamometer จะเคลื่อนที่เองโดยผู้ป่วยไม่ต้องออกแรงกระทำใดๆ

6) Position profile คือ การเคลื่อนไหวที่เหมือนจริงมากที่สุด

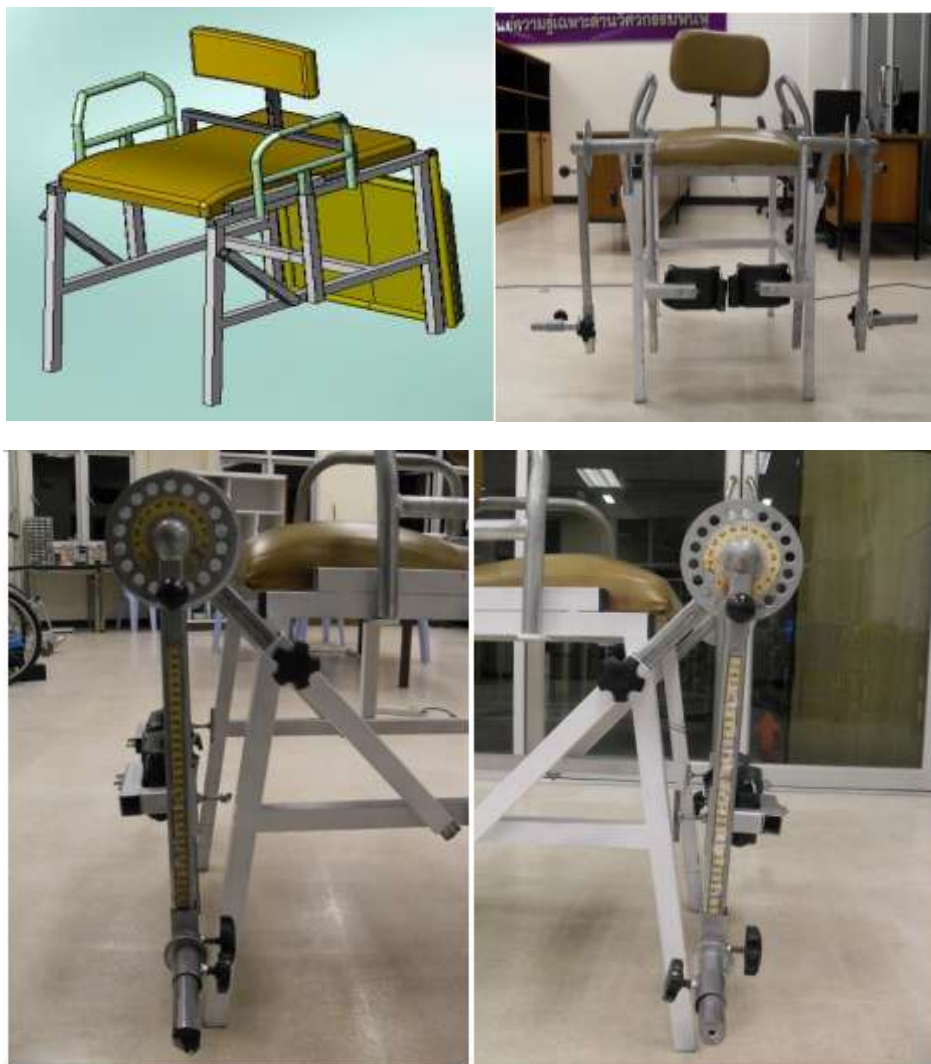
จากการศึกษาข้อมูลสถิติการใช้งานเครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกของศูนย์ฟื้นฟูกายภาพบำบัด โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ พบว่าฟังก์ชันที่จำเป็นและใช้บ่อยที่สุดคือฟังก์ชัน Isokinetic classic และ CPM ดังนั้นงานวิจัยในครั้งนี้จึงเน้นไปที่สองฟังก์ชันนี้เท่านั้น เพื่อให้ได้ระบบที่เหมาะสมและสามารถนำไปใช้ประโยชน์กับผู้ป่วยให้มากที่สุด

## 2.4 โตะบริหารข้อเข่าแบบ N-K Table

โตะบริหารข้อเข่าแบบ N-K Table เป็นเครื่องมือทางกายภาพที่เก่าแก่ ตั้งแต่ปี 1950 ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ประดิษฐ์ขึ้นเพื่อเสริมสร้างความแข็งแรงให้กับหัวเข่าและขา ตัวเครื่องประกอบด้วยบาร์ซึ่งปรับค่าได้หรืออาร์มด้านการเคลื่อนไหวในแต่ละข้าง อาร์มส่วนนี้มีไว้เพื่อจำกัดช่วงการเคลื่อนไหวของการบริหารและเพื่อเปลี่ยนขนาดแรงภายในของมุมการเคลื่อนไหว แสดงตามภาพประกอบที่ 2 – 15

สำหรับวิธีการออกกำลังกายแบบ Isotonic แบบหนึ่งที่นิยมคือ การออกกำลังกายด้วยโตะบริหารข้อเข่าแบบ N-K Table โดยผู้ที่ออกกำลังกายจะนั่งอยู่บนโตะออกกำลัง ซึ่งมีขาห้อยคู่ขาหนึ่งรับค้ำน้ำหนัก อีกขาหนึ่งสำหรับใช้ข้อเท้าข้างที่จะออกกำลังกายเตะหรือเหยียดเข่ายกน้ำหนักนี้ขึ้น ขาห้อยคู่นี้สามารถปรับมุมต่างๆ ได้ ทำให้สามารถจำกัดหรือกำหนดการเคลื่อนไหวของเข่าได้ตามต้องการ เช่น 90 - 0 องศา หรือ 60 - 0 องศา หรือ 45 องศา เป็นต้น ในปัจจุบันเครื่องบริหารแบบ N-K Table มีอยู่มากตามสถานพยาบาลหรือศูนย์ฟื้นฟูกายภาพเนื่องจากมีอายุ

การใช้งานที่มากในบางที่จึงเลิกใช้งานไปแล้ว แต่ด้วยเครื่องมือวัสดุที่ทำจากเหล็กจึงมีสภาพที่สามารถใช้งานได้ดี

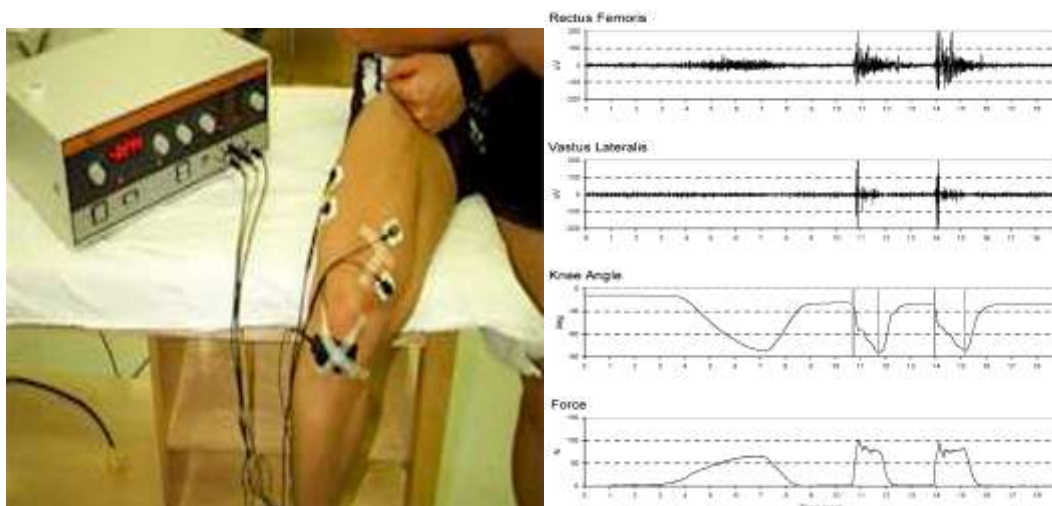


ภาพประกอบที่ 2 – 15 โต๊ะบริหารข้อเข่าแบบ N-K Table

## 2.5 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อผิวหนัง (sEMG)

Electromyography signal หรือเรียกโดยย่อว่า EMG [20] เป็นสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากเซลล์กล้ามเนื้อลายในขณะที่กล้ามเนื้อได้รับการกระตุ้นให้เกิดการหดตัว ข้อดีของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อคือ สามารถจับสัญญาณได้ง่าย และมีความชัดเจน เป็นสัญญาณไฟฟ้านิยม ถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์ต่างๆ เพราะไม่เป็นอันตรายต่อร่างกาย โดยที่สัญญาณต่างๆ เหล่านี้ถูกนำมาจากกล้ามเนื้อ การให้ได้ว่ามาของสัญญาณEMG เป็นวิธีการที่สะดวกและรุกรานร่างกาย

น้อยที่สุด ดังนั้นในการศึกษาจึงนิยมทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อลายโดยใช้อิเล็กโทรดที่ติดที่ผิวหนังซึ่งเรียก sEMG (surface electromyography) แล้วนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการวัดไปวิเคราะห์เพื่อหาลักษณะเด่นของสัญญาณต่อไปดังแสดงในภาพประกอบที่ 2 – 16 ซึ่งการศึกษาในงานวิจัยครั้งนี้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้เลือกใช้จะเป็นสัญญาณกล้ามเนื้อขาเป็นหลัก



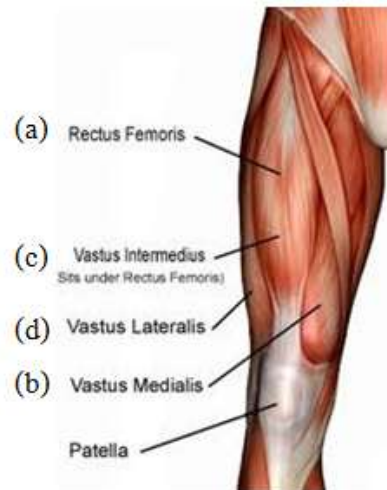
ภาพประกอบที่ 2 – 16 การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขาและตัวอย่างลักษณะสัญญาณ [22]

## 2.6 การกำหนดจุดจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขาและการวัดลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

### 2.6.1 การกำหนดจุดจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขา [12]

กล้ามเนื้อ Quadriceps Femoris เป็นกล้ามเนื้อมัดใหญ่ที่สุดของร่างกาย คลุมด้านหน้าต้นขาเกือบทั้งหมด ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่มีความสำคัญมากในการเหยียดเข่าดังแสดงภาพประกอบที่ 2 – 17 กล้ามเนื้อต้นขาประกอบด้วยกล้ามเนื้อ 4 มัด คือ

- 1 Rectus Femoris ทำหน้าที่งอสะโพกและเหยียดเข่า (a)
- 2 Vastus Medialis ทำหน้าที่เหยียดเข่า โดยเฉพาะ 30 – 0 องศาสุดท้าย (b)
- 3 Vastus Intermedius ทำหน้าที่เหยียดเข่า (c)
- 4 Vastus Lateraris ทำหน้าที่เหยียดเข่า (d)



ภาพประกอบที่ 2 – 17 รายละเอียดของกล้ามเนื้อขาในแต่ละมัด [23]

จากคำแนะนำของนักกายภาพบำบัด ในส่วนของมัดกล้ามเนื้อขา Quadriceps Femoris จะมีอยู่สามมัดกล้ามเนื้อที่เหมาะสมแก่การจับสัญญาณ ได้แก่ Rectus Femoris, Vastus Medialis และ Vastus Lateralis ส่วนกล้ามเนื้อ Vastus Intermedius นั้นจะอยู่ด้านล่างของกล้ามเนื้อ Rectus Femoris ซึ่งยากต่อการหามัดกล้ามเนื้อและไม่สามารถติดตั้งอุปกรณ์อิเล็กโทรดเพื่อจับสัญญาณได้จึงไม่เหมาะที่จะนำมาจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ดังนั้นจึงอธิบายการติดตั้งอิเล็กโทรดสำหรับสามมัดกล้ามเนื้อที่เลือกมาดังต่อไปนี้

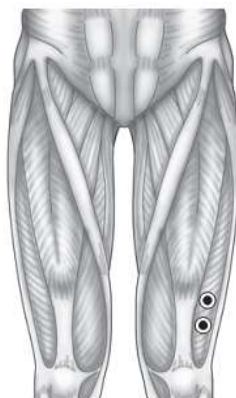
- กล้ามเนื้อ Rectus Femoris กล้ามเนื้อมัดนี้อยู่บริเวณตรงกลางกล้ามเนื้อต้นขาด้านหน้า มีส่วนยึดเกาะอยู่ที่ Anterior inferior iliac spine และโพรงรูปถ้วยด้านข้างของกระดูกตะโพก (Acetabulum) ซึ่งเป็นที่รับหัวกระดูกโคนขา ส่วนปลายจะอยู่ที่ฐานของกระดูกสะบ้า (Patella) ทำหน้าที่งอสะโพกและเหยียดเข่า ตำแหน่งอิเล็กโทรด (Electrode) ทั้ง 2 อันที่ใช้ติดบริเวณมัดกล้ามเนื้อจะ ห่างกัน 2 เซนติเมตร ขนานไปกับเส้นใยกล้ามเนื้อ ดังแสดงในรูป ขาขวา หรือ ติดอิเล็กโทรดห่างกัน 10-15 เซนติเมตร ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2 –18 ขาซ้าย



ภาพประกอบที่ 2 –18 กล้ามเนื้อ Rectus Femoris

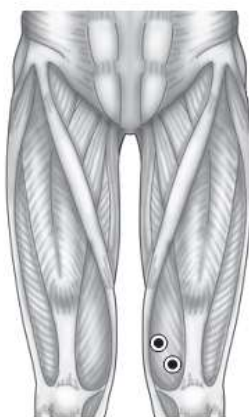


- กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis มีส่วนยึดเกาะอยู่ที่ Greater trochanter, Intertrochanteric line, และ Linea aspera ของกระดูกโคนขา (Femur) ส่วนปลายอยู่ที่มุมด้านข้างของกระดูกสะบ้า ทำหน้าที่เหยียดขา ตำแหน่งอิเล็กโทรดทั้ง 2 อันที่ใช้วัดบริเวณมัดกล้ามเนื้อจะห่างกัน 2 เซนติเมตร หรือประมาณ 3-5 เซนติเมตร เนื้อกระดูกสะบ้า ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2 – 19



ภาพประกอบที่ 2 –19 กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis

- กล้ามเนื้อ Vastus Medialis มีส่วนยึดเกาะอยู่ที่กระดูกโคนขา ส่วนปลายอยู่ที่เส้นเอ็น (Tendon) ซึ่งหุ้มกระดูกสะบ้า และเกาะอยู่บนปุ่มกระดูก (Tuberosity) ของกระดูกหน้าแข้ง (Tibia) ทำหน้าที่เหยียดขาโดยเฉพาะ 30 องศาสุดท้าย ตำแหน่งอิเล็กโทรดทั้ง 2 อันที่ใช้วัดบริเวณมัดกล้ามเนื้อจะห่างกัน 2 เซนติเมตร เฉียง 55 องศา อยู่เหนือกระดูกสะบ้า 2 เซนติเมตร ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2 – 20



ภาพประกอบที่ 2 – 20 กล้ามเนื้อ Vastus Medialis

## 2.6.2 การวัดลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG feature extraction) [24]

การวัดลักษณะของสัญญาณ คือ กระบวนการวัดคุณสมบัติของสัญญาณ โดยคุณสมบัติที่กล่าวถึงนี้ หมายถึง ลักษณะเฉพาะตัวของสัญญาณนั้นๆ (Feature) ซึ่งจะต้องเป็นปริมาณที่สามารถวัดค่าได้ และมีค่าเป็นตัวเลข ในกรณีของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สัญญาณที่วัดก็คือ แรงดันไฟฟ้าที่วัดได้ภายในช่วงระยะเวลาหนึ่ง ซึ่งจะพบว่าสัญญาณมีลักษณะเฉพาะตัวหลายๆ ชนิด เช่น ขนาดแรงดันสูงสุด ขนาดแรงดันเฉลี่ยในหนึ่งหน่วยเวลา ขนาดขององค์ประกอบสัญญาณที่ได้จากการแปลงอย่างรวดเร็ว เป็นต้น ผลที่ได้จากกระบวนการวัดคุณสมบัติของสัญญาณคือ ค่าคุณสมบัติต่างๆ ของสัญญาณ ซึ่งการคำนวณทางคณิตศาสตร์ เพื่อหาลักษณะต่างๆ ของสัญญาณแรงดันไฟฟ้าซึ่งถูกส่งเข้ามาสู่คอมพิวเตอร์ด้วยค่าความถี่ในการสุ่มคงที่มีหลายรูปแบบ เช่น การวิเคราะห์บนโดเมนเวลา (Time domain), การวิเคราะห์บนโดเมนความถี่ (Frequency domain) เป็นต้น ตัวอย่างของวิธีการวัดลักษณะของสัญญาณพื้นฐานที่มีใช้งานอยู่ในปัจจุบัน แสดงดังต่อไปนี้ ซึ่งเราสามารถคำนวณลักษณะต่างๆ ของสัญญาณจากพื้นฐานการคำนวณที่มีใช้งานอยู่ในปัจจุบันได้ดังนี้

การวัดลักษณะของสัญญาณเชิงเวลา

- ค่าเฉลี่ยของสัญญาณกล้ามเนื้อ (Mean absolute value, MAV) 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

- การหาค่ารากของกำลังสองของสัญญาณกล้ามเนื้อ (Root mean square, RMS) คุณสมบัตินี้เป็นปริมาณสเกลาร์ ซึ่งเป็นการหาค่ารากของค่าเฉลี่ยของกำลังสองของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

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

เมื่อ  $X_n$  คือ ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่จุด  $n$

$N$  คือ จำนวนจุดทั้งหมด

การวิเคราะห์ผลโดยการพิจารณาการกระจายตัวของสัญญาณ

- การหาค่าเฉลี่ย (Mean) ใช้อธิบายตำแหน่งกึ่งกลางของข้อมูล หาได้จาก

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

เมื่อ  $\bar{x}$  คือ ค่าเฉลี่ย

$N$  คือ จำนวนสมาชิกทั้งหมดของข้อมูล

$x$  คือ ข้อมูล

- การหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) ใช้อธิบายความกระจัดกระจายของข้อมูล ใช้สำหรับเปรียบเทียบว่าค่าต่างๆ ในเซตข้อมูลว่ากระจายตัวออกไปมากน้อยเท่าใด หากข้อมูลส่วนใหญ่อยู่ใกล้ค่าเฉลี่ยมาก ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานก็จะมีค่าน้อย ในทางกลับกัน ถ้าข้อมูลแต่ละจุดอยู่ห่างไกลจากค่าเฉลี่ยเป็นส่วนมาก ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานก็จะมีค่ามาก และเมื่อข้อมูลทุกตัวมีค่าเท่ากันหมด ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานจะมีค่าเท่ากับศูนย์ นั่นคือ ไม่มีการกระจายตัว ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน หาได้จาก

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$$

เมื่อ  $\sigma$  คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

$N$  คือ จำนวนสมาชิกทั้งหมดของข้อมูล

$x_i$  คือ ค่าจุดระหว่างกึ่งกลางข้อมูล

$\bar{x}$  คือ ค่าเฉลี่ยของข้อมูล

## บทที่ 3

### การออกแบบและวิธีการสร้าง

บทนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนในการออกแบบและวิธีการสร้างอุปกรณ์เครื่องออกกำลังข้อเท้าแบบไอโซคิเนติก โดยการออกแบบเครื่องบริหารข้อเท้าจะประกอบด้วยสามส่วนหลักคือการออกแบบเครื่องออกกำลังข้อเท้า การทำงานของเครื่องบริหารข้อเท้า และการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขา ซึ่งจะอธิบายรายละเอียดดังต่อไปนี้

#### 3.1 การออกแบบเครื่องออกกำลังข้อเท้า

การออกแบบในส่วนกลไกสำหรับเครื่องบริหารข้อเท้าแบบไอโซคิเนติก จะเน้นในเรื่องของวัสดุอุปกรณ์และความสะดวกในการใช้งานเป็นหลัก เพื่อลดราคาต้นทุนการผลิต ขั้นตอนการใช้งานให้ยุ่งยากน้อยลง และสามารถนำไปปรับใช้กับโต๊ะบริหารข้อเท้าแบบ N-K Table ที่มีอยู่ต่อไป ในส่วนนี้จะอธิบายถึงอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่เชิงกลแบบต่างๆในเครื่องบริหารข้อเท้า ซึ่งจะเป็นอุปกรณ์ที่ดัดแปลงและเพิ่มเติมจากการทำงานของโต๊ะ N-K Table แบบเก่าให้สามารถทำงานในรูปแบบไอโซคิเนติกได้ แต่ยังคงพื้นฐานของโครงสร้างเดิมเอาไว้เพื่อง่ายต่อการพัฒนาโต๊ะบริหารข้อเท้าแบบ N-K Table ต่อไป โดยจะอธิบายส่วนประกอบต่างๆและวิธีการออกแบบดังต่อไปนี้

3.1.1 แป้นยึดจับมอเตอร์และอุปกรณ์ออกกำลัง เป็นชุดกลไกที่ดัดแปลงเพื่อให้โต๊ะ N-K Table แบบเก่าสามารถติดตั้งอุปกรณ์เสริมที่ทำงานในรูปแบบไอโซคิเนติกได้ โดยลักษณะจะใช้เป็นตัวยึดจับมอเตอร์กับชุดเกียร์เอาไว้แล้วจึงนำไปประกอบกับอุปกรณ์บริหารข้อเท้าไว้ด้วยกัน ซึ่งจะใช้ขนาดของแผ่นเหล็กแผ่นขนาด 23 cm x 15 cm x 0.4 cm ตัดเป็นสี่เหลี่ยมผืนผ้า แล้วนำไปเจาะรูยึดมอเตอร์และชุดเกียร์ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 - 1 เมื่อทำการประกอบชุดเกียร์เข้ากับมอเตอร์แล้ว จะต้องมีการกำหนดระยะการตะ เพื่อกำหนดจุดสูงสุดและต่ำสุดที่ผู้บริหารข้อเท้าจะทำได้ ป้องกันไม่ให้เกิดอุบัติเหตุระหว่างการบริหาร โดยการนำแผ่นเหล็กขนาด 20 cm x 17 cm x 0.4 cm มาตัดเป็นสี่เหลี่ยมจากนั้นเจาะรูตามแนวยาวเพื่อใส่ลิ้มกำหนดระยะการตะ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 - 2 จากนั้นนำเหล็กกล่องขนาด 1 x 1 นิ้วความยาว 50 cm ไปประกอบกับเหล็กเพลากลมเพื่อทำเป็นแกนยึดแผ่นตะในการบริหารข้อเท้า ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 - 3



ภาพประกอบที่ 3 – 1 เป็นยัดจับมอเตอร์เข้ากับเกียร์



ภาพประกอบที่ 3 – 2 แผ่นเหล็กกำหนดระยะเวลาการเตะ



ภาพประกอบที่ 3 – 3 ก้านยึดสำหรับออกแรงเตะ

3.1.2 มอเตอร์กระแสตรง (DC Motor) เป็นอุปกรณ์เชิงกลชนิดหนึ่งที่สามารถแปลงพลังงานไฟฟ้ามาเป็นพลังงานกล มีใช้อย่างแพร่หลายในทุกลักษณะงาน ซึ่งในงานวิจัยครั้งนี้มอเตอร์จะเป็นอุปกรณ์กำหนดความเร็วรอบในการออกกำลังข้อเข้าโดยจะถูกควบคุมความเร็วให้คงที่เพื่อให้สามารถทำงานได้ตรงตามจุดประสงค์การบริหารแบบไอโซคิเนติกได้ ในการพิจารณาเลือกขนาดมอเตอร์นั้น จะพิจารณาจากความเร็วรอบ และ โมเมนต์ (Moment) โดยจะอ้างอิงจากตารางสรุปช่วงของความเร็วเชิงมุมและ โมเมนต์ของ Isokinetic dynamometer ทางการค้าที่เป็นที่นิยมดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 - 4

Dynamometer	Angular velocity (rad s <sup>-1</sup> )		Moment limits (Nm)	
	C	E	C	E
Biodex www.biodex.com	0.5-8	0.1-2.6	610	410
CON-TREX www.con-trex.ch	8.7	8.7	720	720
Cyber Norm www.csmisolutions.com	0.1-8.7	0.1-5.2	680	680
IsoMed 2000 www.isomed2000.de		7.8-9.7		500-750
KinCom 500H www.kincom.com	0.02-4.4	0.02-4.4	800*	800*

Notes  
C: concentric; E: eccentric. \*Values obtained by assuming a moment arm of 0.4 m.

ภาพประกอบที่ 3 - 4 ข้อมูลสรุปช่วงของความเร็วเชิงมุมและ โมเมนต์ของ Isokinetic dynamometer ทางการค้าที่เป็นที่นิยม [25]

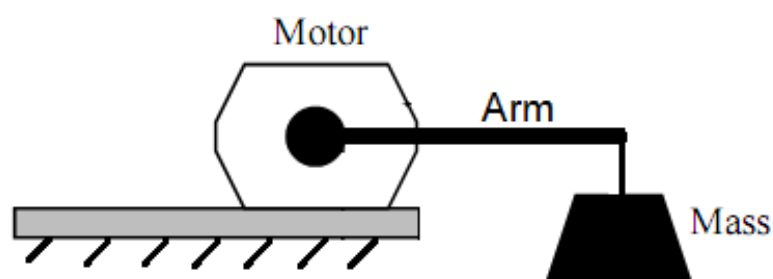
จากข้อมูลพบว่า ช่วงของความเร็วเชิงมุมต่ำสุดอยู่ที่ 0.02 Rad/Sec และสูงสุดอยู่ที่ 8.7 Rad/Sec แปลงเป็นรอบต่อนาทีจะเท่ากับอยู่ในช่วง 0.19 - 83.07 รอบต่อนาที (RPM) ดังนั้น จึงควรเลือกใช้มอเตอร์ที่มีความเร็ว 83.7 รอบต่อนาที ส่วนค่า Moment Limits จะอยู่ที่ 410 - 800 Nm แปลงเป็นหน่วยกิโลกรัมจะเท่ากับ 62.20 - 81.57 Kg ที่ Moment Arm ยาว 0.4 เมตร จากการสอบถามผู้เชี่ยวชาญพื้นฟูกล้ามเนื้อเนื้อพบว่าความเร็วที่นิยมและใช้บ่อยครั้งในการฟื้นฟูข้อเข้าจะอยู่ที่ 10 , 30 , 60 และ 120 องศาต่อวินาที ซึ่งคำนวณเป็นความเร็วเท่ากับ 1.66 , 5 , 10 และ 20 รอบต่อนาที ตามลำดับและใช้น้ำหนักในการฟื้นฟูตั้ง 0.5 - 15 Kg ดังนั้นการศึกษาคือเลือกใช้มอเตอร์ที่จะนำมาเป็นตัว Dynamometer เบื้องต้นได้เลือกใช้มอเตอร์ปรับน้ำฝนของรถบรรทุกดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 - 5 มาทำการทดลอง เนื่องจากมีราคาถูก หาซื้อง่ายตามท้องตลาดทั่วไป มีชุดเกียร์ติดพร้อมมากับตัวมอเตอร์ซึ่งทำให้ได้ทอร์คมากกว่าปกติ จึงเลือกใช้มอเตอร์ปรับน้ำฝนของรถยนต์ เพื่อศึกษาออกแบบควบคุมการทำงานของเครื่องบริหารข้อเข้าให้ทำงานในรูปแบบไอโซคิ

เนติก แล้วจึงค่อยปรับเปลี่ยนไปใช้มอเตอร์ขนาดใหญ่และมีกำลังมากขึ้น เพื่อขยายกลุ่มผู้ใช้งานต่อไป



ภาพประกอบที่ 3 – 5 ภาพมอเตอร์ปั้ดน้ำฝนที่ใช้ในการออกแบบ

เริ่มการทดลองจากมอเตอร์ปั้ดน้ำฝน 2 ชนิดคือ มอเตอร์ DC 12V (รถแก๊งสี่ล้อทั่วไป) มอเตอร์ DC 24V (รถบรรทุกสี่ล้อ) มอเตอร์เกียร์ DC 12V มีชุดเกียร์เป็น Worm Gear ทั้งชุด กินกระแสสูงสุด 13 A และกินกระแสแบบไม่มีโหลด อยู่ที่ 2 A มีความเร็วรอบการหมุนสูงสุดที่ 120 รอบต่อนาที ทำการทดลองเพื่อหาค่าทอร์กของมอเตอร์ โดยทดลองต่อแกนยึดก้านจับกับมอเตอร์ยาว 0.4 m แล้วตั้งก้านจับให้ขนานกับพื้น จากนั้นแขวนน้ำหนักไว้ที่ปลายของก้านจับอีกด้าน โดยเริ่มใส่ตุ้มน้ำหนักในค่าน้ำหนักต่างๆ ไว้ที่ปลาย แล้วสั่งขับมอเตอร์พุงน้ำหนักดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 6 มอเตอร์สามารถยกน้ำหนักได้มากที่สุดคือ 8 Kg (ที่ก้านยาว 0.4 m) โดยคิดเป็น Moment Limit ประมาณ 32 Nm ในขณะที่ไม่จ่ายไฟฟ้าให้กับมอเตอร์ มอเตอร์จะล๊อคแกนด้วยระบบเกียร์ไม่สามารถขยับแกนของมอเตอร์ได้



ภาพประกอบที่ 3 – 6 รูปแบบการทดลองหาค่าทอร์กสูงสุดของมอเตอร์

มอเตอร์เกียร์ DC 24V ในชุดเกียร์มีการทำงานเป็นแบบWorm Gear จะใช้ประโยชน์จากส่วนนี้เป็นตัวล็อคไม่ให้แกนหมุนได้และอัตราทดจะเพิ่มทอร์กให้กับมอเตอร์ มอเตอร์ชนิดนี้ใช้แรงดันไฟฟ้า DC 24 V กินกระแสสูงสุด 18 A และกินกระแสแบบไม่มีโหลดอยู่ที่ 3 A มีความเร็วรอบการหมุนสูงสุดที่ 120 รอบต่อนาที ทำการทดลองเพื่อหาทอร์กของมอเตอร์ โดยทดลองต่อแกนยึดก้านจับกับมอเตอร์ยาว 0.4 m แล้วตั้งก้านจับให้ขนานกับพื้น จากนั้นแขวนน้ำหนักไว้ที่ปลายของก้านจับอีกด้าน โดยเริ่มใส่ค้อนน้ำหนักในค่าน้ำหนักต่างๆไว้ที่ปลาย แล้วสั่งจับมอเตอร์พุงน้ำหนัก มอเตอร์สามารถยกน้ำหนักได้มากที่สุดคือ 13 Kg (ที่ก้านยาว 0.4 m) โดยคิดเป็น Moment Limit ประมาณ 127.53 Nm และ ในขณะที่ไม่จ่ายไฟฟ้าให้กับมอเตอร์ มอเตอร์จะล็อคแกนด้วยเกียร์ สร้าง Moment Limit ได้ประมาณ 7 Nm

สรุปการทดลองจึงเลือกใช้มอเตอร์ปัดน้ำฝนรถบรรทุก (24VDC) มาใช้เป็นตัว Dynamometer ในงานวิจัยครั้งนี้ จากตารางสรุปช่วงของความเร็วเชิงมุมสูงสุด 83.7 รอบต่อนาที และ Moment Limit สูงสุด 800 Nm ซึ่งมอเตอร์ปัดน้ำฝนรถบรรทุก มีความเร็วสูงสุดเท่ากับ 120 รอบต่อนาที และ Moment Limits เท่ากับ 127.53 Nm แต่เมื่อต่อเข้ากับชุดเกียร์ ความเร็วก็จะลดลงตามอัตราทดของเกียร์ และ Moment Limits ก็จะเพิ่มขึ้นตามอัตราทดเช่นกัน ซึ่งจะอธิบายในหัวข้อต่อไป

3.1.3 Gear Box เป็นอุปกรณ์เชิงกลที่ทำงานโดยการหมุน ใช้สำหรับการส่งกำลังในลักษณะของแรงบิด (Torque) โดยการหมุนของตัวเฟืองที่มีฟันอยู่ในแนวรัศมี จะประกอบไปด้วยสองชิ้นขึ้นไป ในงานวิจัยครั้งนี้จะใช้ Gear box ในการเพิ่มอัตราทดของ Moment Limits ให้เพิ่มขึ้นและรักษาความเร็วให้คงที่ยิ่งขึ้น ซึ่งมอเตอร์ปัดน้ำฝนรถบรรทุกที่เลือกใช้สามารถสร้าง Moment Limits ได้ 52 Nm แต่จากตารางกำหนดไว้ถึง 800 Nm ดังนั้นจึงต้องการใช้ชุดเกียร์ที่มีอัตราทดเท่ากับ

$$\text{อัตราทดของชุดเกียร์} = \frac{N_2}{N_1}$$

$$\begin{aligned} \text{อัตราทดของชุดเกียร์} &= 800 \text{ Nm} / 127.53 \text{ Nm} \\ &= 6.27 \end{aligned}$$

$$\text{ดังนั้นต้องเลือกใช้เกียร์ที่มีอัตราทด} = 6.27$$

ทำการเลือก Gear Box จากท้องตลาดพบว่า หากมีการสั่งทำตามอัตราทดที่กำหนด ก็จะมีราคาสูงมาก จึงเลือกที่จะใช้ Gear Box สำเร็จรูปที่มีขายตามท้องตลาดแทน ซึ่งเลือกใช้ Gear Box ยี่ห้อ SAILI รุ่น Te177 เป็นแบบสองอินพุตหนึ่งเอาท์พุต อัตราทดเท่ากับ 9:1 ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 7 เมื่อทำการต่อเข้ากับมอเตอร์จะมีความเร็วสูงสุด 13.33 รอบต่อนาที หรือ 1.395 เรเดียนต่อวินาที และ Moment Limits สูงสุดเท่ากับ 1147.77 Nm หรือ 117 Kg





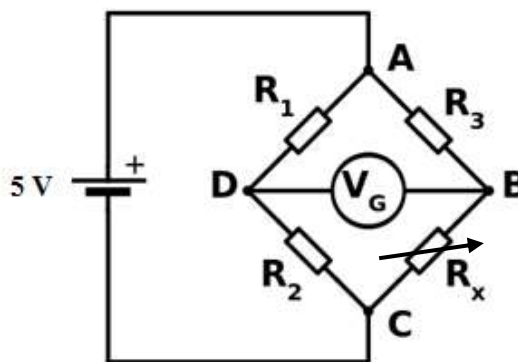
ภาพประกอบที่ 3 – 7 ชุดเกียร์สามทาง TE171

3.1.4 Potentiometer เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการปรับค่าความต้านทานในวงจรไฟฟ้า โดยจะมีการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานของอุปกรณ์ ตามลักษณะการออกแบบเช่น การหมุนหรือ การเลื่อน เพื่อเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานที่อยู่ภายในอุปกรณ์ การวัดมุมเปลี่ยนแปลงช่วงการ บริหารข้อเข้า (Range Of Motion) จะเป็นตัวบอกถึงตำแหน่งของข้อเข้าในระหว่างการบริหาร ซึ่ง สามารถทำการวัดได้หลายแบบ แต่ในงานวิจัยนี้เลือกใช้ ความต้านทานปรับค่าได้แบบเชิงเส้น (Potentiometer Linear) มาเป็นตัววัดค่ามุมที่เปลี่ยนไป เนื่องจากราคาที่ถูกลง หาซื้อง่ายในท้องตลาด เทคนิคในการใช้งานไม่ซับซ้อน และมีค่าความสัมพัทธ์เป็นเชิงเส้นสูง ในงานวิจัยนี้เลือกใช้ Potentiometer Rotary ยี่ห้อ BUORNS ชนิด Wire wound ความต้านทาน 5 K $\Omega$  Resolution เท่ากับ 0.025% จำนวนการหมุนเท่ากับ 10 รอบ ทำการติดตั้งเข้ากับมอเตอร์ที่จุดศูนย์กลางแกนหมุน แสดง ในภาพประกอบที่ 3 – 8

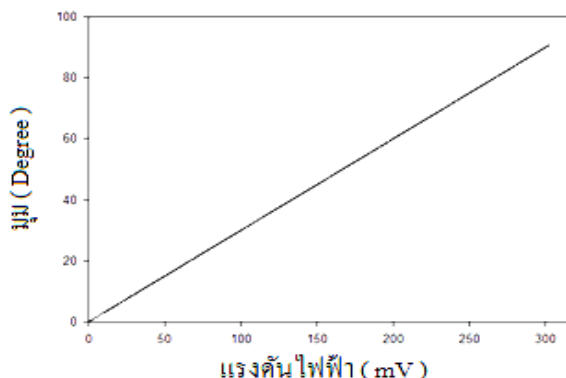


ภาพประกอบที่ 3 – 8 Potentiometer ใช้วัดมุมที่เปลี่ยนแปลงของข้อเข้า

ทำการทดลองต่อโพเทนชิโอมิเตอร์( $R_x$ ) เข้ากับแหล่งจ่ายไฟฟ้า + 5 V และใช้ค่าความต้านทาน ( $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$ ) เท่ากับ 3 K $\Omega$  ต่อเข้ากับวงจร Wheatstone bridge วัดค่าแรงดันไฟฟ้า  $V_G$  ที่จุด D และ B แสดงในภาพประกอบที่ 3 – 9 แล้วทำการทดลองวัดค่ามุม 0 - 90 องศา โดยจะได้ค่าแรงดันไฟฟ้า แสดงในภาพประกอบที่ 3 - 10



ภาพประกอบที่ 3 – 9 วงจร Wheatstone bridge [26]

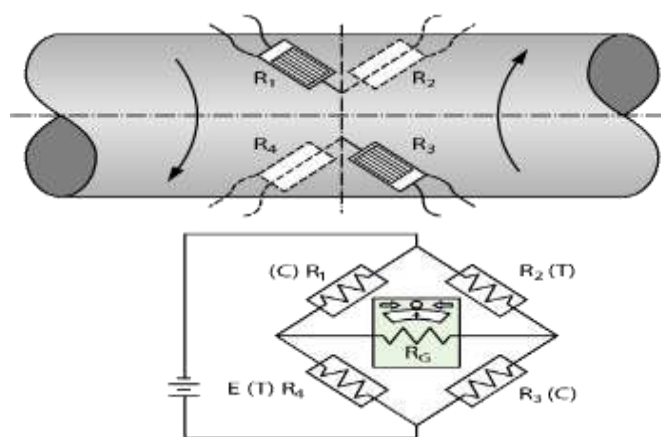


ภาพประกอบที่ 3 - 10 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันไฟฟ้ากับมุมของ Potentiometer

จากภาพประกอบที่ 3 - 10 สรุปได้ว่า ความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันกับมุมแต่ละองศา ของโพเทนชิโอมิเตอร์ (Potentiometer) มีความเป็นเชิงเส้นสูงที่มุม 0 – 90 จึงสามารถนำมาใช้เป็นตัววัดค่ามุมที่เปลี่ยนแปลงในเครื่องบริหารข้อเข้าได้

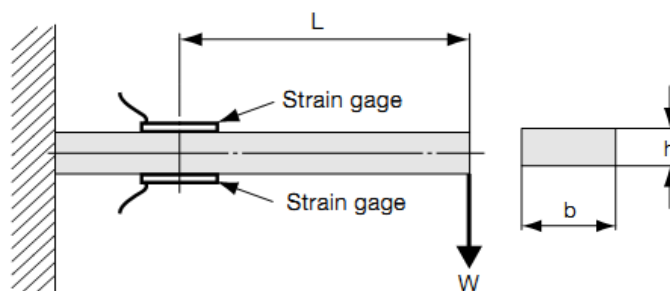
3.1.5 Strain Gage [27] เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจวัดแรงดึงเครียด (Strain) ของวัตถุแล้วจึงเปลี่ยนเป็นค่าความต้านทาน ใช้สำหรับการทดสอบคุณสมบัติของวัสดุ ส่วนใหญ่สเตรนเกจ จะทำจากเส้นลวดโลหะขนาดเล็กขดเป็นรูปร่างต่างๆ อยู่บนแผ่นฉนวน และยังมีสเตรนเกจที่ทำจากอุปกรณ์กึ่งตัวนำ ซึ่งมีความไวสูงกว่าและขนาดเล็กกว่าแบบลวดโลหะ แต่ก็มีราคาแพงกว่าเช่นกัน ซึ่งในงานวิจัยครั้งนี้จะใช้แบบอุปกรณ์กึ่งตัวนำ เพื่อความไวในการอ่านค่าจากแรงเตะของ

ผู้บริหารข้อเช่า โดยส่วนใหญ่แล้วเครื่องบริหารข้อเช่าแบบไอโซคิเนติกที่มีขายในท้องตลาดจะใช้วิธีการติดอุปกรณ์เสตรนเกจไว้ที่ตัวแกนเพลลาบับของมอเตอร์เพื่อวัดสัญญาณแรงที่เกิดขึ้น ซึ่งจะนำมาวัดค่าแรงการบิดตัว (Torsion) ที่เกิดขึ้นกับเพลลาของมอเตอร์ทั้งสองด้าน โดยหาค่าความเครียด (Strain) ที่อยู่ในรูปของแรงบิดแล้วนำมาแปลงกลับเป็นค่าทอร์ค หรือแปลงกลับเป็นค่าแรง ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 11 ซึ่งการติดตั้งเสตรนเกจบนตัวแกนเพลลาของมอเตอร์จะมีความยุ่งยากซับซ้อน มีรายละเอียดในการติดตั้งอยู่มากและมอเตอร์ควรมีคุณสมบัติทางวัสดุที่จะทำให้อ่านค่าความเค้นออกมาได้



ภาพประกอบที่ 3 – 11 การวัดค่าแรงด้วยอุปกรณ์เสตรนเกจแบบติดตั้งบนเพลลา [27]

การวัดค่าแรงจากการบริหารข้อเช่าในงานวิจัยครั้งนี้จะใช้วิธีการวัดแรงจากอุปกรณ์เสตรนเกจแบบ Bending Stress ซึ่งเป็นวิธีการวัดค่าความเค้น (Stress) ที่เกิดขึ้นในแผ่นเหล็กแล้วนำมาคำนวณหาความสัมพันธ์ให้เกิดเป็นค่าแรงที่กระทำบนแผ่นเหล็ก ซึ่งเปรียบได้กับแรงจากการบริหารข้อเช่า ข้อดีของวิธีการวัดค่าแรงแบบนี้คือ การติดตั้งเสตรนเกจทำได้ง่ายและมีวิธีการวัดที่ไม่ซับซ้อน สามารถแยกส่วนการทำงานออกจากกันจึงสามารถทำงานร่วมกับมอเตอร์ชนิดต่างๆ ได้โดยไม่ต้องแก้ไขกลไกเดิมของตัวเครื่อง วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ติดตั้งสามารถหาได้ง่ายตามท้องตลาด และมีค่าคุณสมบัติของวัสดุที่เป็นมาตรฐานในการคิดคำนวณทำให้ง่ายต่อการออกแบบให้ทำงานร่วมกับเครื่องบริหารแบบธรรมดา ซึ่งการวัดแรงจากผู้บริหารข้อเช่าแบบ Bending Stress สามารถอธิบายได้ในรูปแบบการโก่งตัวของคาน (Cantilever Beam Deflection) เปรียบได้กับการวัดค่าแรงจากการบริหารข้อเช่า ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 12



ภาพประกอบที่ 3 – 12 การวัดค่าความเค้นด้วยสเตรนเกจแบบ Bending stress [27]

เมื่อผู้บริหารข้อเข้าออกแรงกระทำต่อแผ่นเหล็กที่จุดปลาย แผ่นเหล็กจะเกิดการโค้งงอทำให้เกิดค่าความเค้นที่แผ่นเหล็ก (Stress) ตรงบริเวณที่ติดตั้งสเตรนเกจ ซึ่งหาค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนเหล็กแผ่นได้จากสมการที่ ( 1 )

$$\sigma = \frac{6WL}{bh^2} \quad (1)$$

โดยที่  $\sigma$  คือ ค่าความเค้น (Stress)

W คือ แรงที่กระทำ ณ จุดปลายของแผ่นเหล็ก (N)

L คือ ความยาวจุดปลายถึงจุดติดตั้งสเตรนเกจ (m)

b คือ ความกว้างของแผ่นเหล็ก (m)

h คือ ความสูงของแผ่นเหล็ก (m)

นำค่าความเค้นที่เกิดขึ้นกับแผ่นเหล็กตรงบริเวณที่ติดตั้งสเตรนเกจที่วัดได้หาค่าความเค้น (Strain) จากสมการที่ ( 2 )

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon_0} \quad (2)$$

โดยที่ E คือ ค่า Young's Modulus ของวัสดุ (200 x10<sup>9</sup> GPa )

$\sigma$  คือ ค่าความเค้น (Stress)

$\varepsilon_0$  คือ ค่าความเค้น (Strain)

ค่าแรงที่ผู้บริหารข้อเข้าออกกำลังจะวัดได้เป็นค่าความเครียด (Strain) โดยใช้ อุปกรณ์สเตรนเกจต่อเข้ากับวงจร Strain gage Bridge ซึ่งค่าความเครียดที่คำนวณได้แล้วจะนำไปหาค่าแรงในรูปของแรงดันไฟฟ้า โดยคำนวณจากวงจร Strain gage Bridge ในสมการที่ (3)

$$e = E_s \times K_s \times \varepsilon_0 \quad (3)$$

โดยที่  $e$  คือ ค่าสัญญาณของแรงที่วัดได้ (V)

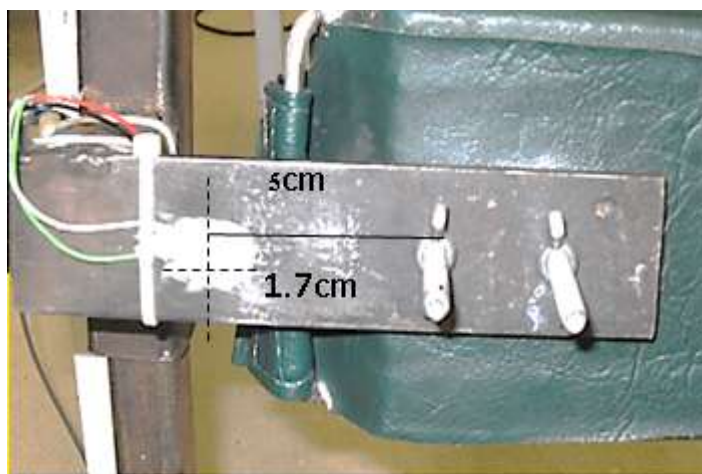
$E_s$  คือ แรงดันที่จ่ายให้วงจร Bridge Voltage (V)

$K_s$  คือ ค่า Gage Factor ของสเตรนเกจ

$\varepsilon_0$  คือ ค่าความเครียดของแผ่นเหล็ก (Strain)

ค่าแรงดันของแรงที่คำนวณได้จะนำไปเปรียบเทียบกับผลจากการทดลองวัดแรง โดยใช้ อุปกรณ์สเตรนเกจติดตั้งบนชุดทดลองโต๊ะบริหารข้อเข้าแบบ N-K Table เพื่อดูลักษณะการเปลี่ยนแปลงค่าที่ได้จากการวัดและความแม่นยำที่ถูกต้อง จึงทำการสร้างชุดทดลองวัดค่าแรงด้วย อุปกรณ์สเตรนเกจติดตั้งกับชุดโต๊ะบริหารข้อเข้าแบบ N-K Table โดยมีรายละเอียดดังนี้

ส่วนกลไกออกแรงเตะของโต๊ะบริหาร N-K Table จะประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก ส่วนแรกจะเป็นส่วนกลไกที่ทำให้เกิดค่า Bending stress เพื่อรับค่าแรงเตะจากผู้ออกกำลังแปลงให้อยู่ในค่าความเค้น (Stress) โดยกำหนดขนาดของแผ่นเหล็กที่นำมาติดตั้ง (18 x 3.8 x 0.4 cm) นำแผ่นเหล็กไปประกอบกับส่วนยึดขาออกแรงเตะของโต๊ะบริหาร N-K Table ส่วนที่สองจะเป็นการวัดค่าความเค้น (Stress) ที่เกิดจากแรงเตะของผู้ออกกำลัง โดยทำการติดตั้งอุปกรณ์สเตรนเกจยี่ห้อ Kyowa รุ่น KFG -5-120-C1- 23 ลงบนแผ่นเหล็ก จำนวน 2 ตัว (ด้านบนและด้านล่างของแผ่นเหล็ก) กำหนดตำแหน่งติดตั้งอุปกรณ์สเตรนเกจโดยวัดระยะห่างจากจุดที่จะติดตั้งสเตรนเกจ ถึงจุดที่ออกแรงโก่งสเตรนเกจมากที่สุด (จุดที่ขาของผู้บริหารออกแรงเตะผ่านแผ่นเหล็ก) ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 13 นำชุดทดลองวัดค่าแรงที่สร้างขึ้นไปประกอบกับชุดกลไกก้านเตะของโต๊ะบริหาร N-K Table ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 14 แล้วนำสเตรนเกจต่อเข้ากับวงจร Strain gage Bridge เพื่อวัดค่าแรงในการทดลอง

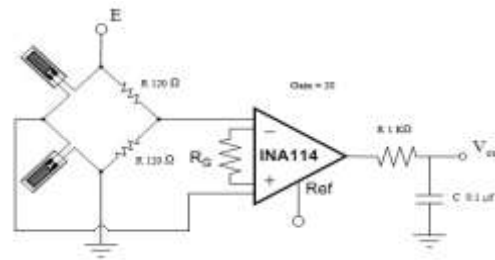


ภาพประกอบที่ 3 – 13 ตำแหน่งติดตั้งเซ็นตรนเกบนโต๊ะบริหารแบบ N-K Table



ภาพประกอบที่ 3 – 14 ชุดทดลองวัดแรงด้วยเซ็นตรนเกที่ประกอบด้วยกลไกออกแรงเตะ

นำค่าความต้านทานที่เซ็นตรนเกวัดได้ ผ่านเข้าวงจร Strain gage Bridge เพื่อหาค่าแรงดันที่ได้จากการวัด โดยป้อนแรงดันแหล่งจ่ายเซ็นตรนเกเท่ากับ 5 V จากนั้นใช้ตัวต้านทานค่าความต้านทาน 120  $\Omega$  ต่อเข้ากับวงจรบริดจ์นำแรงดันเอาต์พุตที่ได้มาขยายสัญญาณด้วยตัวขยายสัญญาณ Instrumentation Amplifier (Burr-Brown INA114) ใช้อัตราขยายสัญญาณเท่ากับ 20 เท่า แล้วกรองสัญญาณเอาต์พุตด้วยตัวต้านทานค่าความต้านทานเท่ากับ 10 K $\Omega$  และคาปาซิเตอร์ความจุเท่ากับ 0.1  $\mu\text{f}$  ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 15



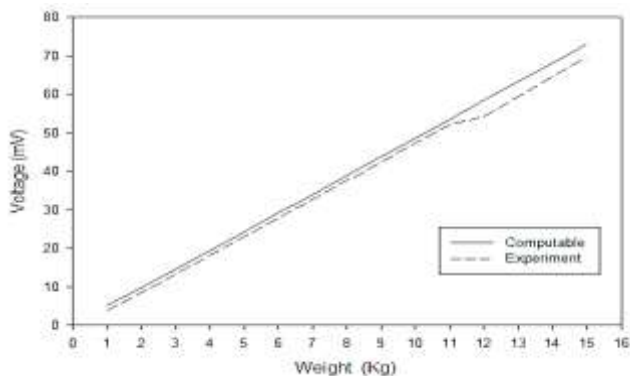
ภาพประกอบที่ 3 – 15 วงจร Strain gage Bridge และวงจร Instrumentation Amplifier ที่ใช้ในการทดสอบ

เก็บข้อมูลผลการทดลองของค่าแรง โดยจำลองแรงที่เกิดจากการบริหารข้อเท้า โดยการใส่ตุ้มถ่วงน้ำหนักครั้งละ 1 กิโลกรัมให้กับชุดทดลองวัดค่าแรง ยกชุดขาเตะท่ามุม 90 องศา แขนงตุ้มน้ำหนักที่กลไกชุดทดลองแล้ววัดค่าแรงที่อ่านได้จากตัวขยายสัญญาณด้วยโวลต์มิเตอร์ บันทึกผลการทดลองแต่ละครั้งทำการทดลองซ้ำจนถึงการทดลองน้ำหนักที่ 15 กิโลกรัม (น้ำหนักที่นิยมใช้ในการบริหารของโต๊ะบริหารข้อเท้าแบบ NK-Table) เก็บผลการทดลองจำนวน 10 ครั้งได้ ข้อมูลดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 16

น้ำหนัก (Kg)	ค่าแรงดันไฟฟ้าที่คำนวณ (mV)	ค่าแรงดันไฟฟ้าเฉลี่ยที่วัดได้ (mV)
1	5.131	3.83 ± 0.08
2	9.739	8.43 ± 0.14
3	14.594	13.29 ± 0.08
4	19.469	18.16 ± 0.08
5	24.323	23.02 ± 0.18
6	29.198	27.89 ± 0.17
7	34.053	32.75 ± 0.37
8	38.927	37.62 ± 0.52
9	43.782	42.48 ± 0.82
10	48.657	47.35 ± 0.78
11	53.511	52.11 ± 0.86
12	58.386	54.26 ± 0.76
13	63.241	59.37 ± 0.84
14	68.115	64.66 ± 0.84
15	72.970	69.77 ± 0.78

ภาพประกอบที่ 3 -16 ตารางเปรียบเทียบระหว่างค่าแรงดันไฟฟ้าที่คำนวณกับค่าแรงดันไฟฟ้าเฉลี่ยที่วัดได้

นำค่าแรงดันไฟฟ้าที่วัดได้จากผลการทดลองเทียบกับผลการคำนวณค่าแรงดันไฟฟ้าแล้วนำไปเขียนกราฟแสดงในภาพประกอบที่ 3 - 17 จะเห็นได้ถึงแนวโน้มถึงการเปลี่ยนแปลงที่ใกล้เคียงกัน



ภาพประกอบที่ 3 - 17 กราฟความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้าที่ทำการทดลองกับค่าแรงดันไฟฟ้าที่ได้จากการคำนวณ

จากภาพประกอบที่ 3 - 17 สรุปได้ว่า ความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันกับน้ำหนักของสเตรนเกจ(Strain Gage) มีความเป็นเชิงเส้นสูงที่น้ำหนัก 1 - 11 กิโลกรัมแล้วจึงเบี่ยงเบนในช่วง 12 - 15 กิโลกรัมซึ่งมีความเบี่ยงเบนเพียงเล็กน้อยแต่ยังคงมีความเป็นเชิงเส้นอยู่ จึงสามารถนำมาใช้เป็นตัววัดค่าแรงตะของผู้บริหารข้อเข้าได้

3.1.6 Board Drive Motor[28] เป็นอุปกรณ์ควบคุมการทำงานของมอเตอร์ มีชุดวงจรเป็นตัวควบคุมกระแสไฟฟ้าเพื่อขับเคลื่อนมอเตอร์ไปยังความเร็วที่ต้องการ โดยรับสัญญาณการทำงานหลายแบบ ตัวอย่างเช่น การป้อนสัญญาณแบบอนาล็อกโวลต์เฉจ การป้อนสัญญาณแบบดิจิทัลหรือการป้อนสัญญาณแบบ Pulse width Modulation เป็นต้น ในงานวิจัยครั้งนี้เลือกการควบคุมความเร็วของมอเตอร์ โดยใช้ บอร์ด Drive Motor Controller สำเร็จรูป ยี่ห้อ Pololu เป็นบอร์ดคอนโทรล Brushed DC Motor แสดงในภาพประกอบที่ 3 - 18 ซึ่งมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้



ภาพประกอบที่ 3 - 18 บอร์ด Drive Motor Controller ยี่ห้อ Pololu รุ่น 24v23A [28]



1) รับแรงดันไฟฟ้าได้ตั้ง 5.5 v – 30 v (ในการต่อลักษณะแบบ 18V7A, 18V15A, and 18V25A) และรับได้ 40 V (ในการต่อลักษณะแบบ 24V12A and 24V23A )

2) ทนกระแสไฟฟ้าต่อเนื่องสูงสุดตั้งแต่ 7 -25 A โดยไม่ต้องใช้ Heat Sink ในการระบายความร้อน

3) สามารถเชื่อมต่อ Connection Control ได้ 4 รูปแบบ คือ

- ผ่าน USB interface กับคอมพิวเตอร์โดยตรงโดยใช้สาย USB A to mini-B cable

- ผ่านทาง Logic-level (TTL) serial interface กับ Microcontroller หรือ Embedded Controllers อื่นๆ

- ผ่านทาง Hobby radio control (RC) pulse width สั่งการทำงานด้วยคลื่นวิทยุ หรือสั่ง RC Servo Motor

- ผ่านทางแรงดันไฟฟ้าระหว่าง 0 - 3.3 V analog voltage เข้าบอร์ดโดยผ่าน Potentiometers

4) สามารถปรับ Start Speed, Maximum Speed, Max Acceleration, Max Deceleration, Break duration สามารถสั่ง Inverted Direction ได้ในตัวโปรแกรมและสามารถสั่งความเร็วให้เป็นศูนย์ เสมือนการ Breaking Zero

5) สามารถปรับค่า PWM frequency ได้ตั้งแต่ 1 kHz to 22 kHz

#### 3.1.6.1 ลักษณะคำสั่งควบคุมการทำงานของมอเตอร์

- Max speed เป็นการปรับช่วงความเร็วสูงสุดของมอเตอร์

- Starting speed เป็นตัวปรับค่าเริ่มต้นของการหมุนให้ได้ตามความเร็วตามที่เซตไว้ในช่วงการ เริ่มต้นการหมุน

- Max. Acceleration เป็นตัวกำหนดความเร่งสูงสุดของการหมุนของมอเตอร์

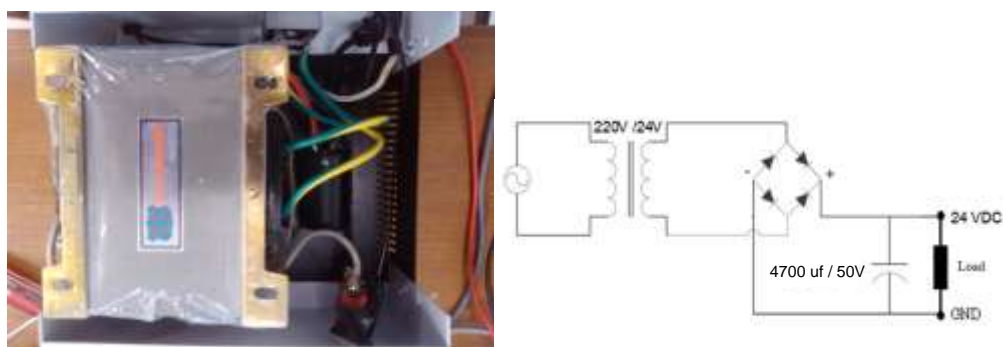
- Max. Deceleration เป็นตัวกำหนดอัตราหน่วงสูงสุดของการหมุนของมอเตอร์

- Brake duration เป็นตัวกำหนดเวลาในการหยุดการทำงานของมอเตอร์จากความเร็วที่กำหนดลงมาหยุดที่ความเร็วเป็นศูนย์

- Speed zero brake amount เป็นตัวกำหนดเวลาในการหยุดการทำงานของมอเตอร์เมื่อ จ่ายกระแสเป็น 0 คล้ายกับการ Short Circuit Breaking แต่จะเลือกกระดับการหยุดได้

ในงานวิจัยครั้งนี้จะใช้บอร์ด Drive Motor Controller เชื่อมต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์ โดยผ่านการเชื่อมต่อแบบ Serial port USB ผ่านการป้อนคำสั่งโค้ดจากระหัส ASCII (American Standard Code for Information Interchange) การควบคุมความเร็วมอเตอร์จะใช้การป้อนเป็นเปอร์เซ็นต์ความเร็วสูงสุด ตั้งแต่ 0 – 100% จากโค้ดการทำงาน 0 – 3200 ยกตัวอย่างการทำงานที่ความเร็ว 60 รอบต่อนาที ถ้ามอเตอร์มีความเร็วสูงสุด 120 รอบต่อนาที ดังนั้นโค้ดที่ส่งเข้าไปจะเท่ากับ 50% หรือ 1600

3.1.7 แหล่งจ่ายไฟฟ้า 24V (Power Supply) เป็นอุปกรณ์จ่ายกระแสไฟฟ้าให้กับมอเตอร์ เลือกใช้หม้อแปลงขนาด 220VAC/24VAC 20A ต่อผ่านอุปกรณ์เรกติไฟเออร์ (Rectifier) เบอร์ KBPC2510 แบบ Single Phase Full-Wave และผ่านตัวเก็บประจุขนาด  $4700\ \mu f / 50\ V$  ให้แรงดันไฟฟ้ามีความเรียบมากขึ้น ดังแสดงภาพประกอบที่ 3 – 19



ภาพประกอบที่ 3 – 19 แหล่งจ่ายไฟฟ้า ขนาด 24V 20A

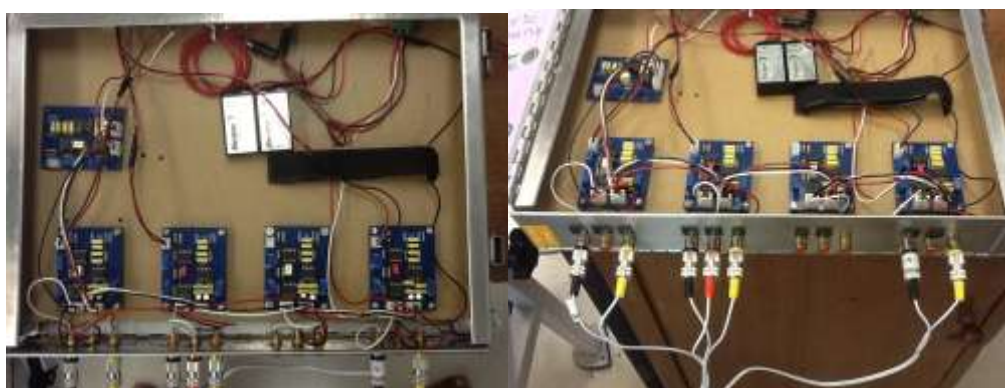
3.1.8 วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) เป็นอุปกรณ์ขยายสัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์ให้มีขนาดของสัญญาณที่ใหญ่ขึ้น ในวงจรจะประกอบด้วย 3 วงจรหลัก คือ 1) วงจรจ่ายแรงดันไฟฟ้า ทำหน้าที่จ่ายไฟเลี้ยงให้กับวงจร 2) วงจร Wheatstone Bridge ทำหน้าที่ปรับสัญญาณเริ่มต้นให้เท่ากับศูนย์ (อยู่ในสภาวะสมดุล) 3) วงจรขยายสัญญาณ ทำหน้าที่ขยายสัญญาณ ที่ได้จากอุปกรณ์สเตรนเกจ (Strain gage) และโพเทนชิโอมิเตอร์ (Potentiometer) ให้มีขนาดใหญ่ขึ้น โดยใช้อัตราขยายอยู่ที่ 20 เท่า จากนั้นติดตั้งใส่กล่องเพื่อง่ายต่อการเชื่อมต่อดังแสดงภาพประกอบที่ 3 – 20



ภาพประกอบที่ 3 – 20 วงจรขยายสัญญาณอุปกรณ์สเตรนเกจและโพเทนชิโอมิเตอร์

### 3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ทำการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG)

3.2.1 เครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (PSU\_Beatlab\_1) เครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจัดทำขึ้นโดยภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ลักษณะตัวเครื่องทำด้วยโลหะสแตนเลส (Stainless Steel) เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนจากภายนอก มีช่องสัญญาณ 5 ช่อง แต่ละช่องมีอัตราขยายสัญญาณที่สามารถปรับค่าได้จากตัวต้านทานปรับค่า โดยค่าที่ใช้ในงานวิจัยอยู่ที่ 1000 เท่า ใช้แรงดันไฟฟ้า  $\pm 9V$  เป็นไฟฟ้าเลี้ยงวงจร โดยบนบอร์ดจะมีการกรองสัญญาณรบกวนที่มีความถี่ 50 Hz มี frequency response อยู่ในช่วง 20 ถึง 200 Hz และเลือกการเก็บข้อมูล sampling frequency เท่ากับ 1000 Hz ซึ่งเครื่องขยายสัญญาณเครื่องนี้ได้ทำการคาลิเบรตสัญญาณ (Calibrate) เพื่อความถูกต้องไว้แล้ว ตัวอย่างของบอร์ดขยายสัญญาณจริงดังแสดงภาพประกอบที่ 3 - 21



ภาพประกอบที่ 3 – 21 เครื่องขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (PSU\_Beatlab\_1)

3.2.2 อิเล็กโทรด[24] (Electrode) เป็นอุปกรณ์ที่แปลงความเข้มข้นของไอออน เปลี่ยนแปลงอิเล็กตรอนหรือศักย์ไฟฟ้า สำหรับอิเล็กโทรดที่ใช้ในงานวิจัยนี้จะเป็นอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว แบบเปียก (Wet type surface electrode) ซึ่งอิเล็กโทรดชนิดนี้จำเป็นต้องใช้ Electrolyte gel เป็นเส้นทางการนำไอออน จากเนื้อเยื่อของผู้ทดลองมาสู่ตัวโลหะเงิน ที่อยู่ตรงแกนกลางของอิเล็กโทรด ก่อนใช้อิเล็กโทรดชนิดนี้ จำเป็นต้องทำความสะอาดผิวหนังด้วยน้ำสบู่หรือแอลกอฮอล์ เพื่อลดความต้านทานที่ผิวหนัง อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิวทำจากซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ (Ag/AgCl) มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 24 มิลลิเมตร รูปร่างเป็นแผ่นกลม ของบริษัท TYCO HEALTHCARE รุ่น Kendall / Tyco ARBO ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 22



ภาพประกอบที่ 3 – 22 อิเล็กโทรดยี่ห้อ TYCO HEALTHCARE รุ่น Kendall /Tyco ARBO [29]

### 3.3 การออกแบบควบคุมการทำงาน

3.3.1 โปรแกรม Labview[30] เป็นโปรแกรมที่ใช้พัฒนา Application มีหลักการทำงานคล้ายกับ Visual Basic ต่างกันเพียงด้านที่เขียนโปรแกรม จะใช้การเขียนโปรแกรมโดย Graphic ฟังก์ชันที่ใช้งานมีลักษณะเป็นโมดูล ความสัมพันธ์ระหว่างกันใช้การไวร์ริง(Wiring) สายต่อกันเหมือนเป็นการต่อวงจรไฟฟ้าซึ่งทำให้การเขียนโปรแกรมได้อย่างรวดเร็ว โปรแกรม Labview มีความสามารถในการติดต่อ Hardware ได้หลายชนิด ยกตัวอย่างเช่น DAQ (Data acquisition card) , PLC ยี่ห้อต่างๆ , เครื่องมือวัดทางฟิสิกส์และเคมี , เครื่องมือวัดในอุตสาหกรรมต่างๆ รวมไปถึงเครื่องมืออื่นๆที่มี Port ที่ติดต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์อีกมากมาย ในงานวิจัยนี้เลือกใช้โปรแกรม Labview มาใช้เป็นโปรแกรมควบคุมระบบการทำงานของเครื่องและการอ่านวิเคราะห์ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เนื่องจากต้องการรวมระบบควบคุมและฟังก์ชันต่างๆเข้าไว้ด้วยกัน ซึ่งจะทำให้สะดวกต่อการใช้งาน สามารถอ่านค่าและบันทึกค่าสัญญาณในระหว่างการบริหารได้ นอกจากนี้ยังแสดงผลการวิเคราะห์ค่า MAV และ RMS ของสัญญาณได้หลังจากจบการ

บริหารข้อเข้า อีกประเด็นในความสะดวกต่อการใช้งานคือ โปรแกรมสามารถแสดงหน้าต่างที่ง่ายต่อการใช้งาน ผู้ที่ไม่มีพื้นฐานความรู้ในเรื่องของการเขียนโปรแกรมสามารถใช้งานได้ การเขียนโปรแกรมสามารถทำได้หลากหลายและง่ายต่อการออกแบบ รวมไปถึงการทำงานร่วมกับโปรแกรม MS-OFFICE อีกด้วย

การสื่อสารระหว่าง Hardware และ Software ในงานวิจัยนี้ จะใช้ DAQ (Data acquisition card) รุ่น 6009 ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 23 เป็นตัวแปลงสัญญาณจากอนาล็อก (Analog) เป็นดิจิทัล (Digital) ซึ่งมีคุณสมบัติเบื้องต้นดังนี้

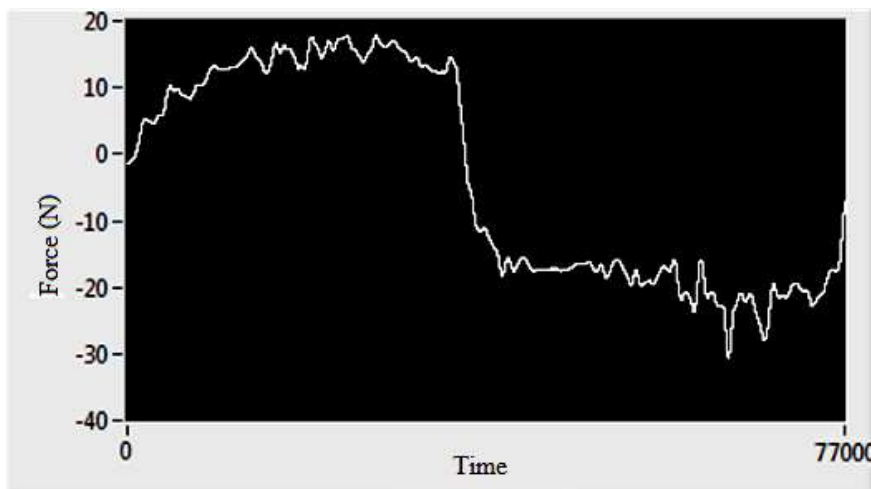
- 1) 8 analog inputs (14-bit, 48 kS/s)
- 2) 2 analog outputs 0 - 5V (12-bit, 150 S/s)
- 3) 12 digital I/O: 32-bit counter



ภาพประกอบที่ 3 – 23 DAQ (Data acquisition card) รุ่น 6009 [30]

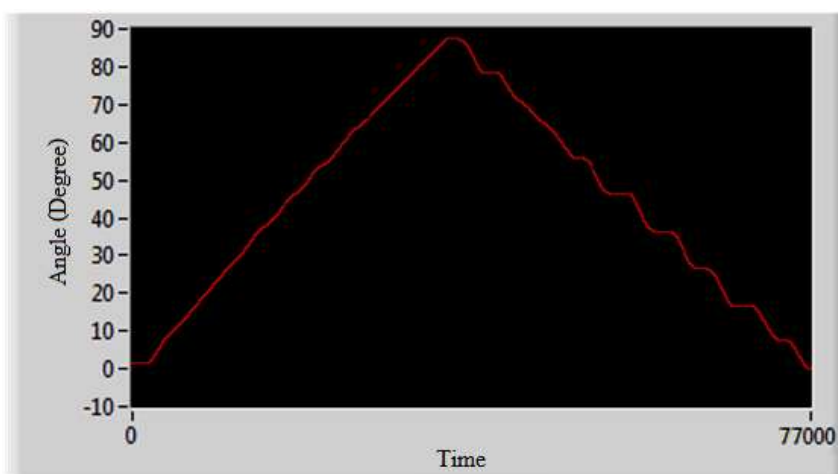
### 3.3.2 สัญญาณที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของเครื่อง

- สัญญาณแรง (Force) เป็นการวัดค่าแรงที่เกิดขึ้นขณะที่ผู้บริหารข้อเข้าออกแรงเตะ เพื่อให้ง่ายต่อการใช้งานจึงต้องแปลงสัญญาณไฟฟ้าให้อยู่ในรูปหน่วยวัดเชิงกลของแรง (N) สัญญาณที่ได้จะนำไปเปรียบเทียบกับค่าน้ำหนักที่กำหนดไว้ หากผู้บริหารข้อเข้าออกแรงมากกว่าค่าที่กำหนด ก็จะสั่งให้มอเตอร์หมุนเพื่อเคลื่อนที่เปลี่ยนตำแหน่งการบริหาร แต่หากเมื่อไหร่เปรียบเทียบกับได้ว่าค่าสัญญาณแรงมีค่าน้อยกว่าค่าที่กำหนด ก็จะสั่งให้มอเตอร์หยุดหมุนค้างไว้ที่ตำแหน่งสุดท้ายที่ทำการบริหาร ดังแสดงตัวอย่างสัญญาณแรงขณะทำการบริหารในภาพประกอบที่



ภาพประกอบที่ 3 – 24 ตัวอย่างสัญญาณแรงขณะทำการบริหาร

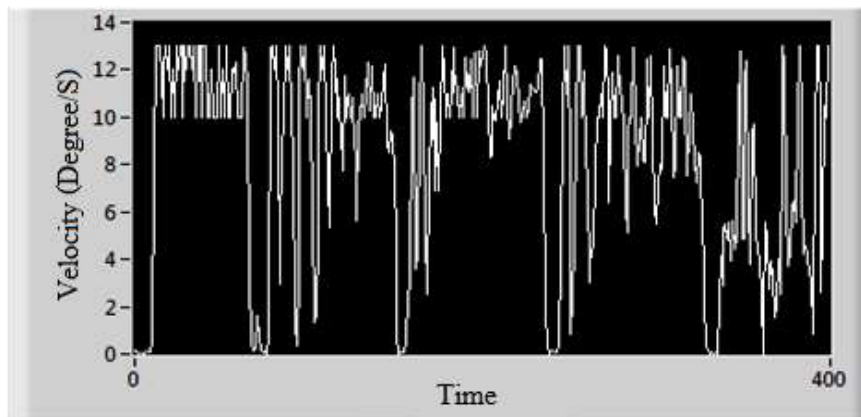
- สัญญาณมุมในการเปลี่ยนแปลง (Angle) เป็นตัววัดค่ามุมที่มีการเปลี่ยนแปลงในขณะที่มีการบริหารข้อเท้า เพื่อให้ง่ายต่อการใช้งานจึงต้องแปลงสัญญาณไฟฟ้าให้อยู่ในรูปหน่วยวัดของมุม ( $\theta$ ) สัญญาณที่ได้จะนำไปแสดงให้ผู้บริหารข้อเท้าทราบถึงตำแหน่งที่กำลังทำการเคลื่อนที่ และยังใช้เป็นตัวเปรียบเทียบในการสังเกตการทำงานของมอเตอร์ให้ทราบถึงจุดต่ำสุดหรือสูงสุด แสดงตัวอย่างสัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงขณะทำการบริหารในภาพประกอบที่ 3 – 25



ภาพประกอบที่ 3 – 25 ตัวอย่างสัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงขณะทำการบริหาร

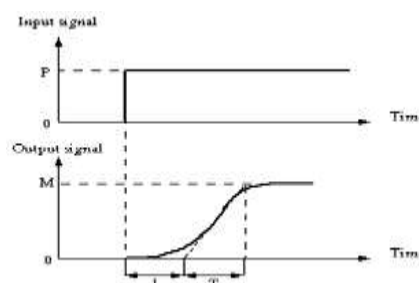
- สัญญาณความเร็ว (Velocity) เป็นตัววัดค่าความเร็วในการเคลื่อนที่ขณะที่มีการบริหารข้อเท้า โดยจะนำค่าสัญญาณของมุมการเปลี่ยนแปลงมาหาค่าอนุพันธ์ (Derivative) เทียบกับเวลา เพื่อให้ได้ความเร็วในการเคลื่อนที่ ซึ่งมีหน่วยเป็นองศาต่อวินาที สัญญาณที่ได้จะนำไปแสดง

ให้ผู้บริหารข้อเข่าทราบถึงความเร็วในการบริหารและยังนำสัญญาณไปควบคุมมอเตอร์ให้มีความเร็วคงที่ตลอดช่วงการบริหาร แสดงตัวอย่างความเร็วในการบริหารในภาพประกอบที่ 3 – 26



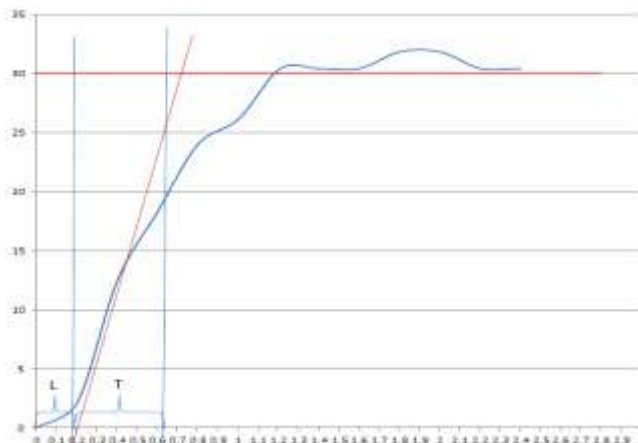
ภาพประกอบที่ 3 – 26 ตัวอย่างสัญญาณความเร็วขณะทำการบริหาร

ในการควบคุมความเร็วมอเตอร์ให้ได้ความเร็วที่ต้องการ จะต้องใช้ระบบควบคุมเข้ามาช่วย ในงานวิจัยนี้เลือกใช้ระบบควบคุมแบบ PID Controller มาเป็นระบบควบคุม เนื่องจากมีการใช้กันอย่างแพร่หลายและง่ายต่อการควบคุม ค่าเกณฑ์ของตัวควบคุมที่ใช้ในการควบคุมจะมีอยู่ด้วยกัน 3 ตัวคือ  $K_p$ ,  $K_i$  และ  $K_d$  ซึ่งมีวิธีการหาอยู่หลายแบบ แต่เนื่องจากมอเตอร์ที่นำมาใช้งานวิจัยเป็นมอเตอร์มีสอง จึงไม่ทราบถึงค่าตัวแปรเชิงกลของมอเตอร์ ดังนั้นจึงเลือกการหาค่าเกณฑ์ของตัวควบคุมด้วยวิธีของซีเกลอร์-นิโคลส์ (Ziegler-Nichols) [31] โดยเลือกวิธีการหาปฏิกิริยาของกระบวนการ (Process reaction method) หลักการคือจะใช้ระบบเปิด (Open-loop System) โดยเริ่มจากป้อนอินพุตเป็นฟังก์ชันขั้นขึ้นไปยังกระบวนการ เพื่อให้ระบบตอบสนอง ดังแสดงตัวอย่างในภาพประกอบที่ 3 – 27 ซึ่งจะได้ตัวแปรเพื่อไปคำนวณหาค่าเกณฑ์ของตัวควบคุมด้วยสมการที่ปรากฏในภาพประกอบที่ 3 - 29



ภาพประกอบที่ 3 – 27 ตัวแปรต่าง ๆ ที่ใช้ในการคำนวณหาค่าเกณฑ์ของตัวควบคุมด้วยวิธีการปฏิกิริยาของกระบวนการ [31]

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดลองหาค่าเกณฑ์ของตัวควบคุมของระบบ โดยเลือกความเร็วที่ 30 องศาต่อวินาที ซึ่งเป็นความเร็วในช่วงกลางในการบริหาร มาใช้เป็นค่ากำหนด (Set Point) ของระบบ ได้ผลการตอบสนองของระบบเปิดดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 28



ภาพประกอบที่ 3 – 28 ผลการทดลองระบบที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที

จากผลการทดลองจะได้ค่าตัวแปร 3 ตัว คือ 1) ค่าที่กำหนดไว้ของระบบ (Set point) ซึ่งมีค่าเท่ากับ  $30 \theta/s$  2) ช่วงเวลาที่ระบบมีการเปลี่ยนแปลงเข้าสู่เป้าหมาย (L) ซึ่งมีค่าเท่ากับ  $0.18 s$  3) ค่าความชันของกราฟสูงสุด (R) ซึ่งมีค่าเท่ากับ  $51.97 \theta/s^2$  จากนั้นนำค่าตัวแปรที่ได้ไปทำการหาค่าเกณฑ์ตัวควบคุมโดยใช้วิธีการปฏิกิริยาของกระบวนการ (Process reaction method) ตามภาพประกอบที่ 3 – 29

หลักเกณฑ์ควบคุม	$K_p$	$1/T$	$T_d$
P	$P/RL$	-	-
PI	$0.9P/RL$	$1/3.33L$	-
PID	$1.2P/RL$	$1/2L$	$0.5L$

ภาพประกอบที่ 3 – 29 ค่าเกณฑ์ตัวควบคุมโดยใช้วิธีการปฏิกิริยาของกระบวนการ (Process reaction method) [31]

เมื่อทำการคำนวณตามวิธีการปฏิกิริยาของกระบวนการ (Process reaction method) จะได้ค่า  $K_p = 3.02$ ,  $K_i = 2.77$  และ  $K_d = 0.09$



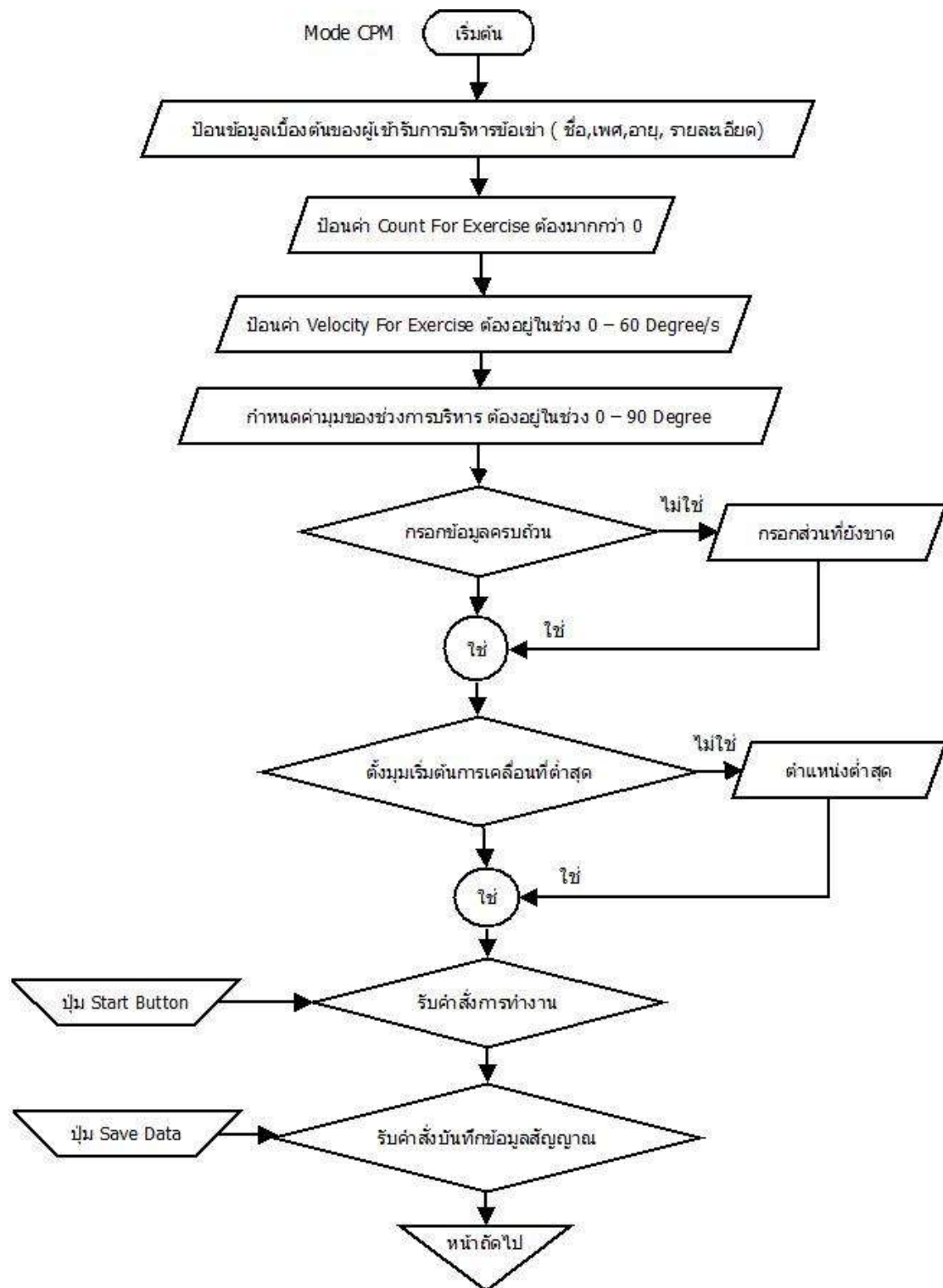
### 3.3.3 ขั้นตอนการทำงานของระบบ

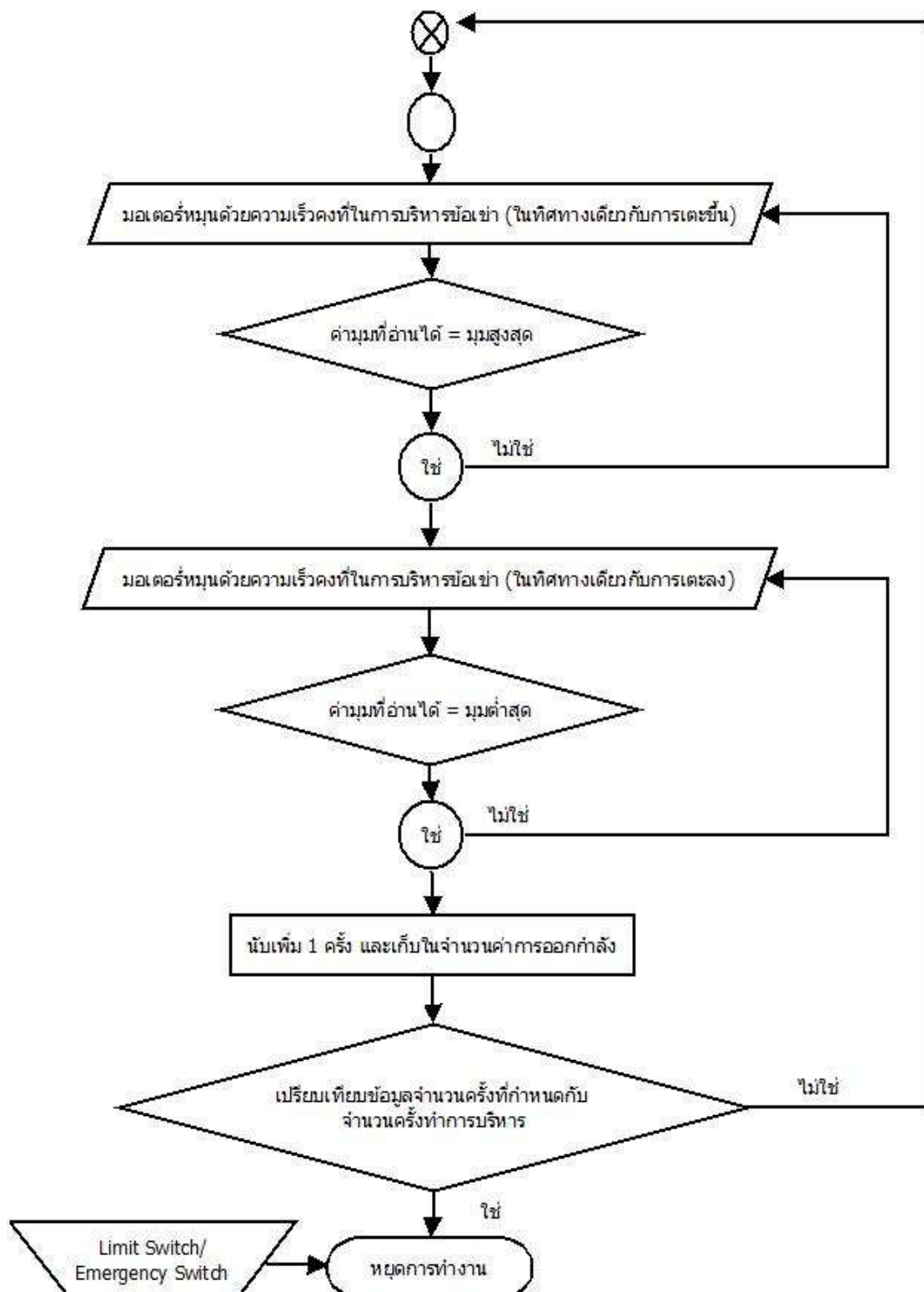
ในการออกแบบระบบควบคุม ต้องอาศัยสัญญาณต่างๆมาใช้เป็นเงื่อนไขในการทำงานตามหลักการบริหารข้อเข้าแบบโอโซคิเนติก โดยจะใช้สัญญาณแรงมาเปรียบเทียบกับค่าน้ำหนักที่กำหนดในการสั่งการทำงานของมอเตอร์ ใช้สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงมากำหนดช่วงการหมุนโดยเปรียบเทียบกับค่ามุมสูงสุดต่ำสุดที่กำหนดไว้ และใช้สัญญาณความเร็วของการบริหารที่คำนวณค่าเอาต์พุตจาก PID Controller มาเป็นตัวควบคุมความเร็วในการบริหารให้คงที่ จากเงื่อนไขของการทำงานแต่ละส่วน จะถูกนำมารวมกันเพื่อควบคุมระบบการทำงานทั้งหมดอีกครั้ง โดยแบ่งการทำงานออกเป็นสองโหมดการทำงานคือ โหมด CPM และโหมด Isokinetic Classic ซึ่งสามารถอธิบายระบบการทำงานดังนี้

#### โหมด CPM

- 1) ป้อนข้อมูลของผู้เข้ารับการบริหาร (ชื่อ, อายุ, เพศ, รายละเอียด) ให้ครบถ้วน
- 2) ป้อนค่าเริ่มต้นในการบริหาร
  - Count For Exercise ต้องมากกว่า 0
  - Velocity For Exercise ต้องอยู่ในช่วง 0 – 60 Degree/s
- 3) กำหนดค่ามุมของช่วงการบริหาร ต้องอยู่ในช่วง 0 – 90 Degree
- 4) ระบบเช็คค่าเริ่มต้นว่าก้านตะอยู่ตำแหน่งเริ่มต้นหรือไม่ ถ้าไม่จะสั่งให้มอเตอร์หมุนก้านตะให้อยู่ที่จุดเริ่มต้น
- 5) เมื่อตรวจเช็คข้อมูลทั้งหมดแล้ว (Ready) ให้สั่งเริ่มต้นการทำงาน (Start Button)
- 6) สั่งเริ่มต้นการบันทึกค่าสัญญาณ (Save Data)
- 7) ระบบสั่งมอเตอร์หมุนด้วยความเร็วคงที่ที่กำหนดไว้
- 8) ระบบเช็คตำแหน่งก้านตะอยู่ที่จุดสูงสุดที่กำหนดไว้หรือไม่ ถ้าอยู่ที่จุดสูงสุดจะสั่งมอเตอร์ให้หมุนกลับทิศทาง ถ้ายังไม่ถึงจุดสูงสุดจะสั่งมอเตอร์ให้หมุนในทิศทางเดิม
- 9) ระบบสั่งมอเตอร์หมุนด้วยความเร็วคงที่ที่กำหนดไว้
- 10) ระบบเช็คตำแหน่งก้านตะอยู่ที่จุดต่ำสุดที่กำหนดไว้หรือไม่ ถ้าอยู่ที่จุดต่ำสุดจะสั่งมอเตอร์ให้หมุนกลับทิศทาง ถ้ายังไม่ถึงจุดต่ำสุดจะสั่งมอเตอร์ให้หมุนในทิศทางเดิม
- 11) นับรอบการทำงานเป็น 1 รอบการทำงาน
- 12) ระบบเช็ครอบการทำงานกับจำนวนรอบการทำงานที่กำหนดไว้ว่าเท่ากันหรือไม่ ถ้าน้อยกว่าให้ทำซ้ำตั้งแต่ข้อ 7 – 11 แต่ถ้าเท่ากันสั่งให้หยุดการทำงานแล้วแจ้งเตือน สิ้นสุดการทำงาน (Finish)
- 13) สั่งหยุดการบันทึกค่าสัญญาณ (Save Data)

ขั้นตอนการทำงานในโหมด CPM สามารถอธิบายได้จาก Flow Chart ของโปรแกรมดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 30



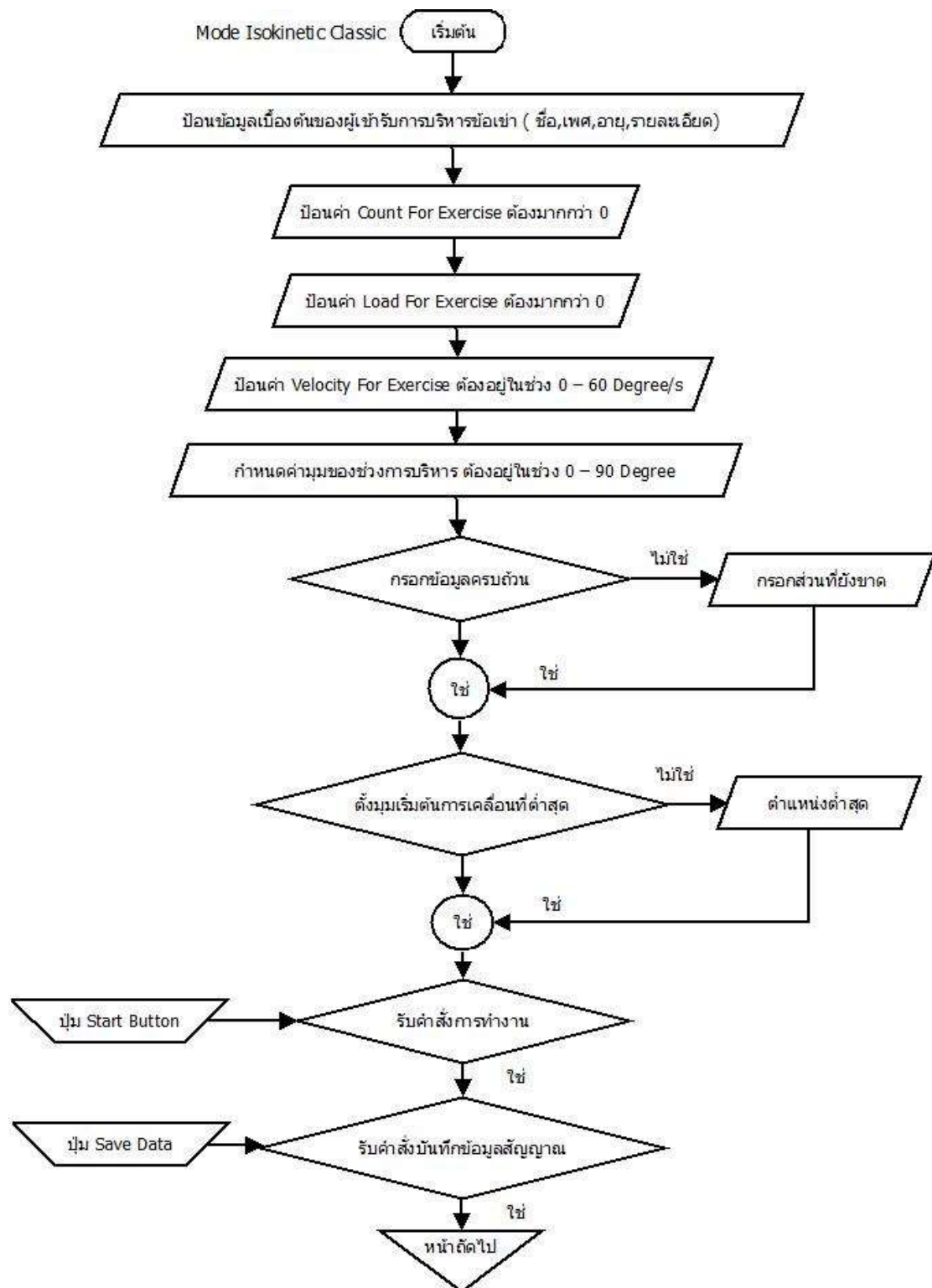


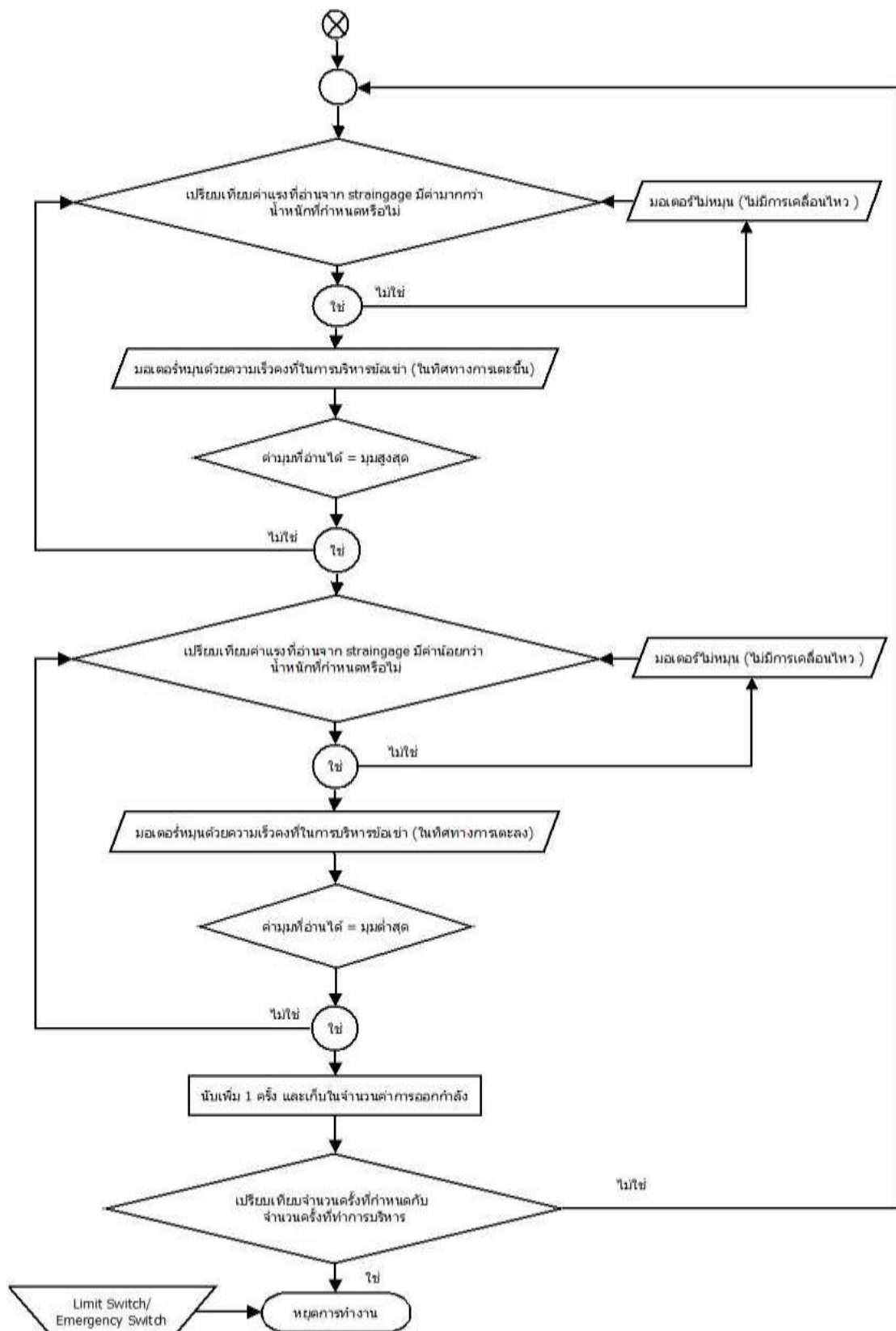
ภาพประกอบที่ 3 – 30 Flow Chart การทำงานในโหมด CPM

### โหมด Isokinetic

- 1) ป้อนข้อมูลของผู้เข้ารับการบริหาร (ชื่อ, อายุ, เพศ, รายละเอียด) ให้ครบถ้วน
- 2) ป้อนค่าเริ่มต้นในการบริหาร
  - Count For Exercise ต้องมากกว่า 0
  - Load For Exercise ต้องอยู่ในช่วง 0 – 30 Kg
  - Velocity For Exercise ต้องอยู่ในช่วง 0 – 60 Degree/s
- 3) กำหนดค่ามุมของช่วงการบริหาร ต้องอยู่ในช่วง 0 – 90 Degree
- 4) ระบบเช็คค่าเริ่มต้นว่าก้านตะเอยู่ตำแหน่งเริ่มต้นหรือไม่ ถ้าไม่จะสั่งให้มอเตอร์หมุนก้านตะเอยู่ที่จุดเริ่มต้น
- 5) เมื่อตรวจเช็คข้อมูลทั้งหมดแล้ว (Ready) ให้สั่งเริ่มต้นการทำงาน (Start Button)
- 6) สั่งเริ่มต้นการบันทึกค่าสัญญาณ (Save Data)
- 7) ระบบเช็คค่า Force ว่าเกินค่าน้ำหนักหรือไม่ ถ้าเกินจะสั่งมอเตอร์ให้หมุนด้วยความเร็วคงที่ ถ้าน้ำหนักไม่เกินค่าที่กำหนดจะสั่งมอเตอร์ให้หยุดหมุน
- 8) ระบบเช็คตำแหน่งก้านตะเอยู่ที่จุดสูงสุดที่กำหนดไว้หรือไม่ ถ้าอยู่ที่จุดสูงสุดจะสั่งมอเตอร์ให้หมุนกลับทิศทาง ถ้ายังไม่ถึงจุดสูงสุดจะสั่งมอเตอร์ให้หมุนในทิศทางเดิม
- 9) ระบบเช็คค่า Force ว่าเกินค่าน้ำหนักหรือไม่ ถ้าเกินจะสั่งมอเตอร์ให้หมุนด้วยความเร็วคงที่ ถ้าน้ำหนักไม่เกินค่าที่กำหนดจะสั่งมอเตอร์ให้หยุดหมุน
- 10) ระบบเช็คตำแหน่งก้านตะเอยู่ที่จุดต่ำสุดที่กำหนดไว้หรือไม่ ถ้าอยู่ที่จุดต่ำสุดจะสั่งมอเตอร์ให้หมุนกลับทิศทาง ถ้ายังไม่ถึงจุดต่ำสุดจะสั่งมอเตอร์ให้หมุนในทิศทางเดิม
- 11) นับรอบการทำงานเป็น 1 รอบการทำงาน
- 12) ระบบเช็ครอบการทำงานกับจำนวนรอบการทำงานที่กำหนดไว้ว่าเท่ากันหรือไม่ ถ้าน้อยกว่าให้ทำซ้ำตั้งแต่ข้อ 7 – 11 แต่ถ้าเท่ากันสั่งให้หยุดการทำงานแล้วแจ้งเตือน สิ้นสุดการทำงาน (Finish)
- 13) สั่งหยุดการบันทึกค่าสัญญาณ (Save Data)

ขั้นตอนการทำงานในโหมด Isokinetic สามารถอธิบายได้จาก Flow Chart ของโปรแกรมดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 – 31

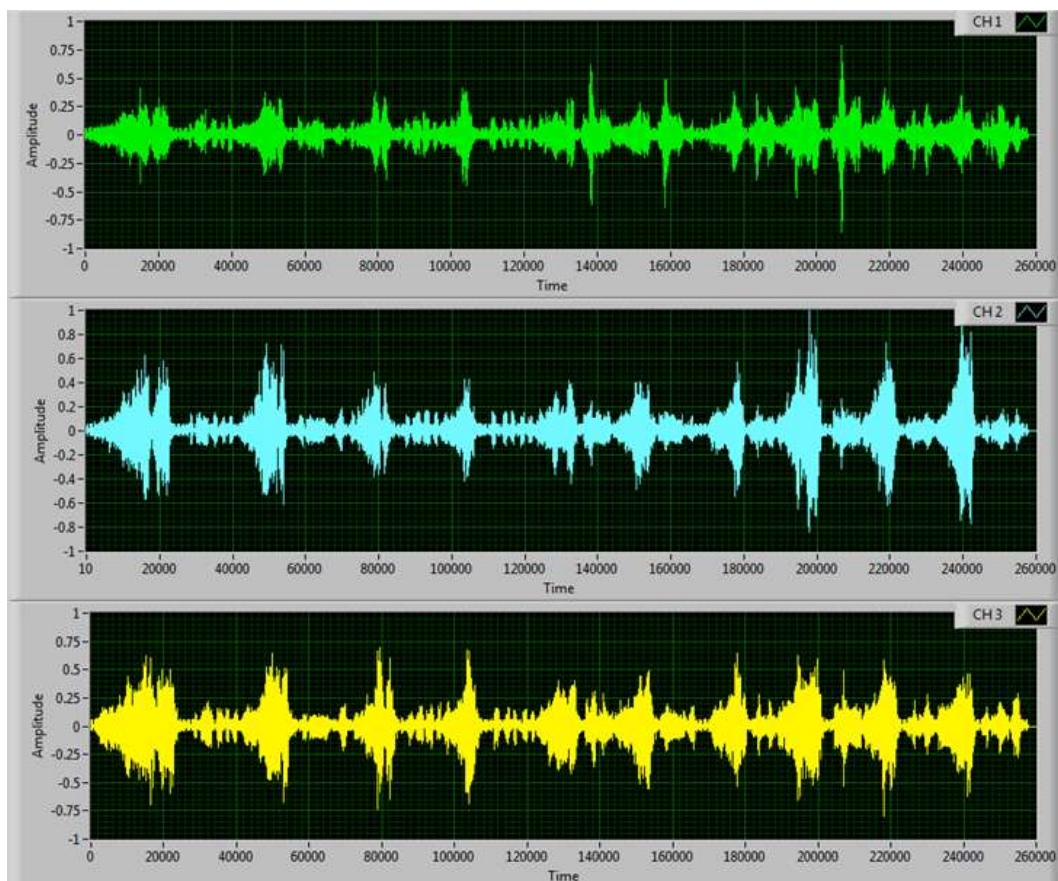




ภาพประกอบที่ 3 – 31 Flow Chart การทำงานในโหมด Isokinetic Classic

### 3.3.4 การอ่านและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

การอ่านสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในงานวิจัยนี้ จะเลือกเก็บสัญญาณ (Sampling Rate) ที่ 1 kHz ในการบันทึกค่าสัญญาณ และสุ่มเก็บสัญญาณ (Sample to Read) ที่ 400 samples จากนั้นจะใช้โมดูลกรองความถี่สูง (High Pass Filter) ใน โปรแกรม Labview กรองความถี่ที่ 35 Hz ทำการบันทึกผลขณะที่ทำการบริหารข้อเข่าเป็นไฟล์นามสกุล .Lvm เมื่อทำการบริหารข้อเข่าครบกำหนด โปรแกรมจะทำการอ่านค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อออกมาบนหน้าต่างอ่านค่า(Read Data) แสดงภาพประกอบที่ 3 – 32 จากนั้นนำไฟล์ที่บันทึกค่าสัญญาณดังกล่าว เปิดด้วยโปรแกรม Labview ที่ชื่อว่า MAV\_RMS.vi เพื่อทำการวิเคราะห์หาค่า MAV และ ค่า RMS โดยจะใช้วิธีการหาแบบดึงข้อมูลทุก 400 จุด มาหาค่าเฉลี่ยโดยกำหนดระยะเวลาการนำซ้ำของข้อมูล (Over Lab) ทุกทุก 100 จุด และทำการสร้างกราฟค่าเฉลี่ย MAV ใหม่ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 - 33 และทำการสร้างกราฟค่าเฉลี่ย RMS ใหม่ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3 - 34



ภาพประกอบที่ 3 – 32 ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่แสดงในโปรแกรม



ภาพประกอบที่ 3 - 33 ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการวิเคราะห์ค่า MAV



ภาพประกอบที่ 3 - 34 ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากการวิเคราะห์ค่า RMS



## บทที่ 4

### วิธีการทดลอง

ในบทนี้จะอธิบายถึงการทดสอบการทำงานร่วมกันระหว่างเครื่องบริหารข้อเข่ากับเครื่องจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) โดยจะแบ่งการทดลองออกเป็นสองโหมดการทำงานคือ โหมดการทำงานแบบ CPM และโหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic โดยจะเก็บผลการทดลองจากอาสาสมัครเพศชาย (มีสุขภาพปกติ) อายุ 27 ปี จำนวน 1 คน ซึ่งสามารถอธิบายถึงขั้นตอนการทดลองได้ดังต่อไปนี้

#### 4.1 การทดลองในโหมด CPM

##### ขั้นตอนการทดลอง

1) ทำความสะอาดผิวหนังบริเวณที่จะทำการติดแผ่นอิเล็กโทรดของอาสาสมัครด้วยสำลีชุบแอลกอฮอล์ เพื่อลดค่าความต้านทานของผิวหนังเนื่องจากจะส่งผลกระทบต่อการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

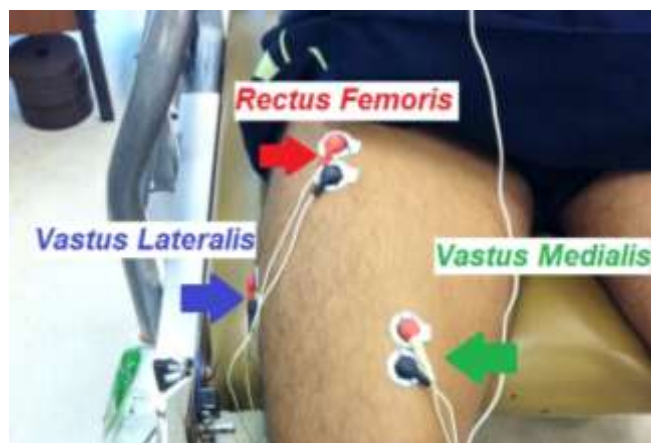
2) ติดแผ่นอิเล็กโทรด ช่องสัญญาณละ 2 แผ่น บริเวณ 3 มัดกล้ามเนื้อดังแสดงในภาพประกอบที่ 4 - 1 คือ

ช่องสัญญาณที่ 1 ทำการติดอิเล็กโทรดที่กล้ามเนื้อ Vastus Medialis

ช่องสัญญาณที่ 2 ทำการติดอิเล็กโทรดที่กล้ามเนื้อ Rectus Femoris

ช่องสัญญาณที่ 3 ทำการติดอิเล็กโทรดที่กล้ามเนื้อ Vastus Lateralis

และบริเวณข้อมือซ้ายเพื่อเป็นจุดกราวด์ 1 แผ่น



ภาพประกอบที่ 4 - 1 ตำแหน่งติดตั้งอิเล็กโทรดบริเวณ 3 มัดกล้ามเนื้อ

3) เมื่อติดตั้งอุปกรณ์ครบแล้วให้อาสาสมัครนั่งบนเครื่องออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติก โดยสอดขาของอาสาสมัครเข้ากับที่รัดขาของเครื่องออกกำลังกายแบบไอโซคิเนติก โดยให้ที่รัดขาอยู่เหนือตาตุ่มขึ้นมา ประมาณ 3 นิ้ว และให้อาสาสมัครนั่งในท่าห้อยขา และทำการปรับน้ำหนักเบาะ เพื่อให้อาสาสมัครนั่งอยู่ในท่าสบาย ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4 – 2



ภาพประกอบที่ 4 – 2 ทำนั่งในการบริหารข้อเข่า

4) กำหนดจุดเคลื่อนที่ในการบริหารข้อเข่าเพื่อป้องกันไม่ให้เกิดอันตราย โดยปรับเลื่อนตำแหน่งเหล็กกันพร้อมลิมิตสวิทช์ไปที่ตำแหน่งต่ำสุดและสูงสุดที่ผู้บริหารข้อเข่าทำได้ จากนั้นให้ปรับตั้งค่าในโปรแกรมเป็นมุมมองแสดงในภาพประกอบที่ 4 - 3



ภาพประกอบที่ 4 – 3 การกำหนดจุดเคลื่อนที่ในการบริหารข้อเข่า

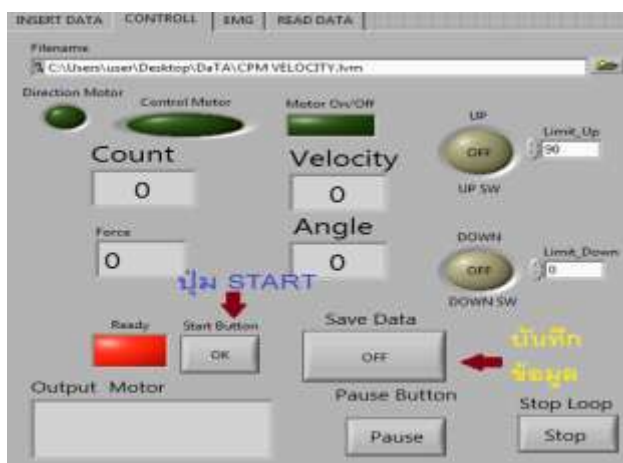
5) กำหนดค่าเริ่มต้นของโปรแกรมการบริหารกล้ามเนื้อเนื้อหาแบบ CPM ชั้นแรกให้ทำการป้อนประวัติและข้อมูลพื้นฐานของผู้เข้ารับการบริหาร จากนั้นใส่ค่าความเร็วในการบริหาร ซึ่งในการทดลองนี้จะเลือกความเร็วที่ 10, 30 และ 60 องศาต่อวินาที เพื่อเป็นตัวอย่างในการทำงาน จากนั้นป้อนจำนวนครั้งในการบริหาร และกดปุ่มบันทึกข้อมูล ดังแสดงภาพประกอบที่ 4 - 4



ภาพประกอบที่ 4 - 4 หน้าต่างป้อนข้อมูลเบื้องต้นก่อนทำการบริหารข้อเข้าในโหมด CPM

6) ต่อสายจับสัญญาณของเครื่องขยายสัญญาณ PSU\_Beatlab\_1 เข้ากับหัวอิเล็กทรอนิกส์ในแต่ละช่องสัญญาณและกราวด์ หลังจากนั้นเปิดเครื่องขยายสัญญาณ PSU\_Beatlab\_1 โดยทำการเชื่อมต่อกับระบบของเครื่องออกกำลังกายแบบไอโซคินติกและระบบบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ พร้อมแสดงผลทางจอคอมพิวเตอร์

7) ตรวจสอบเช็คความถูกต้องแล้วทำการเริ่มต้นการทำงาน โดยกดปุ่ม START จากนั้นทำการกดปุ่ม SAVE DATA เพื่อบันทึกค่าสัญญาณต่างๆ ในการทดลอง แสดงภาพประกอบที่ 4 - 5



ภาพประกอบที่ 4 - 5 หน้าต่างปุ่มเริ่มทำงานของเครื่องบริหารข้อเข้า

#### 4.2 การทดลองในโหมด Isokinetic Classic

ในการบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกจำเป็นต้องกำหนดค่าน้ำหนักและค่าความเร็วที่เหมาะสมต่อการบริหาร ในการทดลองนี้จึงออกแบบการบริหารข้อเข่าแบ่งเป็น 3 เซต แต่ละเซตประกอบด้วยกำหนดย้ำน้ำหนักในการบริหาร 3 ครั้ง โดยออกแบบการบริหารข้อเข่าดังนี้

ครั้งที่ 1 กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที  
 ครั้งที่ 2 กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที  
 ครั้งที่ 3 กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที

พักกล้ามเนื้อของผู้บริหารข้อเข่าเป็นเวลา 10 – 15 นาที หรือจนกว่าจะหายเหนื่อย

ครั้งที่ 1 กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที  
 ครั้งที่ 2 กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที  
 ครั้งที่ 3 กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที

พักกล้ามเนื้อของผู้บริหารข้อเข่าเป็นเวลา 10 – 15 นาที หรือจนกว่าจะหายเหนื่อย

ครั้งที่ 1 กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที  
 ครั้งที่ 2 กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที  
 ครั้งที่ 3 กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงต้านสูงสุด ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที

#### ขั้นตอนการทดลอง

- 1) ขั้นตอนเริ่มต้นให้ทำเหมือนการทดลองในโหมด CPM ตั้งแต่หัวข้อ 1 – 4
- 2) กำหนดค่าเริ่มต้นของโปรแกรมการบริหารกล้ามเนื้อข้อเข่าแบบ Isokinetic Classic ขั้นแรกให้ทำเปิดโปรแกรม Peak Torque เพื่อทำการหาค่าแรงเตะสูงสุดที่ผู้บริหารข้อเข่าทำได้ (Peak Torque) ให้ผู้บริหารออกแรงสูงสุดเตะออกไปข้างหน้า จากนั้นกดปุ่มอ่านค่า (Read Data) โปรแกรมจะแสดงค่าน้ำหนัก 30%, 50% และ 75% ของแรงเตะสูงสุดที่ได้ ดังแสดงภาพประกอบที่ 4 – 6 โดยค่าที่ได้จะนำไปกำหนดค่าน้ำหนักในการบริหารข้อเข่าต่อไป

Angle	Force	30 %	50 %	75 %
0	14.00	4.2	7	10.5
Velocity				
0	READ DATA <input type="button" value="OFF"/>			

ภาพประกอบที่ 4 – 6 โปรแกรม Peak Torque เพื่อหาน้ำหนักต่างๆในการบริหาร

3) กำหนดค่าเริ่มต้นของโปรแกรมการบริหารกล้ามเนื้อขาแบบ Isokinetic Classic ขั้นแรกให้ทำการป้อนประวัติและข้อมูลพื้นฐานของผู้เข้ารับการบริหาร จากนั้นป้อนค่าเริ่มต้นของความเร็วและน้ำหนักในการบริหาร ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4 - 7

The screenshot shows a software interface with the following elements:

- Menu bar: INSERT DATA | CONTROL | ENG | READ DATA
- File path: C:\Users\user\Desktop\DeTA
- Buttons: SAVE (green), LOAD
- DATE/TIME: 01/10/2014 10:10:04
- DATA SUBJECT: A large empty text area.
- Form fields:
  - Name: [Red label, empty text box]
  - Surname: [Red label, empty text box]
  - Ages: [Red label, empty text box]
  - SEX: [Red label, empty text box]
  - COUNT FOR EXERCISE (N): [Spin box, value 10]
  - Load Exercise (KG): [Spin box, value 4.2]
  - Set Velocity (Angle/5): [Spin box, value 10]
  - DESCRIBE: [Red label, empty text box]

ภาพประกอบที่ 4 – 7 หน้าต่างป้อนข้อมูลเบื้องต้นก่อนทำการบริหารข้อเข่าในโหมด Isokinetic

4) ตรวจสอบเช็คความถูกต้องแล้วทำการเริ่มต้นการทำงาน โดยกดปุ่ม START จากนั้นทำการกดปุ่ม SAVE เพื่อบันทึกค่าสัญญาณต่างๆในการทดลอง

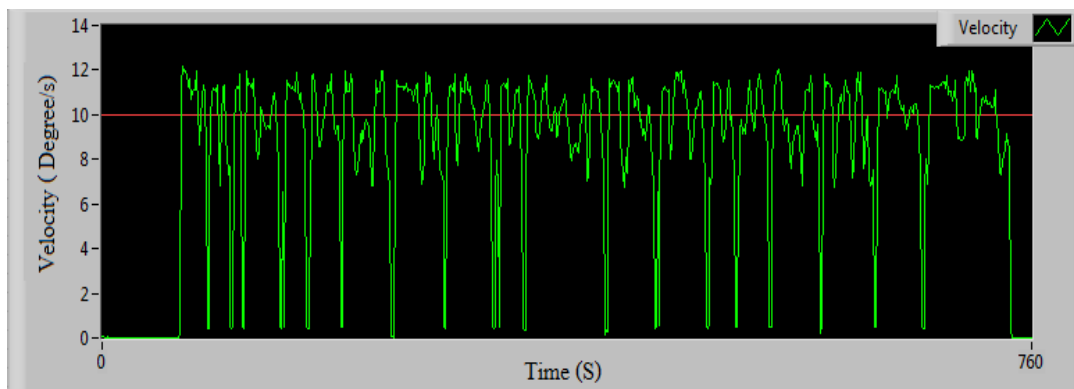
## บทที่ 5

### ผลการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลองของการทดสอบการทำงานร่วมกันระหว่างสองระบบ โดยจะแบ่งเป็น 3 ประเด็นหลัก คือ 1) ผลการทดลองในโหมด CPM 2) ผลการทดลองในโหมด Isokinetic Classic 3) ผลการทดลองวิเคราะห์ค่า MAV และค่า RMS โดยจะอธิบายผลการทดลองดังนี้

#### 5.1 ผลการทดลองในโหมด CPM

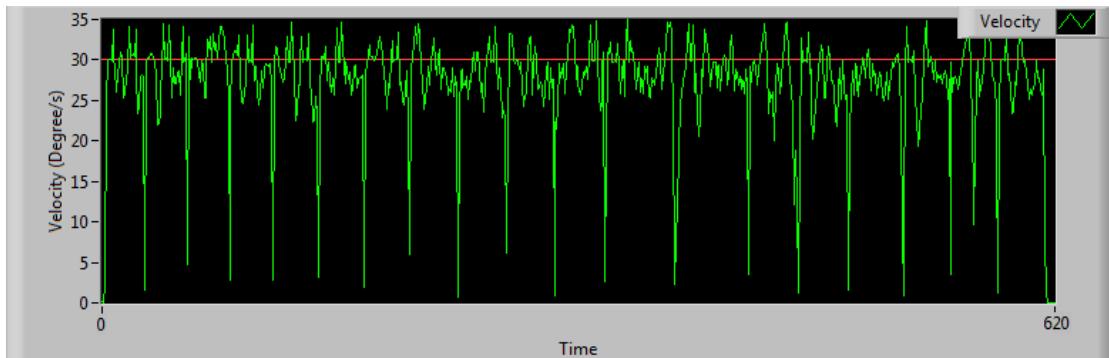
1) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณความเร็วจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที แสดงในภาพประกอบที่ 5 – 1



ภาพประกอบที่ 5 – 1 กราฟแสดงความเร็วจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที

จากภาพประกอบที่ 5 – 1 จะเห็นได้ว่าลักษณะของสัญญาณมีค่าใกล้เคียงกับความเร็วที่กำหนดเอาไว้คือ 10 องศาต่อวินาที โดยมีความเร็วเฉลี่ยเท่ากับ 9.96 องศาต่อวินาที มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1.44 คิดเป็นเปอร์เซ็นต์เท่ากับ 14.53% ลักษณะการแกว่งของสัญญาณที่เกิดขึ้นนั้น เกิดจากระบบควบคุมความเร็วกำหนดค่าเอาต์พุตควบคุม เพื่อตอบสนองต่อระบบให้รักษาความเร็วคงที่ตลอดการทำงาน ซึ่งทำให้ระบบควบคุมต้องปรับเปลี่ยนความเร็วอยู่เสมอ ทำให้ลักษณะของสัญญาณมีการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณดังภาพประกอบที่ 5 – 1 ในการบริหารครั้งนี้ กำหนดรอบการทำงานไว้เท่ากับ 10 ครั้ง จึงสังเกตได้ว่าช่วงที่สัญญาณมีค่าเป็นศูนย์ คือช่วงที่เครื่องบริหารไปถึงจุดสูงสุดและต่ำสุด ดังนั้นความเร็วที่ได้จึงเป็นศูนย์ ซึ่งจากสัญญาณแสดงให้เห็นว่าระบบมีความถูกต้อง

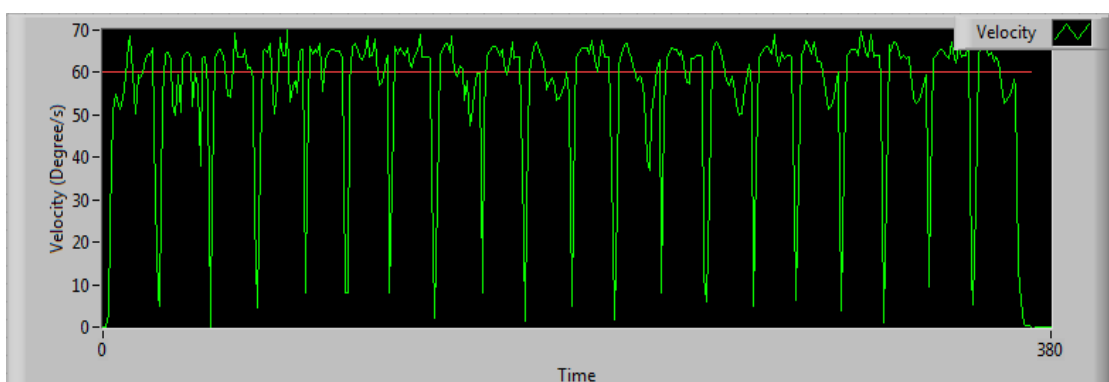
2) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณความเร็วจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที แสดงในภาพประกอบที่ 5 – 2



ภาพประกอบที่ 5 – 2 กราฟแสดงความเร็วจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที

จากภาพประกอบที่ 5 – 2 จะเห็นได้ว่าลักษณะของสัญญาณมีค่าใกล้เคียงกับความเร็วที่กำหนดเอาไว้คือ 30 องศาต่อวินาที โดยมีความเร็วเฉลี่ยเท่ากับ 28.54 องศาต่อวินาที มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 3.27 คิดเป็นเปอร์เซ็นต์เท่ากับ 11.46% ลักษณะการแกว่งของสัญญาณที่เกิดขึ้นนั้น จะมีมากกว่าการกำหนดความเร็วที่ 10 องศาต่อวินาที มีช่วงการเปลี่ยนแปลงระหว่าง 25 – 35 องศาต่อวินาที เนื่องจากช่วงความเร็วมีการเปลี่ยนแปลงสูงขึ้นทำให้ระบบควบคุมความเร็วต้องพยายามรักษาความเร็วโดยการเปลี่ยนแปลงเอาท์พุทควบคุมอยู่ตลอดเวลา จากภาพจะสังเกตเห็นว่าการเปลี่ยนแปลงช่วงความเร็วสูง

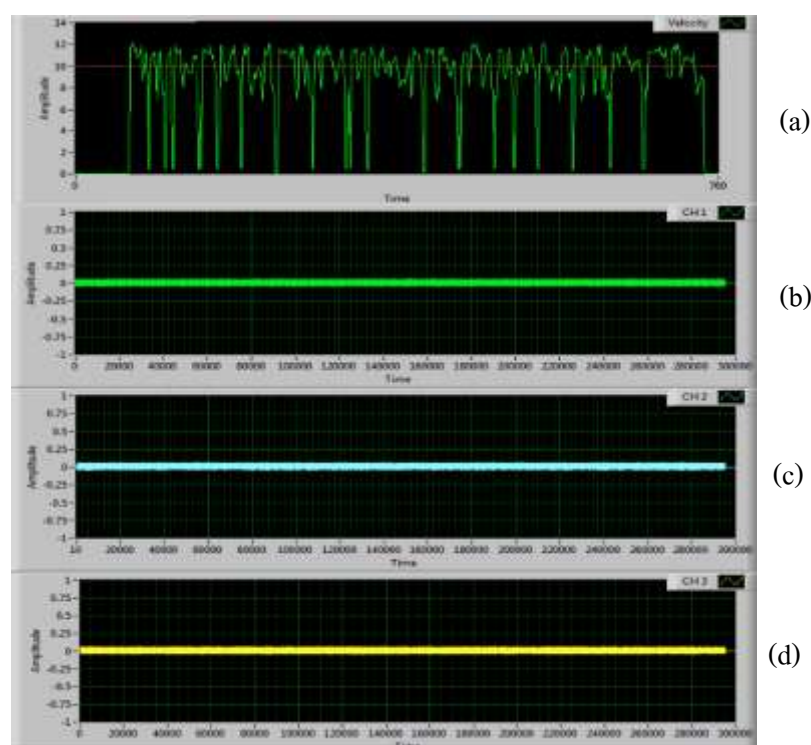
3) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณความเร็วจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที แสดงในภาพประกอบที่ 5 – 3



ภาพประกอบที่ 5 – 3 กราฟแสดงความเร็วจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที

จากภาพประกอบที่ 5 – 3 จะเห็นได้ว่าลักษณะของสัญญาณมีค่าใกล้เคียงกับความเร็วที่กำหนดเอาไว้คือ 60 องศาต่อวินาที โดยมีความเร็วเฉลี่ยเท่ากับ 60.54 องศาต่อวินาที มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 7.39 คิดเป็นเปอร์เซ็นต์เท่ากับ 12.22% ลักษณะการแกว่งของสัญญาณที่เกิดขึ้นนั้น จะมีมากกว่าการกำหนดความเร็วที่ 10 และ 30 องศาต่อวินาที เนื่องจากความเร็วที่กำหนดมีค่าสูง จึงทำระบบควบคุมความเร็วต้องพยายามตอบสนองเอาที่พูดควบคุมอย่างรวดเร็วทำให้ค่าเอาต์พุตที่ได้มีช่วงการเปลี่ยนแปลงระหว่าง 50 – 70 องศาต่อวินาที แต่จะสังเกตได้ว่าความถี่ของการเปลี่ยนแปลงความเร็วจะลดน้อยลง เนื่องจากการกำหนดความเร็วที่สูง ทำให้ใช้เวลาในช่วงการที่เครื่องบริหารทำงานไปถึงจุดสูงสุดและต่ำสุดน้อยลง การเปลี่ยนแปลงของความถี่จึงน้อยลงตามไปด้วย

การทำงานในโหมด CPM ผู้เข้ารับการบริหารจะไม่ออกแรงเตะในการบริหาร แต่จะเป็นตัวเครื่องที่ทำงานโดยอัตโนมัติตลอดช่วงการบริหารแทน จากผลการทดลองเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อพร้อมกับการทำงานในโหมด CPM พบว่าไม่มีลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อระหว่างการทำงาน ซึ่งอธิบายจากตัวอย่างการเก็บสัญญาณที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาทีดังแสดงในภาพประกอบที่ 5 – 4

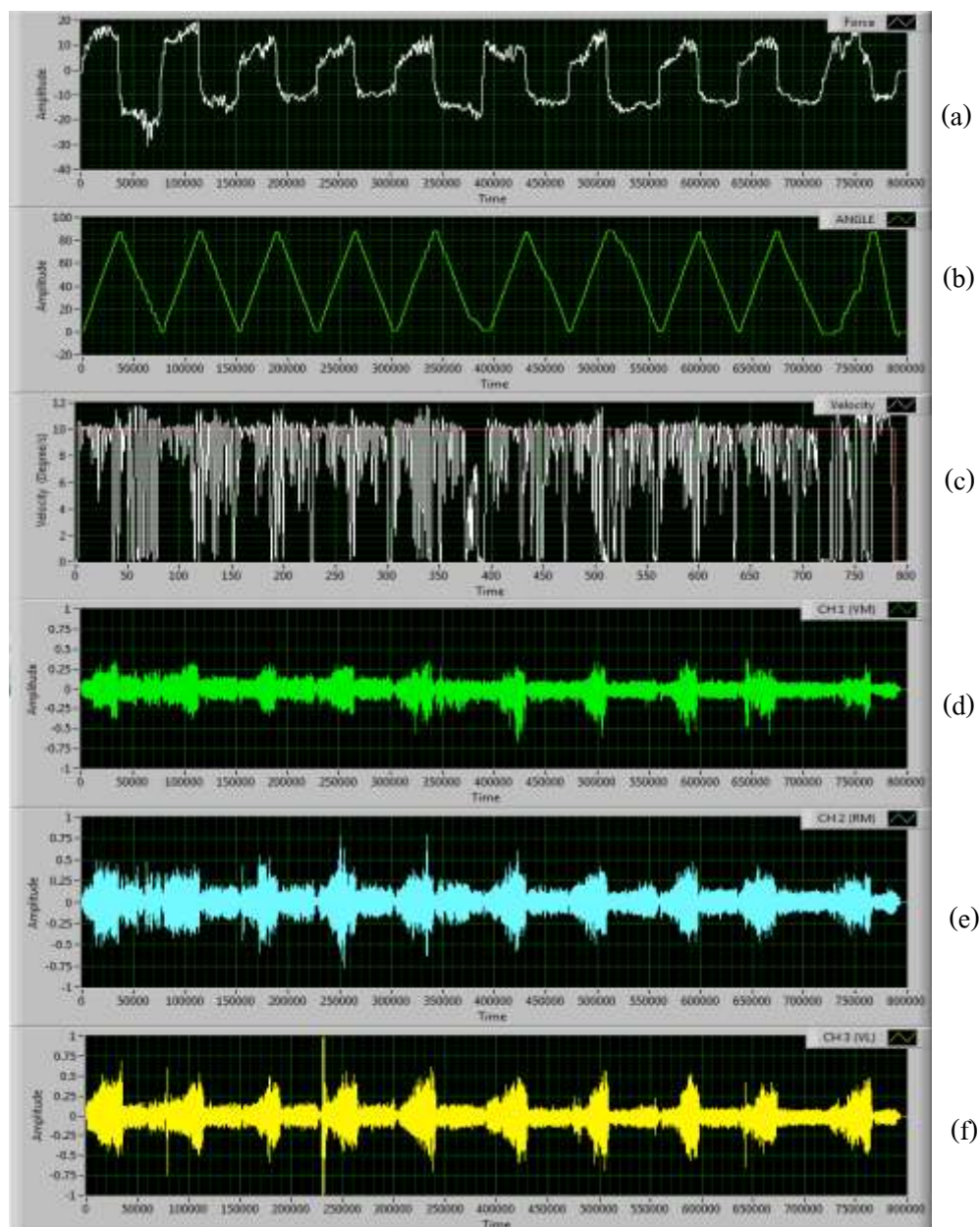


ภาพประกอบที่ 5 – 4 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโหมดการทำงานแบบ CPM ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที, (a) สัญญาณความเร็ว, (b) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis, (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (d) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis



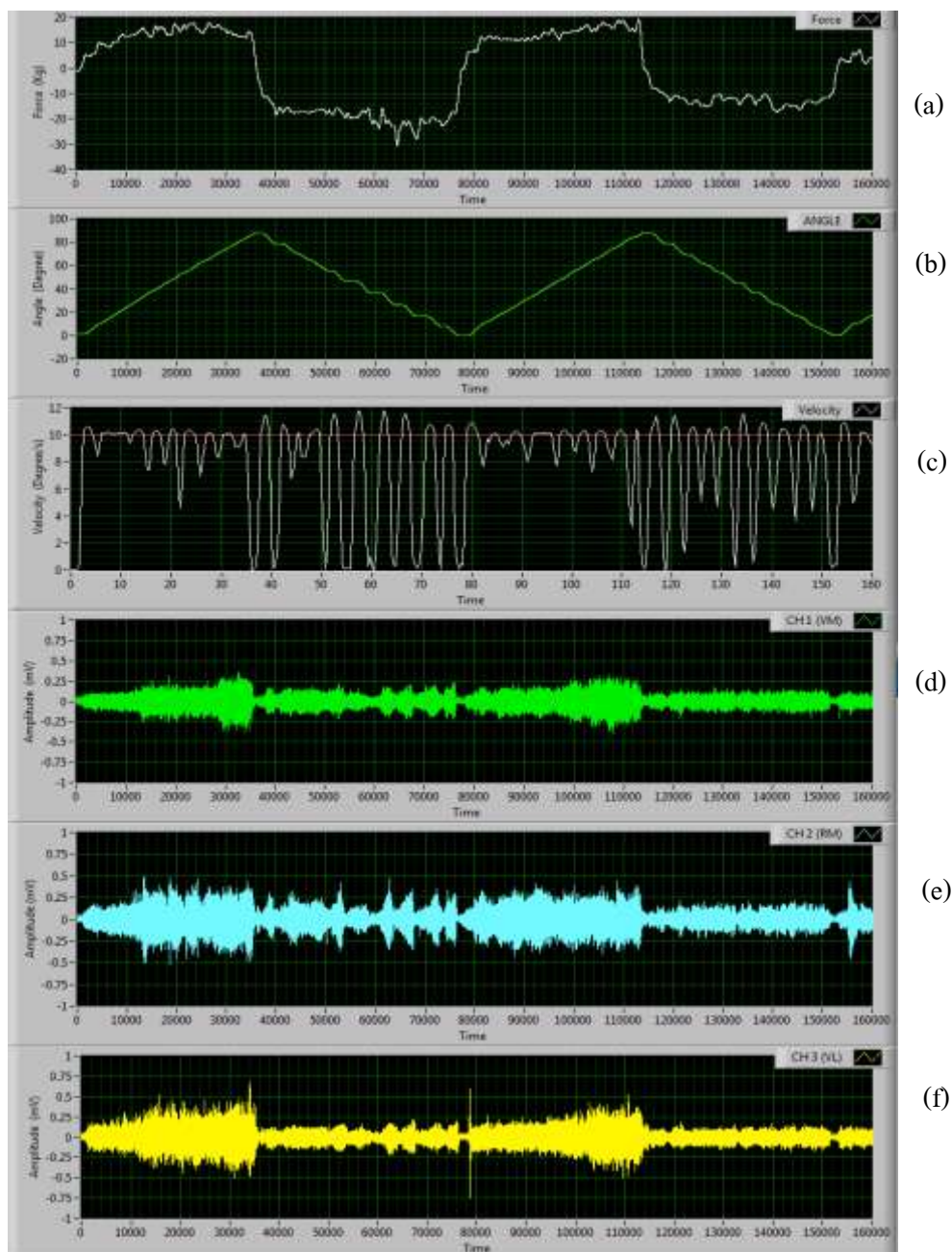
## 5.2 ผลการทดลองในโหมด Isokinetic Classic

1) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงเตะสูงสุด แสดงในภาพประกอบที่ 5 – 5



ภาพประกอบที่ 5 – 5 กราฟแสดง (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง, (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis, (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris, (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 30%

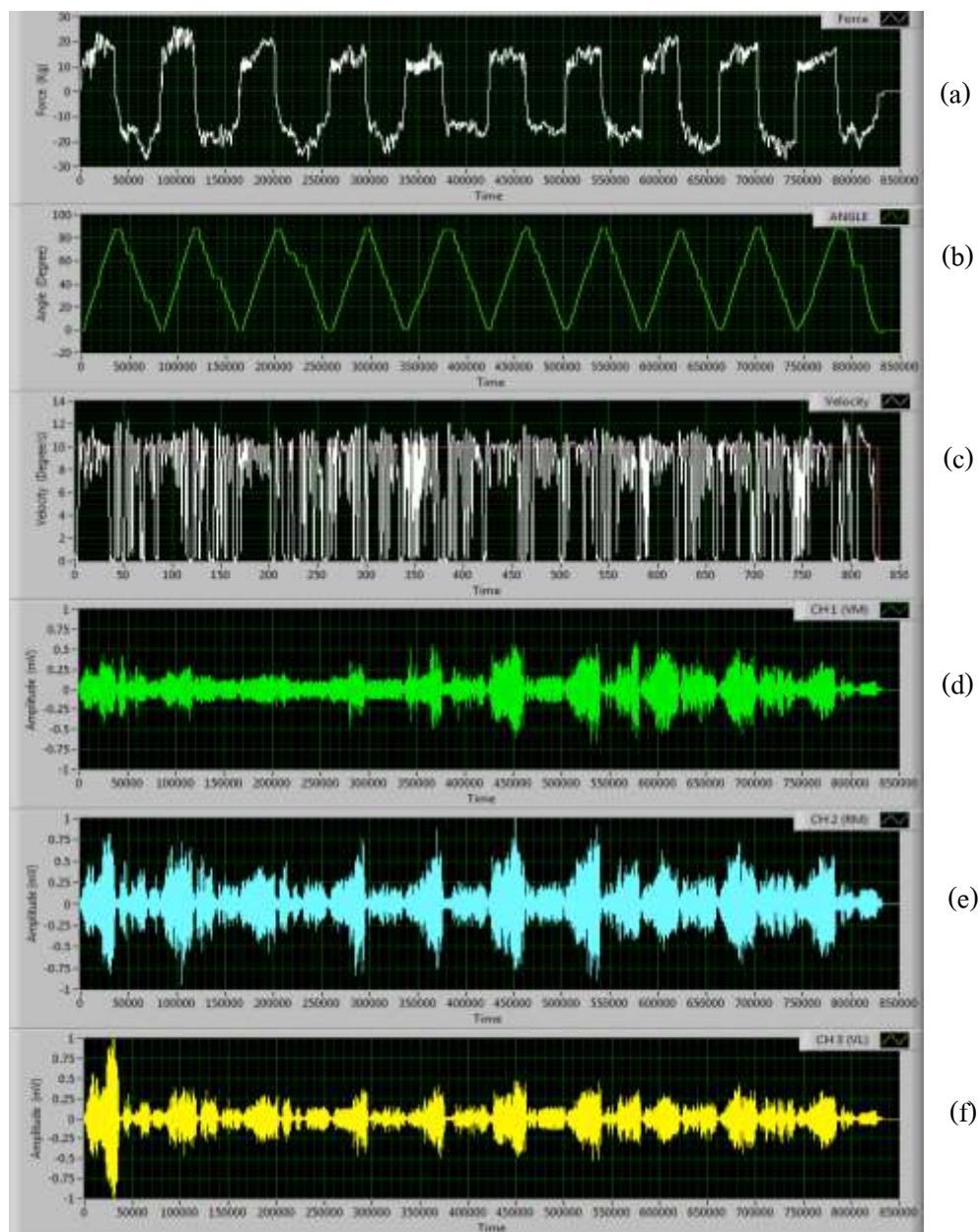
จากภาพประกอบที่ 5 – 5 จะแสดงให้เห็นกราฟของสัญญาณทั้งหมดในการทำงาน 10 ครั้ง ซึ่งจากผลการทดลองกราฟสัญญาณแรงเตะมีความสัมพันธ์กับกราฟมุมการเปลี่ยนแปลง เมื่อสัญญาณแรงเตะมีขนาดสูงกว่าค่าน้ำหนักที่ 30% (4.5 Kg) จะทำให้เครื่องบริหารมีมุมการเปลี่ยนแปลงในช่วงขาขึ้น และเมื่อสัญญาณแรงเตะมีขนาดลดลงน้อยกว่าค่าน้ำหนักที่ 30% (- 4.5 Kg) จะทำให้เครื่องบริหารมีมุมการเปลี่ยนแปลงในช่วงขาลง แต่ถ้าสัญญาณแรงเตะไม่มีการเปลี่ยนแปลง สัญญาณมุมก็จะไม่เปลี่ยนแปลงเช่นกัน เช่นเดียวกับสัญญาณความเร็วที่มีลักษณะของสัญญาณใกล้เคียงกันคือ เมื่อสัญญาณมุมมีการเปลี่ยนแปลง ก็จะเกิดการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณความเร็วด้วย แต่หากสัญญาณมุมไม่มีการเปลี่ยนแปลง สัญญาณความเร็วจะเป็นศูนย์ ซึ่งสังเกตความสัมพันธ์ได้เมื่อเทียบการทำงานในหน่วยเวลาที่เท่ากัน ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและสัญญาณแรงเตะ มีลักษณะคล้ายกันคือ เมื่อสัญญาณแรงเตะมีขนาดที่เปลี่ยนแปลงซึ่งหมายถึงกล้ามเนื้อในแต่ละมัดจะมีการใช้งาน ทำให้เกิดแอมพลิจูดของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของมัดนั้นๆ ซึ่งลักษณะสัญญาณมีความคล้ายกันแต่แอมพลิจูดที่เกิดขึ้นมีขนาดแตกต่างกันออกไป จากภาพจะเห็นได้ว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีขนาดแอมพลิจูดที่สูงกว่ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis แสดงให้เห็นว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris มีการใช้งานของกล้ามเนื้อมากกว่ากล้ามเนื้อมัดอื่นๆ และเพื่อการศึกษาที่ละเอียดขึ้น จึงตัดช่วงสัญญาณต่างๆในการทำงานสองครั้งแรกมาขยาย เพื่อให้เห็นลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ชัดเจนขึ้น ดังประกอบในภาพที่ 5 - 6



ภาพประกอบที่ 5 – 6 กราฟแสดงรอบการบริหารสองครั้งแรก (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง, (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis, (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris, (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 30%

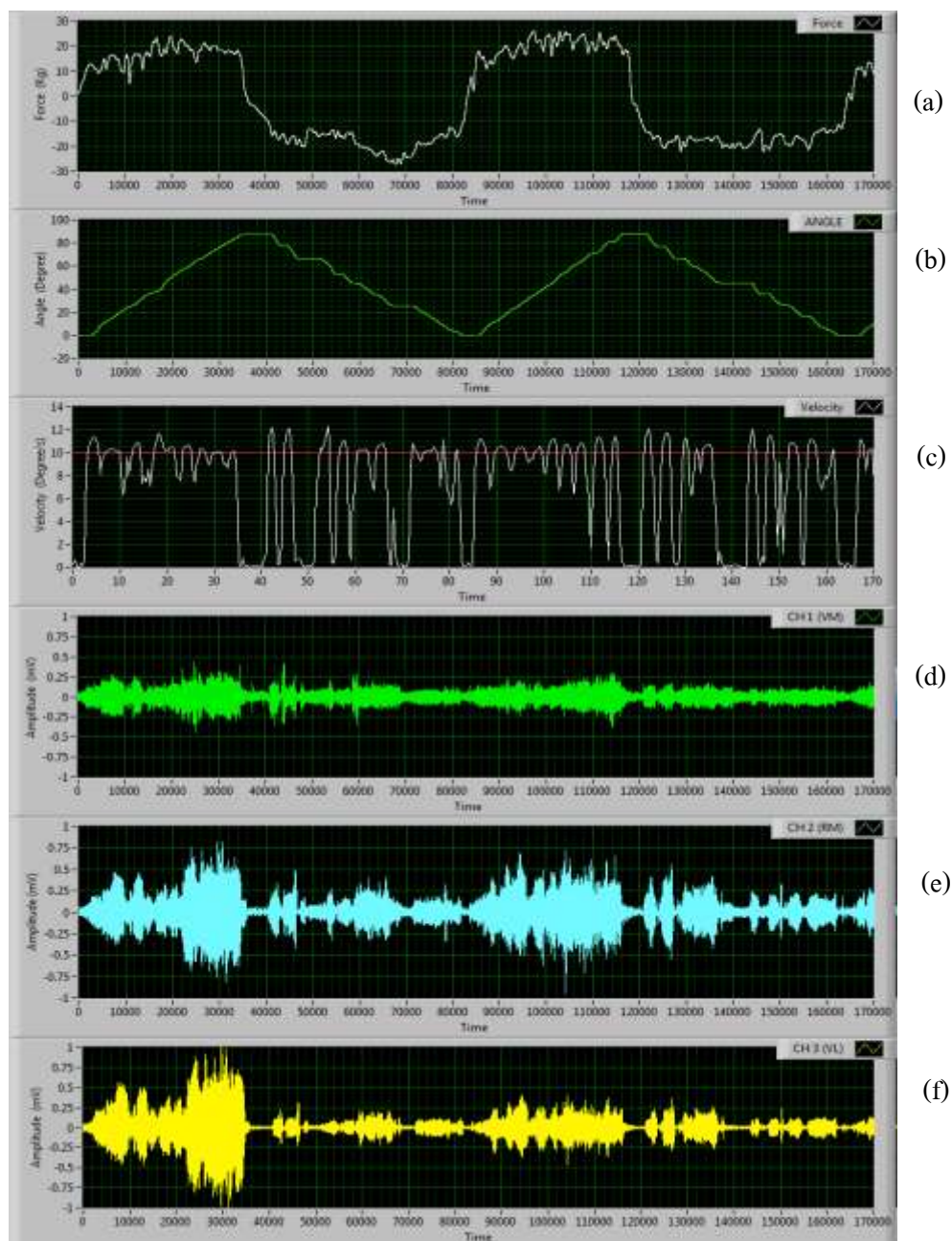
จากภาพประกอบที่ 5 – 6 จะเห็นได้ว่า ในช่วงเริ่มต้นของการบริหารข้างขึ้น สัญญาณแรงและสัญญาณไฟฟ้ากล้ำเนื้อจะมีขนาดสูงกว่าสัญญาณในการบริหารข้างลง มีความชัดเจนของสัญญาณสูง เมื่อประกอบกับภาพการเปลี่ยนแปลงของมุมและความเร็วจะเห็นได้ว่ามีความราบเรียบของสัญญาณ แต่เมื่อทำการสังเกตช่วงการบริหารข้างลงพบว่า ลักษณะของสัญญาณแรงและสัญญาณไฟฟ้ากล้ำเนื้อจะมีการเปลี่ยนแปลงแอมพลิจูดที่มากกว่าการบริหารข้าง ซึ่งทำให้ลักษณะของสัญญาณที่ไม่ราบเรียบ สังเกตได้จากสัญญาณมุมและสัญญาณความเร็วในช่วงข้างลง จะมีการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเกิดขึ้น ความเร็วในการบริหารจึงลดลง ทำให้ระบบควบคุมความเร็วต้องกำหนดเอาที่พูดควบคุมตลอดเวลา ส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณความเร็วและสัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง ลักษณะโดยรวมของสัญญาณมีความถูกต้อง สังเกตได้จากเมื่อผู้บริหารออกแรงทำการบริหาร ทุกสัญญาณจะมีการเปลี่ยนแปลง แต่หากผู้บริหารไม่ออกแรง ทุกสัญญาณจะไม่มีเปลี่ยนแปลงหรือมีค่าเป็นศูนย์ เมื่อเทียบกับเวลาที่เท่ากัน

2) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงเตะสูงสุด แสดงในภาพประกอบที่ 5 – 7



ภาพประกอบที่ 5 – 7 กราฟแสดง (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง, (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis, (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris, (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 50%

จากภาพประกอบที่ 5 - 7 จะแสดงให้เห็นกราฟของสัญญาณทั้งหมดในการทำงาน 10 ครั้ง ซึ่งจากผลการทดลอง สัญญาณต่างๆจะมีลักษณะคล้ายกับการทดลองที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 30% ของแรงเตะสูงสุด แต่จะมีความแตกต่างของกราฟสัญญาณความเร็วที่มีความราบเรียบของสัญญาณลดลง และมีค่าความเร็วเป็นศูนย์ในหลายช่วง ในส่วนของสัญญาณกล้ามเนื้อ พบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris จะมีขนาดแอมพลิจูดที่สูงกว่ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อ Vastus Medialis แสดงให้เห็นว่ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris มีความชัดเจนกว่ากล้ามเนื้ออื่นๆ และเมื่อเปรียบเทียบค่าแอมพลิจูดของผลการเก็บสัญญาณ ที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30 % จะมีค่าแอมพลิจูดมากกว่าการทดลองที่น้ำหนัก 30% และเพื่อการศึกษาที่ละเอียดขึ้น จึงตัดช่วงสัญญาณต่างๆในการทำงานสองครั้งแรกมาขยาย เพื่อให้เห็นลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ชัดเจนขึ้น ดังประกอบในภาพที่ 5 - 8

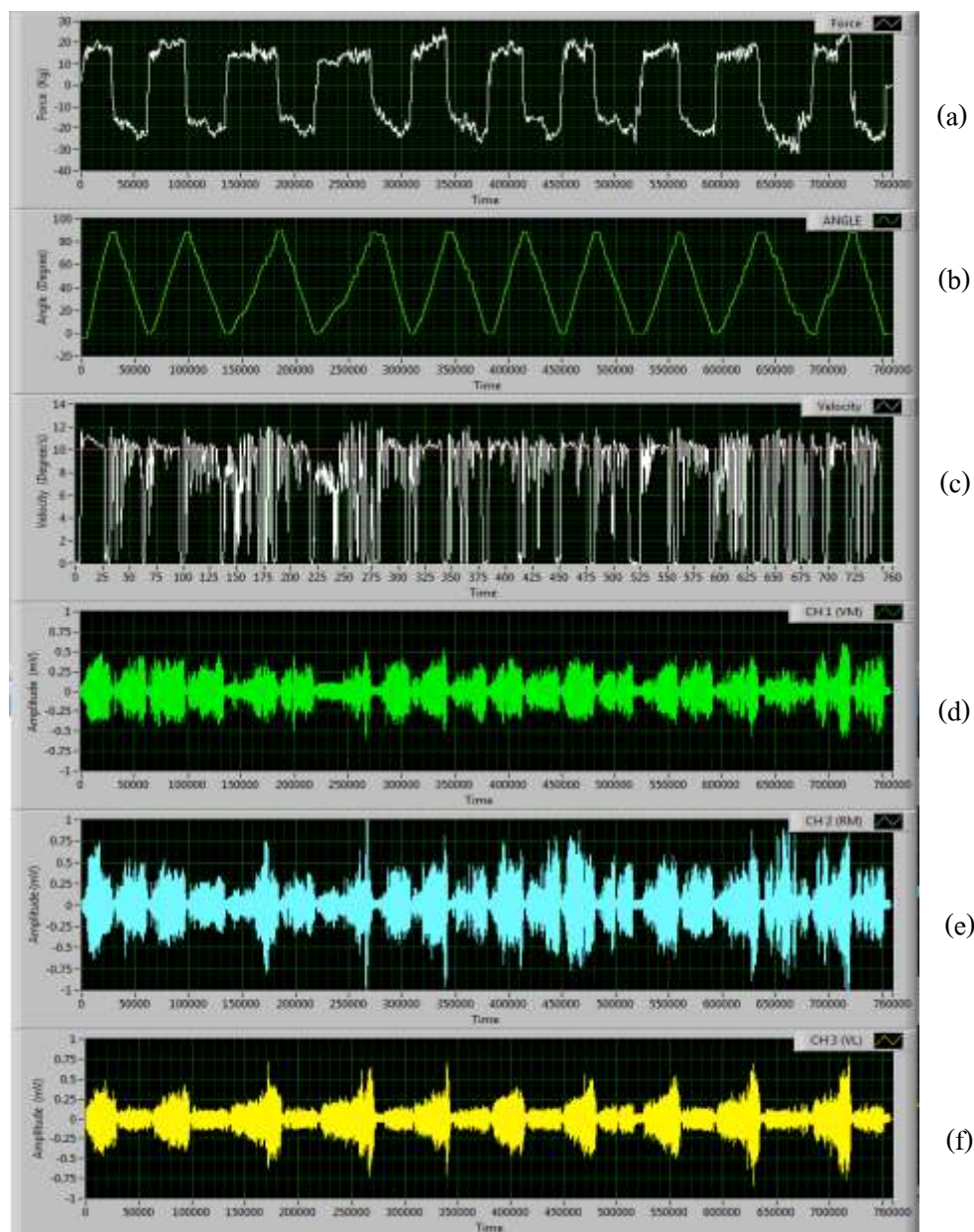


ภาพประกอบที่ 5 – 8 กราฟแสดงรอบการบริหารสองครั้งแรก (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง , (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis , (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris , (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 50%

จากภาพประกอบที่ 5 – 8 จะเห็นได้ว่าในช่วงการบริหารขาขึ้น สัญญาณแรงเตะ, สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงและสัญญาณความเร็ว จะมีลักษณะของสัญญาณที่ราบเรียบกว่าการบริหารในขาลง และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดแอมพลิจูดสูงกว่าสัญญาณในการบริหารขาลง จากการเปรียบเทียบข้อมูลกับการทดลองที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30 % พบว่า สัญญาณแรงเตะและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดของแอมพลิจูดที่สูงขึ้น ลักษณะโดยรวมของสัญญาณมีความถูกต้อง สังเกตได้จากเมื่อผู้บริหารออกแรงทำการบริหาร ทุกสัญญาณจะมีการเปลี่ยนแปลง แต่หากผู้บริหารไม่ออกแรง ทุกสัญญาณจะไม่มีเปลี่ยนแปลงหรือมีค่าเป็นศูนย์ เมื่อเทียบกับเวลาที่เท่ากัน

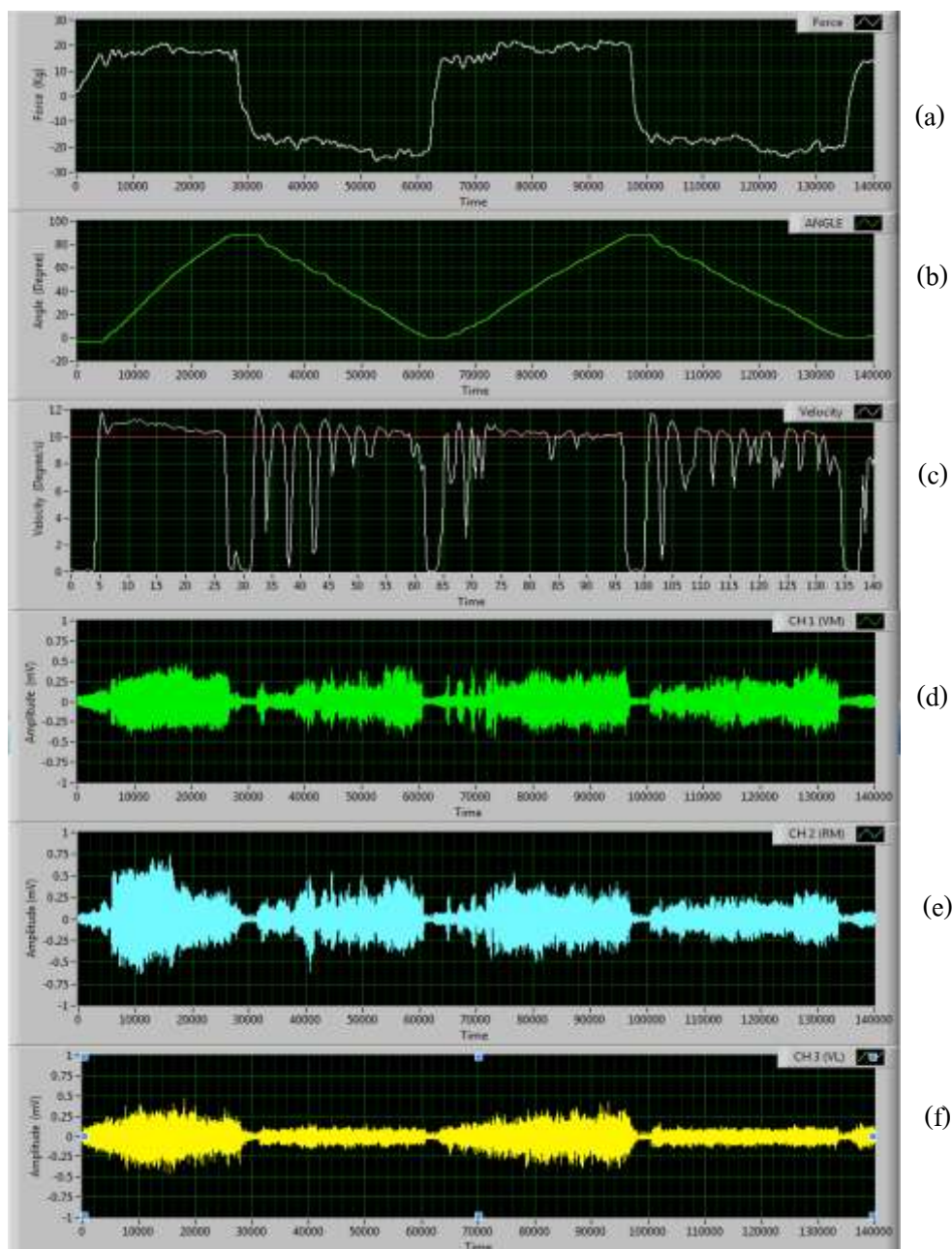


3) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงเตะสูงสุด แสดงในภาพประกอบที่ 5 – 9



ภาพประกอบที่ 5 – 9 กราฟแสดง (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง , (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis , (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris , (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 75%

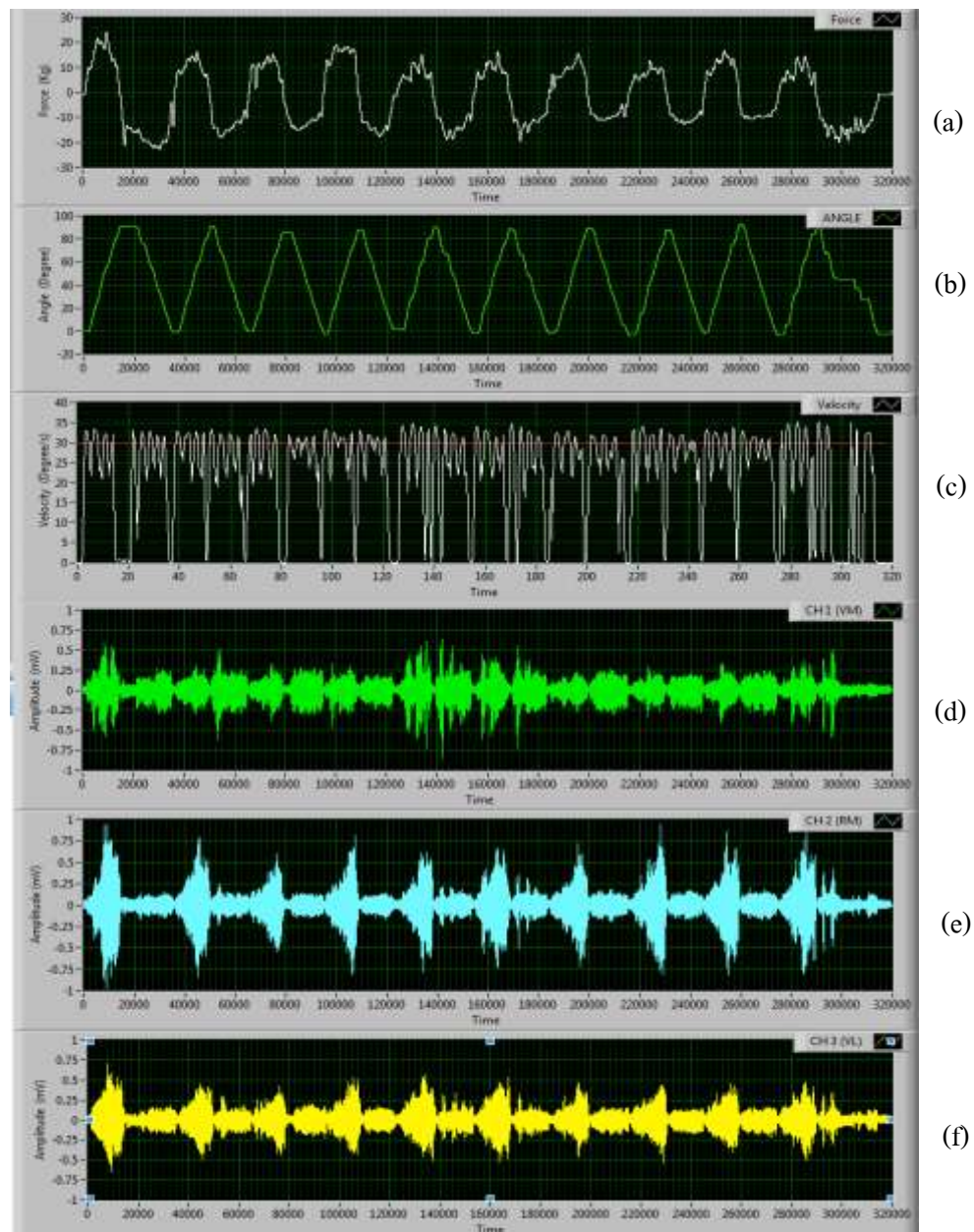
จากภาพประกอบที่ 5 – 9 จะแสดงให้เห็นกราฟของสัญญาณทั้งหมดในการทำงาน 10 ครั้ง ซึ่งจากผลการทดลอง สัญญาณต่างๆจะมีลักษณะคล้ายกับการทดลองที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 30% และ 50% ของแรงเตะสูงสุด แต่จะมีความแตกต่างของกราฟสัญญาณความเร็วที่มีความราบเรียบของสัญญาณลดลง และมีค่าความเร็วเป็นศูนย์ในหลายช่วงจังหวะซึ่งเกิดซ้ำมากกว่าการทดลองที่ผ่านมา ในส่วนของสัญญาณกล้ามเนื้อ พบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris จะมีขนาดแอมพลิจูดที่สูงกว่ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อ Vastus Medialis และเมื่อเปรียบเทียบค่าแอมพลิจูดของผลการเก็บสัญญาณ ที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30 % และ 50% จะมีค่าแอมพลิจูดมากกว่า และเพื่อการศึกษาที่ละเอียดขึ้น จึงตัดช่วงสัญญาณต่างๆในการทำงานสองครั้งแรกมาขยาย เพื่อให้เห็นลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ชัดเจนขึ้น ดังประกอบในภาพที่ 5 - 10



ภาพประกอบที่ 5 – 10 กราฟแสดงรอบการบริหารสองครั้งแรก (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง , (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis , (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris , (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 75%

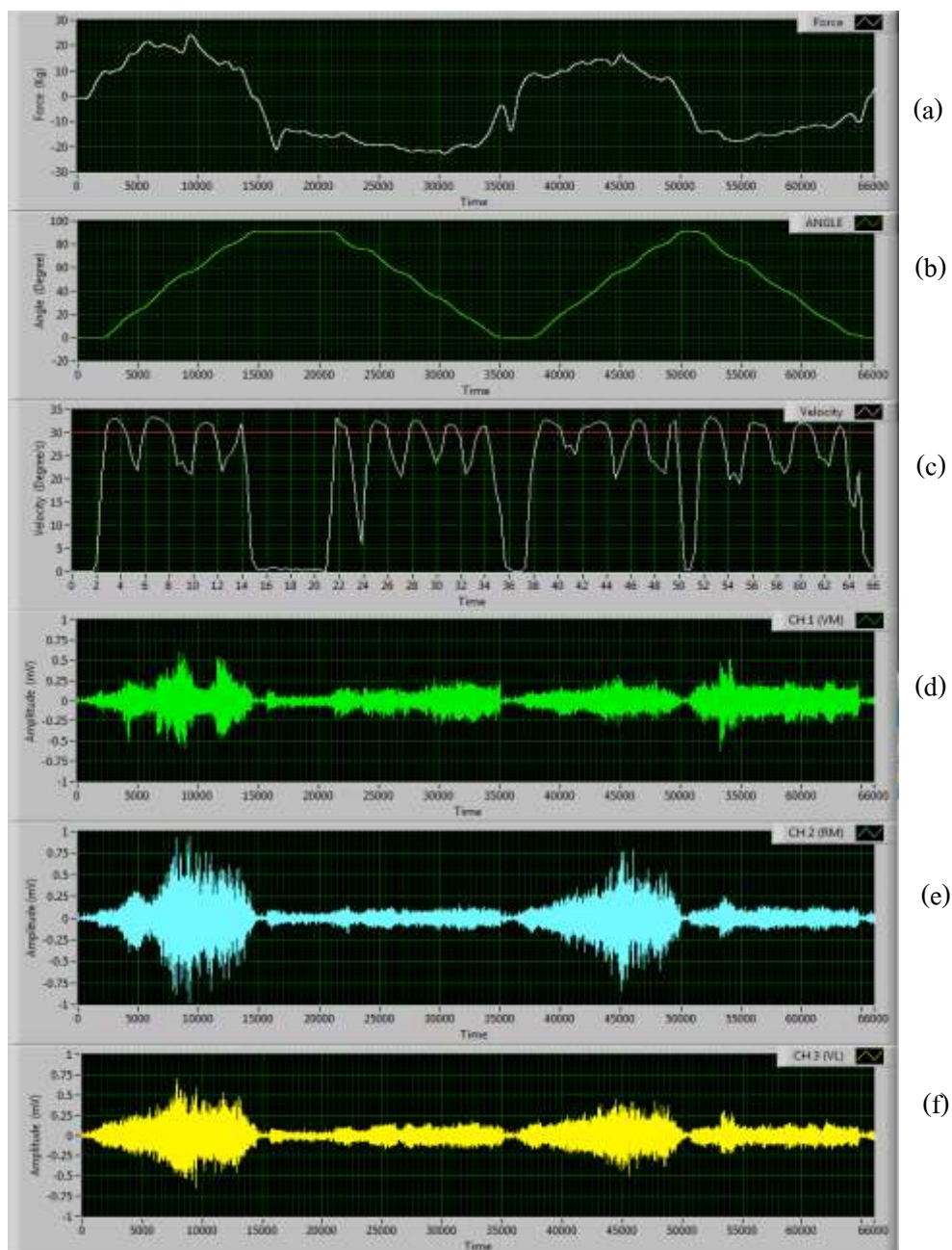
จากภาพประกอบที่ 5 – 10 จะเห็นได้ว่าในช่วงการบริหารขาขึ้น สัญญาณแรงเตะ, สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงและสัญญาณความเร็ว จะมีลักษณะของสัญญาณที่ราบเรียบกว่าการบริหารในขาลง มีความกว้างของสัญญาณมากขึ้น และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดแอมพลิจูดสูงกว่าสัญญาณในการบริหารขาลง จากการเปรียบเทียบข้อมูลกับการทดลองที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30 % และ 50% พบว่า สัญญาณแรงเตะและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดของแอมพลิจูดที่สูงขึ้นมาก ลักษณะของสัญญาณมีความชัดเจนทั้งการบริหารขาขึ้นและขาลง และมีความกว้างของสัญญาณมากขึ้นด้วย ลักษณะโดยรวมของสัญญาณมีความถูกต้อง สังเกตได้จากเมื่อผู้บริหารออกแรงทำการบริหาร ทุกสัญญาณจะมีการเปลี่ยนแปลง แต่หากผู้บริหารไม่ออกแรง ทุกสัญญาณจะไม่มีเปลี่ยนแปลงหรือมีค่าเป็นศูนย์ เมื่อเทียบกับเวลาที่เท่ากัน

4) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 30 % ของแรงเตะสูงสุด แสดงในภาพประกอบที่ 5 – 11



ภาพประกอบที่ 5 – 11 กราฟแสดง (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง, (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis, (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris, (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 30%

จากภาพประกอบที่ 5 – 11 จะแสดงให้เห็นกราฟของสัญญาณทั้งหมดในการทำงาน 10 ครั้ง ซึ่งจากผลการทดลอง สัญญาณต่างๆจะมีลักษณะคล้ายกับการทดลองที่ความเร็ว 10 แต่จะมีความแตกต่างของกราฟสัญญาณความเร็วที่มีความราบเรียบของสัญญาณเพิ่มขึ้น ค่าความเร็วเป็นศูนย์ในช่วงจังหวะต่างๆลดน้อยลง ซึ่งเกิดจากการป้อนความเร็วในการบริหารสูงขึ้นทำให้ผู้บริหารออกแรงได้รวดเร็วยิ่งขึ้น ในส่วนของสัญญาณกล้ามเนื้อ พบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีขนาดแอมพลิจูดที่สูงกว่ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis และเพื่อการศึกษาที่ละเอียดขึ้น จึงตัดช่วงสัญญาณต่างๆในการทำงานสองครั้งแรกมาขยาย เพื่อให้เห็นลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ชัดเจนขึ้น ดังประกอบในภาพที่ 5 – 12

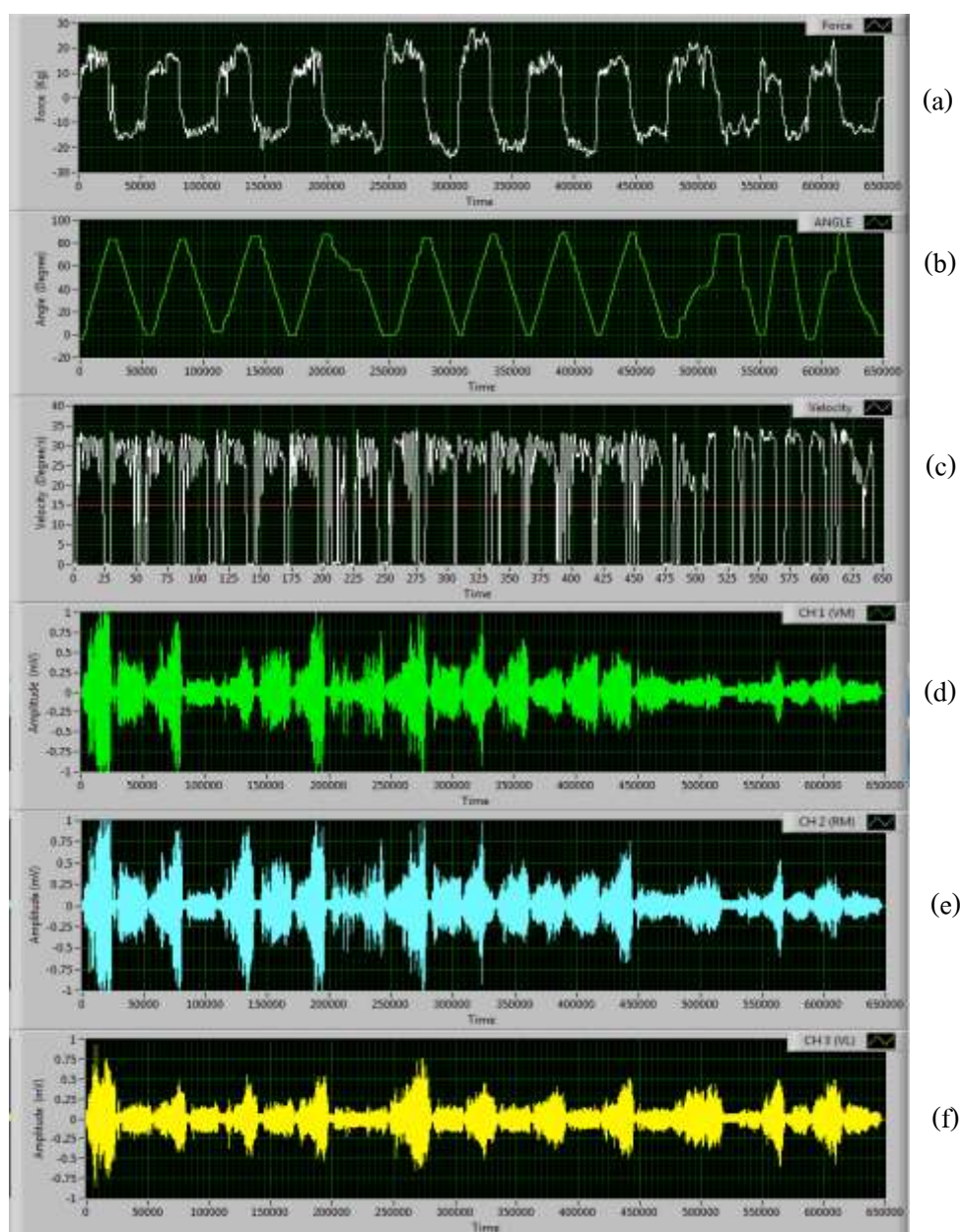


ภาพประกอบที่ 5 – 12 กราฟแสดงรอบการบริหารสองครั้งแรก (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง, (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis, (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris, (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 30%

จากภาพประกอบที่ 5 – 12 จะเห็นได้ว่าในช่วงการบริหารขาขึ้น สัญญาณแรงเตะ, สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงและสัญญาณความเร็ว จะมีลักษณะของสัญญาณที่ราบเรียบกว่าการบริหารในขาลง และมีการเปลี่ยนแปลงค่าความเร็วน้อยลง จากภาพจะอยู่ในช่วง 20 – 35 องศาต่อวินาที ในส่วนของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดแอมพลิจูดสูงกว่าสัญญาณในการบริหารขาลง โดยรวมของสัญญาณมีความถูกต้อง สังเกตได้จากเมื่อผู้บริหารออกแรงทำการบริหาร ทุกสัญญาณจะมีการเปลี่ยนแปลง แต่หากผู้บริหารไม่ออกแรง ทุกสัญญาณจะไม่มีเปลี่ยนแปลงหรือมีค่าเป็นศูนย์ เมื่อเทียบกับเวลาที่เท่ากัน

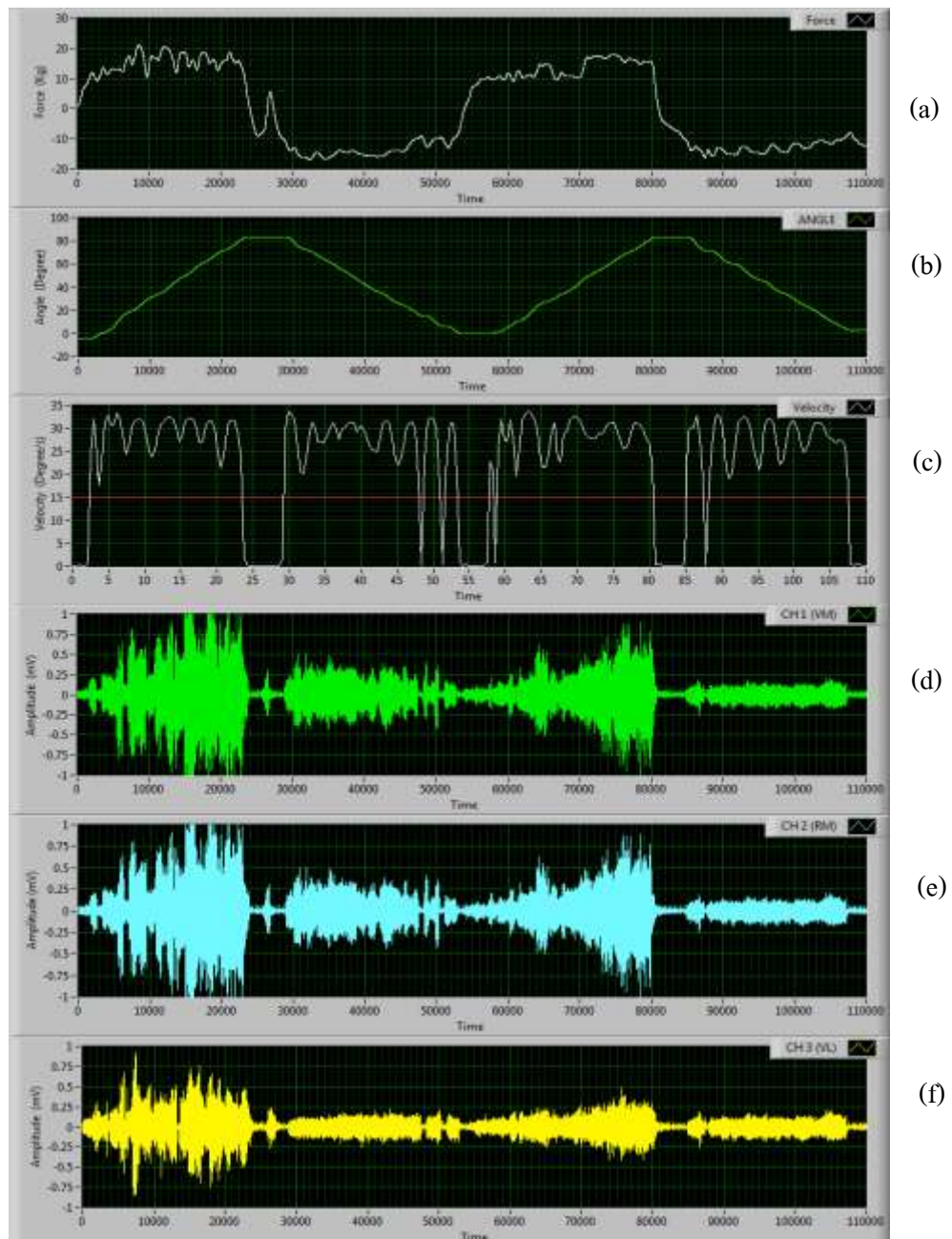


5) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 50 % ของแรงเตะสูงสุด แสดงในภาพประกอบที่ 5 – 13



ภาพประกอบที่ 5 – 13 กราฟแสดง (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง , (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis , (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris , (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 50%

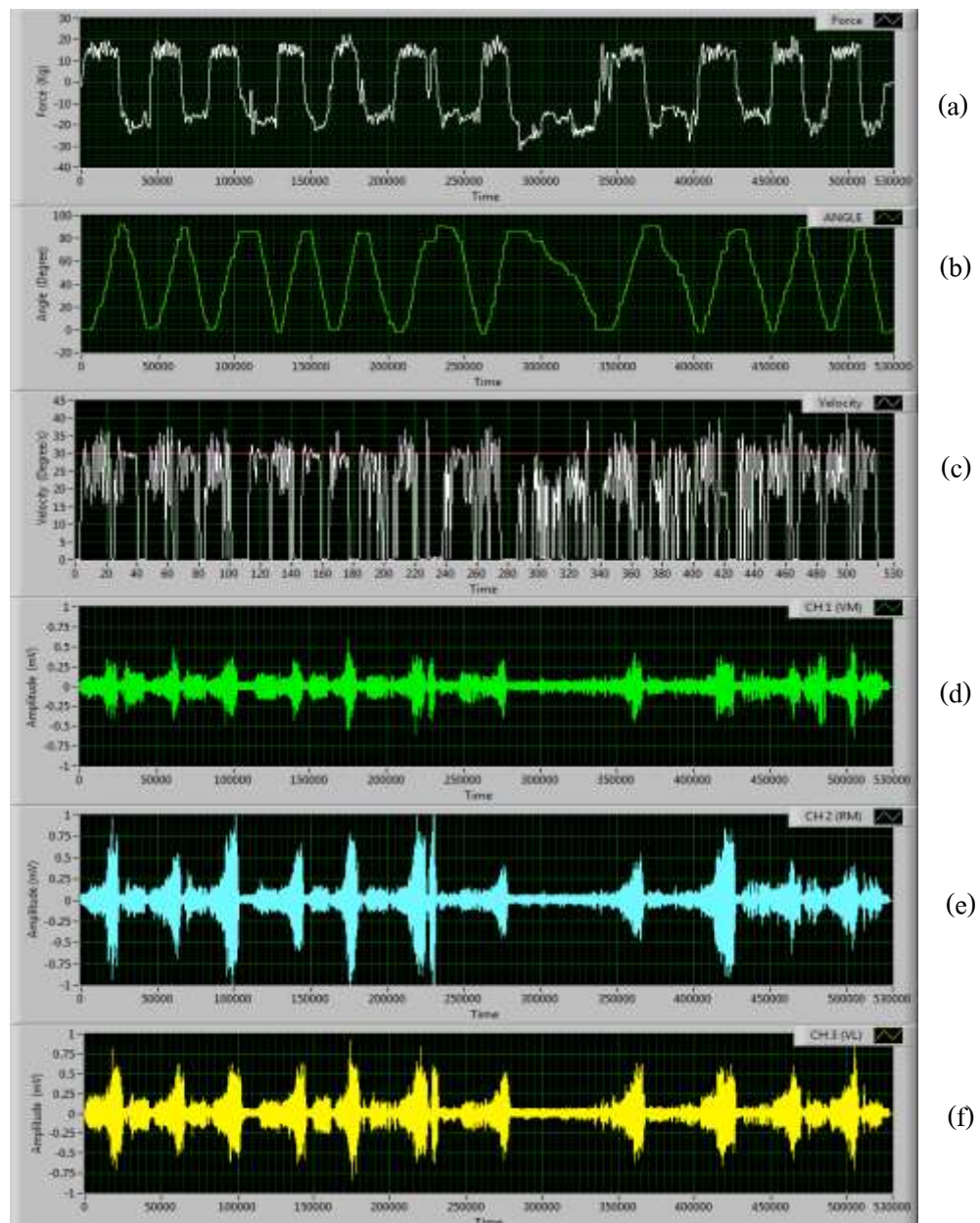
จากภาพประกอบที่ 5 – 13 จะแสดงให้เห็นกราฟของสัญญาณทั้งหมดในการทำงาน 11 ครั้ง ซึ่งจากผลการทดลอง สัญญาณต่างๆจะมีลักษณะคล้ายกับการทดลองที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 30% ของแรงเตะสูงสุด แต่จะมีความแตกต่างของกราฟสัญญาณความเร็วที่มีความราบเรียบของสัญญาณลดลง และมีค่าความเร็วเป็นศูนย์ในหลายช่วงจังหวะ ในส่วนของสัญญาณกล้ามเนื้อ พบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris จะมีขนาดแอมพลิจูดที่ใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อ Vastus Medialis แต่จะมีขนาดที่โตกว่าเล็กน้อย และเมื่อเปรียบเทียบค่าแอมพลิจูดของผลการเก็บสัญญาณ ที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30 % จะมีค่าแอมพลิจูดที่ใกล้เคียงกันทดลองที่น้ำหนัก 30% แต่จะมีแอมพลิจูดที่ยาวกว่าเล็กน้อย และเพื่อการศึกษาที่ละเอียดขึ้น จึงตัดช่วงสัญญาณต่างๆในการทำงานสองครั้งแรกมาขยาย เพื่อให้เห็นลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ชัดเจนขึ้น ดังประกอบในภาพที่ 5 - 14



ภาพประกอบที่ 5 – 14 กราฟแสดงรอบการบริหารสอครั้งแรก (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง , (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis , (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris , (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 50%

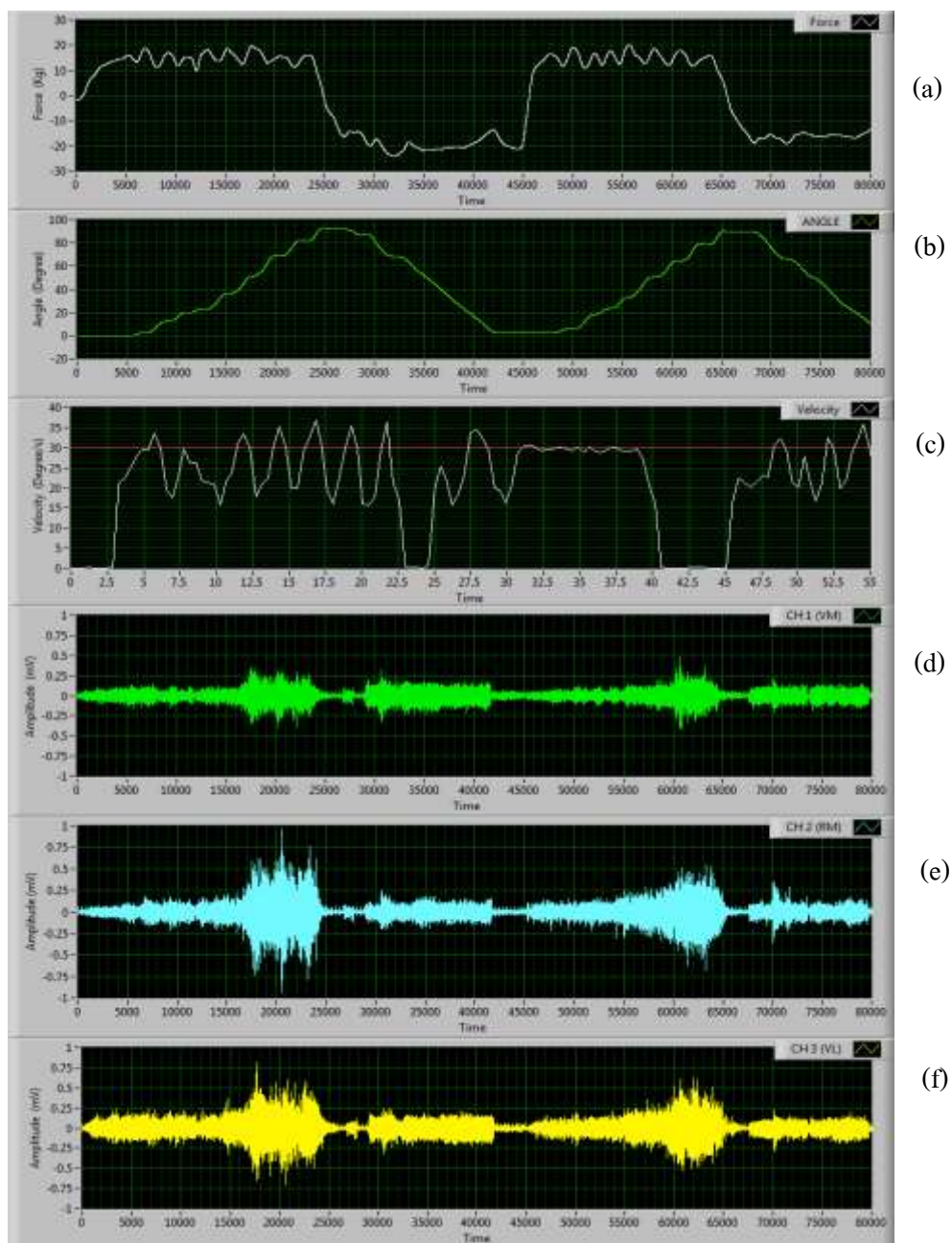
จากภาพประกอบที่ 5 – 14 จะเห็นได้ว่าในช่วงการบริหารขาขึ้น สัญญาณแรงเตะ, สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงและสัญญาณความเร็ว จะมีลักษณะของสัญญาณที่ราบเรียบกว่าการบริหารในขาลง และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดแอมพลิจูดสูงกว่าสัญญาณในการบริหารขา ลง จากการเปรียบเทียบข้อมูลกับการทดลองที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30 % พบว่า สัญญาณแรงเตะและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดของแอมพลิจูด ในช่วงขาขึ้นที่สูงกว่าลักษณะโดยรวมของสัญญาณมีความถูกต้อง สังกัดได้จากเมื่อผู้บริหารออกแรงทำการบริหาร ทุกสัญญาณจะมีการเปลี่ยนแปลง แต่หากผู้บริหารไม่ออกแรง ทุกสัญญาณจะไม่มีเปลี่ยนแปลงหรือมีค่าเป็นศูนย์ เมื่อเทียบกับเวลาที่เท่ากัน

6) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงเตะสูงสุด แสดงในภาพประกอบที่ 5 – 15



ภาพประกอบที่ 5 – 15 กราฟแสดง (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง, (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis, (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris, (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 75%

จากภาพประกอบที่ 5 – 15 จะแสดงให้เห็นกราฟของสัญญาณทั้งหมดในการทำงาน 11 ครั้ง ซึ่งจากผลการทดลอง สัญญาณต่างๆจะมีลักษณะคล้ายกับการทดลองที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 30% และ 50% ของแรงเตะสูงสุด แต่จะมีความแตกต่างของกราฟสัญญาณความเร็วที่มีความราบเรียบของสัญญาณลดลง มีการแกว่งที่สูงขึ้น และมีค่าความเร็วเป็นศูนย์ในหลายช่วงจังหวะ ในส่วนของสัญญาณกล้ามเนื้อ พบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris จะมีขนาดแอมพลิจูดที่สูงกว่ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อ Vastus Medialis แสดงให้เห็นว่ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris มีความชัดเจนกว่ากล้ามเนื้ออื่นๆ และเมื่อเปรียบเทียบค่าแอมพลิจูดของผลการเก็บสัญญาณ ที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30 % และ 50 % จะมีค่าแอมพลิจูดสูงกว่า และเพื่อการศึกษาที่ละเอียดยิ่งขึ้น จึงตัดช่วงสัญญาณต่างๆในการทำงานสองครั้งแรกมาขยาย เพื่อให้เห็นลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ชัดเจนขึ้น ดังประกอบในภาพที่ 5 - 16

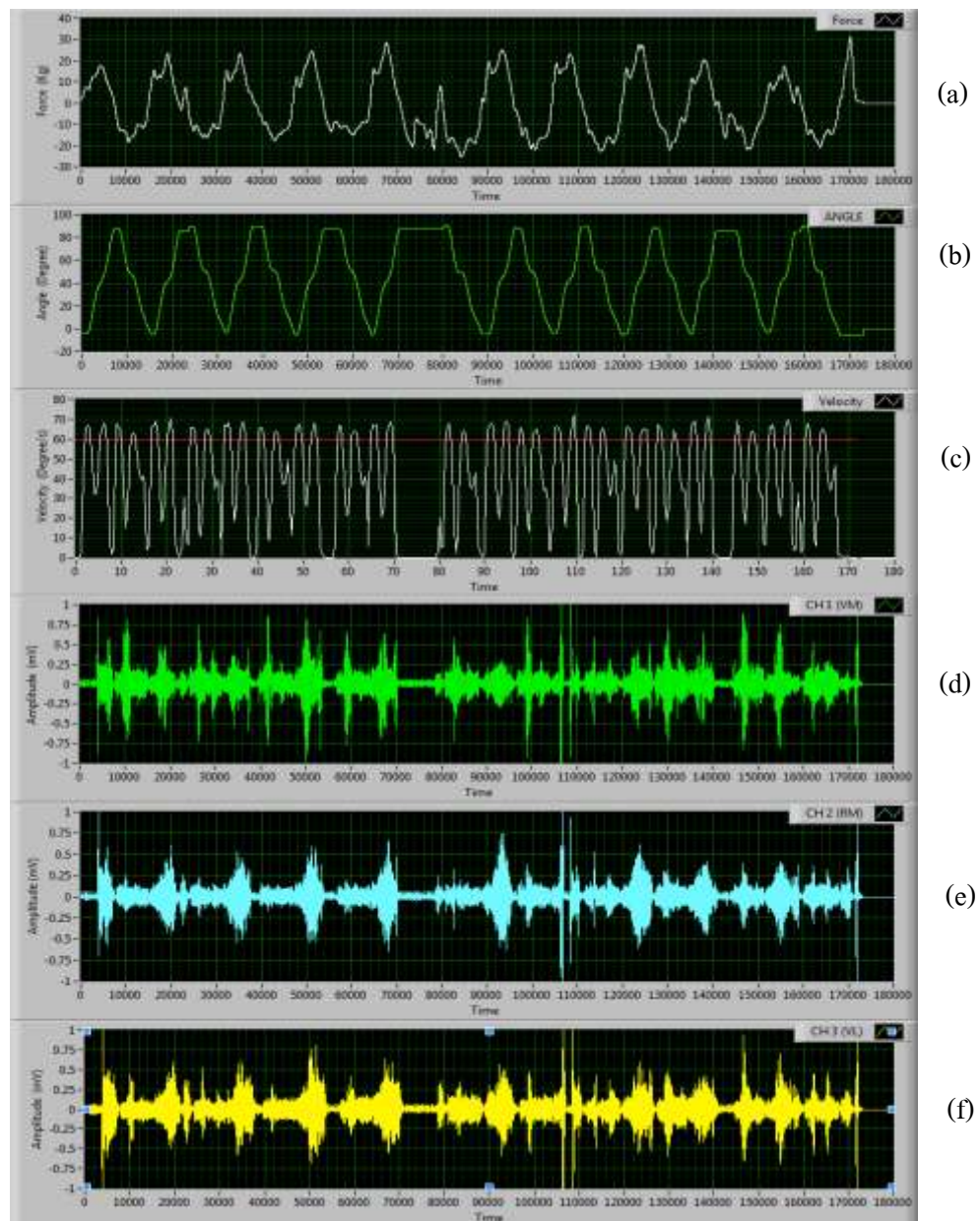


ภาพประกอบที่ 5 – 16 กราฟแสดงรอบการบริหารสองครั้งแรก (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง , (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis , (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris , (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 75%

จากภาพประกอบที่ 5 – 16 จะเห็นได้ว่าในช่วงการบริหารขาขึ้น สัญญาณแรงเตะ, สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงและสัญญาณความเร็ว จะมีลักษณะของสัญญาณที่ราบเรียบกว่าการบริหารในขาลง และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดแอมพลิจูดสูงกว่าสัญญาณในการบริหารขาลง จากการเปรียบเทียบข้อมูลกับการทดลองที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30 % และ 50% พบว่าสัญญาณแรงเตะและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดของแอมพลิจูดที่สูงกว่า ลักษณะโดยรวมของสัญญาณมีความถูกต้อง สังกัดได้จากเมื่อผู้บริหารออกแรงทำการบริหาร ทุกสัญญาณจะมีการเปลี่ยนแปลง แต่หากผู้บริหารไม่ออกแรง ทุกสัญญาณจะไม่มีเปลี่ยนแปลงหรือมีค่าเป็นศูนย์ เมื่อเทียบกับเวลาที่เท่ากัน

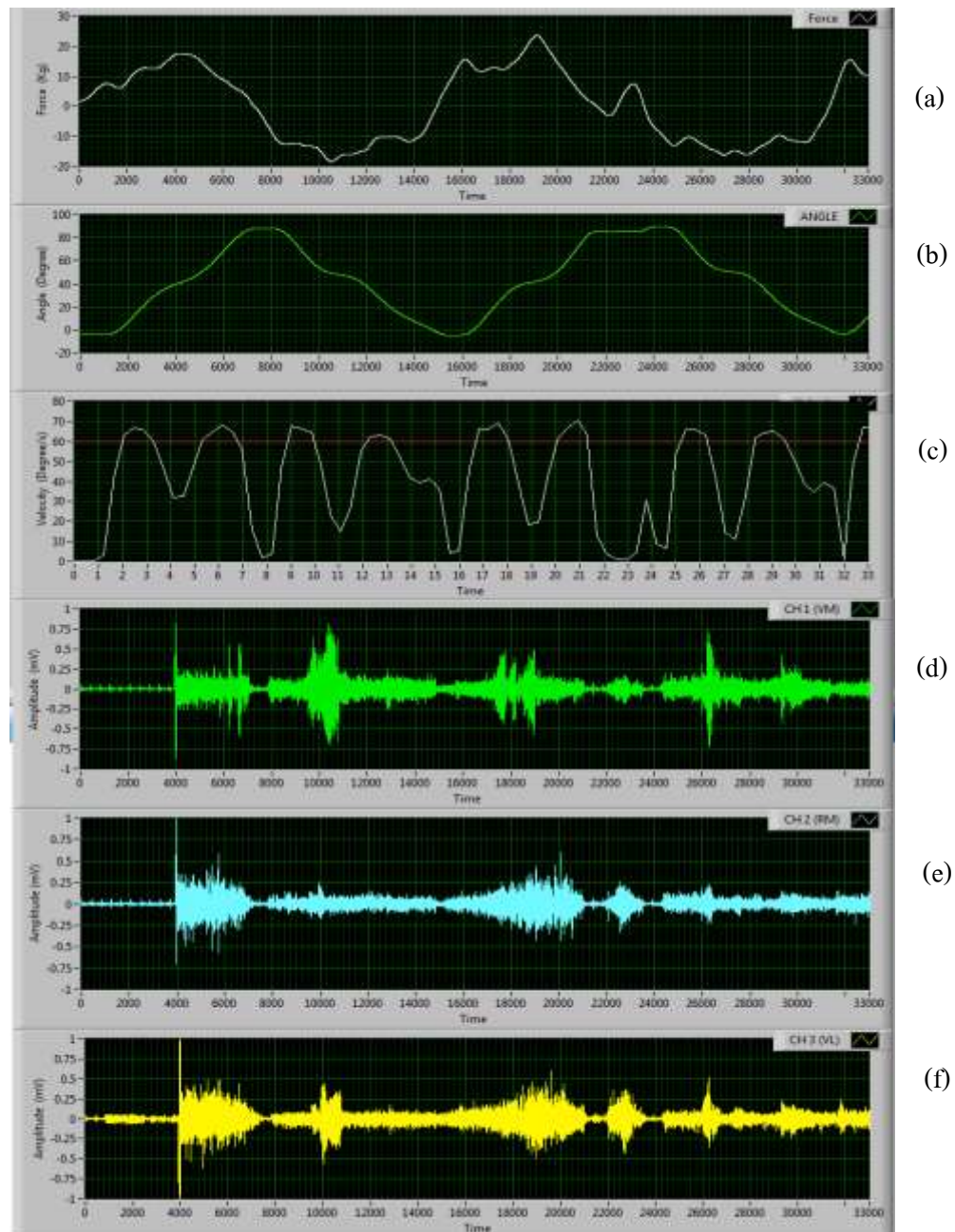


7) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงเตะสูงสุด แสดงในภาพประกอบที่ 5 – 17



ภาพประกอบที่ 5 – 17 กราฟแสดง (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง, (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis, (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris, (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 30%

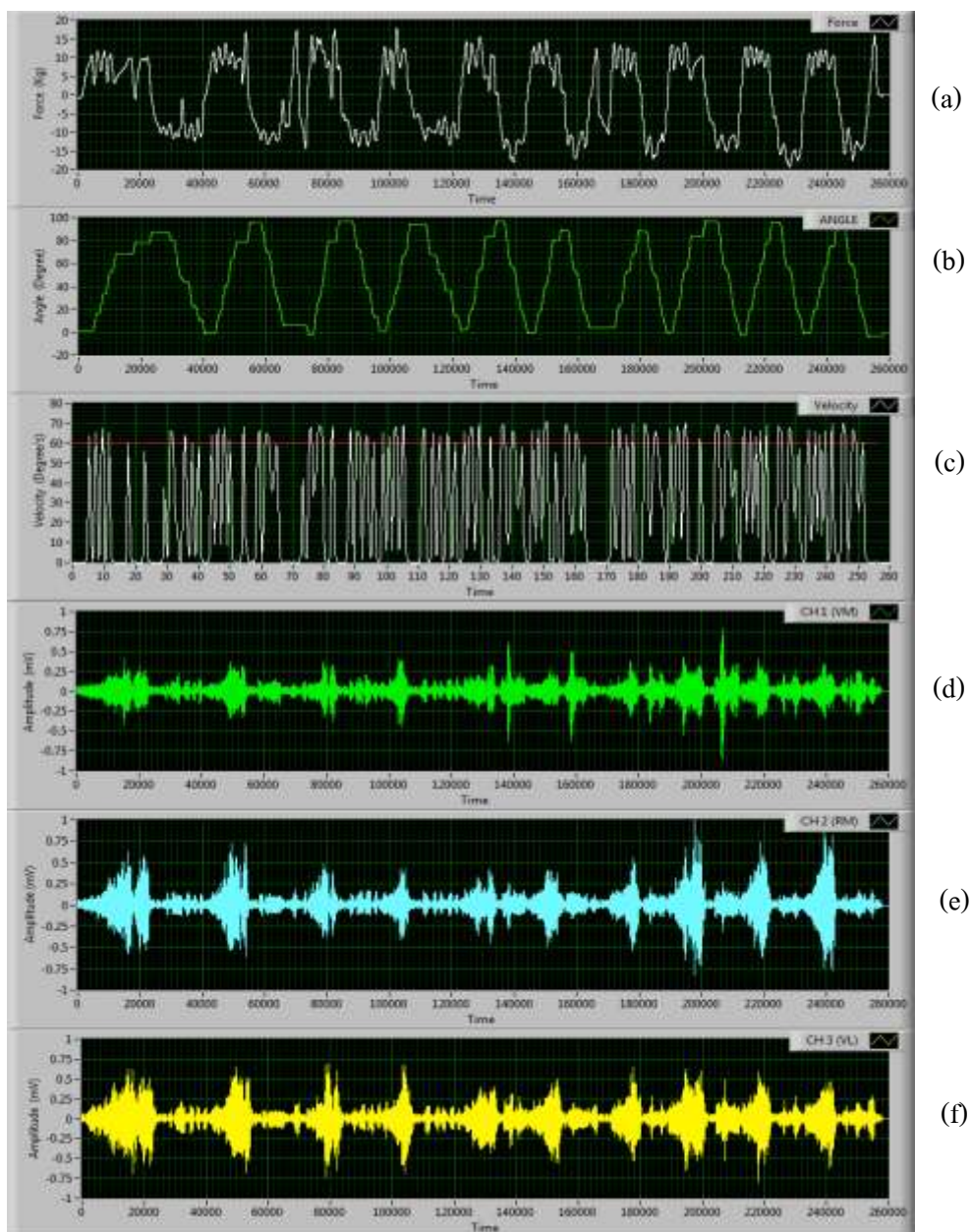
จากภาพประกอบที่ 5 – 17 จะแสดงให้เห็นกราฟของสัญญาณทั้งหมดในการทำงาน 10 ครั้ง ซึ่งจากผลการทดลอง สัญญาณต่างๆจะมีลักษณะคล้ายกับการทดลองที่ความเร็ว 10 และ 30 องศาต่อวินาที แต่จะมีความแตกต่างของกราฟสัญญาณความเร็วที่มีความราบเรียบของสัญญาณเพิ่มขึ้น ค่าความเร็วเป็นศูนย์ในช่วงจังหวะต่างๆลดน้อยลง ซึ่งเกิดจากการป้อนความเร็วในการบริหารสูงขึ้นทำให้ผู้บริหารออกแรงได้รวดเร็วขึ้นในส่วนของสัญญาณกล้ามเนื้อ พบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris จะมีขนาดแอมพลิจูดที่ใกล้เคียงกับ Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อ Vastus Medialis และเกิดสัญญาณรบกวนในบางช่วงสัญญาณ และเพื่อการศึกษาที่ละเอียดขึ้น จึงตัดช่วงสัญญาณต่างๆในการทำงานสองครั้งแรกมาขยาย เพื่อให้เห็นลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ชัดเจนขึ้น ดังประกอบในภาพที่ 5 – 18



ภาพประกอบที่ 5 – 18 กราฟแสดงรอบการบริหารสอครั้งแรก (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง , (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis , (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris , (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 30%

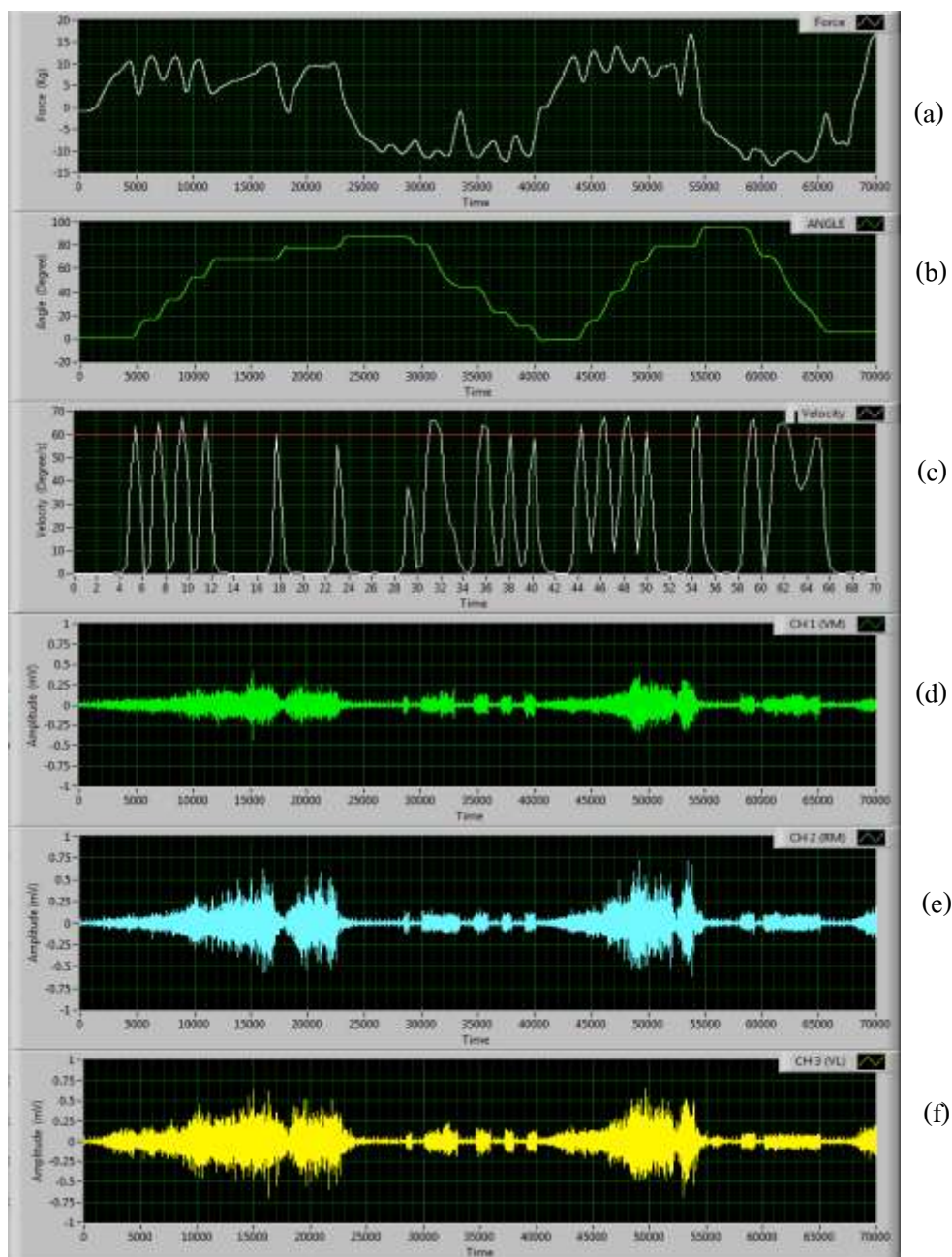
จากภาพประกอบที่ 5 – 18 จะเห็นได้ว่าในช่วงการบริหารขาขึ้น สัญญาณแรงเตะ, สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงและสัญญาณความเร็ว จะมีลักษณะของสัญญาณที่ราบเรียบกว่าการบริหารในขาลง และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดแอมพลิจูดสูงกว่าสัญญาณในการบริหารขา ลง จากการเปรียบเทียบข้อมูลกับการทดลองที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30 % พบว่า สัญญาณแรงเตะและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดของแอมพลิจูดในช่วงการบริหารขาขึ้นที่สูงกว่า ลักษณะโดยรวมของสัญญาณมีความถูกต้อง สังเกตได้จากเมื่อผู้บริหารออกแรงทำการบริหาร ทุกสัญญาณ จะมีการเปลี่ยนแปลง แต่หากผู้บริหารไม่ออกแรง ทุกสัญญาณจะไม่มีเปลี่ยนแปลงหรือมีค่าเป็น ศูนย์ เมื่อเทียบกับเวลาที่เท่ากัน

8) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงเตะสูงสุด แสดงในภาพประกอบที่ 5 – 19



ภาพประกอบที่ 5 – 19 กราฟแสดง (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง , (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis , (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris , (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 50%

จากภาพประกอบที่ 5 – 19 จะแสดงให้เห็นกราฟของสัญญาณทั้งหมดในการทำงาน 10 ครั้ง ซึ่งจากผลการทดลอง สัญญาณต่างๆจะมีลักษณะคล้ายกับการทดลองที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 30% ของแรงเตะสูงสุด แต่จะมีความแตกต่างของกราฟสัญญาณความเร็ว และกราฟสัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงที่มีความราบเรียบของสัญญาณลดลง ในส่วนของสัญญาณกล้ามเนื้อ พบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris จะมีขนาดแอมพลิจูดที่สูงกว่ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อ Vastus Medialis และเมื่อเปรียบเทียบค่าแอมพลิจูดของผลการเก็บสัญญาณ ที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30 % จะมีค่าแอมพลิจูดมากกว่า และเพื่อการศึกษาที่ละเอียดขึ้น จึงตัดช่วงสัญญาณต่างๆในการทำงานสองครั้งแรกมาขยาย เพื่อให้เห็นลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ชัดเจนขึ้น ดังประกอบในภาพที่ 5 - 20

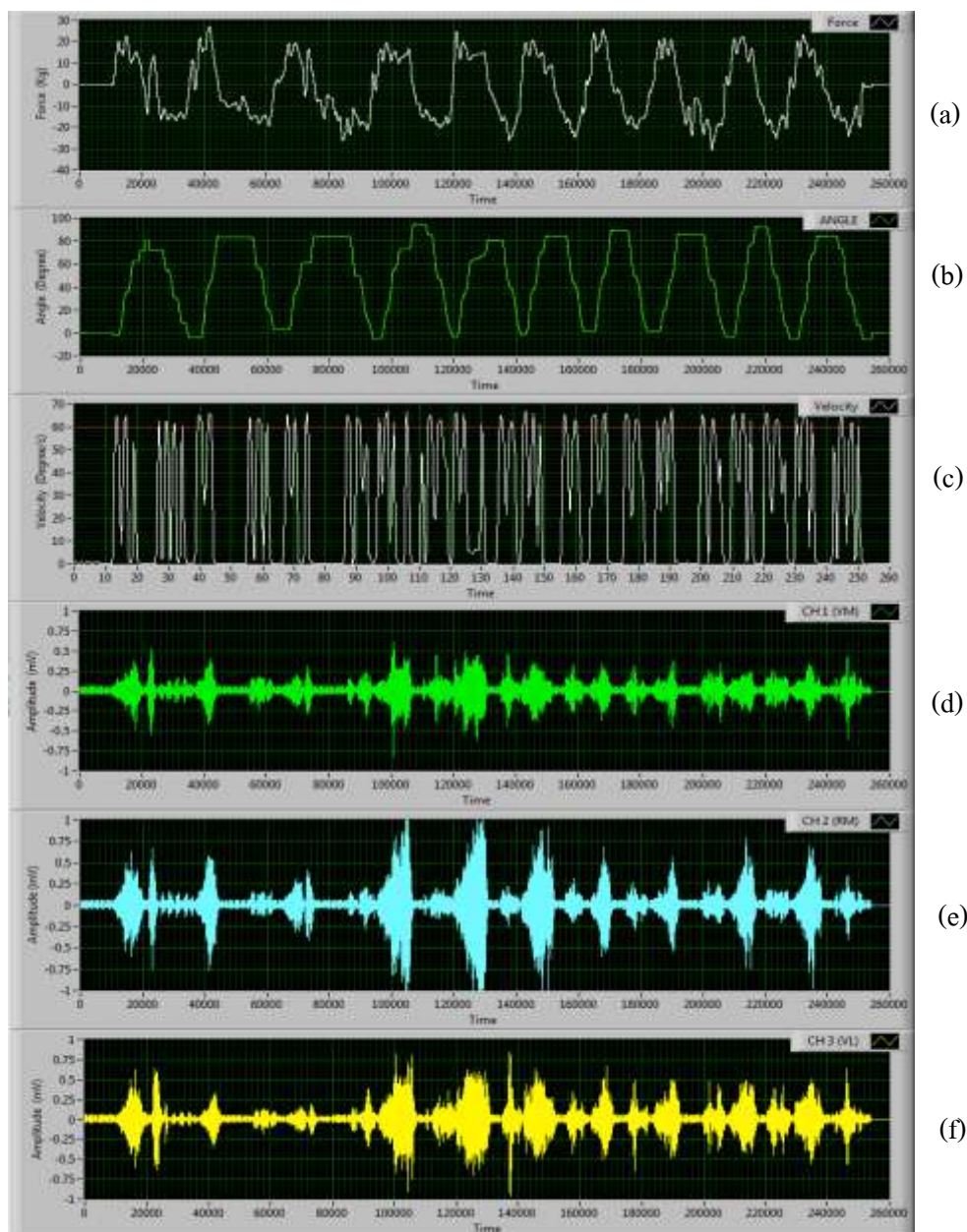


ภาพประกอบที่ 5 – 20 กราฟแสดงรอบการบริหารสองครั้งแรก (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง , (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis , (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris , (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 50%

จากภาพประกอบที่ 5 – 20 จะเห็นได้ว่าในช่วงการบริหารขาขึ้น สัญญาณแรงเตะ, สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงและสัญญาณความเร็ว จะมีลักษณะของสัญญาณที่ราบเรียบกว่าการบริหารในขาลง และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดแอมพลิจูดสูงกว่าสัญญาณในการบริหารขา ลง จากการเปรียบเทียบข้อมูลกับการทดลองที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30% พบว่า สัญญาณแรง เตะและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดของแอมพลิจูดในการบริหารขาขึ้นสูงกว่า ลักษณะ โดยรวมของสัญญาณมีความถูกต้อง สังเกตได้จากเมื่อผู้บริหารออกแรงทำการบริหาร ทุกสัญญาณ จะมีการเปลี่ยนแปลง แต่หากผู้บริหารไม่ออกแรง ทุกสัญญาณจะไม่มีเปลี่ยนแปลงหรือมีค่าเป็น ศูนย์ เมื่อเทียบกับเวลาที่เท่ากัน

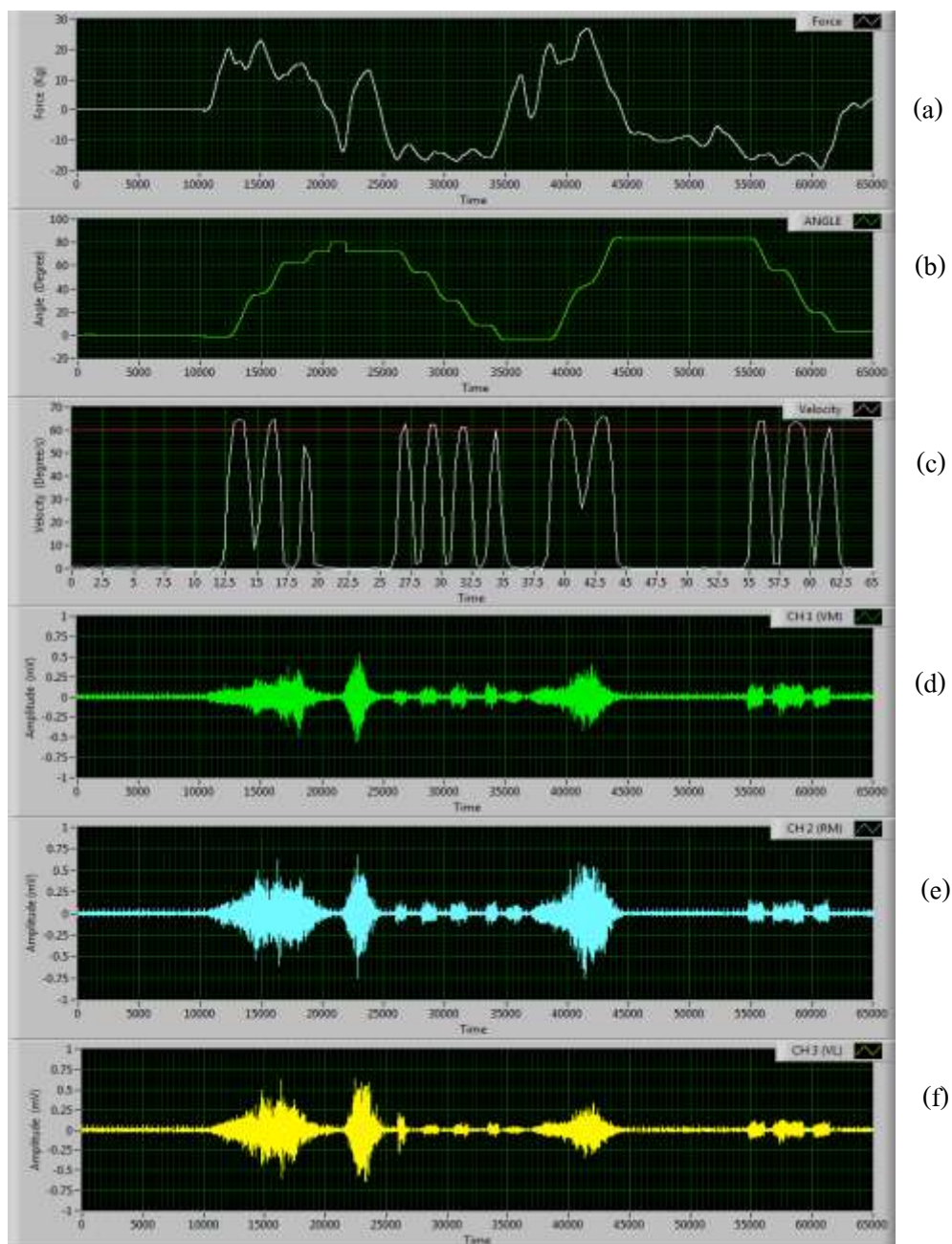


9) ผลการทดลองเก็บค่าสัญญาณจากการทำงานของเครื่องที่ความเร็ว 60 องศาต่อ  
กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงเตะสูงสุด แสดงในภาพประกอบที่ 5 – 21



ภาพประกอบที่ 5 – 21 กราฟแสดง (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง ,  
(c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis , (e) สัญญาณไฟฟ้า  
กล้ามเนื้อ Rectus Femoris , (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 60 องศา  
ต่อวินาที น้ำหนัก 75%

จากภาพประกอบที่ 5 – 21 จะแสดงให้เห็นกราฟของสัญญาณทั้งหมดในการทำงาน 10 ครั้ง ซึ่งจากผลการทดลอง สัญญาณต่างๆจะมีลักษณะคล้ายกับการทดลองที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที ที่น้ำหนัก 30% และ 50% ของแรงเตะสูงสุด แต่จะมีความแตกต่างของกราฟสัญญาณความเร็วและกราฟสัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงที่มีความราบเรียบของสัญญาณลดน้อยลงมาก และมีค่าความเร็วเป็นศูนย์ในหลายช่วงจังหวะ ในส่วนของสัญญาณกล้ามเนื้อ พบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris จะมีขนาดแอมพลิจูดที่ใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis กล้ามเนื้อ Vastus Medialis มีขนาดแอมพลิจูดน้อยสุด และเมื่อเปรียบเทียบค่าแอมพลิจูดของผลการเก็บสัญญาณ ที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30 % และ 50% จะมีค่าแอมพลิจูดที่มากกว่า และเพื่อการศึกษาที่ละเอียดขึ้น จึงตัดช่วงสัญญาณต่างๆในการทำงานสองครั้งแรกมาขยายให้เห็นลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ชัดเจนขึ้น ดังประกอบในภาพที่ 5 - 22



ภาพประกอบที่ 5 – 22 กราฟแสดงรอบการบริหารสองครั้งแรก (a) สัญญาณแรงเตะ, (b) สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง , (c) สัญญาณความเร็ว, (d) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis , (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris , (f) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 75 %

จากภาพประกอบที่ 5 – 22 จะเห็นได้ว่าในช่วงการบริหารขาขึ้น สัญญาณแรงเตะ, สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงและสัญญาณความเร็ว จะมีลักษณะของสัญญาณที่ราบเรียบกว่าการบริหารในขาลง และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดแอมพลิจูดสูงกว่าสัญญาณในการบริหารขาลง จากการเปรียบเทียบข้อมูลกับการทดลองที่ความเร็วเดียวกัน น้ำหนัก 30 % และ 50% พบว่าสัญญาณแรงเตะและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีขนาดของแอมพลิจูดที่สูงกว่า ลักษณะโดยรวมของสัญญาณมีความถูกต้อง สังกัดได้จากเมื่อผู้บริหารออกแรงทำการบริหาร ทุกสัญญาณจะมีการเปลี่ยนแปลง แต่หากผู้บริหารไม่ออกแรง ทุกสัญญาณจะไม่มีเปลี่ยนแปลงหรือมีค่าเป็นศูนย์ เมื่อเทียบกับเวลาที่เท่ากัน

### 5.3 ผลการทดลองวิเคราะห์ค่า MAV และ RMS

1) ค่า MAV และค่า RMS ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที น้ำหนักที่ 30%  
 - ผลการทดลองหาค่า MAV ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน  
 โหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของ  
 แรงตะสูงสุด ดังภาพประกอบที่ 5 – 23



ภาพประกอบที่ 5 – 23 กราฟแสดงค่า MAV (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Medialis ,  
 (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Vastus Lateralis  
 ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 30%

จากภาพประกอบ 5 – 23 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris จะมีค่า  
 MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อมากที่สุด รองลงมาคือกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อ  
 Vastus Medialis ตามลำดับ

- ผลการทดลองหาค่า RMS ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน โหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของ แรงตะสูงสุด ค้างภาพประกอบที่ 5 – 24

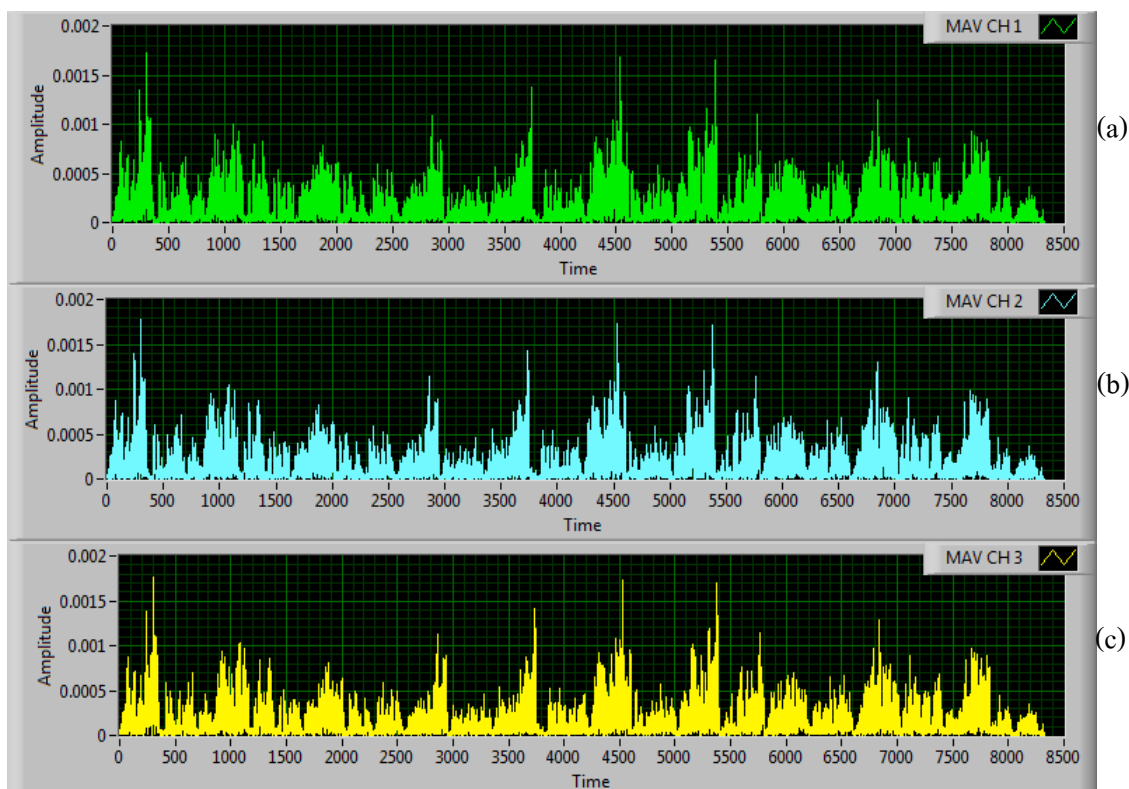


ภาพประกอบที่ 5 – 24 กราฟแสดงค่า RMS (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 30%

จากภาพประกอบ 5 – 24 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า RMS ของสัญญาณกล้ามเนื้อมากที่สุด รองลงมาคือกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis ตามลำดับ

2) ค่า MAV และค่า RMS ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที น้ำหนักที่ 50%

- ผลการทดลองหาค่า MAV ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงเตะสูงสุด ดังภาพประกอบที่ 5 – 25



ภาพประกอบที่ 5 – 25 กราฟแสดงค่า MAV (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 50%

จากภาพประกอบ 5 – 25 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis

- ผลการทดลองหาค่า RMS ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน โหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของ แรงเตะสูงสุด ดังภาพประกอบที่ 5 – 26



ภาพประกอบที่ 5 – 26 กราฟแสดงค่า RMS (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 50%

จากภาพประกอบ 5 – 26 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า RMS ของสัญญาณกล้ามเนื้อสูงที่สุด ส่วนกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis มีค่า RMS ใกล้เคียงกัน



3) ค่า MAV และค่า RMS ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที น้ำหนักที่ 75%

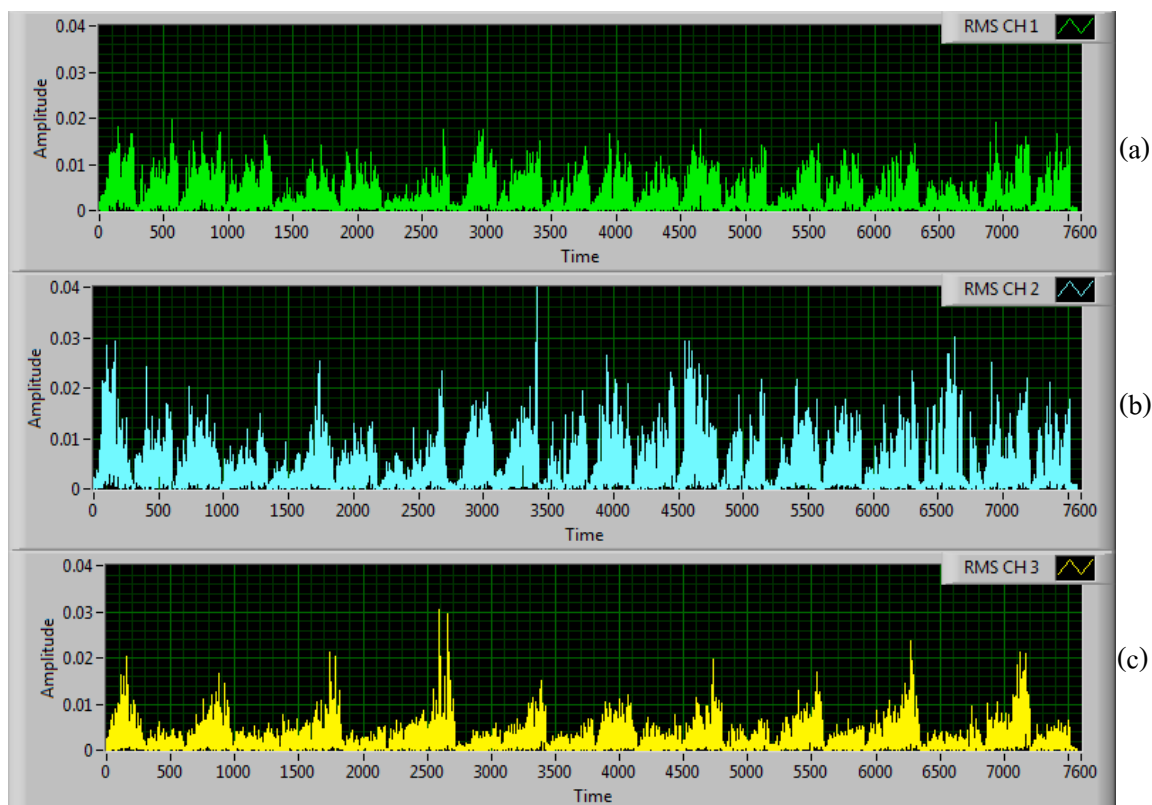
- ผลการทดลองหาค่า MAV ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงเตะสูงสุด ดังภาพประกอบที่ 5 – 27



ภาพประกอบที่ 5 – 27 กราฟแสดงค่า MAV (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 75%

จากภาพประกอบ 5 – 27 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อมากที่สุด รองลงมาคือกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ตามลำดับ

- ผลการทดลองหาค่า RMS ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน  
โหมมการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของ  
แรงตะสูงสุด ค้างภาพประกอบที่ 5 – 28

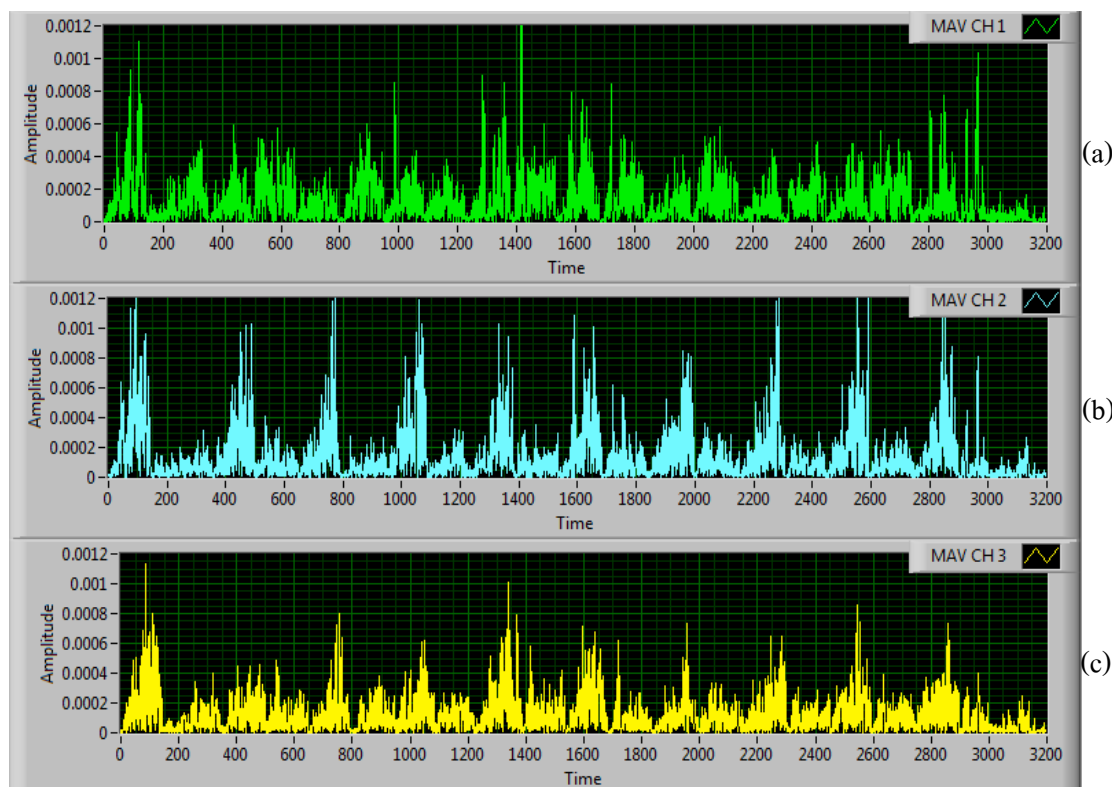


ภาพประกอบที่ 5 – 28 กราฟแสดงค่า RMS (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b)  
สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่  
ความเร็ว 10 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 75%

จากภาพประกอบ 5 – 28 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า  
RMS ของสัญญาณกล้ามเนื้อสูงที่สุด ส่วนกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis มีค่า RMS ของสัญญาณ  
กล้ามเนื้อสูงกว่ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis เล็กน้อย

4) ค่า MAV และค่า RMS ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที น้ำหนักที่ 30%

- ผลการทดลองหาค่า MAV ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงเตะสูงสุด ดังภาพประกอบที่ 5 – 29



ภาพประกอบที่ 5 – 29 กราฟแสดงค่า MAV (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 30%

จากภาพประกอบ 5 – 29 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อมากที่สุด ส่วนกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis มีค่าใกล้เคียงกัน

- ผลการทดลองหาค่า RMS ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน โหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของแรงตะสูงสุด ค้างภาพประกอบที่ 5 – 30

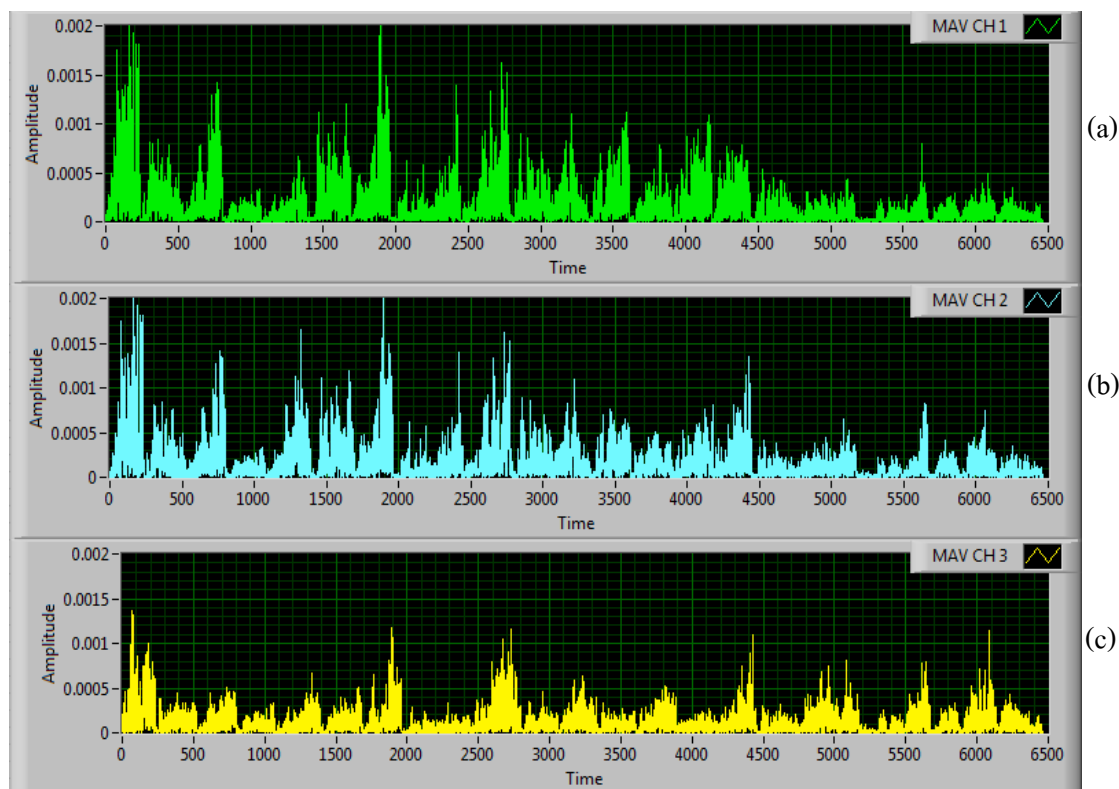


ภาพประกอบที่ 5 – 30 กราฟแสดงค่า RMS (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 30%

จากภาพประกอบ 5 – 30 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า RMS ของสัญญาณกล้ามเนื้อมากที่สุด ส่วนกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis มีค่าใกล้เคียงกัน

5) ค่า MAV และค่า RMS ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที น้ำหนักที่ 50%

- ผลการทดลองหาค่า MAV ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงเตะสูงสุด ดังภาพประกอบที่ 5 – 31



ภาพประกอบที่ 5 – 31 กราฟแสดงค่า MAV (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 50%

จากภาพประกอบ 5 – 31 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อมากที่สุด รองลงมาคือกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ตามลำดับ

- ผลการทดลองหาค่า RMS ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน โหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของ แรงเตะสูงสุด ค้างภาพประกอบที่ 5 – 32

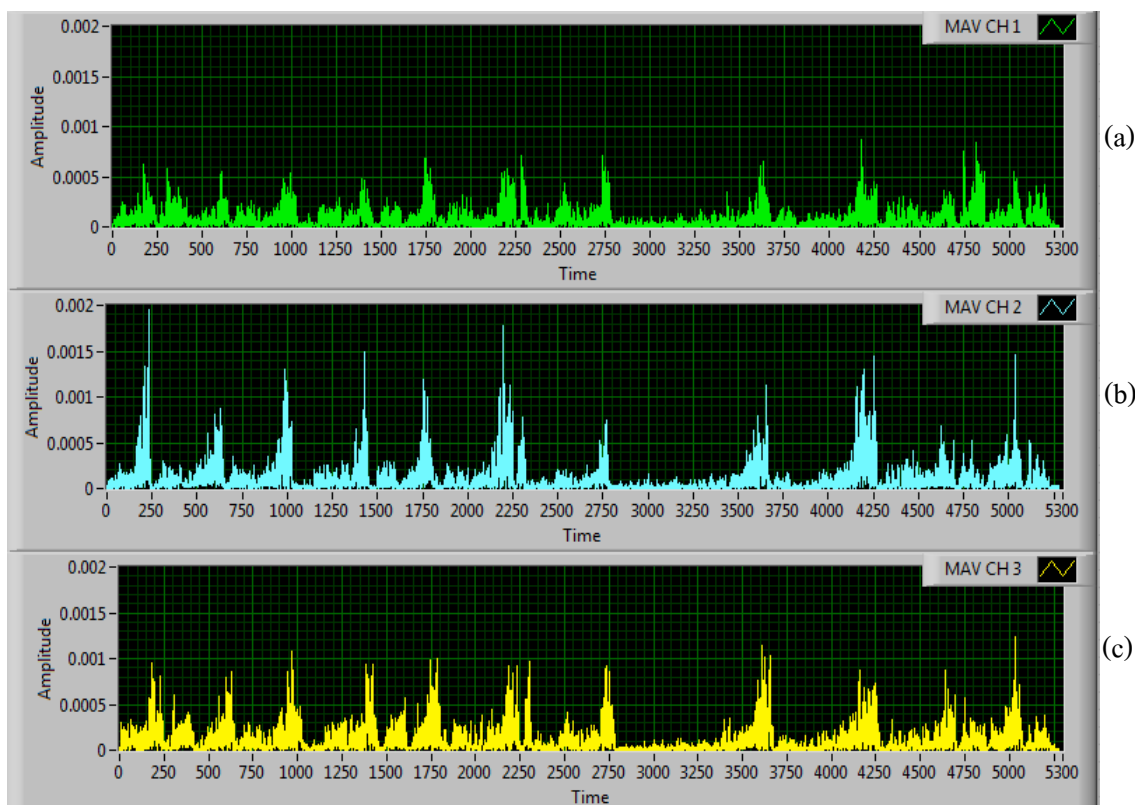


ภาพประกอบที่ 5 – 32 กราฟแสดงค่า RMS (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 50%

จากภาพประกอบ 5 – 32 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า RMS ของสัญญาณกล้ามเนื้อมากที่สุด รองลงมาคือกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ตามลำดับ

6) ค่า MAV และค่า RMS ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที น้ำหนักที่ 75%

- ผลการทดลองหาค่า MAV ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของแรงเตะสูงสุด ดังภาพประกอบที่ 5 – 33



ภาพประกอบที่ 5 – 33 กราฟแสดงค่า MAV (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 75%

จากภาพประกอบ 5 – 33 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis

- ผลการทดลองหาค่า RMS ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน โหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของ แรงตะสูงสุด ค้างภาพประกอบที่ 5 – 34



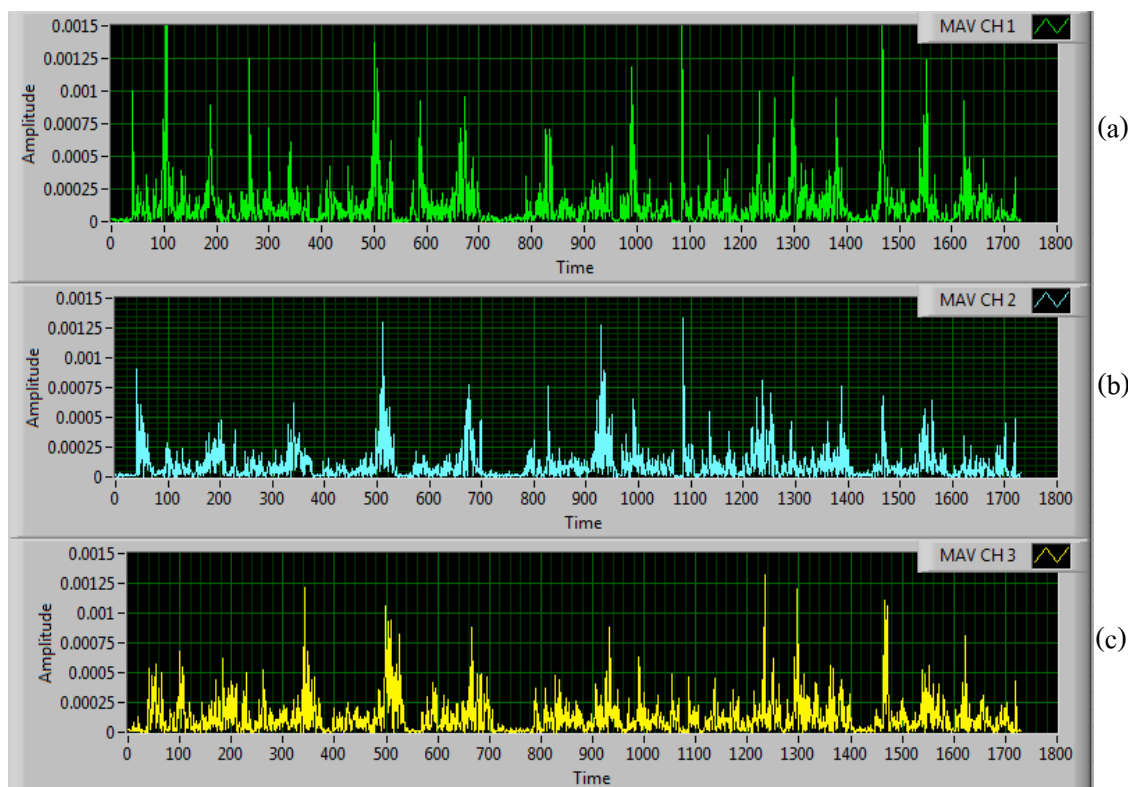
ภาพประกอบที่ 5 – 34 กราฟแสดงค่า RMS (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 30 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 75%

จากภาพประกอบ 5 – 34 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า RMS ของสัญญาณกล้ามเนื้อใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis



7) ค่า MAV และค่า RMS ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนักที่ 30%

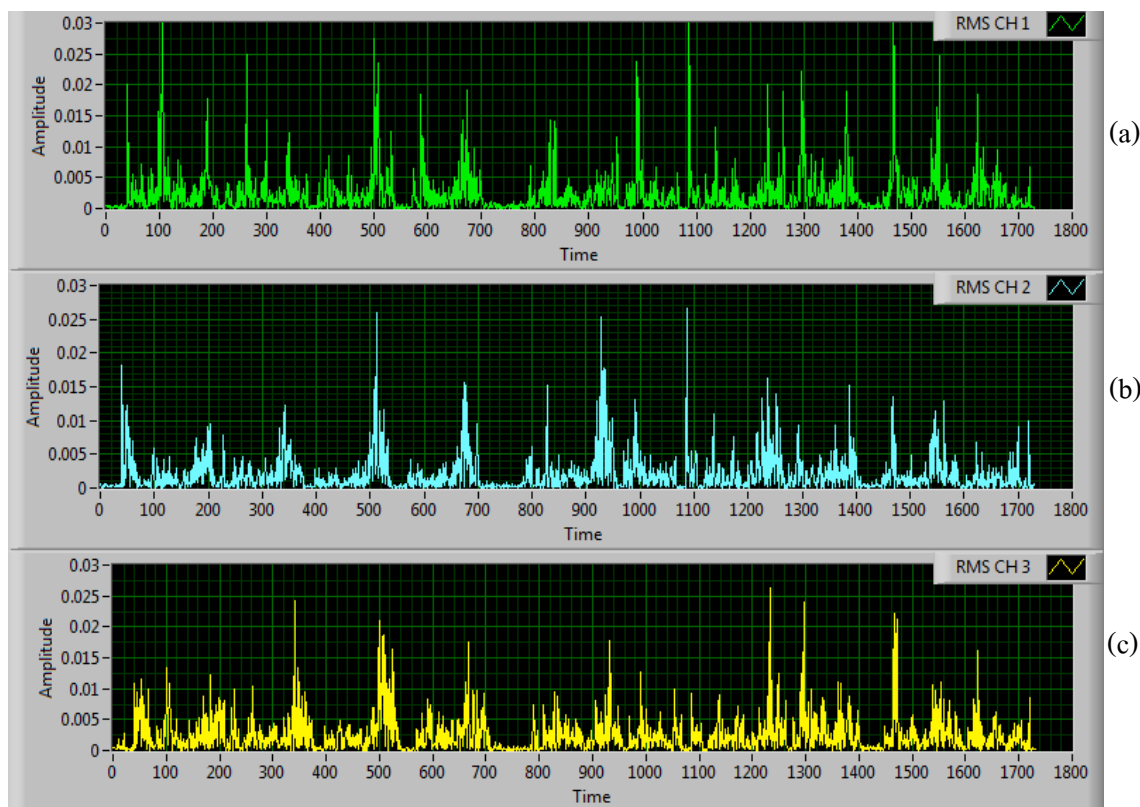
- ผลการทดลองหาค่า MAV ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน โหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของ แรงเตะสูงสุด ดังภาพประกอบที่ 5 – 35



ภาพประกอบที่ 5 – 35 กราฟแสดงค่า MAV (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 30%

จากภาพประกอบ 5 – 35 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis

- ผลการทดลองหาค่า RMS ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน  
โหมมการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 30% ของ  
แรงตะสูงสุด ค้างภาพประกอบที่ 5 – 36



ภาพประกอบที่ 5 – 36 กราฟแสดงค่า RMS (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b)  
สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่  
ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 30%

จากภาพประกอบ 5 – 36 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า  
MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis และกล้ามเนื้อมัด Vastus  
Lateralis

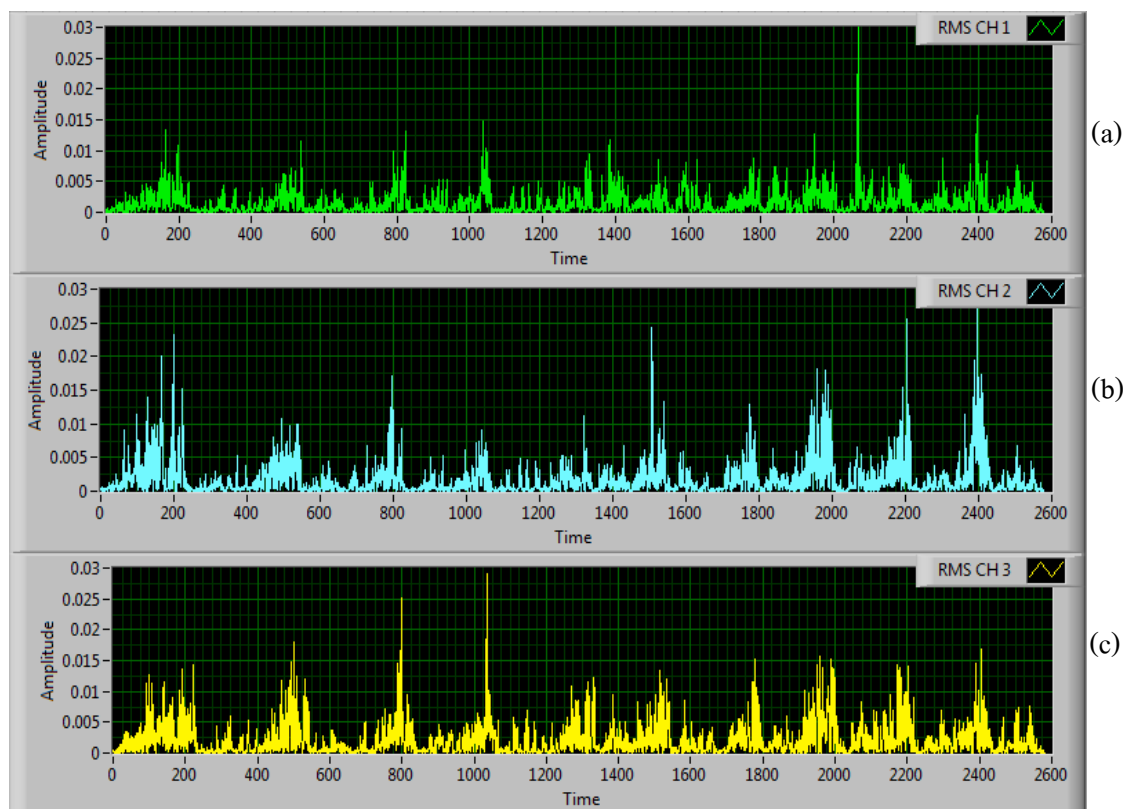
- 8) ค่า MAV และค่า RMS ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนักที่ 50%
- ผลการทดลองหาค่า MAV ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของแรงเตะสูงสุด ดังภาพประกอบที่ 5 – 37



ภาพประกอบที่ 5 – 37 กราฟแสดงค่า MAV (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 50%

จากภาพประกอบ 5 – 37 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อมากที่สุด รองลงมาคือกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ตามลำดับ

- ผลการทดลองหาค่า RMS ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน  
โหมมการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 50% ของ  
แรงตะสูงสุด ดังภาพประกอบที่ 5 – 38

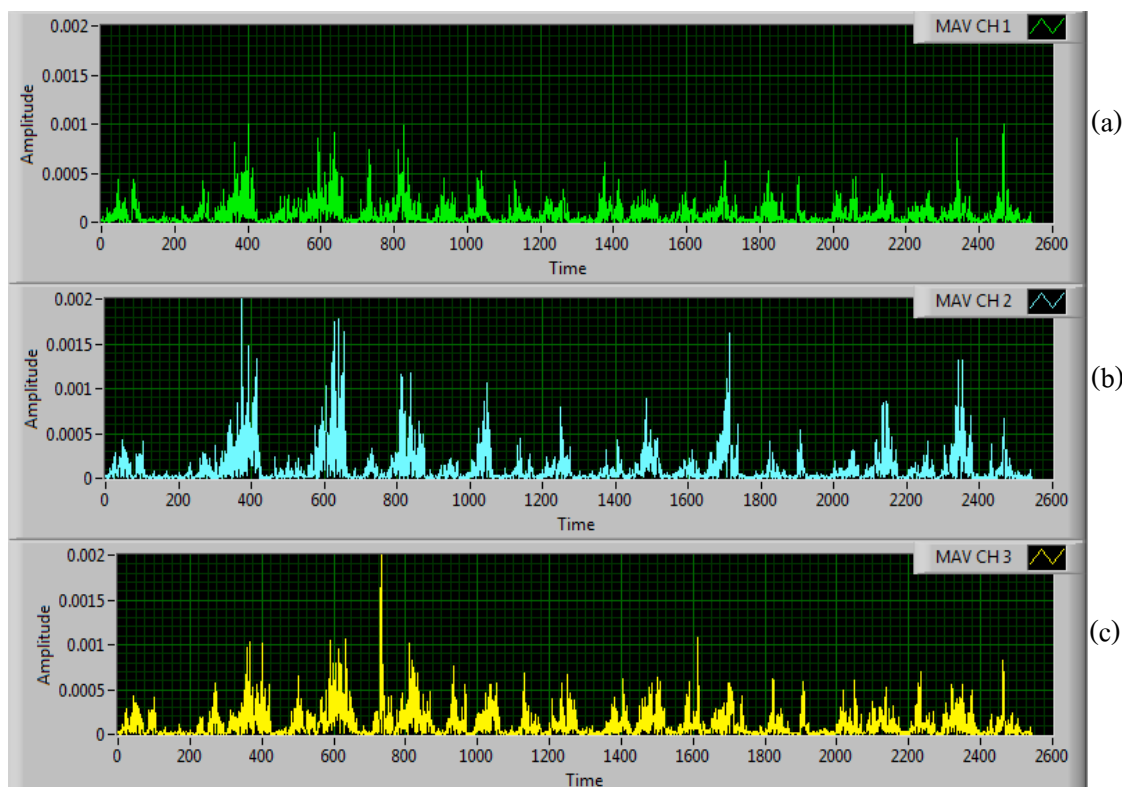


ภาพประกอบที่ 5 – 38 กราฟแสดงค่า RMS (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b)  
สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่  
ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 50%

จากภาพประกอบ 5 – 38 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า  
RMS ของสัญญาณกล้ามเนื้อมากที่สุด รองลงมาคือกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis และกล้ามเนื้อมัด  
Vastus Lateralis ตามลำดับ

9) ค่า MAV และค่า RMS ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนักที่ 75%

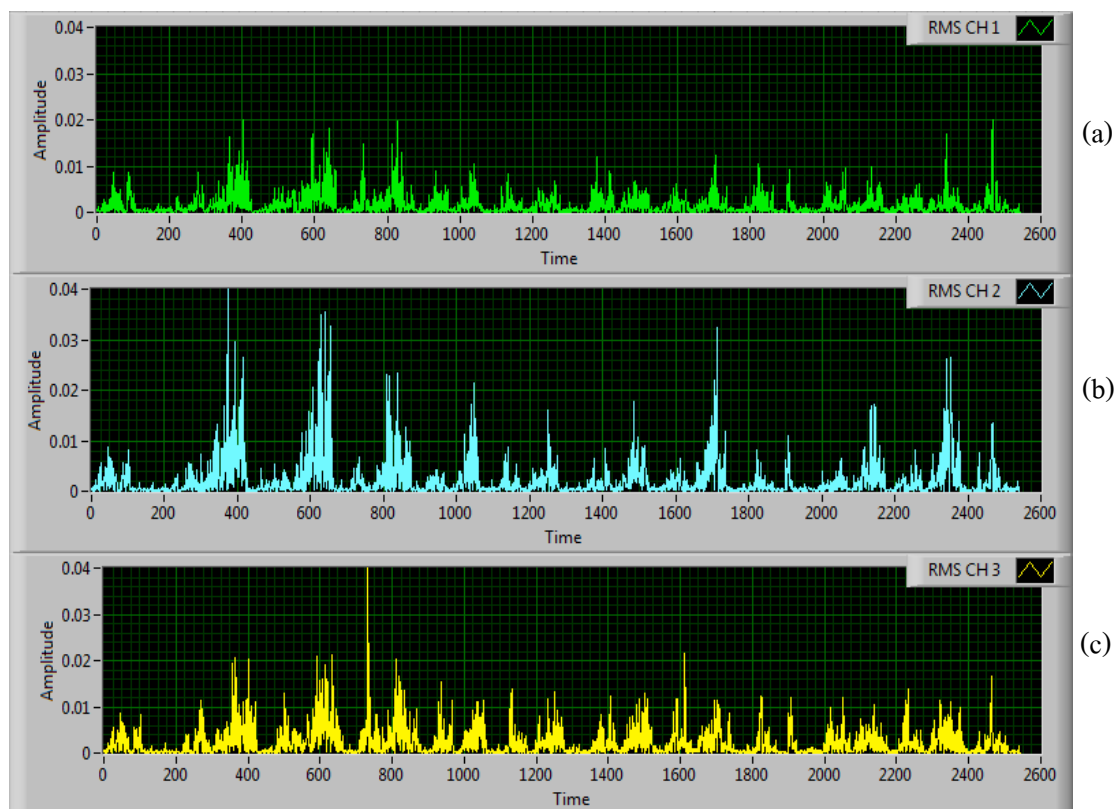
- ผลการทดลองหาค่า MAV ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน โหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของ แรงเตะสูงสุด ดังภาพประกอบที่ 5 – 39



ภาพประกอบที่ 5 – 39 กราฟแสดงค่า MAV (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 75%

จากภาพประกอบ 5 – 39 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis มีค่า MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อน้อยที่สุด

- ผลการทดลองหาค่า RMS ที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน โหมดการทำงานแบบ Isokinetic Classic ที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที กำหนดน้ำหนักที่ 75% ของ แรงตะสูงสุด ค้างภาพประกอบที่ 5 – 40



ภาพประกอบที่ 5 – 40 กราฟแสดงค่า RMS (a) ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis , (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris , (c) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis ที่ ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที น้ำหนัก 75%

จากภาพประกอบ 5 – 40 สังเกตได้ว่ากล้ามเนื้อมัด Rectus Femoris จะมีค่า RMS ของสัญญาณกล้ามเนื้อใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อมัด Vastus Lateralis และกล้ามเนื้อมัด Vastus Medialis มีค่า MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อน้อยที่สุด

### สรุปผลการทดลอง

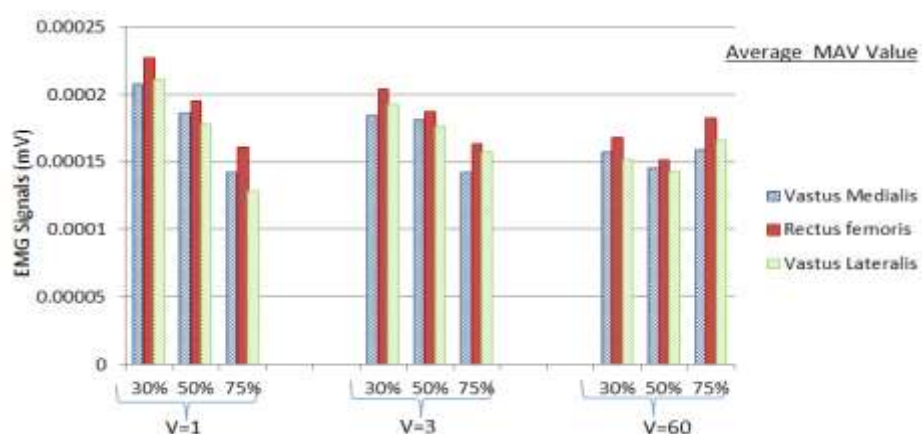
จากการทดลองในโหมด CPM จะเห็นได้ว่ามอเตอร์มีการตอบสนองได้ดี มีกำลังทอร์คเพียงพอจะเคลื่อนที่ไปถึงมุมกำหนดการทำงานที่ตั้งไว้ได้ ลักษณะของสัญญาณความเร็วมีค่าใกล้เคียงกับความเร็วที่กำหนดไว้ แต่จะมีบางช่วงสัญญาณที่มีความเร็วเกินค่าที่กำหนดไว้ เนื่องจากการทำงานของมอเตอร์ต้องมีการทำงานและหยุดสลับกันบ่อยครั้ง ทำให้ระบบควบคุมความเร็วต้องเปลี่ยนค่าเอาต์พุตควบคุมตลอดเวลา และเมื่อทำการทดลองกับค่าความเร็วที่สูงขึ้นพบว่าความเร็วในการทำงานมีลักษณะการแกว่งของสัญญาณสูงขึ้น และสังเกตได้ว่าการเปลี่ยนแปลงระดับความเร็วจะลดน้อยลง เนื่องจากการกำหนดความเร็วที่สูง ทำให้ใช้เวลาในการหมุนต่อรอบการทำงานน้อยลง การเปลี่ยนแปลงของความระดับความเร็วจึงน้อยลงตามไปด้วย ซึ่งจากการทดลองจะมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานจากค่าเฉลี่ยสูงสุดเท่ากับ 14.53 % จากผลการทดลองเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อระหว่างการทำงานในโหมด CPM พบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อไม่มีลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อระหว่างการทำงาน

จากการทดลองเครื่องบริหารข้อเข่าแบบไอโซคิเนติกในโหมด Isokinetic Classic พบว่า ค่าสัญญาณต่างๆที่ได้จากการทดลองมีความสอดคล้องกับค่ามุมการเปลี่ยนแปลง ซึ่งอธิบายจากลักษณะสัญญาณจะเห็นได้ว่า เมื่อผู้บริหารข้อเข่าออกแรงเตะเครื่องบริหารเกินกว่าค่าน้ำหนักที่กำหนดไว้เครื่องบริหารจะเริ่มการทำงาน แสดงให้เห็นถึงการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณแรงเตะ, สัญญาณความเร็วและสัญญาณกล้ามเนื้อไฟฟ้าที่มีความสอดคล้องกับค่ามุมเกิดการเปลี่ยนแปลง แต่หากไม่มีการออกแรงเตะหรือออกแรงไม่ถึงค่าน้ำหนักที่กำหนด เครื่องบริหารจะไม่มีการทำงาน ซึ่งแสดงให้เห็นว่าสัญญาณแรงเตะ, สัญญาณความเร็วและสัญญาณกล้ามเนื้อไฟฟ้าไม่มีการเปลี่ยนแปลงซึ่งสอดคล้องกับค่ามุมที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลง เมื่อทำการขยายขนาดของสัญญาณพบว่า ในการบริหารที่ความเร็วและน้ำหนักต่างๆ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในช่วงการบริหารขาขึ้นจะมีค่าแอมพลิจูดที่สูงกว่าการบริหารขาลง เนื่องจากผู้บริหารจะใช้การเกร็งมัดกล้ามเนื้อหน้าขาเป็นหลักในการเตะ จึงทำให้สัญญาณที่ได้ มีแอมพลิจูดที่สูงกว่าการบริหารขาลง แต่เมื่อถึงรอบการบริหารขาลง ผู้บริหารจะใช้การเกร็งกล้ามเนื้อมัดได้ขาเป็นหลักในการเตะ จึงทำให้สัญญาณที่ได้มีค่าแอมพลิจูดน้อยลง

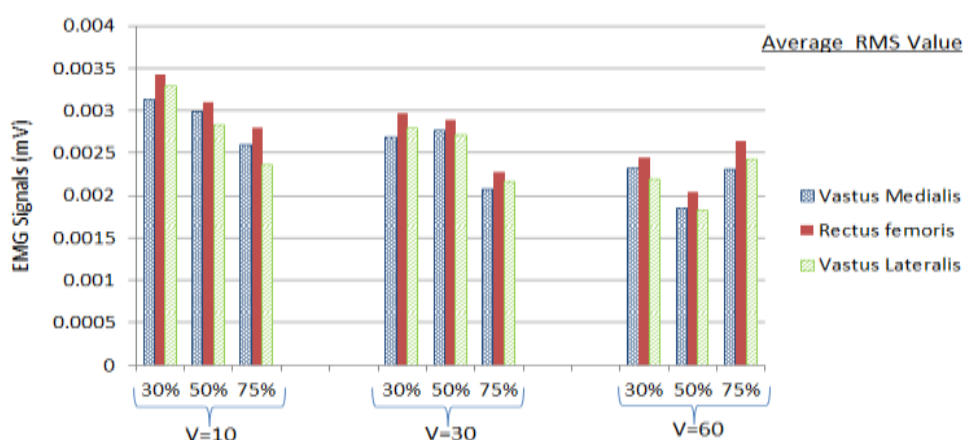
ปัจจัยที่มีผลต่อความเร็วในการทำงานจากการทดลองสรุปได้ว่า เมื่อทำการทดลองที่น้ำหนักน้อย พบว่าสัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลงและสัญญาณความเร็วจะมีลักษณะที่ไม่ราบเรียบ มีการแกว่งของสัญญาณที่เกินค่าที่กำหนดสูง เนื่องจากเมื่อป้อนน้ำหนักที่มีค่าน้อย ผู้บริหารสามารถออกแรงได้มาก จึงทำให้มีค่าเกินกว่าความเร็วที่กำหนด ทำให้ระบบควบคุมต้องกำหนดค่าเอาต์พุต

ควบคุมตลอดเวลา จึงเกิดการแกว่งของสัญญาณ เมื่อทำการทดลองที่น้ำหนักมาก พบว่าสัญญาณมุม การเปลี่ยนแปลงและสัญญาณความเร็วจะมีลักษณะที่ราบเรียบขึ้น มีการแกว่งของสัญญาณที่เกิน ค่าที่กำหนดต่ำลง เนื่องจากผู้บริหารไม่สามารถออกแรงในน้ำหนักมากได้จึงทำให้ระบบควบคุมสามารถ กำหนดเอาต์พุตควบคุมที่เหมาะสมได้ง่าย จึงทำให้ลักษณะของสัญญาณมีความราบเรียบกว่า

ในการเปรียบเทียบของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งสามมัดจากการวิเคราะห์ค่า MAV และ ค่า RMS พบว่าลักษณะของสัญญาณเมื่อทำการบริหารที่ใช้ น้ำหนักน้อย ค่าสัญญาณของ มัดกล้ามเนื้อ Rectus Femoris จะมีค่าเฉลี่ยแอมพลิจูดใกล้เคียงกับมัดกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis และมัดกล้ามเนื้อ Vastus Medialis แต่เมื่อทำการบริหารที่ใช้ น้ำหนักมากขึ้น มัดกล้ามเนื้อ Rectus Femoris จะมีขนาดแอมพลิจูดที่สูงกว่ามัดกล้ามเนื้ออื่น โดยแสดงค่าเฉลี่ยสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จากผลการทดลอง ดังแสดงในภาพประกอบที่ 5 – 41 และภาพประกอบที่ 5 – 42



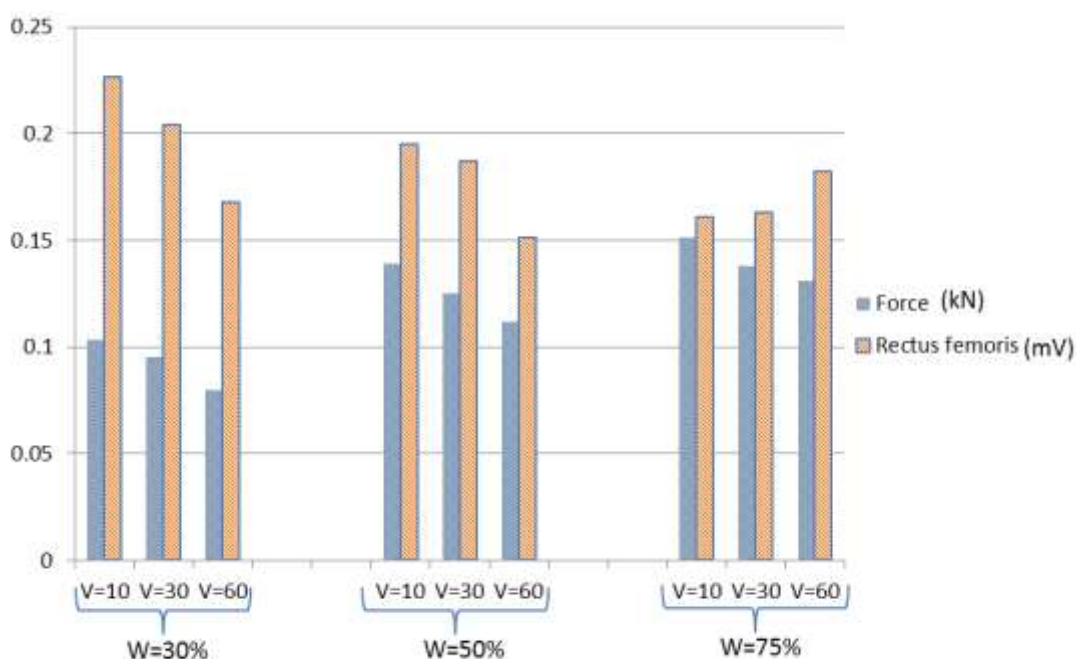
ภาพประกอบที่ 5 – 41 ค่าเฉลี่ย MAV ของสัญญาณกล้ามเนื้อในโหมดไอโซคิเนติก



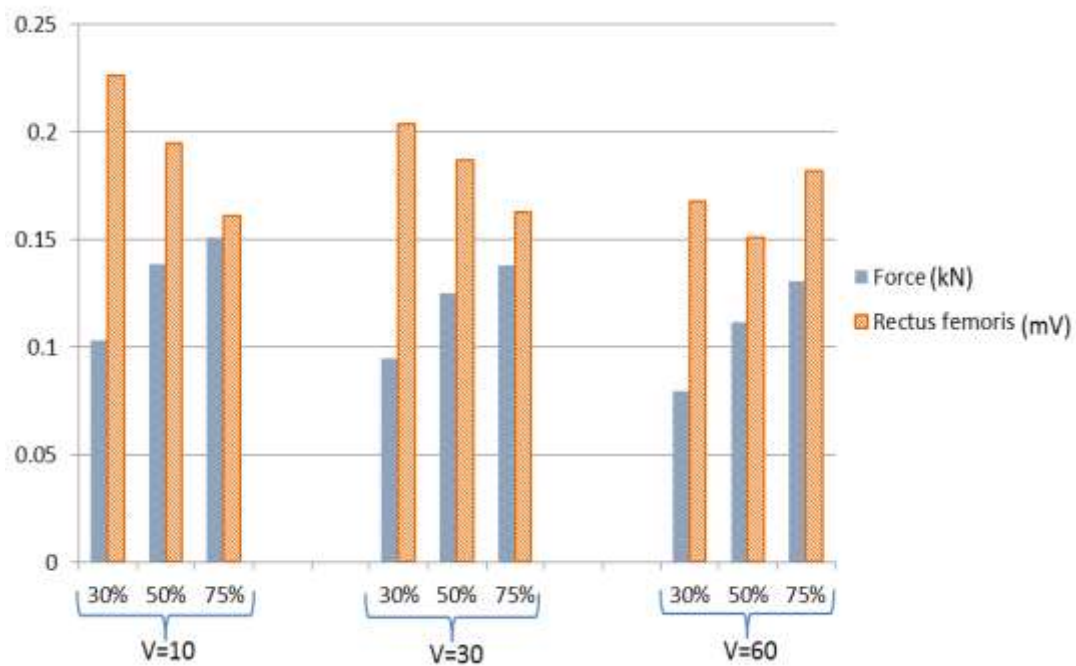
ภาพประกอบที่ 5 – 42 ค่าเฉลี่ย RMS ของสัญญาณกล้ามเนื้อในโหมดไอโซคิเนติก



เมื่อศึกษาแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณแรงและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris พบว่าสัญญาณแรงและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่น้ำหนักเดียวจะมีแนวโน้มลักษณะของสัญญาณที่ลดลง แต่ในการบริหารที่น้ำหนัก 75% ผู้ทำการบริหารจะมีการหยุดพักระหว่างการบริหาร จึงทำให้ค่าเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแตกต่างออกไปจากการบริหารที่ใช้น้ำหนักน้อย ดังแสดงในภาพประกอบที่ 5 – 43 และเมื่อศึกษาแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณแรงและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มัด Rectus Femoris ความเร็วเดียวกัน พบว่าลักษณะของสัญญาณแรงจะมีแนวโน้มที่สูงขึ้นส่วนลักษณะของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะมีแนวโน้มที่ลดลง เนื่องจากการบริหารที่ใช้น้ำหนักน้อยผู้ทำการบริหารสามารถออกแรงได้ทั้งช่วงการบริหาร แต่เมื่อเพิ่มน้ำหนักการบริหารให้สูงขึ้น ผู้ทำการบริหารจะมีการหยุดพักระหว่างการบริหาร จึงทำให้ค่าเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อน้อยลงเมื่อเปรียบเทียบกับการบริหารที่ใช้น้ำหนักน้อย และเมื่อสังเกตการบริหารที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที พบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีความแตกต่างจากการบริหารที่ความเร็วต่ำ เนื่องจากในการบริหารที่ความเร็ว 60 องศาต่อวินาที เป็นช่วงเริ่มต้นของการบริหาร ทำให้ผู้ทำการบริหารสามารถออกแรงได้มากกว่าการบริหารที่ความเร็วต่ำ จึงทำให้ค่าเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแตกต่างไปจากการบริหารที่ความเร็วต่ำ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 5 – 44



ภาพประกอบที่ 5 – 43 กราฟแสดงแนวโน้มของสัญญาณแรงและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris ที่น้ำหนักเดียวกัน



ภาพประกอบที่ 5 – 44 กราฟแสดงแนวโน้มของสัญญาณแรงและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ Rectus Femoris ที่ความเร็วเดียวกัน

## บทที่ 6

### บทสรุปและวิจารณ์ผล

#### 6.1 บทสรุป

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอการออกแบบพัฒนาโต๊ะบริหารข้อเข้าแบบ N-K Table ให้สามารถทำงานแบบไอโซคิเนติกและทำงานร่วมกันกับระบบเก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ ซึ่งระบบสามารถทำการบริหารข้อเข้าได้ 2 โหมดการทำงานคือ โหมด CPM และ โหมด Isokinetic Classic โดยทั้ง 2 โหมดสามารถเลือกความเร็วในการบริหารได้ตั้งแต่ 1 – 60 องศาต่อวินาที สามารถกำหนดค่าน้ำหนักได้ตั้งแต่ 1 – 720 Nm (1 - 73 Kg) จากผลการทดลองการทำงานร่วมกันของทั้งสองระบบผ่านการควบคุมและแสดงผลบนโปรแกรม Labview พบว่า ลักษณะของสัญญาณต่างๆที่ได้ มีความถูกต้องตามการทำงานโดยมีหน้าต่างแสดงผลเป็นเวลาจริง (real time) สามารถแสดงผลและบันทึกค่า สัญญาณแรงเตะ, สัญญาณมุมการเปลี่ยนแปลง, สัญญาณความเร็วในการบริหาร, สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและผลวิเคราะห์ค่า MAV และ RMS เพื่อนำไปประเมินพัฒนาการของกล้ามเนื้อต่อไป ในส่วนของกรออกแบบกลไกสามารถนำชุดกลไกที่พัฒนาแล้วไปปรับใช้กับโต๊ะบริหารข้อเข้าแบบ N-K Table ได้โดยไม่ต้องแก้ไขอุปกรณ์ใดๆ มีขนาดเล็กกว่าเมื่อเทียบกับขนาดของเครื่องบริหารแบบไอโซคิเนติกที่มีขายตามท้องตลาดทำให้เคลื่อนย้ายได้สะดวก และยังใช้วัสดุและอุปกรณ์ที่มีราคาถูกแต่มีระบบการทำงานที่ใกล้เคียงกัน ซึ่งเมื่อรวมราคาของอุปกรณ์และค่าปรับปรุงกลไกทั้งหมดแล้วมีต้นทุนไม่เกิน 70,000 บาท

#### 6.2 ปัญหาและแนวทางแก้ไข

##### 1) ปัญหาคุณสมบัติของมอเตอร์กระแสตรง

เนื่องจากการควบคุมความเร็วมอเตอร์กระแสตรงที่ใช้ในงานวิจัยมีความเร็วที่ไม่คงที่เนื่องจากเป็นมอเตอร์มือสอง ต้องใช้ระบบ PID Control มาควบคุมความเร็วในการทำงาน ซึ่งเมื่อถูกตั้งระดับการทำงานจาก PID Control Output ทำให้ระบบมีการคลาดเคลื่อนของสัญญาณความเร็ว จึงยากที่จะรักษาความเร็วให้คงที่ตลอด

วิธีการแก้ไข เลือกใช้มอเตอร์ที่บอกถึงคุณสมบัติทางกลและมอเตอร์ต้องมีการหมุนด้วยความเร็วคงที่มากที่สุด เพื่อให้ระบบควบคุมรักษาความเร็วคงที่ได้ง่ายขึ้น

## 2) ปัญหาการสื่อสาร ( Interface ) บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์กับคอมพิวเตอร์

เนื่องจากการสื่อสารระหว่างบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์กับคอมพิวเตอร์ติดต่อกันแบบ Serial port ซึ่งต้องมีการรับส่งข้อมูลในช่วงเวลาที่เท่ากัน (Synchronous) แต่เมื่อทดลองจริงกับระบบ จะมีช่วงเวลารับส่งข้อมูลของช่วงเวลาที่ไม่เท่ากัน (Asynchronous) จึงทำให้บางครั้งเกิดความผิดพลาด การเชื่อมต่อในการควบคุมมอเตอร์

วิธีการแก้ไข ศึกษาและปรับปรุงเงื่อนไขการทำงานของโปรแกรมให้ซับซ้อนน้อยลง เพื่อให้ช่วงเวลารับส่งข้อมูลสัมพันธ์กันมากยิ่งขึ้น

## 3) ปัญหาสัญญาณรบกวนที่ปนอยู่กับสัญญาณ ไฟฟ้ากล่อมเนื้อในบางช่วงเวลา

เนื่องจากการบริหารต้องมีการเคลื่อนไหวตลอดเวลาจึงทำให้สายสัญญาณที่เชื่อมต่อระหว่างกล่อมเนื้อขาและตัวเก็บสัญญาณเกิดการแกว่ง ทำให้บางช่วงเวลาก่อให้เกิดสัญญาณรบกวนและประกอบด้วยอุปกรณ์ต่างๆ มีการทำงานพร้อมกันจึงเกิดสัญญาณรบกวนขึ้นได้

วิธีการแก้ไข ปรับปรุงการเชื่อมต่อของสัญญาณให้อยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสมและแยกเครื่องจับสัญญาณ ไฟฟ้ากล่อมเนื้อจากตัวโต๊ะบริหารข้อเข้า

## 6.3 แนวทางการพัฒนาต่อไป

1) เลือกใช้มอเตอร์ที่บอกถึงคุณสมบัติเชิงกลเพื่อง่ายต่อการคำนวณและหาค่าเกณฑ์ใน PID Control เลือกใช้มอเตอร์ที่มีความเร็วคงที่และรอบสูงขึ้นเพื่อประสิทธิภาพในการรักษาความเร็วและขยายช่วงความเร็วในการบริหารให้มากขึ้น

2) พัฒนาส่วนกลไกให้มีรูปแบบที่แข็งแรงกะทัดรัดและง่ายต่อการติดตั้งกับโต๊ะบริหารอื่นๆ

3) พัฒนาส่วนของการเขียน โปรแกรมให้มีความซับซ้อนน้อยลงและสามารถรับส่งข้อมูลระหว่างคอมพิวเตอร์ของช่วงเวลาให้เท่ากัน (Synchronous) มากกว่านี้

4) ปรับเปลี่ยนจุดกำหนดการเคลื่อน (Limit Position) ให้สามารถใช้งาน ได้สะดวกมากขึ้นโดยไม่ต้องถอดประกอบ

5) ออกแบบชุดกลไกให้สามารถใช้งาน ได้ทั้งสองข้างโดยไม่ต้องถอดประกอบ

- 6) เพิ่มความบันเทิงระหว่างการบริหาร เพื่อให้ผู้บริหารข้อเข่ามีแรงจูงใจในการบริหารข้อเข่า
- 7) เพิ่มสายเข็มขัดรัดลำตัวและต้นขา เพื่อยึดติดผู้บริหารให้มั่นคงกับเครื่องบริหารมากขึ้น

### เอกสารอ้างอิง

- [1] รศ.พญ.วิไล คุปต์นิรัติกัยกุล, เวชศาสตร์ฟื้นฟูโรงพยาบาลศิริราช, "การใช้งานข้อเข่าในชีวิตประจำวัน," *มูลนิธิโรคข้อในพระราชูปถัมภ์ สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ สยามบรมราชกุมารี*, [ออนไลน์] เข้าถึงได้จาก: <http://www.thaiarthritis.org/article19.htm>, 2009
- [2] DJ. LaPlaca, DR. Keskula, K.I. Heinrichs and DH. Perrin, "Comparison of N-K Table Offset Angles with the Human Knee Flexor Torque Curve.," *Journal of Athletic Training*, vol. 28, no.1, 1993, pp. 59 – 62.
- [3] รศ.พญ.วิไล คุปต์นิรัติกัยกุล, ภาควิชาเวชศาสตร์ฟื้นฟู, คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล, "การดำรงชีวิตอย่างมีคุณภาพสำหรับผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อม," *มูลนิธิโรคข้อในพระราชูปถัมภ์สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ สยามบรมราชกุมารี*, [ออนไลน์] เข้าถึงได้จาก: <http://www.thaiarthritis.org/article27.htm>, 2009.
- [4] พ.ท.นพ. สุรวุฒิ ปรีชานนท์, "โรคข้อเสื่อมความชราที่หนีไม่พ้น, " *มูลนิธิโรคข้อในพระราชูปถัมภ์สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ สยามบรมราชกุมารี*, [ออนไลน์] เข้าถึงได้จาก: <http://www.thaiarthritis.org/article04.htm>, 2009.
- [5] Perrine JJ, Edgerton VR, "Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading.," *Med Science Sports Exercise Device for Knee Extension*, 10:159-166, 1978.
- [6] Karen M. Medvick, PT, William T. Stuaber, "Optimal Application of the N-K Table.," *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 0196-6011/86/0804.

- [7] Jason Nikitzuk, Abhimanyu Das, Harsh Vyas, “Adaptive Torque Control of Electro-Rheological Fluid Brakes Used in Active Knee Rehabilitation Devices.,” *IEEE International Conference on Robotics and Automation Orlando, Florida*, May 2006.
- [8] Patent Application Publication US 5,050,589 “Isokinetic Knee Table.,” Sep 24 1991.
- [9] Patent Application Publication US 2009/0124461A1 “Isokinetic Exercise Equipment.,” May 14 2009.
- [10] Pual I-Hai Lin, John Chou, “Comparison on fuzzy logic and PID controls For DC motor.,” *IEEE control magazine 1994.*, pp. 1930-1935.
- [11] Mario Cesarelli, Paolo Bifulco, Marcello Bracale, ”Quadriceps muscles activation in anterior knee pain during isokinetic exercise.,” *Medical Engineering & Physics 21 (1999)*, pp. 469 – 478.
- [12] James W. Matheson, Thomas W, Ggorge J. Davies, “Electromyographic activity and applied load during seated quadriceps exercises.,” *Program in Physical Therapy, Health Science Center, University of Wisconsin-La Crosse, La Crosse.*, WI 54601.
- [13] สำนักการแพทย์กรุงเทพมหานคร, “โรคข้อเข่าเสื่อม ( Osteoarthritis of the Knee),” [ออนไลน์] เข้าถึงได้จาก: [http://www.msdbangkok.go.th/healthconnor\\_Osteoarthritis%20of%20the%20Knee.htm](http://www.msdbangkok.go.th/healthconnor_Osteoarthritis%20of%20the%20Knee.htm), 2009.
- [14] Remedy Health Media, LLC. All Rights Reserved, “Simple Exercises Can Reduce the Incidence of Patello femoral Pain by 75%.,” [Online] Available: <http://www.wellsphere.com/endurance-training-article/simple-exercises-can-reduce-the-incidence-of-patellofemoral-pain-by-75/1430361>, 2011.

- [15] Durant Physical Therapy, “ Durant Physical Therapy & Aquatic Center.,” [Online] Available : <http://www.durantphysicaltherapy.com/>, 2012.
- [16] PHYSIOMED ELEKTROMEDIZIN, “Technology for Therapy, CON-TREX .,” [Online] Available : <http://www.physiomed.de/index.php?id=1094>
- [17] Paul Spencer - Wimpenny, Wimpenny P 2000, “How is Isokinetic Resistance Created.,” [Online] Available:<http://www.isokinetics.net/isokinetics/key-concepts/how-do-themachines-work.html>, 2009.
- [18] OMRON Corporation 2007, ”Omron Industrial Automation - Programmable Controllers.,” [Online] Available: <http://www.ia.omron.com/products/family/1916/feature.html>, 2011.
- [19] University of Cambridge, “Introduction to mechanical testing.,” [Online] Available: <http://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/BD3/printall.php>, 2012.
- [20] Phoenix Healthcare Products Ltd, “ HUMAC NORM Testing & Rehabilitation System.,” [Online] Available:<http://www.phoenix-healthcare.co.uk/product/619/humac-norm-testing-habilitation-system>, 2012.
- [21] Spire Murrayfield Hospital, “Isokinetic assessment and treatment.,” [Online] Available: <http://www.spirehealthcare.com/edinburgh/specialisms/physiotherapy/isokinetic-assessment-and-treatment>, 2012.
- [22] มหาวิทยาลัยราชภัฏนครปฐม, ”เทคโนโลยีสื่อสารไร้สายทางด้านการแพทย์,” [ออนไลน์] เข้าถึงได้จาก:<http://research.npru.ac.th/wcru/#>, 2012.
- [23] Floota.com or its Affiliates, ”Quadriceps Stretch.,” [Online] Available :<http://www.floota.com/quadricepsstretch.html>, 2011.

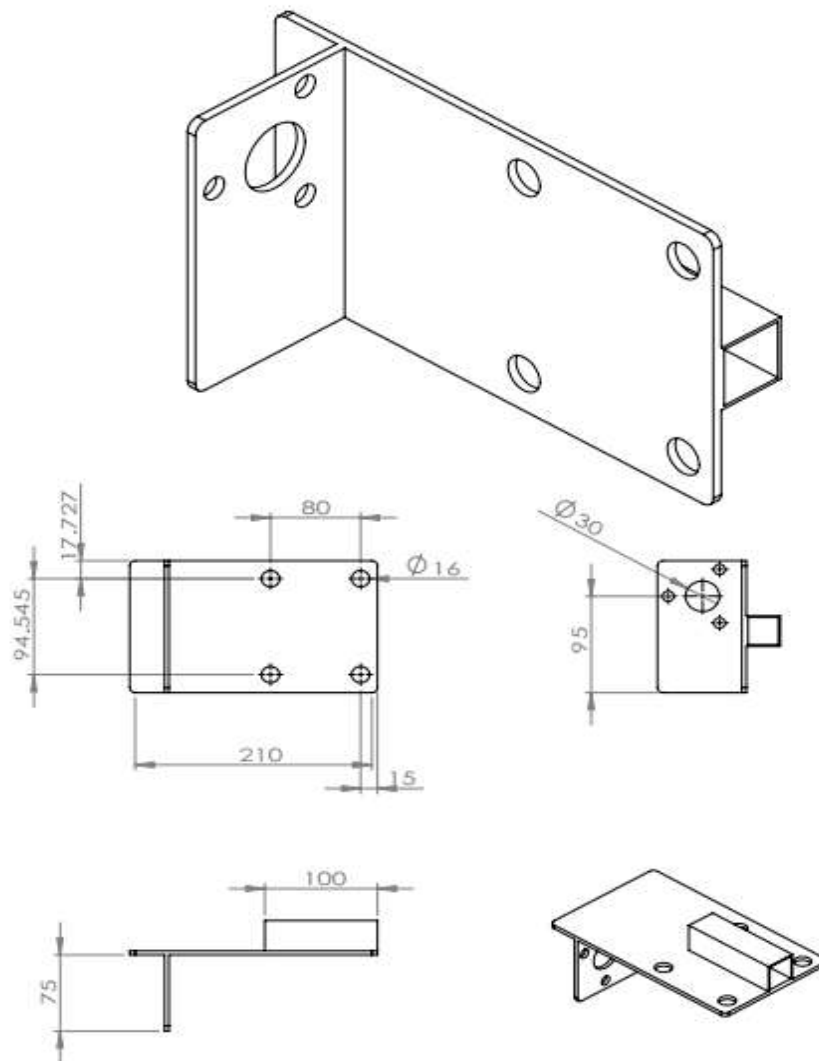
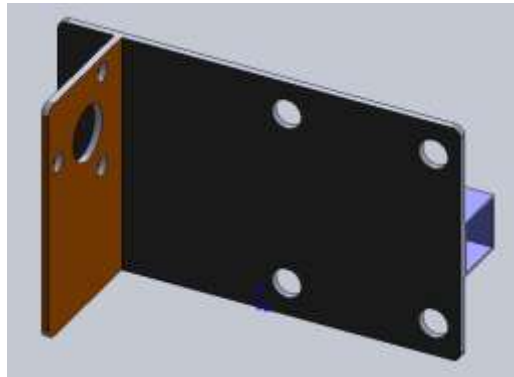


- [24] สุพรพิศ ฌ พิบูลย์, “การคัดเลือกหลักขณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อการบริหารข้อเท้า,” วิทยานิพนธ์ วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, หน้า 1-117, 2554
- [25] Baltzopoulos V, Brodie DA, “Isokinetic dynamometry Applications and limitations.,” *Sports Med.* 1989, Aug;8(2):101-16, pp. 101-113.
- [26] Wikipedia, ”Wheatstone bridge.” [Online] Available <http://en.wikipedia.org/wiki/Wheatstone-bridge>, 2010.
- [27] Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd, “ How strain gages work?, Typical Measurements with Strain Gages, Bending Stress easurement.,” Manual user guide strain-gage., “ [Online] Available : [http://www.kyowa-ei.co.jp/english/technical\\_info/top.htm](http://www.kyowa-ei.co.jp/english/technical_info/top.htm), 2011.
- [28] Pololu Corporation, ” Pololu Simple High-Power Motor Controller 24v23.,” [Online] Available: <http://www.pololu.com/catalog/product/1383>, 2010.
- [29] Bio-Medical Instruments, Inc, “Tyco ARBO Disposable Surface EMG/ECG Electrodes 1 (24mm).,” [Online] Available: <http://bio-medical.com/products/kendall-tyco-arbo-disposable-electrodes-50pkg.html>, 2012.
- [30] National Instruments Corporation, ”NI USB-6009.,” [Online] Available : <http://sine.ni.com/nips/cdsview/p/lang/en/nid/201987.htm>, 2011.
- [31] Thailandindustry.com All rights reserved, ”วิธีการปรับค่าเกนตัวควบคุมแบบ PID กรณีไม่ทราบแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของกระบวนการ,” [ออนไลน์] เข้าถึงได้จาก: <http://www.thailandindustry.com/guru/view.php?id=10522&section=9&rcount=Y>, 2011.

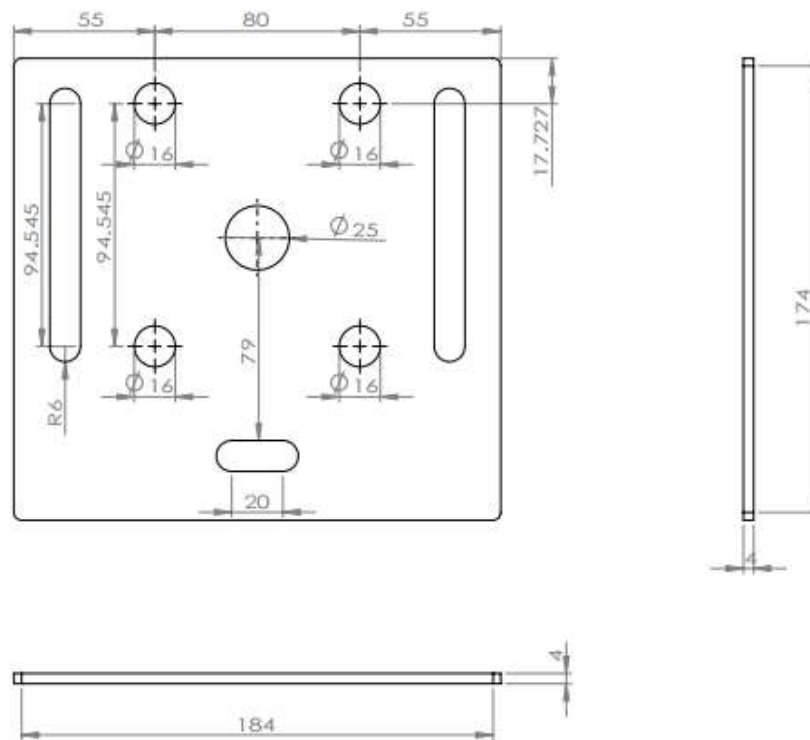
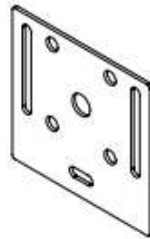
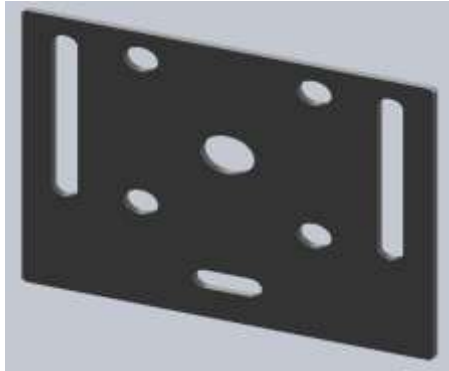
ภาคผนวก

### ภาคผนวก ก

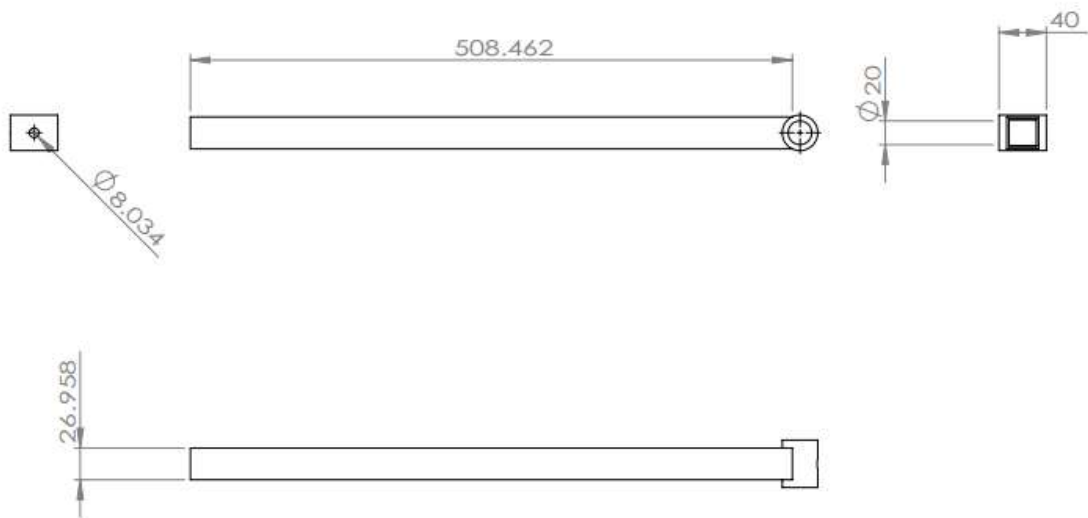
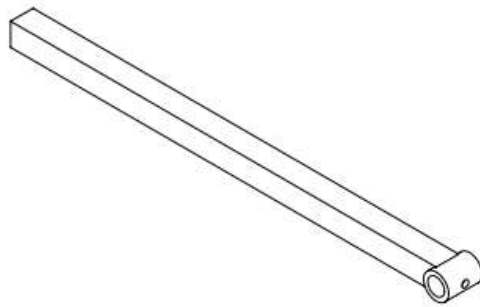
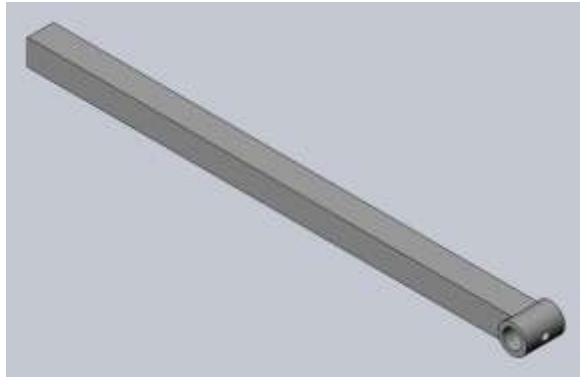
ภาพการออกแบบจำลองโครงสร้างโดยใช้โปรแกรม Solid Work



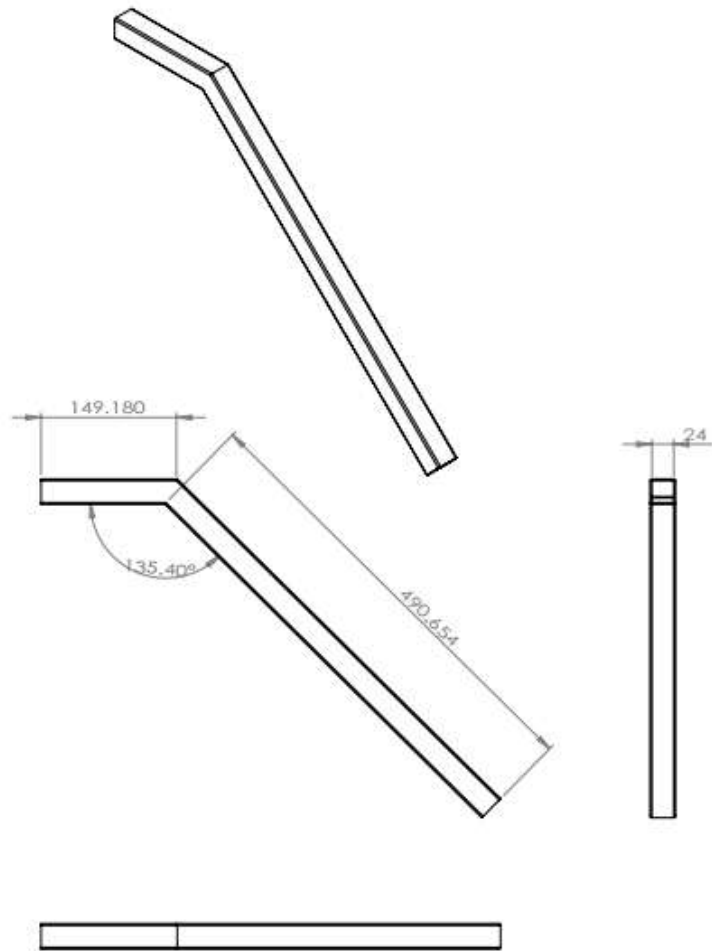
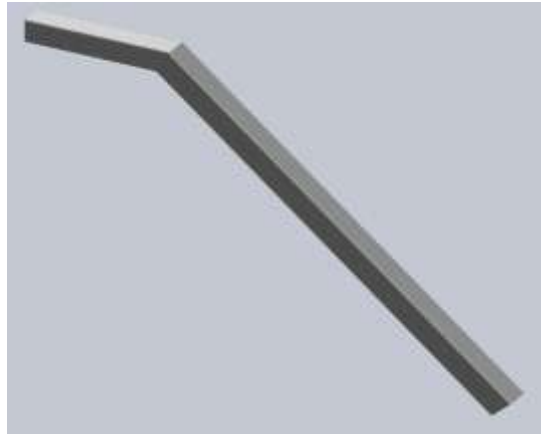
ภาพประกอบ ก - 1 เป็นยึดจับมอเตอร์เข้ากับเกียร์



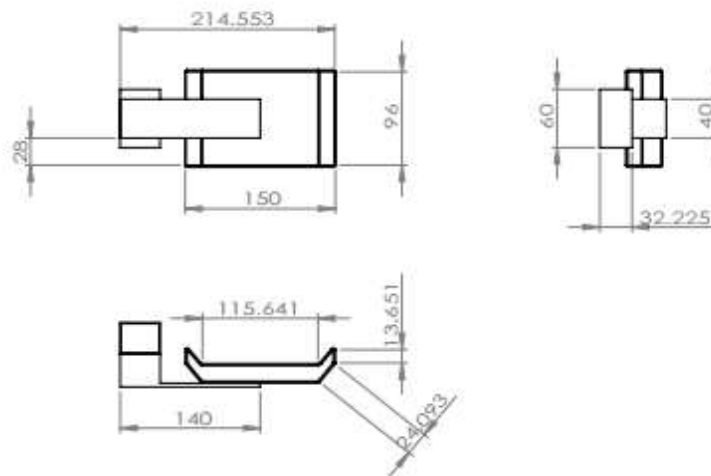
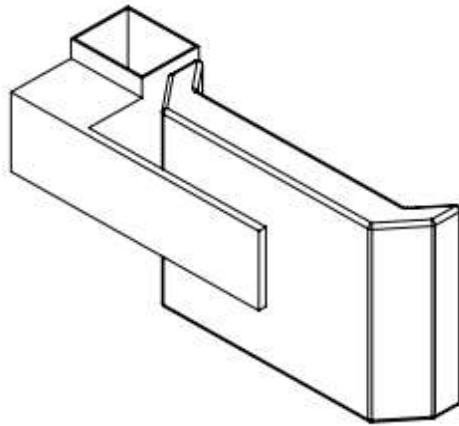
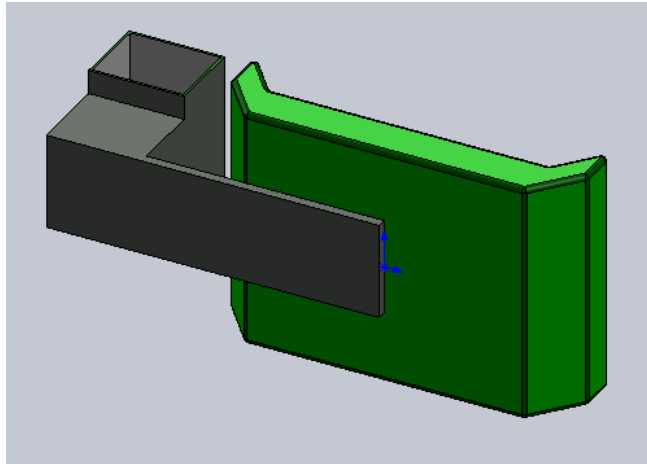
ภาพประกอบที่ ก - 2 แผ่นเหล็กกำหนดระยะการเจาะ



ภาพประกอบ ก - 3 ก้านยึดสำหรับออกแรงเตะ

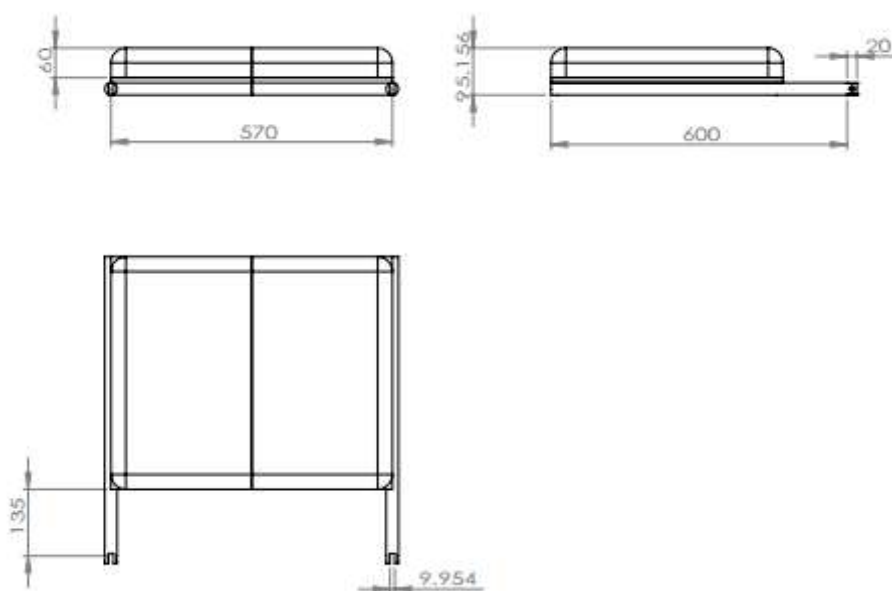
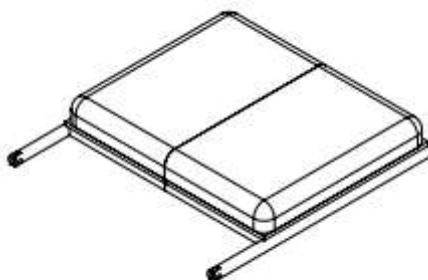
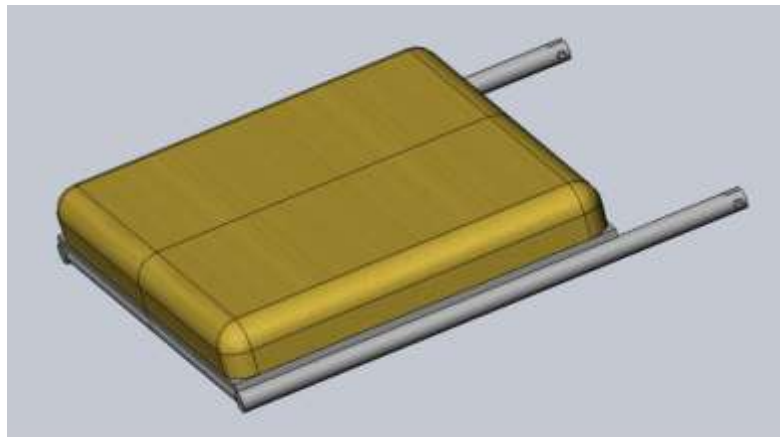


ภาพประกอบ ก - 4 ก้านยึดเป็นยึดจับกับ โต๊ะบริหาร N-K table

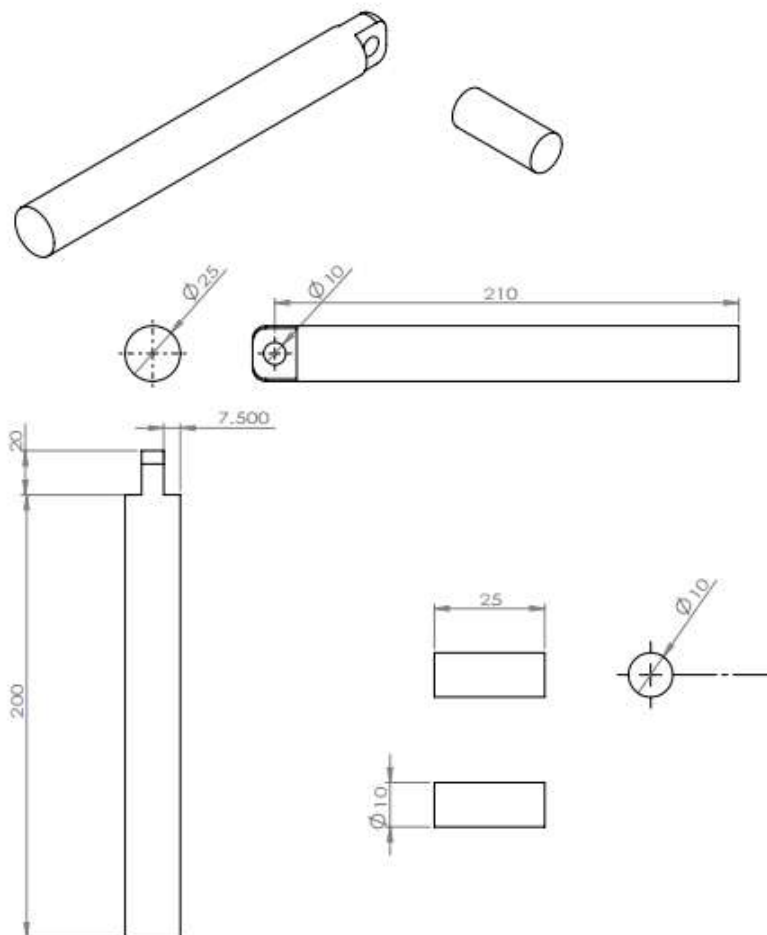
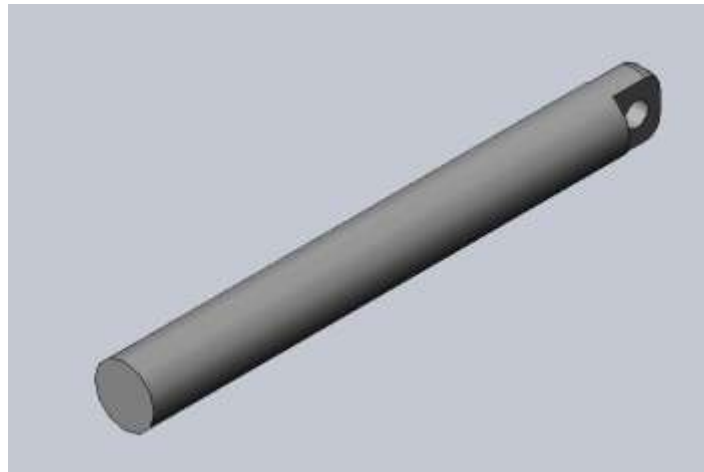


ภาพประกอบ ก - 5 แผ่นรองตะออกกำลังขา

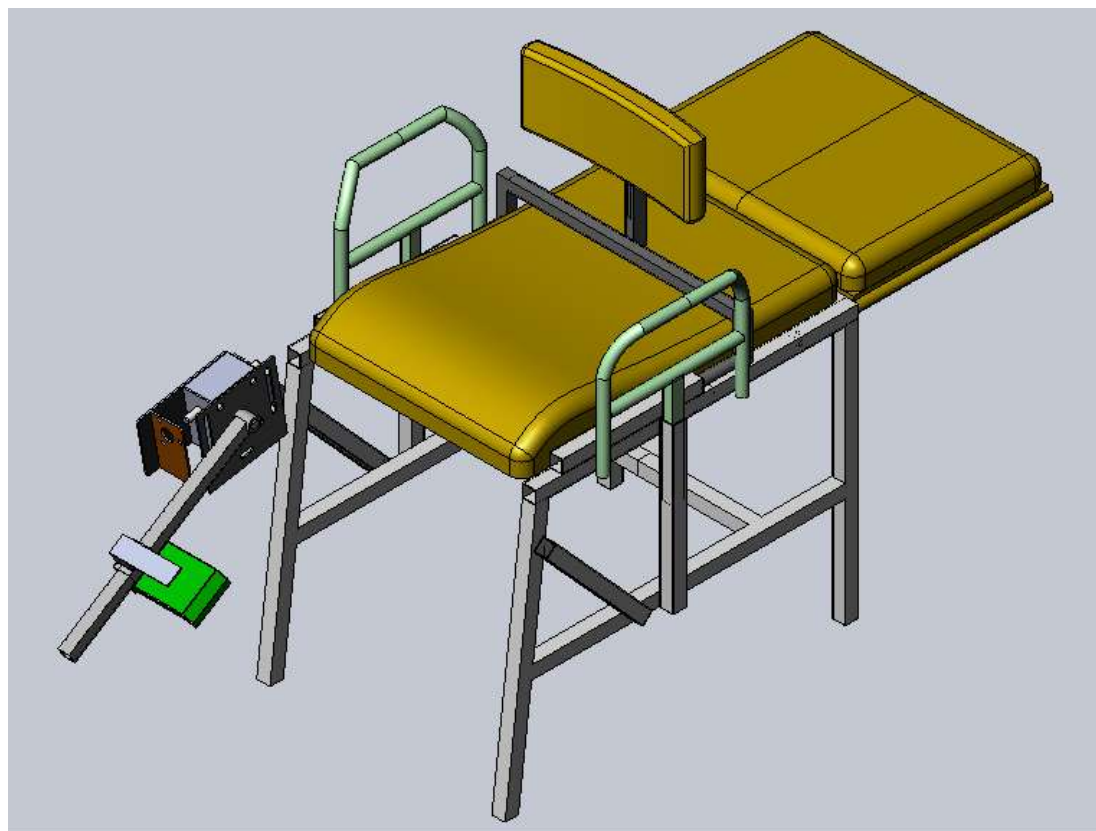




ภาพประกอบ ก - 6 เบาะรองในท่านอน



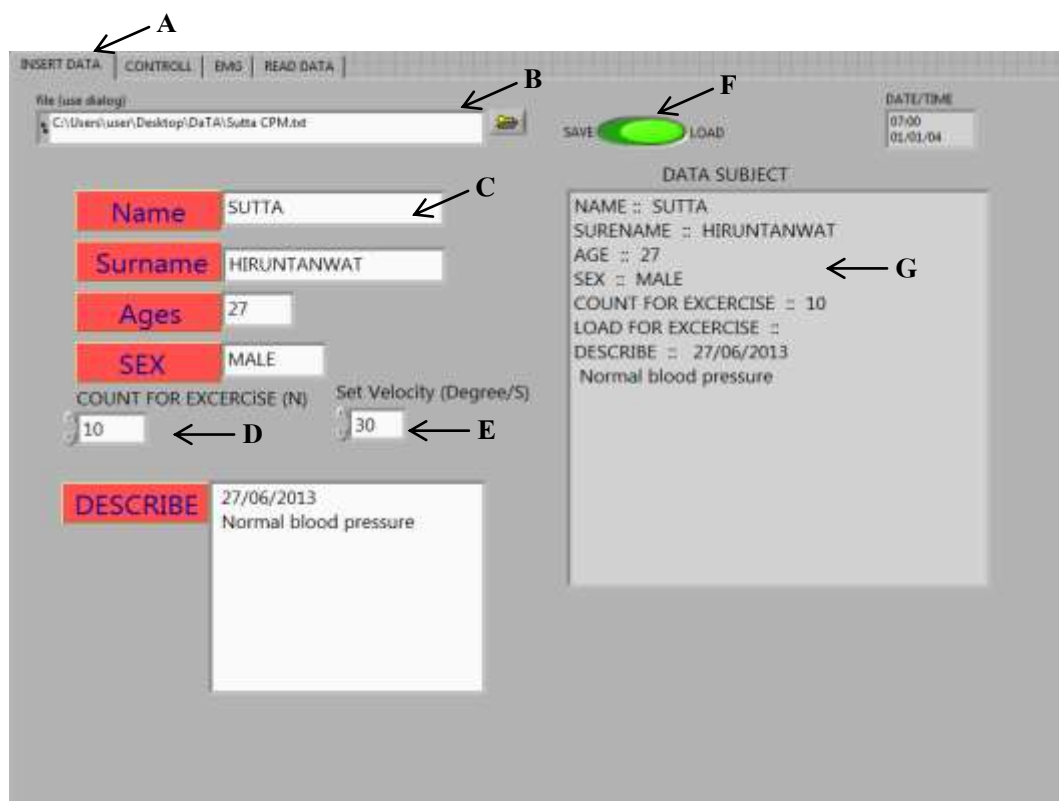
ภาพประกอบ ก - 7 สลักยึดเบาะรองท่านอน



ภาพประกอบ ก-8 โต๊ะ N-K table ที่ประกอบด้วยชุดทดลองไอโซคิเนติก

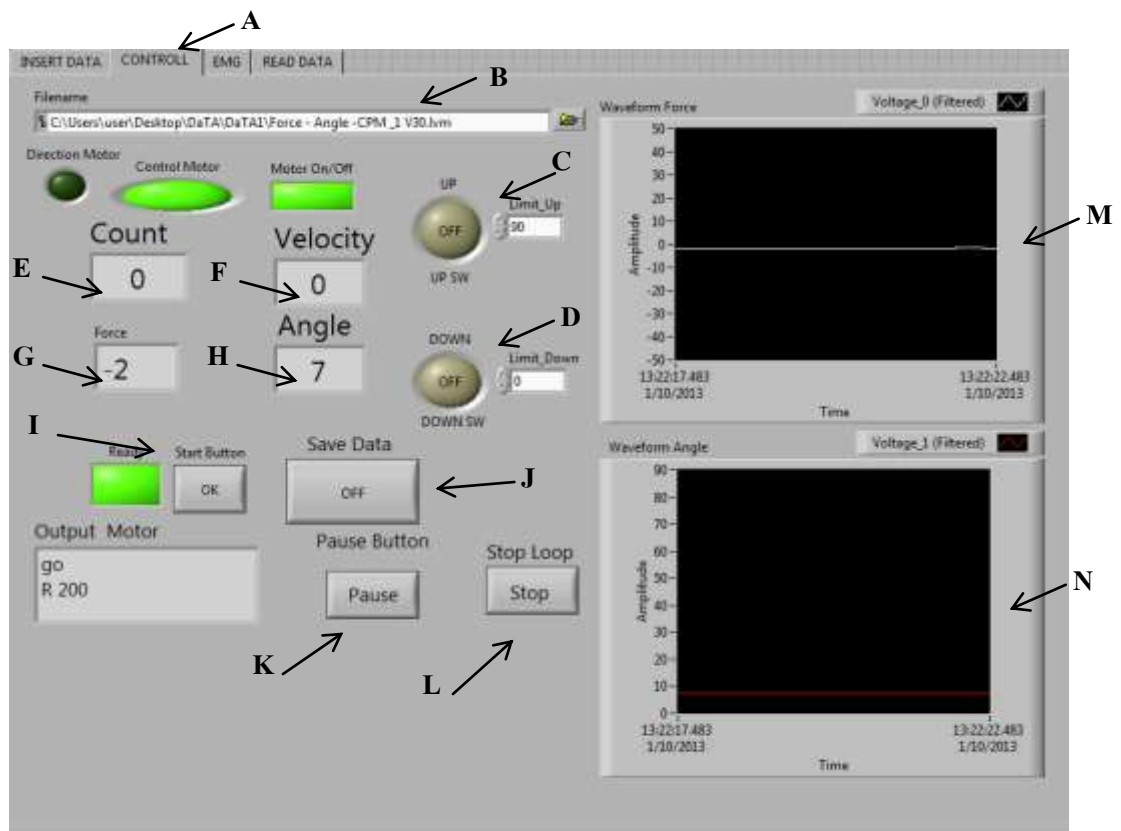
ภาคผนวก ข

การใช้งานเครื่องบริหารข้อเข้าด้วยโปรแกรม LabView



ภาพประกอบ ข - 1 หน้าต่างป้อนข้อมูลและประวัติในโหมด CPM

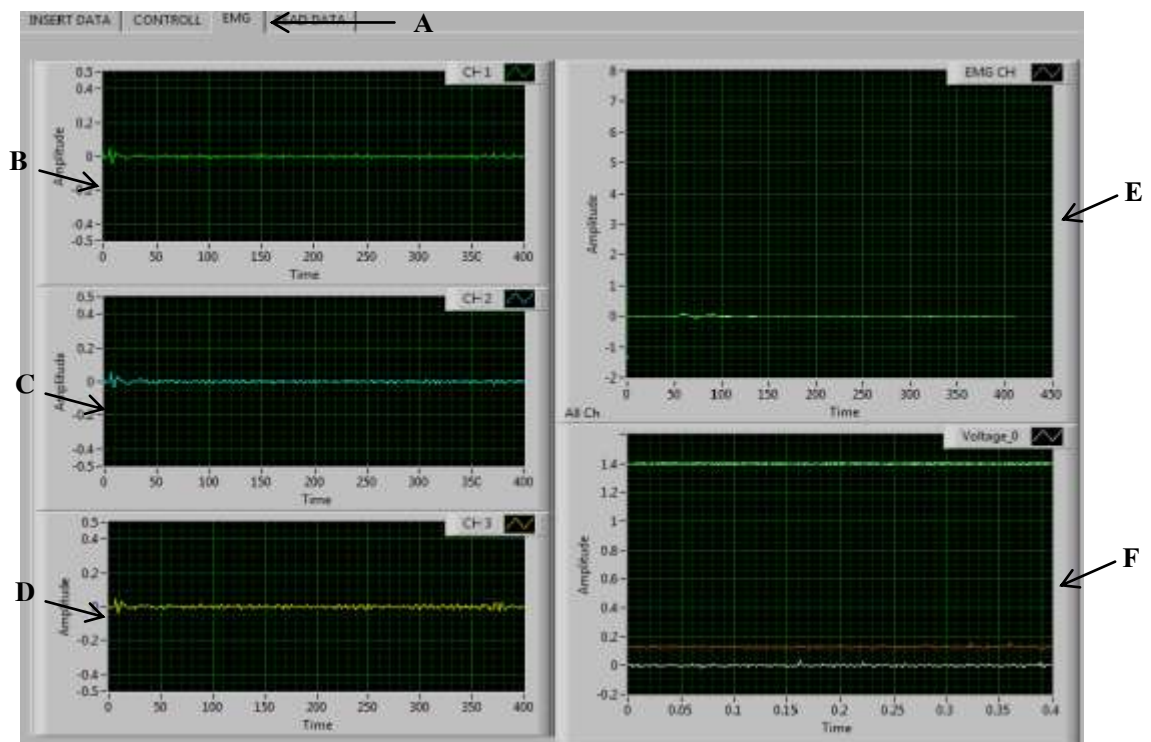
- A. ปุ่มเลือกการแสดงผลหน้าจอ ประกอบด้วย ป้อนข้อมูล (Insert Data) , ควบคุมการทำงาน (Control) , อ่านสัญญาณกล้ามเนื้อขณะออกกำลังกาย (EMG) , อ่านผลสัญญาณเมื่อจบการบริหาร (Read Data) ณ ตำแหน่งนี้คือการป้อนข้อมูล
- B. กำหนดตำแหน่งในคอมพิวเตอร์ที่จะเก็บข้อมูล
- C. ป้อนข้อมูลเบื้องต้นเกี่ยวกับประวัติของผู้เข้ารับการบริหาร เช่น ชื่อ , อายุ , เพศ และรายละเอียด
- D. ป้อนจำนวนรอบในการบริหารข้อเท้า
- E. ป้อนจำนวนความเร็วที่จะใช้ในการบริหารข้อเท้า หน่วยเป็นองศาต่อวินาที
- F. ปุ่มเลือกการบันทึกข้อมูล/อ่านข้อมูลของผู้บริหารข้อเท้า
- G. ประวัติและข้อมูลของผู้บริหารข้อเท้าที่ได้ถูกเรียกแสดง



ภาพประกอบ ข - 2 หน้าต่างควบคุมการทำงานและแสดงสัญญาณต่างๆในโหมด CPM

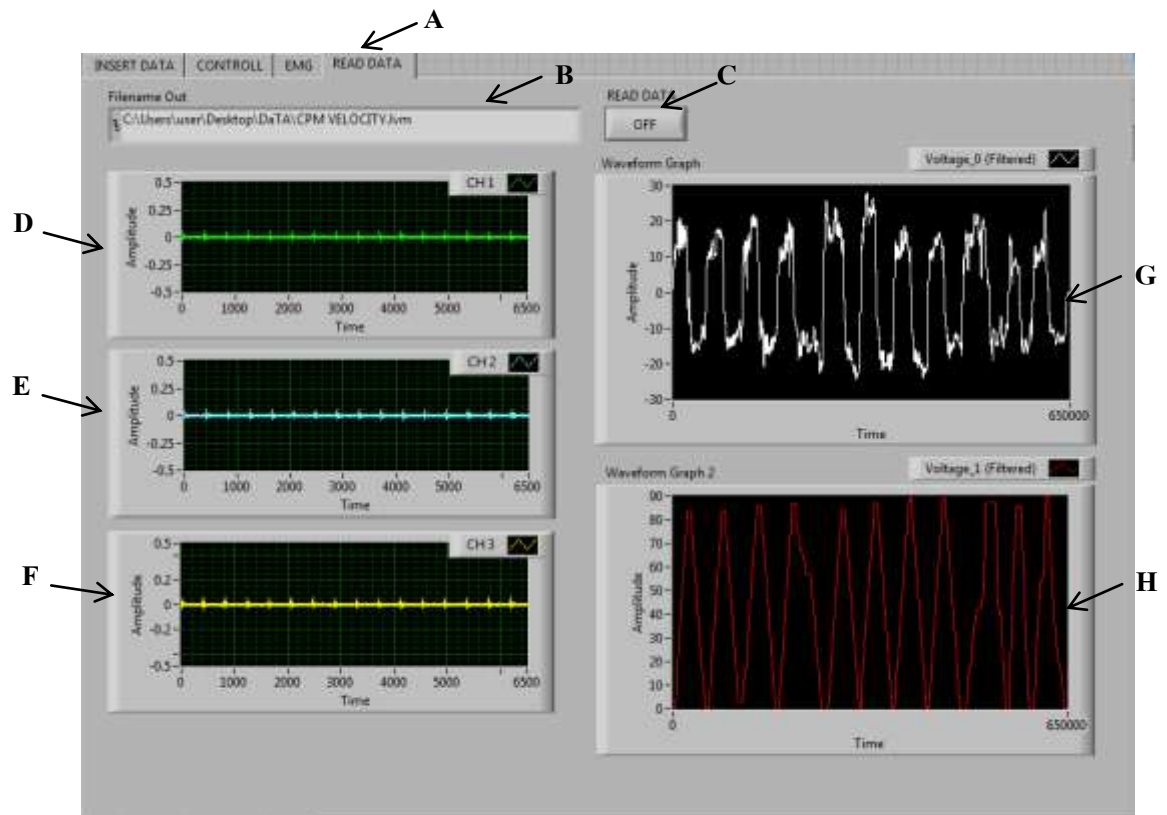
- A. ปุ่มเลือกการแสดงผลหน้าจอ ณ ตำแหน่งนี้คือการควบคุมการทำงาน
- B. ปุ่มกำหนดตำแหน่งในคอมพิวเตอร์ที่จะเก็บข้อมูล
- C. กำหนดมุมสูงสุดในการบริหารพร้อมไฟแสดงสถานะ
- D. กำหนดมุมต่ำสุดในการบริหารพร้อมไฟแสดงสถานะ
- E. แสดงจำนวนครั้งที่ทำได้ในระหว่างการบริหาร หน่วยเป็นครั้ง
- F. แสดงความเร็วในระหว่างการบริหาร หน่วยเป็นองศาต่อวินาที
- G. แสดงค่าแรงที่เกิดขึ้นจากการเตะของผู้บริหาร หน่วยเป็นกิโลกรัม (หากค่าเป็นบวกแสดงถึงการเตะขึ้น แต่ถ้าค่าเป็นลบแสดงถึงการเตะลง)
- H. แสดงค่ามุมที่เปลี่ยนแปลงระหว่างการบริหารข้อเข้า หน่วยเป็นองศา
- I. ปุ่มเริ่มการทำงานเพื่อเริ่มโปรแกรมการบริหารข้อเข้า

- J. ปุ่มแสดงการบันทึกข้อมูลต่างๆระหว่างการบริหารข้อเข่า (เมื่อกดซ้ำจะหยุดการบันทึก)
- K. ปุ่มหยุดการทำงานชั่วคราว (เมื่อกดซ้ำจะเริ่มการทำงานต่อ)
- L. ปุ่มยกเลิกการทำงาน
- M. กราฟแสดงค่าแรงเตะที่เกิดขึ้นระหว่างการบริหารข้อเข่า
- N. กราฟแสดงค่ามุมการเปลี่ยนแปลงระหว่างการบริหารข้อเข่า



ภาพประกอบ ข – 3 หน้าต่างควบคุมการทำงานและแสดงสัญญาณต่างๆในโหมด CPM

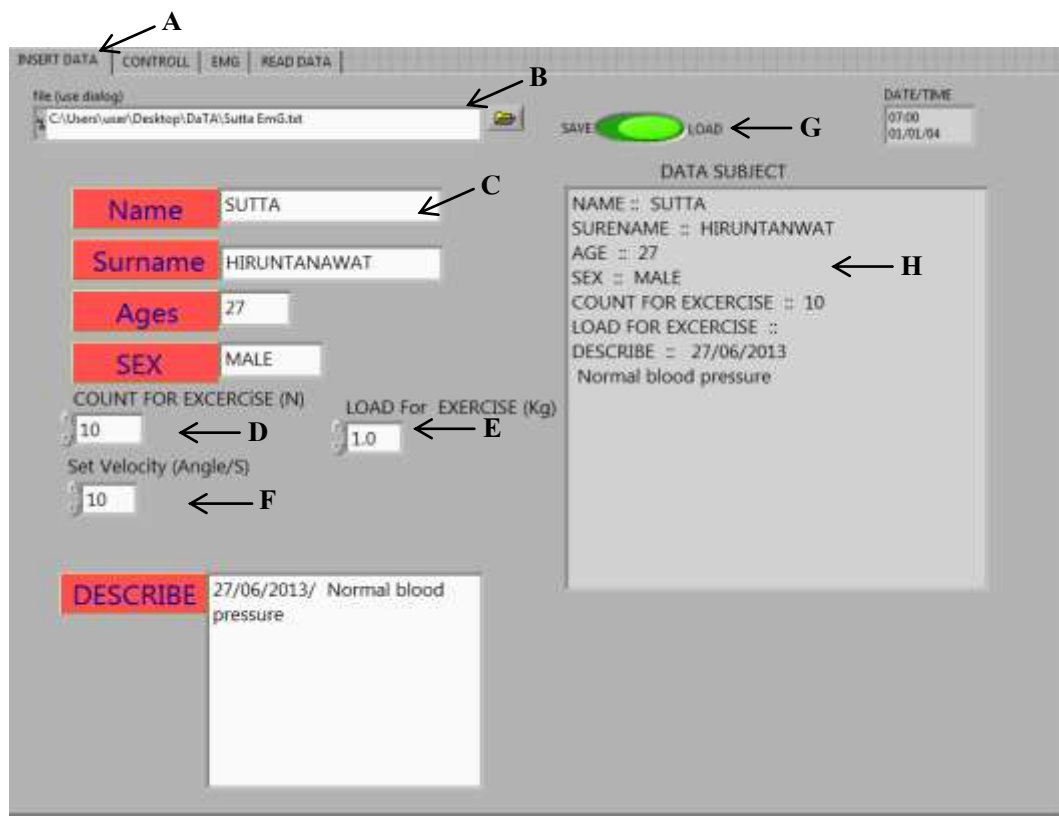
- A. ปุ่มเลือกการแสดงผลหน้าจอ ณ ตำแหน่งนี้คือ การอ่านสัญญาณกล้ามเนื้อขณะออกกำลัง
- B. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ Vastus Medialis ในระหว่างการบริหารข้อเข่า
- C. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ Rectus Femoris ในระหว่างการบริหารข้อเข่า
- D. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ในระหว่างการบริหารข้อเข่า
- E. กราฟแสดงค่าสัญญาณแรงเตะ , สัญญาณมุม และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
- F. กราฟแสดงค่าสัญญาณรวมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



ภาพประกอบ ข - 4 หน้าต่างอ่านผลสัญญาณเมื่อจบการบริหารข้อเข่า CPM

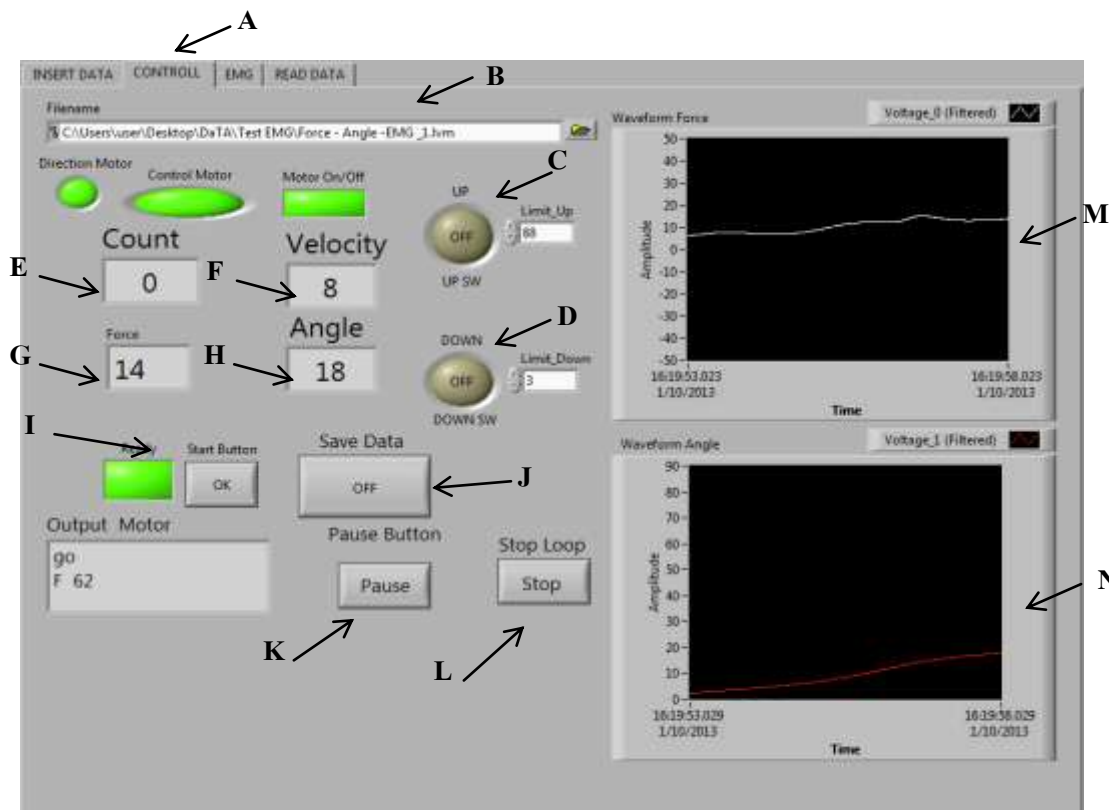
- A. ปุ่มเลือกการแสดงผลหน้าจอ ณ ตำแหน่งนี้คือการอ่านผลสัญญาณเมื่อจบการบริหารข้อเข่า
- B. แสดงตำแหน่งในคอมพิวเตอร์ที่จะอ่านข้อมูล
- C. ปุ่มแสดงผลของสัญญาณที่ถูกบันทึก
- D. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ Vastus Medialis ที่ถูกบันทึก
- E. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ Rectus Femoris ที่ถูกบันทึก
- F. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่ถูกบันทึก
- G. กราฟแสดงค่าสัญญาณแรงเตะที่ถูกบันทึก
- H. กราฟแสดงค่ามุมการเปลี่ยนแปลงที่ถูกบันทึก





ภาพประกอบ ข - 5 หน้าต่างป้อนข้อมูลและประวัติในโหมด Isokinetic

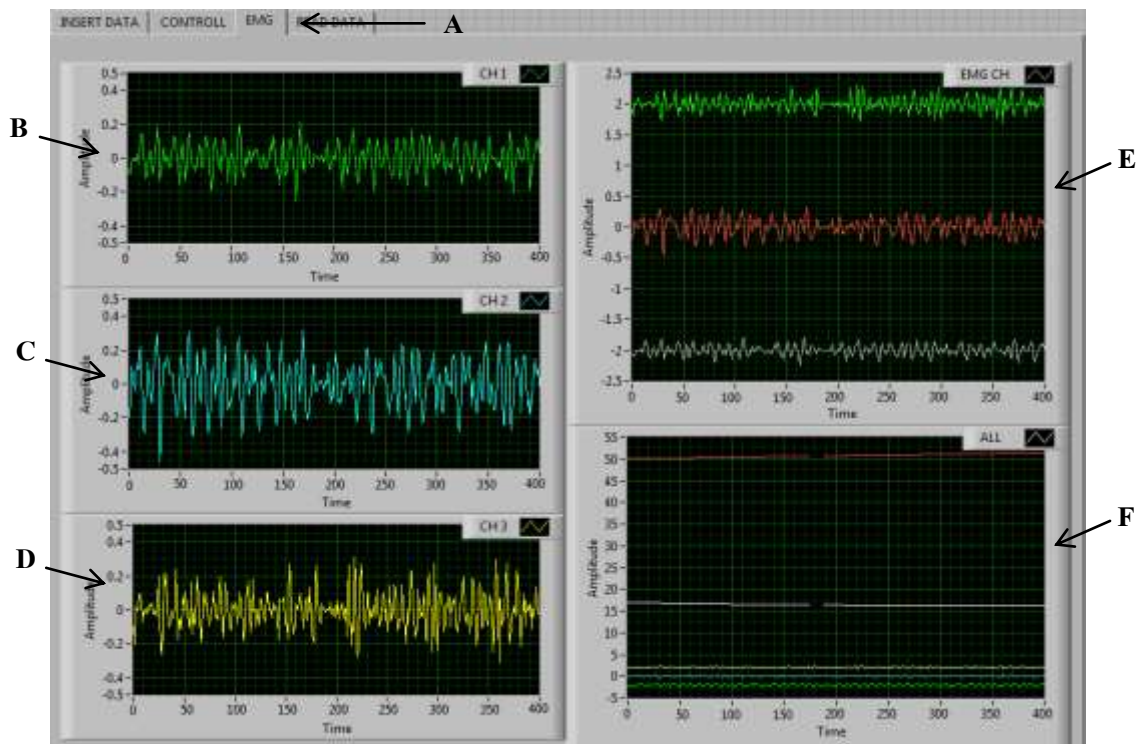
- A. ปุ่มเลือกการแสดงผลหน้าจอ ประกอบด้วย ป้อนข้อมูล (Insert Data) , ควบคุมการทำงาน (Control) , อ่านสัญญาณกล้ามเนื้อขณะออกกำลังกาย (EMG) , อ่านผลสัญญาณเมื่อจบการบริหารข้อเท้า (Read Data) ณ ตำแหน่งนี้คือการป้อนข้อมูล
- B. กำหนดตำแหน่งในคอมพิวเตอร์ที่จะเก็บข้อมูล
- C. ป้อนข้อมูลเบื้องต้นเกี่ยวกับประวัติของผู้เข้ารับการบริหาร เช่น ชื่อ , อายุ , เพศ และรายละเอียด
- D. ป้อนจำนวนรอบในการบริหารข้อเท้า
- E. ป้อนน้ำหนักสำหรับการบริหารข้อเท้า หน่วยเป็นกิโลกรัม
- F. ป้อนจำนวนความเร็วที่จะใช้ในการบริหารข้อเท้า หน่วยเป็นองศาต่อวินาที
- G. ปุ่มเลือกการบันทึกข้อมูล/อ่านข้อมูลของผู้บริหารข้อเท้า
- H. ประวัติและข้อมูลของผู้บริหารข้อเท้าที่ได้ถูกเรียกแสดง



ภาพประกอบ ข - 6 หน้าต่างควบคุมการทำงานและแสดงสัญญาณต่างๆในโหมด Isokinetic

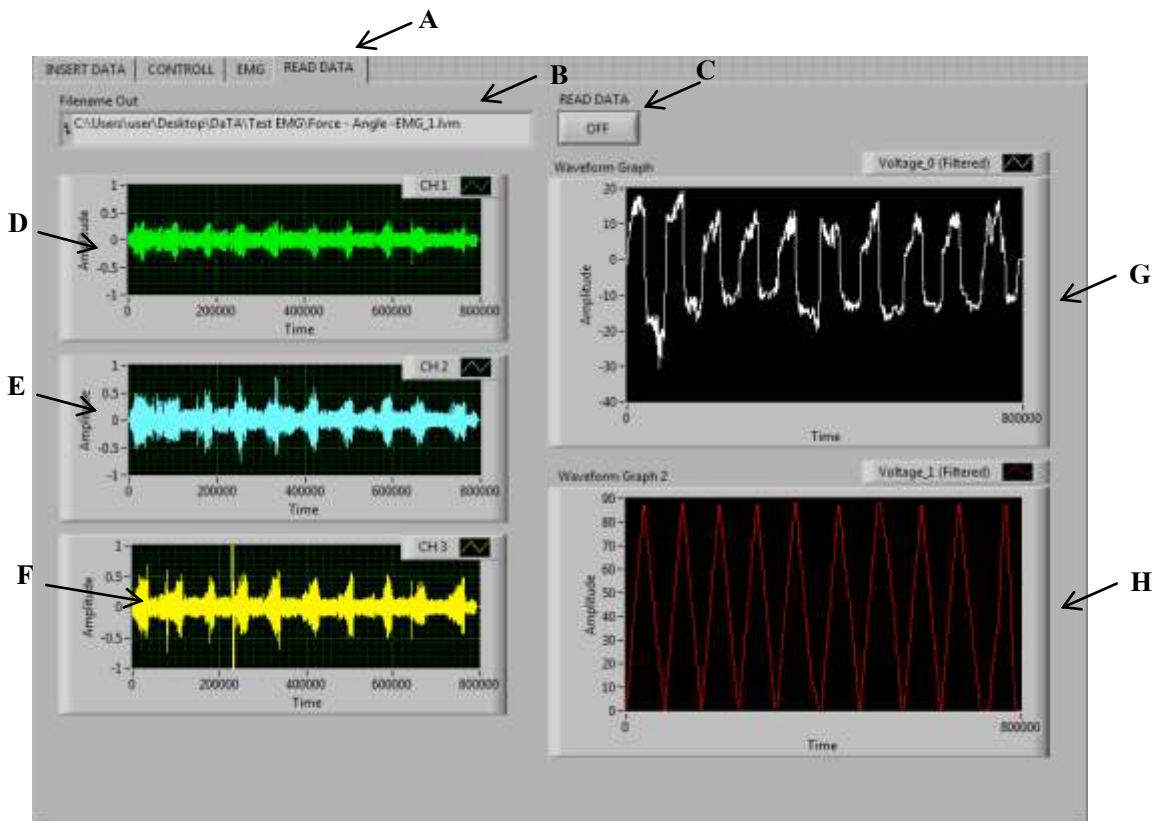
- A. ปุ่มเลือกการแสดงผลหน้าจอ ณ ตำแหน่งนี้คือการควบคุมการทำงาน
- B. ปุ่มกำหนดตำแหน่งในคอมพิวเตอร์ที่จะเก็บข้อมูล
- C. กำหนดมุมสูงสุดในการบริหารพร้อมไฟแสดงสถานะ
- D. กำหนดมุมต่ำสุดในการบริหารพร้อมไฟแสดงสถานะ
- E. แสดงจำนวนครั้งที่ทำได้ในระหว่างการบริหาร หน่วยเป็นครั้ง
- F. แสดงความเร็วในระหว่างการบริหาร หน่วยเป็นองศาต่อวินาที
- G. แสดงค่าแรงที่เกิดขึ้นจากการเตะของผู้บริหาร หน่วยเป็นกิโลกรัม (หากค่าเป็นบวกแสดงถึงการเตะขึ้น แต่ถ้าค่าเป็นลบแสดงถึงการเตะลง )
- H. แสดงค่ามุมที่เปลี่ยนแปลงระหว่างการบริหารข้อเข่า หน่วยเป็นองศา
- I. ปุ่มเริ่มการทำงานเพื่อเริ่มโปรแกรมการบริหารข้อเข่า
- J. ปุ่มแสดงการบันทึกข้อมูลต่างๆระหว่างการบริหารข้อเข่า (เมื่อกดซ้ำจะหยุดการบันทึก)

- K. ปุ่มหยุดการทำงานชั่วคราว (เมื่อกดซ้ำจะเริ่มการทำงานต่อ)  
 L. ปุ่มยกเลิกการทำงาน  
 M. กราฟแสดงค่าแรงเตะที่เกิดขึ้นระหว่างการบริหารข้อเข่า  
 N. กราฟแสดงค่ามุมการเปลี่ยนแปลงระหว่างการบริหารข้อเข่า



ภาพประกอบ ข - 7 หน้าต่างควบคุมการทำงานและแสดงสัญญาณต่างๆในโหมด Isokinetic

- A. ปุ่มเลือกการแสดงผลหน้าจอ ณ ตำแหน่งนี้คือ การอ่านสัญญาณกล้ามเนื้อขณะออกกำลังกาย  
 B. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ Vastus Medialis ในระหว่างการบริหารข้อเข่า  
 C. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ Rectus Femoris ในระหว่างการบริหารข้อเข่า  
 D. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ในระหว่างการบริหารข้อเข่า  
 E. กราฟแสดงค่าสัญญาณแรงเตะ , สัญญาณมุม และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ  
 F. กราฟแสดงค่าสัญญาณรวมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



ภาพประกอบ ข - 8 หน้าต่างอ่านผลสัญญาณเมื่อจบการบริหารข้อเข้า Isokinetic

- A. ปุ่มเลือกการแสดงผลหน้าจอ ณ ตำแหน่งนี้คือการอ่านผลสัญญาณเมื่อจบการบริหารข้อเข้า
- B. แสดงตำแหน่งในคอมพิวเตอร์ที่จะอ่านข้อมูล
- C. ปุ่มแสดงผลของสัญญาณที่ถูกบันทึก
- D. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ Vastus Medialis ที่ถูกบันทึก
- E. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ Rectus Femoris ที่ถูกบันทึก
- F. กราฟแสดงค่าสัญญาณกล้ามเนื้อ Vastus Lateralis ที่ถูกบันทึก
- G. กราฟแสดงค่าสัญญาณแรงเตะที่ถูกบันทึก
- H. กราฟแสดงค่ามุมการเปลี่ยนแปลงที่ถูกบันทึก

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล นายสุทธา หิรัญธนวัฒน์  
 รหัสประจำตัวนักศึกษา 5210120123  
 วุฒิการศึกษา

วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมเมคคาทรอนิกส์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2551

ทุนการศึกษา (ที่ได้รับระหว่างการศึกษา)

ทุนอุดหนุนการวิจัย บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ปีงบประมาณ 2553

การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

นายสุทธา หิรัญธนวัฒน์, ดร. ชุศักดิ์ ลีเมสกุล, “การวัดค่าแรงจากการบริหารข้อเข่าแบบ Bending Stress ด้วยอุปกรณ์สเตรนเกจ,” การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล ครั้งที่ 4, หน้า 120-126, หนองคาย, ประเทศไทย, 3 - 5 เมษายน 2553