

# การจำแนกประเภทการเคลื่อนไหวของมือด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

## SEMG CLASSIFICATION OF BASIC HAND MOVEMENT



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
พ.ศ.2563

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



# การจำแนกประเภทการเคลื่อนไหวของมือด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

## SEMG CLASSIFICATION OF BASIC HAND MOVEMENT

โดย

ธนัชพร จันทนจินดา

น้ำฝน จักขุจันท์

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ยุทธนา คิตใจเดียว



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2563

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

ปริญญาโทปีการศึกษา 2563

ภาควิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การจำแนกประเภทการเคลื่อนไหวของมือด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ  
SEMG CLASSIFICATION OF BASIC HAND MOVEMENT

ผู้จัดทำ นางสาวรัชพร จันทจินดา รหัสประจำตัว 60010419

นางสาวน้ำฝน จักขุจันทร์ รหัสประจำตัว 60010534

ปริญญาโทนี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว



  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ยุทธนา คิดใจเดียว)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

หัวข้อปริญญานิพนธ์	การจำแนกประเภทการเคลื่อนไหวของมือด้วยสัญญาณไฟฟ้า กล้ามเนื้อ	
นักศึกษา	นางสาวธนัชพร จันธณจินดา	รหัสประจำตัว 60010419
	นางสาวน้ำฝน จักขุจันท์	รหัสประจำตัว 60010534
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	
ภาควิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์	
ปีการศึกษา	2563	
อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการ	ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว	

### บทคัดย่อ

ในปัจจุบันประชากรส่วนใหญ่มิแนวโน้มเป็นโรคเกี่ยวกับระบบประสาทและกล้ามเนื้อ อาจเป็นผลพวงมาจากความผิดปกติของระบบประสาท ความผิดปกติในการออกแรงและการใช้กล้ามเนื้อ ที่ผิดวิธี รวมถึงความผิดปกติที่เกิดจากอุบัติเหตุ ความผิดปกติเหล่านี้ล้วนต้องได้รับการรักษาและบำบัดให้ดีขึ้นไม่มากก็น้อย ผู้จัดทำโครงการจึงเห็นถึงความสำคัญของการช่วยเหลือผู้มีความผิดปกติของกล้ามเนื้อและระบบประสาท ซึ่งผู้จัดทำได้ทำการศึกษาความสัมพันธ์ของกล้ามเนื้อส่วนต่างๆและนำข้อมูลมาทำการวิเคราะห์เพื่อหาค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ สำหรับการจำแนกประเภทของการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อด้วยโมเดล support vector machine จากนั้นนำผลที่ได้ไปควบคุมการทำงานของ servo motor ในแบบจำลองโครงข่ายเทียม

โดยโครงการนี้จัดทำขึ้นเพื่อเป็นส่วนเสริมในการช่วยเหลือผู้ที่ต้องการบำบัดและพักฟื้นกล้ามเนื้อจากการรักษาความผิดปกติต่างๆ ผู้จัดทำหวังว่าโครงการนี้จะมีประโยชน์ไม่มากก็น้อยต่อผู้ที่สนใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

<b>Thesis Title</b>	sEMG classification of basic hand movements
<b>Student</b>	Miss Thanatchaphorn Janthanajinda Student ID 60010419 Miss Namfon Jakkujan Student ID 60010534
<b>Degree</b>	Bachelor of Engineering
<b>Program</b>	Electronics Engineering
<b>Year</b>	2020
<b>Thesis Advisor</b>	Asst Prof. Dr.Yutthana Kidjaidure

## ABSTRACT

Nowadays, The majority of the population is prone to neuromuscular disease. It can be a consequence of neurological disorders , the muscles that are misused Including caused by accidents. All of these disorders require treatment and therapy . This project would like to present “sEMG classification of basic hand movements” with the support vector machine model (SVM) for classification, The dataset of EMG signal used for Classification of two hand movemants. and then the results were used to control the function Of the servo motor in Prosthetic arm model .

This project is intended to help people who want to rehabilitate and recover their muscles from the disorders. The authors hope that this project will be useful to interested people.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## กิตติกรรมประกาศ

โครงการ " การจำแนกประเภทการเคลื่อนไหวของมือด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ " สำเร็จ ลุล่วงด้วยดีได้รับความช่วยเหลือ และให้คำปรึกษาจาก ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดี่ยว อาจารย์ที่ปรึกษา ที่คอยช่วยเหลือในการทดลองและให้ความรู้รวมถึงการแก้ปัญหาต่าง ๆ ในการทำโครงการ รวมถึงเคล็ดลับต่าง ๆ ในการหาข้อมูล หาแนวทางในการทำโครงการ อีกทั้งให้ความกรุณาในการแนะนำ และเอื้อเฟื้ออุปกรณ์และสถานที่ในการทดสอบเซนเซอร์

ผู้จัดทำโครงการขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูง ขอขอบพระคุณพ่อแม่ของคณะผู้จัดทำที่คอยเป็นกำลังใจหลักและเป็นผู้สนับสนุนเงินทุน หลักในการทำโครงการ รวมไปถึงเพื่อนๆ ผู้เป็นกำลังใจหลักคอยช่วยเหลือ ให้คำแนะนำรวมทั้งช่วยกันในการแก้ปัญหาที่เกิดขึ้นในระหว่างการทำโครงการนี้ ทั้งหมดทำให้ผลของโครงการสำเร็จ ลุล่วงไปด้วยดี สุดท้ายนี้ผู้จัดทำหวังว่าโครงการนี้จะเป็นประโยชน์สำหรับผู้สนใจและผู้นำผลงานนี้ไปใช้งานเพื่อประโยชน์ในอนาคตต่อไป



ธนัชพร จันธนจินดา  
น้ำฝน จักขุจันทร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	i
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ii
กิตติกรรมประกาศ.....	iii
สารบัญ.....	iv
สารบัญตาราง.....	vi
สารบัญรูป.....	vii
บทที่ 1 บทนำ .....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ.....	1
1.3 ขอบเขตในการจัดทำโครงการ.....	1
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.5 ระยะเวลาในการทำโครงการ.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและเอกสารที่เกี่ยวข้อง .....	3
2.1 ระบบกล้ามเนื้อ.....	3
2.1.1 การทำงานของกล้ามเนื้อ.....	3
2.1.2 กระบวนการหดตัว และผลจากการหดตัวของกล้ามเนื้อ.....	4
2.1.3 ผลของการกระตุ้นกล้ามเนื้อ.....	4
2.1.3.1 ระยะแฝง.....	4
2.1.3.2 ระยะหดตัว.....	5
2.1.3.3 ระยะคลายตัว.....	5
2.1.3.4 การรวมกันของการหดตัว.....	5
2.1.3.5 การหดตัวเตตานิก.....	6
2.1.4 การล้าของกล้ามเนื้อ (muscle fatigue).....	7
2.2 กล้ามเนื้อและเส้นประสาท.....	7
2.2.1 ศักย์ไฟฟ้าระยะพักของเยื่อหุ้มเซลล์ (resting membrane potential).....	7
2.2.2 การเกิด action potential.....	7
2.2.5 การหดตัวของกล้ามเนื้อ.....	9
2.3 การวัดสัญญาณและการแปลผล.....	10
2.2.1 การตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี(electromyography).....	10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกไปลงเว็บ และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.2.2 วิธี การตรวจวัดอีเอ็มจี.....	10
2.2.3 สัญญาณที่วัดและการแปลผล .....	10
2.2.4 สัญญาณอีเอ็มจีปกติ.....	11
2.3 Support Vector Machine (SVM).....	12
2.3.1 Hard Margin VS Soft Margin.....	13
2.3.2 Kernel in SVM .....	13
2.4 ค่า Parameter.....	14
2.4.1 Hjorth parameters.....	14
2.4.2 Statistic parameter.....	15
2.7.1 Arduino Uno R3.....	16
2.7.2 Servo Motor .....	17
บทที่ 3 วิธี การดำเนินการ.....	20
3.1 การออกแบบ Hardware.....	20
3.1.1 ออกแบบลาย PCB.....	20
3.1.2 ลงอุปกรณ์.....	21
3.2 การเตรียมข้อมูล.....	21
3.2.1 ตัวอย่างข้อมูลที่ได้.....	22
3.2.2 Code การหาค่า Feature.....	23
3.3 การจำแนกประเภท.....	23
3.4 การวิเคราะห์สัญญาณด้วย Matlab.....	24
3.4.1 การสร้าง Model.....	25
3.4.2 Code การควบคุม Servo motor.....	25
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	26
4.1 ผลการทดลอง.....	26
4.2 ผลการนำโมเดลที่ได้ไปควบคุม Servo Motor.....	28
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง.....	29
5.1 สรุปผลการทดลอง.....	29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ 5.2 วิจารณ์ผลการทดลอง...เพื่อการศึกษาระหว่างนั้น ไปเอามูลค่าให้มันไปใช้ประโยชน์ได้...การคำนวณค่า  
ไม่ว่ากรณีใดก็ตาม ขอสงวนสิทธิ์ในส่วนของเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกรณีไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1 ระยะเวลาในการทำโครงการ .....	2
2.1 แสดงชนิด ศักย์ไฟฟ้าและความถี่ที่ตอบสนองของสัญญาณไฟฟ้าสมอง หัวใจ และกล้ามเนื้อ.....	10
3.1 ตัวอย่างข้อมูลจากการวัด.....	22
4.1 ค่า Feature ใน Time domain ของ Test Data.....	26
4.2 ผลของการสร้างโมเดล SVMสำหรับ Kernel function หลากๆแบบ.....	26



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 กล้ามเนื้อ.....	3
2.2 การทำงานของกล้ามเนื้อ .....	4
2.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาและความตึงตัวเมื่อมีการกระตุ้นของกล้ามเนื้อ .....	5
2.4 กราฟแสดงผลของการกระตุ้นกล้ามเนื้อหลายครั้ง .....	6
2.5 กราฟแสดงการหดตัวเตตานิกของกล้ามเนื้อ .....	6
2.6 แสดงกราฟเซลล์ประสภและกล้ามเนื้อขณะถูกกระตุ้นจะมีการเปลี่ยนแปลงปริมาณโซเดียมและโพแทสเซียมไอออน.....	8
2.7 แสดง action potential ของเซลล์ประสภและกล้ามเนื้อในภาวะถูกกระตุ้น.....	8
2.8 แสดงกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อปกติ .....	9
2.9 แสดงลักษณะสัญญาณอีเอ็มจีของ motor unit potential MUP .....	11
2.10 Support Vector Machine.....	12
2.11 การหาเส้นแบ่ง Support Vector Machine.....	12
2.12 ลากเส้นคู่ขนานคือเส้น A,B.....	12
2.13 Hard Margin VS Soft Margin.....	13
2.14 poly kernel .....	13
2.15 Layout & Pin out Arduino Board.....	16
2.16 Arduino Uno R3.....	16
2.17 SG90 Servo Motor.....	17
2.18 ส่วนประกอบภายนอก RC Servo Motor .....	18
2.19 ส่วนประกอบภายใน RC Servo Motor .....	18
3.1 Schematic.....	20
3.2 ลาย PCB .....	20
3.3 อุปกรณ์ที่ใช้ดำเนินการ .....	21
3.4 แสดงผลของสัญญาณที่ผ่านโปรแกรม Telemetry Viewer .....	21
3.5 ตำแหน่ง Electrode ในการวัด.....	22
3.6 Block Diagram of system.....	24
3.7 Block Diagram of output.....	24
4.1 แสดงการจำลองการรอแขน.....	28
4.2 แสดงการจำลองการยึดแขน .....	28

เอกสารนี้เป็นเอกสารทสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

# บทที่ 1

## บทนำ

### ที่มาและความสำคัญของโครงการ

ปัจจุบันทุกคนต่างดำเนินชีวิตในสังคมยุคใหม่ ส่งผลให้พฤติกรรมการใช้ชีวิตของคนในสังคมเปลี่ยนแปลงไปจากเดิม ขาดความสนใจต่อสุขภาพตัวทำให้เกิดโรคต่าง ๆ กล้ามเนื้อซึ่งเป็นส่วนสำคัญในร่างกายอาจเกิดความผิดปกติจากการออกกำลังกายและการใช้กล้ามเนื้อที่ผิดวิธีในแต่ละวัน รวมถึงความผิดปกติที่เกิดจากอุบัติเหตุที่ไม่ได้ระวังตัว ส่งผลให้กล้ามเนื้อเกิดการบาดเจ็บหรือความผิดปกติขึ้น จึงต้องได้รับการฟื้นฟูและบำบัดกล้ามเนื้อ กายภาพบำบัด (Physical Therapy) คือ ศาสตร์ฟื้นฟูสุขภาพด้วยการออกกำลังกายและใช้อุปกรณ์พิเศษ เพื่อรักษาผู้ป่วยให้กลับมาเคลื่อนไหวตามปกติได้มากที่สุด การรักษาด้วยวิธีนี้ใช้บำบัดผู้ป่วยอย่างแพร่หลาย การทำกายภาพบำบัดจะช่วยลดความเจ็บปวดตามอวัยวะที่เกิดปัญหาน้อยลง และสามารถเคลื่อนไหวร่างกายได้ตามปกติหรือเกือบปกติ เนื่องจากการทำกายภาพบำบัดจะช่วยเสริมสร้างความแข็งแรงและการเคลื่อนไหวของร่างกาย

การจำแนกประเภทการเคลื่อนไหวของมือด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อถือว่าเป็นขั้นตอนเริ่มต้นสำหรับการนำไปทำอุปกรณ์ช่วยพยุงหรือฟื้นฟูกล้ามเนื้อ จึงนับว่ามีประโยชน์อย่างมาก คณะผู้จัดทำเล็งเห็นถึงความสำคัญจึงจัดทำโครงการนี้ ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของปริญญาโทของนักศึกษาชั้นปีที่ 4 คณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ โดยผู้จัดทำคาดว่าโครงการนี้จะมีประโยชน์ต่อบุคคลทั่วไป

### 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

- 1.2.1. ศึกษาระบบการทำงานจับการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ
- 1.2.2. ศึกษาความสัมพันธ์ของท่าทางการเคลื่อนไหวกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
- 1.2.3. นำความรู้ที่เรียนมาประยุกต์ใช้กับการใช้งานจริง ๆ
- 1.2.4. สามารถเลือกอุปกรณ์ที่เหมาะสมกับการใช้และออกแบบได้ตามที่ต้องการ

### 1.3 ขอบเขตในการจัดทำโครงการ

- 1.3.1. สามารถใช้อุปกรณ์วัดการทำงานของกล้ามเนื้อส่วนปลายแขน
- 1.3.2. สามารถหาคุณลักษณะสำคัญของจำแนกการงอแขนและกางแขนได้
- 1.3.3. นำโมเดลที่จำแนกการเคลื่อนไหวไปควบคุมมอเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะรับ

- 1.4.1 สามารถใช้เพื่อเป็นส่วนเสริมในการช่วยเหลือผู้ที่ต้องการบำบัดและพักฟื้นกล้ามเนื้อ
- 1.4.2 เพื่อให้ผู้ที่สนใจเกี่ยวกับเรื่องนี้มาศึกษาและนำไปประยุกต์เพิ่มเติมได้
- 1.4.3 รู้จักการหาความรู้จากที่อื่นเมื่อเกิดปัญหาขึ้น

## 1.5 ระยะเวลาในการทำโครงการ

ตั้งแต่วันที่ 14 มกราคม 2564 ถึงวันที่ 20 พฤษภาคม 2564

ตารางที่ 1.1 ระยะเวลาในการทำโครงการ

เดือน/สัปดาห์	ม.ค.		ก.พ.				มี.ค.				เม.ย.				พ.ค.			
	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	
1. นำเสนอหัวข้อและ ปรึกษาอาจารย์ที่ปรึกษา	✓	✓	✓															
2. ศึกษาการเคลื่อนไหว มือและเก็บข้อมูล			✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓							
3. จำแนกลักษณะการ เคลื่อนไหวของมือ								✓	✓	✓	✓	✓	✓					
4. นำโมเดลการจำแนก ไปควบคุมมอเตอร์														✓	✓	✓		
5. แก้ปัญหาและทำเล่ม รายงาน				✓				✓				✓					✓	✓

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

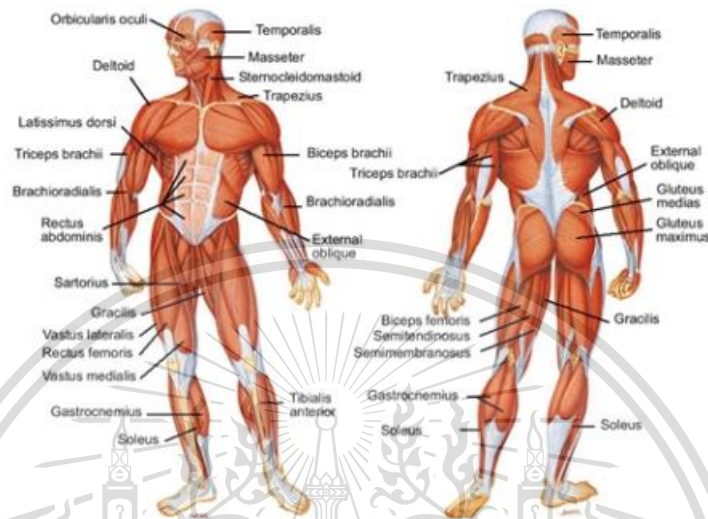
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## บทที่ 2

# ทฤษฎีและเอกสารที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 ระบบกล้ามเนื้อ



รูปที่ 2.1 กล้ามเนื้อ

กล้ามเนื้อ (Muscle) เป็นเนื้อเยื่อที่หดตัวได้ในร่างกาย เปลี่ยนแปลงมาจากเมโซเดิร์ม (mesoderm) ของชั้นเนื้อเยื่อในตัวอ่อน และเป็นระบบหนึ่งของร่างกายที่สำคัญต่อการเคลื่อนไหวทั้งหมดของร่างกาย แบ่งออกเป็น 3 ส่วน ได้แก่ กล้ามเนื้อโครงร่าง (skeletal muscle) กล้ามเนื้อเรียบ (smooth muscle) และกล้ามเนื้อหัวใจ (cardiac muscle)

กล้ามเนื้อทำหน้าที่หดตัวเพื่อให้เกิดแรงและทำให้เกิดการเคลื่อนที่ (motion) รวมถึงการเคลื่อนที่และการหดตัวของอวัยวะภายใน กล้ามเนื้อจำนวนมากหดตัวได้นอกอำนาจจิตใจ และจำเป็นต่อการดำรงชีวิต เช่น การบีบตัวของหัวใจ หรือการบีบรัด (peristalsis) ทำให้เกิดการผลักดันอาหารเข้าไปภายในทางเดินอาหาร การหดตัวของกล้ามเนื้อที่อยู่ใต้อำนาจจิตใจมีประโยชน์ในการเคลื่อนที่ของร่างกาย และสามารถควบคุมการหดตัวได้ เช่นการกลอกตา หรือการหดตัวของกล้ามเนื้อควอดริเซ็บ (quadriceps muscle) ที่ต้นขา

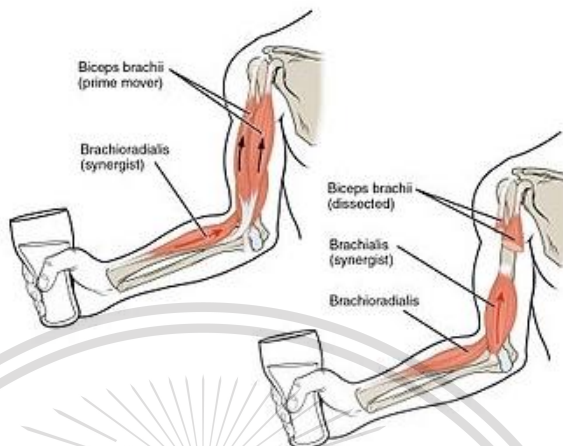
#### 2.1.1 การทำงานของกล้ามเนื้อ

เมื่อสมองสั่งให้ร่างกายเคลื่อนไหว กล้ามเนื้อจะเกิดการหดตัวและคลายตัว ทำงานประสานเป็นคู่ ๆ พร้อมกัน แต่ตรงข้ามกัน ในขณะที่กล้ามเนื้อมัดหนึ่งหดตัว กล้ามเนื้ออีกมัดหนึ่งจะคลายตัว การทำงานของกล้ามเนื้อในลักษณะนี้ เรียกว่า Antagonistic muscle เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

เมื่อกกล้ามเนื้อไบเซพหรือ Flexors คลายตัว กล้ามเนื้อไตรเซพหรือ Extensors จะหดตัว ทำให้แขนเหยียดออก ส่วนเมื่อกกล้ามเนื้อไบเซพหรือ Flexors หดตัว กล้ามเนื้อไตรเซพหรือ Extensors จะคลายตัว ทำให้แขนงอเข้า



รูปที่ 2.2 การทำงานของกล้ามเนื้อ

### 2.1.2 กระบวนการหดตัว และผลจากการหดตัวของกล้ามเนื้อ

ถ้ากล้ามเนื้อหดตัวอย่างเต็มที่ สามารถลดความยาวได้ถึงครึ่งหนึ่งของความยาวตามปกติ แรงจากการหดตัวในคนเชื่อว่ามีแรงอยู่ระหว่าง 35 - 150 ปอนด์/ตารางนิ้ว การหดตัวของกล้ามเนื้อจะเกิดได้ถ้ามีแรงกระตุ้นจากคลื่นประสาทมากพอจนถึงระดับเทรชโฮล ซึ่งแรงกระตุ้นจากคลื่นประสาทจะทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้า และมีการแพร่ขยายศักย์ไฟฟ้าไปตามใยกล้ามเนื้อ ซึ่งมีผลให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อทั้งหมด ซึ่งเป็นไปตามกฎออล ออร์ นอนของการหดตัวของกล้ามเนื้อซึ่งคล้ายกับกฎออล ออร์ นอนของระบบประสาท กล่าวคือเมื่อถูกกระตุ้นจะตอบสนองอย่างเต็มที่ แต่ทั้งนี้การตอบสนองขึ้นกับสถานะของกล้ามเนื้อ อุณหภูมิ และความยาวของใยกล้ามเนื้อขณะถูกกระตุ้น ถ้าสถานะเหมาะสมหรือมีความพร้อมการตอบสนองจะเกิดเต็มที่

### 2.1.3 ผลของการกระตุ้นกล้ามเนื้อ

ถ้ามีการกระตุ้นกล้ามเนื้อซึ่งเป็นกล้ามเนื้อหน่วยเดียวเพียงครั้งเดียว จะทำให้เกิดการตอบสนองของกล้ามเนื้ออย่างรวดเร็วเรียกว่า การกระตุกของกล้ามเนื้อ (muscle twitch) การกระตุกแยกเป็น 3 ระยะดังนี้

#### 2.1.3.1 ระยะแฝง (latent period)

เป็นช่วงเวลาของการเริ่มต้นการตอบสนองการกระตุ้น ใช้เวลา ประมาณ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ เป็นระยะที่คลื่นไฟฟ้ากระแสผ่านซาร์โคเลมมา ซาร์โคพลาสมิก เรติคิวลัม การค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น เริ่มหลังแคลเซียม ไอออน ระยะนี้ยังไม่มีการตั้งตัวของกล้ามเนื้อ สารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

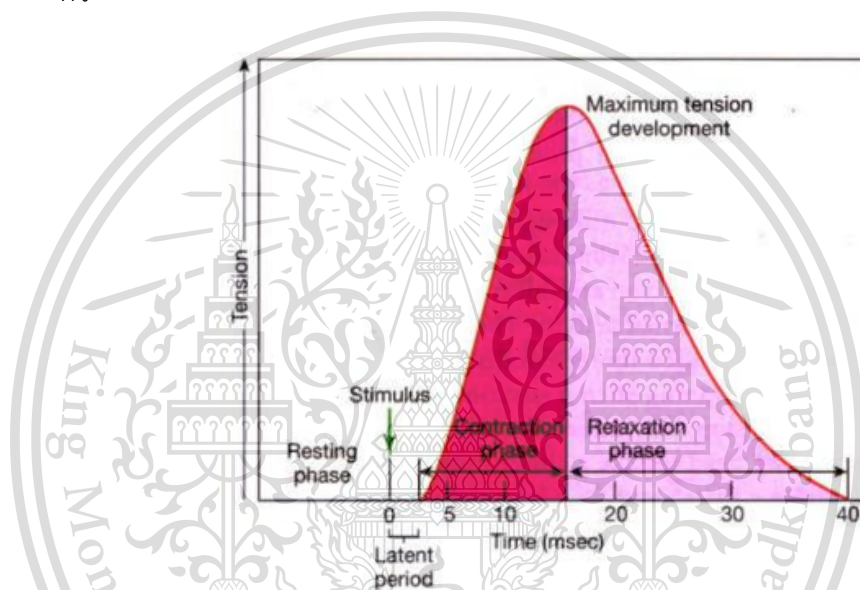
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

### 2.3.1.2 ระยะหดตัว (contraction period)

เป็นระยะของการหดตัว เริ่มจากการดึงตัวต่ำสุดถึงการดึงตัวสูงสุด ใช้เวลาประมาณ 15 มิลลิวินาทีหลังจากเริ่มถูกกระตุ้น เป็นระยะที่แคลเซียม ไอออนจับกับทรอโปนิน ทำให้เกิดสะพานข้ามและมีการทำงานของฟิลาเมนต์

### 2.3.1.3 ระยะคลายตัว (relaxation period)

เป็นระยะเริ่มหลังจากกล้ามเนื้อดึงตัวเต็มที่จนถึงคลายตัวสู่ภาวะปกติ เป็นเวลาประมาณ 25 มิลลิวินาทีสุดท้ายหลังจากการหดตัว เป็นระยะที่เริ่มคลายตัวระดับของแคลเซียมที่จับกับทรอโปนินลดลง ทำให้สะพานข้ามลดจำนวนลง กล้ามเนื้อจึงเริ่มคลายตัว



รูปที่ 2.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาและความดึงตัวเมื่อมีการกระตุ้นของกล้ามเนื้อ

ถ้ามีการกระตุ้นติดกันมากกว่า 1 ครั้ง จะมีผลให้เกิดการตอบสนองได้หลายประการ ดังนี้

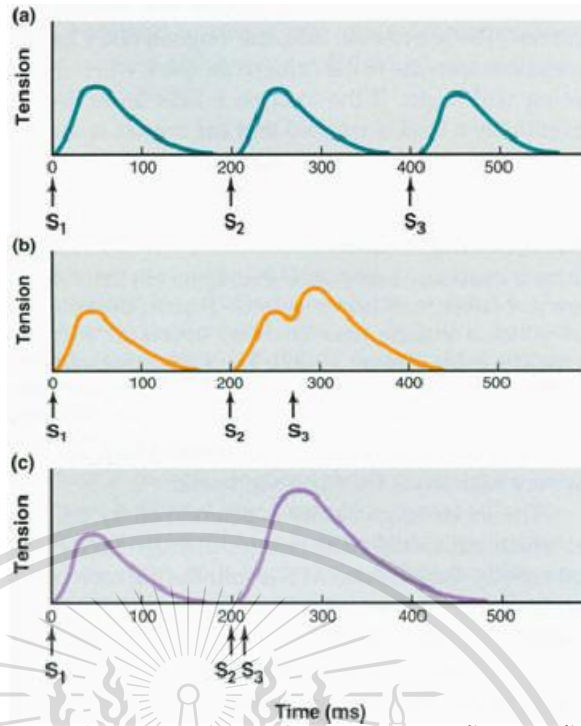
### 2.3.1.4 การรวมกันของการหดตัว (summation of muscular contraction)

เป็นการหดตัวเมื่อมีการกระตุ้น 2 ครั้งติดกัน โดยที่การตอบสนองจากการกระตุ้นครั้งที่ 1 ยังไม่สิ้นสุด แล้วมีการกระตุ้นซ้ำครั้งที่ 2 จะทำให้เกิดการหดตัวขึ้นอีก 1 ครั้ง การหดตัวแบบนี้เรียกว่า การหดตัวคอมปาวด์ (compound contraction) ถ้าการกระตุ้นสองครั้งใกล้กันมาก จะทำให้มีการหดตัวรวมเป็นครั้งเดียว โดยมีความดึงตัวเป็น 2 เท่า เรียกว่า การรวมกันของการหดตัว (summation of contraction) ถ้ามีการกระตุ้นซ้ำกันไปเรื่อยๆ จะเกิดการดึงตัวเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ แบบขั้นบันไดเรียกว่า อิทธิพลขั้นบันได (staircase effect) ดังรูปที่ 2.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

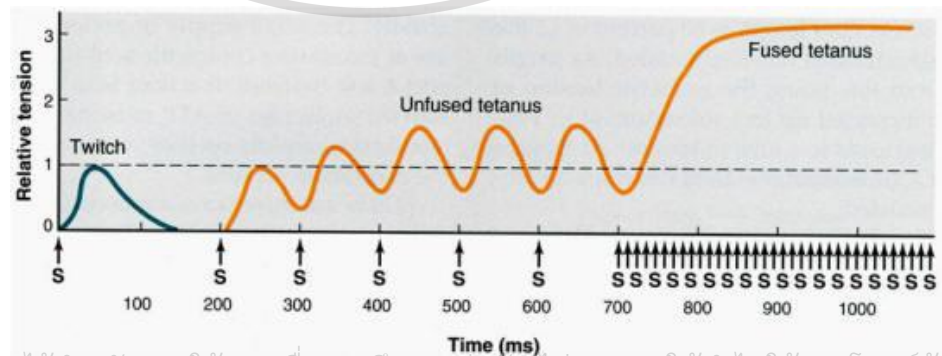


รูปที่ 2.4 กราฟแสดงผลของการกระตุ้นกล้ามเนื้อหลายครั้ง

(a), กระตุ้น 3 ครั้งหลังจากแต่ละครั้งคลายตัวสิ้นสุดแล้ว ; (b), มีการกระตุ้นครั้งที่ 3 ในขณะที่การคลายตัวของการกระตุ้นครั้งที่ 2 ยังไม่สิ้นสุด ถ้ามีการกระตุ้นลักษณะนี้ไปเรื่อย ๆ จะเกิดกรณีอิทธิพลขึ้นบันได ; (c), การกระตุ้นครั้งที่ 2-3 ติดกันมากจนทำให้เกิดการรวมกันของ การหดตัว

**2.3.1.5 การหดตัวเตตานิก (tetanic contraction หรือ tetanus)**

การหดตัวแบบนี้เกิดจากการกระตุ้นติดกันด้วยความถี่มาก ๆ จนเกิดการหดตัวตลอดเวลา แทบไม่มีโอกาสคลายตัว การหดตัวชนิดนี้แยกได้ 2 แบบคือ การหดตัวเตตานิกสมบูรณ์ (complete tetanus ; fuse tetanus) เป็นการหดตัวที่ไม่มีโอกาสคลายตัวเลยเนื่องจากการหดตัวที่ถี่มาก อีกหนึ่งคือการหดตัวเตตานิกไม่สมบูรณ์ (incomplete tetanus) เป็นการหดตัวที่กล้ามเนื้อมีโอกาสคลายตัวบ้าง เนื่องจากการกระตุ้นไม่ถึงนั้นัก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้เฉพาะเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

รูปที่ 2.5 กราฟแสดงการหดตัวเตตานิกของกล้ามเนื้อ

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

### 2.1.4 การล้าของกล้ามเนื้อ (muscle fatigue)

หมายถึงสภาวะที่กล้ามเนื้อไม่สามารถหดตัวได้อีก เนื่องจากถูกกระตุ้นให้หดตัวเป็นเวลานานติดต่อกัน สภาวะนี้กล้ามเนื้อจะหมดคุณสมบัติของการตอบสนองต่อสิ่งกระตุ้น สาเหตุเกิดจากการสะสมผลผลิตจากกระบวนการเมตาโบลิซึม ขาดพลังงาน และออกซิเจนไปเลี้ยงกล้ามเนื้อ

## 2.2 กล้ามเนื้อและเส้นประสาท

### 2.2.1 ศักย์ไฟฟ้าระยะพักของเยื่อหุ้มเซลล์ (resting membrane potential)

กล้ามเนื้อและเส้นประสาทที่จัดว่าเป็นเนื้อเยื่อที่สามารถถูกกระตุ้น (excitable tissue) หรือเนื้อเยื่อที่ไวต่อสิ่งเร้าหรือสิ่งที่มีมากระตุ้น ซึ่งเซลล์จะถูกห่อหุ้มด้วยเยื่อหุ้มหรือเมมเบรน (membrane) ภายในเซลล์ประสาทจะมีปริมาณของโพแทสเซียมไอออนมากกว่าภายนอกเซลล์ และมีโซเดียมไอออนที่ภายนอกเซลล์มากกว่าภายในเซลล์ (ความจริงมีไอออนชนิดอื่น ๆ ด้วย) ไอออนทั้งสองชนิดนี้มีบทบาทสำคัญต่อการเกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างภายในและภายนอกเซลล์ โดยทั่วไปไอออนจะมีการเคลื่อนที่จากที่ที่มีความเข้มข้นหรือปริมาณสูงไปยังบริเวณที่มีความเข้มข้นน้อยกว่า ดังนั้นภาวะปกติ ที่ผิวเซลล์ประสาทโพแทสเซียมไอออนมักจะเคลื่อนจากภายในเซลล์ออกนอกเซลล์ และโซเดียมไอออนจะเคลื่อนจากภายนอกเซลล์ เข้าสู่ภายในเซลล์ โดยเยื่อหุ้มเซลล์ยอมให้โพแทสเซียมไอออนซึมออกมากกว่าที่จะยอมให้โซเดียมไอออนซึมเข้า ทุกขณะที่อยู่หนึ่งนั้นจึงคล้ายกับว่ามีประจุบวกวิ่งจากภายในเซลล์ออกมาสู่ภายนอกเซลล์อยู่เสมอ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์มีศักย์เป็นลบเมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์ พบว่า ที่เยื่อหุ้มเซลล์ของเส้นประสาทและกล้ามเนื้อจะมีความต่างศักย์ระหว่างภายในและภายนอกเซลล์ประมาณ 60-90 มิลลิโวลต์ เฉลี่ยประมาณ -70 มิลลิโวลต์ โดยภายในเซลล์จะเป็นลบเมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์ ซึ่งเรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าระยะพักของเยื่อหุ้มเซลล์

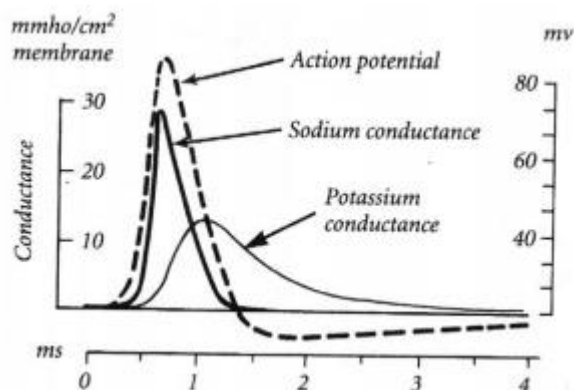
### 2.2.2 การเกิด action potential

ภาวะที่เซลล์ถูกกระตุ้น (ด้วยตัวกระตุ้นใด ๆ ก็ตาม) มีผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงสภาพให้ซึมได้ (permeability) ของเยื่อหุ้มเซลล์ต่อไอออนต่าง ๆ โดยเยื่อหุ้มเซลล์ยอมให้โซเดียมไอออนซึมผ่านจากภายนอกเซลล์เข้าสู่ภายในเซลล์มากกว่าภาวะปกติหรือภาวะพัก มีผลทำให้โซเดียมไอออนซึ่งเป็นประจุบวก แพร่เข้ามาในเซลล์ชั่วคราวและเปลี่ยนค่าศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ (ปกติเป็นลบมากกว่าภายนอก) เกิดภาวะ depolarization ให้ภายในเซลล์ค่อย ๆ เป็นลบน้อยลงจนกระทั่งเข้าใกล้ศูนย์ และเป็นบวกจนสามารถเกิด action potential ได้ในที่สุด หลังจากเกิด action potential ผ่านบริเวณใดบริเวณหนึ่งของผิวเซลล์ประสาทแล้ว การเปลี่ยนแปลงของโซเดียมและโพแทสเซียมไอออนที่วิ่งเข้าออก ก็จะถูกควบคุมให้กลับสู่สภาพสมดุลตามปกติอีกครั้งโดยกระบวนการ active transport (รูปที่ 2.6)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

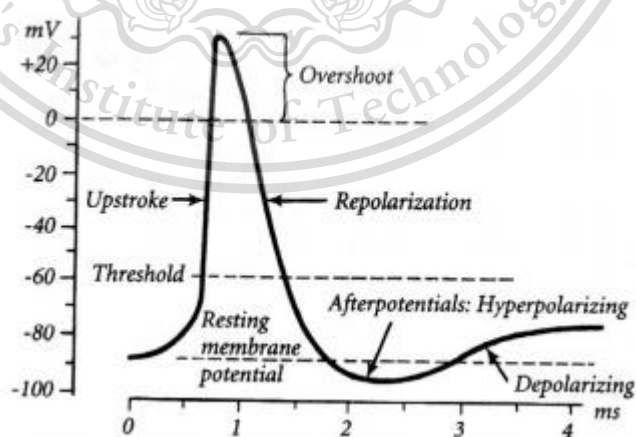
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



รูปที่ 2.6 แสดงกราฟเซลล์ประสกละก้ามเนื้อขณะถูกกระตุ้นจะมีการเปลี่ยนแปลงปริมาณโซเดียม และโพแทสเซียมไอออน

ณ ภาวะที่เซลล์ถูกกระตุ้น หากตัวกระตุ้นนั้นไม่แรงพอที่จะ depolarization ที่ผนังเซลล์ จนถึง threshold (มากกว่า  $-55$  mV) จะไม่มีการทะลักของโซเดียมไอออนเข้าสู่เซลล์ก็จะไม่เกิด action potential ของการตอบสนอง (รูปที่ 2.7) แต่หากตัวกระตุ้นนั้นมีความแรงมากพอที่จะกระตุ้นให้ถึง threshold หรือมากกว่า ก็จะทำให้เกิดภาวะ deposition จนเกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อให้เห็น และหากตัวกระตุ้นนั้นไม่แรงพอที่จะกระตุ้นผนังเซลล์ให้ถึง threshold ก็จะไม่เกิดการตอบสนองตามกฎ "all or none law" ความแรงของการตอบสนองของกล้ามเนื้อขึ้นกับจำนวนของไซประสาทที่มาเลี้ยงกล้ามเนื้อนั้น ส่วนความแรงของตัวกระตุ้นไม่สามารถเพิ่มความแรงของการตอบสนองได้ ดังนั้นกระแสไฟฟ้าที่กระตุ้นที่เพิ่มความแรงมากขึ้นไม่ได้หมายความว่า จะทำให้กล้ามเนื้อกระตุกแรงขึ้น แต่สามารถทำให้เส้นประสาทตอบสนองมากขึ้นจึงเห็นกล้ามเนื้อหดตัวได้แรงขึ้น



รูปที่ 2.7 แสดง action potential ของเซลล์ประสกละก้ามเนื้อในภาวะถูกกระตุ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## 2.2.5 การหดตัวของกล้ามเนื้อ

ที่บริเวณ neuromuscular junction สัญญาณประสาทถูกส่งผ่านมายังส่วนปลายของเส้นประสาท จะกระตุ้นให้กระเปาะเล็กแตกตัวหลั่งสาร acetylcholine แพร่ออกมา ผ่านรอยต่อ ไปยังตัวรับสารเคมี(receptor site) ซึ่งอยู่ที่ผิวเซลล์กล้ามเนื้อ การรวมตัวของตัวรับสารเคมีกับสารเคมี acetylcholine ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการซึมผ่านไอออนที่เยื่อหุ้มเซลล์ ทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าซึ่งเรียกว่า end plate potential ขึ้นศักย์ไฟฟ้านี้โดยทั่วไปมากพอที่จะทำให้เกิดสัญญาณประสาทกระจายไปทั่วเยื่อหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อ (sarcolemma) ได้อย่างรวดเร็ว สัญญาณประสาทส่วนหนึ่งจะถูกส่งผ่านมายัง T-tubule และบริเวณ triad of three channels ตามลำดับ ที่บริเวณนี้ศักย์ไฟฟ้าของสัญญาณประสาทดังกล่าว จะกระตุ้นให้เกิดการปลดปล่อยแคลเซียมไอออนออกจาก sarcoplasmic reticulum แคลเซียมเหล่านี้จะไปเกาะกับ troponin บน tropomyosin ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของ tropomyosin ซึ่งจะเปิดตำแหน่งบน actin ทำให้ myosin มาจับได้ เกิดการสร้าง cross-bridge ระหว่าง actin และ myosin ซึ่งต่อมาทำให้เกิดการไถ่เลื่อนของ thin filament เข้าหา thick filament ดังนั้น sarcomere จึงสั้นลง เป็นกลไกที่สำคัญในการหดตัวของกล้ามเนื้อ (รูปที่ 2.8)



รูปที่ 2.8 แสดงกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อปกติ

จากรูป 2.8 1) การเกิด end plate potential บริเวณ neuromuscular junction, 2) เกิด action potential ซึ่ง propagation มาตามเยื่อหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อ, 3) สัญญาณประสาทถูกส่งมาตาม T-tubules และบริเวณ triad of three channels ตามลำดับ, 4) แคลเซียมไอออนถูกปล่อยออกจาก sarcoplasmic reticulum, 5) แคลเซียมยึดเหนี่ยวเข้ากับ troponin และทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของ tropomyosin, 6) เกิดการสร้าง cross bridge ระหว่าง actin และ myosin, 7) เกิดการหดสั้นลงของ sarcomere

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อวัตถุประสงค์ทางการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น กรุณาแจ้งเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## 2.3 การวัดสัญญาณและการแปลผล

### 2.2.1 การตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี(electromyography)

เป็นที่ทราบกันดีแล้วว่า สมอง เส้นประสาท และกล้ามเนื้อจัดเป็นเนื้อเยื่อที่ไวต่อสิ่งเร้า สามารถสร้าง สัญญาณไฟฟ้าและส่งผ่านสัญญาณเมื่อถูกกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าดังกล่าวไปตามเส้นประสาทใยกล้ามเนื้อ การตรวจคลื่นไฟฟ้า กล้ามเนื้อ หรืออีเอ็มจี เป็นเทคนิคที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าที่สร้างจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อโดยตรง เพื่อใช้ในการวินิจฉัยและพยากรณ์พยาธิสภาพที่เกิดขึ้นในเส้นประสาทหรือกล้ามเนื้อ ซึ่งคล้ายกับการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และคลื่นไฟฟ้าสมอง แตกต่างเฉพาะขนาดของความถี่ และศักย์ไฟฟ้า ดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 แสดงชนิด ศักย์ไฟฟ้าและความถี่ที่ตอบสนองของสัญญาณไฟฟ้าสมอง หัวใจ และกล้ามเนื้อ (ดัดแปลงจาก Goodgold J and Eberstein A, 1972).

ชนิดของสัญญาณไฟฟ้า ความถี่	ศักย์ไฟฟ้า (mV)	ตอบสนอง(Hz)
สมอง(EEG)	0.001-0.10	0.02-100
หัวใจ (ECG,EKG)	0.02-3.0	0.1-30
กล้ามเนื้อ (EMG)	0.003-5. 0	2-10,000

### 2.2.2 วิธีการตรวจวัดอีเอ็มจี

จัดทำให้ผู้ถูกวัดนอนในท่าที่ผ่อนคลาย ทำความสะอาดผิวหนังและกล้ามเนื้อบริเวณที่ต้องการวัดด้วย แอลกอฮอล์ identified กล้ามเนื้อที่ต้องการวัด จุดเกาะต้น จุดเกาะปลาย และลักษณะการหดตัวของกล้ามเนื้อนั้น ๆ กรณี ที่ใช้ขั้วบันทึกแบบเข็มมักนิยมใช้ concentric needle electrode ก็แทงเข็มเข้ากล้ามเนื้อนั้น โดยสุ่มหาความผิดปกติภายใน กล้ามเนื้อนั้นในที่หลายแห่งให้มากพอ หากต้องการวัดโดยใช้ขั้วติดที่ผิวหนัง (surface electrode) มักนิยมติดตรงกับ ตำแหน่งของจุดมอเตอร์และสัญญาณอีเอ็มจีที่บันทึกได้จะมีลักษณะเป็นการท างานของกลุ่มกล้ามเนื้อ มิใช่ใยกล้ามเนื้อ เหมือนกับการบันทึกจากขั้วบันทึกแบบเข็ม

### 2.2.3 สัญญาณที่วัดและการแปลผล

ในการตรวจวัด คลื่นไฟฟ้านั้นมักตรวจหาความผิดปกติใน 3 สภาวะคือ 1) ขณะแทงเข็มหรือขณะเคลื่อนไหวเล็กน้อย คลื่นไฟฟ้าที่ บันทึกได้เรียก insertional activity 2) ขณะพักคลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้เรียก spontaneous activity และ 3) ขณะออกแรงใช้ กล้ามเนื้อ หรือกล้ามเนื้อหดตัวสูงสุด คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้เรียก voluntary activity

หลักการวิเคราะห์ความผิดปกตินั้นพิจารณาจาก 1) คลื่นไฟฟ้าอีเอ็มจีที่ได้นั้น บันทึกในสภาวะใดเช่น spontaneous insertion หรือ voluntary 2) ลักษณะของคลื่นไฟฟ้านั้นเป็นการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้ง อย่างไร จากนั้นพิจารณาเปรียบเทียบ ความสูง (amplitude) ความกว้าง (duration) พร้อมทั้ง

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

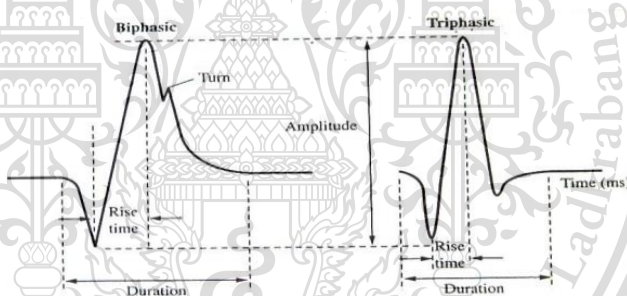
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

รายละเอียดของลักษณะคลื่น เช่น phase initial deflection และความถี่ (frequency) เป็นต้น จากนั้นนำมาพิจารณาเปรียบเทียบกับลักษณะคลื่นอีเอ็มจีปกติ

ขณะทำการตรวจนอกจากจะพิจารณาจากคลื่นหรือสัญญาณไฟฟ้าบนจอออสซิลโลสโคปแล้ว การฟังเสียงของ คลื่นไฟฟ้าผ่านลำโพงขยายเสียงจะช่วยให้ลดความเมื่อยล้าสายตาจากการเพ่งมองบนจอออสซิลโลสโคป เพราะการฟัง เสียงทำให้สามารถทราบความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าได้อย่างคร่าวๆ เมื่อหูได้ยินความผิดปกติแล้วจึงพิจารณา คลื่นไฟฟ้าโดยละเอียดเพิ่มเติม โดยความผิดปกติของคลื่นอีเอ็มจี พิจารณาจาก 1) สัญญาณชนิด spontaneous หรือ voluntary อีเอ็มจี 2) สัญญาณอีเอ็มจี เมื่อเปรียบเทียบกับอีเอ็มจีปกติในสภาวะนั้น

## 2.2.4 สัญญาณอีเอ็มจีปกติ

ในกล้ามเนื้อปกติ มักไม่พบสัญญาณ spontaneous activity เมื่อแทงเข็มอิเล็กโทรดเข้าไปยังกล้ามเนื้อ ขณะพัก จอออสซิลโลสโคปที่บันทึกได้จะมีลักษณะเรียบ ไม่มีสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี (electrical silence) เมื่อให้ผู้ถูกวัดออกแรง เกร็งกล้ามเนื้อนั้น จะได้คลื่นไฟฟ้าที่เรียกว่า motor unit potential และเป็น motor unit ที่มีลักษณะปกติ จึงเรียกว่า normal motor unit potential MUP (รูปที่ 2.8)



รูปที่ 2.9 แสดงลักษณะสัญญาณอีเอ็มจีของ motor unit potential MUP

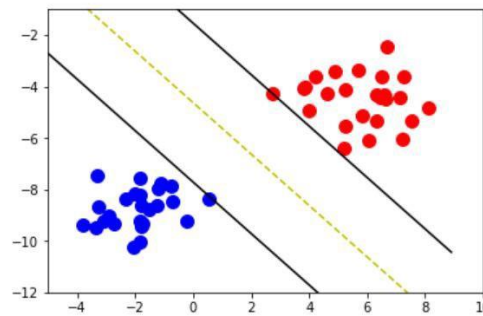
ลักษณะสำคัญของ MUP นั้น ต้องเกิดขณะที่ออกแรงใช้กล้ามเนื้อนั้น สัญญาณไฟฟ้ามีลักษณะเป็นคลื่นสองหรือ สามเฟส (biphase or triphasic) มียอดลบ นามาก่อน ความถี่ 5-20 ครั้ง/วินาที มีความสูงของคลื่นประมาณ 200 ไมโครโวลต์ - 5 มิลลิโวลต์ ซึ่ง ความกว้างประมาณ 5-15 มิลลิวินาที ซึ่งขนาดความสูงของคลื่นขึ้นกับขนาดความแรงของการหดตัวของ กล้ามเนื้อ ยิ่งออกแรงมากขนาดก็จะสูงมากและจำนวนตัวอีเอ็มจีก็จะเพิ่มมากขึ้นด้วย และหากพบ MUP ที่มีรูปร่างปกติ อาจกล่าวได้ว่าทางเดินของการ นำสัญญาณประสาทจากไขสันหลังมายังกล้ามเนื้อ (neuromuscular pathway) ปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

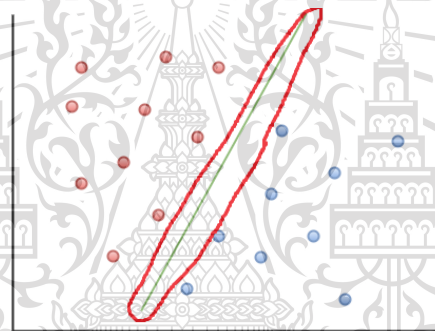
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

### 2.3 Support Vector Machine (SVM)



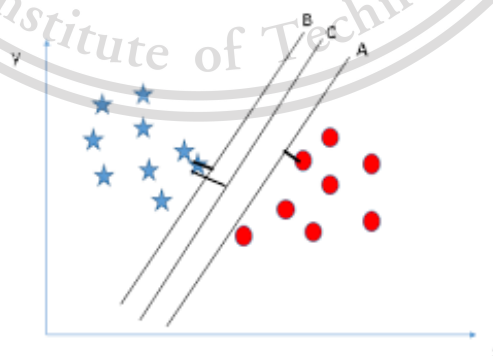
รูปที่ 2.10 Support Vector Machine

SVM เป็น Machine Learning อีกตัวที่เป็น Classification ที่แม่นยำมากในอดีต แต่ปัจจุบันจะนิยมใช้ Neural Network แต่ SVM ใช้งานได้ง่ายกว่า SVM เหมาะกับ dataset ที่มีฟีเจอร์เยอะๆ แต่ขนาดข้อมูลเล็ก-ปานกลาง หลักการคือการหาเส้นแบ่งระหว่างคลาสต่างๆในข้อมูล



รูปที่ 2.11 การหาเส้นแบ่ง Support Vector Machine

ในการหาเส้นแบ่งในแต่ละคลาสจะมีหลักการคือพยายามแยก 2 คลาสให้ออกจากกันโดยการลากเส้นตรงกลาง คือเส้น C



รูปที่ 2.12 ลากเส้นคู่ขนานคือเส้น A,B

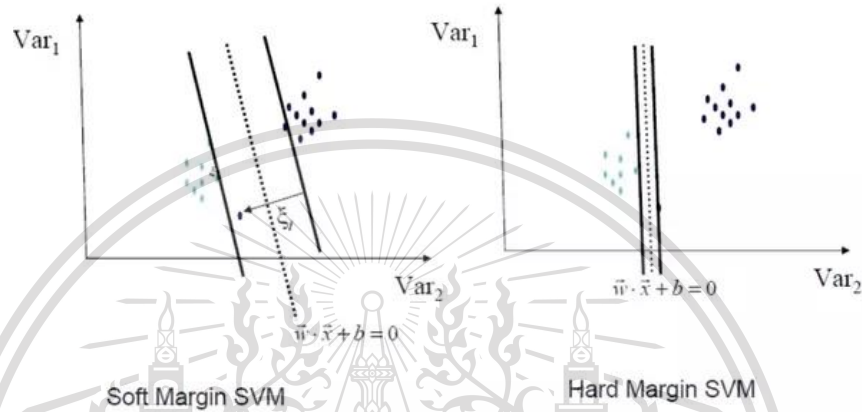
แล้วลากเส้นคู่ขนานคือเส้น A,B ข้อมูลหลังเส้น A จะเป็นคลาสสีแดง ข้อมูลหลังเส้น B จะเป็นคลาสสีฟ้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

### 2.3.1 Hard Margin VS Soft Margin

จากรูปที่ 2.11 พื้นที่ระหว่าง C-B , C-A มีข้อแม้คือให้เส้นที่แบ่งมีความกว้างมากที่สุด แต่ ถ้าเส้นแคบไปก็จะมีข้อมูลอยู่ระหว่างเส้นแบ่งและถ้ามีข้อมูลที่เป็น outlier เกิดขึ้น (ข้อมูลที่เฉลยผิด/ข้อมูลไม่ถูกต้อง)เส้นแบ่งของเราก็จะเพี้ยนแน่นอนหรือเรียกว่า Hard Margin วิธีแก้ไขคือ Soft Margin นั่นคือการทำให้เส้นแบ่งนั้นมีความกว้างมากที่สุดเท่าที่จะทำได้และยอมให้มีข้อมูลบางข้อมูลอยู่ระหว่างเส้นแบ่งของเราบ้าง เพื่อไม่ให้เส้นมันเพี้ยนมากจนเกินไป



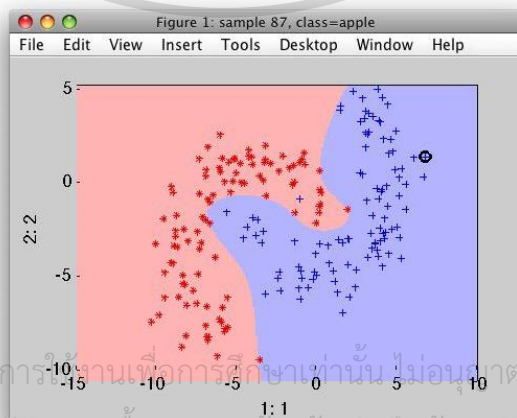
รูปที่ 2.13 Hard Margin VS Soft Margin

วิธีการในโค้ดคือการปรับค่า C ใน model svm ของเราเท่านั้นเอง

- ยิ่ง C เยอะ ถนนยิ่งแคบ
- ยิ่ง C น้อย ถนนยิ่งกว้าง

### 2.3.2 Kernel in SVM

จากการสร้างเส้นตรงขึ้น จากการใช้ Linear Regression เจอปัญหา ถ้าข้อมูลไม่ใช่เส้นตรง (Non-Linear) วิธีแก้ไข คือเพิ่ม hyper parameter เข้าไป 1 อันนั่นคือ Kernel โดย Kernel มีเยอะมากที่นิยมใช้ คือ Poly,Sigmoid



รูปที่ 2.14 poly kernel

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

อย่างไรรูปจะเป็นแบบ Poly นั้นเอง ก็จะได้เส้นแบ่งแบบโค้งขึ้นมา นั่นเอง หลักการทางคณิตศาสตร์ คือ

$$\hat{y} = \begin{cases} 0 & \text{if } w^T \cdot x + b < 0 \\ 1 & \text{if } w^T \cdot x + b \geq 0 \end{cases}$$

W คือค่า weight

เหมือนกับ  $\theta$  ใน linear regression

$w^T \cdot x + b$  คือเส้นแบ่งคลาส (2.1)

จะเห็นว่าเหมือน Linear Regression คือการหามุม (Theta) แล้วลากเส้นแบ่งระหว่างคลาสนั้นๆ ในช่วงการสร้างเส้นยังสามารถใช้ Gradient Descent มาช่วยได้อีกด้วย โดยการเติมสมการของ SGD เข้าไป

$$j(w,b) = \frac{1}{2} w^T \cdot x + c \sum_{i=1}^m \max(0, 1 - t^{(i)}(w^T \cdot x^i + b)) \quad (2.2)$$

## 2.4 ค่า Parameter

### 2.4.1 Hjorth parameters

Hjorth parameters เป็นตัวบ่งชี้คุณสมบัติทางสถิติที่ใช้ในการประมวลผลสัญญาณในโดเมนเวลามีพารามิเตอร์ ได้แก่ Activity, Mobility และ Complexity โดยทั่วไปจะใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ electroencephalography สำหรับการแยก feature พารามิเตอร์เป็นตัวบอกความซับซ้อน (NSDs) ที่ใช้ใน EEG ยิ่งไปกว่านั้น robotic area พารามิเตอร์ Hjorth ยังใช้สำหรับการประมวลผลสัญญาณ สำหรับการตรวจจับคุณสมบัติของวัตถุทางกายภาพเช่นการตรวจจับพื้นผิว วัสดุและการจำแนกิริยาสัมผัสผ่านผิวหนังหุ่นยนต์เทียม

#### 2.4.1.1 Hjorth Activity

พารามิเตอร์กิจกรรมแสดงถึงกำลังของสัญญาณความแปรปรวนของฟังก์ชันเวลา สิ่งนี้สามารถบ่งชี้พื้นผิวของสเปกตรัมกำลังในโดเมนความถี่ สิ่งนี้แสดงด้วยสมการต่อไปนี้

$$\text{Activity} = \text{var}(y(t)) \quad (2.3)$$

โดยที่  $y(t)$  แสดงถึงสัญญาณ

#### 2.4.1.2 Hjorth Mobility

พารามิเตอร์การเคลื่อนที่แสดงถึงความถี่เฉลี่ยหรือสัดส่วนของส่วนเบี่ยงเบน

มาตรฐานของสเปกตรัมกำลัง นี้ถูกกำหนดให้เป็นรากที่สองของความแปรปรวนของอนุพันธ์แรกของสัญญาณ  $y(t)$  หาด้วยความแปรปรวนของสัญญาณ  $y(t)$

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

$$\text{Mobility} = \sqrt{\frac{\text{var}\left(\frac{dy(t)}{dt}\right)}{\text{var}(y(t))}} \quad (2.4)$$

### 2.4.1.3 Hjorth Complexity

พารามิเตอร์ Complexity แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงของความถี่ พารามิเตอร์เปรียบเทียบกับความคล้ายคลึงของสัญญาณกับคลื่นไซน์บริสุทธิ์โดยที่ค่าจะแปลงเป็น 1 หากสัญญาณมีความคล้ายคลึงกัน

$$\text{Complexity} = \frac{\text{Mobility}\left(\frac{dy(t)}{dt}\right)}{\text{Mobility}(y(t))} \quad (2.5)$$

## 2.4.2 Statistic parameter

### 2.6.2.1 ค่าเฉลี่ย (Mean)

ค่าของค่าเฉลี่ยบ่งบอกถึงการเปลี่ยนแปลงในศักยภาพที่มีมาทางเทคนิค  
ค่าเฉลี่ยกำหนดโดย:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2.6)$$

### 2.6.2.2 Standard deviation

กำหนดโดย:

$$x_{\text{std}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N-1}} \quad (2.7)$$

### 2.6.2.3 Skewness

อธิบายว่าความเบ้วัดระดับความเบี่ยงเบนจากความสมมาตรของการแจกแจงแบบปกติหรือแบบเกาส์เซียน หน่วยวัดนี้มีค่าเป็นศูนย์เมื่อการกระจายสมมาตร

$$S_k = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \bar{x})^3}{N}}{\left[ \sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \bar{x})^2}{N} \right]^{\frac{3}{2}}} \quad (2.8)$$

### 2.6.2.4 Kurtosis

รูปร่างหรือลักษณะการแจกแจงของตัวแปรสุ่มที่เกี่ยวข้อง กับขนาดความสูงของ  
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ส่งมอบไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับค่าไหนไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
โค้งส่วนที่สูงที่สุดของการแจกแจง หรือบางครั้งจะหมายถึงความหนา (Thickness) ของ  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้  
ปลายทางทั้ง 2 ข้าง ซึ่งมีลักษณะที่เบี่ยงเบนไปจากโค้งปกติ (Normal curve)

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

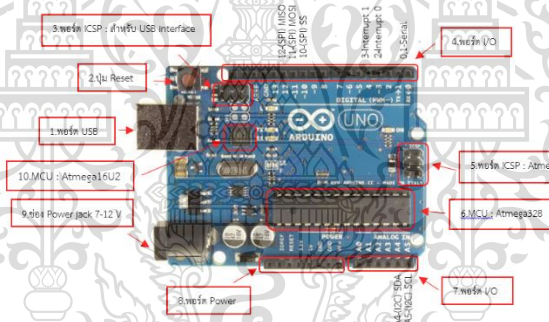
$$k = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \bar{x})^4}{N}}{[\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \bar{x})^2}{N}]^2} - 3 \quad (2.9)$$

## 2.7 อุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง

### 2.7.1 Arduino Uno R3

Arduino คือ โครงการที่นำชิปไอซีไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลต่างๆ มาใช้ร่วมกันในภาษา C ซึ่งภาษา C นี้เป็นลักษณะเฉพาะ คือมีการเขียนไลบรารีของ Arduino ขึ้นมาเพื่อให้การสั่งงานไมโครคอนโทรลเลอร์ที่แตกต่างกัน สามารถใช้งานโค้ดตัวเดียวกันได้ โดยตัวโครงการได้ออกบอร์ดทดลองมาหลายรูปแบบ เพื่อใช้งานกับ IDE ของตนเอง

จุดเด่นที่ทำให้บอร์ด Arduino เป็นที่นิยม คือ ง่ายต่อการพัฒนา มีรูปแบบคำสั่งพื้นฐานไม่ซับซ้อนเหมาะสำหรับผู้เริ่มต้น มี Arduino Community กลุ่มคนที่ร่วมกันพัฒนาที่แข็งแรง เป็น Open Hardware ทำให้ผู้ใช้สามารถนำบอร์ดไปต่อยอดใช้งานได้หลายด้าน ราคาไม่แพง และ Cross Platform สามารถพัฒนาโปรแกรมบน OS ใดก็ได้



รูปที่ 2.15 Layout & Pin out Arduino Board

Arduino Uno R3 เป็นบอร์ด Arduino ที่ได้รับความนิยมมากที่สุด เนื่องจากราคาไม่แพง ส่วนใหญ่โปรเจกต์และ Library ต่างๆ ที่พัฒนาขึ้นมา Support จะอ้างอิงกับบอร์ดนี้เป็นหลัก และข้อดีอีกอย่างคือ กรณีที่ MCU เสีย ผู้ใช้งานสามารถซื้อมาเปลี่ยนเองได้ง่าย



รูปที่ 2.16 Arduino Uno R3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## 2.7.2 Servo Motor

### 2.7.2.1 SG90 Servo Motor มาตรฐาน

Servo เป็นคำศัพท์ที่ใช้กันทั่วไปในระบบควบคุมอัตโนมัติ มาจากภาษาละตินคำว่า Sevus หมายถึง “ทาส” (Slave) ในเชิงความหมายของ Servo Motor ก็คือ Motor ที่เราสามารถสั่งงานหรือตั้งค่า แล้วตัว Motor จะหมุนไปยังตำแหน่งองศาที่เราสั่งได้เองอย่างถูกต้อง โดยใช้การควบคุมแบบป้อนกลับ (Feedback Control)

Servo คืออุปกรณ์มอเตอร์ ที่สามารถควบคุมการหมุนที่แม่นยำ เซอร์โว SG90 มีขนาดเล็กแรงบิด 1.2-1.4 kg/cm KG/cm สีส้มดำเป็นสายกราวด์ สีแดงเป็นไฟเข้า 4.8-7.2 V สีส้มเป็นสัญญาณอินพุต หมุน 0-180องศา ถ้าทำให้หมุน 360 ต่อเนื่อง องศาให้ใช้ 2.2 K ohm Tower Pro SG90 Mini Micro Servo

Servo motor รุ่นนี้เหมาะสำหรับการใช้งานกับ RC คอปเตอร์ หรือ งานที่ต้องการมอเตอร์น้ำหนักเบา (เพื่อเป็นพลาสติก) ให้ทอร์กที่ 1.8 kg-cm ที่แรงดัน 4.8 V Feedback Control คือ ระบบควบคุมที่มีการวัดค่าเอาต์พุตของระบบนำมาเปรียบเทียบกับค่าอินพุตเพื่อควบคุมและปรับแต่งให้ค่าเอาต์พุตของระบบให้มีค่า เท่ากับ หรือใกล้เคียงกับค่าอินพุต



รูปที่ 2.17 SG90 Servo Motor

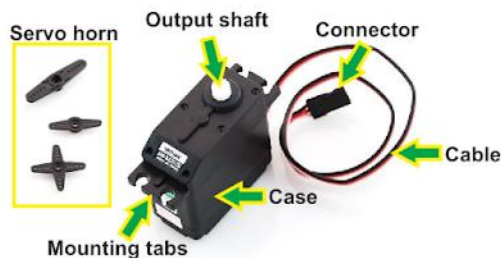
- ขนาด 21.5 mm x 11.8 mm x 22.7 mm
- น้ำหนัก 9 กรัม
- ความเร็วเมื่อไม่มีโหลด 0.12 วินาที/60องศา (4.8 V)
- แรงบิด 1.2-1.4 kg/cm (4.8 V)
- ทำงานที่อุณหภูมิ -30-60 องศาเซลเซียส
- เวลาหยุดก่อนรับคำสั่งใหม่ 7 มิลลิวินาที
- ทำงานที่ไฟ 4.8 V - 6 V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

### 2.7.2.2 ส่วนประกอบภายนอก RC Servo Motor



รูปที่ 2.18 ส่วนประกอบภายนอก RC Servo Motor

- Case ตัวถัง หรือ กรอบของตัว Servo Motor
- Mounting Tab ส่วนจับยึดตัว Servo กับชิ้นงาน
- Output Shaft เพลาส่งกำลัง
- Servo Horns ส่วนเชื่อมต่อกับ Output shaft เพื่อสร้างกลไก
- Cable สายเชื่อมต่อเพื่อ จ่ายไฟฟ้า และ ควบคุม Servo Motor จะประกอบด้วย สายไฟ 3 เส้น และ ใน RC Servo Motor จะมีสีของสายแตกต่างกันไปดังนี้
  - o สายสีแดง คือ ไฟเลี้ยง (4.8-6V)
  - o สายสีดำ หรือ น้ำตาล คือ กราวด์
  - o สายสีเหลือง (ส้ม ขาว หรือฟ้า) คือ สายส่งสัญญาณพัลส์ควบคุม (3-5V)
- Connector จุดเชื่อมต่อสายไฟ

### 2.7.2.3 ส่วนประกอบภายใน RC Servo Motor



รูปที่ 2.19 ส่วนประกอบภายใน RC Servo Motor

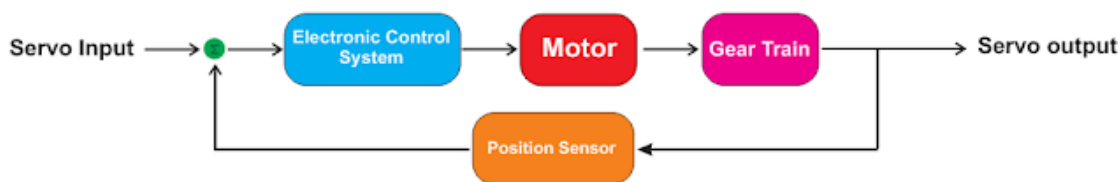
- Motor เป็นส่วนของตัวมอเตอร์
- Gear Train หรือ Gearbox เป็นชุดเกียร์ทดแรง
- Position Sensor เป็นเซ็นเซอร์ตรวจจับตำแหน่งเพื่อหาค่าองศาในการหมุน
- Electronic Control System เป็นส่วนที่ควบคุมและประมวลผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Servo Motor Block Diagram



#### 2.7.2.4 หลักการทำงานของ Servo Motor

เมื่อจ่ายสัญญาณพัลส์เข้ามายัง Servo Motor ส่วนวงจรควบคุม (Electronic Control System) ภายใน Servo จะทำการอ่านและประมวลผลค่าความกว้างของสัญญาณพัลส์ที่ส่งเข้ามาเพื่อแปลค่าเป็นตำแหน่งองศาที่ต้องการให้ Motor หมุนเคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งนั้น แล้วส่งคำสั่งไปทำการควบคุมให้ Motor หมุนไปยังตำแหน่งที่ต้องการ โดยมี Position Sensor เป็นตัวเซ็นเซอร์คอยวัดค่ามุมที่ Motor กำลังหมุนเป็น Feedback กลับมาให้วงจรควบคุมเปรียบเทียบกับค่าอินพุตเพื่อควบคุมให้ได้ตำแหน่งที่ต้องการอย่างถูกต้องแม่นยำ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

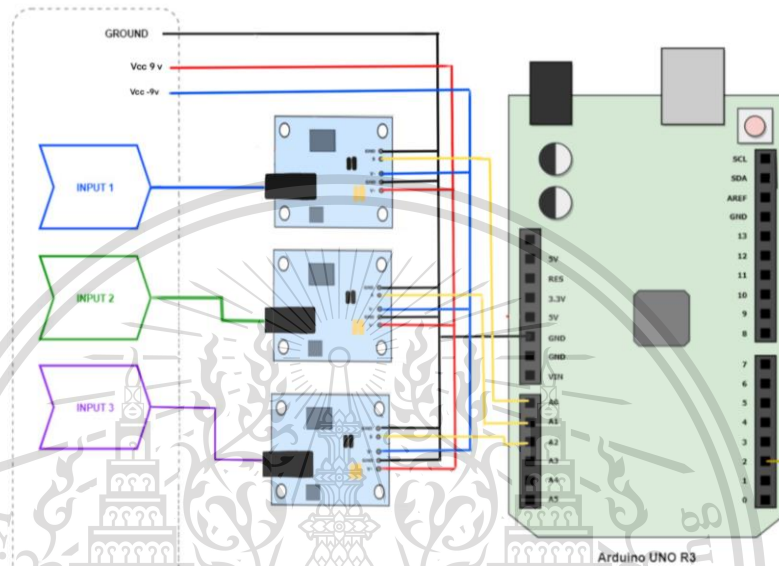
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

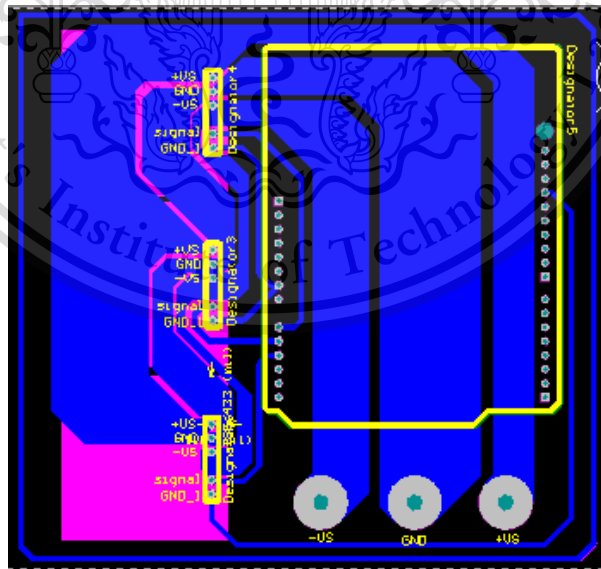
# บทที่ 3 วิธีการดำเนินการ

## 3.1 การออกแบบ Hardware

### 3.1.1 ออกแบบลาย PCB



รูปที่ 3.1 Schematic



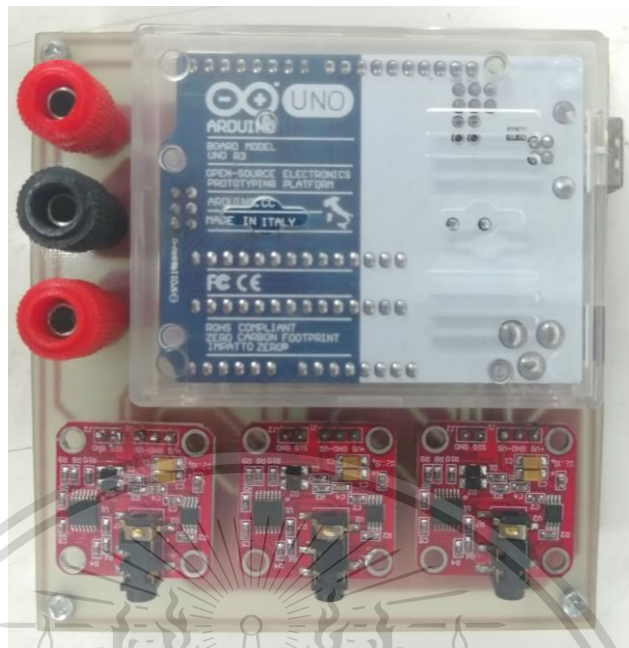
รูปที่ 3.2 ลาย PCB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

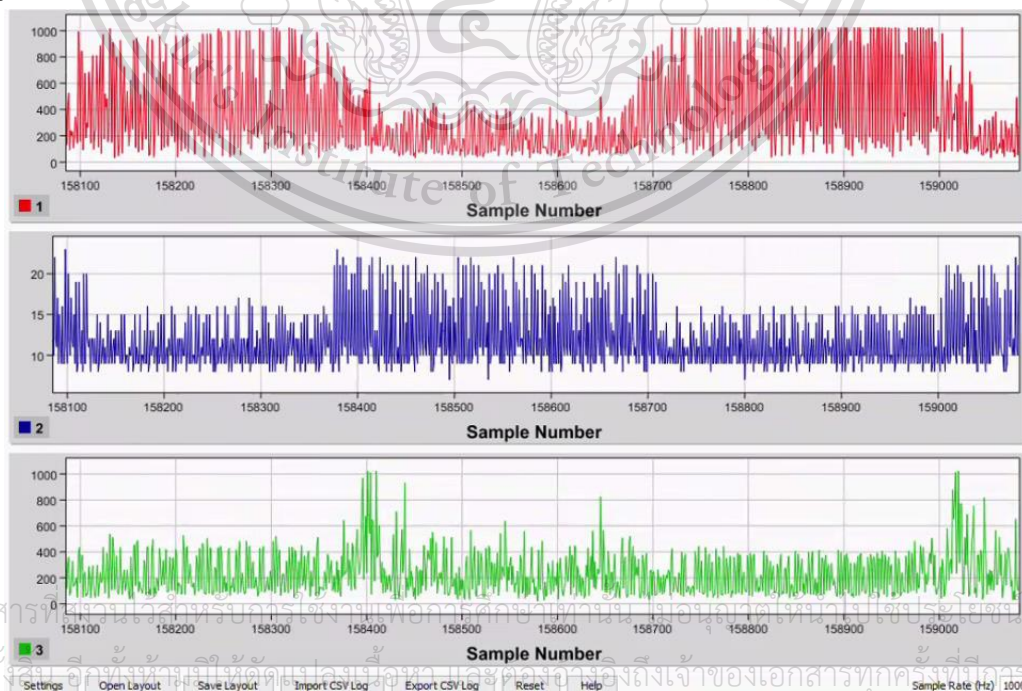
### 3.1.2 ลงอุปกรณ์



รูปที่ 3.3 อุปกรณ์ที่ใช้ดำเนินการ

### 3.2 การเตรียมข้อมูล

เก็บข้อมูลตัวอย่างจากเพื่อนักศึกษาซึ่งกลั่นเนื้อทำงานปกติจำนวน 4 คน ช่วงอายุ 22-23 ปี โดยทำการรอกแขน 2 วินาที ยึดแขน 2 วินาที ซึ่งทำการบันทึกสัญญาณ EMG ด้วยอุปกรณ์ในส่วนของ Hardware ที่ทำขึ้นลงใน Microsoft Excel โดยบันทึกผ่านโปรแกรม TelemetryViewer\_v0.6 ดังรูปที่ 3.4

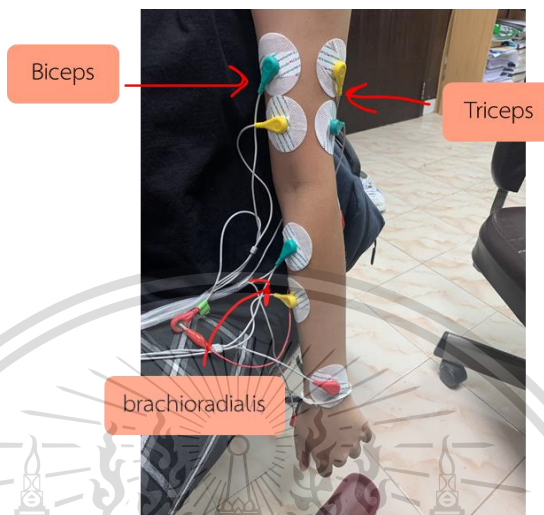


รูปที่ 3.4 แสดงผลของสัญญาณที่ผ่านโปรแกรม Telemetry Viewer

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

โดยได้ทำการติดแผ่น Electrode แต่ละ Sensor ดังรูปที่ 3.5 และสัญญาณสีแดง คือ Sensor 1 บริเวณกล้ามเนื้อปลายแขน (brachioradialis muscle) สัญญาณสีน้ำเงิน คือ Sensor 2 บริเวณกล้ามเนื้อต้นแขนด้านหลัง (Triceps) และสัญญาณสีเขียว คือ Sensor 3 บริเวณกล้ามเนื้อต้นแขนด้านหน้า (Biceps)



รูปที่ 3.5 ตำแหน่ง Electrode ในการวัด

### 3.2.1 ตัวอย่างข้อมูลที่ได้

ตารางที่ 3.1 ตัวอย่างข้อมูลจากการวัด

Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
0	265	529	622
1	228	265	989
2	262	489	299
3	225	440	1023
4	245	517	408
5	218	392	1023
6	280	492	415
7	84	51	615
8	180	267	336
9	128	379	143
10	72	400	436
11	48	179	669
12	117	44	599
13	114	336	699
14	132	165	293
15	210	342	475

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

### 3.2.2 Code การหาค่า Feature

ประกอบไปด้วย Code หลักที่ใช้ และ Code Function HjorthParameters

- Code หลัก

```
xV = a0;
[mobility, complexity, activity] = HjorthParameters(xV)
    standardDeviation = std(xV)
    standardError= std(xV)/sqrt(length(xV))
    kurtosis = kurtosis(xV)
    skewness = skewness(xV)
    mean = mean(xV)
feature = zeros(1,8);
feature =
table(activity,mobility,complexity,standardDeviation,sta
ndardError,kurtosis,skewness,mean)
```

- Code Function HjorthParameters

```
function[mobility, complexity, activity]=HjorthParameters(xV)
n = length(xV);
dxV = diff(0;xV);
ddxV = diff(0;dxV);
mx2 = mean(xV.^2);
mdx2 = mean(dxV.^2);
mddx2 = mean(ddxV.^2);

mob = mdx2/mx2;
complexity = sqrt(mddx2*(mdx2 -mob));
mobility = sqrt(mob);

activity = var(xV)
end
```

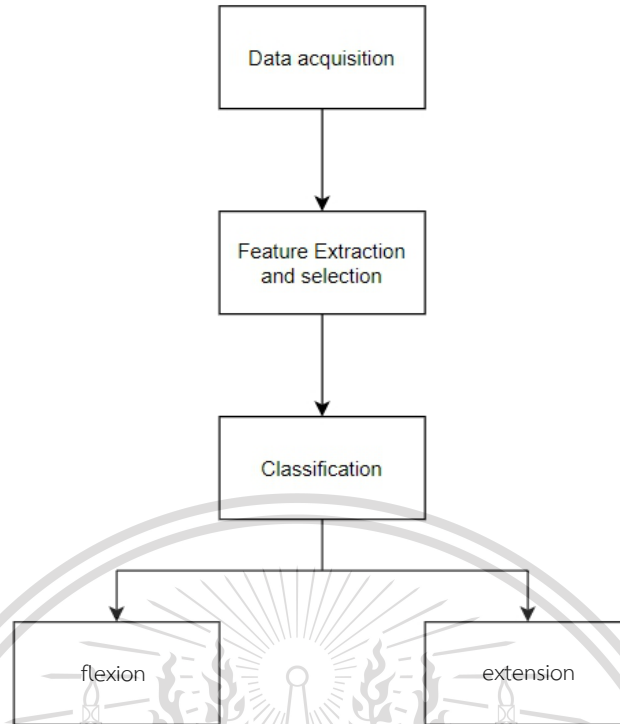
### 3.3 การจำแนกประเภท

จากข้อมูลที่ได้ เราสามารถใช้การจำแนกการงอและยืดของแขนได้จาก Sensor1 กล้ามเนื้อปลายแขนเนื่องจากเป็นกล้ามเนื้อที่แสดงถึงสัญญาณ EMG ของการงอและยืดของแขนที่ชัดเจนและไม่ผิดพลาดเท่ากับอีก 2 จุด จากนั้นนำข้อมูลมาหาค่าคุณลักษณะเด่นมาแล้วนำมาทำการจำแนกประเภทของกล้ามเนื้อด้วยวิธีการ Super Vector Machine (SVM) โดยมี Block Diagram ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

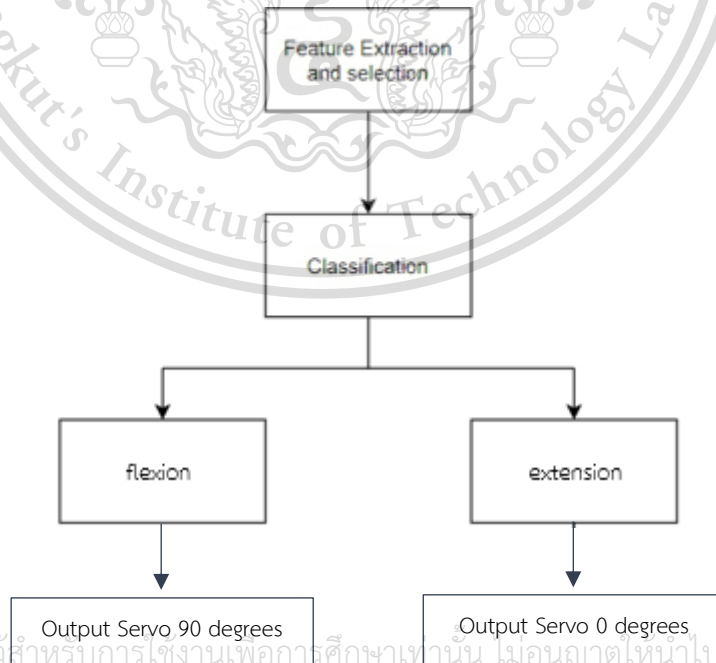
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



รูปที่ 3.6 Block Diagram of system

จาก Block Diagram ข้างต้น เมื่อได้ข้อมูลแล้วนำมาทำการแยกคุณลักษณะเด่น จากนั้นนำคุณลักษณะเด่นที่ได้ไปทำการจำแนกประเภท 2 ประเภท คือ การงอแขนและการยืดแขน

### 3.4 การวิเคราะห์สัญญาณด้วย Matlab



รูปที่ 3.7 Block Diagram of output

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

โดยการวิเคราะห์ทาง Matlab แบ่งเป็น 2 ส่วน

### 3.4.1 การสร้าง Model

ในการสร้าง Model ใช้เครื่องมือใน Matlab คือ Classification Learner App เพื่อทำการ Train ข้อมูลเพื่อสร้าง Model

### 3.4.2 Code การควบคุม Servo motor

ทำการเขียนคำสั่งเพื่อบังคับการทำงานของ Servo โดยกำหนดให้เมื่อเราออกแขน (Flexion) ค่า angle = 0.5 เพื่อให้ Servo หมุนไป 90 องศา เนื่องจากการกำหนดตำแหน่งของ Servo ว่าหมุนน้อยสุดหรือมากที่สุดค่าของการเขียนคำสั่งอยู่ที่ 0 ถึง 1 และอ่านว่าตำแหน่งให้จะไหมหมุนไปกี่องศา โดยที่ SG90 Servo สามารถหมุนได้ 0 -180 องศา ส่วนเมื่อเรายื่นแขนก็จะใช้หลักการเดียวกัน

```
clear all
clc
a = arduino('COM7', 'Uno', 'Libraries', 'Servo');
s = servo(a, 'D4');
ypred = mypredict(feature)
if ypred == 1
    disp('Extension')
    angle = 0;
    writePosition(s, angle);
    current_pos = readPosition(s);
    current_pos = current_pos*180;
    fprintf('Current motor position is %d degrees\n', current_pos);
    pause(2);
else
    disp('Flexion')
    angle = 0.5;
    writePosition(s, angle);
    current_pos = readPosition(s);
    current_pos = current_pos*180;
    fprintf('Current motor position is %d degrees\n', current_pos);
    pause(2);
end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

#### 4.1 ผลการทดลอง

จากการทดลองนำค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้ซึ่งข้อมูลซึ่งทำการบันทึกสัญญาณ EMG ด้วยอุปกรณ์ในส่วนของ Hardware ที่ทำขึ้น โดยกำหนดให้ในแต่ละช่วงของท่าทางที่ต่างกันจะได้มา 300 ข้อมูล เมื่อได้ข้อมูลมาแล้วจะทำการหาคุณลักษณะโดย activity หาได้จากสมการ (2.3) mobility หาได้จากสมการ (2.4) complexity หาได้จากสมการ (2.5) standard deviation หาได้จากสมการ (2.7) standard error หาได้จากสมการ (2.10) kurtosis หาได้จากสมการ (2.9) skewness หาได้จากสมการ (2.8) และ mean หาได้จากสมการ (2.6) ซึ่งได้ผลลัพธ์ของแต่ละคุณลักษณะดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ค่า Feature ใน Time domain

activity	mobility	complexity	standard deviation	standard error	kurtosis	skewness	mean
1.38E+04	0.7752	1.6633	117.6234	6.3697	3.6972	0.8958	184.4751
1.67E+04	0.7475	1.6167	129.1662	6.8362	2.1945	0.5756	206.3053
1.71E+04	0.759	1.6354	130.896	7.272	2.3207	0.5247	211.9198
1.99E+04	0.7632	1.6056	141.1828	7.7252	3.7903	0.9058	213.021
3.94E+04	0.8346	1.7224	198.3701	11.6891	2.1686	0.4612	327.0486
1.07E+04	0.6744	1.9105	103.4564	3.3184	2.1363	-0.5248	260.6142
1.08E+04	0.6899	1.8984	104.0977	3.8371	2.236	-0.3069	250.7446
9.99E+03	0.7047	1.8838	99.9562	3.7753	1.9879	-0.1577	233.8402
9.74E+03	0.7089	1.8776	98.6885	4.0089	2.0697	-0.0935	227.9505
1.10E+04	0.7048	1.8896	105.0023	3.7453	2.1139	-0.0339	245.6921
9.67E+03	0.7022	1.8877	98.3241	3.4569	2.0396	-0.0919	231.9876

เมื่อได้แต่คุณลักษณะแล้วเราสามารถหาโมเดลที่เหมาะสมกับงานที่ทำ โดยกำหนดการทดลองออกเป็น 3 ครั้งนั่นคือ ครั้งแรกเรานำเพียงแค่ hjoth parameters ไปใช้ ครั้งที่สองเรานำ statistic parameters มาใช้ ครั้งที่สามเรานำทุกพารามิเตอร์ไปใช้ ซึ่งจะเห็นว่า การนำทุกพารามิเตอร์ ไปใช้จะ

ให้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด ซึ่งจะแสดงค่าความถูกต้องของโมเดลต่อค่าพารามิเตอร์ต่างๆดังตารางที่ 4.2

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

ตารางที่ 4.2 ผลของการสร้างโมเดล SVM สำหรับ Kernel function หลากๆแบบ

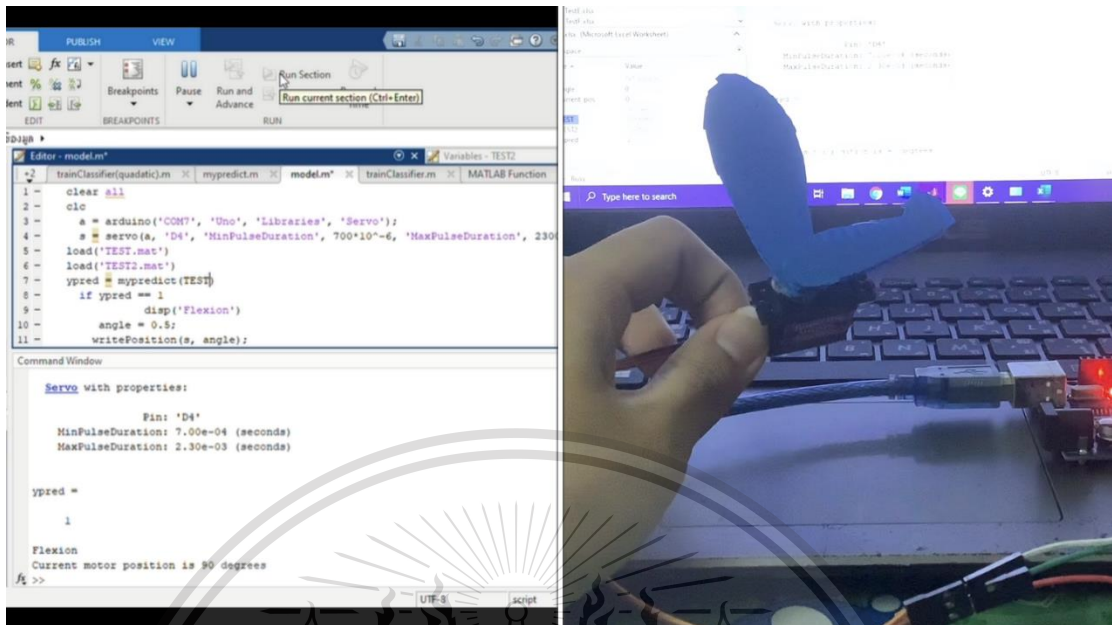
Feature	Kernel function	accuracy
Hjorth	Linear	72.5%
	Quadratic	92.5%
	Cubic	95.0%
	Fine Gaussian	92.5%
	Medium Gaussian	95.0%
	Coarse Gaussian	82.5%
Statistic	Linear	77.5%
	Quadratic	85.0%
	Cubic	95.0%
	Fine Gaussian	92.5%
	Medium Gaussian	87.5%
	Coarse Gaussian	62.5%
All	Linear	77.5%
	Quadratic	95.0%
	Cubic	97.5%
	Fine Gaussian	97.5%
	Medium Gaussian	95.0%
	Coarse Gaussian	80.0%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

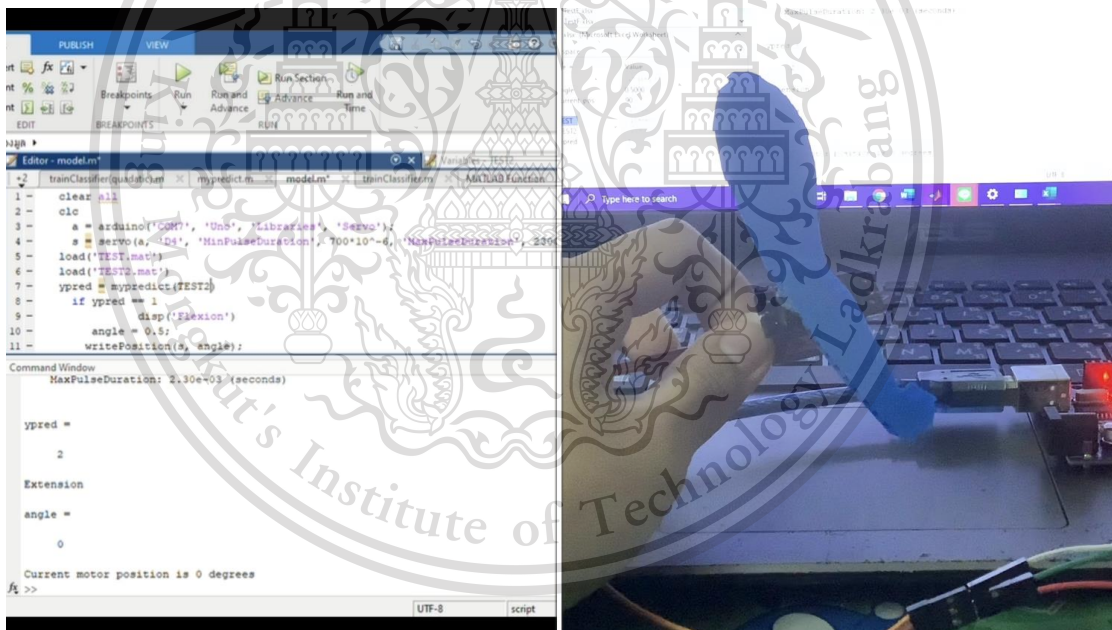
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## 4.2 ผลการนำโมเดลที่ได้ไปควบคุม Servo Motor



รูปที่ 4.1 แสดงการจำลองการองแขน



รูปที่ 4.2 แสดงการจำลองการยึดแขน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## บทที่ 5

# สรุปผลการทดลอง

### 5.1 สรุปผลการทดลอง

จากการทำการจำแนกประเภทการเคลื่อนไหวของมือด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยเริ่มต้นมีการรับค่าจาก EMG muscle sensor แล้วประมวลผลโดย Arduino uno R3 จะได้ค่าหนึ่งของแต่ละช่องสัญญาณ ซึ่งจะทำให้การวัด 3 ช่องสัญญาณคือ บริเวณ sensor1 คือกล้ามเนื้อปลายแขน sensor2 คือกล้ามเนื้อต้นแขนด้านหลัง และ sensor3 คือกล้ามเนื้อต้นแขนด้านหน้า ค่าที่เรานำไปใช้ในการจำแนกคือค่าที่ได้จากกล้ามเนื้อปลายแขน นำค่าที่ได้ไปแยกคุณลักษณะ ด้วยการหาพารามิเตอร์ของ Hjorth ซึ่งประกอบด้วย mobility , complexity และ activity และหาค่าพารามิเตอร์ทางสถิติ ซึ่งได้แก่ standard deviation , standard error , kurtosis , skewness และ mean เพื่อนำไปจำแนกประเภทลักษณะการเคลื่อนไหว พบว่าการจำแนกที่ให้ผลดีที่สุดคือ Quadratic SVM ซึ่งมีค่าความแม่นยำ 95% จากนั้นนำโดลเดลที่ได้จากการเทรนแล้วไปควบคุม servo motor โดยกำหนดจะกำหนดเริ่มต้น servo ที่ 0 องศา และกำหนดรูปแบบการหมุนคือเมื่อได้รับรูปแบบสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบงอ servo motor หมุนไป 90 องศา แต่เมื่อได้รับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบงอ servo motor จะหมุนกลับไป 0 องศา และผลจากการทดลองความถูกต้องของการหมุนของ servo motor พบว่าให้ค่าออกมาที่ถูกต้องคิดเป็น 72.72 %

### 5.2 วิจารณ์ผลการทดลอง

การเก็บข้อมูลเป็นไปได้ยากเนื่องจาก sensor ค่อนข้างมีความไวต่อการเปลี่ยนแปลง หากจะทำการเก็บข้อมูลของแต่ละบุคคลต้องทำการหากล้ามเนื้อแต่ละจุดให้แม่นยำที่สุดเท่าที่จะทำได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## เอกสารอ้างอิง

- [1] รศ.ดร.สมชาย รัตน์ทองคำ. (2554). การตรวจประสาท-กล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้า. [ออนไลน์]. แหล่งที่มา : <https://ams.kku.ac.th/aalearn/resource/edoc/es54/emgdoc54.pdf> [สืบค้นเมื่อ 28 สิงหาคม 2563]
- [2] Charles Labs. (2562). added the new SMD version of OpenEMG. [ออนไลน์].แหล่งที่มา : <https://charleslabs.fr/en/project-OpenEMG+Arduino+Sensor> [สืบค้นเมื่อ 14 กันยายน 2563]
- [3] LEMG. (2563). Insertion Activity . [ออนไลน์]. แหล่งที่มา : <https://www.lemg.org/insertion-activity/> [สืบค้นเมื่อ 18 กันยายน 2563]
- [4] Seeedstudio. (2562). What is EMG sensor. [ออนไลน์]. แหล่งที่มา : <https://www.seeedstudio.com/blog/2019/12/27/what-is-emg-sensor-myoware-and-how-to-use-with-arduino/> [สืบค้นเมื่อ 22 กันยายน 2563]
- [5] กายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยา. (ม.ป.ป.). ระบบกล้ามเนื้อ. [ออนไลน์]. แหล่งที่มา : <https://sites.google.com/site/kaywiphakhsastr/bth-thi-4-rabb-klam-neux> [สืบค้นเมื่อ 12 ตุลาคม 2563]
- [6] Prof.Parinya LertsinThai. (ม.ป.ป.). Therapeutic Electrical Stimuli and EMGs. [ออนไลน์]. แหล่งที่มา : <http://www.ecpe.nu.ac.th/ponpisut/Bioelec/Electrical> [สืบค้นเมื่อ 15 ตุลาคม 2563]
- [7] รศ.ดร.สมชาย รัตน์ทองคำ. (2560). ทบทวนสรีรวิทยาของกล้ามเนื้อและเส้นประสาท. [ออนไลน์]. แหล่งที่มา : [https://ams.kku.ac.th/aalearn/resource/edoc/sheet\\_es/es\\_59.pdf](https://ams.kku.ac.th/aalearn/resource/edoc/sheet_es/es_59.pdf) [สืบค้นเมื่อ 3 พฤศจิกายน 2563]
- [8] John P. J. Pinel, Steven J. Barnes. Introduction to Biopsychology. pp. 135-136.
- [9] Arnon Puitrakul. (2552). Feature Selection. [ออนไลน์]. แหล่งที่มา : <https://arnondora.in.th/feature-selection-machine-learning/> [สืบค้นเมื่อ 1 พฤศจิกายน 2563]
- [10] Kazuhiko Terashima. (2556). Exoskeleton Technology in Rehabilitation. [ออนไลน์]. แหล่งที่มา : <https://www.hindawi.com/journals/jr/2013/610589/> [สืบค้นเมื่อ 8 มีนาคม 2564]
- [11] จริญญา แสงวงศ์. (2561).เทคนิคการอินเตอร์เฟส. [ออนไลน์].แหล่งที่มา : <http://nanjarinya.blogspot.com/2018/03/6-servo-motor-sg90-arduino-uno-r3.html> [สืบค้นเมื่อ 9 เมษายน 2564]

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ขึ้นด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



# ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## ภาคผนวก ก.

### การเขียนโปรแกรม MATLAB

1. ใช้ MATLAB Support Package for Arduino Hardware ในการรับข้อมูลจาก Arduino ส่งมายัง MATLAB
2. ทำการเขียนโปรแกรมสั่งการทำงานดังนี้

### คำสั่งที่ใช้ในการทดลอง

```
clear all
```

```
clc
```

```
a = arduino ('com5','Uno', 'Libraries', 'Servo');
```

```
s = servo(a, 'D4')
```

```
v = zeros(300,1);
```

```
t = seconds(v);
```

```
t0 = datetime('now')
```

```
for i = 1:300
```

```
v(i) = readVoltage(a,'A0')
```

```
t(i) = datetime('now')-t0
```

```
end
```

```
a0 = v*(1023/5) %a0 = ค่า analog ใน Arduino
```

```
%%
```

```
xV = a0;
```

```
[mobility,complexity,activity] = HjorthParameters(xV)
```

```
standardDeviation = std(xV)
```

```
standardError= std(xV)/sqrt(length(xV))
```

```
kurtosis = kurtosis(xV)
```

```
skewness = skewness(xV)
```

```
mean = mean(xV)
```

```
feature = zeros(1,8);
```

```
feature =
```

```
table(activity,mobility,complexity,standardDeviation,standardError,kurtosis,skewnes
```

เอกสารนี้เป็นเอกสาร (s,mean) ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

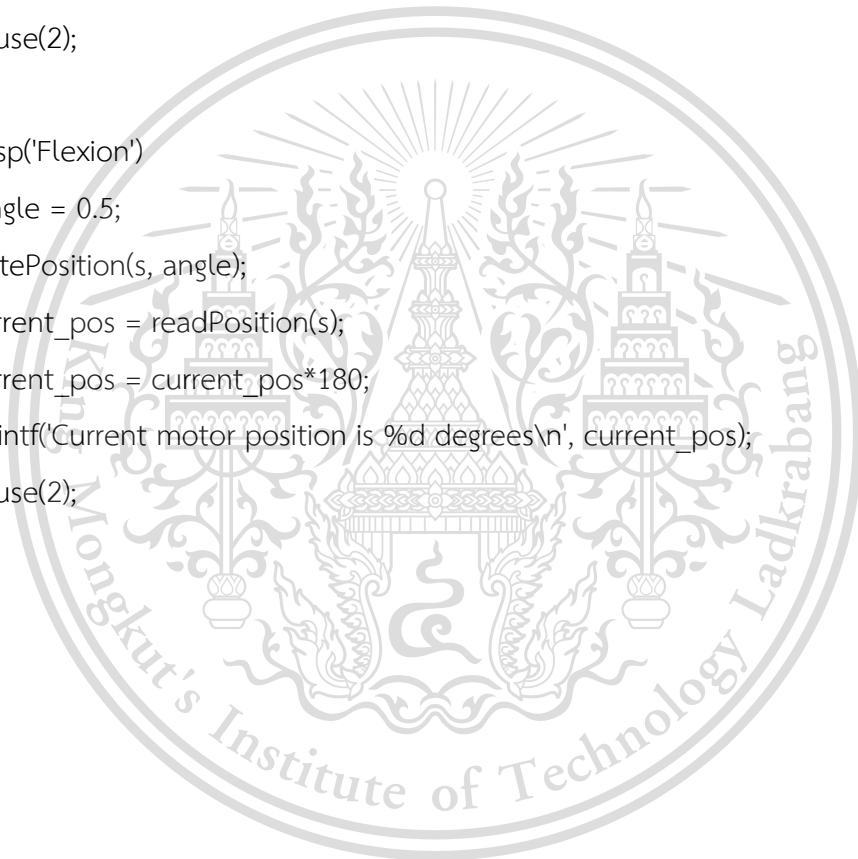
This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

```

%%
ypred = mypredict(feature)
if ypred == 1
    disp('Extension')
    angle = 0;
    writePosition(s, angle);
    current_pos = readPosition(s);
    current_pos = current_pos*180;
    fprintf('Current motor position is %d degrees\n', current_pos);
    pause(2);
else
    disp('Flexion')
    angle = 0.5;
    writePosition(s, angle);
    current_pos = readPosition(s);
    current_pos = current_pos*180;
    fprintf('Current motor position is %d degrees\n', current_pos);
    pause(2);
end

```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

ภาคผนวก ข.

ข้อมูลส่วนหนึ่งที่ใช้ Training

1. ข้อมูลนายธัญพิสิษฐ์ พรหมมี

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
60337	743	352	41	60792	561	159	99
60338	465	426	87	60793	32	243	45
60339	263	118	76	60794	400	216	190
60340	602	359	48	60795	591	260	28
60341	339	446	68	60796	38	242	94
60342	307	88	123	60797	542	149	182
60343	462	377	36	60798	593	311	31
60344	113	477	55	60799	103	207	77
60345	319	95	64	60800	676	152	48
60346	469	372	43	60801	545	364	28
60347	283	451	115	60802	118	197	79
60348	348	67	128	60803	662	288	42
60349	258	357	111	60804	506	399	75
60350	462	280	227	60805	179	155	89
60351	657	210	89	60806	594	332	29
60352	47	243	65	60807	410	423	58
60353	529	192	303	60808	236	120	72
60354	625	317	61	60809	529	354	66
60355	76	216	91	60810	308	440	130
60356	578	47	172	60811	374	92	184
60357	657	227	105	60812	282	339	51
60358	106	207	114	60813	217	453	206
60359	466	362	35	60814	773	34	179
60360	303	429	66	60815	112	301	76
60361	182	70	53	60816	678	229	199
60362	471	351	30	60817	780	277	51
60363	334	450	20	60818	80	240	94
60364	148	118	81	60819	801	106	123
60365	420	375	101	60820	738	338	22
60366	75	465	150	60821	157	202	86
60367	245	79	145	60822	844	245	49
60368	218	372	37	60823	664	400	62
60369	45	466	292	60824	187	176	95
60370	287	156	292	60825	750	312	48
60371	72	331	90	60826	561	425	77

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ที่ 60370 อีกทั้งที่มีให้คัดแนบเนื้อหา 292 ต้องอ้างอิงเจ้าของเอกสารทุกครั้ง 312 ที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
60372	187	373	188	60827	234	136	72
60373	475	123	157	60828	661	333	51
60374	74	221	65	60829	414	432	110
60375	350	97	131	60830	435	115	128
60376	447	228	21	60831	201	320	79
60377	69	253	20	60832	539	346	222
60378	149	223	271	60833	933	145	74
60379	293	321	58	60834	40	269	85
60380	82	261	150	60835	713	278	223
60381	211	99	139	60836	914	238	31
60382	345	352	117	60837	70	241	89
60383	55	134	28	60838	874	172	162
60384	441	259	38	60839	858	274	19
60385	311	441	74	60840	145	208	78
60386	52	186	28	60841	967	166	25
60387	362	91	136	60842	777	330	44
60388	329	374	64	60843	205	176	74
60389	37	215	103	60844	883	255	42
60390	392	257	19	60845	645	385	76
60391	341	439	39	60846	268	151	75
60392	65	179	134	60847	775	291	55
60393	345	355	43	60848	491	376	92
60394	255	472	93	60849	317	115	106
60395	116	129	116	60850	447	303	66
60396	253	398	44	60851	128	463	215
60397	87	492	202	60852	926	99	140
60398	145	82	149	60853	176	282	92
60399	189	380	33	60854	749	271	202
60400	36	488	218	60855	1023	179	77
60401	217	144	167	60856	210	182	55
60402	84	332	109	60857	986	206	27
60403	255	236	263	60858	751	335	74
60404	380	304	98	60859	263	162	84
60405	33	247	130	60860	876	243	80
60406	385	92	85	60861	583	354	98
60407	377	196	96	60862	310	129	58
60408	45	260	48	60863	734	268	70
60409	258	225	164	60864	424	367	113
60410	373	298	22	60865	522	113	117

เอกสารนี้เป็นเอกสารของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ห้ามเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆก็ตาม ห้ามนำไปใช้เพื่อการค้า หรือเพื่อประโยชน์อื่นใด

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
60411	31	244	196	60866	223	266	83
60412	362	89	127	60867	685	313	202
60413	392	351	57	60868	1023	89	61
60414	73	218	112	60869	47	223	120
60415	403	217	40	60870	1023	89	98
60416	335	417	30	60871	1023	173	28
60417	62	188	73	60872	243	163	81
60418	387	84	124	60873	954	213	59
60419	383	346	67	60874	686	319	96
60420	55	214	106	60875	290	125	64
60421	405	249	28	60876	807	251	78
60422	332	426	27	60877	510	339	93
60423	71	185	51	60878	329	110	66
60424	374	98	124	60879	689	268	79
60425	386	356	21	60880	302	407	165
60426	47	217	99	60881	627	186	224
60427	375	27	184	60882	177	241	81
60428	398	320	19	60883	764	250	225
60429	37	241	77	60884	1020	171	46
60430	336	104	128	60885	196	143	89
60431	381	377	27	60886	954	206	45
60432	83	217	20	60887	708	307	82
60433	373	28	216	60888	240	120	68
60434	399	315	38	60889	828	240	69
60435	22	242	109	60890	564	312	102
60436	406	98	129	60891	406	115	124
60437	371	355	53	60892	298	251	84
60438	41	211	140	60893	434	312	219
60439	346	270	36	60894	955	63	103
60440	333	421	44	60895	83	209	88
60441	100	158	19	60896	578	262	218
60442	358	353	53	60897	938	129	49
60443	280	455	65	60898	30	202	84
60444	85	128	102	60899	711	199	210
60445	315	390	31	60900	861	182	29
60446	215	474	37	60901	66	182	95
60447	104	94	76	60902	770	107	163
60448	375	340	69	60903	769	240	22
60449	291	469	100	60904	118	157	82

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ก็ต้องมีให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
60450	138	101	120	60905	716	176	38
60451	154	364	61	60906	669	282	65
60452	98	431	310	60907	169	145	92
60453	275	98	249	60908	715	213	50
60454	116	350	88	60909	532	308	94
60455	206	336	255	60910	203	125	84
60456	415	209	102	60911	632	229	71
60457	60	223	58	60912	423	327	146
60458	374	23	167	60913	378	125	137
60459	388	320	54	60914	238	262	103
60460	28	256	63	60915	702	188	200
60461	315	120	208	60916	786	197	56
60462	436	359	127	60917	92	182	95
60463	126	159	47	60918	788	99	163
60464	338	373	45	60919	825	149	67
60465	202	472	32	60920	57	199	105
60466	112	119	50	60921	859	36	132
60467	299	390	48	60922	810	214	31
60468	167	486	157	60923	117	196	124
60469	226	112	218	60924	690	226	88
60470	90	345	95	60925	501	330	125
60471	92	421	233	60926	381	136	138
60472	260	129	249	60927	277	265	99
60473	67	312	95	60928	419	347	249
60474	109	335	304	60929	911	56	97
60475	429	158	43	60930	209	257	108
60476	51	275	94	60931	831	146	169
60477	210	234	261	60932	799	239	67
60478	398	289	20	60933	143	169	96
60479	40	257	99	60934	856	159	38
60480	299	149	233	60935	693	283	108
60481	405	325	34	60936	297	105	76
60482	35	226	95	60937	583	263	82
60483	357	40	131	60938	245	389	211
60484	409	290	64	60939	648	222	244
60485	32	259	38	60940	166	257	104
60486	295	152	198	60941	910	95	141
60487	388	342	54	60942	905	148	81
60488	55	243	92	60943	73	206	95

เอกสารนี้เป็นเอกสารของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่ควรเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆก็ตามหากมีให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงชื่อของเอกสารทุกฉบับที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
60489	325	38	224	60944	834	177	182
60490	353	292	137	60945	862	210	32
60491	61	181	88	60946	123	184	86
60492	384	69	119	60947	895	127	67
60493	373	355	41	60948	748	266	88
60494	51	219	61	60949	179	157	85
60495	348	28	149	60950	817	186	45
60496	379	296	78	60951	619	293	88
60497	40	259	42	60952	231	128	79
60498	336	132	175	60953	716	220	81
60499	372	345	50	60954	484	319	112
60500	48	225	80	60955	409	133	121
60501	351	28	210	60956	263	266	111
60502	405	316	54	60957	734	221	205
60503	65	256	267	60958	844	180	39
60504	401	88	124	60959	93	188	85
60505	392	361	42	60960	816	134	157
60506	45	220	73	60961	736	237	65
60507	364	31	163	60962	141	162	86
60508	384	311	18	60963	773	165	33
60509	37	253	90	60964	622	284	85
60510	341	117	141	60965	192	147	85
60511	369	351	38	60966	696	219	70
60512	59	216	53	60967	501	312	96
60513	382	21	164	60968	238	118	80
60514	456	301	139	60969	613	241	102
60515	74	190	74	60970	66	431	260
60516	395	95	92	60971	412	146	217
60517	400	210	87	60972	217	277	125
60518	42	283	153	60973	742	162	185
60519	391	25	128	60974	758	216	43
60520	416	309	86	60975	128	173	78
60521	32	249	83	60976	781	138	46
60522	328	92	246	60977	666	275	90
60523	426	206	86	60978	166	159	90
60524	32	282	87	60979	725	196	67
60525	281	237	243	60980	553	310	95
60526	392	301	16	60981	209	132	83
60527	36	252	55	60982	659	224	80

เอกสารนี้เป็นเอกสารของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆก็ตาม ห้ามนำไปใช้เพื่อการค้า หรือเพื่อประโยชน์ทางการค้า

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
60528	336	98	197	60983	446	326	113
60529	396	221	94	60984	387	122	127
60530	37	266	93	60985	254	268	100
60531	268	224	223	60986	722	208	192
60532	394	308	37	60987	804	189	29
60533	25	228	112	60988	98	180	92
60534	369	115	140	60989	810	112	153
60535	300	451	74	60990	725	249	70
60536	107	134	70	60991	151	164	100
60537	320	359	57	60992	622	242	76
60538	230	454	96	60993	361	375	213
60539	158	108	55	60994	442	195	238
60540	283	385	67	60995	219	256	123
60541	114	533	114	60996	786	165	174
60542	256	144	171	60997	777	212	41
60543	82	338	67	60998	118	175	106
60544	83	406	222	60999	666	225	72
60545	297	105	224	61000	435	318	133
60546	35	297	38	61001	401	121	135
60547	190	320	237	61002	248	265	106
60548	403	200	117	61003	748	201	197
60549	75	227	56	61004	810	191	32
60550	338	23	195	61005	106	180	87
60551	402	291	41	61006	827	102	43
60552	31	262	78	61007	719	244	64
60553	332	131	174	61008	159	157	91
60554	385	350	14	61009	772	175	85
60555	52	213	76	61010	602	294	102
60556	377	33	134	61011	298	120	108
60557	403	283	72	61012	348	264	105
60558	35	260	67	61013	560	291	249
60559	401	134	140	61014	851	125	85
60560	396	340	76	61015	47	211	88
60561	50	218	94	61016	684	237	211
60562	371	28	148	61017	825	163	43
60563	406	298	40	61018	71	188	93
60564	31	255	94	61019	774	149	167
60565	331	122	189	61020	734	228	96
60566	380	350	20	61021	124	163	105

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่หรือเผยแพร่ทาง  
 ไม่ว่ากรณีใดๆก็ตาม

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
60567	40	219	74	61022	636	231	74
60568	390	23	123	61023	405	341	159
60569	383	309	93	61024	407	130	184
60570	29	254	118	61025	239	260	109
60571	403	75	120	61026	747	191	185
60572	386	371	17	61027	783	198	77
60573	47	206	89	61028	131	182	96
60574	372	19	140	61029	803	122	46
60575	394	294	69	61030	699	255	58
60576	31	248	91	61031	150	162	93
60577	341	102	150	61032	754	192	94
60578	383	352	77	61033	595	288	103
60579	66	208	79	61034	299	127	113
60580	429	20	96	61035	344	262	91
60581	383	112	130	61036	259	412	264
60582	30	240	83	61037	857	78	150
60583	335	102	173	61038	135	249	114
60584	396	363	30	61039	861	62	131
60585	44	183	96	61040	835	165	28
60586	411	26	104	61041	96	188	92
60587	412	304	30	61042	815	143	167
60588	32	233	127	61043	746	230	77
60589	412	87	87	61044	140	167	108
60590	402	228	50	61045	649	237	72
60591	26	270	113	61046	398	347	181
60592	387	28	149	61047	427	153	220
60593	394	309	69	61048	229	262	97
60594	38	244	98	61049	528	322	236
60595	356	85	169	61050	908	87	84
60596	417	237	119	61051	161	254	106
60597	46	205	72	61052	851	101	144
60598	377	33	131	61053	691	256	86
60599	401	316	61	61054	178	156	85
60600	49	242	95	61055	763	189	56
60601	376	70	191	61056	583	290	126
60602	417	232	61	61057	320	134	118
60603	34	264	120	61058	340	268	105
60604	433	22	105	61059	307	307	255
60605	411	320	39	61060	854	132	40

เอกสารนี้เป็นเอกสารของ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆก็ตามอีกทั้งยังมีให้คัดลอกเนื้อหา ต้องอ้างอิงชื่อของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
60606	52	241	113	61061	71	193	87
60607	421	102	121	61062	734	217	199
60608	265	446	25	61063	820	170	72
60609	94	138	140	61064	91	190	94
60610	359	359	84	61065	820	131	160
60611	256	451	119	61066	741	239	73
60612	200	91	65	61067	153	176	97
60613	284	393	84	61068	787	160	68
60614	127	484	105	61069	618	286	97
60615	273	136	195	61070	196	140	75
60616	76	318	22	61071	708	212	62
60617	101	377	250	61072	511	319	114
60618	401	101	154	61073	368	144	138
60619	63	239	56	61074	296	263	121
60620	338	123	182	61075	687	251	217
60621	398	348	30	61076	858	142	39
60622	61	214	62	61077	86	201	88
60623	378	19	150	61078	783	169	176
60624	405	311	32	61079	792	212	92
60625	43	239	86	61080	119	174	83
60626	346	106	214	61081	806	145	62
60627	393	357	39	61082	677	259	74
60628	68	212	84	61083	174	158	84
60629	367	24	131	61084	755	199	64
60630	414	295	28	61085	573	297	114
60631	25	243	85	61086	340	131	128
60632	356	120	168	61087	330	276	116
60633	386	357	26	61088	656	304	237
60634	64	228	112	61089	859	131	38
60635	393	259	26	61090	59	209	98
60636	358	417	41	61091	758	203	187

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## 2. นางสาวน้ำฝน จักขุจันทร์

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
2543	164	407	170	2852	666	148	78
2544	404	35	25	2853	504	247	58
2545	401	382	31	2854	206	98	41
2546	33	262	43	2855	662	88	75
2547	374	55	114	2856	506	113	41
2548	618	480	81	2857	128	137	38
2549	170	417	146	2858	628	74	92
2550	363	90	46	2859	372	45	80
2551	355	397	69	2860	35	203	43
2552	55	320	166	2861	66	221	66
2553	355	86	40	2862	274	85	72
2554	567	491	37	2863	566	221	20
2555	179	414	20	2864	272	281	73
2556	343	102	82	2865	285	45	59
2557	341	407	84	2866	646	213	35
2558	41	322	100	2867	396	260	44
2559	318	70	26	2868	262	57	49
2560	489	467	57	2869	708	196	64
2561	180	324	65	2870	491	236	98
2562	277	33	33	2871	229	100	59
2563	555	359	29	2872	668	201	33
2564	288	349	47	2873	376	270	31
2565	253	55	109	2874	255	76	28
2566	474	422	34	2875	715	198	25
2567	160	384	120	2876	518	258	60
2568	233	103	26	2877	237	79	51
2569	74	280	46	2878	710	160	77
2570	53	296	87	2879	574	242	37
2571	264	50	84	2880	211	111	20
2572	589	392	54	2881	715	189	27
2573	333	392	83	2882	506	256	47
2574	227	77	46	2883	260	95	32
2575	607	292	79	2884	721	96	111
2576	404	329	107	2885	577	215	64
2577	239	39	144	2886	210	111	61
2578	414	338	72	2887	730	187	113
2579	138	321	178	2888	307	294	86
2580	249	46	21	2889	318	56	36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับงานวิจัยทางวิชาการเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้ดาวน์โหลดเนื้อหา และตัวอย่างอื่น ๆ เพิ่มเติมจากเอกสารชุดนี้ที่ทำการแก้ไข

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
2581	251	288	103	2890	694	232	26
2582	179	153	73	2891	398	250	40
2583	267	58	19	2892	280	54	26
2584	126	302	117	2893	771	180	89
2585	286	121	77	2894	525	282	23
2586	308	74	27	2895	263	76	35
2587	74	213	38	2896	796	147	186
2588	39	217	80	2897	407	248	79
2589	223	56	76	2898	285	60	36
2590	567	267	45	2899	832	194	88
2591	307	266	102	2900	551	270	83
2592	249	61	32	2901	288	103	63
2593	461	246	56	2902	816	241	136
2594	226	277	21	2903	155	272	59
2595	233	74	144	2904	390	39	23
2596	367	292	45	2905	748	240	39
2597	108	233	47	2906	340	290	57
2598	247	60	78	2907	386	69	60
2599	495	268	33	2908	878	237	86
2600	207	271	21	2909	439	259	36
2601	230	77	64	2910	371	74	47
2602	545	208	35	2911	994	214	61
2603	284	257	62	2912	659	308	61
2604	197	53	140	2913	361	73	26
2605	473	250	33	2914	1023	162	77
2606	210	265	56	2915	499	275	26
2607	237	32	38	2916	402	90	97
2608	519	206	28	2917	1023	217	47
2609	279	223	46	2918	352	263	54
2610	222	45	27	2919	458	52	37
2611	573	166	115	2920	989	228	34
2612	199	218	88	2921	492	234	27
2613	239	63	63	2922	426	50	27
2614	520	172	32	2923	1023	182	55
2615	271	202	72	2924	353	243	45
2616	195	77	38	2925	466	49	23
2617	574	107	98	2926	1016	218	31
2618	385	219	25	2927	139	216	34
2619	197	107	66	2928	493	60	47

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ขอสงวนสิทธิ์ในเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้ง ที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
2620	513	194	14	2929	901	218	27
2621	281	223	22	2930	347	234	55
2622	229	78	53	2931	471	43	53
2623	564	200	30	2932	1023	185	64
2624	410	168	89	2933	132	217	46
2625	205	66	49	2934	481	50	31
2626	615	148	74	2935	887	220	52
2627	448	227	73	2936	339	229	94
2628	138	50	68	2937	473	87	56
2629	586	102	115	2938	1000	199	24
2630	383	268	60	2939	105	248	88
2631	217	81	128	2940	463	44	44
2632	537	209	33	2941	863	222	22
2633	296	230	34	2942	320	247	73
2634	215	83	83	2943	460	58	31
2635	585	178	66	2944	946	168	76
2636	393	261	53	2945	456	211	96
2637	203	75	34	2946	422	64	38
2638	629	138	56	2947	1023	166	50
2639	455	235	37	2948	295	245	52
2640	181	69	82	2949	444	49	25
2641	608	100	117	2950	931	210	68
2642	382	244	42	2951	450	211	50
2643	209	72	65	2952	422	63	65
2644	601	81	83	2953	999	163	55
2645	536	98	35	2954	629	239	34
2646	74	190	66	2955	374	89	42
2647	274	169	186	2956	1023	156	106
2648	494	71	30	2957	88	247	74
2649	44	133	25	2958	411	55	34
2650	136	220	127	2959	1004	155	22
2651	355	67	152	2960	283	222	63
2652	80	165	92	2961	448	74	30
2653	282	167	132	2962	895	147	20
2654	498	73	138	2963	418	164	59
2655	107	119	99	2964	422	72	40
2656	569	53	25	2965	994	142	41
2657	343	56	135	2966	610	210	34
2658	66	115	37	2967	382	66	41

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่หรือใช้ซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ขอสงวนสิทธิ์ในเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้ง

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
2659	285	159	266	2968	1023	76	48
2660	507	82	54	2969	739	191	36
2661	34	127	63	2970	346	76	31
2662	175	143	82	2971	1023	71	71
2663	254	39	26	2972	825	185	29
2664	176	217	166	2973	319	81	40
2665	296	175	261	2974	1023	87	74
2666	508	77	107	2975	902	159	33
2667	115	131	41	2976	291	109	55
2668	587	59	292	2977	1023	89	83
2669	529	112	46	2978	834	174	46
2670	140	109	56	2979	328	86	38
2671	597	55	165	2980	1023	53	85
2672	499	151	34	2981	925	122	55
2673	169	89	62	2982	304	90	33
2674	555	72	102	2983	963	99	112
2675	535	126	83	2984	868	79	77
2676	147	111	28	2985	138	115	45
2677	595	27	92	2986	799	111	128
2678	524	73	126	2987	937	122	65
2679	111	103	113	2988	298	91	31
2680	624	56	118	2989	970	46	117
2681	440	183	42	2990	891	89	114
2682	193	71	44	2991	258	104	38
2683	581	29	116	2992	1023	67	144
2684	489	142	37	2993	783	168	74
2685	150	105	90	2994	376	76	67
2686	621	82	33	2995	1023	65	171
2687	532	94	65	2996	626	199	53
2688	87	139	69	2997	418	58	56
2689	299	183	147	2998	1023	95	156
2690	490	83	79	2999	441	194	25
2691	37	146	64	3000	443	76	59
2692	179	122	82	3001	1023	130	179
2693	262	46	45	3002	162	143	70
2694	143	172	68	3003	450	49	49
2695	91	181	154	3004	526	179	34
2696	255	24	99	3005	42	159	45
2697	257	163	46	3006	459	85	78

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่หรือใช้ซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ขอสงวนสิทธิ์ในเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้ง

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
2698	25	177	61	3007	1023	101	166
2699	253	42	34	3008	167	131	59
2700	567	176	46	3009	457	29	49
2701	289	193	33	3010	497	174	42
2702	226	51	25	3011	46	152	52
2703	608	79	176	3012	437	91	79
2704	416	222	33	3013	1023	87	166
2705	183	134	24	3014	238	166	22
2706	562	170	89	3015	480	52	76
2707	294	226	51	3016	950	90	161
2708	221	68	25	3017	422	136	73
2709	604	119	91	3018	462	56	72
2710	400	196	26	3019	1023	66	187
2711	213	79	98	3020	231	150	28
2712	604	62	87	3021	481	71	77
2713	547	95	135	3022	947	77	161
2714	112	114	150	3023	421	111	40
2715	594	98	94	3024	456	52	66
2716	497	139	14	3025	1023	52	168
2717	148	102	43	3026	228	133	25
2718	613	70	76	3027	475	58	64
2719	557	133	55	3028	952	80	147
2720	142	104	54	3029	421	120	44
2721	598	47	93	3030	451	55	71
2722	493	57	273	3031	1023	45	175
2723	101	116	12	3032	220	137	35
2724	570	60	151	3033	472	61	67
2725	536	114	75	3034	942	65	149
2726	137	88	41	3035	414	112	38
2727	499	103	145	3036	458	54	69
2728	504	135	52	3037	1023	44	168
2729	152	101	53	3038	227	135	22
2730	616	74	95	3039	483	46	70
2731	534	104	60	3040	956	79	153
2732	149	89	38	3041	412	112	37
2733	490	89	139	3042	462	77	78
2734	470	73	54	3043	1023	57	173
2735	388	131	158	3044	480	50	74
2736	388	131	158	3045	480	50	74

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น มีให้ทดแทนเนื้อหา 103% ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้ง ที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
2737	532	119	112	3046	955	80	149
2738	189	53	49	3047	421	126	41
2739	603	45	122	3048	469	65	73
2740	501	156	60	3049	1023	54	170
2741	164	94	41	3050	206	140	23
2742	577	34	62	3051	481	50	67
2743	343	73	142	3052	945	87	155
2744	69	147	58	3053	413	126	43
2745	267	135	182	3054	469	56	73
2746	471	58	82	3055	1023	57	172
2747	32	137	58	3056	192	139	35
2748	137	215	95	3057	493	54	70
2749	245	39	41	3058	926	83	150
2750	185	200	108	3059	392	131	33
2751	273	158	127	3060	468	97	80
2752	501	66	145	3061	1023	61	174
2753	98	147	18	3062	184	143	27
2754	402	150	99	3063	469	43	72
2755	347	74	124	3064	923	86	157
2756	67	123	23	3065	387	124	22
2757	282	155	149	3066	469	62	73
2758	480	54	58	3067	1023	51	176
2759	54	149	49	3068	180	144	30
2760	153	212	111	3069	473	44	72
2761	352	46	149	3070	910	80	151
2762	68	128	38	3071	384	121	27
2763	287	170	202	3072	467	78	82
2764	495	41	147	3073	1017	53	171
2765	110	121	78	3074	169	138	28
2766	586	54	166	3075	486	35	70
2767	541	98	36	3076	906	72	160
2768	85	155	94	3077	381	123	30
2769	256	152	188	3078	465	47	73
2770	497	39	128	3079	1022	60	173
2771	112	99	35	3080	163	143	31
2772	418	144	163	3081	474	58	70
2773	530	100	52	3082	898	82	154
2774	133	114	137	3083	380	137	31
2775	591	47	226	3084	464	61	72

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น มีให้ทดแทนเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้ง

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
2776	504	141	67	3085	1013	64	176
2777	147	78	48	3086	157	148	33
2778	563	60	97	3087	475	94	81
2779	361	61	168	3088	890	81	150
2780	73	139	33	3089	369	134	26
2781	280	167	188	3090	470	84	80
2782	504	69	43	3091	1016	71	168
2783	37	132	29	3092	152	164	69
2784	158	192	115	3093	470	41	77
2785	367	95	136	3094	890	94	134
2786	66	112	21	3095	353	144	41
2787	287	156	150	3096	470	49	79
2788	509	40	108	3097	1012	76	177
2789	117	117	20	3098	143	146	38
2790	568	65	152	3099	477	55	81
2791	535	100	36	3100	884	95	135
2792	135	135	94	3101	360	148	27
2793	586	29	127	3102	462	67	81
2794	494	119	132	3103	1020	93	172
2795	197	98	40	3104	132	159	34
2796	601	100	32	3105	488	85	84
2797	456	192	40	3106	889	113	118
2798	189	79	165	3107	89	138	81
2799	569	120	56	3108	470	52	76
2800	363	203	37	3109	1023	94	178
2801	225	77	41	3110	132	153	32
2802	605	79	69	3111	487	42	70
2803	531	90	69	3112	891	113	129
2804	78	125	70	3113	87	139	68
2805	295	158	52	3114	478	90	103
2806	325	17	46	3115	663	186	66
2807	68	157	33	3116	122	168	44
2808	27	189	79	3117	481	40	75
2809	247	61	38	3118	902	144	119
2810	549	118	24	3119	87	140	86
2811	300	186	18	3120	468	97	87
2812	219	87	126	3121	1016	135	183
2813	500	161	27	3122	250	127	82
2814	227	205	46	3123	459	31	86

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น หากมีให้คัดลอกเนื้อหา จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
2815	247	60	39	3124	381	191	65
2816	552	117	91	3125	99	151	60
2817	303	184	77	3126	487	42	88
2818	233	79	64	3127	1023	145	177
2819	598	120	115	3128	266	134	85
2820	231	222	31	3129	468	24	92
2821	250	54	25	3130	377	191	53
2822	551	160	13	3131	112	160	61
2823	310	204	82	3132	493	47	79
2824	215	111	30	3133	670	212	58
2825	498	217	30	3134	111	197	43
2826	226	245	88	3135	507	43	80
2827	239	51	86	3136	932	191	104
2828	554	190	40	3137	112	174	68
2829	305	235	33	3138	512	53	67
2830	226	64	32	3139	668	220	66
2831	598	157	80	3140	97	206	37
2832	423	268	20	3141	477	46	76
2833	201	103	107	3142	1023	163	191
2834	379	276	33	3143	138	179	64
2835	118	251	69	3144	498	40	73
2836	255	72	53	3145	654	236	62
2837	503	266	111	3146	88	199	38
2838	36	236	72	3147	484	59	75
2839	250	62	25	3148	1023	163	197
2840	562	212	56	3149	127	171	51
2841	320	228	34	3150	509	35	71
2842	246	60	54	3151	657	239	55

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

### 3. นายกวิน เต็งอำนาจ

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
12714	169	36	44	13004	28	24	14
12715	81	204	357	13005	308	133	80
12716	28	44	86	13006	155	82	42
12717	220	119	118	13007	26	58	44
12718	17	64	107	13008	210	69	74
12719	88	20	40	13009	112	120	139
12720	264	30	107	13010	38	59	38
12721	56	105	163	13011	21	133	166
12722	16	67	92	13012	61	122	169
12723	212	56	47	13013	27	95	128
12724	119	72	92	13014	55	105	142
12725	198	39	103	13015	43	31	17
12726	99	50	144	13016	292	114	118
12727	78	20	95	13017	106	75	170
12728	217	153	46	13018	29	22	87
12729	219	134	206	13019	322	115	64
12730	55	27	10	13020	177	73	78
12731	249	104	45	13021	16	52	62
12732	60	68	78	13022	185	81	33
12733	73	54	47	13023	93	127	72
12734	59	85	210	13024	56	163	226
12735	23	13	30	13025	24	114	136
12736	231	154	86	13026	57	123	145
12737	69	60	130	13027	26	91	62
12738	151	37	77	13028	126	84	51
12739	79	28	167	13029	16	43	116
12740	213	53	36	13030	294	28	127
12741	169	39	84	13031	167	96	145
12742	23	222	285	13032	16	63	48
12743	23	155	203	13033	222	60	72
12744	193	88	153	13034	135	89	108
12745	128	39	98	13035	56	42	35
12746	178	16	24	13036	48	99	58
12747	48	186	230	13037	16	61	54
12748	21	89	122	13038	247	18	90
12749	206	30	45	13039	170	79	100
12750	144	137	45	13040	55	49	42
12751	176	124	171	13041	20	120	139

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับงานวิจัยทางวิชาการเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างถึงชื่อเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำเนื้อหาไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
12752	21	29	43	13042	19	57	74
12753	204	34	111	13043	208	105	107
12754	73	88	97	13044	35	93	116
12755	144	114	56	13045	14	41	33
12756	213	98	76	13046	269	28	15
12757	225	37	85	13047	163	80	85
12758	333	61	97	13048	67	48	57
12759	154	142	131	13049	36	101	150
12760	36	76	192	13050	47	44	27
12761	153	53	146	13051	154	95	138
12762	59	141	186	13052	44	65	58
12763	114	84	99	13053	33	41	45
12764	42	146	198	13054	187	98	82
12765	75	144	185	13055	56	122	82
12766	128	33	73	13056	30	193	210
12767	191	59	62	13057	29	98	99
12768	99	34	49	13058	15	59	37
12769	20	44	34	13059	263	29	10
12770	81	55	137	13060	199	41	31
12771	51	123	227	13061	81	64	59
12772	188	62	55	13062	69	92	76
12773	29	55	126	13063	19	70	48
12774	72	19	11	13064	226	74	51
12775	255	83	48	13065	125	106	65
12776	366	260	209	13066	76	35	69
12777	67	85	60	13067	59	70	104
12778	299	38	64	13068	16	49	51
12779	223	36	44	13069	304	17	38
12780	78	117	153	13070	202	96	95
12781	67	48	136	13071	50	31	33
12782	93	22	15	13072	28	116	110
12783	216	56	56	13073	31	38	21
12784	29	94	49	13074	271	119	140
12785	55	51	44	13075	66	76	113
12786	19	40	100	13076	22	50	36
12787	134	26	56	13077	316	15	34
12788	203	214	201	13078	228	66	94
12789	109	61	29	13079	71	28	70
12790	16	22	16	13080	47	95	144

เอกสารนี้เป็นเอกสารของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่ควรเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น มีให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงเจ้าของเอกสารทุกครั้ง ที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
12791	268	97	70	13081	21	33	13
12792	23	112	46	13082	319	21	11
12793	64	41	84	13083	226	105	111
12794	45	50	107	13084	21	52	42
12795	37	35	53	13085	261	69	11
12796	261	76	41	13086	165	115	66
12797	46	65	45	13087	68	44	54
12798	198	80	66	13088	48	91	112
12799	43	72	171	13089	29	42	57
12800	16	18	19	13090	328	16	45
12801	169	145	122	13091	227	91	125
12802	26	40	47	13092	49	58	34
12803	20	81	73	13093	128	102	87
12804	165	26	140	13094	160	118	96
12805	161	43	60	13095	82	34	45
12806	187	57	22	13096	42	90	101
12807	104	192	270	13097	25	41	20
12808	72	35	181	13098	325	22	17
12809	196	31	123	13099	228	80	44
12810	130	87	183	13100	72	66	33
12811	63	43	134	13101	19	106	129
12812	105	104	138	13102	49	41	29
12813	143	26	119	13103	252	104	116
12814	172	40	156	13104	51	60	79
12815	181	103	21	13105	78	62	48
12816	172	108	164	13106	329	65	54
12817	116	123	125	13107	249	82	73
12818	55	62	87	13108	103	111	127
12819	328	93	26	13109	295	78	85
12820	192	54	34	13110	220	116	95
12821	177	29	19	13111	120	50	67
12822	42	128	180	13112	155	103	113
12823	61	37	41	13113	245	76	60
12824	19	95	46	13114	117	90	114
12825	38	104	71	13115	223	104	103
12826	23	25	20	13116	255	31	32
12827	34	77	178	13117	131	33	54
12828	35	16	10	13118	170	94	106
12829	201	100	29	13119	195	110	108

เอกสารนี้เป็นเอกสารของคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าพระยา อนุญาตให้นำไปใช้เพื่อวัตถุประสงค์ทางการศึกษาได้โดยไม่เสียค่าใช้จ่าย

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ขอสงวนสิทธิ์ในเนื้อหา และต้องอ้างอิงชื่อของเอกสารทุกครั้ง ที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
12830	82	39	19	13120	108	45	38
12831	42	62	38	13121	241	88	96
12832	68	71	160	13122	91	21	45
12833	28	139	80	13123	168	106	106
12834	74	61	64	13124	79	78	97
12835	130	193	170	13125	47	43	41
12836	22	56	55	13126	334	49	47
12837	263	57	50	13127	243	84	75
12838	155	61	26	13128	141	84	119
12839	223	76	54	13129	225	86	98
12840	67	106	232	13130	84	17	21
12841	32	89	125	13131	168	93	109
12842	69	188	198	13132	59	54	80
12843	21	58	133	13133	84	60	33
12844	63	24	50	13134	258	79	88
12845	315	48	36	13135	145	89	96
12846	30	108	77	13136	46	195	195
12847	149	61	67	13137	94	90	116
12848	212	34	100	13138	31	33	39
12849	151	40	88	13139	331	16	17
12850	149	73	171	13140	214	98	105
12851	82	139	220	13141	77	54	30
12852	96	45	129	13142	256	89	102
12853	139	138	207	13143	253	96	83
12854	113	38	161	13144	118	120	138
12855	162	44	110	13145	324	85	87
12856	116	62	32	13146	226	123	101
12857	128	42	113	13147	106	47	30
12858	123	42	112	13148	280	92	101
12859	62	36	105	13149	268	83	73
12860	18	59	153	13150	126	93	124
12861	16	59	13	13151	242	94	104
12862	157	114	62	13152	244	112	101
12863	73	49	64	13153	107	56	37
12864	43	61	64	13154	288	79	95
12865	110	60	90	13155	190	96	106
12866	137	35	74	13156	125	93	114
12867	107	147	169	13157	249	90	103
12868	100	57	183	13158	251	113	101

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ก็ตามที่มีให้คัดลอกเนื้อหา 169 ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้ง ที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
12869	62	27	48	13159	97	49	27
12870	73	108	176	13160	192	102	126
12871	66	97	176	13161	279	83	63
12872	148	46	33	13162	131	78	104
12873	221	82	17	13163	260	85	101
12874	35	168	99	13164	259	101	81
12875	23	77	95	13165	139	26	37
12876	117	99	141	13166	209	103	124
12877	53	114	194	13167	283	69	52
12878	123	79	157	13168	133	61	90
12879	81	70	171	13169	155	97	111
12880	40	42	22	13170	98	59	87
12881	122	99	61	13171	166	97	110
12882	42	86	48	13172	49	57	80
12883	65	77	37	13173	77	43	57
12884	50	160	259	13174	303	91	98
12885	75	67	94	13175	212	111	107
12886	150	112	114	13176	115	36	35
12887	20	89	106	13177	244	78	95
12888	38	62	84	13178	85	32	62
12889	207	47	41	13179	184	102	112
12890	111	104	60	13180	71	74	96
12891	76	53	42	13181	76	55	40
12892	87	99	196	13182	349	43	46
12893	54	53	169	13183	281	74	73
12894	109	159	252	13184	129	100	121
12895	97	68	145	13185	337	78	87
12896	124	13	12	13186	234	104	91
12897	100	90	96	13187	140	47	57
12898	18	49	37	13188	191	102	119
12899	18	63	29	13189	274	70	52
12900	55	57	169	13190	144	76	112
12901	16	21	18	13191	241	84	108
12902	135	131	119	13192	254	114	82
12903	35	68	88	13193	144	46	50
12904	38	66	62	13194	196	95	111
12905	318	27	40	13195	213	113	115
12906	74	36	147	13196	106	42	20
12907	241	102	149	13197	264	96	113

เอกสารนี้เป็นเอกสารของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้นหากมีให้คัดลอกเนื้อหา 147 ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้ง 42 รังที่มีการ 20 ไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
12908	166	66	205	13198	260	100	75
12909	225	47	30	13199	129	41	42
12910	128	61	78	13200	226	98	107
12911	64	118	263	13201	223	120	99
12912	102	81	42	13202	144	52	83
12913	105	83	132	13203	170	104	121
12914	71	69	67	13204	262	85	78
12915	61	86	138	13205	126	97	128
12916	248	74	16	13206	233	105	106
12917	122	70	35	13207	305	31	27
12918	41	39	86	13208	130	57	74
12919	24	84	133	13209	186	100	117
12920	89	26	61	13210	291	84	72
12921	171	85	41	13211	128	90	121
12922	68	71	58	13212	252	93	102
12923	130	65	48	13213	255	109	86
12924	27	123	269	13214	128	44	74
12925	82	119	141	13215	201	99	115
12926	219	59	35	13216	211	112	103
12927	45	85	147	13217	115	32	25
12928	37	54	34	13218	267	90	101
12929	119	121	50	13219	258	93	78
12930	22	70	30	13220	113	126	141
12931	24	55	29	13221	318	88	91
12932	27	137	242	13222	233	123	114
12933	28	139	163	13223	117	60	43
12934	63	84	192	13224	258	90	106
12935	110	75	111	13225	268	94	74
12936	16	17	134	13226	116	104	130
12937	62	168	288	13227	337	84	89
12938	41	37	51	13228	245	110	102
12939	17	41	30	13229	112	44	32
12940	216	21	139	13230	281	89	99
12941	162	108	79	13231	156	113	105
12942	236	139	113	13232	132	42	44
12943	264	113	52	13233	233	98	100
12944	40	88	100	13234	248	106	93
12945	50	63	31	13235	134	51	69
12946	152	39	147	13236	187	97	122

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่หรือใช้ซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น 50 มีให้ทดแทนเนื้อหา 31 ต้องอ้างอิงเจ้าของเอกสารทุกครั้ง 51 รังที่มีการ 69 ไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
12947	142	29	100	13237	192	105	104
12948	55	48	71	13238	117	45	48
12949	27	114	198	13239	258	90	105
12950	61	74	56	13240	243	104	103
12951	159	126	109	13241	100	47	31
12952	50	61	127	13242	297	89	94
12953	53	37	31	13243	199	124	83
12954	225	56	34	13244	128	79	142
12955	114	112	47	13245	257	89	104
12956	33	51	27	13246	253	101	82
12957	97	55	136	13247	137	51	62
12958	17	47	24	13248	217	88	104
12959	130	104	92	13249	220	122	106
12960	54	87	62	13250	113	61	41
12961	16	65	29	13251	282	84	95
12962	127	47	169	13252	104	76	95
12963	118	42	165	13253	45	184	188
12964	122	61	17	13254	86	75	96
12965	97	72	164	13255	56	44	38
12966	15	40	22	13256	359	41	35
12967	155	127	66	13257	287	76	57
12968	70	75	90	13258	144	70	103
12969	35	53	49	13259	259	82	149
12970	80	69	175	13260	261	102	117
12971	15	45	116	13261	97	53	58
12972	24	168	217	13262	222	98	106
12973	20	75	109	13263	225	117	107
12974	45	39	30	13264	103	53	24
12975	235	44	47	13265	268	88	103
12976	120	100	65	13266	266	97	94
12977	29	57	35	13267	123	108	128
12978	108	56	146	13268	333	80	90
12979	111	74	168	13269	238	106	96
12980	125	44	56	13270	137	48	71
12981	63	102	155	13271	178	107	123
12982	71	100	179	13272	279	82	73
12983	120	60	113	13273	121	94	122
12984	123	66	147	13274	241	85	101
12985	128	66	138	13275	248	106	90

เอกสารนี้เป็นเอกสารของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น มีให้คัดลอกเนื้อหาได้โดยไม่ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกเรื่องที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
146017	513	20	605	146358	134	12	103
146018	269	7	361	146359	196	16	129
146019	62	9	82	146360	414	11	148
146020	70	16	109	146361	121	11	59
146021	171	9	121	146362	137	14	47
146022	375	15	116	146363	163	8	118
146023	148	8	85	146364	378	15	162
146024	273	9	515	146365	166	9	83
146025	344	21	256	146366	68	10	64
146026	554	11	752	146367	466	19	229
146027	71	9	134	146368	678	11	257
146028	269	17	162	146369	67	10	67
146029	350	12	585	146370	95	11	111
146030	127	11	96	146371	211	8	31
146031	139	16	170	146372	709	21	395
146032	183	11	126	146373	485	9	346
146033	230	11	373	146374	85	10	61
146034	178	18	87	146375	422	19	196
146035	159	10	129	146376	634	12	289
146036	86	12	98	146377	69	11	53
146037	279	8	498	146378	68	11	69
146038	90	8	43	146379	143	9	62
146039	189	19	251	146380	615	21	354
146040	172	12	432	146381	633	12	361
146041	67	9	87	146382	60	9	89
146042	293	10	64	146383	138	12	46
146043	217	9	81	146384	215	8	38
146044	146	20	729	146385	656	20	408
146045	659	11	543	146386	500	9	381
146046	92	9	69	146387	89	8	109
146047	77	13	347	146388	467	18	355
146048	91	8	471	146389	626	12	287
146049	203	18	228	146390	71	10	54
146050	267	10	178	146391	73	12	50
146051	77	9	48	146392	134	9	60
146052	189	18	206	146393	691	21	236
146053	324	12	672	146394	694	11	369
146054	153	11	97	146395	98	11	110
146055	66	17	65	146396	639	20	445

เอกสารนี้เป็นเอกสารของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี และสงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการใช้งานภายในมหาวิทยาลัยเท่านั้น ไม่ควรเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ห้ามทำซ้ำ หักัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงชื่อของเอกสารทุกครั้งในการนำข้อมูลไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
146056	137	9	116	146397	742	12	426
146057	274	16	489	146398	76	9	130
146058	257	9	181	146399	286	15	145
146059	71	8	340	146400	430	11	289
146060	437	20	379	146401	107	11	56
146061	434	10	383	146402	107	12	109
146062	64	10	334	146403	310	10	138
146063	166	20	190	146404	168	12	86
146064	241	12	467	146405	86	11	64
146065	220	10	89	146406	163	9	65
146066	356	19	604	146407	713	20	379
146067	136	11	363	146408	760	11	410
146068	315	11	115	146409	79	9	64
146069	260	21	525	146410	98	12	60
146070	285	12	264	146411	170	8	77
146071	161	11	125	146412	716	21	354
146072	249	21	581	146413	734	11	361
146073	384	12	153	146414	68	9	74
146074	55	9	76	146415	116	13	70
146075	135	12	96	146416	215	9	85
146076	119	8	251	146417	766	20	396
146077	214	16	55	146418	562	9	329
146078	76	9	563	146419	79	9	47
146079	75	9	45	146420	186	13	135
146080	219	9	65	146421	360	9	186
146081	74	9	166	146422	289	13	152
146082	128	20	632	146423	69	12	61
146083	451	12	430	146424	158	9	77
146084	66	10	111	146425	712	20	385
146085	158	19	518	146426	761	11	381
146086	182	11	291	146427	93	9	78
146087	127	9	93	146428	133	13	91
146088	193	13	329	146429	182	8	106
146089	201	9	144	146430	483	16	220
146090	268	14	268	146431	358	10	222
146091	269	10	111	146432	191	9	125
146092	185	8	76	146433	636	18	315
146093	311	18	144	146434	471	8	314
146094	252	9	56	146435	117	8	47

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ของสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งนี้ทางสถาบันฯ ขอสงวนสิทธิ์ในเนื้อหา และข้อมูลอ้างอิงอื่น ๆ ของเอกสารทุกฉบับที่มีการนำข้อมูล

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
146095	111	9	156	146436	550	20	370
146096	203	19	192	146437	741	11	409
146097	246	12	225	146438	65	9	81
146098	207	10	105	146439	128	11	62
146099	253	21	352	146440	188	8	155
146100	324	11	293	146441	845	18	388
146101	186	10	71	146442	597	9	298
146102	141	19	478	146443	161	10	114
146103	289	12	539	146444	901	20	534
146104	83	9	334	146445	711	9	373
146105	103	13	172	146446	143	9	75
146106	46	10	354	146447	753	12	307
146107	251	13	190	146448	966	9	426
146108	169	11	81	146449	146	10	104
146109	45	8	29	146450	587	11	247
146110	265	21	534	146451	811	9	316
146111	231	11	273	146452	240	12	77
146112	62	10	132	146453	166	9	129
146113	288	21	265	146454	306	10	198
146114	428	11	439	146455	577	13	313
146115	56	10	153	146456	309	9	224
146116	115	18	204	146457	240	9	91
146117	341	11	741	146458	963	14	468
146118	74	10	101	146459	878	8	487
146119	87	17	64	146460	34	10	99
146120	69	8	76	146461	130	10	72
146121	410	21	69	146462	254	10	156
146122	294	12	481	146463	349	13	155
146123	70	10	61	146464	72	9	75
146124	86	14	55	146465	120	9	63
146125	44	8	48	146466	552	12	332
146126	227	21	332	146467	747	8	511
146127	255	11	380	146468	149	11	89
146128	67	10	62	146469	43	9	82
146129	47	16	75	146470	117	11	78
146130	81	8	612	146471	804	14	489
146131	277	21	48	146472	784	9	464
146132	379	11	396	146473	42	10	99
146133	74	9	57	146474	101	9	82

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ของสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
 ไม่ว่ากรณีใดๆที่ผู้จัดทำหนังสือคัดลอกเนื้อหา และข้อมูลอ้างอิงใดๆของเอกสารทางวิชาการนี้มาใช้ในการนำขึ้น

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
146134	163	12	82	146475	189	8	122
146135	72	9	50	146476	800	15	535
146136	259	21	231	146477	603	8	402
146137	368	12	170	146478	88	10	78
146138	106	9	176	146479	539	14	327
146139	199	20	232	146480	729	8	422
146140	208	12	326	146481	147	11	66
146141	89	10	73	146482	62	10	89
146142	66	15	63	146483	184	9	130
146143	52	9	58	146484	824	15	466
146144	365	20	571	146485	683	8	391
146145	336	11	164	146486	85	9	62
146146	56	9	69	146487	129	10	152
146147	220	11	127	146488	396	9	128
146148	157	9	134	146489	365	12	187
146149	245	14	215	146490	66	10	55
146150	150	10	144	146491	188	10	101
146151	30	9	103	146492	759	14	435
146152	328	18	459	146493	512	9	330
146153	314	9	399	146494	144	10	137
146154	73	10	52	146495	869	15	555
146155	267	19	184	146496	626	8	344
146156	261	12	337	146497	124	9	79
146157	145	9	91	146498	611	13	348
146158	59	12	352	146499	805	10	461
146159	27	9	115	146500	55	10	106
146160	370	19	489	146501	431	12	249
146161	313	10	413	146502	630	9	307
146162	119	9	142	146503	222	11	121
146163	251	21	356	146504	263	11	165
146164	255	9	140	146505	387	9	160
146165	68	10	53	146506	306	11	164
146166	75	16	238	146507	57	10	58
146167	57	9	50	146508	212	9	85
146168	270	21	384	146509	846	15	491
146169	269	9	306	146510	813	10	455
146170	61	9	53	146511	90	11	94
146171	156	13	176	146512	513	13	338
146172	44	10	160	146513	702	10	413

เอกสารนี้เป็นเอกสารของโรงเรียนวิทยาศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และสงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่สามารถนำออกจำหน่ายหรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
146173	65	14	200	146514	68	11	73
146174	178	9	133	146515	56	9	97
146175	98	9	145	146516	118	10	139
146176	262	20	319	146517	835	15	466
146177	310	10	496	146518	691	9	433
146178	121	9	57	146519	69	10	72
146179	65	17	87	146520	406	12	262
146180	81	8	42	146521	598	8	304
146181	283	21	212	146522	221	12	125
146182	367	10	554	146523	235	11	136
146183	88	9	164	146524	399	8	155
146184	97	17	396	146525	295	12	158
146185	69	9	108	146526	66	11	82
146186	142	16	160	146527	197	9	131
146187	262	8	297	146528	844	16	477
146188	71	9	147	146529	671	8	374
146189	169	20	532	146530	87	9	78
146190	377	11	383	146531	140	10	119
146191	76	9	265	146532	387	9	123
146192	121	17	210	146533	322	12	147
146193	287	12	290	146534	69	10	82
146194	67	10	97	146535	198	9	81
146195	129	10	92	146536	825	15	499
146196	28	9	116	146537	848	9	493
146197	214	21	250	146538	41	10	63
146198	340	10	313	146539	56	10	46
146199	66	9	190	146540	206	10	114
146200	131	19	145	146541	652	13	372
146201	203	12	341	146542	426	9	244
146202	69	10	94	146543	166	10	96
146203	119	13	163	146544	849	16	476
146204	37	9	166	146545	750	10	386
146205	299	16	174	146546	161	10	118
146206	107	9	156	146547	843	16	505
146207	83	9	35	146548	671	9	390
146208	178	19	206	146549	87	9	84
146209	301	12	111	146550	149	11	142
146210	109	11	269	146551	385	9	100
146211	165	20	252	146552	334	12	200

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ของสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
 ไม่ว่ากรณีใดๆที่ทางสถาบันฯ ห้ามนำไปคัดลอกหรือเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
146212	293	12	393	146553	48	10	83
146213	84	10	109	146554	194	9	123
146214	139	18	221	146555	860	16	491
146215	237	12	325	146556	710	9	401
146216	114	11	196	146557	89	10	100
146217	197	20	288	146558	727	15	414
146218	373	12	307	146559	823	9	560
146219	84	10	143	146560	73	10	71
146220	172	17	215	146561	163	9	97
146221	355	13	268	146562	167	9	118
146222	127	10	167	146563	869	15	508
146223	144	20	391	146564	737	8	423
146224	358	12	402	146565	63	11	115
146225	56	10	79	146566	658	14	349
146226	86	15	160	146567	815	9	419
146227	29	9	83	146568	92	11	61
146228	272	19	460	146569	221	9	160
146229	354	10	384	146570	229	9	162
146230	87	8	203	146571	843	16	563
146231	56	19	99	146572	613	9	370
146232	71	9	235	146573	102	10	109
146233	350	18	322	146574	850	16	485
146234	256	9	114	146575	699	9	432
146235	70	8	44	146576	84	9	107
146236	57	17	278	146577	450	12	274
146237	151	9	101	146578	620	9	319
146238	317	13	144	146579	208	11	164
146239	72	10	156	146580	263	12	157
146240	64	8	203	146581	400	8	183
146241	320	21	301	146582	294	12	161
146242	282	9	80	146583	85	9	110
146243	105	9	122	146584	205	9	138
146244	81	15	253	146585	832	15	489
146245	105	9	143	146586	657	8	359
146246	245	14	74	146587	104	9	131
146247	267	8	273	146588	761	15	475
146248	75	9	175	146589	858	8	514
146249	203	20	244	146590	74	11	124
146250	330	13	524	146591	371	12	196

เอกสารนี้เป็นเอกสารของสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งนี้หากมีการคัดลอกหรือเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
146251	55	10	151	146592	529	8	244
146252	82	18	237	146593	235	12	114
146253	130	10	308	146594	148	11	84
146254	118	12	87	146595	255	10	105
146255	138	12	86	146596	324	12	192
146256	33	8	74	146597	66	9	63
146257	234	22	402	146598	100	9	97
146258	361	10	427	146599	595	13	345
146259	71	9	84	146600	800	9	443
146260	112	14	126	146601	137	11	89
146261	73	9	93	146602	67	9	61
146262	315	19	189	146603	140	9	120
146263	342	9	149	146604	845	15	485
146264	80	9	115	146605	811	8	490
146265	112	19	106	146606	46	10	45
146266	217	12	389	146607	161	11	85
146267	76	10	97	146608	257	8	137
146268	115	11	172	146609	538	14	324
146269	98	9	401	146610	347	9	209
146270	328	16	173	146611	199	9	127
146271	275	9	255	146612	839	15	446
146272	74	10	46	146613	698	9	402
146273	162	20	564	146614	76	10	93
146274	204	12	321	146615	462	12	342
146275	59	9	151	146616	651	9	366
146276	69	16	129	146617	178	11	103
146277	98	9	146	146618	263	11	154
146278	297	16	189	146619	421	9	206
146279	309	9	268	146620	293	12	163
146280	128	10	182	146621	78	10	140
146281	299	18	507	146622	249	9	149
146282	373	9	417	146623	627	14	346
146283	54	9	86	146624	410	9	220
146284	115	14	198	146625	187	9	86
146285	127	10	264	146626	770	15	480
146286	115	11	236	146627	847	8	461
146287	118	16	232	146628	50	10	86
146288	329	11	417	146629	49	9	108
146289	71	9	189	146630	199	9	91

เอกสารนี้เป็นเอกสารของโรงเรียนวิทยาศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และสงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษา การวิจัย การพัฒนาเทคโนโลยี การบริการวิชาการ การทำนุบำรุงศิลปวัฒนธรรม การส่งเสริมและสนับสนุนให้สังคมไทยก้าวทันโลกทันยุคทันสมัย และเพื่อประโยชน์ทางด้านอื่นๆ

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ห้ามทำซ้ำ หักัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงชื่อของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำข้อมูลไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Extension				Flexion			
Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sample Number	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
146290	73	10	60	146631	809	15	480
146291	49	9	89	146632	830	9	446
146292	78	18	203	146633	62	10	61
146293	64	10	278	146634	78	10	87
146294	211	13	201	146635	206	9	159
146295	145	11	78	146636	823	16	502
146296	92	8	288	146637	651	9	426
146297	366	21	442	146638	170	10	109
146298	106	9	195	146639	838	15	488
146299	70	9	95	146640	715	8	456
146300	133	13	243	146641	62	9	91

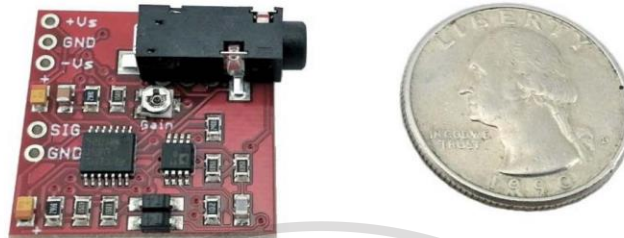


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

**Muscle Sensor v3**



## Three-lead Differential Muscle/Electromyography Sensor for Microcontroller Applications

### FEATURES

- Small Form Factor (1inch X 1inch)
- Specially Designed For Microcontrollers
- Adjustable Gain – Improved Ruggedness
- New On-board 3.5mm Cable Port
- Pins Fit Easily on Standard Breadboards

### APPLICATIONS

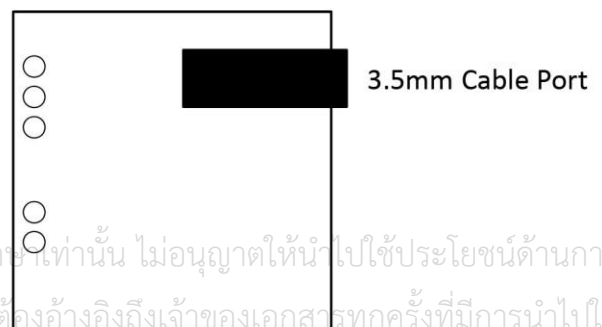
- Video games
- Robots
- Medical Devices
- Wearable/Mobile Electronics
- Powered Exoskeleton suits

### What is electromyography?

Measuring muscle activation via electric potential, referred to as electromyography (EMG), has traditionally been used for medical research and diagnosis of neuromuscular disorders. However, with the advent of ever shrinking yet more powerful microcontrollers and integrated circuits, EMG circuits and sensors have found their way into prosthetics, robotics and other control systems.

### PIN LAYOUT

- Power Supply, +Vs – 5
- Power Supply, GND – 4
- Power Supply, -Vs – 3
- Output Signal, SIG – 2
- GND – 1

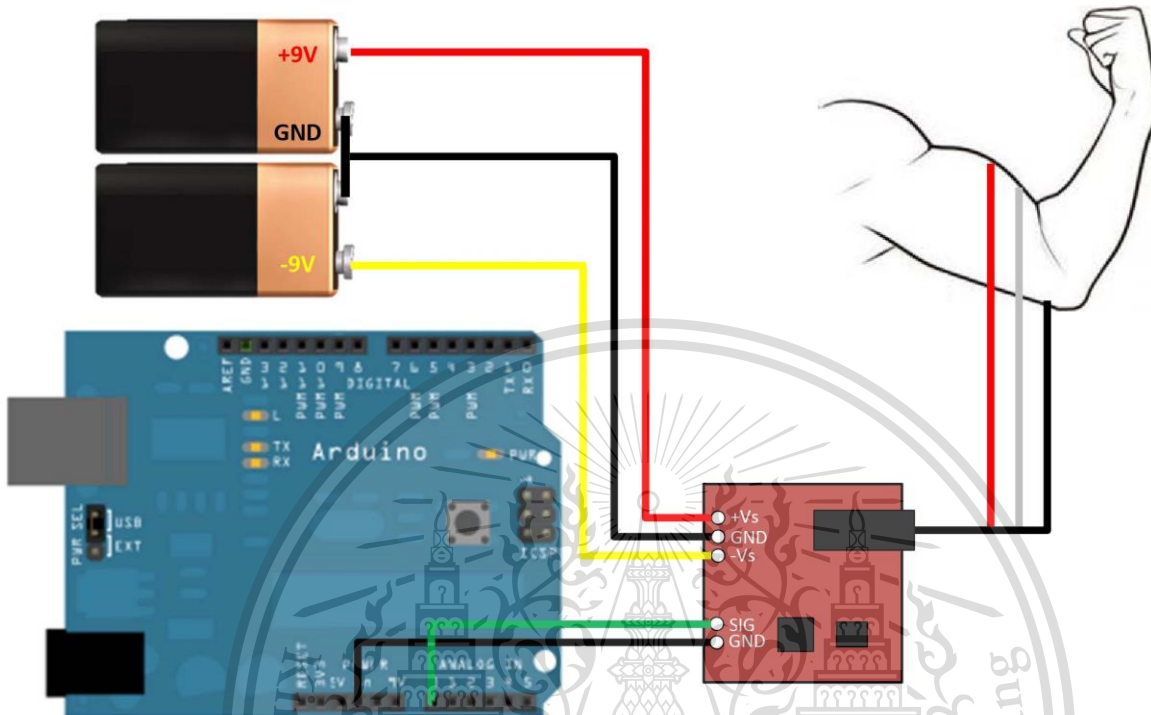


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.



## Getting Started Using Two 9V Batteries



- 1) Connect the power supply (two 9V batteries)
  - a. Connect the positive terminal of the first 9V battery to the +Vs pin on your sensor.
  - b. Connect the negative terminal of the first 9V battery to the positive terminal of the second 9V battery. Then connect to the GND pin on your sensor.
  - c. Connect the negative terminal of the second 9V battery to the -Vs pin of your sensor.
- 2) Connect the electrodes
  - a. After determining which muscle group you want to target (e.g. bicep, forearm, calf), clean the skin thoroughly.
  - b. Place one electrode in the middle of the muscle body, connect this electrode to the RED Cable's snap connector.
  - c. Place a second electrode at one end of the muscle body, connect this electrode to the Blue Cable's snap connector.
  - d. Place a third electrode on a bony or non-muscular part of your body near the targeted muscle, connect this electrode to the Black Cable's snap connector.
- 3) Connect to a Microcontroller (e.g. Arduino)
  - a. Connect the SIG pin of your sensor to an analog pin on the Arduino (e.g. A0)
  - b. Connect the GND pin of your sensor to a GND pin on the Arduino.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

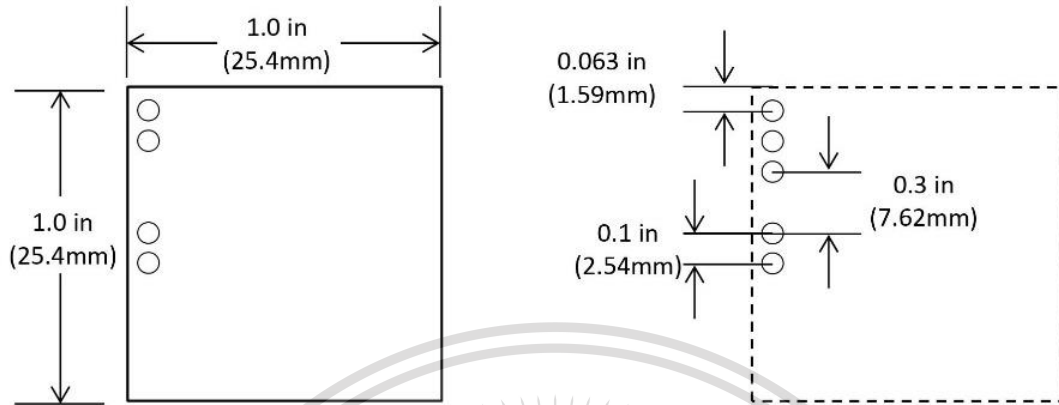
© 4 February 2013 ไม่รบกวนแต่เพียงผู้เดียว อีเมล: [AdvancerTechnologies@gmail.com](mailto:AdvancerTechnologies@gmail.com) [www.AdvancerTechnologies.com](http://www.AdvancerTechnologies.com)

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

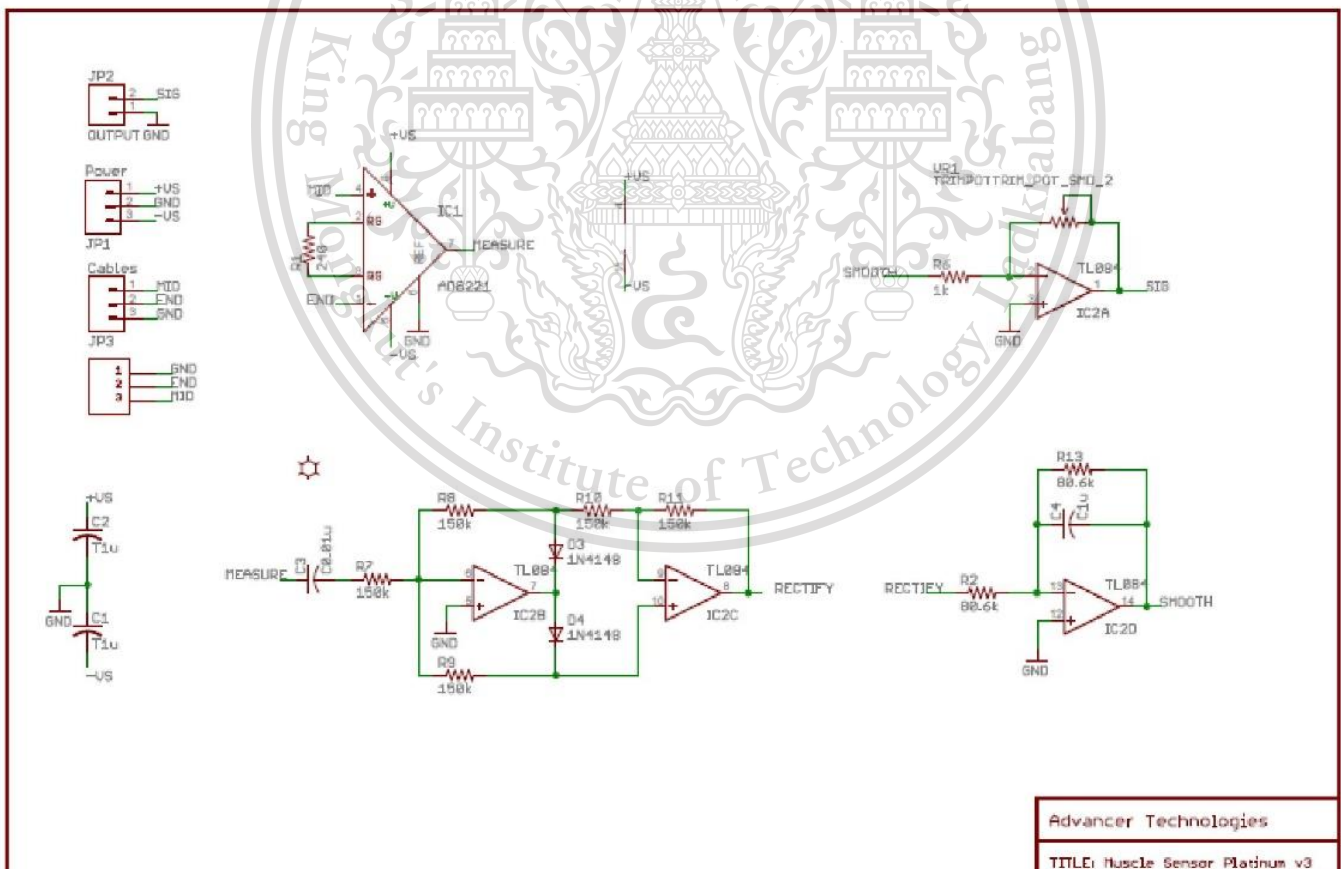
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



## Dimensions



## Circuit Schematic



Advancer Technologies  
TITLE: Muscle Sensor Platinum v3  
DATE: 28 June 2012 SHEET: 1/1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจาก Advancer Technologies

© 4 February 2013 Brian E. Kaminski [www.AdvancerTechnologies.com](http://www.AdvancerTechnologies.com) AdvancerTechnologies@gmail.com

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



## Electrical Specifications

Parameter	Min	TYP	Max
Power Supply Voltage (Vs)	±3V	±5V	±30V
Gain Setting, Gain = $207 \cdot (X / 1 \text{ k}\Omega)$	0.01 $\Omega$ (0.002x)	50 k $\Omega$ (10,350x)	100 k $\Omega$ (20,700x)
Output Signal Voltage (Rectified & Smoothed)	0V	--	+Vs
Differential Input Voltage	0 mV	2-5mV	+Vs/Gain



### ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This sensor can be damaged by ESD. Advancer Technologies recommends that all sensors be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure.

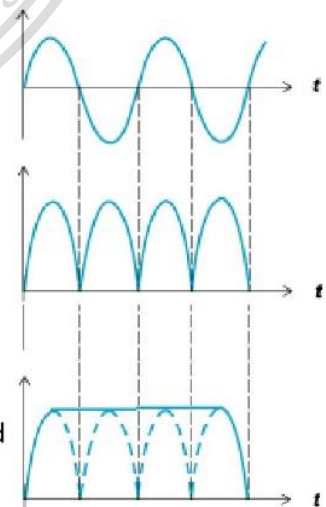
## RAW EMG vs Rectified & Smoothed EMG

Our Muscle Sensors are designed to be used directly with a microcontroller. Therefore, our sensors do not output a RAW EMG signal but rather an amplified, rectified, and smoothed signal that will work well with a microcontroller's analog-to-digital converter (ADC). This difference can be illustrated by using a simple sine wave as an example.

RAW Sine Wave

Full Wave Rectified Sine Wave

Rectified & Smoothed Sine Wave



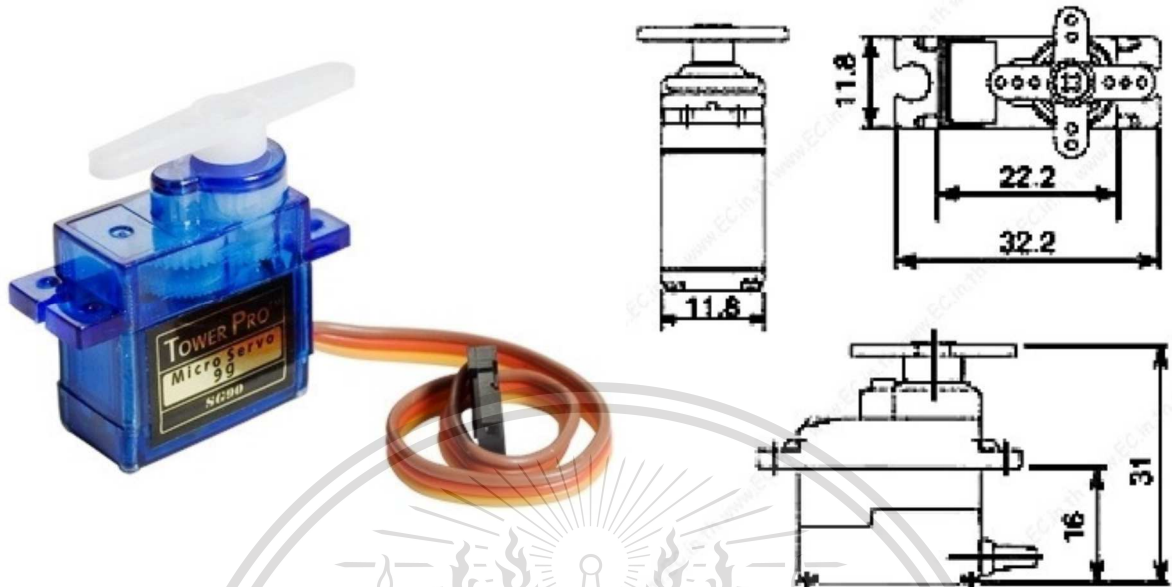
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

©4 February 2013 [www.AdvancerTechnologies.com](http://www.AdvancerTechnologies.com) [AdvancerTechnologies@gmail.com](mailto:AdvancerTechnologies@gmail.com)

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

# SG90 9 g Micro Servo



Tiny and lightweight with high output power. Servo can rotate approximately 180 degrees (90 in each direction), and works just like the standard kinds but *smaller*. You can use any servo code, hardware or library to control these servos. Good for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. It comes with a 3 horns (arms) and hardware.

## Specifications

- Weight: 9 g
- Dimension: 22.2 x 11.8 x 31 mm approx.
- Stall torque: 1.8 kgf·cm
- Operating speed: 0.1 s/60 degree
- Operating voltage: 4.8 V (~5V)
- Dead band width: 10  $\mu$ s
- Temperature range: 0 °C – 55 °C

Position "0" (1.5 ms pulse) is middle, "90" (~2ms pulse) is all the way to the left. ms pulse) is all the way to the right, ""-90" (~1ms pulse) is all the way to the left.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

# TowerPro SG90 - Micro Servo



## Basic Information

Modulation: Analog

Torque: **4.8V:** 25.0 oz-in (1.80 kg-cm)

Speed: **4.8V:** 0.10 sec/60°

Weight: 0.32 oz (9.0 g)

Dimensions:

**Length:** 0.91 in (23.1 mm)

**Width:** 0.48 in (12.2 mm)

**Height:** 1.14 in (29.0 mm)

Motor Type: 3-pole

Gear Type: Plastic

Rotation/Support: Bushing

## Additional Specifications

Rotational Range: 180°

Pulse Cycle: ca. 20 ms

Pulse Width: 500-2400  $\mu$ s

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

## T-Pro Mini Servo SG-90 9G Servo



The **TP SG90** is similar in size and weight to the Hitec HS-55, and is a good choice for most park flyers and helicopters. Hobbyists from around the world has used the SG90 on famous planes like GWS Slow Stick, E-Flite Airplanes, Great Planes, Thunder Tiger, Align, EDF jets and more. If you are looking for a servo that won't break your arm or leg, this is the perfect choice for you!

The **TP SG90** servo weighs 0.32 ounces (9.0 grams). Total weight with wire and connector is 0.37 ounces (10.6 grams).

The **TP SG90** has the universal "S" type connector that fits most receivers, including Futaba, JR, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona, Berg and Hitec.

The wire colors are **Red = Battery(+)** **Brown = Battery(-)** **Orange = Signal**

### **TP SG90 Specifications:**

Dimensions (L x W x H) = 0.86 x 0.45 x 1.0 inch (22.0 x 11.5 x 27 mm)

Weight = 0.32 ounces (9 grams)

Weight with wire and connector = 0.37 ounce (10.6 grams)

Stall Torque at 4.8 volts = 16.7 oz/in (1.2 kg/cm)

Operating Voltage = 4.0 to 7.2 volts

Operating Speed at 4.8 volts (no load) = 0.12 sec/ 60 degrees

Connector Wire Length = 9.75 inches (248 mm)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, Not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

Universal "S" type connector fits most receivers

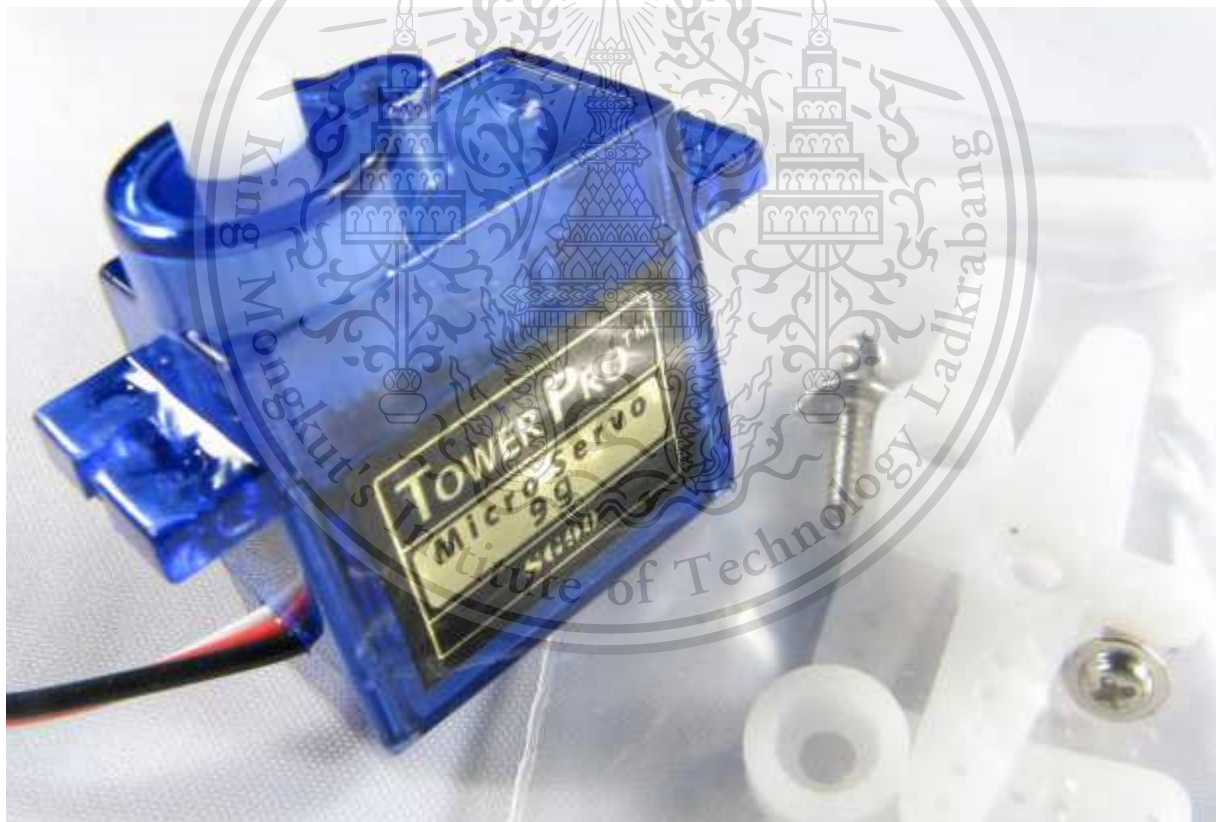
### 9g Tower Pro Servo




Tower Pro 9g servo

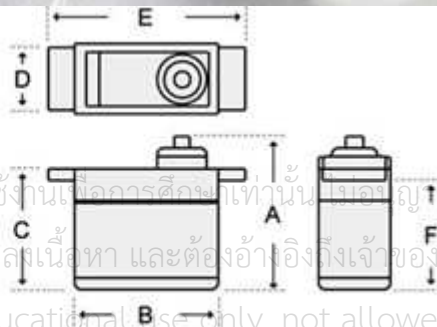
These Micro strong and made to last, great for planes. The servos include 3 servo arms.

**Specs:**

- DIMENSION: 26mm\*13mm\*24mm
- WEIGHT: 9G
- OPERATING SPEED: 0.12sec/60degree(4.8V);0.11sec/60degree(6V)
- STALL TORQUE: 1.2kg/cm or 17oz-in. (4.8V) 1.6kg/cm or 22oz-in.(6.0V)
- OPERATING VOLTAGE: 4.8V~6.0V
- FEATURE: 3 pole wire, all nylon gear, connector wire length: 15cm



Usage Type			
Voltage (V)	4.8,6.0		
Speed@4.8V (sec/60)	0.12		
Torque@4.8V (kg-cm)	1.2		
Speed@6.0V (sec/60)	0.11		
Torque@6.0V (kg-cm)	1.6		
Weight (g)	9		
Dimension B (mm)	26		
Dimension C (mm)	24		
Dimension D (mm)	13		



เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินทางปัญญาของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ห้ามทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต  
ไม่ว่ากรณีใดๆ หากมีให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.



**The TG9e boasts the same performance as other servo's 10x the price with a .10sec travel time and up to 1.5kg in torque and an ultra narrow dead bandwidth!**

**The TG9e performance is on par with the famous HXT900, however the TG9e isn't as resistant to crashes or over-loading.**

**Please always ensure your control surfaces are bind free.**

**Spec.**

**Dimension: 23x12.2x29mm**

**Torque: 1.5kg/cm (4.8V)**

**Operating speed: 0.10sec/60 degree 0.09sec/60 degree(6.0V)**

**Operating voltage: 4.8V**

**Temperature range: 0-55C**

**Dead band-width: 7us**

**Lead Length: 260mm**

เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น ถือว่าให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

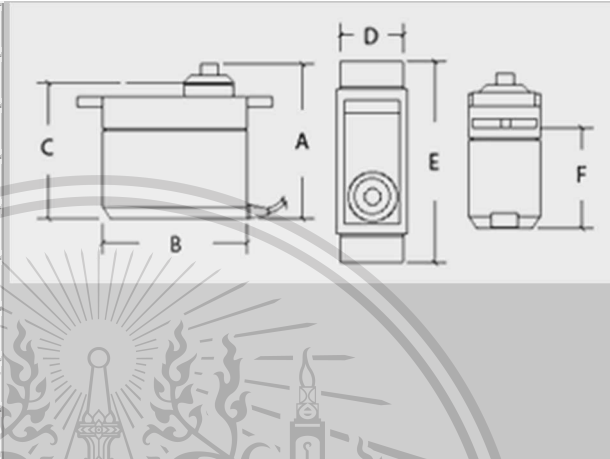
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

**Important.**

**The TG9e does not have the same strength and longevity as the HXT900.**

**Please ensure your control surfaces are bind-free and always check servos after a hard landing or crash!**

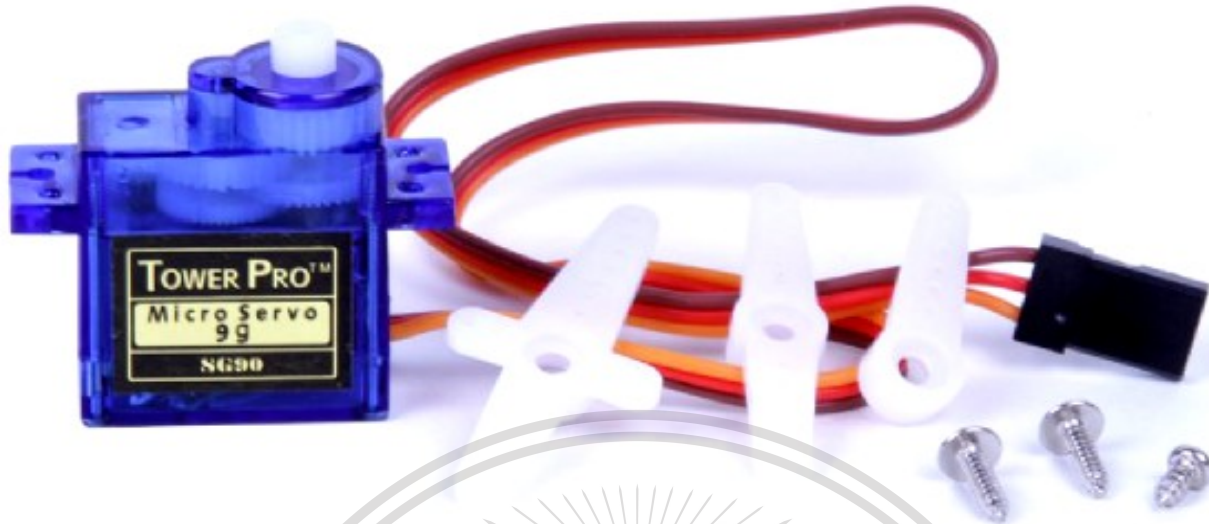
Weight (g)	9
Torque (kg)	1.5
Speed(Sec/60deg)	0.09
A(mm)	30
B(mm)	23
C(mm)	27
D(mm)	12
E(mm)	33
F(mm)	16



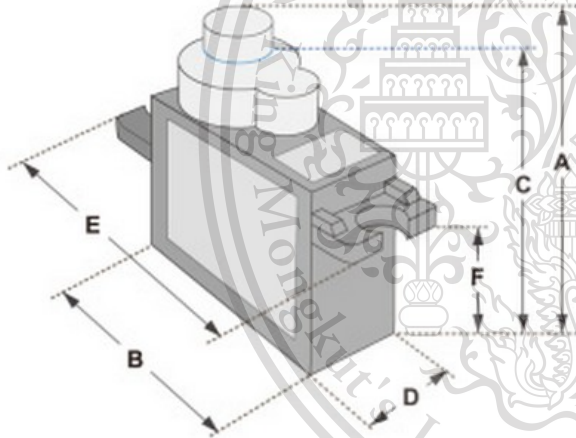
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

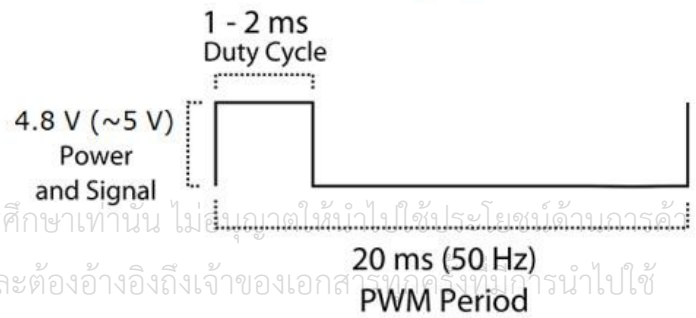


Tiny and lightweight with high output power. Servo can rotate approximately 180 degrees (90 in each direction), and works just like the standard kinds but smaller. You can use any servo code, hardware or library to control these servos. Good for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. It comes with a 3 horns (arms) and hardware.



Dimensions & Specifications	
A (mm) :	32
B (mm) :	23
C (mm) :	28.5
D (mm) :	12
E (mm) :	32
F (mm) :	19.5
Speed (sec) :	0.1
Torque (kg-cm) :	2.5
Weight (g) :	14.7
Voltage :	4.8 - 6

Position "0" (1.5 ms pulse) is middle, "90" (~2ms pulse) is middle, is all the way to the right, "-90" (~1ms pulse) is all the way to the left.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้แก้ไขใช้ประโยชน์ด้วยประการใด ๆ  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งหากมีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

# EMG Signal Processing and Diagnostic of Muscle Diseases

Prof. Dr. Onsy Abdul Alim, Dr. Mohamed Moselhy, and Eng. Fatima Mroueh  
Electrical and Computer Engineering Department  
Beirut Arab University, BAU  
Beirut, Lebanon  
Onsy2066@hotmail.com

**Abstract**— Real time recordings of motor unit action potential (MUAP) signals from myopathy (MYO), neuropathy (NEU), and normal (NOR) subjects, using intramuscular electromyography (needle EMG) are treated and processed in order to be classified for the diagnosis of neuromuscular pathology. Feedforward-backpropagation neural network is used for the classification. Recognition rates were found to be higher than 70% and higher when using time domain features as inputs for the neural network.

**Keywords**—Biomedical, Signal processing, Neural Network, EMG.

## I. INTRODUCTION

Automated diagnostic of muscle diseases is becoming very important due to the increasing number of patients and the complicated Electromyographic (EMG) signal used for diagnostic. The EMG signal is a biomedical signal that measures the electrical currents generated in muscles during their contraction representing neuromuscular activities. Muscle activity is a complicated signal and is dependent on the anatomical and physiological properties of muscles [1]. Clinical electromyography is a methodology for recording and analyzing the bioelectrical activity of the skeletal muscle tissue in order to diagnose neuromuscular pathology. As the number of neuromuscular patients is increasing, it is not possible to take care of all the neuromuscular patients by carrying out manual investigations under all conditions. Therefore, it is required to design a computer aided expert system that can analyze and interpret the EMG signal. The EMG data acquisition, preprocessing, classification, and diagnostics are the important stages in computer aided EMG analysis and interpretation. The used features are estimated either in the time domain or in the frequency domain.

## II. EMG SIGNAL PROCESSING

Signal processing techniques are mathematical procedures that can be usefully applied to extract information or features from the signals [2]. After the features are extracted, the data is transformed into a reduced representation set of features also named features vector and the signals are quantified using numerical parameters [1].

These mathematical representations are powerful tools used to detect and quantitatively describe the recorded signal resulting from physiological events [2]. The signal may be studied in the time domain and in the frequency domain.

### A. Temporal Analysis

The traditional way of observing signals is to view them in the time domain. The time domain is a record of what happened to a parameter of the signal versus time.

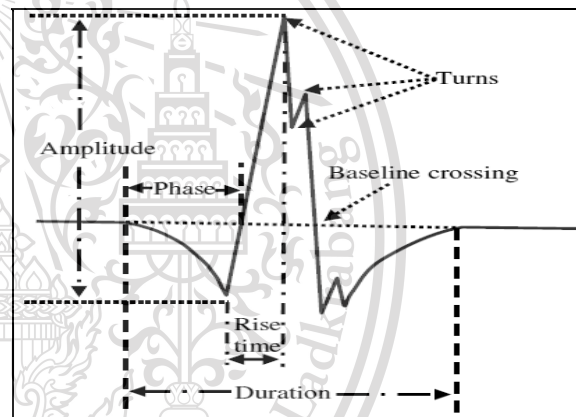


Figure 1: Temporal characteristics of an EMG signal [3]

Figure 1 shows several temporal features that can be calculated for the EMG signal. Three of these parameters are used for classification and are computed using MATLAB [4]. These parameters are:

#### Amplitude

The *amplitude* is the difference in voltage from the maximal negative to the maximal positive peak within the duration of a MUP, it reflects the number of active muscle fibers of a motor unit within the uptake area of the electrode. Amplitude varies with disease classification; In general, large amplitudes are associated with neuropathies and small amplitudes with myopathies [5],[6],[7].

#### Duration

Duration is the time interval between the first and last occurrence of the waveform exceeding a predefined

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

amplitude threshold, e.g.,  $5\mu\text{v}$ . The MUP duration will increase if a motor unit has an increased number of fibers due to reinnervation. Duration is computed as the difference between the start and end points [8].

### Number of phases

A phase is a section of a MUAP that falls between two baseline crossings and reaches an absolute value of amplitude larger than 0.02 mV. It is computed within each MUAP as the number of the zero-crossing which is depending on the number of sign changes [8].

### Time domain features using Matlab

The three groups of EMG signals (myopathic, neuropathic, and normal), shown in figure 2, are uploaded into Matlab, plotted, and the characteristics of each class and its change with the muscle diseases is computed.

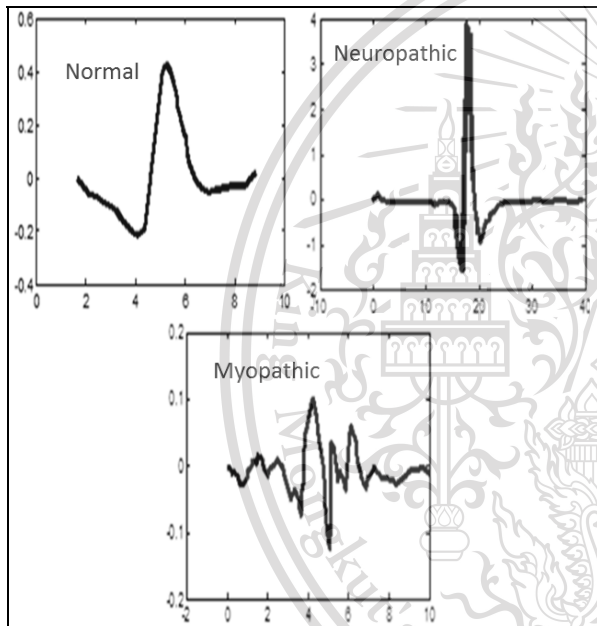


Figure 2: Three types of EMG signals

Table 1 shows examples of the temporal features for three different types of EMG signals. In time domain it is noticed that amplitude, number of phases and duration are enough features to use in the classification among these three classes of signals. The features are computed in Matlab and form the time domain vector that is used as the input of the neural network.

### **B. Frequency Domain Analysis**

In some cases the frequency contents of the waveform may provide more information than in time domain. Many

Table 1: TIME DOMAIN FEATURES COMPUTED USING MATLAB

Signal	Peak to peak Amplitude	Duration	Number of phases
NOR	0.6382 mV	7.2004 msec	3
NEU	5.995 mV	15.3210 msec	3
MYO	0.2250 mV	9.8573 msec	12

biological signals demonstrate interesting or diagnostically useful properties when viewed in the *frequency domain*. Spectral analysis decomposes a waveform into its constituent frequencies [9]. The frequency domain features that may be used are [10]:

### Average Power Spectral Density (PSD)

The power spectrum of a signal describes the distribution of the signal's power with frequency and is calculated by squaring the Fourier Transform of each segment of data and averaging them. This gives a measure of the power that each frequency contributes to the EMG signal [8].

$$S_x(f) = |X(f)|^2 \quad (1)$$

Where  $X(f)$  is the Fourier Transform of the EMG signal.

### Spectral moment 'M'

$$M_r = 2 \int_0^{\infty} f^r S_x(f) df \quad \text{moment of order 'r'} \quad (2)$$

### Mean power frequency 'MPF'

MPF is the frequency at which the average power is reached. We may compute the mean frequency as the first-order moment,

$$\text{MPF} = M_1/M_0 \quad (3)$$

where  $M_1$  1<sup>st</sup> order moment  
 $M_0$  zero order moment

### Peak Frequency 'PF' (Hz)

PF is the frequency of the maximum power occurs.

### Median Frequency 'F<sub>med</sub>' (Hz)

$F_{\text{med}}$  is the frequency at which 50% of the total power is reached. It decomposes the surface under  $S_x(f)$  into two equal areas.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

$$\int_0^{F_{med}} S_x(f)df = \int_{F_{med}}^{F_{max}} S_x(f)df \quad (4)$$

### Skewness or Dissymmetry coefficient 'CD'

CD is a measure of symmetry, or more precisely, the lack of symmetry.

$$CD = \frac{M_3^*}{\sqrt{M_2^{3*}}} \quad (5)$$

$$M_r^* = 2 \int_0^\infty (f - MPF)^r S_x(f)df$$

### Kurtosis (pate coefficient 'CA')

The coefficient of Kurtosis is a measure for the degree of peakedness/flatness in the variable distribution.

$$CA = \frac{M_4^*}{M_2^{2*}} \quad (6)$$

### Relative energy by frequency band 'W'

$$W_n = \frac{\int_{f_{n-1}}^{f_n} S_x(f)df}{M_0} \quad (7)$$

$$f_n = \frac{n}{N} f_{max} \quad 1 < n < N$$

### Spectral entropy 'H':

Entropy describes the irregularity or unpredictability characteristics of a signal.

$$H = - \int_0^{f_{max}} S_x(f) \ln[S_x(f)]df \quad (8)$$

### Frequency domain features using Matlab

Tables 2.1 and Table 2.2 show the frequency domain features for three different types of EMG signals computed using Matlab.

Table 2.1 Frequency domain features

	Ca	H	Fmed	PF	W
MYO	1.2479	0.0007	1.902	2.105	0.0050
NEU	0.6500	0.0004	12.310	12.310	0.0048
NOR	7.6278	0.0124	0.152	1.150	0.0050

Table 2.2 Frequency domain features

	Number of oscillation	Average PSD	'CD'	'M0' Power	'MPF'
MYO	12.0000	9.9306	0.3416	4.0000	0.3395
NEU	3.0000	2.6488	0.6345	14.0000	15.2131
NOR	3.0000	7.3555	2.5097	5.0000	11.6280

### Power spectrum for a myopathic signal

Figure 3a and 3b shows the PSD within a frequency range from 0 to 100Hz (which is symmetrical around 50Hz) for a myopathic and neuropathic signals. The myopathic signal is characterized by an increased number of oscillations, while the neuropathic has a decreased number of oscillations.

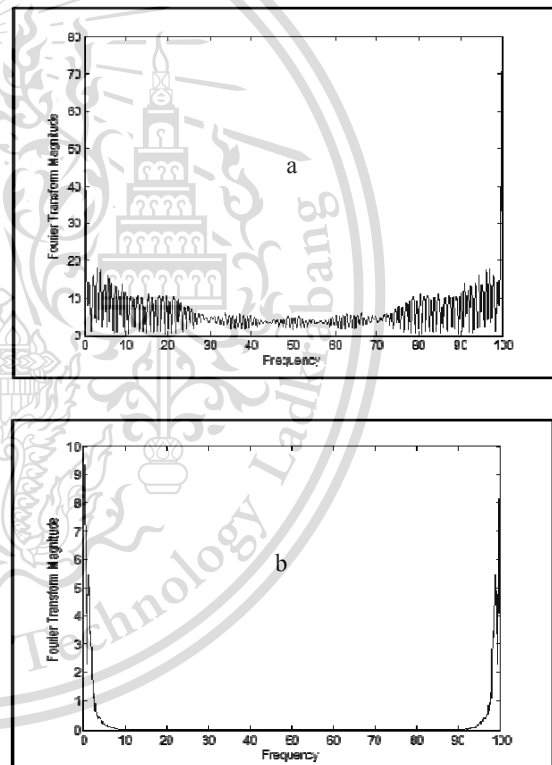


Figure 3: PSD for a (a) myopathic and (b) neuropathic signals

### Time and frequency domain features:

Both the time and frequency domain features extracted in the previous sections are combined together and form a new vector to feed the neural network for classification.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

### III. CLASSIFICATION USING NEURAL NETWORK

Neural Networks (Feedforward-backpropagation) were constructed in MATLAB and used to classify individual motor unit action potentials (MUAPs) into MYO, NEU, or NOR category, each with different input features vector:

- Time domain input features vector
- Frequency domain input features vector
- Time and frequency domain input features vector

#### Feedforward-backpropagation neural network structure

The neural network consists of three layer input, output and a hidden layer as shown in figure 4.

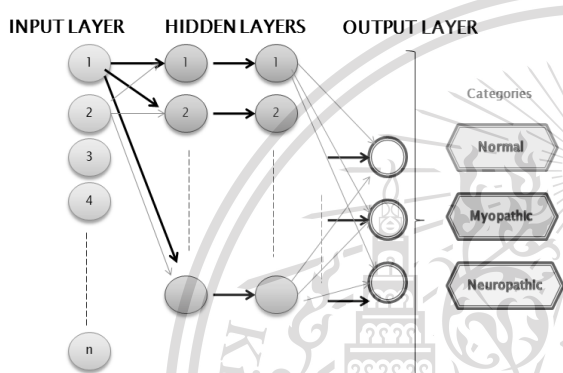


Figure 4: Feedforward-backpropagation neural network structure

The input layer should represent the conditions for which we are training the neural network. Every input neuron should represent some independent variable that has an influence over the output of the neural network.

The output layer of the neural network is what actually presents a pattern to the external environment. The pattern presented by the output layer can be directly traced back to the input layer. The number of output neurons should be directly related to the type of work that the neural network is to perform. In this work three output neurons are needed for NOR, MYO and NEU. The procedure for constructing the Neural Network is as follows:

- Create three neural network using MATLAB each has a different input features vector, time domain features vector, frequency domain features vector, and time and frequency domain features vector.
- The network is trained using a set of data (32 signals): 8 Normal , 12 Myopathic, and 12 Neuropathic EMG signals. During training the goal is adjusted in order to decrease the error between the output and the target.

- The neural network is tested using another set of data (32 signals): 6 Normal , 14 Myopathic and 12 Neuropathic EMG signals.

### IV. RESULTS OF THE ARTIFICIAL NEURAL NETWORK

#### A. Classification using ‘Time domain features vector input’

- The time domain feature vector extracted and processed and thereby represent the signal features that are most affected by the diseases, is the input of the neural network.
- The input of the neural network is the time vector composed of three features which are amplitude, phase and duration.
- The output of the neural network is a variable ‘a’ that returns three different rates of classification and assign the signal category to the highest rate among NOR, NEU, or MYO.

Table 3 shows the outputs for eight different signals applied to the neural network for a time domain features vector input.

Neural network output using time domain input	
1) a = 1.0000 100% NOR 0.0000 0.0017 Normal Case	2) a = 0.988 99.88% NOR 0.0001 0.0184 Normal Case
3) a = 0.9906 99.06% NOR 0.0003 0.0279 Normal Case	4) a = 0.2005 20.05% NOR 0.0089 0.1603 Normal Case
5) a = 1.0000 100% NOR 0.0000 0.0000 Normal Case	6) a = 1.0000 100% NOR 0.0000 0.0024 Normal Case
7) a = 0.0000 0.0000 1.0000 100% NEU Neuropathic Case	8) a = 0.0000 0.0000 1.0000 100% NEU Neuropathic Case

Table 3: Classification using time domain features vector

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

From Table 3 it is noticed that all the signals are correctly classified into the corresponding class without error. Using time domain input features vector all the 32 test signals are correctly and separately classified.

### B. Classification using frequency domain features input

In case of frequency domain features input vector the output, shown in Table 4, shows examples of the output of eight different EMG signals when using frequency domain feature vectors as input.

Table 4: Classification using frequency domain features vector

Neural network output using frequency domain input			
1) a = 0.1468 14.68% NOR 0.0029 0.1161 Normal Case	2) a = 0.3254 32.54% NOR 0.0070 0.1103 Normal Case	3) a = 0.8088 80.88% NOR 0.0041 0.0898 Normal Case	4) a = 0.8328 83.28% NOR 0.0138 0.0749 Normal Case
5) a = 0.0001 0.3653 0.4639 46.39% MYO Neuropathic Case	6) a = 0.7888 78.88% NOR 0.0005 0.0001 Normal Case	7) a = 0.0000 0.1972 0.8302 83.02% MYO Neuropathic Case	8) a = 0.0000 0.1488 0.7330 73.3% MYO Neuropathic Case

### C. Classification using 'Time and frequency' domain features input

In case of time and frequency domain features as input vector the output in Table 5 shows examples of eight different EMG signals.

## V. DISCUSSION AND CONCLUSION

Table 6 shows a comparison between the results for the different domains features vector inputs. It can be observed that the classification rate may change from signal to another within

Table 5: Classification using time and frequency domain features vector

Neural network output using time and frequency domain input			
1) a = 0.9277 92.77% NOR 0.0006 % NEU 0.0000 %MYO Normal Case	2) a = 0.6900 69%NOR 0.0019 0.0000 Normal Case	3) a = 0.5752 57.52% NOR 0.0062 0.0000 Normal Case	4) a = 0.4342 43%NOR 0.0169 0.0000 Normal Case
4) a = 0.9466 94.66% NOR 0.0007 0.0002 Normal Case	6) a = 0.7888 78% NOR 0.0005 0.0001 Normal Case	7) a = 0.0007 0.0000 0.9995 99.95% MYO Neuropathic Case	8) a = 0.0122 0.0000 0.9117 91.17% MYO Neuropathic Case

the same type of input vector. In case of time domain input features vector the classification was (100%) for all the signals type and in case of frequency domain the results show equal rate for both normal and neuropathic signal (83.34%) and rate less for myopathic signal (71.42%), while for the time and frequency domain features it show a highest rate (100%) for a 'Normal', less for a neuropathic one (91.66%) and least rate for a myopathic one (85.71%). Therefore we can conclude the following:

Table 6: Comparison for the Classification rate using different input domain vector

Signal	time domain	frequency domain	time & frequency domain
NOR	6/6= 100%	5/6 = 83,34%	6/6= 100%
NEU	12/12= 100%	10/12= 83,34%	11/12= 91.66%
MYO	14/14= 100%	10/14= 71,42%	12/14= 85.71%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

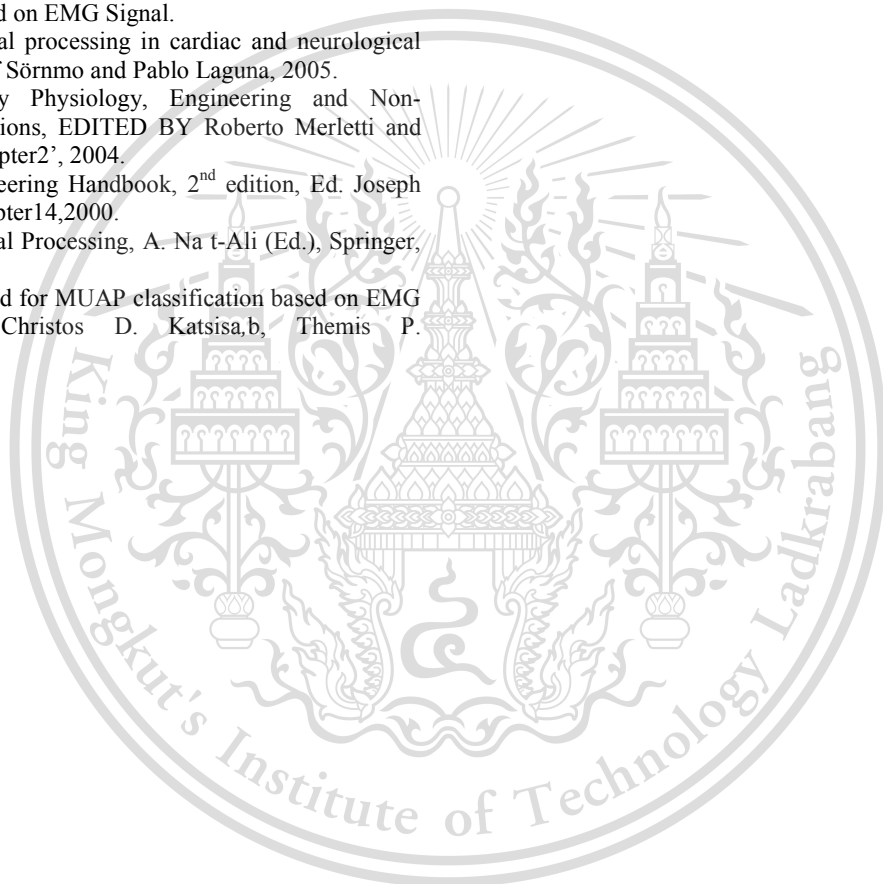
Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

- All the recognition rates are higher than (70%).
- A highest rate corresponding to the time domain input vector.
- The rate is less in frequency domain than that in the case of time and frequency domain input vector which is attain (91%) for neuropathic signal.

- Exarchosa,b, Costas Papaloukasc, Yorgos Goletsisd, Dimitrios I. Fotiadise,f, Ioannis Sarmasg, 2006 [www.intl.elsevierhealth.com/journals/cobm](http://www.intl.elsevierhealth.com/journals/cobm), November
- [9] Electromyography in clinical practice: a case study approach, Bashar Katirji, 2<sup>nd</sup> Ed, 2010.
- [10] Surface Electromyography: Use, Design & Technological Overview, Jee Hong Quach, December 2007.

## VI. REFERENCES

- [1] Biomedical signal analysis, Rangaraj M. Rangayyan, (2002).
- [2] Electromyography, Didier Gamet and Odette Fokapu, Laboratory of biomechanics and bioengineering, University of Compiegne, France, 2008.
- [3] MASAUM Journal of Basic and Applied Sciences Vol.1, No. 2 September 2009, Human Arm Movements Recognition Based on EMG Signal.
- [4] Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological Applications, Leif Sörnmo and Pablo Laguna, 2005.
- [5] Electromyography Physiology, Engineering and Non-Invasive Applications, EDITED BY Roberto Merletti and Philip Parker 'chapter2', 2004.
- [6] Biomedical Engineering Handbook, 2<sup>nd</sup> edition, Ed. Joseph D. Bronzino, Chapter14,2000.
- [7] Advanced Biosignal Processing, A. Na t-Ali (Ed.), Springer, 2009.
- [8] A two-stage method for MUAP classification based on EMG decomposition, Christos D. Katsisa,b, Themis P.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

# A Novel EEG Feature Extraction Method Using Hjorth Parameter

Seung-Hyeon Oh, Yu-Ri Lee, and Hyoung-Nam Kim

Pusan National University/Department of Electrical & Computer Engineering, Busan, Republic of Korea

Email: hnkim@pusan.ac.kr

**Abstract**—When processing electroencephalography (EEG) signals in motor imagery case, it is essential to analyze them in both time and frequency domains. An EEG signal has a non-stationary property and its frequency feature also differs from individual to individual. Thus, we can infer that each subject has one's own dominant timing and frequency band for extracting distinguishable features. Based on this inference, after analyzing EEG signals with the Hjorth parameter, we select the principal frequency band and the timing using the Fisher ratio of the Hjorth parameter. By doing these, the performance of the feature extraction in EEG-based BCI systems was improved in terms of the classification accuracy by 4.4% on average.

**Index Terms**—EEG, BCI, feature extraction, Hjorth parameter, motor imagery

## I. INTRODUCTION

Brain Computer Interface (BCI) is a system that directly controls or interacts with a computer through the brain activity. There are two methods to collect brain signals which are invasive and noninvasive methods. An invasive BCI method uses electrodes placed on the exposed surface of a brain to record electrical activity. It is required to surgical operation like an incision into the skull. It may involve big dangerousness to human. On the other hand, a noninvasive method does not need any surgical process although it suffers from low quality of measurement signals. Therefore, non-invasive BCI has been more preferable to invasive BCI. There are several non-invasive BCI methods, such as magnetoencephalography (MEG), functional magnetic resonance imaging (fMRI), EEG, and so on. Especially, EEG has some advantages compared to other noninvasive methods. It has better temporal resolution than fMRI or computed tomography (CT) [1]. It is also easy to use, and has low cost for set-up [2]. Therefore, EEG is the most generally used measurement method among non-invasive methods. BCI based on EEG uses an electrical neural signal appeared on the scalp.

EEG signals have specific patterns according to subject's states, such as hypnosis, arousal, exercise,

concentration, and so on. Finding the relationship between a physical task and its corresponding EEG pattern has been an interesting research topic. The fact that EEG patterns are related to some physical tasks may be very applicable because it can be helpful for disabled people who can move a wheelchair or hit a key on a computer keyboard by controlling the BCI systems based on EEG signal. In addition, it can be also applied to ordinary human's life, including driving a car, controlling a cursor, playing a game, and so on. Regarding these applications, an imagination of moving own body is called motor imagery.

It is widely known that approximate frequency bands generally presenting a prominent feature are Mu band and Beta band in motor imagery EEG systems. However, the frequency band including the important feature slightly changes according to an individual. Further, EEG signals, especially about motor imagery, have an event-dependent property. Therefore, we need to analyze the changes of a signal feature with time. For these reasons, it is appropriate to analyze EEG signal both in time and frequency domains.

Considering these two problems, we have studied on time-frequency feature extraction methods. The short-time Fourier transform (STFT) has been popular for time-frequency analysis of non-stationary signals [3]. However, its high computational complexity and redundant frequency information remain still to be solved in real-time STFT applications. The Hjorth parameter proposed in [4] may be a good alternative for the STFT because it can extract useful information both in time and frequency domains through simple computation [5]. In this paper, we introduce the Hjorth parameter and compute its Fisher ratio to find the dominant frequency band and the timing in training EEG signals. Extracting a high-informative feature in test EEG signals is carried out by computing the Hjorth parameter of a test signal at the pre-determined frequency band and timing instant. Then, the feature is used for classification.

The remainder of the paper is organized as follows: In Section II, the STFT and the Hjorth parameter are introduced as conventional feature extraction methods. The proposed time-frequency feature extraction method is also described in Section II. Section III shows the performance improvement of the feature extraction method using the Hjorth parameter with selected

Manuscript received November 25, 2013; revised February 10, 2014.

This work was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education, Science and Technology (2012R1A1A2008555).

frequency band and timing, comparing with the methods based on the STFT and the Hjorth parameter without any frequency band selection. Section IV presents the conclusion.

II. FEATURE EXTRACTION IN EEG SIGNALS

There are several existing time-frequency feature extraction methods. Among them, the short-time Fourier transform (STFT) is one of the most conventional feature extraction methods. The Hjorth parameter can be also used as a good feature in real-time EEG applications. In this section, after introducing the STFT and the Hjorth parameter, our proposed method of extracting a high-informative feature will be presented in detail.

A. Short-Time Fourier Transform (STFT)

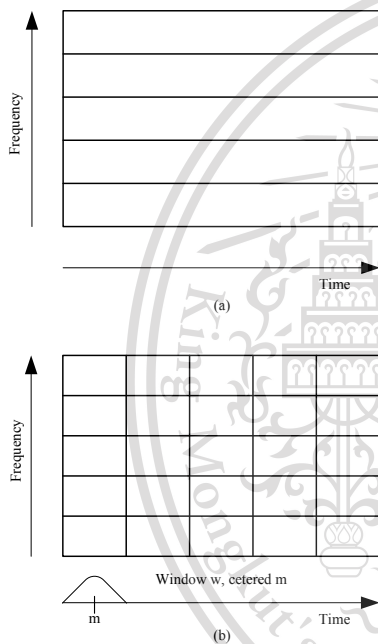


Figure 1. Comparison of the time-frequency plane (a) STFT and (b) Fourier transform.

Fourier transform is used for analyzing a signal in entire frequency domain and shows the relative power of each frequency. However, this method is not appropriate for analyzing non-stationary signals. As shown in Fig. 1, Fourier transform has no dependency on specific time because it calculates frequency response based on whole time, not local time. In this respect, the STFT method may become a good candidate for analyzing non-stationary signals [6]. It analyzes localized signal by windowing in frequency domain [3]. Letting  $x[n]$  be a non-stationary signal, here EEG signal, the STFT can be applied to the EEG signal as follows:

$$X(m, \omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]w[n-m]e^{-j\omega n} \quad (1)$$

where  $w[n]$  is a windowing function. As we can see in (1) and Fig. 1, the STFT represents the Fourier transform of the local windowed signal divided in time domain and shows the frequency response according to time variation.

Thus, the STFT method can be used for extracting a feature of EEG signals.

B. Hjorth Parameter [4]

The Hjorth parameter is one of the ways of indicating statistical property of a signal in time domain and it has three kinds of parameters as in Table I: Activity, Mobility, and Complexity. Activity parameter, the variance of the time function, can indicate the surface of power spectrum in frequency domain. That is, the value of Activity returns a large/small value if the high frequency components of the signal exist many/few. Mobility parameter is defined as the square root of the ratio of the variance of the first derivative of the signal and that of the signal. This parameter has a proportion of standard deviation of power spectrum. Complexity parameter indicates how the shape of a signal is similar to a pure sine wave. The value of Complexity converges to 1 as the shape of signal gets more similar to a pure sine wave.

TABLE I. THE HJORTH PARAMETER

Parameter	Notation
Activity	$\text{var}(y(t))$
Mobility	$\sqrt{\frac{\text{var}(y'(t))}{\text{var}(y(t))}}$
Complexity	$\frac{\text{mobility}(y'(t))}{\text{mobility}(y(t))}$

While these three parameters contain information about frequency spectrum of a signal, they also help analyze signals in time domain. In addition, the lower computational complexity can be achieved with the use of them.

C. The Proposed Method

EEG signal generated by motor imagery has event-related desynchronization/synchronization (ERD/ERS) properties [7]. A decrease of power spectrum in Mu band (8-13Hz) is generally called ERD [8] and an increase of power spectrum in Beta band (13-30 Hz) is called ERS. As shown in Fig. 2, when a subject moves right hand, ERD is occurred at C4 electrode. The power spectrum of an EEG signal has a variety of shapes like ERD/ERS.

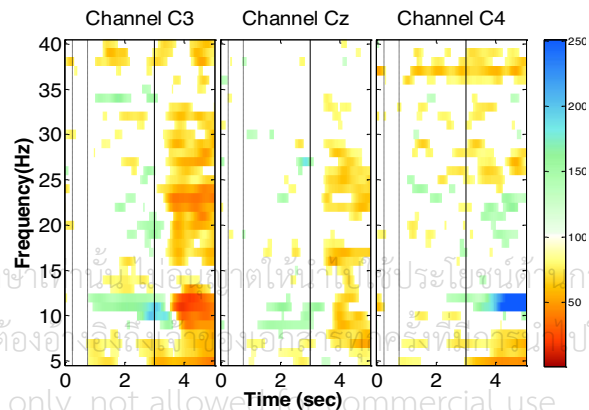


Figure 2. ERD/ERS property of motor imagery(right hand moving).

When a subject moves his arms or imagines that, the distribution of power spectrum is changed in Mu band and Beta band. The power in the Mu band decreases but that in the Beta band increases. On the other hand, the power spectrum is converged on Mu band when a subject is in the relaxed state. Because the Hjorth parameter can detect the difference of power spectrum, we can use it as a feature vector.

Considering that each subject has a slightly different timing and frequency band of ERD/ERS, we need to find the individual dominant band where ERD/ERS appears. To achieve this goal, we introduce the Hjorth parameter for analyzing EEG signals and then use a band-pass filter to get a significant frequency band by removing unnecessary bands where ERD/ERS does not occur.

It is important to select a significant feature in motor imagery for improving the performance of classification, because significant features can differ in every subjects. Therefore, we find the timing and the frequency band by using Fisher ratio as in the following :

After band-pass filtering in an initial frequency band, the filtered EEG signal is selected by windowing in time domain. The duration of a window is 1 sec and windows are overlapped each other for 0.5 sec. A feature is calculated by using the Hjorth parameter at each  $k$  th window. In this way, all features are obtained in all windowed durations of training EEG signals, and then the features of each class are ensemble-averaged. And this procedures are repeated, changing a frequency band to others. The frequency bands are selected as the following way. The  $n$  frequency points are defined within the frequency range of 5-30 Hz and a frequency band is composed of two points among  $n$  points. Then, the number of bands is the number of 2 combinations from frequency points,  ${}_n C_2$ .

In order to select the important timing and frequency band, the Fisher ratio  $F(j,k,l)$ , where  $j$  is the filter index ( $j = 1, 2, \dots, {}_n C_2$ ),  $k$  is the window index, and  $l$  is the index of the Hjorth parameter ( $l=$ Activity, Mobility, Complexity), is calculated from the averaged features of two classes as

$$F(j,k,l) = \frac{|m_1(j,k,l) - m_2(j,k,l)|}{\sigma_1(j,k,l)^2 + \sigma_2(j,k,l)^2} \quad (2)$$

where  $m_i(j,k,l)$  ( $i=1,2$ ) denotes the average and  $\sigma_i(j,k,l)^2$  stands for the variance of the Hjorth parameter  $l$  of each class  $i$  at  $k$  th window and  $j$  th filter. If the Fisher ratio of the extracted feature is high, two classes are distinguishable by the feature [10]. The prominent timing and frequency band are selected as

$$[\hat{j}, \hat{k}, \hat{l}] = \max_{j,k,l} (F(j,k,l)) \quad (3)$$

where  $\hat{j}$  is the index of the prominent band,  $\hat{k}$  is the index of the prominent timing, and  $\hat{l}$  is the index of the chosen Hjorth parameter.

### III. EXPERIMENTAL RESULTS

#### A. Data Description

BCI Competition 2008(IV) Graz data set 2b was used for analysis [9]. This data set consists of EEG data from 9 subjects. The subjects were right-handed, had normal or corrected-to-normal vision and were paid for participating in the experiments. All participants were sitting in an armchair, watching a flat screen monitor placed approximately 1-meter away at eye level.

Three bipolar electrodes (C3, Cz, and C4), following the standard of ten/twenty electrode system, were recorded with a sampling frequency of 250 Hz. The Fz electrode was used as the EEG ground. The signals filtered between 0.5 and 50 Hz. The placement of three bipolar electrodes could be slightly different for each subject. Subjects conducted an experiment which was to imagine moving their own left or right hand in accordance with the timing schedule as given in Fig. 3.

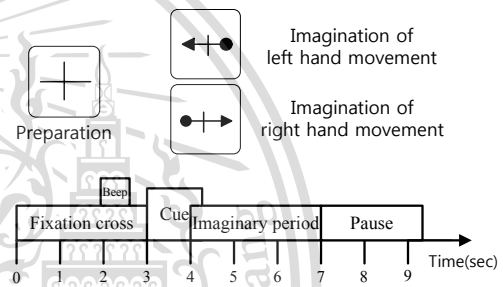


Figure 3. Timing schedule of one trial [9].

Experimental time per one trial was 8 secs long on average. Each trial started with the preparation phase for 3 secs and the short acoustic warning tone was sounded at 2 sec after the trial begins. At 1 sec after the warning tone, a visual cue was presented for 1.25 secs on the screen monitor. Each cue was a randomized arrow pointing left or right side. Next, the subjects imagined the corresponding hand movements according to the randomized cues. After imagining the task for 4 secs, a short break was followed up to 2.5 secs.

#### B. Feature Selection

We chose frequency points 5, 8, 13, 15, 20, 25, and 30 Hz to implement the proposed method. In this paper, the number of filters is 21. After filtering, the Hjorth parameter is calculated in each frequency band during 10 secs after the visual cue started. And then a band which has the highest Fisher ratio among the features is selected. Fig. 4 shows the Fisher ratio of each parameter at each time interval, as an example of subject 4. Comparing Fig. 4 (a) and (b) indicate the Fisher ratios of features extracted by the Hjorth parameter without and with filtering of subject 4, respectively. The Fisher ratio of features with band-pass filtering is higher than without the filtering. Fig. 4(b) shows that the largest Fisher ratio of Activity parameter in 8-20 Hz band and at 5.5 sec. Therefore, when a test process is performed for subject 4, the band-pass filtering with 8-20 Hz frequency band is applied and the timing of 5.5sec is extracted.

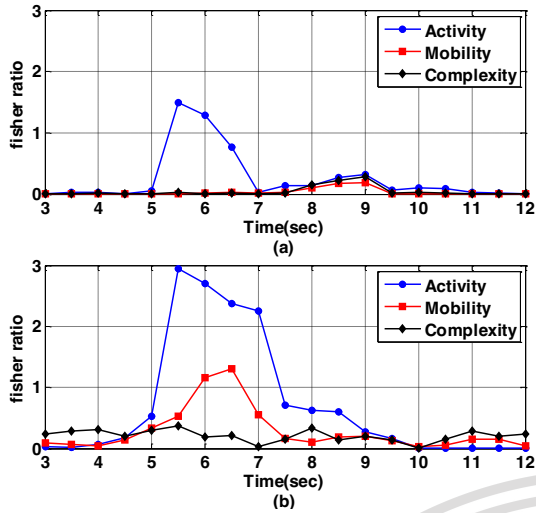


Figure 4. Fisher ratio of features extracted by Hjorth parameter of subject 4. (a) without band-pass filtering (b) with 8-20 Hz band-pass filtering.

In other subjects, the Fisher ratio of Mobility can be larger than that of Activity. However, the Complexity parameter is not selected as a feature because the Fisher ratio of that is very low in whole subjects. Consequently, Activity and Mobility parameter is proper feature vector except for Complexity.

C. Classification Result

Fig. 5 shows the classification result on the subject 4. The classification accuracy of the proposed method is higher than that of the method using the Hjorth parameter alone. Considering the occurrence of event in that time, the proposed method reflects the ERD/ERS property well. We can see that the proposed method outperforms the method without any filtering process in terms of classification accuracy.

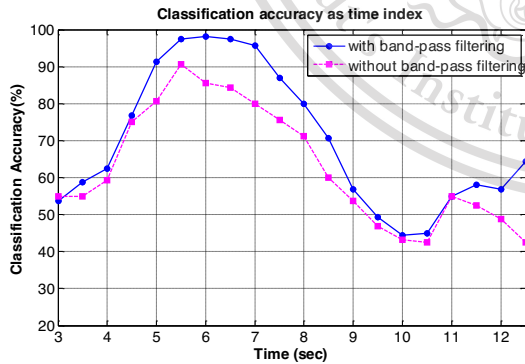


Figure 5. Comparison of classification accuracy between before/after band pass filtering (Subject 4)

Table II shows the classification accuracy obtained from 9 subjects when feature extraction methods are STFT, the Hjorth parameter, and the Hjorth parameter with selected band pass filtering respectively. Classification results with STFT is presented in paper [11]. Linear Discriminant Analysis(LDA) classifier [12] is used to classify for all the case. Because the dimension of feature space is one, It is simply classified with mean values of each class and variance. Comparing to

classification accuracy between using STFT and the Hjorth parameter for extracting features, STFT has 3% higher classification accuracy in average. And the Hjorth parameter with band pass filtering is higher Classification Accuracy than general Hjorth parameter, even higher than STFT about 4.4% on average.

TABLE II. CLASSIFICATION ACCURACY

subject	STFT(%)	Hjorth parameter(%)	Proposed method (%)
S1	71.2	80.6	80.6
S2	55.7	53.1	61.6
S3	53.1	60.6	60.6
S4	93.8	86.8	98.1
S5	86.2	77.6	81.8
S6	83.8	61.2	84.3
S7	65.3	63.3	72.5
S8	83.8	86.2	86.2
S9	79.4	75	86
Average	74.7	71.6	79.1

TABLE III. SELECTED FEATURE INFORMATION FOR EACH SUBJECT

Subject	Parameter	Frequency band(Hz)	Time(sec)
S1	Activity	-	5.5~6.5
S2	Activity	5~15	5.5~6.5
S3	Mobility	-	4.5~5.5
S4	Activity	8~20	5~6
S5	Mobility	13~25	5.5~6.5
S6	Mobility	8~30	7.5~8.5
S7	Activity	5~15	5.5~6.5
S8	Activity	-	6~7
S9	Activity	8~20	5~6

Table III shows that each subject has their selected frequency band, time and parameter respectively. It underpins that each subject has specific time and band occurring ERD/ERS.

IV. CONCLUSION

In this paper, we employed the Hjorth parameter as a feature extraction method since it can efficiently represent ERD/ERS property of EEG signals in motor imagery. By band-pass filtering the significant band

found using the Hjorth parameter and the Fisher ratio, it is confirmed that each case has own dominant frequency band and timing. The classification accuracy with the use of the proposed feature selection method is higher than that of the conventional feature extraction method, STFT. In further research, a study on automatic band selection methods would be needed.

#### ACKNOWLEDGMENT

This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea(NRF) funded by the Ministry of Education, Science and Technology (2012R1A1A2008555).

#### REFERENCES

[1] E. Martinez-Montes, *et al.* "Concurrent EEG/fMRI analysis by multiway partial least squares," *NeuroImage*, vol. 22, no. 3, pp. 1023-1034, 2004.

[2] J. DellaBadia Jr., *et al.* "Assessment and cost comparison of sleep-deprived EEG, MRI and PET in the prediction of surgical treatment for epilepsy," *Seizure*, vol. 11, no. 5, pp. 303-309, 2002.

[3] K. M. Kemal, *et al.* "Comparison of STFT and wavelet transform methods in determining epileptic seizure activity in EEG signals for real-time application," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 35, no. 7, pp. 603-616, 2005.

[4] H. Bo, "EEG analysis based on time domain properties," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 29, no. 3, pp. 306-310, 1970.

[5] V. Carmen, *et al.* "Time domain parameters as a feature for EEG-based brain-computer interfaces," *Neural Networks*, vol. 22, no. 9, pp. 1313-1319, 2009.

[6] J. K. Hammond and P. R. White, "The analysis of non-stationary signals using time-frequency methods," *Journal of Sound and Vibration*, vol. 190, no. 3, pp. 419-447, 1996.

[7] G. Pfurtscheller, "EEG event-related desynchronization (ERD) and event-related synchronization (ERS) in Electroencephalography: Basic principles," *Clinical Neurophysiology*, vol. 110, no. 11, pp. 1842-1857, 1999.

[8] G. Pfurtscheller, *et al.* "Mu rhythm (de) synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks," *NeuroImage*, vol. 31, no. 1, pp. 153-159, 2006.

[9] M. Tangermann, K. R. Müller, A. Aertsen, *et al.* "Review of the BCI Competition IV," *Front Neurosci.*, 2012.

[10] P. Swati, *et al.* "Feature selection strategy for classification of single-trial EEG elicited by motor imagery," in *Proc. 14th International IEEE Symposium on Wireless Personal Multimedia Communications*, 2011.

[11] N. Brodu, F. Lotte, and A. Lécuyer "Comparative study of band-power extraction techniques for motor imagery classification," in *Proc. IEEE Symposium on Computational Intelligence, Cognitive Algorithms, Mind, and Brain*, 2011.

[12] O. D. Richard, P. E. Hart, and D. G. Stork, *Pattern Classification*, New York: John Wiley, Section 10 (2001): 1.



**Seung-Hyeon Oh** received the B.S. degrees in electronic and electrical engineering from Pusan National University (PNU), Busan, Korea, in 2013. He is currently working toward the M.S. degree at the Communications and Signal Processing Laboratory (CSPL), Department of Electronics Engineering at Pusan National University (PNU), Busan, Korea. His main research interests are in the area of digital signal processing, pattern recognition, bio signal processing.



**Yu-Ri Lee** received the B.S. and M.S. degree in electronic and electrical engineering from Pusan National University, Busan, Korea, in 2010 and 2012, respectively. She is currently working toward the Ph.D. degree at the Communications and Signal Processing Laboratory (CSPL), Department of Electrical & Computer Engineering at Pusan National University, Busan, Korea. Her main research interests are in the area of digital signal processing, bio signal processing, signal processing for digital broadcasting, and SCA.



**Hyoung-Nam Kim** (M'00) received the BS, MS, and PhD degrees in electronic and electrical engineering from Pohang University of Science and Technology (POSTECH), Pohang, Korea, in 1993, 1995, and 2000, respectively. From May 2000 to February 2003, he was with Electronics and Telecommunications Research Institute (ETRI), Daejeon, Korea, developing advanced transmission and reception technology for terrestrial digital television. In 2003, he joined the faculty of the Department of Electronics and Electrical Engineering at Pusan National University (PNU), Busan, Korea, where he is currently an associate professor. From February 2009 to February 2010, he was with the Department of Biomedical Engineering, Johns Hopkins University School of Medicine, as a Visiting Scholar. His research interests are in the area of digital signal processing, adaptive IIR filtering, bio signal processing, and RADAR/SONAR signal processing, in particular, signal processing for digital broadcasting, digital communications, and multimedia systems. Dr. Kim is a member of IEEE, IEICE, IEEK, and KICS.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.

# The use of Cross Correlation Function in Onset Detection of Electromyographic Signals

Sibele Bruno Soares<sup>1\*</sup>, Renato Ramos Coelho<sup>2</sup>, Jurandir Nadal<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratório de Processamento de Sinais e Imagens Médicas, Programa de Engenharia Biomédica, LAPIS/PEB/COPPE/UFRJ

<sup>2</sup>Laboratório de Métodos Computacionais em Engenharia, LAMCE/PEC/COPPE/UFRJ

\*corresponding author: siblebruno@gmail.com

**Abstract—** The use of electromyographic signals (EMG) to study muscle coordination requires robust methods to accurately detect EMG onset, especially when investigating anticipatory actions or the order of muscle recruitment during motion analysis. Some studies have used the normalized cross-correlation function (CCF) for estimating activation delays. This study aimed at evaluating the use of CCF to determine time delays between pairs of EMG, in comparison with a visual detection of EMG onset. 372 isotonic motion EMG from four different muscles from 31 subjects were analyzed during the movement of prone hip extension with knee extension. All comparisons including gluteus maximus muscle resulted with significant differences between methods. This found suggest that the use of CCF for evaluating delay in muscular activation onset requires caution, since this function takes into account the whole signal patterns and not only the EMG onsets.

**Index Terms—** Cross-correlation function, electromyography, onset detection, muscle activity, signal conditioning.

## I. INTRODUCTION

The muscle coordination has been studied by surface electromyographic signals (EMG), generally using discrete parameters such as maximum amplitude or activation onset to compare the activation patterns of agonist or antagonist muscles during a given action [1]. The coordination is relevant for analyzing several muscles during the gait cycle, [2] as well as in some specific joint movement [3] [4]. The normal pattern is also used as a reference for rehabilitation procedures and for improving the control of upper limbs prostheses [5]. The EMG onset values are usually considered for investigating anticipatory actions or the order of muscle recruitment during motion analysis.

Unfortunately, there is no "gold standard" for onset detection on EMG, which might serve as a performance benchmark. There are indeed some studies assessing EMG temporal parameters that even don't report the methods used to identify a myoelectric event [6] [7]. Visual inspection is still the most commonly reported approach adopted for detecting myoelectric activation. Either when performed by a trained observer [8], a visual inspection is however dependent on skill

and experience, has low reproducibility and involves subjective criteria. Additionally, it is time consuming and therefore is used only for evaluating a moderate number of individual attempts.

Various studies have proposed methods for automatic onset detection, by applying different transformation in the EMG signal [9]-[11]. The onset is defined as the first moment when the measured signal exceeds a threshold [12], which is usually preset as a function of the signal variance in a period before the activation onset. The objective automatic methods are more accurate with respect to reproducibility of detectable events. Different computational methods were designed to identify the beginning of the myoelectric response on time [12]-[15].

The cross-correlation function (CCF) has been used to calculate delays between muscles, without the need of onset detection [16, 17, 18]. The position of the peak of this function reflects the delay between the two analyzed signals [19] and is used to estimate the time difference between them. The use of the CCF in EMG signals and its correspondence to time domain was originally addressed by Li and Caldwell [20]. They used the CCF to compare the same task in two different cadences. The CCF was calculated in EMG pairs and EMGs were considered delayed by the time lag of the peak value of the CCF. The authors commented that the cross-correlation coefficient could be used to determine phase shift based on the whole time series profile without subjective judgment of the investigator. However, according to [3], the traditional detection method results were different from the CCF results. The CCF compares the entire pair of signals, not only the onset position of them. Then a question arises: the CCF can be used for onset delay in EMG signals? There are no studies comparing the traditional detection methods with the results obtained with the CCF.

The CCF has been applied in EMG studies for electromechanical delay evaluation [21] [22]; myoelectric cross talk [23] [24]; motor units (MU) activation synchrony [25], muscle activation time duration [26] and myoelectric activation patterns [27]-[29]. The specific calculation of the delay between muscles activation has been accomplished by the CCF in several scientific papers [17] [18] [20] [26] [27] [29]. Others have used delay obtained by the CCF for comparing muscle pairs [18] [27]. However, none of these

studies compared the traditional detection onset method with the results obtained with the CCF.

The objective of this study is to apply CCF in identifying the delayed activation between muscle pairs and to compare the results with the traditional method based on onset detection.

## II. METHODS

### A. Data Collection

This study used a random sample of EMG collected for another study [30], previously approved by the Ethical Review Board of The Federal University of Minas Gerais.

There were 372 surface EMG signals from 31 healthy young subjects (15 women and 16 men), age  $24.5 \pm 3.47$  years, average height  $1.70 \pm 0.09$ m and weight  $66.89 \pm 11.89$ kg. The activation patterns of the gluteus maximus, semitendinosus and erector spinae muscles were assessed during three trials of hip extension with knee extension on prone position movement (Fig. 1), interspersed by two resting periods of 2 min.

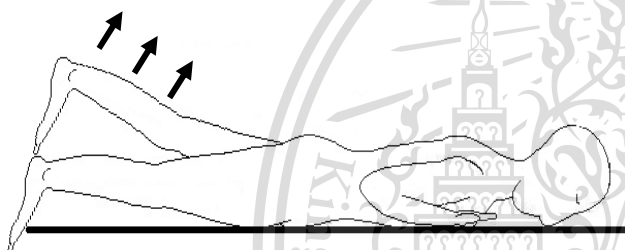


Fig. 1 The hip extension movement

EMG data collection was made by a MP150WSW electromyograph (Biopac Systems, USA), 95 dB common mode rejection ratio and 100 M $\Omega$  input impedance; software Acknowledge (Biopac Systems, USA); and surface active electrodes TSTD 150 B, in bipolar configuration with 20 mm interelectrode distance. The sample frequency was 1000 Hz.

The study followed International Society of Electromyography and Kinesiology instructions [31]. Skin preparation for impedance reduction included shaving, rubbing and cleaning with alcohol. Surface electrodes (Ag/AgCl) were placed in pairs, parallel to the muscle fibers [32]. For the gluteus maximus, the electrodes were placed at the midpoint of a line running from the last sacral vertebrae to the greater trochanter; for semitendinosus, medially on the mid-distance between gluteal fold and knee joint; and for the erector spinae muscles, at the L3 level, bilaterally 2 cm to the spinal processes and parallel to the lumbar spine. The reference electrode was over the lateral malleolus.

### B. Signal pre-processing

The EMG signals were imported to Matlab and processed by a band-pass second-order Butterworth filter, applied in forward and reverse directions to avoid phase shifts, bringing a final fourth-order filter. The filter was applied with two different cutoff frequencies: (1) 10-450 Hz [33] for gluteus and semitendinosus signals, whose were free of

electrocardiogram (ECG) contamination; and (2) 30-450 Hz [34] for paraspinal muscles, in order to reduce the ECG contamination.

### C. Root Mean Square (RMS) Value

It is well established that the EMG amplitude during an myoelectric activation has an stochastic (random) nature and vary randomly above and below zero (Fig. 2), and can be reasonably represented by a zero-mean Gaussian distribution. Thus, the simple average of the signal provides no useful information, and it is usually analyzed by its RMS value or the low-pass envelope of this absolute value. The signal amplitude may vary from 0 to 10 mVpp or 0 to 1.5 mV (RMS). The usable energy of the signal is limited to the frequency range 0-500 Hz, with dominant energy in the range of 50-150 Hz, where usable EMG are those signals with energy above the noise [35]. The estimated amplitude of the EMG can be mathematically described as the estimate of the standard deviation of a random process with additive noise [33].

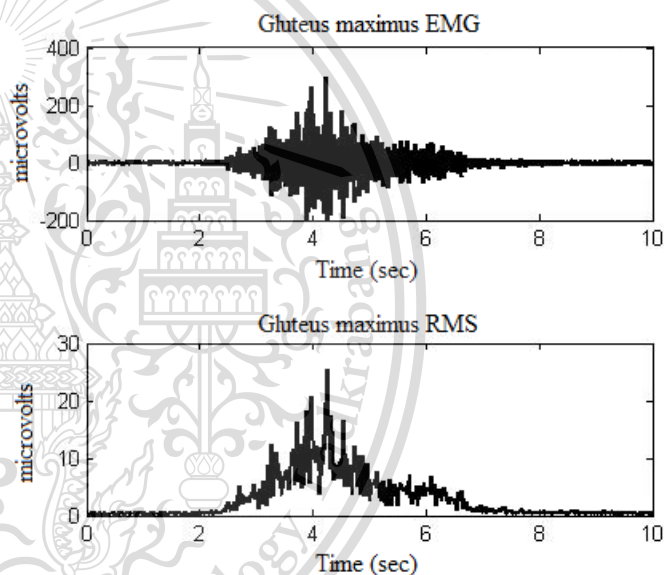


Fig. 2 The EMG signal with negative and positive values and its RMS value.

The integration of the EMG signal squared (quadratic) measures the signal energy and eliminates negative values. A measure derived from this integration is the root mean square (RMS) value. Each signal is converted in 20 samples window RMS values, according to Equation 1 [36].

$$rms \{m(t)\} = \left( \frac{1}{T} \int_t^{t+T} m^2(t) dt \right)^{1/2} \quad (1)$$

### D. Visual Onset Detection

The onset detection was visually made by the same observer. The EMG was plotted on a screen with two horizontal lines, corresponding to two and three standard deviations (STD) above the initial baseline mean. The onset threshold was the two STD interception occurring immediately before a three STD interception. A resulting example is shown in Fig. 3.

The difference between each muscle onset visually pointed was calculated for the muscles pairs:

- Gluteus maximus and semitendinosus;
- Gluteus maximus and ipsilateral paraspinæ;
- Gluteus maximus and contra lateral paraspinæ;
- Ipsilateral and contra lateral paraspinæ;
- Semitendinosus and ipsilateral paraspinæ;
- Semitendinosus and contra lateral paraspinæ.

In each case, it was computed the difference between the onset of the first muscle and the onset of the second one, in the above pairs.

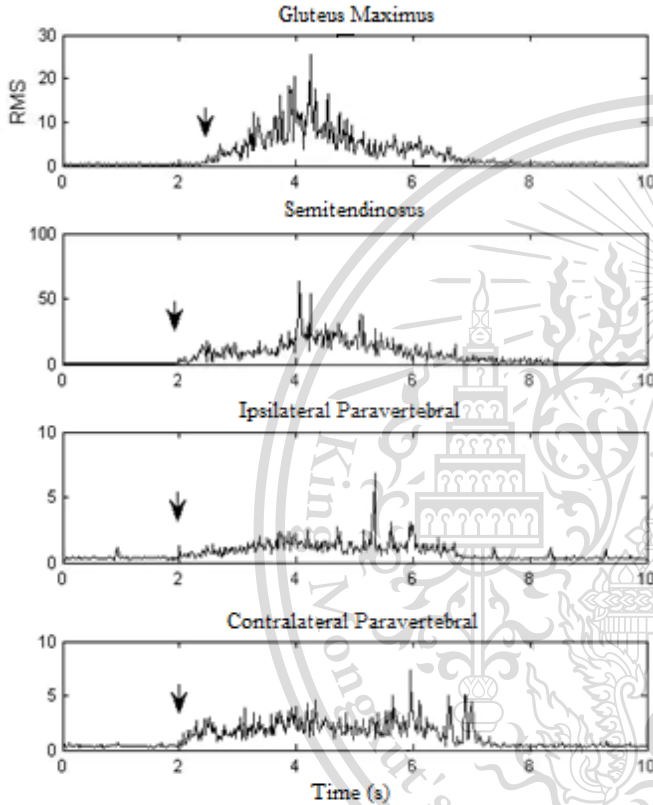


Fig. 3 Muscles EMG and the onsets (arrows). Note that the gluteus maximus onset occurs after the others.

#### E. CCF

The normalized CCF was used to calculate the difference in delay between the activation of the same pairs of muscles of visual onset differences.

The CCF has been applied to the signals in RMS, following the equation [19]:

$$r_{xy}[p] = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n]y[n-p]$$

$$p = 0 \mp 1, \mp 2, \dots \quad (2)$$

The delay between each pair of muscle was obtained by the time lag of the CCF peak value, i.e. the position of the point of maximum correlation between the signals (Fig. 4).

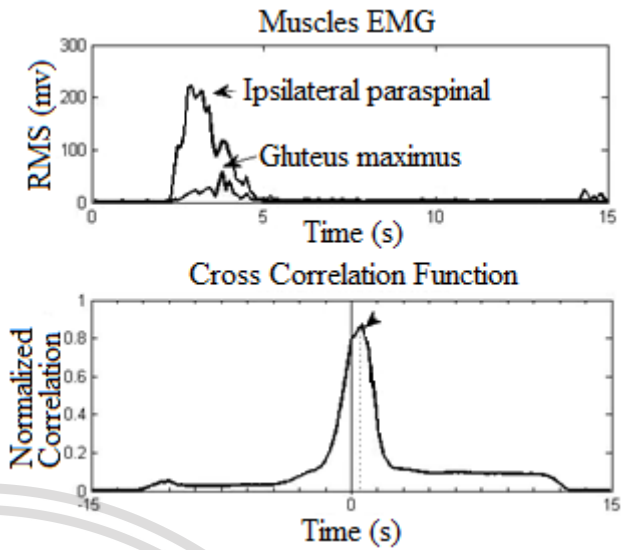


Fig. 4 The Cross Correlation Function of two muscles. The peak position indicates the delay between the two muscles.

#### F. Statistical Analysis

The results from both methods were compared by a single ANOVA for repeated measures ( $\alpha = 0.05$ ). Individual differences were found using Student *t* test with Bonferroni correction (significant for  $p < 0.008$ )

### III. RESULTS

The onset differences between muscle pairs (averages and respective standard deviations) are shown in Table 1.

TABLE I  
MUSCLES PAIR DIFFERENCES

Muscles	Visual onset	CCF	P value
Gluteus maximus and ipsilateral paraspinæ	440,98 (507,77)	34,84 (537,98)	<0.008
Gluteus maximus and contralateral paraspinæ	429,41 (524,59)	81,51 (252,64)	<0.008
Gluteus maximus and semitendinosus	494,25 (526,69)	84,52 (275,98)	<0.008
Ipsilateral and contralateral paraspinæ	-11,57 (218,05)	18,49 (579,02)	0,61
Semitendinosus and ipsilateral paraspinæ	-53,28 (249,31)	-34,62 (587,26)	0,75
Semitendinosus and contralateral paraspinæ	-64,85 (250,45)	-24,09 (232,06)	0,20

Average in ms and standard deviation in parenthesis for muscular onset differences calculated in both methods. The p-value for both methods, including all muscle pairs on ANOVA test is 0.36.

The both methods presented the p-value = 0,36, after ANOVA, therefore no statistically different. However,

analyzing individually muscle pairs, the visual and CCF methods produced different results for the muscle pairs including gluteus maximus, as showed on the three first lines of the table. For the remaining pairs, between semitendinosus and paraspinae, it was found no statistical difference.

#### IV. DISCUSSION

The present study used the CCF to determine the delay between myoelectric activation of pairs of muscles. In signal conditioning, the calculation of the delay between two signals has traditionally been accomplished through the CCF, since the position of its peak reflects the delay [19] (Fig. 4).

The traditional method of visual onset detection was improved with the use of two different thresholds, two STD immediately before three STD. This method was used to obtain the differences between all the muscle pairs, which were adopted as references to evaluate CCF results. This improvement in visual method aimed at reducing the dependence on the human observer, but it still consider some subjective criteria and is time consuming. The development of an algorithm to automate the process certainly would improve the reproducibility, and thus the reliability of detected events. Automation streamlines the process and it becomes faster.

The CCF is an automated method and has been used for assessing delays between muscles in EMG [17] [18] [20] [26] [27] [29]. In the present study, 372 surface EMG signals were analyzed and the results showed no significant differences between the two methods for muscle pairs. When it comes to analyze individual pairs, however, the pairs including gluteus maximus showed statistically different results (Table 1). For semitendinosus and paraspinae the results didn't show statistical differences between CCF and visual detection method. Concomitantly, the gluteus maximus muscle showed a later onset in relation to these others (Fig. 3), that showed a similar onset. A possible explanation for these differences is the fact that, independently of the delayed onset, the overall activation pattern of gluteus maximus during hip extension movement occurs approximately in phase with the other ones and the CCF takes into account the entire compared signal and not only their beginning.

Li and Caldwell [20] proposed the use of CCF to determine phase shift based on the whole profile of the time series, without undergoing the subjective judgment of the investigator. These authors showed the onset results and the CCF delay results, but did not perform comparisons between them [20]. They only compared the same task in two different cadences. However, a review paper [3] performed the comparison between traditional method and CCF results obtained by [20] and pointed to the controversial results between the two techniques.

Reinforcing the above explanation, the visual inspection of examples shown in Fig. 3 for gluteus maximus and semitendinosus muscles suggests that the later presents a larger activation, with advanced onset and delayed offset than the

former, but both muscles presented a similar triangular pattern with peaks almost in phase. In such case, the CCF would present a peak with zero or small lag, independent of the onset. In this sense, the present study agrees with Hug and Dorel [3], who commented that cross-correlation technique should be used with caution, and certainly as a complement to the classical method of detection and the visual inspection of the profiles of EMGs.

Despite the CCF application in Biomechanics, none study objectively compared values of muscle activation onset obtained by standard method with the results obtained by the CCF. A sole study [27] analyzed EMG patterns by calculating the peak value and the delay of the CCF. The CCF was calculated between pairs of muscles during completion of a set of eight movements with upper member in two ways: (1) The reproduction of the same motion; and (2) The same movement in different directions. Other paper [17] used the CCF between EMGs of the same task performed in two stages, test-retest. The response to cycling training on sub maximal level was analyzed by CCF peak value and the CCF delay value for the same muscle EMGs during the same task performed before and after training. A study on patterns of muscle movement manual grab [18] used the CCF to obtain peak value and delay. These studies have considered only the delay value calculated by the CCF, without comparing it to traditional onset detection methods.

Other study [29] used the CCF to examine the long and short head of the biceps muscle while performing tasks. The authors used the CCF of EMG signals to confirm the muscular activation patterns previously analyzed by traditional parameters of EMG amplitude. However, they don't show values of muscle activation onset traditionally identified to be compared with the values obtained by the CCF. As the peak of the CCF was positioned near the origin on the graphics, the delay between muscles was null or almost null.

This study used the CCF to calculate the delay between pairs of EMGs using their corresponding RMS signals. As the formula for calculating CCF involves the medium product between signals (Eq. 2) and the EMG is a signal with alternating values around zero (Fig.2), the direct use of raw EMG data would produce a reduced CCF, eventually with no significant peaks. The RMS solves this problem because eliminates the alternating pattern. Besides, the integration of the quadratic signal keeps its energy. The RMS is a derived measure of this integration, that's why it keeps the signal energy.

According to [37] the CCF would be influenced by many factors, and inversely with the level of muscle excitation, conduction velocity of MU and the physical size of the muscle. The values obtained in the CCF would have a direct relationship with the subcutaneous fat and skin conductivity. Briefly, the CCF values are proportionally smaller, the shorter length of the muscle fibers, the greater potential variability of the timing alignment of fibers, the lower layer of the subcutaneous tissue and greater amplitude in the conduction

velocities of MUs and the number of innervations. The CCF would be minimally influenced by cross talk. For studies that consider the peak value of the function, this information is relevant. However, the present study analyzed only the position of the peak value. Thus, these factors have no influence on the results obtained in this work.

## V. FINAL CONSIDERATION

The CCF should be used with caution in studies of muscle coordination. CCF estimates of muscle onset differences were statistically different from the results obtained with traditional technique of onset visual detection, used as a reference.

## REFERENCES

- [1] Hug F. "Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?" *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, pp. 1-12, 2011.
- [2] Hortobágyi T., Solnik S., Gruber A., et al. "Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation." *Gait and Posture*, 29, pp. 558-564, 2009.
- [3] Hug F., Dorel S. "Electromyographic analysis of pedaling: A review." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, pp. 182-198, 2009.
- [4] Madeleine P., Mathiassen S.E., Arendt-Nielsen L. "Changes in the degree of motor variability associated with experimental and chronic neck-shoulder pain during a standardized repetitive arm movement." *Experimental Brain Research*, 185, pp. 689-698, 2008.
- [5] Nielsen J.L.G., Holmgaard S., Jiang N., et al. "Enhanced EMG Signal Processing for Simultaneous and Proportional Myoelectric Control." 31st Annual International Conference of the IEEE. EMBS Minneapolis, Minnesota, USA, sep 2-6, 2009.
- [6] Bouisset S., Zattara M.A. "Sequence of postural adjustments precedes voluntary movement." *Neuroscience Letters*, v. 33, n. 2-3, pp. 263-270, 1981.
- [7] Oddsson L., Thorstensson A. "Fast voluntary trunk flexion movements in standing: motor patterns." *Acta Physiol Scand*, v. 129, n. 1, pp. 93-106, 1987.
- [8] Kibler W.B., Sciascia A.D., Uhl T.L. et al. "Electromyographic Analysis of Specific Exercises for Scapular Control in Early Phases of Shoulder rehabilitation". *The American Journal of Sports Medicine*, v. 36, n. 9, pp. 1789-1798, 2008.
- [9] Morey-Klapsing G., Arampatzis A., Breuggemann G.P. "Choosing EMG parameters: comparison of different onset determination algorithms and EMG integrals in a joint stability study". *Clinical Biomechanics*, v. 19, n. 2, pp. 196-201, 2004.
- [10] Abbink, J.H. Van Der Bilt A., Van Der Glas H.W. "Detection of onset and termination of muscle activity in surface electromyograms". *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 25, n. 5, pp. 365-369, 1998.
- [11] Hodges P.W., Bui B.H. "A comparison of computer based methods for the determination of onset muscle contraction using electromyography." *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, v. 101, n. 6, pp. 511-519, 1996.
- [12] Staude G., Wolf W. "Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals". *Medical Engineering and Physics*, v. 21, n. pp. 6-7, p.449-467, 1999.
- [13] Merlo, A., Farina, D., Merletti, R. "A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 50, n. 3, pp. 316-323, 2003.
- [14] Allison G. T. "Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG Artifact". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 3, pp. 209-216, 2003.
- [15] Van Bortel G.J.M.L., Geraats H.D., Van Den Berg-Lenssen M.M.C., et al. "Detection of EMG onset in ERP research." *Psychophysiology*, pp. 405-412, 1993.
- [16] Madill S.J., Harvey M.A., Mclean L. "Women with SUI demonstrate motor control differences during voluntary pelvic floor muscle contractions". *International Urogynecology Journal*, v. 20, n. 4, pp. 447-459, 2009.
- [17] Dorel S., Couturier A, Hug F. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, p. 857-865, 2008.
- [18] Keogh, J., Morrison, S., Barrett, R. "Age-related differences in inter-digit coupling during finger pinching." *Eur J Appl Physiol*, 97, p. 76-88, 2006.
- [19] D'Amico, N., Panerai R.B., Ambrosini A., et al. Spectrum Analysis and Correlation. In: *The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook on CD-ROM*, Chapter 83, CRC Press. Available on-line at <http://www.engnetbase.com>, 2000.
- [20] Li L., Caldwell G.E. "Coefficient of cross correlation and the time domain correspondence." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, p. 385-389, 1999.
- [21] Vieira T.M.M, Windhorst U., Merletti R. "Is the stabilization of quiet upright stance in humans driven by synchronized modulations of the activity of medial and lateral gastrocnemius muscles?" *Journal of Applied Physiology*, 108, p. 85-97, 2010.
- [22] Mello R. G.T., Oliveira L. F., Nadal J. Anticipation mechanism in body sway control and effect of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17, p. 739-746, 2007.
- [23] Kong Y.K., Hallbeck M.S., Jung M.C. "Crosstalk effect on surface electromyogram of the forearm flexors during a static grip task." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, n. 6, dec, pp. 1223-1229, 2010.
- [24] Beck Tw, Housh Tj, Weir Jp, et al. "An examination of the Runs Test, Reverse Arrangements Test, and modified Reverse Arrangements Test for assessing surface EMG signal stationarity". *Journal of Neuroscience Methods*, 30; 156(1-2), pp. 242-8, 2006.
- [25] Mellor R., Hodges P. "Motor unit synchronization between medial and lateral vasti muscles." *Clinical Neurophysiology*, v. 116, n. 7, jul, pp. 1585-1595, 2005.
- [26] Madill S.J., Harvey M.A., Mclean L. "Women with SUI demonstrate motor control differences during voluntary pelvic floor muscle contractions". *International Urogynecology Journal*, v. 20, n. 4, pp. 447-459, 2009.
- [27] Bengoetxea A., Dan B., Leuts F., et al. "Rhythmic muscular activation pattern for fast figure-eight movement". *Clinical Neurophysiology*, 121, pp. 754-765, 2010.
- [28] Wren T.A.L., Doa K.P., et al. "Cross-correlation as a method for comparing dynamic electromyography signals during gait". *Journal of Biomechanics* 39, pp. 2714-2718, 2006.
- [29] Barry B.K., Carlson R.G. "Transfer of resistance training to enhance rapid coordinated force production by older adults". *Experimental Brain Research*, 159, pp. 225-238, 2004.
- [30] Sakamoto A.C., Teixeira-Salmela L.F., De Paula-Goulart F.R., et al. "Muscular activation patterns during active prone hip extension exercises." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 1, pp.105-112, 2009.
- [31] Merletti R. "Standards for reporting EMG data". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 1, pp. III-IV, 1999.
- [32] Cram J. R., Kasman G. S., Holtz J. Introduction to surface electromyography. 1 ed. Maryland: Aspen Publishers, 1998.
- [33] Merletti R.; Parker P.A. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. S.I.: Piscataway. IEEE Press, 2004.
- [34] Drake J.D.M., Callaghan J.P. "Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 16, n. 2, pp. 175-187, 2006.
- [35] De Luca, C.J. *Surface electromyography: detection and recording*. DelSys Incorporated. 2002.
- [36] De Luca C.J. "Electromyography". In: *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, John G Webster, Ed. John Wiley Publisher, pp. 98-109, 2006.
- [37] Keenan K.G., Farina D., Meyer F., et al. Sensitivity of the cross-correlation between simulated surface EMGs for two muscles to detect motor unit synchronization. *J Appl Physiol* 102(3), pp. 1193-201, 2007.

This material is reserved for educational use only, not allowed for commercial use.

Forbidden to modify the content, and cite the document when use.