



การปรับปรุงวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ  
สำหรับการตรวจวัดแรงและมุมของกล้ามเนื้อ

**Improvement of EMG Feature Extraction for Determination  
of Muscle Force and Joint Angle**

ศิริณี ทองปัญญา

Sirinee Thongpanja

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา  
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า  
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of  
Master of Engineering in Electrical Engineering  
Prince of Songkla University**

2555

๖ ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

RD 77.5 0164 2555

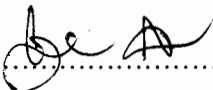
lib Key 361397

(1)

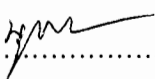
ชื่อวิทยานิพนธ์      การปรับปรุงวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อสำหรับ  
การตรวจวัดแรงและมุมของกล้ามเนื้อ  
ผู้เขียน              นางสาวศิริณี ทองปัญญา  
สาขาวิชา            วิศวกรรม ไฟฟ้า

---

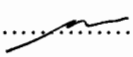
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

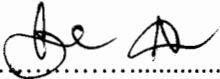
  
.....  
(รองศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ้มสกุล)

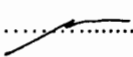
คณะกรรมการสอบ

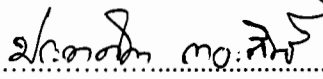
  
.....ประธานกรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ นุญเจรีญ วงศ์กิตติศึกษา)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

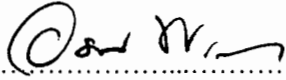
  
.....  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พลฤกษ์ภัทรานนต์)

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

  
.....กรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พลฤกษ์ภัทรานนต์)

  
.....กรรมการ  
(ดร.ประกาศิต กายะสิทธิ์)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็น  
ส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิตสาขาวิชาวิศวกรรม  
ไฟฟ้า

  
.....  
(ศาสตราจารย์ ดร.อมรรัตน์ พงศ์ดารา)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อวิทยานิพนธ์	การปรับปรุงวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สำหรับการตรวจวัดแรงและมุมของกล้ามเนื้อ
ผู้เขียน	นางสาวศิริณี ทองปัญญา
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2554

### บทคัดย่อ

วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นบน โดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เช่น Median frequency (MDF) และ Mean frequency (MNF) เป็นวิธีการที่ใช้สำหรับการวัดความถี่ของกล้ามเนื้อ อย่างไรก็ตามการใช้วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมนความถี่สำหรับการตรวจวัดแรงของกล้ามเนื้อทำได้ยากโดยเฉพาะในขณะที่ยกกล้ามเนื้อหดตัวแบบเคลื่อนที่ ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมีแนวคิดที่จะปรับปรุงวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อให้สามารถวัดได้ทั้งความถี่ แรง และมุมหรือความยาวของกล้ามเนื้อ จากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอ และมีแนวคิดในการแยกสัญญาณไฟฟ้าในรูปแบบ 3 รูปแบบคือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะพัก ขณะออกแรงน้อย ๆ และออกแรงมาก ๆ สำหรับงานวิจัยนี้สามารถแบ่งการศึกษาออกเป็น 3 ประเด็น ประเด็นแรกคือใช้เทคนิคการเลื่อนวินโดว์เพื่อหาค่า MDF และ MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในแต่ละวินโดว์ย่อย ซึ่งจะได้ค่า Time dependent MDF และ MNF (TD-MDF และ TD-MNF) แล้วพิจารณาช่วงที่เหมาะสมของค่า TD-MDF และ TD-MNF ที่สามารถบอกความสัมพันธ์กับแรงที่ยกน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ จากการทดลองสรุปได้ว่าค่า TD-MDF และ TD-MNF ลดลงเมื่อแรงเพิ่มขึ้นในช่วงกลางของการเคลื่อนไหว และค่า TD-MDF และ TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อแรงเพิ่มขึ้นในช่วงเริ่มต้นและสิ้นสุดการเคลื่อนไหว ประเด็นที่สองคือ การหาค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ทำการนอร์มอลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 และนำมาเปรียบเทียบกับค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เป็นข้อมูลดิบ โดยการวิเคราะห์สหสัมพันธ์เพื่อทดสอบระดับความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างค่า MNF กับมุม จากการทดลองสรุปได้ว่าค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อดิบและสัญญาณที่ทำการนอร์มอลไลเซชันมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเมื่อมุมเพิ่มขึ้นในอาสาสมัครส่วนใหญ่ เมื่อทำการวิเคราะห์สหสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุม ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อดิบและสัญญาณที่ทำการนอร์มอลไลเซชันได้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เฉลี่ยเท่ากับ 0.81 และ 0.92 ตามลำดับ แสดงว่าการนอร์มอลไลเซชันสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีผลทำให้ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมมีความเป็นเชิงเส้นมากขึ้น และประเด็นสุดท้าย การใช้

การประมาณฟังก์ชันความหนาแน่นความน่าจะเป็นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ และการวัดความเป็นนอนเกาส์เซียนของสัญญาณ สำหรับแยกสัญญาณในท่าพัก ขณะออกแรงน้อย ๆ และขณะออกแรงมาก ๆ จากการทดลองสรุปได้ว่า รูปแบบการกระจายตัวของสัญญาณขึ้นอยู่กับระดับแรง กล่าวคือ สัญญาณในท่าพักมีการกระจายตัวแบบเกาส์เซียน ซึ่งทำให้ค่าความโค้งและค่าเอนกาทีฟเอนโทรปีของสัญญาณมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ ในขณะที่สัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อขณะออกแรงน้อย ๆ ที่มีการกระจายตัวเข้าใกล้แบบลาปลาซหรือแบบ Super Gaussian และรูปแบบการกระจายตัวของสัญญาณจะเข้าใกล้แบบเกาส์เซียนเมื่อออกแรงเพิ่มขึ้น ดังนั้น ค่าความโค้งและค่าเอนกาทีฟเอนโทรปีจึงมีแนวโน้มลดลงเมื่อระดับแรงเพิ่มขึ้น

คำสำคัญ            การคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ, ความถี่ของกล้ำมเนื้อ, แรงของกล้ำมเนื้อ, มุมของกล้ำมเนื้อ

**Thesis Title** Improvement of EMG Feature Extraction for Determination of Muscle Force and Joint Angle

**Author** Miss Sirinee Thongpanja

**Major Program** Electrical Engineering

**Academic Year** 2011

## ABSTRACT

Feature extraction method based on frequency domain such as median frequency (MDF) and mean frequency (MNF) is useful method for assessing muscle fatigue. However, performance of frequency domain features in muscle force detection is a drawback, especially in dynamic muscle contraction. Thus, the purpose of this thesis is to improve frequency features for determining muscle fatigue, muscle force and joint angle or muscle length from biceps brachii (BB) muscle and detecting three types of EMG signals including rest state, low level and high level of maximum voluntary contraction (MVC). There are three issues of research are investigated in this thesis. Firstly, this thesis used a sliding window analysis for extracting the MDF and MNF features, which are called time dependent MDF and MNF (TD-MDF and TD-MNF) for determining muscle force during dynamic muscle contraction. The results showed that the inversely proportional relationship between features and muscle force was found in the middle of movement duration. The proportional relationship between features and muscle force was found in the beginning and end durations of movement. Secondly, this thesis normalizes EMG amplitude within the interval 1 to -1 before calculating MNF and compares with the MNF feature calculated from raw EMG data. Correlation analysis was applied to detect the linear relationship between MNF and joint angle. The results showed that MNF increases as joint angle increases in most subjects both raw data and normalized data. The average correlation coefficient ( $r$ ) is 0.81 and 0.92 for raw data and normalized data respectively. Therefore, normalization of EMG amplitude increases the linear relationship between MNF and joint angle. Finally, the probability density function (pdf) of EMG signal and the measurement of the non-Gaussianity of EMG signal are used for detecting EMG signal at rest state, low level and high level of MVC. The results showed that pdf of signal depends on level of MVC. The density shape of EMG signal at rest

state is highly Gaussian. As the result, kurtosis and negentropy values are close to zero. On the other hand, the density shape of EMG signal is gradually changed laplacian or super-Gaussian at low level of MVC and tends toward Gaussian as force level increases. Therefore, kurtosis and negentropy values decrease as the MVCs increase.

Keywords: EMG feature extraction method, muscle fatigue, muscle force, joint angle

## กิตติกรรมประกาศ

ขอแสดงความขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล ประธานกรรมการที่ปรึกษางานวิจัย ที่ได้กรุณาให้การสนับสนุนและฝึกฝนการทำวิจัย กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษา แนะนำความรู้ในด้านการทำวิจัย เอกสาร ข้อมูลต่าง ๆ เป็นอย่างดี รวมทั้งขัดเกลาระบวนการคิด และให้กำลังใจในการแก้ปัญหาตลอดจนตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พงษ์ภักทรานนท์ กรรมการที่ปรึกษางานวิจัย ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษา แนะนำความรู้ในด้านการทำวิจัย เอกสาร ข้อมูลต่าง ๆ เป็นอย่างดี และให้การช่วยเหลือแก้ไขปัญหาในการทำวิจัย ตลอดจนตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ทั้งยังเป็นกรรมการสอบโครงร่างและกรรมการสอบความก้าวหน้างานวิจัย ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการทำงานวิจัย และตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ดร.ประกาศิต กายะสิทธิ์ ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ให้คำแนะนำที่มีประโยชน์ วิจัยผลงาน และตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่กรุณาให้ทุนการศึกษาแก่ข้าพเจ้าระหว่างการศึกษา

ขอขอบพระคุณ คณาจารย์และบุคลากรในภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกท่าน ที่ให้ความช่วยเหลือในด้านต่างๆมาโดยตลอด จนกระทั่งงานสำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้ความช่วยเหลือด้านการประสานงานต่าง ๆ

ขอขอบคุณ พี่ ๆ และเพื่อน ๆ รวมทั้งน้อง ๆ นักศึกษามหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ทุกท่านที่ได้ให้คำแนะนำ คำปรึกษา และกำลังใจที่ดีมาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ ข้าพเจ้าขอโน้มรำลึกถึงพระคุณของบิดามารดาและครอบครัว ที่ส่งเสริมสนับสนุน ให้คำแนะนำ ให้คำปรึกษา ให้กำลังใจที่ดีเยี่ยม และทุนทรัพย์แก่ข้าพเจ้าตลอดมา จนกระทั่งทำให้ข้าพเจ้าประสบความสำเร็จ

ศิริณี ทองปัญญา

## สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(8)
รายการตาราง	(13)
รายการภาพประกอบ	(16)
บทที่	
1. บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย.....	1
1.2 การตรวจเอกสาร บทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง .....	2
1.2.1 การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรง .....	2
1.2.2 การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับมุมหรือความยาวของกล้ามเนื้อ .....	5
1.2.3 การกระจายตัวของฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็น (Probability Density function, pdf) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ....	6
1.3 วัตถุประสงค์.....	7
1.4 ขอบเขตการวิจัย .....	7
1.5 วิธีดำเนินการวิจัย.....	8
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ .....	9
2. ทฤษฎีและหลักการ.....	10
2.1 ระบบกล้ามเนื้อ (Muscular system).....	10
2.1.1 กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth muscle).....	10
2.1.2 กล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac muscle).....	10
2.1.3 กล้ามเนื้อลาย (Skeletal muscle).....	11
2.2 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	13
2.3 ชนิดของการหดตัวของกล้ามเนื้อ (Types of muscular contraction).....	13
2.3.1 การหดตัวแบบไอโซโทนิก (Isotonic contraction).....	14
2.3.2 การหดตัวแบบไอโซเมตริก (Isometric contraction) .....	14



## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.4 การล้าของกล้ามเนื้อ (Fatigue of muscle).....	14
2.4.1 Central fatigue .....	15
2.4.2 Transmission fatigue .....	15
2.4.3 Muscle fatigue .....	15
2.5 วิธีคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ .....	15
2.5.1 วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโดเมน เวลา.....	15
2.5.2 วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโดเมน ความถี่.....	16
2.6 การวัดสัดส่วนร่างกาย (Anthropometry).....	16
2.6.1 สัดส่วนร่างกายวัดในขณะที่อยู่กับที่ (Static dimensions) .....	16
2.6.2 สัดส่วนร่างกายวัดในขณะที่เคลื่อนไหว (Dynamic dimension).....	19
2.7 ดัชนีมวลกาย (Body mass index, BMI).....	19
2.8 การประมาณความหนาแน่น (Density estimation).....	19
2.8.1 การประมาณความหนาแน่นโดยฮิสโตแกรม (Histogram).....	19
2.8.2 การประมาณความหนาแน่นแบบเคอร์เนล (Kernel density estimation) .....	20
2.9 การวัดความเป็นนอนเกาส์เซียน (Measurement of non-Gaussian) .....	21
2.9.1 ค่าความโค้ง (Kurtosis).....	21
2.9.2 การประมาณค่าเอนทาลปีเอนโทรปี (Approximations of negentropy) .....	21
3. วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีดำเนินการ .....	23
3.1 วัสดุและอุปกรณ์.....	23
3.1.1 วัสดุและอุปกรณ์สำหรับการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	23
3.1.1.1 เครื่องขยายสัญญาณรุ่น Mobi6-6b .....	23
3.1.1.2 เครื่องขยายสัญญาณที่ผลิตขึ้นเอง.....	24
	(9)

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.1.1.3 เครื่อง BIOPAC .....	25
3.1.1.4 อิเล็กโทรด.....	25
3.1.2 เครื่องมือสำหรับการวัดสัดส่วนร่างกาย .....	26
3.2 การเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	28
3.2.1 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 1: การยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่.....	28
3.2.2 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 2: การยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ .....	29
3.2.3 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 3: การยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ .....	29
3.2.4 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 4: การยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ .....	30
3.2.5 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 5: การยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ .....	31
3.2.6 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 6: การออกแรงบีบเครื่องวัดแรงบีบมือ .....	31
3.3 การวัดความล้าของกล้ามเนื้อ.....	31
3.4 การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรง .....	32
3.4.1 การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอ โดยการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา (Time-dependent spectral analysis).....	32
3.4.2 การศึกษาความเป็นไปได้ของการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลง ตามเวลาเพื่อบอกความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นของสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับน้ำหนัก ของกล้ามเนื้อแขนท่อนล่าง.....	34
3.4.3 การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับแรง .....	34

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.4.4 การวิเคราะห์สเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อ ไบเซ็ปส์ เบริคิโอ โดยใช้การวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลง ตามเวลา .....	36
3.5 การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ กับมุม .....	36
3.6 การศึกษารูปแบบการกระจายตัวของฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็น ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ .....	37
4. ผลการวิเคราะห์ข้อมูล .....	39
4.1 ผลการวัดความถี่ของกล้ามเนื้อ .....	39
4.2 ผลการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ กับแรง .....	42
4.2.1 ผลการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอโดยใช้การวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา .....	42
4.2.2 ผลการศึกษาความเป็นไปได้ของการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยน แปลงตามเวลาเพื่อบอกความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นของ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับน้ำหนัก จากกล้ามเนื้อแขนท่อนล่าง .....	45
4.2.3 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับแรง ..	50
4.2.3.1 ผลการวิเคราะห์การทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ .....	50
4.2.3.2 ผลการวิเคราะห์การทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ .....	53
4.2.4 ผลการวิเคราะห์สเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจาก กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอโดยใช้การวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลง ตามเวลา .....	59
4.3 ผลการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับมุม .....	69

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.4 ผลการศึกษาการกระจายตัวของฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นของ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	76
5. สรุปผลการวิจัย อภิปราย และข้อเสนอแนะ .....	82
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	82
5.1.1 การตรวจวัดแรงของกล้ามเนื้อ .....	82
5.1.2 การตรวจวัดมุมหรือความยาวของกล้ามเนื้อ.....	83
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	84
บรรณานุกรม .....	85
ภาคผนวก.....	89
ภาคผนวก ก .....	90
ภาคผนวก ข .....	97
ภาคผนวก ค .....	119
ภาคผนวก ง .....	126
ภาคผนวก จ.....	139
ภาคผนวก ฉ .....	155
ภาคผนวก ช .....	164
ประวัติผู้เขียน.....	178

## รายการตาราง

ตาราง		หน้า
1-1	สรุปรูปแบบการทดลองและผลจากการทดลองจากบทความวิจัยก่อนหน้าที่ทำการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับแรง .....	3
1-2	สรุปรูปแบบการทดลองและผลจากการทดลองจากบทความวิจัยก่อนหน้าที่ทำการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับความยาวของกล้ามเนื้อ .....	5
4-1	ค่าเฉลี่ย $p$ ที่ได้จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอาสาสมัคร 4 คน .....	45
4-2	ค่า TD-MNF ที่เหมาะสมที่วินโดว์ขนาดต่าง ๆ สำหรับกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ โพลีซีส ลองกั๊ส.....	49
4-3	ค่าเฉลี่ย $p$ ที่ได้จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอาสาสมัคร 4 คน ที่วินโดว์ขนาดต่าง ๆ สำหรับกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ โพลีซีส ลองกั๊ส.....	50
4-4	จำนวนอาสาสมัครที่มีรูปแบบความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF กับน้ำหนักที่ 5 มุม....	53
4-5	จำนวนอาสาสมัครที่มีรูปแบบความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับน้ำหนักที่ 5 มุม....	53
4-6	ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครเพศชาย.....	55
4-7	ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครเพศหญิง...	56
4-8	ค่า $d$ ที่ได้จากการหาขนาดอิทธิพลของแต่ละคู่ของอาสาสมัครเพศชาย .....	57
4-9	ค่า $d$ ที่ได้จากการหาขนาดอิทธิพลของแต่ละคู่ของอาสาสมัครเพศหญิง.....	57
4-10	ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมในอาสาสมัครแต่ละคน และค่า $p$ จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนโดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MDF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น.....	62
4-11	ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมในอาสาสมัครแต่ละคน และค่า $p$ จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนโดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น.....	63
4-12	ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมในอาสาสมัครแต่ละคน และค่า $p$ จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนโดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MDF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น .....	64

## รายการตาราง (ต่อ)

ตาราง	หน้า
4-13	ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมใน อาสาสมัครแต่ละคน และค่า $p$ จากการวิเคราะห์ความแปรปรวน โดยพิจารณาใน ช่วงที่ค่า TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น ..... 65
4-14	ค่าสัมบูรณ์ของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จากการวิเคราะห์ด้วยสัญญาณไฟฟ้า กล้ามเนื้อคิบัและสัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้แอมพลิจูดของสัญญาณ อยู่ในช่วง -1 ถึง 1 ..... 72
ก-1	ข้อมูลสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครเพศชาย..... 95
ก-2	ข้อมูลสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครเพศหญิง ..... 96
ง-1	ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมของ อาสาสมัครแต่ละคน และค่า $p$ จากการวิเคราะห์ความแปรปรวน โดยพิจารณาใน ช่วงที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น..... 127
ง-2	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก โดยพิจารณา ในช่วงที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น ..... 128
ง-3	ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมของ อาสาสมัครแต่ละคน และค่า $p$ จากการวิเคราะห์ความแปรปรวน โดยพิจารณาใน ช่วงที่ค่า TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น ..... 133
ง-4	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก โดยพิจารณา ในช่วงที่ค่า TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น ..... 134
จ-1	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 4..... 140
จ-2	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 6..... 141
จ-3	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 9..... 142
จ-4	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 11..... 143
จ-5	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 12..... 144
จ-6	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 14..... 145
จ-7	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 16..... 146
จ-8	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 17..... 147
	(14)

## รายการตาราง (ต่อ)

ตาราง		หน้า
จ-9	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 18.....	148
จ-10	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 19.....	149
จ-11	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 20.....	150
จ-12	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 21.....	151
จ-13	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 22.....	152
จ-14	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 23.....	153
จ-15	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 24.....	154

## รายการภาพประกอบ

	ภาพประกอบ	หน้า
2-1	กล้ามเนื้อบริเวณแขนและมือ.....	12
2-2	ลักษณะในโดเมนเวลาและสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลาย.....	13
2-3	ตำแหน่งในการวัดสัดส่วนร่างกายจำนวน 36 ตำแหน่ง.....	18
2-4	การประมาณความหนาแน่นของข้อมูลโดยใช้ฮิสโตแกรมและเคอร์เนลของข้อมูลชุดเดียวกัน.....	20
3-1	เครื่องขยายสัญญาณ รุ่น Mobi6-6b .....	24
3-2	เครื่องขยายสัญญาณที่ผลิตเอง.....	24
3-3	เครื่อง BIOPAC และเครื่องวัดแรงบีบมือ.....	25
3-4	อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว.....	25
3-5	เครื่องมือสำหรับการวัดสัดส่วนร่างกาย.....	27
3-6	รูปแบบการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่และตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด.....	28
3-7	ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อ 5 กล้ามเนื้อและข้อมือ.....	29
3-8	การยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่.....	30
3-9	วิธีการวัดความถี่ของกล้ามเนื้อขณะที่กล้ามเนื้อหดตัวแบบเคลื่อนที่.....	32
3-10	วิธีการหาค่า TD-MNF .....	33
4-1	ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอ ขณะยกน้ำหนัก 8 กิโลกรัม.....	39
4-2	ผลการวัดความถี่ของกล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนัก 8 กิโลกรัม.....	40
4-3	ผลการวัดความถี่ของกล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนัก 6 กิโลกรัม.....	41
4-4	ผลการวัดความถี่ของกล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนัก 4 กิโลกรัม.....	41
4-5	ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอ ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม.....	42
4-6	ค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอ กับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของอาสาสมัคร 4 คน.....	43



## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
4-7    คำ TD-MDF กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของกลัมน้ำเนื้อใบเซ็ปส์ เบรคิโอ เมื่อขนาดวิน โดว์เท่ากับ 512 แชมเปิด และขนาดวิน โดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แชมเปิด.....	44
4-8    คำ TD-MNF กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของกลัมน้ำเนื้อใบเซ็ปส์ เบรคิโอ เมื่อขนาดวิน โดว์เท่ากับ 512 แชมเปิด และขนาดวิน โดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แชมเปิด.....	44
4-9    ค่าเฉลี่ย TD-MDF และค่าเฉลี่ย TD-MNF ของสัญญาณ ไฟฟ้ากลัมน้ำเนื้อจากกลัมน้ำเนื้อ ใบเซ็ปส์ เบรคิโอกับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม .....	45
4-10    ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณ ไฟฟ้ากลัมน้ำเนื้อจากกลัมน้ำเนื้อแขน 4 กลัมน้ำเนื้อ ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม.....	46
4-11    คำ MDF และคำ MNF ของสัญญาณ ไฟฟ้ากลัมน้ำเนื้อจากกลัมน้ำเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัสกับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของอาสาสมัคร 4 คน .....	46
4-12    คำ MDF และคำ MNF ของสัญญาณ ไฟฟ้ากลัมน้ำเนื้อจากกลัมน้ำเนื้อสุพินเตอร์ ลองกัสกับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของอาสาสมัคร 4 คน .....	47
4-13    คำ MDF และคำ MNF ของสัญญาณ ไฟฟ้ากลัมน้ำเนื้อจากกลัมน้ำเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส ลองกัสกับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของอาสาสมัคร 4 คน .....	47
4-14    คำ MDF และคำ MNF ของสัญญาณ ไฟฟ้ากลัมน้ำเนื้อจากกลัมน้ำเนื้อโปรเนเตอร์ เรดิเทรสกับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของอาสาสมัคร 4 คน .....	47
4-15    คำ TD-MDF กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของกลัมน้ำเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัส เมื่อขนาดวิน โดว์เท่ากับ 512 แชมเปิด และขนาดวิน โดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 128 แชมเปิด.....	48
4-16    คำ TD-MNF กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของกลัมน้ำเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัส เมื่อขนาดวิน โดว์เท่ากับ 512 แชมเปิด และ ขนาดวิน โดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 128 แชมเปิด.....	48

## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

	ภาพประกอบ	หน้า
4-17	ค่าเฉลี่ย TD-MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัสกับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม .....	50
4-18	ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม ที่มุม 30 60 90 120 และ 150 องศา ของอาสาสมัครคนที่ 22 .....	51
4-19	ค่า MDF กับน้ำหนักขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ จากอาสาสมัครคนที่ 21 .....	51
4-20	ค่า MNF กับน้ำหนักขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ จากอาสาสมัครคนที่ 14 .....	52
4-21	ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอ ขณะยกน้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัมแบบเคลื่อนที่.....	53
4-22	ค่า MDF และ MNF กับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่.....	54
4-23	แผนภาพกล่องค่าสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครที่แบ่งเป็น 3 กลุ่ม .....	58
4-24	ค่า TD-MDF กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 1 3 และ 5 กิโลกรัม ของกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ บริคิโอ เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล .....	60
4-25	ค่า TD-MNF กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 1 3 และ 5 กิโลกรัม ของกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ บริคิโอ เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล .....	60
4-26	ค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 384 แซมเปิล ของอาสาสมัครคนที่ 16.....	66
4-27	ค่า TD-MNF กับน้ำหนัก เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 1024 แซมเปิลและขนาดวินโดว์ ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล ของอาสาสมัครคนที่ 6.....	67
4-28	ค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 128 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 128 แซมเปิล ของอาสาสมัครคนที่ 16.....	68
4-29	ค่า TD-MNF กับน้ำหนัก เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 1024 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล ของอาสาสมัครคนที่ 20.....	68
4-30	ลักษณะในโดเมนเวลาและสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ.....	70
4-31	ค่า MNF กับมุม ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 4 แบบ .....	71

## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า	
4-32	ฮิสโตรแกรมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหน้าหน้า 3 กิโลกรัมที่มุม 30 60 90 120 และ 150 องศาของอาสาสมัครคนที่ 20.....	74
4-33	ค่าสเปกตรัมที่ความถี่ศูนย์เฮิร์ตซ์กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 20.....	74
4-34	ฮิสโตรแกรมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหน้าหน้า 3 กิโลกรัมที่มุม 30 60 90 120 และ 150 องศาของอาสาสมัครคนที่ 16.....	75
4-35	ค่าสเปกตรัมที่ความถี่ศูนย์เฮิร์ตซ์กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 16.....	75
4-36	ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและสัญญาณที่ทำการ นอร์มัลไลเซชันขณะออกแรง 50% MVC .....	76
4-37	การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงของ อาสาสมัครคนที่ 18.....	77
4-38	ค่าความโค้งและค่าเนกาทีฟเอนโทรปีกับแรงของอาสาสมัครคนที่ 18 .....	77
4-39	ค่า MAV กับแรงขณะยกน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 18.....	77
4-40	การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงบีบ เครื่องวัดแรงบีบมือ .....	78
4-41	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความโค้งและค่าเนกาทีฟเอนโทรปีกับแรงขณะบีบเครื่อง วัดแรงบีบมือ.....	78
4-42	ค่า MAV กับแรงขณะบีบเครื่องวัดแรงบีบมือ .....	79
4-43	การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงของ สัญญาณที่เก็บข้อมูลด้วยเครื่องขยายสัญญาณที่ผลิตเอง.....	79
4-44	ค่าความโค้งและค่าเนกาทีฟเอนโทรปีกับแรงขณะยกน้ำหนักของสัญญาณที่เก็บ ข้อมูลด้วยเครื่องขยายสัญญาณที่ผลิตเอง.....	80
4-45	ค่า MAV กับแรงขณะยกน้ำหนัก.....	80
ข-1	ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 1.....	98
ข-2	ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 1.....	98
ข-3	ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 2.....	99
ข-4	ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 2.....	99

## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
ข-5    คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 4.....	100
ข-6    คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 4.....	100
ข-7    คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 5.....	101
ข-8    คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 5.....	101
ข-9    คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 6.....	102
ข-10   คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 6.....	102
ข-11   คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 8.....	103
ข-12   คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 8.....	103
ข-13   คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 9.....	104
ข-14   คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 9.....	104
ข-15   คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 11.....	105
ข-16   คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 11.....	105
ข-17   คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 12.....	106
ข-18   คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 12.....	106
ข-19   คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 13.....	107
ข-20   คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 13.....	107
ข-21   คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 14.....	108
ข-22   คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 14.....	108
ข-23   คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 15.....	109
ข-24   คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 15.....	109
ข-25   คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 16.....	110
ข-26   คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 16.....	110
ข-27   คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 17.....	111
ข-28   คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 17.....	111
ข-29   คำ MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 18.....	112
ข-30   คำ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 18.....	112
	(20)



## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
จ-10 ค่าความโค้งและค่าเนกาทีฟเอนโทรปีกับแรงขณะยกน้ำหนักของอาสาสมัคร คนที่ 18 .....	160
จ-11 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงของ อาสาสมัครคนที่ 20 .....	161
จ-12 ค่าความโค้งและค่าเนกาทีฟเอนโทรปีกับแรงขณะยกน้ำหนักของอาสาสมัคร คนที่ 20 .....	161
จ-13 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงของ อาสาสมัครคนที่ 22 .....	162
จ-14 ค่าความโค้งและค่าเนกาทีฟเอนโทรปีกับแรงขณะยกน้ำหนักของอาสาสมัคร คนที่ 22 .....	162
จ-15 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงของ อาสาสมัครคนที่ 23 .....	163
จ-16 ค่าความโค้งและค่าเนกาทีฟเอนโทรปีกับแรงขณะยกน้ำหนักของอาสาสมัคร คนที่ 23 .....	163

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography (EMG) signal หรือ Myoelectric signal) เป็นสัญญาณที่เกิดจากการหดและคลายตัวของกล้ามเนื้อลาย ซึ่งสามารถวัดได้จากอิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว (Surface electrode) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีประโยชน์ในการนำมาประยุกต์ใช้ในงานด้านการรักษา เวชศาสตร์ฟื้นฟูและการควบคุมอุปกรณ์ภายนอกเพื่อช่วยเหลือผู้ป่วยหรือผู้พิการให้สามารถดำรงชีวิตได้สะดวกขึ้น ตัวอย่างเช่น การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรง การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อบอกถึงความล้าของกล้ามเนื้อ การนำสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาใช้ในการควบคุมอุปกรณ์ภายนอก เช่น รถเข็นไฟฟ้า คันบังคับ หรือแขนกล สำหรับผู้สูงอายุหรือคนพิการ รวมถึงการใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในท่าการออกกำลังกายมาควบคุมเกม เพื่อช่วยในการฟื้นฟูกล้ามเนื้อในผู้ป่วยที่กล้ามเนื้ออ่อนแรง

การประกอบกิจกรรมต่างๆ ที่มนุษย์ปฏิบัติอยู่เป็นประจำทุกวันหรือเป็นกิจวัตร รวมถึงการทำกายภาพบำบัดเพื่อประเมินการฟื้นฟูกล้ามเนื้อของผู้ป่วย กล้ามเนื้อจะทำงานแบบเคลื่อนไหวหรือเกิดการหดตัวแบบเคลื่อนที่ (Dynamic contraction หรือ Isotonic contraction) กล้ามเนื้อจะหดตัวและคลายตัวสลับกัน โดยที่แรง (Force) และมุม (Joint angle) หรือความยาวของกล้ามเนื้อ (Muscle length) มีการเปลี่ยนแปลง รวมทั้งการออกแบบโมเดลระบบประสาทของกล้ามเนื้อและกระดูก (Neuromusculoskeletal system, NMS) จำเป็นต้องทราบถึงความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรงและมุม การศึกษาหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรงหรือความยาวของกล้ามเนื้อและมุมจึงมีความสำคัญ วิธีที่นิยมใช้ในการศึกษาหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรงคือ การคัดเลือกลักษณะเด่นต่าง ๆ ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโดเมนเวลา เช่น ค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (Root mean square, RMS) ค่าอินทิเกรตของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Integral of EMG, IEMG) และจำนวนครั้งของการตัดผ่านศูนย์ (Zero Crossing, ZC) เป็นต้น เพื่อนำค่าลักษณะเด่นที่ได้มาหาความสัมพันธ์กับแรง แต่การใช้วิธีคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมนเวลา ไม่นิยมนำมาใช้ในการวิเคราะห์ความล้าของกล้ามเนื้อ วิธีที่นิยมในการวิเคราะห์ความล้าของกล้ามเนื้อ คือการคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมน

ความถี่ เช่น ความถี่ค่ากลาง (Median frequency, MDF) และความถี่เฉลี่ย (Mean frequency, MNF) ซึ่งวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโดเมนความถี่ใช้ในการวิเคราะห์ความสัมพันธ์กับแรงได้ยาก โดยเฉพาะเมื่อวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะที่มีการเคลื่อนไหวหรือกล้ามเนื้อหดตัวแบบเคลื่อนที่กับแรง รวมทั้งการพิจารณาความล่าช้าของกล้ามเนื้อ ทำให้ยากกว่าการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่หดตัวแบบคงที่ (Static Contraction หรือ Isometric contraction) เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะที่มีการเคลื่อนไหวมีการเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา

ดังนั้นจึงมีแนวคิดในการใช้วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโดเมนความถี่ที่สามารถใช้บอกความล่าช้าของกล้ามเนื้อได้อยู่แล้ว [1-4] มาทำการปรับปรุงเพื่อหาพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีความสัมพันธ์กับแรงที่ขยับน้ำหนัก และมุมหรือความยาวของกล้ามเนื้อ เพื่อให้ได้วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นที่สามารถบอกได้ทั้งความล่าช้าของกล้ามเนื้อ และบอกความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขยับน้ำหนัก และบอกความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขยับมุมกล้ามเนื้อได้

นอกจากนี้ในขณะที่กล้ามเนื้อออกแรงน้อยๆ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีขนาดแอมพลิจูดต่ำ ทำให้การแยกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อออกแรงน้อยๆ กับสัญญาณขณะพักทำได้ยาก เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะพัก ซึ่งไม่แสดงกิจกรรมทางไฟฟ้าออกมาแต่มีสัญญาณรบกวนจากภายนอกปะปนอยู่ด้วย จึงทำให้สัญญาณในท่าพักมีขนาดแอมพลิจูดใกล้เคียงกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะที่ยกแรงน้อยๆ ด้วยเหตุนี้จึงมีแนวคิดในการจำแนกสัญญาณไฟฟ้าในรูปแบบ 3 รูปแบบคือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะพัก สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อออกแรงน้อยๆ และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อออกแรงมากๆ

## 1.2 การตรวจเอกสาร บทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

### 1.2.1 การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรง

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรงมี 3 กรณี คือ

- กรณีที่ 1 ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรง
- กรณีที่ 2 ค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นเมื่อแรงเพิ่มขึ้น



- กรณีที่ 3 ค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลดลงเมื่อแรงเพิ่มขึ้น

โดยที่รูปแบบการทดลองและผลจากการทดลองที่เกี่ยวกับการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเกี่ยวกับแรงของแต่ละบทความวิจัยสรุปได้ดังตาราง 1-1

ตาราง 1-1 สรุปรูปแบบการทดลองและผลจากการทดลองจากบทความวิจัยก่อนหน้าที่ทำการศึกษาคือความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับแรง

Year	Ref.	N	Age	Muscle	IED	Force	RT	Filtering	Case
1978	[5]	7	-	Rectus femoris Vastus lateralis Vastus medialis	-	-	-	-	1
1980	[6]	8	22-52	Flexor carpi radialis	40	5-100% MVC	3	-	1
1980	[7]	10	23.2±2.3	Brachioradialis	40	10, 20, 40, 60, 80, 100% MVC	3	-	1
1982	[8]	4	21-24	Biceps brachii Brachialis Brachioradialis	20	5, 10, 15, 20, 25, 30, 40, 50, 80% MVC	3-5	0.2-2000 Hz	1, 2
1982	[9]	5	32.5±8.2	Biceps brachii	-	0.25, 0.5, 1, 2, 3 kg	10	-	2
1984	[10]	26	26.6±6.4	First dorsal interosseous	10	20, 80% MVC	3-5	30-350 Hz	1
1984	[11]	19	18-32	Frontalis Corrugator supercilii	15	20, 40, 60, 80 % maximum amplitude	3	3-520 Hz	2

ตาราง 1-1 (ต่อ) สรุปรูปแบบการทดลองและผลจากการทดลองจากบทความวิจัยก่อนหน้าที่ทำการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับแรง

Year	Ref.	N	Age	Muscle	IED	Force	RT	Filtering	Case
1985	[12]	6	20-40	Biceps brachii	-	1-10 Nm	8.2	-	2
1987	[13]	12	26.3±2.5	Biceps brachii	6	0-80% MVC	5	< 520 Hz	2
1989	[14]	14	36±8	Trapezius	30	0-100% MVC	10-15	5-500 Hz	2
1990	[3]	9	30-40	Biceps brachii	-	20, 40, 60, 80, 100% MVC	1-2	-	2
1991	[15]	14	30.2±7.8	Triceps Anconeus	6	10, 20, 40, 60, 80% MVC	3	16-800 Hz	1
1999	[16]	10	30.2±6.1	Biceps brachii	10	10, 30, 50, 70% MVC	30	10-450 Hz	3
2001	[17]	12	31.1±10	Biceps brachii	40	20, 30, 40, 50, 60% MVC	5	0.1-3000 Hz	1
2008	[18]	12	24.75±2.8	Biceps brachii Triceps Brachioradialis	10	10, 20, 30, 40, 50, 60, 70% MVC	8	20-450 Hz	2
2009	[19]	94	5-69	Biceps brachii	10	10, 30, 50, 70, 100% MVC	5	20-500 Hz	3

หมายเหตุ Ref.: เอกสารอ้างอิง N: จำนวนอาสาสมัคร IED: ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด (มม.)

RT: ระยะเวลาที่บันทึกสัญญาณ (วินาที)

Case: ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับแรงที่เป็นไปตามกรณี 1-3 ดังที่กล่าวมาข้างต้น

จากผลการทดลองของแต่ละบทความวิจัยดังแสดงในตารางที่ 1-1 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเกี่ยวกับแรงพบได้ทั้ง 3 กรณี มีหลายสาเหตุที่ทำให้ผลการทดลองมีความแตกต่างกันซึ่งประกอบด้วย ความแตกต่างกันของรูปแบบการทดลอง จำนวนอาสาสมัครที่แตกต่างกัน ความแตกต่างของเพศของอาสาสมัคร ระดับแรง (Force level) และมุม (Joint angle) ที่ทดลอง ระยะเวลาที่บันทึกสัญญาณ (Recording time) หากเวลาที่บันทึกนานจะทำให้เกิดความล้าได้ ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด (Inter-electrode distance) ตำแหน่งของอิเล็กโทรดที่วางบนกล้ามเนื้อ (Electrode location) กล้ามเนื้อที่ใช้ในการทดลองต่างกัน และวิธีการวิเคราะห์ทางสถิติที่ใช้ (Statistical analysis) [17, 19]

### 1.2.2 การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับความยาวของกล้ามเนื้อ

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับความยาวของกล้ามเนื้อมี 2 กรณี คือ

- กรณีที่ 1 ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับความยาวของกล้ามเนื้อ
- กรณีที่ 2 ค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลดลงเมื่อความยาวของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้น

โดยที่การทดลองและผลจากการทดลองที่เกี่ยวกับการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของความยาวของแต่ละบทความวิจัยสามารถสรุปได้ดังตาราง 1-2

ตาราง 1-2 สรุปรูปแบบการทดลองและผลจากการทดลองจากบทความวิจัยก่อนหน้าที่ทำการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับความยาวของกล้ามเนื้อ

Year	Ref.	N	Age	Muscle	IED	Joint angle	RT	Filtering	Case
1993	[20]	10	-	Tibialis anterior	-	0,15, 30, 45 °	-	-	2
1997	[4]	15	24.0± 3.	Biceps brachii	30	0-140 °	7 kg	15-450	2

ตาราง 1-2 (ต่อ) สรุปรูปแบบการทดลองและผลจากการทดลองจากบทความวิจัยก่อนหน้าที่ทำการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับความยาวของกล้ามเนื้อ

Year	Ref.	N	Age	Muscle	IED	Joint angle	RT	Filtering	Case
2001	[17]	12	31.1±10	Biceps brachii	40	50, 70, 90, 110, 130 °	20, 30 40, 50, 60% MVC	0.1- 3000 Hz	2
2008	[18]	12	24.75±2.8	Biceps brachii Triceps Brachioradialis	10	45, 60, 75, 90, 105,120 °	10, 20, 30, 40, 50, 60, 70% MVC	20-450 Hz	2

หมายเหตุ Ref.: เอกสารอ้างอิง N: จำนวนอาสาสมัคร IED: ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด (มม.)

RT: ระยะเวลาที่บันทึกสัญญาณ (วินาที)

Case: ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับความยาวของกล้ามเนื้อที่เป็นไปตามกรณี 1-2 ดังที่กล่าวมาข้างต้น

จากผลการทดลองของแต่ละบทความวิจัยดังแสดงในตารางที่ 1-2 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับความยาวของกล้ามเนื้อพบได้ 2 กรณี มีสาเหตุที่ทำให้ผลการทดลองมีความแตกต่างกันคือ ระดับแรง ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด และตำแหน่งของอิเล็กโทรดที่วางบนกล้ามเนื้อ [17]

### 1.2.3 การกระจายตัวของฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็น (Probability Density function, pdf) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

จากการทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับรูปแบบการกระจายตัวของ pdf ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ งานวิจัย [22] พบว่า pdf ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีรูปแบบการกระจายตัวแบบเกาส์เซียน (Gaussian distribution) ในขณะที่งานวิจัย [23] พบว่า pdf ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะกล้ามเนื้อหดตัวแบบคงที่มีรูปแบบการกระจายตัวที่มียอดแหลมกว่าการกระจายตัวแบบเกาส์เซียน ส่วนงานวิจัย [24] พบว่า pdf ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีรูปแบบการกระจายตัวแบบเกาส์เซียนและแบบลาปลาซ (Laplacian distribution) และในงานวิจัย [25] พบว่า pdf ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เก็บจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอ (Biceps brachii) ขณะออกแรง 20 40

60 และ 80% Maximum voluntary contraction (MVC) มีรูปแบบการกระจายตัวแบบนอนเกาส์เซียน (Non-Gaussian distribution) และมีรูปแบบการกระจายตัวเข้าใกล้แบบเกาส์เซียนขณะที่ออกแรงมาก ๆ (High level)

ดังนั้นจึงมีการศึกษารูปแบบการกระจายตัวของ pdf ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้วิธีการวัดเป็นนอนเกาส์เซียน (Measurement of non-Gaussianity) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เช่น งานวิจัย [26] ได้วัดเป็นนอนเกาส์เซียนโดยวิเคราะห์ค่าเนกาทีฟเอนโทรปีของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เก็บจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโออิขณะกล้ามเนื้อหดตัวแบบคงที่และออกแรง 10 25 50 และ 75% MVC ซึ่งพบว่ารูปแบบการกระจายตัวของ pdf ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขึ้นอยู่กับระดับแรง (Level of MVC) โดยขณะที่แรงน้อย ๆ (Low level) ที่ต่ำกว่า 30% MVC รูปแบบการกระจายตัวเป็นแบบนอนเกาส์เซียนหรือแบบลาปลาซ และจะเข้าใกล้แบบเกาส์เซียนเมื่อออกแรงมากขึ้น และในงานวิจัย [27] ได้วัดเป็นนอนเกาส์เซียนโดยวิเคราะห์ค่าความโค้ง (Kurtosis) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ ดิจิทอรัม ซูเปอร์ฟิเชียลิส (Flexor digitorum superficialis) ขณะกล้ามเนื้อหดตัวแบบคงที่และออกแรง 20 50 และ 80% MVC ซึ่งพบว่าค่าความโค้งลดลงเมื่อแรงเพิ่มขึ้น ซึ่งหมายความว่า pdf ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีรูปแบบการกระจายตัวเข้าใกล้แบบเกาส์เซียนเมื่อออกแรงเพิ่มขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัย [26] ข้างต้น

### 1.3 วัตถุประสงค์

1.3.1 เพื่อปรับปรุงวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้สามารถบอกความสัมพันธ์กับแรงที่ยกน้ำหนักได้

1.3.2 เพื่อปรับปรุงวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้สามารถบอกความสัมพันธ์กับมุมหรือความยาวของกล้ามเนื้อได้

1.3.3 เพื่อแยกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน 3 รูปแบบ คือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะพัก สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงน้อย ๆ และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงมาก ๆ ได้

### 1.4 ขอบเขตการวิจัย

1.4.1 ทำการจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อซึ่งประกอบด้วย กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอ (Biceps brachii) กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลลิซิส ลองกัส (Flexor pollicis longus) กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส (Flexor carpi radialis) กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส ลองกัส (Extensor carpi radialis longus) กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ ดิจิทอรัม (Extensor digitorum) กล้ามเนื้อโพรเนเตอร์ เรดิ เทเรส (Pronator radii teres) กล้ามเนื้อเดลทอยด์ (Deltoid)

และกล้ามเนื้อซูพินเนเตอร์ ลองกัส (Supinator longus) ในกิจกรรม 2 รูปแบบ คือการยกน้ำหนักอยู่กับที่ ที่มุมในช่วง 0 -150 ° และการยกน้ำหนักเคลื่อนที่ ที่มุมในช่วง 0 -150 ° โดยทดลองจับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเกี่ยวกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี ทั้งเพศชายและหญิง ในช่วงอายุ 18 – 30 ปี

1.4.2 ทำการหาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเกี่ยวกับน้ำหนัก โดยทดสอบกับกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอไอเป็นหลัก

1.4.3 ทำการหาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเกี่ยวกับมุม โดยทดสอบกับกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอไอเป็นหลัก

1.4.4 ทำการแยกสัญญาณในรูปแบบ 3 รูปแบบ คือ สัญญาณขณะพัก สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงน้อยๆ และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงมากๆ โดยทดสอบกับกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอไอเป็นหลัก

## 1.5 วิธีดำเนินการวิจัย

1.5.1 ศึกษาทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง เช่น ทฤษฎีเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ระบบการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

1.5.2 ศึกษาบทความวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาหาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเกี่ยวกับแรงและมุม และศึกษาการจำแนกสัญญาณในขณะออกแรงน้อยและขณะออกแรงมาก โดยให้ความสำคัญกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้จากแขนเป็นหลัก

1.5.3 กำหนดรูปแบบการทดลองและทดลองเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 2 รูปแบบ คือ การยกน้ำหนักอยู่กับที่ และการยกน้ำหนักเคลื่อนที่

1.5.4 ปรับปรุงวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อให้สามารถบอกความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่กับน้ำหนัก

1.5.6 ปรับปรุงวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อให้สามารถบอกความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่กับมุม

1.5.7 ทำการแยกสัญญาณในรูปแบบ 3 รูปแบบ คือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะพัก สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงน้อยๆ และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงมาก ๆ

1.5.8 สรุปผลและเขียนรายงานฉบับสมบูรณ์

## 1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1 ได้วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ที่สามารถบอกได้ทั้งความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ระหว่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรงและความล้าของกล้ามเนื้อ

1.6.2 ได้วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่สามารถบอกความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับมุมได้

1.6.3 สามารถแยกสัญญาณไฟฟ้าในรูปแบบ 3 รูปแบบ คือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะพัก สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงน้อยๆ (Low level) และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะที่ออกแรงมากๆ (High level) ได้

1.6.4 สามารถใช้วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นเพียงตัวเดียวมาทำการวิเคราะห์เพื่อบอกความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับน้ำหนักและมุมได้และยังสามารถบอกความล้าของกล้ามเนื้อได้ แทนการคัดเลือกลักษณะเด่นหลายตัว

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและหลักการ

ในบทนี้กล่าวถึงทฤษฎี หลักการที่ใช้เป็นองค์ประกอบความรู้และการนำมาอ้างอิงในการทำวิจัย ซึ่งประกอบด้วยทฤษฎีเกี่ยวกับกล้ามเนื้อและสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อ วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณ ไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การวัดสัดส่วนของร่างกาย การประมาณค่าความหนาแน่น และการวัดความเป็นนอนแกสเซียน ดังรายละเอียดต่อไปนี้

#### 2.1 ระบบกล้ามเนื้อ (Muscular system)

ระบบกล้ามเนื้อเป็นระบบที่ประกอบขึ้นด้วยเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อเป็นก้อนเส้นใยที่ยึดและหลวมได้ เป็นระบบหนึ่งของร่างกายที่มีความสำคัญต่อการดำรงชีวิต ระบบกล้ามเนื้อประกอบด้วยกล้ามเนื้อจำนวนมากซึ่งสามารถจำแนกกล้ามเนื้อออกได้เป็นหลายชนิด กล้ามเนื้อทำงานร่วมกับกระดูก เอ็น ข้อต่อ และระบบประสาทซึ่งทำให้ร่างกายสามารถเคลื่อนไหวได้ กล้ามเนื้อแต่ละชนิดมีหน้าที่และการทำงานที่แตกต่างกันไป กล้ามเนื้อภายในร่างกายสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ชนิดคือ

##### 2.1.1 กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth muscle)

กล้ามเนื้อเรียบไม่มีลายตามขวางเป็นกล้ามเนื้อของอวัยวะภายใน เช่น ผนังกระเพาะอาหาร ลำไส้ เป็นต้น เส้นประสาทที่มาเลี้ยงกล้ามเนื้อเรียบมาจากระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomic nervous system) ดังนั้นการทำงานของกล้ามเนื้อเรียบจึงอยู่นอกเหนือการควบคุมของจิตใจ (Involuntary muscle)

##### 2.1.2 กล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac muscle)

เป็นกล้ามเนื้อลักษณะเฉพาะพบที่หัวใจเท่านั้น กล้ามเนื้อหัวใจมีลายตามขวาง คล้ายกับกล้ามเนื้อลาย การทำงานอยู่ภายใต้การควบคุมของระบบประสาทอัตโนมัติซึ่งอยู่นอกเหนือการควบคุมของจิตใจ



### 2.1.3 กล้ามเนื้อลาย (Skeletal muscle)

กล้ามเนื้อลายมีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกายมีอยู่ประมาณ 40 เปอร์เซ็นต์ของน้ำหนักร่างกาย กล้ามเนื้อชนิดนี้มีลายตามขวางเป็นกล้ามเนื้อที่ยึดติดกับกระดูกโครงร่าง (Skeleton) ของร่างกายโดยมีเอ็น (tendon) ทำหน้าที่ยึดกล้ามเนื้อให้ติดกับกระดูก การหดตัวของกล้ามเนื้อทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของกระดูกและเกิดการเคลื่อนไหวของร่างกายตามมา กล้ามเนื้อลายมีจุดเกาะต้นที่เรียกว่า Origin และจุดเกาะปลายเรียกว่า Insertion จุดเกาะทั้งสองส่วนมากจะมีลักษณะเป็นเอ็น กล้ามเนื้อลายเป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ภายใต้การควบคุมของจิตใจ (Voluntary muscle) เช่น กล้ามเนื้อแขน ขา ลำตัว เป็นต้น

กล้ามเนื้อที่ใช้เป็นตัวอย่างในการศึกษาสำหรับวิทยานิพนธ์นี้เป็นกล้ามเนื้อลาย ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อบริเวณแขน (Muscle of the upper limb) ที่ช่วยในการทำงานของแขน แสดงดังภาพประกอบ 2-1 มีรายละเอียดของกล้ามเนื้อดังนี้

- กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอ (Biceps brachii) เป็นกล้ามเนื้อที่สำคัญมัดหนึ่งที่อยู่ในพื้นที่ด้านหน้าของต้นแขน (Anterior compartment of arm) กล้ามเนื้อมัดนี้มีหน้าที่เกี่ยวกับการงอแขนและการหมุนของปลายแขนโดยมีข้อศอกเป็นจุดหมุน กล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอ ยังเป็นกล้ามเนื้อที่ผู้คนส่วนใหญ่รู้จักกันดี เนื่องจากเป็นกล้ามเนื้อที่เห็นได้ชัดจากภายนอก และสามารถบริหารกล้ามเนื้อนี้ให้มีรูปร่างที่ต้องการได้ง่ายโดยการยกน้ำหนัก

- กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัส (Flexor pollicis longus) เป็นกล้ามเนื้อกลุ่มงอนิ้วมือที่ข้อต่อระหว่างกระดูกนิ้วมือส่วนต้น (Proximal interphalangeal joints) อยู่ที่พื้นที่ด้านหน้าปลายแขน ทำหน้าที่งอกระดูกนิ้วหัวแม่มือ

- กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส (Flexor carpi radialis) กล้ามเนื้อนี้เริ่มจากปุ่มมีเดียล อีพิคอนไดล์ของกระดูกต้นแขน (Medial epicondyle of humerus) และเกาะกับด้านหน้าของฐานกระดูกฝ่ามือชิ้นที่ 2 (2nd Metacarpal) ทำหน้าที่งอข้อมือและกางมือ

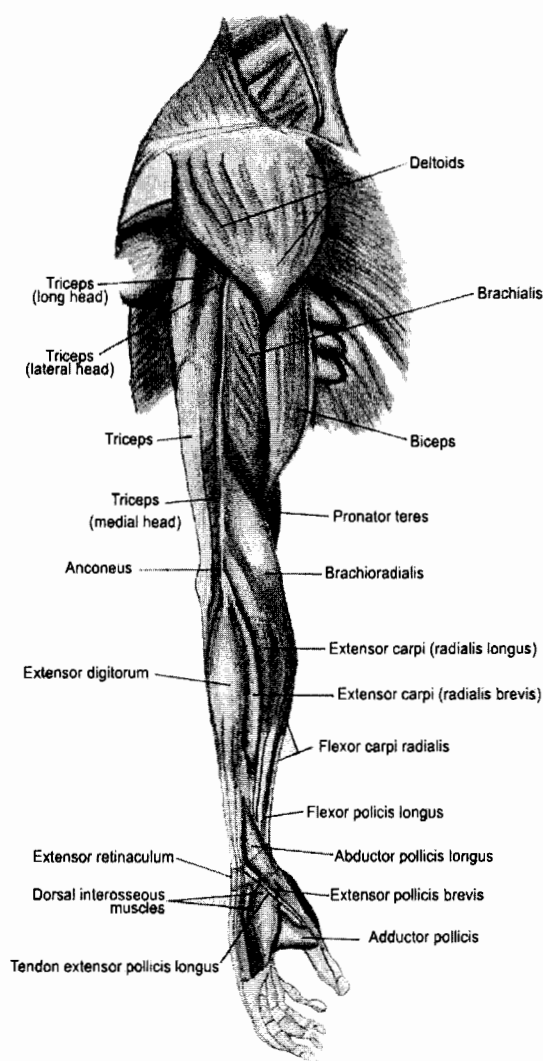
- กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส ลองกัส (Extensor carpi radialis longus) เป็นกล้ามเนื้อที่มีจุดเกาะต้นจากกระดูกต้น แขนแล้วไปเกาะที่กระดูกฝ่ามือทางด้านหลัง ทำหน้าที่กางและเหยียดข้อมือ

- กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ ดิจิทอรัม (Extensor digitorum) เป็นกล้ามเนื้อที่มีจุดเกาะต้นจากกระดูกต้นแขน และมีปลายเป็นเอ็น 4 อัน ไปเกาะยังกระดูกนิ้วมือทั้ง 4 นิ้ว ทำหน้าที่เหยียดนิ้วมือและข้อมือ

- กล้ามเนื้อโปรเนเตอร์ เรดิ เทเรส (Pronator radii teres) เป็นกล้ามเนื้อที่ส่วนใหญ่อยู่บริเวณปลายแขน (Forearm) ของร่างกายมนุษย์ ทำหน้าที่คว่ำปลายแขนร่วมกับกล้ามเนื้อโปรเนเตอร์ ควอดรატัส (Pronator quadratus)

- กล้ามเนื้อซูพินเตอร์ ลองกัส (Supinator longus) เป็นกล้ามเนื้อกว้าง โค้งรอบด้านบน 1/3 ของกระดูกเรเดียส หน้าที่ของกล้ามเนื้อซูพินเตอร์คือช่วยกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอ ในการหงายมือ

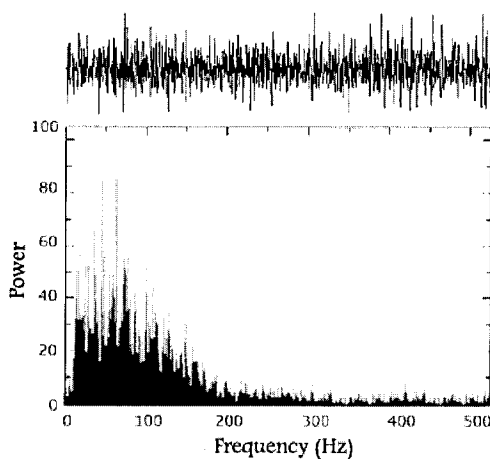
- กล้ามเนื้อเดลทอยด์ (Deltoid) เป็นกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของแขนที่มีข้อต่อไหล่เป็นจุดหมุน เนื่องจากกล้ามเนื้อเดลทอยด์มีจุดเกาะที่กว้างและครอบคลุมตั้งแต่ด้านหน้าจนถึงด้านหลังของไหล่ กล้ามเนื้อเดลทอยด์ มีหน้าที่หลักเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของแขนรอบข้อต่อไหล่ในรูปแบบต่าง ๆ



ภาพประกอบ 2-1 กล้ามเนื้อบริเวณแขนและมือ [28]

## 2.2 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เซลล์สิ่งมีชีวิตถูกล้อมรอบด้วยเนื้อเยื่อที่เป็นผนังบาง ๆ (Membrane) ซึ่งจะมีการแลกเปลี่ยนประจุ (Ions) กันอยู่ตลอดเวลา ในขณะที่พักศักย์ไฟฟ้าของเซลล์กล้ามเนื้อจะมีค่าอยู่ระหว่าง 70-90 มิลลิโวลต์ (mV) โดยภายนอกเซลล์จะมีค่าเป็นบวกเมื่อเทียบกับภายใน การเปลี่ยนแปลงขั้วของเซลล์จะถูกกระตุ้นผ่านทางเส้นประสาทมายังเซลล์ของเส้นใยกล้ามเนื้อซึ่งมีอยู่เป็นจำนวนมาก ทำให้เกิดความต่างศักย์ทางไฟฟ้าที่สามารถวัดค่าได้ จะมีค่ามากหรือน้อยขึ้นอยู่กับการกระตุ้นให้ทำงานของระบบประสาท ด้วยเหตุนี้นักวิทยาศาสตร์ได้ทำการวัดค่าศักย์ทางไฟฟ้าได้ด้วยการติดอิเล็กโทรด ซึ่งอาจเป็นชนิดเข็ม (Needle electrode) หรือชนิดพื้นผิว (Surface electrode) ไว้ที่บริเวณกล้ามเนื้อเพื่อบันทึกค่าดังกล่าว เรียกว่าการวัดค่าศักย์ไฟฟ้านี้ว่า สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography) ความต่างศักย์ทางไฟฟ้าที่วัดของกล้ามเนื้อเป็นผลรวมที่เกิดขึ้นจากหลาย ๆ หน่วยของเซลล์กล้ามเนื้อ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกลายเป็นสัญญาณของกล้ามเนื้อที่เกิดจากการสั่งงานของสมองผ่านทางเส้นประสาทที่ควบคุมกล้ามเนื้อ ในด้านการแพทย์สามารถใช้สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่วัดได้จากตัวผู้ป่วยช่วยในการวินิจฉัยอาการผิดปกติที่เกิดขึ้น เช่น อาการของโรคที่เกิดจากเส้นประสาทสั่งการบาดเจ็บ ไม่สามารถควบคุมอวัยวะได้ เป็นต้น โดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อของคนปกติจะมีพลังงานของสัญญาณอยู่ในย่านความถี่ 0 - 500 เฮิรตซ์ แต่สัญญาณส่วนใหญ่มีความถี่อยู่ ในย่าน 10 - 150 เฮิรตซ์ และขนาดของสัญญาณมีค่าประมาณ 50 ไมโครโวลต์ - 100 มิลลิโวลต์ ตัวอย่างของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลายและสเปกตรัม [29] แสดงในภาพประกอบ 2-2



ภาพประกอบ 2-2 ลักษณะในโดเมนเวลาและสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลาย [29]

## 2.3 ชนิดของการหดตัวของกล้ามเนื้อ (Types of muscular contraction) [4, 30]

การหดตัวของกล้ามเนื้อมี 2 ชนิด คือ

### 2.3.1 การหดตัวแบบไอโซโทนิก (Isotonic contraction)

เป็นการหดตัวของกล้ามเนื้อที่เห็นได้ว่ากล้ามเนื้อหดสั้นและยาวออก แบ่งออกเป็น 2 ลักษณะคือ

- Concentric contraction การหดตัวที่กล้ามเนื้อหดสั้นเข้าและหนาขึ้น
- Eccentric contraction การหดตัวที่กล้ามเนื้อยืดยาวออก

ในการหดตัวแบบไอโซโทนิกน้ำหนัก (Load) ที่กล้ามเนื้อยกจะคงที่ตลอดการทำงาน แรงดึง (Tension) ที่เกิดในกล้ามเนื้อขณะที่ แรงที่มาต้านการหดตัวจะน้อยกว่าแรงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อ ดังนั้นจึงมีการเคลื่อนไหวเกิดขึ้น ข้อต่อ (Joint) จะหมุนไปในแนวต่าง ๆ จึงอาจเรียกได้ว่าเป็นการหดตัวแบบเคลื่อนที่ (Dynamic contraction)

### 2.3.2 การหดตัวแบบไอโซเมตริก (Isometric contraction)

เป็นการหดตัวของกล้ามเนื้อที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงของความยาวของกล้ามเนื้อ ซึ่งความยาวต้น (Initial length) ของกล้ามเนื้อจัดขึ้นโดยน้ำหนัก (Load) หรือแรง (Force) ที่ให้แก่กล้ามเนื้อก่อนกระตุ้นที่เรียก preload ความยาวของกล้ามเนื้อจะคงที่ในขณะที่แรงดึงเพิ่มขึ้น แรงภายนอกหรือน้ำหนักที่ต้านการหดตัวของกล้ามเนื้อ จะมากกว่าแรงดึงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อเอง ดังนั้นจึงไม่มีการเคลื่อนไหว จึงอาจเรียกได้ว่าเป็นการหดตัวแบบคงที่ (Static contraction) การทำงานของกล้ามเนื้อจะออกมาในรูปต้านกับแรงภายนอก นอกจากนี้การลื่อนน้ำหนักไว้เฉย ๆ ก็อาศัยการหดตัวของกล้ามเนื้อแบบไอโซเมตริก

## 2.4 การล้าของกล้ามเนื้อ (Fatigue of muscle) [30]

สำหรับสรีรวิทยาของการออกกำลังกาย คำว่า “ล้า” มักหมายถึงความไม่สามารถดำเนินการใช้งานกล้ามเนื้อแบบใดแบบหนึ่งต่อไปอีกได้ ดังนั้นคำว่า “ล้า” จึงแตกต่างจากความรู้สึกเหนื่อย อ่อนเพลีย หรือหมดแรงที่อาจเกิดตามมาหรือเกิดก่อนการใช้กล้ามเนื้อนั้น และแตกต่างจากการหยุดใช้งานกล้ามเนื้ออันเนื่องจากการขมแพ้หรือการขาดแรงกระตุ้นให้ทำงานต่อไป การล้าจะเป็นความไม่สามารถจริง ๆ ที่จะทำงานต่อไปด้วยแรงสูงสุด (Peak intensity) หรือไม่สามารถทำงานต่อไปได้เลย การล้ามี 3 แบบ คือ

### 2.4.1 Central fatigue

เป็นการล้าที่ระบบประสาทส่วนกลางไม่สามารถส่งกระแสประสาทไปยังเซลล์ประสาทมอเตอร์เพื่อให้ใช้งานกล้ามเนื้อได้ถึงสูงสุดหรือใช้งานได้ถึงตามแรงที่ต้องการ กลไกการเกิด central fatigue ยังไม่ทราบแน่ชัด

### 2.4.2 Transmission fatigue

เป็นการล้าที่เกิดขึ้นเนื่องจากเส้นประสาทมอเตอร์ที่เลี้ยงกล้ามเนื้อถูกกระตุ้นเป็นเวลานานจนแอสทิลโคลีน (Acetylcholine) ซึ่งเป็นสารสื่อประสาทสำหรับส่งผ่านกระแสประสาทจากเส้นประสาทไปยังกล้ามเนื้อได้หมดลงและสร้างใหม่ไม่ทัน มีผลให้การส่งกระแสประสาทจากเส้นประสาทไปยังกล้ามเนื้อ (Neuromuscular transmission) หยุคลง ดังนั้นการหดตัวของกล้ามเนื้อเมื่อเส้นประสาทมอเตอร์ที่มาเลี้ยงถูกกระตุ้นนาน ๆ จะค่อย ๆ ลดลงเรื่อย ๆ จนไม่หดตัวเลย

### 2.4.3 Muscle fatigue

เป็นการล้าที่ตัวกล้ามเนื้อเอง เนื่องจากกล้ามเนื้อได้หดตัวมาเป็นเวลานานจนกระทั่งขาดพลังงานอะดีโนซีน ไตรฟอสเฟต (Adenosine Triphosphate, ATP) ครีเอตินฟอสเฟต (Creatine phosphate) ไกลโคเจน (glycogen) และมีของเสียเช่น กรดแลคติก (Lactic acid) สะสมอยู่ ทำให้กล้ามเนื้อหดตัวได้น้อยจนถึงไม่หดตัวเลย

## 2.5 วิธีคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG feature extraction)

### 2.5.1 วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโดเมนเวลา

สมมติให้  $x_n$  คือ ค่าแรงดันไฟฟ้าที่คอมพิวเตอร์ทำการสุ่มเข้ามาครั้งที่  $n$  ดังนั้นสัญญาณที่สุ่มเข้ามาภายในช่วงเวลาหนึ่งจำนวน  $N$  ค่า จะสามารถแทนด้วยชุดแรงดันไฟฟ้า  $[x_1, x_2, \dots, x_N]$  ซึ่งสามารถคำนวณลักษณะต่างๆของสัญญาณได้ดังนี้

(1) Root mean square (RMS) เป็นการหาค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยของกำลังสองของสัญญาณ

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} \quad (2.1)$$

(2) Mean Absolute Value (MAV) เป็นการหาค่าเฉลี่ยของค่าสัมบูรณ์ของสัญญาณ

$$MAV = \sum_{n=1}^N |x_n| \quad (2.2)$$

### 2.5.2 วิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในโดเมนความถี่

สมมติให้  $f_j$  คือ ความถี่ตัวที่  $j$   $P_j$  คือ เพาเวอร์สเปกตรัมตัวที่  $j$  และ  $M$  คือ จำนวนจุดของเพาเวอร์สเปกตรัมทั้งหมด ซึ่งสามารถคำนวณลักษณะต่างๆของสัญญาณได้ดังนี้

(1) Mean frequency (MNF) เป็นการใช้ในการแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว (Fast Fourier transformation) เพื่อให้ได้ค่าเพาเวอร์สเปกตรัมแล้วหาค่าเฉลี่ยของความถี่

$$MNF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (2.3)$$

(2) Median frequency (MDF) เป็นการใช้ในการแปลงฟูริเยร์แบบเร็ว (Fast Fourier transformation) เพื่อให้ได้ค่าเพาเวอร์สเปกตรัม แล้วหาค่าความถี่ที่ผลรวมของเพาเวอร์สเปกตรัมมีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของกำลังทั้งหมด

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \quad (2.4)$$

## 2.6 การวัดสัดส่วนร่างกาย (Anthropometry) [32-33]

การวัดสัดส่วนร่างกาย หมายถึง การวัดสัดส่วนร่างกายของมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์โดยสัดส่วนต่าง ๆ อันประกอบด้วย ส่วนสูง น้ำหนัก ความหนาไขมันใต้ผิวหนัง เส้นรอบวงของร่างกาย ความกว้างและความยาวของกระดูก การวัดสัดส่วนร่างกายมี 2 ประเภทดังนี้

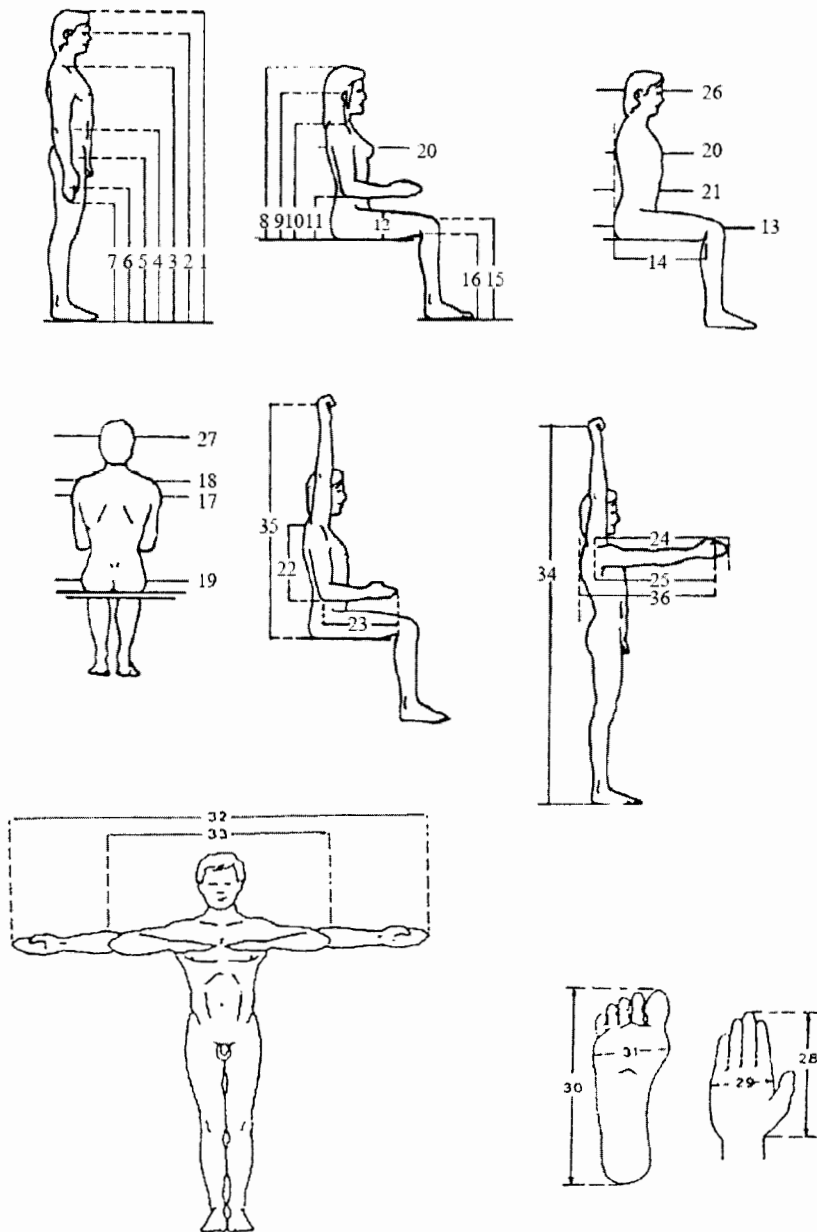
### 2.6.1 สัดส่วนร่างกายวัดในขณะที่อยู่กับที่ (Static dimensions)

เป็นวิธีการวัดมิติขนาดร่างกายมนุษย์ที่อยู่ในท่าหนึ่งไม่มีการเคลื่อนไหว โดยการวัดขนาดลำตัว ศีรษะ แขน ขา ในท่าทางมาตรฐานทั้งท่ายืน และท่านั่งที่มีการกำหนดจุดหรือตำแหน่งที่แน่นอนในจุดวัดแต่ละจุด การวัดสัดส่วนร่างกายสามารถทำได้อย่างละเอียดมากขึ้นตามต้องการเท่าใดขึ้นอยู่กับประสงค์ของการนำไปใช้งาน

การวัดสัดส่วนร่างกายในจุดวัดทั้ง 36 ตำแหน่ง มีดังนี้

1. ความสูงขณะยืน (Standing height)
2. ความสูงระดับสายตาขณะยืน (Eye height)
3. ความสูงระดับไหล่ขณะยืน (Shoulder height)
4. ความสูงระดับข้อศอกขณะยืน (Elbow height)
5. ความสูงระดับข้อตะโพกขณะยืน (Hip height)
6. ความสูงระดับข้อมือขณะยืน (Knuckle height)
7. ความสูงระดับนิ้วมือขณะยืน (Fingertip height)
8. ความสูงขณะนั่ง (Sitting height)
9. ความสูงระดับสายตาขณะนั่ง (Sitting eye height)
10. ความสูงระดับไหล่ขณะนั่ง (Sitting shoulder height)
11. ความสูงระดับข้อศอกขณะนั่ง (Sitting elbow height)
12. ความหนาของต้นขาขณะนั่ง (Thigh thickness)
13. ระยะจากก้นถึงหัวเข่า (Buttock-knee length)
14. ระยะจากก้นถึงข้อพับเข่า (Buttock-popliteal length)
15. ความสูงเข่าขณะนั่ง (Knee height)
16. ความสูงข้อพับเข่าขณะนั่ง (Popliteal height)
17. ความกว้างจากกล้ามเนื้อไหล่ซ้าย-กล้ามเนื้อไหล่ขวา (Shoulder breadth)
18. ความกว้างจากไหล่ซ้าย-ไหล่ขวา (Shoulder breadth biacromial)
19. ความกว้างสะโพก (Hip breadth)
20. ความหนาหน้าอก (Chest bust depth)
21. ความหนาช่องท้อง (Abdominal depth)
22. ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (Shoulder-elbow length)
23. ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (Elbow-fingertip length)
24. ระยะจากไหล่ถึงปลายนิ้ว (Upper limb length)
25. ระยะจากไหล่ถึงจุดศูนย์กลางมือขณะกำมือ (Shoulder-grip length)
26. ความยาวศีรษะ (Head length)
27. ความกว้างศีรษะ (Head breadth)
28. ความยาวมือ (Hand length)
29. ความกว้างมือ (Hand breadth)

30. ความยาวเท้า (Foot length)
31. ความกว้างเท้า (Foot breadth)
32. ระยะกางแขน (Span)
33. ระยะกางศอก (Elbow span)
34. ความสูงของระยะเอื้อมแขนขึ้นบนขณะยืน (Vertical grip reach standing)
35. ความสูงของระยะเอื้อมแขนขึ้นบนขณะนั่ง (Vertical grip reach sitting)
36. ระยะเอื้อมด้านหน้า (Forward grip reach)



ภาพประกอบ 2-3 ตำแหน่งในการวัดสัดส่วนร่างกายจำนวน 36 ตำแหน่ง [34]



## 2.6.2 สัดส่วนร่างกายวัดในขณะเคลื่อนไหว (Dynamic dimension)

การวัดสัดส่วนร่างกายมนุษย์ขณะที่ร่างกายมีการเคลื่อนไหวตามธรรมชาติ ซึ่งมีวิธีการวัดโดยกำหนดตำแหน่งของสัดส่วนร่างกายที่ต้องการจะวัด ให้กำหนดจุดของข้อต่อตามหลักกายวิภาคศาสตร์ วัดค่าในขณะที่ข้อต่ออยู่ในเกณฑ์ปกติไม่มีการหลุดหรือมีอาการบาดเจ็บ ซึ่งตัวอย่างที่สำคัญของข้อมูลขนาดสัดส่วนร่างกายขณะเคลื่อนไหว คือ พิสัยของการเคลื่อนไหวข้อต่อต่าง ๆ ในร่างกาย การวัดประเภทนี้ค่อนข้างยุ่งยากซับซ้อนและทำได้ยาก เพราะเป็นการวัดสัดส่วนร่างกายขณะอยู่ในท่าเคลื่อนไหว เช่น การขับรถ การควบคุมคันบังคับ การประกอบชิ้นส่วน ในทางปฏิบัติจึงไม่เป็นที่นิยม เพราะมีปัจจัยแทรกซ้อนมาก แม้ว่าข้อมูลที่ได้จากการวัดประเภทนี้จะได้ค่าที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริง

## 2.7 ดัชนีมวลกาย (Body mass index, BMI) [35]

ดัชนีมวลกายเป็นค่าดัชนีที่คำนวณจากน้ำหนักและส่วนสูง เพื่อใช้เปรียบเทียบความสมดุระหว่างน้ำหนักตัวต่อความสูงของมนุษย์ ซึ่งคิดค้นโดย Adolphe Quetelet ชาวเบลเยียม ค่าดัชนีมวลกายหาได้โดยนำน้ำหนัก (หน่วยเป็นกิโลกรัม) หารด้วยกำลังสองของส่วนสูง (หน่วยเป็นเมตร)

$$BMI = \frac{weight}{height^2} \quad (2.5)$$

## 2.8 การประมาณความหนาแน่น (Density estimation) [36-37]

ฟังก์ชันความหนาแน่นเป็นพื้นฐานที่สำคัญของการวิเคราะห์ทางสถิติ เพราะเมื่อทราบฟังก์ชันความหนาแน่นจะทำให้ทราบการกระจายตัว (Distribution) ความเบ้ (Skewness) และความโด่ง (Kurtosis) ของข้อมูล ทำให้หาความน่าจะเป็นของการเกิดค่าต่างๆ ได้

### 2.8.1 การประมาณความหนาแน่นโดยฮิสโตแกรม (Histogram)

การประมาณความหนาแน่นโดยฮิสโตแกรม เป็นวิธีที่มีมานานและนิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย การประมาณความหนาแน่นด้วยวิธีฮิสโตแกรมจำเป็นต้องกำหนดจุดกำเนิดเริ่มต้น  $x_0$  และค่าช่วงของความกว้าง  $h$  ซึ่งสามารถสร้างช่วงความกว้างต่างๆ ของฮิสโตแกรมที่มีขนาด  $h$  ได้จาก  $[(x_0+mh), (x_0+(m+1)h)]$  สำหรับจำนวนเต็มบวกและจำนวนเต็มลบ  $m$  ช่วงความกว้างถูกเลือกให้เป็นช่วงปิดทางซ้ายและช่วงเปิดทางขวา สมมุติให้  $X_1, X_2, X_3, \dots, X_n$  เป็นตัวอย่างสุ่มที่มาจากประชากรขนาด  $n$  ซึ่งมีฟังก์ชันความหนาแน่น  $f$  และกำหนดให้  $\hat{f}$  เป็นตัวประมาณความหนาแน่น ซึ่งฮิสโตแกรมนิยามได้ดังนี้

$$\hat{f}(x) = \frac{1}{nh} \quad (\text{จำนวน } X_i \text{ ตกอยู่ในช่วงเดียวกันกับ } x) \quad (2.6)$$

แนวคิดของการประมาณความหนาแน่นด้วยวิธีฮิสโตแกรมคือ การตั้งจุดกำเนิดและความกว้างของช่วงต่าง ๆ ไว้ ความสูงของฮิสโตแกรมจะได้จากจำนวน  $X_i$  ที่ตกอยู่ในช่วงต่าง ๆ อย่างไรก็ตาม การประมาณความหนาแน่นด้วยวิธีฮิสโตแกรมจะต้องเลือกจุดเริ่มต้นและความกว้างของช่วง ซึ่งความกว้างของช่วงจะทำให้ความราบเรียบของกราฟฮิสโตแกรมและรูปร่างของการแจกแจงมีความแตกต่างกัน

### 2.8.2 การประมาณความหนาแน่นแบบเคอร์เนล (Kernel density estimation)

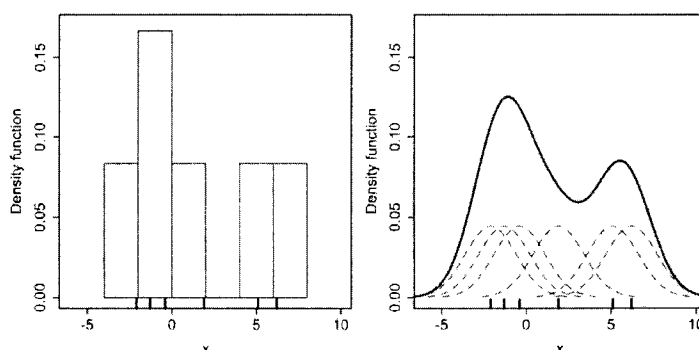
การประมาณความหนาแน่นแบบเคอร์เนล (Kernel density function) นิยามดังนี้

$$\hat{f}(x) = \frac{1}{nh} \sum_{i=1}^n K\left(\frac{x - X_i}{h}\right) \quad (2.7)$$

เมื่อ  $K$  เป็น Kernel function และ  $h$  เป็น window width

ค่า  $h$  ในวิธีการประมาณความหนาแน่นแบบเคอร์เนล จะเรียกว่า window width

หรือ bandwidth หรือเรียกว่า smoothing parameter วิธีประมาณความหนาแน่นแบบเคอร์เนลมีข้อดีคือ ฟังก์ชันที่ประมาณจะมีลักษณะต่อเนื่อง จึงเป็นวิธีที่นิยมใช้กันแพร่หลายมากที่สุดและได้มีผู้ศึกษาคุณสมบัติของวิธีประมาณความหนาแน่นไว้เป็นจำนวนมาก ภาพประกอบ 2-4 แสดงตัวอย่างการประมาณความหนาแน่นของข้อมูล โดยใช้ฮิสโตแกรมและเคอร์เนล



ภาพประกอบ 2-4 การประมาณความหนาแน่นของข้อมูลโดยใช้ฮิสโตแกรม (ซ้าย) และเคอร์เนล (ขวา) ของข้อมูลชุดเดียวกัน [37]

## 2.9 การวัดความเป็นนอนเกาส์เซียน (Measurement of non-Gaussian) [26-27]

### 2.9.1 ค่าความโด่ง (Kurtosis)

ความโด่งเป็นวิธีการพื้นฐานที่ใช้วัดความเป็นนอนเกาส์เซียน ซึ่งเป็นการใช้สถิติอันดับสูงขึ้นไป (Higher Order Statistics, HOS) คือสถิติอันดับที่สี่ (Fourth order cumulant) ค่าความโด่งสามารถหาได้ดังสมการ

$$kurtosis(x) = E[x^4] - 3 \quad (2.8)$$

เมื่อ  $x$  คือ สัญญาณที่ทำการนอร์มอลไลเซชันแล้ว

$E$  คือ ฟังก์ชันคาดหวัง (Expectation function) ของ  $x$

ค่าความโด่งสามารถเป็นได้ทั้งค่าบวกและค่าลบ ถ้าค่าความโด่งเป็นศูนย์แสดงว่าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบเกาส์เซียน (Gaussian distribution) ถ้าความโด่งมีค่าเป็นบวกแสดงว่าการกระจายตัวของข้อมูลมีความโด่งมากกว่าการกระจายตัวแบบเกาส์เซียน (Super Gaussian) หรือมีการกระจายตัวที่เข้าใกล้การกระจายตัวแบบลาปลาซ (Laplacian distribution) และหากความโด่งมีค่าเป็นลบแสดงว่าการกระจายตัวของข้อมูลมีความโด่งน้อยกว่าการกระจายตัวแบบเกาส์เซียน (Sub Gaussian)

### 2.9.2 การประมาณค่าเอนโทรปี (Approximations of negentropy)

เนื่องจากการหาค่าเอนโทรปีทำได้ยาก [26] จึงต้องใช้การประมาณค่าเอนโทรปีแทน ซึ่งค่าประมาณเอนโทรปีหาได้ดังสมการ

$$J(x) \approx \frac{1}{12} E[x^3]^2 + \frac{1}{48} kurt(x)^2 \quad (2.9)$$

เมื่อ  $x$  คือ สัญญาณที่ทำการนอร์มอลไลเซชันแล้ว

$E$  คือ ฟังก์ชันคาดหวัง (expectation function) ของ  $x$

$kurt(x)$  คือ ค่าความโด่งของสัญญาณ

การประมาณค่าเอนโทรปีในสมการ (2.9) มีข้อจำกัดในเรื่องของความไม่แน่นอนของค่าความโด่งของสัญญาณ เนื่องจากการหาความโด่งทำให้เกิดค่าผิดพลาดได้ง่ายจึงประมาณค่าเอนโทรปีด้วยสมการดังนี้

$$J(x) \approx \sum_{i=1}^p k_i [E[G_i(x)] - E[G_i(v)]]^2 \quad (2.10)$$

เมื่อ  $x$  คือ สัญญาณที่ทำการนอร์มอลไลเซชันแล้ว

$k_i$  คือ ค่าคงที่ที่เป็นค่าบวก

$v$  คือ สัญญาณที่มีการกระจายตัวแบบเกาส์เซียน ที่มีค่าเฉลี่ยเท่ากับศูนย์และมีค่าความแปรปรวนเป็นหนึ่ง

$G_i$  คือ ฟังก์ชันที่ไม่ใช่สมการกำลังสอง (non-quadratic function)

ในกรณีที่เลือกฟังก์ชัน  $G$  เพียงฟังก์ชันเดียว การประมาณค่าเนกาทีฟเอนโทรปีจะได้ดังสมการ

$$J(x) \propto [E[G(x)] - E[G(v)]]^2 \quad (2.11)$$

เมื่อ  $G(x) = \frac{1}{a} \log \cosh(ax) \quad (2.12)$

หรือ  $G(x) = -\exp\left(\frac{-x^2}{2}\right) \quad (2.13)$

เมื่อ  $a$  คือค่าคงที่ซึ่ง  $1 \leq a \leq 2$  และมักจะใช้ค่า  $a = 1$  (ในงานวิจัยนี้ใช้ค่า  $a = 1$ )

## บทที่ 3

### วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีดำเนินการ

ในบทนี้กล่าวถึงวัสดุ อุปกรณ์ที่ใช้สำหรับการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และการวัดสัดส่วนร่างกาย วิธีการทดลองเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและวิธีการวัดสัดส่วนร่างกาย ตลอดจนถึงกระบวนการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อซึ่งประกอบด้วยวิธีการวิเคราะห์ความถี่ แรงและมุมหรือความยาวของกล้ามเนื้อ ดังรายละเอียดต่อไปนี้

#### 3.1 วัสดุและอุปกรณ์

##### 3.1.1 วัสดุและอุปกรณ์สำหรับการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

###### 3.1.1.1 เครื่องขยายสัญญาณรุ่น Mobi6-6b

เครื่องขยายสัญญาณรุ่น Mobi6-6b ของบริษัท Twente Medical Systems International B.V. โดยรายละเอียดของเครื่องขยายสัญญาณมีดังนี้

- สัญญาณรบกวน (Noise)  $< 1.0 \mu\text{Vrms}$  (ที่ความถี่การสุ่มเท่ากับ 128 เฮิร์ตซ์)
- อัตราขยาย (Gain) 19.5 เท่า
- ผลต่างของสัญญาณอินพุต (Input common mode range) -2 โวลต์/+2 โวลต์
- อินพุตอิมพีแดนซ์ (Input impedance)  $> 10^{12}$  โอห์ม
- อัตราการลดสัญญาณชนิดคอมมอนโหมด (Common-mode rejection ratio) 100 เดซิเบล
- ความแม่นยำ (Accuracy)  $\pm 2$  เปอร์เซ็นต์
- ความละเอียด (Resolution) 24 บิต
- ความถี่การสุ่ม (Sample frequency) 128 256 512 1024 และ 2048 เฮิร์ตซ์
- จำนวนช่องสัญญาณ 6 ช่องสัญญาณ



ภาพประกอบ 3-1 เครื่องขยายสัญญาณ รุ่น Mobid6-6b

สำหรับการเก็บข้อมูลด้วยเครื่องขยายสัญญาณรุ่น Mobid6-6b ในงานวิจัยนี้กำหนดอัตราการสุ่มสัญญาณในการประมวลผลเป็น 1024 เฮิร์ตซ์ กรองความถี่ในช่วง 20-500 เฮิร์ตซ์ และอัตราขยาย 19.5 เท่า

#### 3.1.1.2 เครื่องขยายสัญญาณที่ผลิตขึ้นเอง

เครื่องขยายสัญญาณสามารถปรับอัตราขยายได้จากตัวต้านทานปรับค่าได้และใช้ตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to digital converter) NI USB 6009 ของบริษัท National Instruments ที่มีความละเอียด 14 บิต เก็บสัญญาณไฟฟ้ากล้ำเนื้อโดยใช้โปรแกรม LabVIEW และสัญญาณไฟฟ้ากล้ำเนื้อที่ได้มีหน่วยเป็น โวลต์ (V) ตัวอย่างของบอร์ดขยายสัญญาณแสดงดังภาพประกอบ 3-2

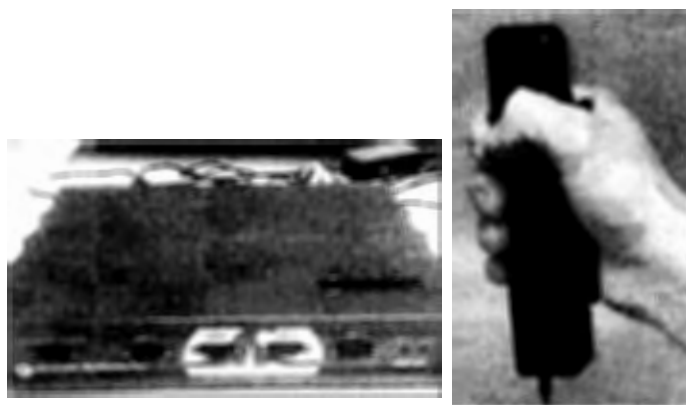


ภาพประกอบ 3-2 เครื่องขยายสัญญาณที่ผลิตเอง

สำหรับการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ำเนื้อด้วยเครื่องขยายสัญญาณที่ผลิตเองในงานวิจัยนี้กำหนดอัตราการสุ่มสัญญาณในการประมวลผลเป็น 1000 เฮิร์ตซ์ กรองความถี่ในช่วง 20-500 เฮิร์ตซ์ และอัตราขยาย 1000 เท่า

### 3.1.1.3 เครื่อง BIOPAC

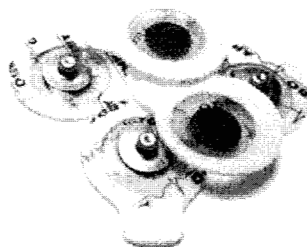
ในงานวิจัยนี้ใช้เครื่อง BIOPAC สำหรับวัดแรงจากการบีบเครื่องวัดแรงบีบมือ (Hand dynamometer) ดังแสดงในภาพประกอบ 3-3 โดยเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ขณะที่ออกแรงบีบเครื่องวัดแรงบีบมือ ที่ระดับแรงต่าง ๆ ค่าของแรงที่ได้มีหน่วยเป็น กิโลกรัม



ภาพประกอบ 3-3 เครื่อง BIOPAC (ซ้าย) และเครื่องวัดแรงบีบมือ (ขวา)

### 3.1.1.4 อิเล็กโทรด

ในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะต้องใช้อิเล็กโทรด ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของไอออนของกล้ามเนื้อเป็นการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้า ในงานวิจัยได้ใช้อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว Kendall / Tyco ARBO ของบริษัท TYCO HEALTHCARE เป็นวัสดุประเภทซิลเวอร์/ซิลเวอร์คลอไรด์ (Ag/AgCl) อิเล็กโทรดชนิดนี้มีลักษณะเป็นแผ่นกลมมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 24 มิลลิเมตร ดังแสดงในภาพประกอบ 3-4



ภาพประกอบ 3-4 อิเล็กโทรดชนิดพื้นผิว

สำหรับในงานวิจัยนี้กำหนดระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดที่วางบนกล้ามเนื้อเป็น 20 มิลลิเมตรและใช้ข้อมือเป็นจุดอ้างอิง

### 3.1.2 เครื่องมือสำหรับการวัดสัดส่วนร่างกาย

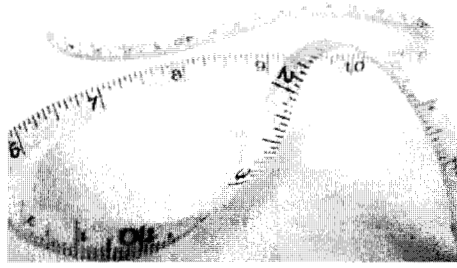
ในงานวิจัยทำการวัดสัดส่วนร่างกายจำนวน 11 สัดส่วน ประกอบด้วย

- (1) ความสูงขณะยืน (Standing height)
- (2) น้ำหนัก (Body mass)
- (3) ระยะจากข้อศอกถึงศูนย์กลางข้อมือ (Elbow-hand grip length)
- (4) เส้นรอบวงของไบเซ็ปส์ (Biceps circumference)
- (5) ความกว้างจากกล้ามเนื้อไหล่ซ้าย-กล้ามเนื้อไหล่ขวา (Shoulder breadth)
- (6) ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (Elbow-fingertip length)
- (7) เส้นรอบวงของแขนท่อนล่าง (Forearm circumference)
- (8) ระยะเอื้อมด้านหน้า (Forward grip reach)
- (9) ความกว้างมือ (Hand breadth)
- (10) ความยาวมือ (Hand length)
- (11) ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (Shoulder-elbow length)

เครื่องมือสำหรับการวัดสัดส่วนร่างกาย มีดังนี้

- เครื่องวัดส่วนสูง มีแกนเหล็กสำหรับอ่านระดับความสูง ที่สามารถเลื่อนขึ้น-ลงได้ สำหรับวัดความสูง
- สายวัด สำหรับวัดความยาว และเส้นรอบวง
- เครื่องมือวัดคาลิเปอร์ขนาดใหญ่ (Wide sliding torso caliper) เป็นเครื่องมือที่มีแกนเหล็กอีกด้านสามารถเลื่อนเข้า-ออกได้ ใช้วัดความหนาและความกว้างของร่างกาย เช่น ความกว้างของไหล่
- เครื่องมือวัดคาลิเปอร์ขนาดเล็ก (Small bone caliper) เป็นเครื่องมือที่ใช้วัดความกว้างของร่างกาย เช่น ข้อมือ
- ตลับเมตร เป็นเครื่องมือที่มีแกนอีกด้านสามารถเลื่อนเข้า-ออก ได้ใช้วัดความยาวและความกว้างของร่างกาย เช่น ระยะเอื้อมแขน เครื่องวัดส่วนสูง เป็นต้น
- เครื่องชั่งน้ำหนัก สำหรับชั่งน้ำหนักมีหน่วยเป็นกิโลกรัม

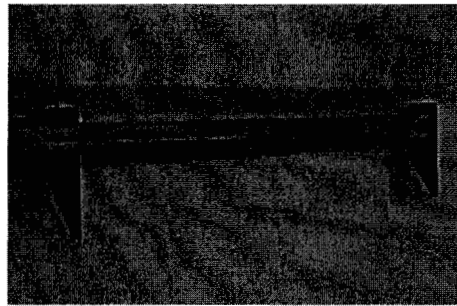




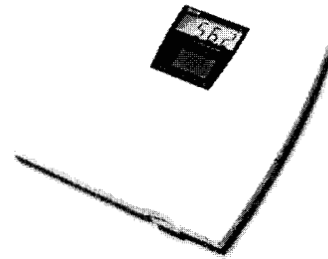
(ก)



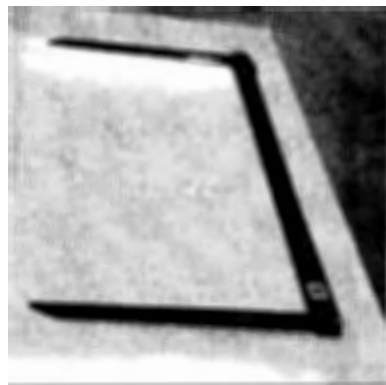
(ข)



(ค)



(ง)



(จ)



(ฉ)

ภาพประกอบ 3-5 เครื่องมือสำหรับการวัดสัดส่วนร่างกาย

(ก) สายวัด (ข) เครื่องมือวัดคาลิปเปอร์ขนาดเล็ก (ค) ตลับเมตร (ง) เครื่องชั่งน้ำหนัก

(จ) เครื่องมือวัดคาลิปเปอร์ขนาดใหญ่ (ฉ) เครื่องวัดส่วนสูง

(ดูรายละเอียดวิธีการวัดสัดส่วนร่างกายทั้ง 11 สัดส่วนในภาคผนวก ก)

### 3.2 การเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ในงานวิจัยนี้ทำการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะกล้ามเนื้อหดตัวแบบเคลื่อนที่และกล้ามเนื้อหดตัวแบบอยู่กับที่ ซึ่งประกอบด้วยข้อมูลทั้งหมด 6 ชุด รายละเอียดการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและรูปแบบการทดลองมีดังนี้

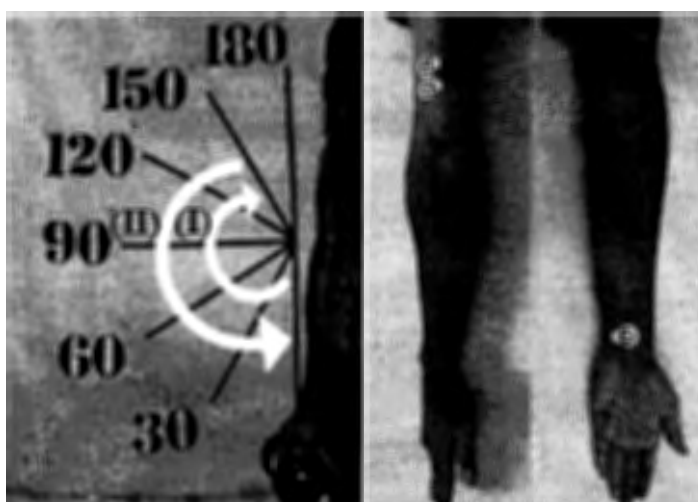
#### 3.2.1 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 1: การยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

- การเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Data acquisition)

เก็บข้อมูลจากอาสาสมัครเพศชาย 1 คน โดยเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอ แขนขวา ใช้เครื่องขยายสัญญาณรุ่น Mobi6-6b

- รูปแบบการทดลอง

อาสาสมัครยกน้ำหนัก 4.6 และ 8 กิโลกรัม เคลื่อนที่ขึ้น-ลงจากมุม 0-150 ° ภายในเวลา 3 วินาที ดังแสดงในภาพประกอบ 3-6 โดยให้อาสาสมัครยกน้ำหนักแต่ละน้ำหนักขึ้น-ลงจนกระทั่งไม่สามารถยกน้ำหนักขึ้นได้อีกต่อไป จึงหยุดการทดลองยกน้ำหนักนั้น ๆ



(ก)

(ข)

ภาพประกอบ 3-6 รูปแบบการทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่และตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด

(ก) การยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ขึ้น (I) และลง (II) จากมุม 0-150 °

(ข) ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอ (ซ้าย) ข้อมือ (ขวา)

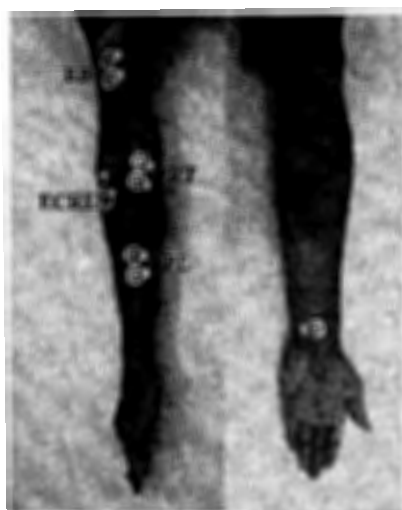
### 3.2.2 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 2: การยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

- การเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เก็บข้อมูลจากอาสาสมัครเพศชาย 4 คน โดยเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอไอ (Biceps brachii, BB) กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซีส ลองกัส (Flexor pollicis longus, FPL) กล้ามเนื้อเอ็กซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส ลองกัส (Extensor carpi radialis longus, ECRL) กล้ามเนื้อโปรเนเตอร์ เรดิ เทเรส (Pronator radii teres, PRT) และกล้ามเนื้อซูพินเเตอร์ ลองกัส (Supinator longus, SL) แขนขวา ดังแสดงในภาพประกอบ 3-7 ใช้เครื่องขยายสัญญาณรุ่น Mobi6-6b

- รูปแบบการทดลอง

อาสาสมัครยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม เคลื่อนที่ขึ้น-ลงจากมม 0-150 องศาภายในเวลา 3 วินาที ดังแสดงในภาพประกอบ 3-6



ภาพประกอบ 3-7 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อ 5 กล้ามเนื้อ (ซ้าย) และข้อมือ (ขวา)

### 3.2.3 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 3: การยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

- การเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เก็บข้อมูลจากอาสาสมัครจำนวน 22 คน แบ่งเป็นเพศชาย 10 คน อายุ  $21.1 \pm 0.88$  ปี และเพศหญิง 12 คน อายุ  $20.8 \pm 1.19$  ปี โดยเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอไอ แขนขวา ใช้เครื่องขยายสัญญาณรุ่น Mobi6-6b

- รูปแบบการทดลอง

อาสาสมัครยกน้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม เคลื่อนที่ขึ้น-ลงจากมุม 0 องศา ถึง 150 องศาให้เสร็จภายในเวลา 3 วินาที

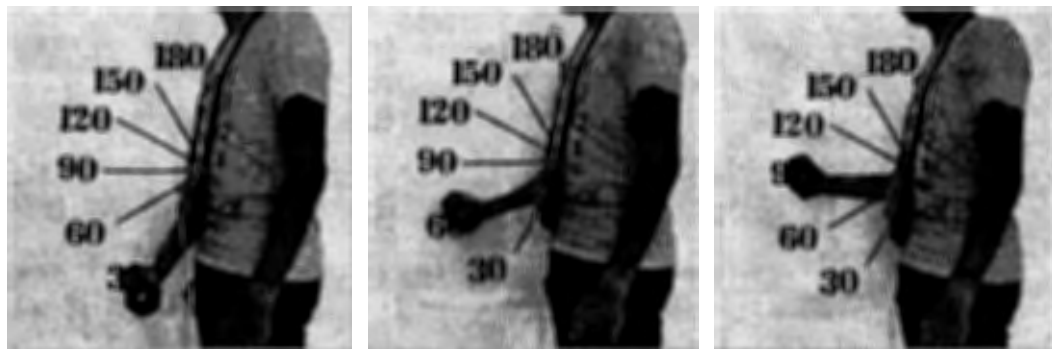
### 3.2.4 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 4: การยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

- การเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เก็บข้อมูลจากอาสาสมัครข้อมูลจากอาสาสมัคร 21 คนแบ่งเป็นเพศชาย 11 คน อายุ  $21.2 \pm 0.87$  ปี และเพศหญิง 10 คน อายุ  $21.0 \pm 0.82$  ปี โดยเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอจากแขนขวา ใช้เครื่องขยายสัญญาณรุ่น Mobi6-6b

- รูปแบบการทดลอง

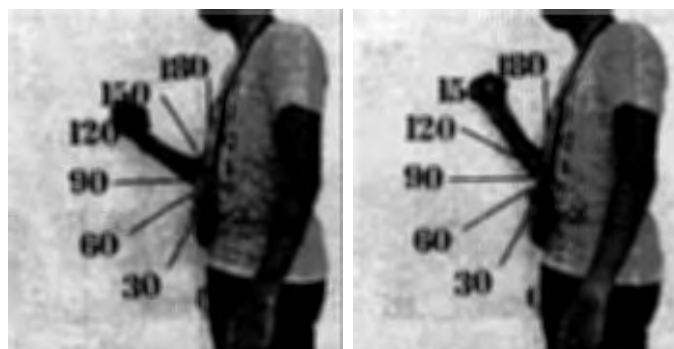
อาสาสมัครยกน้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม ที่มุม 30 60 90 120 และ 150 องศา ดังแสดงในภาพประกอบ 3-8 โดยยกค้างไว้ 5 วินาที



(ก)

(ข)

(ค)



(ง)

(จ)

ภาพประกอบ 3-8 การยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

(ก) มุม 30° (ข) มุม 60° (ค) มุม 90° (ง) มุม 120° (จ) มุม 150°

### 3.2.5 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 5: การยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

- การเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ  
เก็บข้อมูลจากอาสาสมัครเพศหญิง 1 คน โดยเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซปส์ เบรคิโอ แขนขวา ใช้เครื่องขยายสัญญาณที่ผลิตเอง
- รูปแบบการทดลอง  
อาสาสมัครยกน้ำหนัก 0.5 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม ที่มุม 90 องศา โดยยกค้างไว้ 5 วินาที

### 3.2.6 ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 6: การออกแรงบีบเครื่องวัดแรงบีบมือ

- การเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ  
เก็บข้อมูลจากอาสาสมัครเพศหญิงจำนวน 1 คน โดยเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซปส์ เบรคิโอ แขนขวา ใช้เครื่องขยายสัญญาณรุ่น Mobi6-6b
- รูปแบบการทดลอง  
อาสาสมัครออกแรงบีบเครื่องวัดแรงบีบมือของเครื่อง BIOPAC ด้วยแรงสูงสุดเพื่อหาค่าความสามารถสูงสุดที่อาสาสมัครออกแรงโดยสมัครใจ (Maximum voluntary contraction, MVC) แรงที่ได้มีหน่วยเป็นกิโลกรัมซึ่งแรงที่ได้มีค่าเป็น 100% MVC เพื่อนำมาคำนวณหาค่าแรงที่ 10 30 50 และ 70% MVC แล้วให้อาสาสมัครออกแรงบีบเครื่องวัดแรงบีบมือด้วยแรง 10 30 50 และ 70% MVC ค้างไว้เป็นเวลา 5 วินาที

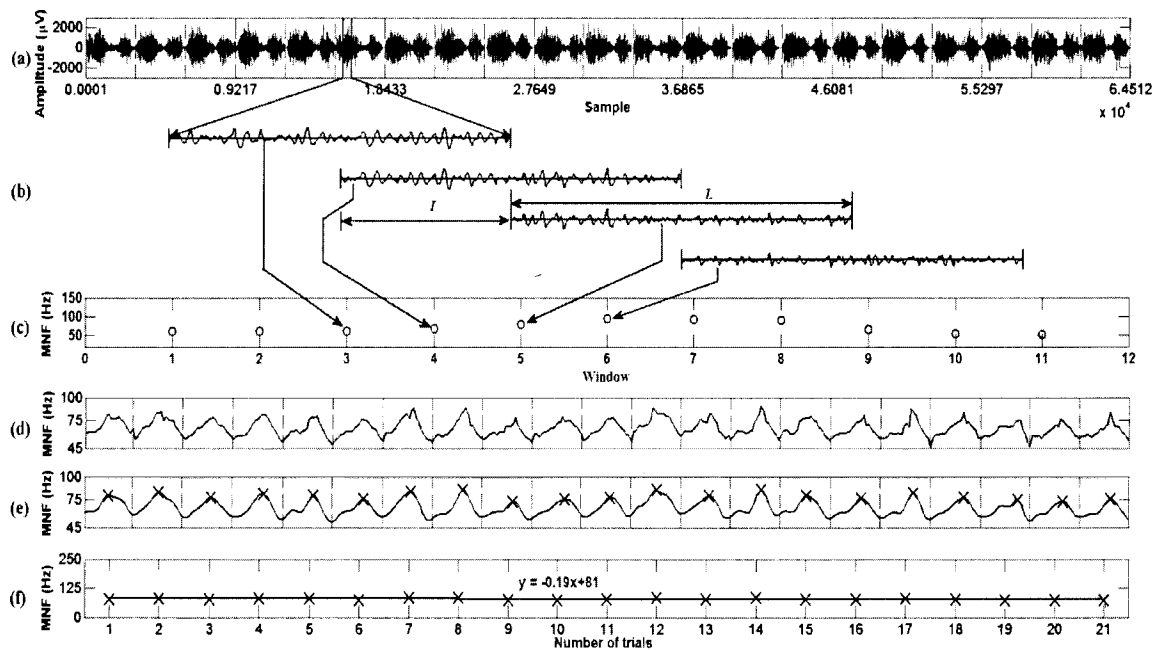
## 3.3 การวัดความล้าของกล้ามเนื้อ

หัวข้อนี้กล่าวถึงการวัดความล้าของกล้ามเนื้อไบเซปส์ เบรคิโอ ขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ ด้วยการวิเคราะห์ลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์คือข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 1 วิธีการทดลองได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.2.1

### วิธีการวิเคราะห์สัญญาณ

วิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้เทคนิคการเลื่อนวินโดว์ โดยทำการแบ่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแต่ละครั้งที่ยกน้ำหนักในภาพประกอบ 3-9 (a) ออกเป็นวินโดว์ย่อยที่มีขนาดวินโดว์ (window size,  $L$ ) เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป (window increment,  $I$ ) เท่ากับ 50 เปอร์เซนต์ของขนาดวินโดว์ ดังแสดงในภาพประกอบ 3-9 (b) แล้วทำการหาค่า MNF ของแต่ละวินโดว์ย่อยดังแสดงในภาพประกอบ 3-9 (c) เมื่อทำการเลื่อนวินโดว์และหา

ค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งหมดจะได้กราฟค่า MNF ดังภาพประกอบ 3-9 (d) จากนั้นนำค่า MNF มาผ่านการกรองความถี่ต่ำผ่านเพื่อให้กราฟ MNF เรียบขึ้น ดังแสดงในภาพประกอบ 3-9 (e) แล้วทำการหาค่า MNF สูงสุดของการยกน้ำหนักแต่ละครั้ง ในภาพประกอบ 3-9 ยกน้ำหนักทั้งหมด 21 ครั้ง ซึ่งได้ค่า MNF สูงสุดทั้งหมด 21 ค่า แล้วทำการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้น (Linear regression analysis) เพื่อดูแนวโน้มความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF และจำนวนครั้งการยกน้ำหนัก ในรูปของสมการเส้นตรง ดังแสดงในภาพประกอบ 3-9 (f)



ภาพประกอบ 3-9 วิธีการวัดความถี่ของกล้ามเนื้อขณะที่กล้ามเนื้อหดตัวแบบเคลื่อนที่

### 3.4 การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรง

ในหัวข้อนี้เป็นการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรงที่ยกน้ำหนัก ซึ่งประกอบด้วยการศึกษาทดลองดังนี้

#### 3.4.1 การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอโดยการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา (Time-dependent spectral analysis)

เป็นการปรับปรุงการคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณ เพื่อบอกความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ กับแรงที่ใช้ยกน้ำหนัก โดยใช้การวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา

ข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์คือ ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 2 (เฉพาะข้อมูลจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอ) วิธีการทดลองได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.2.2

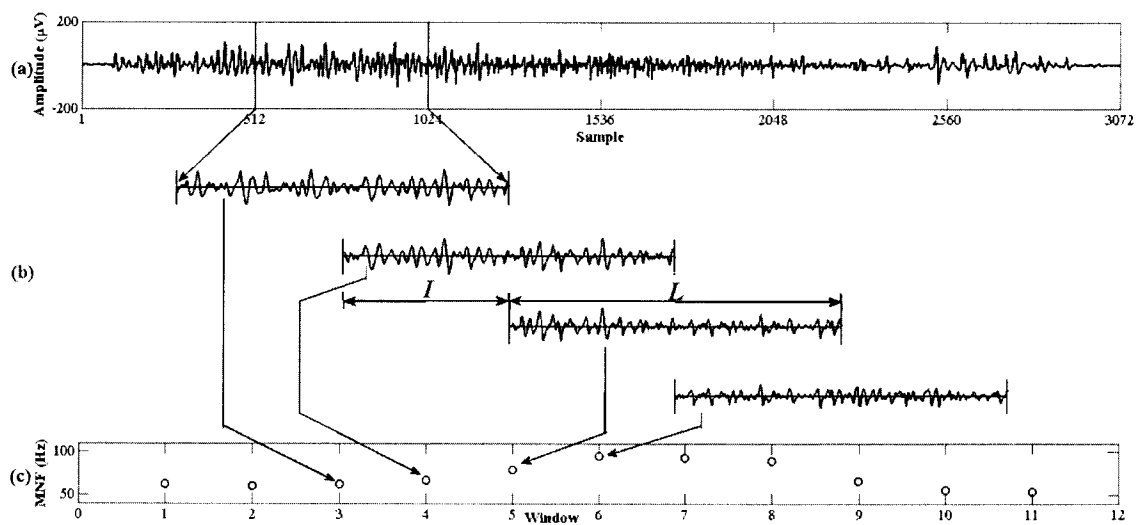
วิธีการวิเคราะห์สัญญาณ

- (1) หาค่า MDF และ MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากสัญญาณทั้งชุด
- (2) หาลักษณะเด่นของสัญญาณโดยใช้การวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา

#### การวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา (Time-dependent spectral analysis)

วิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้เทคนิคการเลื่อนวินโดว์ โดยทำการแบ่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อออกเป็นวินโดว์ย่อยที่มีขนาดวินโดว์ ( $L$ ) เท่ากับ 512 แซมเปิล ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป ( $I$ ) เท่ากับ 6.25 12.5 25 50 75 และ 100 เปอร์เซ็นต์ของขนาดวินโดว์ ดังแสดงในภาพประกอบ 3-10 (b) แล้วทำการหาค่า MDF และ MNF ของแต่ละวินโดว์ย่อย ซึ่งจะได้ค่า Time-Dependent MDF (TD-MDF) และ Time-Dependent MNF (TD-MNF) เมื่อทำการเลื่อนวินโดว์และหาค่า TD-MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะได้ดังแสดงในภาพประกอบ 3-10 (c)

จากนั้นเลือกช่วงที่เหมาะสมของค่า TD-MDF และ TD-MNF ที่สามารถบอกความสัมพันธ์ระหว่างค่าลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับน้ำหนัก เพื่อนำไปคำนวณหาค่าทางสถิติ เช่น ค่าเฉลี่ย (Mean) ค่ากลาง (Median) และค่าความแปรปรวน (variance) แล้วทำการวิเคราะห์ความแปรปรวน (One-way analysis of Variance, ANOVA) เพื่อทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยทั้ง 4 น้ำหนัก แล้วพิจารณาขนาดวินโดว์ และ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปที่เหมาะสมที่สามารถแยกค่าลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้ง 4 น้ำหนัก ได้ดีที่สุด



ภาพประกอบ 3-10 วิธีการหาค่า TD-MNF

### 3.4.2 การศึกษาความเป็นไปได้ของการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาเพื่อบอกความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อกับน้ำหนัก ของกล้ามเนื้อแขนท่อนล่าง

เป็นการศึกษาความเป็นไปได้ของการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา เพื่อบอกความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อกับแรงขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ สำหรับกล้ามเนื้อบริเวณแขนท่อนล่าง 4 กล้ามเนื้อ

ข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์คือ ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อชุดที่ 2 (เฉพาะข้อมูลจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อเฟลทเซอร์ พอลิซิส ลองกัส กล้ามเนื้อเอ็กซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส ลองกัส กล้ามเนื้อ โพรเนเตอร์ เรดิ เทเรส และกล้ามเนื้อซูพินเนเตอร์ ลองกัส) วิธีการทดลองได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.2.2

วิธีการวิเคราะห์สัญญาณ

วิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ โดยแบ่งเป็น 2 แบบ คือ

(1) หาค่า MDF และ MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อทั้งหมด

(2) หาลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ โดยการวิเคราะห์สเปกตรัมที่

เปลี่ยนแปลงตามเวลา ซึ่งได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.4.1 โดยใช้ขนาดวินโดว์เท่ากับ 1024 768 512 384 และ 256 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป เท่ากับ 6.25 12.5 25 50 75 และ 100 เปอร์เซนต์ของขนาดวินโดว์

### 3.4.3 การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับแรง

เป็นการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อกับแรงที่ยกน้ำหนักและหาเหตุผลที่เป็นไปได้ที่จะสนับสนุนผลการวิเคราะห์ โดยการพิจารณาข้อมูลสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัคร

ข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์คือข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อชุดที่ 3 การยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ และชุดที่ 4 การยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ วิธีการทดลองได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.2.3 และหัวข้อ 3.2.4 ตามลำดับ

วิธีการวิเคราะห์สัญญาณ

(1) สัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

ทำการแบ่งข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อซึ่งมีความยาว 5 วินาที/น้ำหนัก/มุม/ครั้ง ที่ทดลองเป็น 10 ช่วง (จะได้ช่วงละ 0.5 วินาทีหรือ 512 แซมเปิล) แล้วหาค่า MDF และค่า MNF ของแต่ละช่วง จะได้ทั้งหมด 10 ค่า จากนั้นหาค่าเฉลี่ยของค่า MDF และ MNF ทั้ง 10 ค่า แล้ว



วิเคราะห์ความแปรปรวนเพื่อทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยค่า MDF และค่า MNF ของทั้ง 5 น้ำหนัก โดยทดสอบแยกแต่ละมุมที่ทำการยกน้ำหนัก ซึ่งมีทั้งหมด 5 มุม คือ 30 60 90 120 และ 150 องศา

(2) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

หาค่า MDF และ MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งหมดซึ่งมีความยาว 3 วินาที หรือ 3072 แซมเปิล แล้ววิเคราะห์ความแปรปรวนเพื่อทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยค่า MDF และ MNF ของทั้ง 5 น้ำหนัก

เมื่อได้ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับน้ำหนักขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่แล้วจึงทำการแบ่งค่าสัดส่วนร่างกายทั้ง 12 ค่าของอาสาสมัครเป็น 3 กลุ่มตามความสัมพันธ์ของค่า MDF และ MNF กับน้ำหนัก เพื่อทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยค่าสัดส่วนร่างกาย โดยทดสอบแยกเป็นคู่ ด้วยการหาขนาดอิทธิพล (Effect size) เนื่องจากการทดลองมีข้อจำกัดในเรื่องจำนวนของอาสาสมัครที่ใช้ในการทดลอง จึงใช้การหาขนาดอิทธิพลซึ่งเป็นตัวบอกความแตกต่าง (ในรูปของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ระหว่างค่าเฉลี่ยของประชากร 2 กลุ่ม แทนการวิเคราะห์ความแปรปรวน เนื่องจากผลที่ได้จากการหาขนาดอิทธิพลไม่ขึ้นอยู่กับขนาดของกลุ่มตัวอย่าง [38] ในงานวิจัยนี้การหาขนาดอิทธิพลโดยใช้เกณฑ์ของโคเฮน (Cohen) ในการทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยสองกลุ่ม

$$d = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{s} \quad (3.1)$$

$$s = \sqrt{\frac{(n_1 - 1)s_1^2 + (n_2 - 1)s_2^2}{n_1 + n_2}} \quad (3.2)$$

เมื่อ  $d$  คือ ความแตกต่างระหว่างประชากร 2 กลุ่ม

$\bar{x}_1$  คือ ค่าเฉลี่ยของประชากรแต่ละกลุ่มที่ 1

$\bar{x}_2$  คือ ค่าเฉลี่ยของประชากรแต่ละกลุ่มที่ 2

$s_1$  คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของประชากรแต่ละกลุ่มที่ 1

$s_2$  คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของประชากรแต่ละกลุ่มที่ 2

$s$  คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของประชากรกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2

$n_1$  คือ จำนวนประชากรกลุ่มที่ 1

$n_2$  คือ จำนวนประชากรกลุ่มที่ 2

การพิจารณาขนาดอิทธิพล โดยใช้เกณฑ์ของ โคอเฮนมีดังนี้

$d$  เท่ากับ 0.2 มีความแตกต่างระหว่างประชากร 2 กลุ่มในระดับต่ำ

$d$  เท่ากับ 0.5 มีความแตกต่างระหว่างประชากร 2 กลุ่มในระดับปานกลาง

$d$  เท่ากับ 0.8 มีความแตกต่างระหว่างประชากร 2 กลุ่มในระดับสูง

### 3.4.4 การวิเคราะห์สเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริโอ โดยใช้การวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา

เป็นการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาของสัญญาณ เพื่อบอกความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณกับน้ำหนัก ซึ่งมีวิธีการวิเคราะห์ที่ เช่นเดียวกับหัวข้อ 3.4.1 โดยใช้ขนาดวินโดว์เท่ากับ 1024 768 512 384 และ 256 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 6.25 12.5 25 50 75 และ 100 เปอร์เซนต์ของขนาดวินโดว์

ข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์คือ ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 3 วิธีการทดลองได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.2.3 จากอาสาสมัครจำนวน 20 คน

### 3.5 การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับมุม

ในหัวข้อนี้เป็นการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับมุมหรือความยาวของกล้ามเนื้อ รวมทั้งการปรับปรุงวิธีคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณสำหรับการตรวจมุม

ข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์คือ ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 4 วิธีการทดลองได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.2.4

วิธีการวิเคราะห์สัญญาณ

ทำการหาค่า MDF และ MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งที่เป็นข้อมูลดิบและข้อมูลที่ทำการนอร์มอลไลเซชันซึ่งมี 3 แบบ ดังนี้

(1) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบที่ 1 คือสัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 โดยใช้สูตรดังสมการ

$$\text{normalized data} = 2 \left( \frac{x - \min(x)}{\max(x) - \min(x)} \right) - 1 \quad (3.3)$$

เมื่อ  $x$  คือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อดิบ

(2) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบที่ 2 คือสัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 แล้วทำการกรองสัญญาณในช่วงความถี่ 20-500 เฮิรตซ์

(3) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบที่ 3 คือ สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าสูงสุดเท่ากับ 1 หรือมีค่าต่ำสุดเท่ากับ -1 โดยใช้สูตรดังสมการ

$$\text{normalized data} = \frac{x}{\max(\text{abs}(x))} \quad (3.4)$$

เมื่อ  $x$  คือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อดิบ

จากนั้นทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนเพื่อทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยค่า MNF ของทั้ง 5 มุม และวิเคราะห์สหสัมพันธ์ (Correlation analysis) เพื่อวัดความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมว่ามีความสัมพันธ์กันในรูปแบบที่เป็นเชิงเส้นมากหรือน้อยเพียงใด โดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation coefficient,  $r$ ) เป็นตัวบ่งบอกระดับความสัมพันธ์ที่เป็นเชิงเส้นดังกล่าว ซึ่งมีค่าอยู่ระหว่าง -1 ถึง 1 หากค่า  $r$  มีค่าเข้าใกล้ -1 หรือ 1 แสดงว่ามีความสัมพันธ์ที่เป็นเชิงเส้นสูง แต่หากมีค่าเข้าใกล้ศูนย์แสดงว่ามีความสัมพันธ์ที่เป็นเชิงเส้นน้อยหรือไม่มีความสัมพันธ์ที่เป็นเชิงเส้นเลย

### 3.6 การศึกษารูปแบบการกระจายตัวของฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ในหัวข้อนี้เป็นการศึกษารูปแบบการกระจายตัวของฟังก์ชันความหนาแน่นความน่าจะเป็นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อแยกสัญญาณไฟฟ้าออกเป็น 3 รูปแบบ คือ สัญญาณขณะพักซึ่งกล้ามเนื้อไม่มีการออกแรง สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงน้อย ๆ และขณะออกแรงมาก ๆ โดยการประมาณความหนาแน่นและการวัดความเป็นนอนเกาส์เซียนของสัญญาณ

ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ใช้ในการวิเคราะห์ประกอบด้วยข้อมูล 3 ชุดดังนี้

(1) ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 4 วิธีการทดลองได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.2.4 ซึ่งใช้เฉพาะข้อมูลขณะยกน้ำหนักที่มุม 90 องศาจากอาสาสมัครจำนวน 8 คน

(2) ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 5 วิธีการทดลองได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.2.5 ซึ่งเก็บข้อมูลจากอาสาสมัคร 1 คน

(3) ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 6 วิธีการทดลองได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.2.6 ซึ่งเก็บข้อมูลจากอาสาสมัคร 1 คน

สำหรับข้อมูลชุดที่ 4 และ 5 ซึ่งเป็นการออกแรงยกน้ำหนัก 1-5 กิโลกรัม ต้องทำทดลองหาค่าน้ำหนักสูงสุดที่อาสาสมัครสามารถยกค้างไว้ที่มุม 90 องศา นานเป็นเวลา 5 วินาทีได้ ซึ่งค่าน้ำหนักที่ได้จะเป็นค่าน้ำหนักที่ 100% Maximum Voluntary Contraction (MVC) เพื่อนำค่าที่ได้ไปคำนวณ % MVC ของการยกน้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม ของอาสาสมัครแต่ละคน

#### วิธีการวิเคราะห์สัญญาณ

ก่อนที่จะวัดความเป็นนอนเกาส์เซียนของสัญญาณ จะต้องทำการนอร์มอลไลเซชันสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ [27] โดยทำการนอร์มอลไลเซชันให้สัญญาณมีค่าเฉลี่ยเท่ากับศูนย์และความแปรปรวนเท่ากับหนึ่ง ดังสมการ

$$\text{normalized data} = \frac{x - \bar{x}}{\sigma} \quad (3.5)$$

เมื่อ  $x$  คือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

$\bar{x}$  คือ ค่าเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

$\sigma^2$  คือ ค่าความแปรปรวนของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

จากนั้นทำการประมาณค่าความหนาแน่นของสัญญาณที่ทำการนอร์มอลไลเซชัน โดยใช้การประมาณความหนาแน่นแบบเคอร์เนล เพื่อดูรูปแบบการกระจายตัวของฟังก์ชันความหนาแน่นความน่าจะเป็นของสัญญาณ และทำการวัดความเป็นนอนเกาส์เซียนของสัญญาณในท่าพักและขณะยกน้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม โดยการหาค่าดังนี้

(1) ค่าความโค้งวิธีการคำนวณได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 2.9.1

(2) ค่าประมาณเนกาทีฟเอนโทรปีวิธีการคำนวณได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 2.9.2

ซึ่งมีวิธีการคำนวณ 3 วิธี สำหรับในงานวิจัยนี้ได้คำนวณทั้ง 3 วิธี โดยกำหนดค่าเนกาทีฟเอนโทรปีดังนี้

- ค่าเนกาทีฟเอนโทรปี 1 คำนวณค่าจากสมการ 2.9
- ค่าเนกาทีฟเอนโทรปี 2 คำนวณค่าจากสมการ 2.11 ฟังก์ชัน  $G$  จากสมการ 2.12
- ค่าเนกาทีฟเอนโทรปี 2 คำนวณค่าจากสมการ 2.11 ฟังก์ชัน  $G$  จากสมการ 2.13

เพื่อนำความสัมพันธ์ระหว่างค่าความโค้งและค่าเนกาทีฟเอนโทรปีกับแรงมาทำการเปรียบเทียบกับความสัมพันธ์ระหว่างค่า MAV ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรง

## บทที่ 4

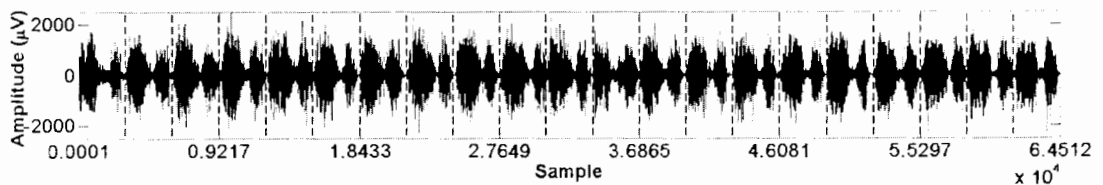
### ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งประกอบด้วย การวัดความถี่ของกล้ามเนื้อ การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ กับน้ำหนัก การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับมุมหรือ ความยาวของ และรูปแบบการกระจายตัวของฟังก์ชันความน่าจะเป็นของสัญญาณ

#### 4.1 ผลการวัดความถี่ของกล้ามเนื้อ

การวัดความถี่ของกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ ด้วย การหาลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยใช้เทคนิคการเลื่อนวินโดว์ วิธีการวิเคราะห์สัญญาณได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.3

ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ขณะยกน้ำหนัก 8 กิโลกรัม เคลื่อนที่ขึ้น-ลงจากมุม 0-150 ° ภายในเวลา 3 วินาที โดยยกน้ำหนักติดต่อกันทั้งหมด 21 ครั้ง แสดง ดังภาพประกอบ 4-1

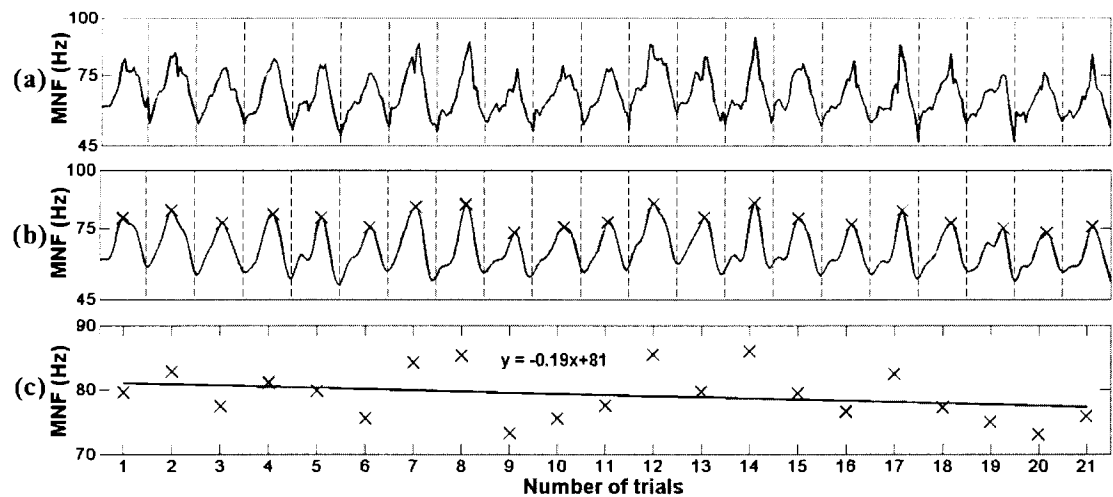


ภาพประกอบ 4-1 ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อ ไบเซ็ปส์ เบริคิโอขณะยกน้ำหนัก 8 กิโลกรัม

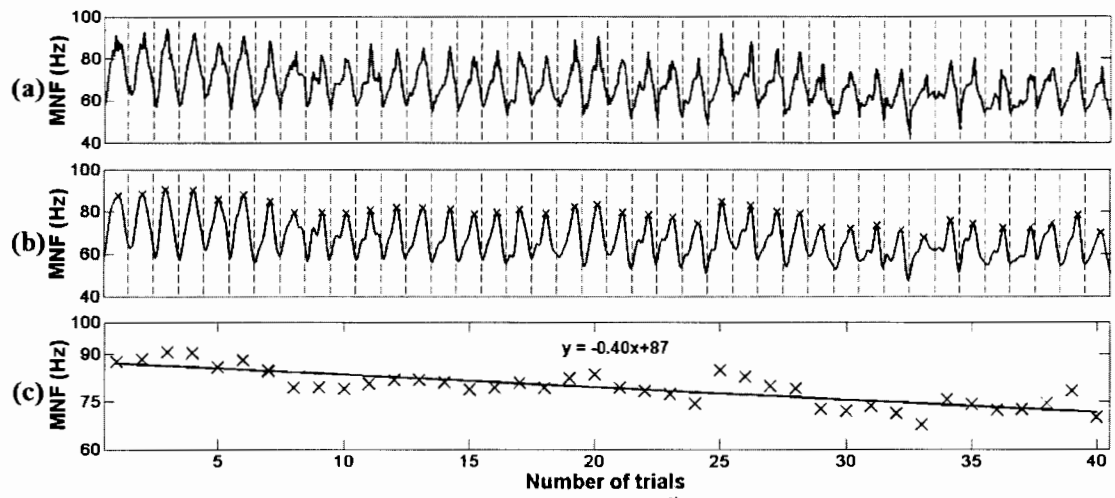
ผลการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนัก 4 6 และ 8 กิโลกรัม จะเห็นภาพประกอบ 4-2 ภาพประกอบ 4-3 และภาพประกอบ 4-4 ตามลำดับ จากการทดลอง พบว่าสามารถยกน้ำหนัก 8 กิโลกรัมได้มากที่สุดเป็นจำนวน 21 ครั้ง ยกน้ำหนัก 6 กิโลกรัมได้มากที่สุดเป็นจำนวน 40 ครั้ง และยกน้ำหนัก 4 กิโลกรัมได้มากที่สุดเป็นจำนวน 60 ครั้ง

จากวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยเทคนิคการเลื่อนวินโดว์ ที่กำหนดขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 256 แซมเปิล (50 เปอร์เซ็นต์ของขนาดวินโดว์) แล้วหาค่า MNF ของแต่ละวินโดว์จะได้ค่า MNF ดังภาพประกอบ 4-2 (a) ภาพประกอบ 4-3 (a) และภาพประกอบ 4-4 (a) และค่า MNF ที่ผ่านการกรองความถี่ต่ำผ่านแสดงดังภาพประกอบ 4-2 (b) ภาพประกอบ 4-3 (b) และภาพประกอบ 4-4 (b) แล้วทำการหาค่าสูงสุดของค่า MNF ที่ผ่านการกรองความถี่แล้ว แต่ละครั้งที่ยกน้ำหนัก จากนั้นทำการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นเพื่อแทนรูปแบบของความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF และจำนวนครั้งการยกน้ำหนักด้วยสมการเชิงเส้นดังภาพประกอบ 4-2 (c) ภาพประกอบ 4-3 (c) ดังภาพประกอบ 4-4 (c)

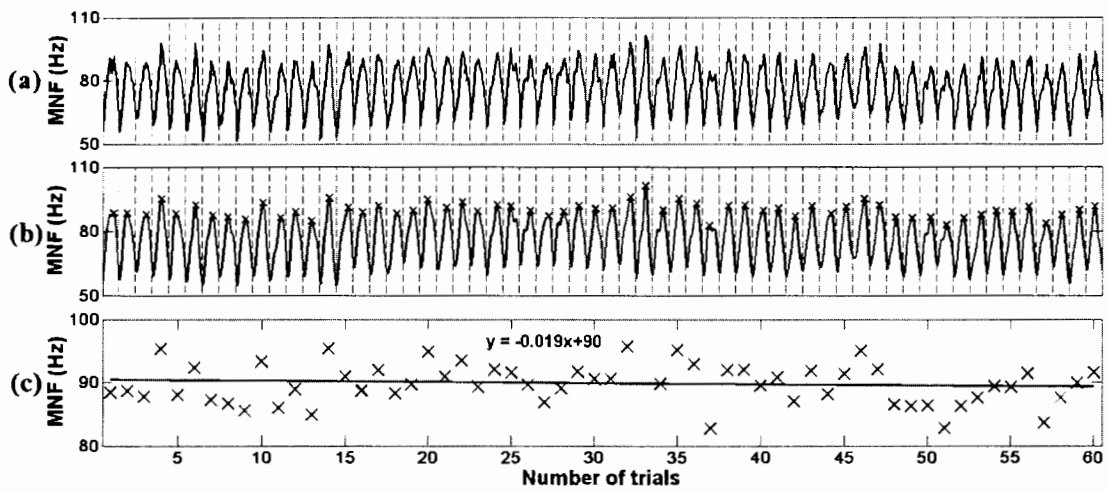
จากสมการเส้นตรงที่ได้จะเห็นได้ว่าค่าความชันของสมการมีค่าเป็นลบแสดงว่าค่า MNF มีแนวโน้มลดลงเมื่อจำนวนครั้งการยกน้ำหนักเพิ่มขึ้น เนื่องจากเมื่อยกน้ำหนักไปนานๆ เกิดการสะสมของกรดแลคติกทำให้เกิดความเมื่อยล้า และทำให้ความเร็วการชักนำแอกชันโพเทนเชียล (Action potential conduction velocity) ในเส้นใยกล้ามเนื้อลดลง ซึ่งความเร็วการชักนำแอกชันโพเทนเชียลในเส้นใยกล้ามเนื้อเกี่ยวข้องกับความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ดังนั้น ค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจึงลดลง [1, 4, 39]



ภาพประกอบ 4-2 ผลการวัดความถี่ของกล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนัก 8 กิโลกรัม



ภาพประกอบ 4-3 ผลการวัดความถี่ของกล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนัก 6 กิโลกรัม



ภาพประกอบ 4-4 ผลการวัดความถี่ของกล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนัก 4 กิโลกรัม

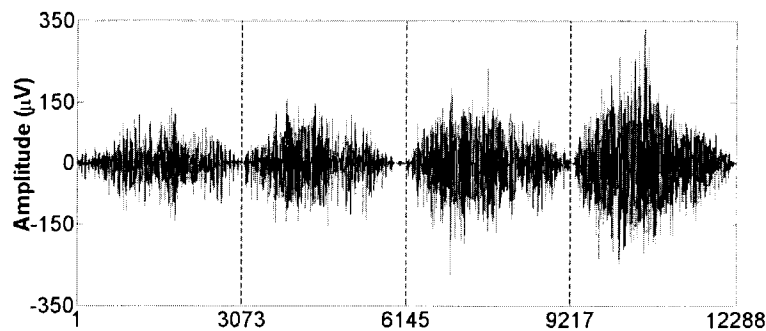
#### 4.2 ผลการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรง

ในหัวข้อนี้อธิบายถึงผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณกับแรงขณะยกน้ำหนัก ซึ่งประกอบด้วยผลการทดลองดังนี้

##### 4.2.1 ผลการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอโดยการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา

การวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาเพื่อบอกความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอกับน้ำหนัก ซึ่งวิธีการวิเคราะห์สัญญาณได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.4.1

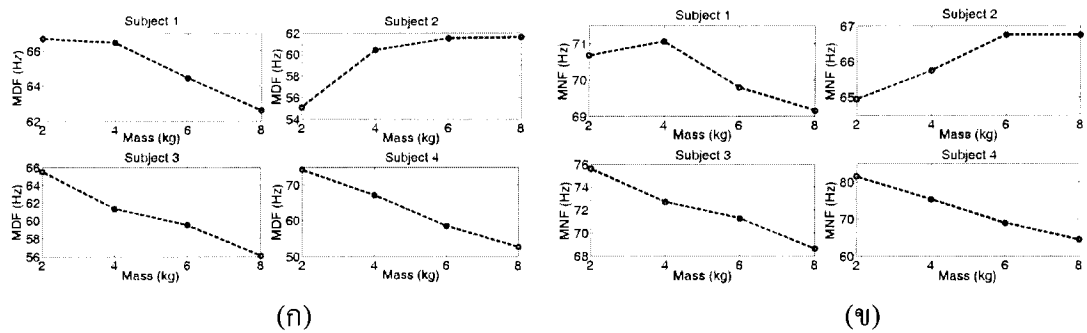
ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม เคลื่อนที่ขึ้น-ลงจากมุม 0-150 องศาภายในเวลา 3 วินาทีของอาสาสมัครคนที่ 1 แสดงดังภาพประกอบ 4-5



ภาพประกอบ 4-5 ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอ ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม (จากซ้ายไปขวา)

ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับน้ำหนัก จากการวิเคราะห์จากสัญญาณทั้งหมดของอาสาสมัคร 4 คนแสดงดังภาพประกอบ 4-6 ซึ่งมีระบบความสัมพันธ์แตกต่างกันในอาสาสมัคร 4 คน ตัวอย่างเช่นในภาพประกอบ 4-6 (ข) ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับน้ำหนักสำหรับอาสาสมัครคนที่ 1 ค่า MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นสำหรับอาสาสมัครคนที่ 2 และค่า MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นสำหรับอาสาสมัครคนที่ 3 และอาสาสมัครคนที่ 4



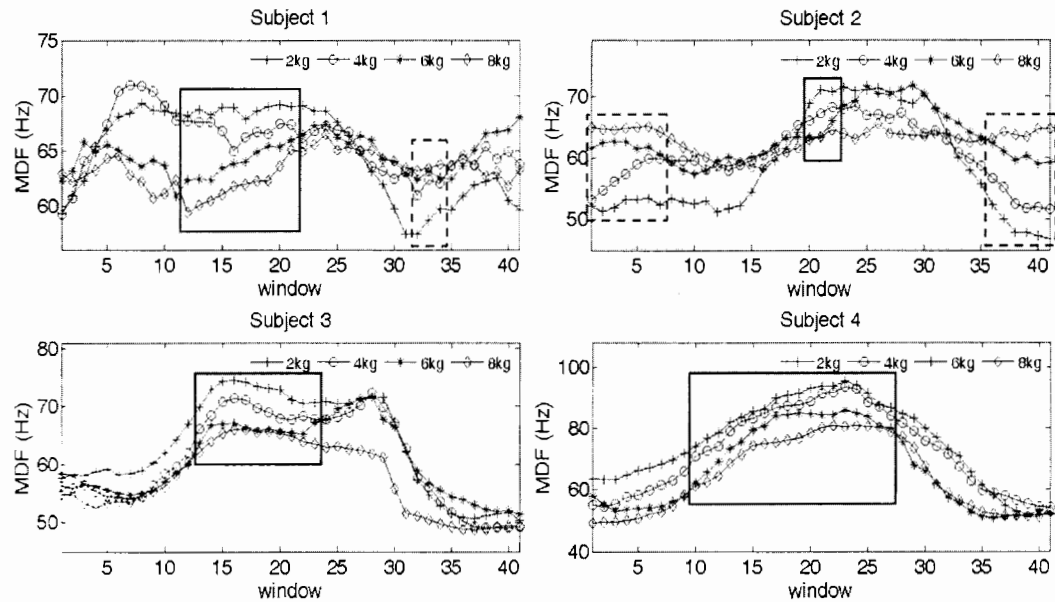


ภาพประกอบ 4-6 ค่า MDF (ก) และค่า MNF (ข) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อใบ  
เซปัส เบริคิโอกับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของอาสาสมัคร 4 คน

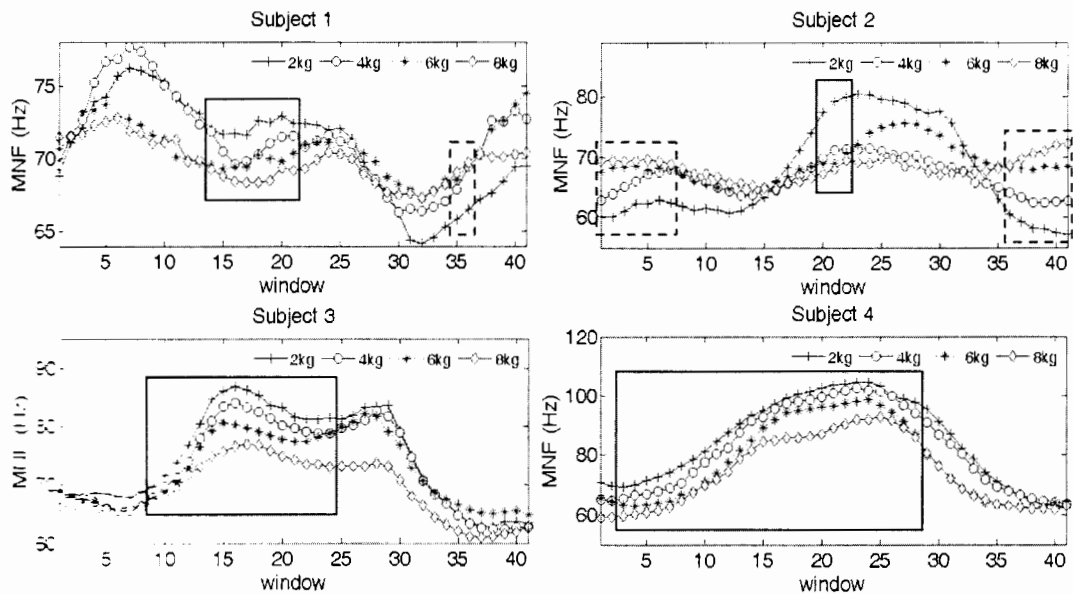
ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MDF และ TD-MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ  
กับน้ำหนัก เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล  
แสดงดังภาพประกอบ 4-7 และภาพประกอบ 4-8 จะเห็นได้ว่าค่า MDF และค่า MNF ของ  
สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีการเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา เนื่องจากเป็นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะ  
กล้ามเนื้อหดตัวแบบเคลื่อนที่ และสามารถพิจารณาช่วงที่เหมาะสมของค่า TD-MDF และค่า TD-  
MNF สำหรับบอกความสัมพันธ์กับน้ำหนักได้ สำหรับกล่องสี่เหลี่ยมเส้นทึบในภาพประกอบ 4-7  
และภาพประกอบ 4-8 แสดงให้เห็นช่วงที่ค่า MDF และค่า MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นซึ่งพบ  
ในช่วงกลางของค่า TD-MDF และค่า TD-MNF หรือช่วงกลางของการเคลื่อนไหว ส่วนกล่อง  
สี่เหลี่ยมเส้นประในภาพประกอบ 4-7 และภาพประกอบ 4-8 แสดงให้เห็นช่วงที่ค่า MDF และค่า  
MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น ซึ่งพบในช่วงต้นและช่วงปลายของค่า TD-MDF และค่า TD-MNF  
หรือช่วงเริ่มต้นและสิ้นสุดการเคลื่อนไหว ดังนั้นจึงเลือกช่วงกลางของค่า TD-MDF และค่า TD-  
MNF สำหรับการคำนวณหาค่าเฉลี่ย ค่ากลาง และค่าความแปรปรวนของช่วงนั้น ๆ และเพื่อให้เป็น  
ระบบอัตโนมัติจึงเลือกค่า TD-MDF และค่า TD-MNF ช่วงที่เหมือนกันในอาสาสมัครทั้ง 4 คน

จากการทดลองพบว่าการใช้ขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่  
เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล ในช่วงวินโดว์ที่ 19-22 (ประมาณ 10 เปอร์เซ็นต์ของวินโดว์ทั้งหมด)  
ให้ผลการแยกค่าเฉลี่ย TD-MDF และค่าเฉลี่ย TD-MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับน้ำหนักได้  
ดีที่สุด ซึ่งพิจารณาจากค่า  $p$  ที่น้อยที่สุดจากการวิเคราะห์ความแปรปรวน ความสัมพันธ์ระหว่าง  
ค่าเฉลี่ย TD-MDF และ TD-MNF กับน้ำหนักแสดงดังภาพประกอบ 4-9 และพบว่าความสัมพันธ์  
ระหว่างค่าเฉลี่ย TD-MDF และค่าเฉลี่ย TD-MNF ของสัญญาณกับน้ำหนักของอาสาสมัครทั้ง 4 คน  
มีรูปแบบเดียวกัน ซึ่งมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) และการหาค่าเฉลี่ยสามารถ

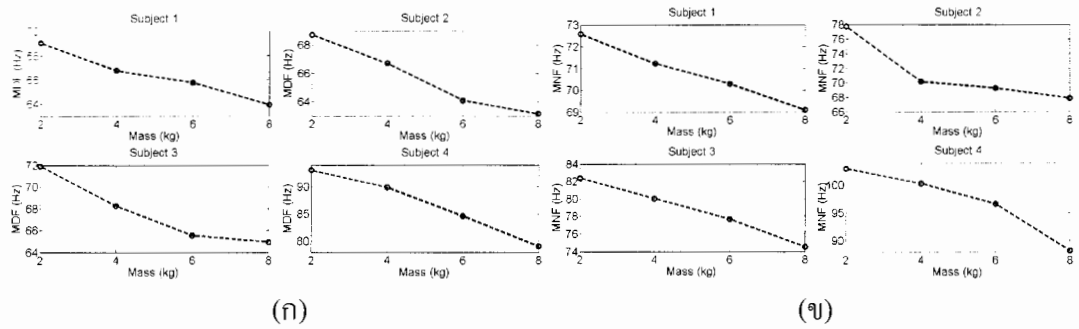
แยกค่าลักษณะเด่นของทั้ง 4 น้ำหนักได้ดีกว่าการหาค่ากลางและค่าความแปรปรวน ( $p < 0.01$ ) ดังแสดงในตาราง 4-1



ภาพประกอบ 4-7 ค่า TD-MDF กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์เบรคิโอ เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล



ภาพประกอบ 4-8 ค่า TD-MNF กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์เบรคิโอ เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล



ภาพประกอบ 4-9 ค่าเฉลี่ย TD-MDF (ก) และค่าเฉลี่ย TD-MNF (ข) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิไอกับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม

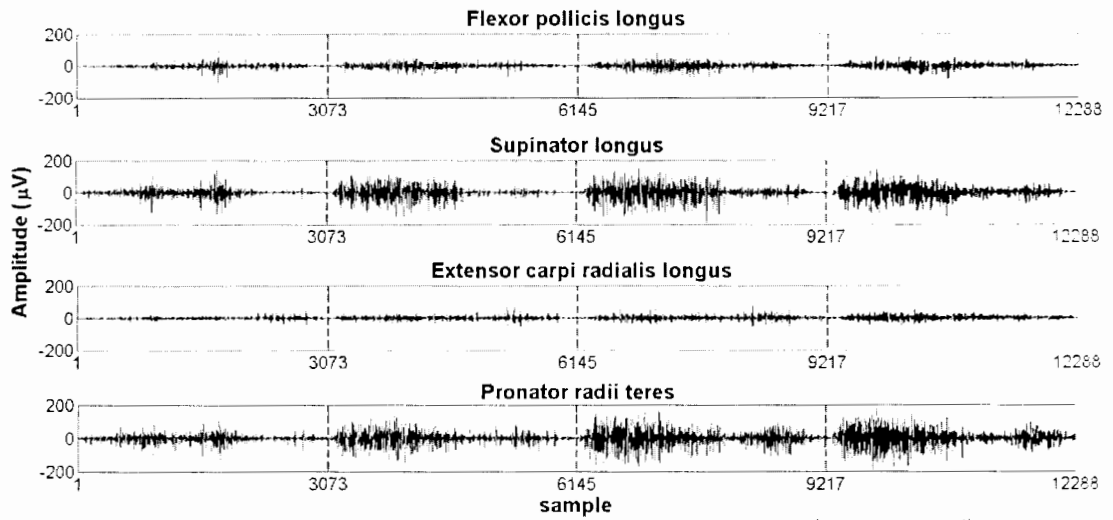
ตาราง 4-1 ค่าเฉลี่ย  $p$  ที่ได้จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอาสาสมัคร 4 คน

ลักษณะเด่น	ค่าเฉลี่ย $p$ ของอาสาสมัคร 4 คน	
	TD-MNF	TD-MDF
ค่าเฉลี่ย	0.00305	0.01768
ค่ากลาง	0.00340	0.02387
ค่าความแปรปรวน	0.09327	0.27870

**4.2.2 ผลการศึกษาความเป็นไปได้ของการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาเพื่อ บอกความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับน้ำหนัก จากกล้ามเนื้อแขน ท่อนล่าง**

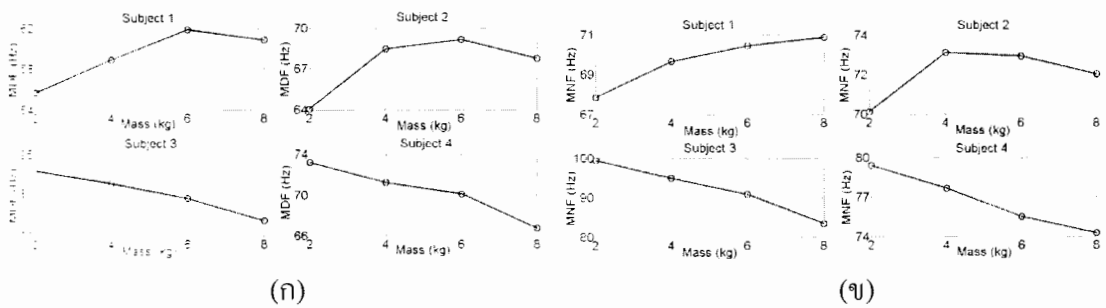
การศึกษาคือความเป็นไปได้ของการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาเพื่อ บอกความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรง ขณะ ยกน้ำหนัก สำหรับกล้ามเนื้อบริเวณแขนท่อนล่าง 4 กล้ามเนื้อ ซึ่งวิธีการวิเคราะห์สัญญาณได้กล่าว ไว้แล้วในหัวข้อ 3.4.2

ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อแขน 4 กล้ามเนื้อ ประกอบด้วย กล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซีส ลองกัธ กล้ามเนื้อซูพินเเตอร์ ลองกัธ กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส ลองกัธ และกล้ามเนื้อโพรเนเตอร์ เรดิ เทเรส ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม เคลื่อนที่ขึ้น-ลงจากมุม 0-150 องศา ภายในเวลา 3 วินาที ของอาสาสมัครคนที่ 1 แสดง ภาพประกอบ 4-10

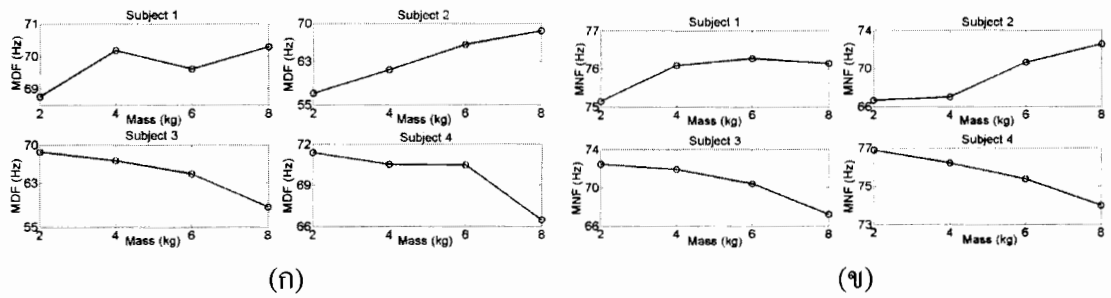


ภาพประกอบ 4-10 ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อแขน 4 กล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม (จากซ้ายไปขวา)

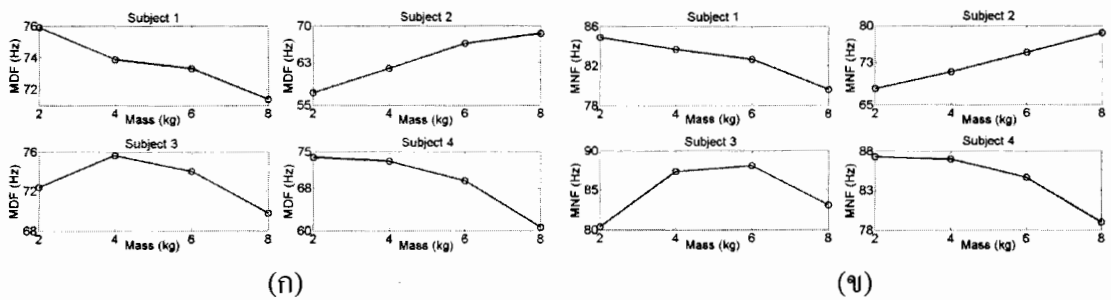
ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับน้ำหนัก จากการวิเคราะห์จากสัญญาณทั้งหมดจากกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัสดังแสดงดังภาพประกอบ 4-11 กล้ามเนื้อซูพินเนเตอร์ ลองกัสดังแสดงดังภาพประกอบ 4-12 กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส ลองกัสดังแสดงดังภาพประกอบ 4-13 และกล้ามเนื้อโปรเนเตอร์ เรดิ เทเรส แสดงดังภาพประกอบ 4-14 จากการทดลองพบว่าความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF ของสัญญาณกับน้ำหนักในอาสาสมัครแต่ละคนมีรูปแบบที่แตกต่างกันทั้ง 4 กล้ามเนื้อ



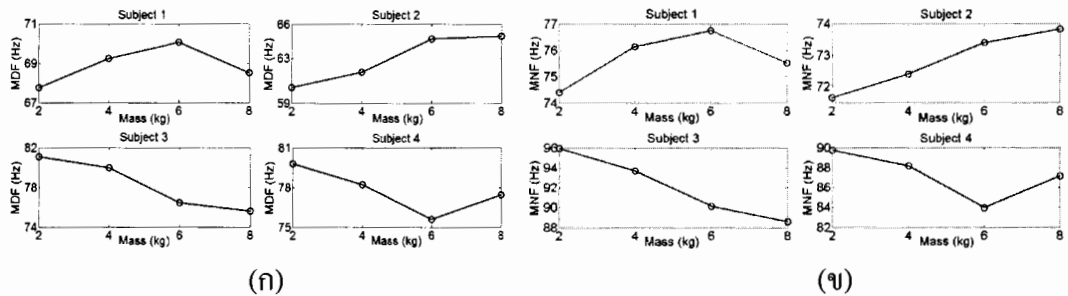
ภาพประกอบ 4-11 ค่า MDF (ก) และค่า MNF (ข) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัสน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม ของอาสาสมัคร 4 คน



ภาพประกอบ 4-12 ค่า MDF (ก) และค่า MNF (ข) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อสัฟฟินเตอร์ ลองกั๊ตกับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของอาสาสมัคร 4 คน



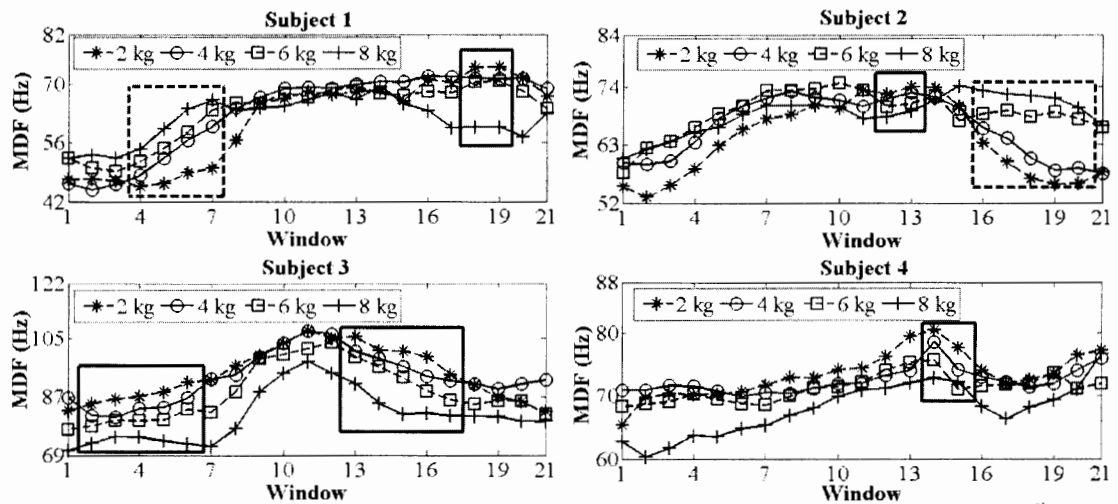
ภาพประกอบ 4-13 ค่า MDF (ก) และค่า MNF (ข) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อเอคซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส ลองกั๊ตกับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของอาสาสมัคร 4 คน



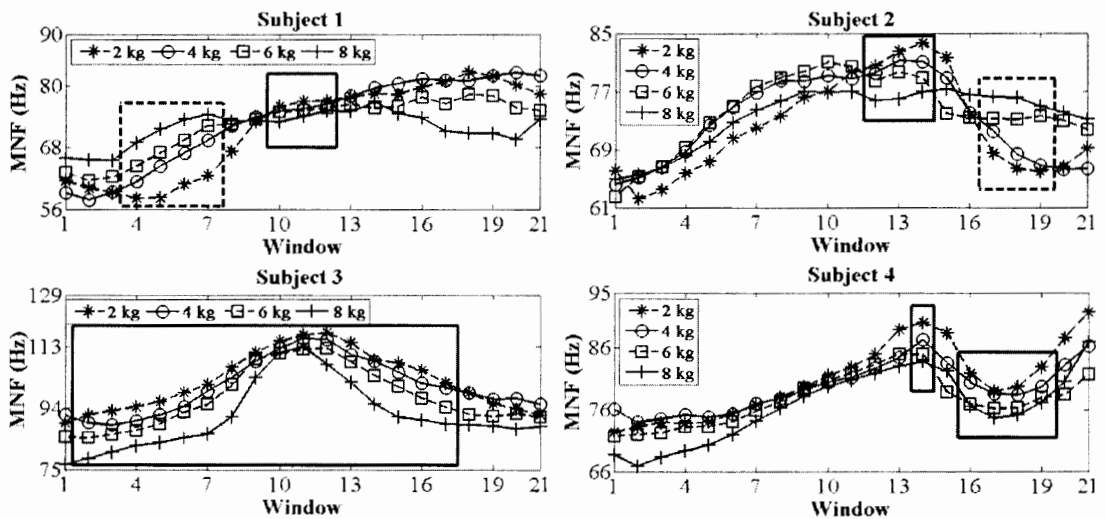
ภาพประกอบ 4-14 ค่า MDF (ก) และค่า MNF (ข) ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อโพรเนเตอร์ เรดิ เทเรสกับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของอาสาสมัคร 4 คน

ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MDF และค่า TD-MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซีส ลองกั๊ตกับน้ำหนัก เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 128 แซมเปิล แสดงดังภาพประกอบ 4-15 และภาพประกอบ 4-16 จะเห็นว่าค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีการเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา

และสามารถพิจารณาช่วงที่เหมาะสมของค่า TD-MDF และค่า TD-MNF สำหรับบอกความสัมพันธ์กับน้ำหนักได้ สำหรับกล่องสี่เหลี่ยมเส้นทึบในภาพประกอบ 4-15 และภาพประกอบ 4-16 แสดงให้เห็นช่วงที่ค่า MDF และค่า MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น ส่วนกล่องสี่เหลี่ยมเส้นประในภาพประกอบ 4-15 และภาพประกอบ 4-16 แสดงให้เห็นช่วงที่ค่า MDF และค่า MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น



ภาพประกอบ 4-15 ค่า TD-MDF กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซีส ลองกัส เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 128 แซมเปิล



ภาพประกอบ 4-16 ค่า TD-MNF กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัมของกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซีส ลองกัส เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 128 แซมเปิล

เพื่อให้เป็นระบบอัตโนมัติจึงเลือกค่า TD-MDF และ TD-MNF ในช่วงเดียวกันในอาสาสมัครทั้ง 4 คน ซึ่งพบว่าค่า TD-MNF ที่เหมาะสมของกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัส แสดงดังตาราง 4-2 ในขณะที่ไม่มีช่วงที่เหมาะสมของค่า TD-MDF สำหรับกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัส ดังแสดงในภาพประกอบ 4-15 และพบว่าไม่มีช่วงที่เหมาะสมทั้งค่า TD-MDF และ TD-MNF สำหรับกล้ามเนื้อเอคซ์เทนเซอร์ คาร์ไพ เรเดียลิส ลองกัส กล้ามเนื้อโปรเนเตอร์ เรดิ เทเรส และกล้ามเนื้อซูพินเนเตอร์ ลองกัส

จากการหาค่าเฉลี่ย ค่ากลาง และค่าความแปรปรวนของค่า TD-MNF ในช่วงที่เลือก และทำการวิเคราะห์ความแปรปรวน ซึ่งได้ค่า  $p$  ดังตาราง 4-3 พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ( $p < 0.2$ ) ระหว่างค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก และพบว่าขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แชม เปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 128 แชมเปิล ให้ผลการแยกค่าลักษณะเด่นของน้ำหนักทั้ง 4 น้ำหนักได้ดีกว่าวินโดว์ขนาดอื่น ๆ ซึ่งความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ย TD-MNF และน้ำหนักของอาสาสมัครทั้ง 4 คนแสดงดังรูปที่ 4-17 จากผลการทดลองเห็นแสดงให้เห็นว่าการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาสำหรับกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอคิงที่ได้กล่าวมาแล้วในหัวข้อ 4.2.1 ได้ผลที่ดีกว่ากล้ามเนื้อบริเวณแขน 4 กล้ามเนื้อ

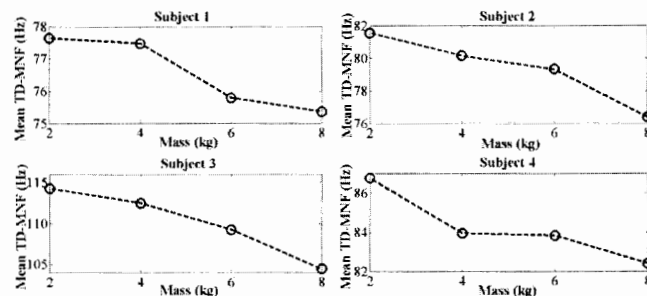
ตาราง 4-2 ค่า TD-MNF ที่เหมาะสมที่วินโดว์ขนาดต่าง ๆ สำหรับกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัส

ขนาดวินโดว์/ ขนาดวินโดว์ที่ เลื่อนไป	จำนวนค่า TD- MNF ทั้งหมด (Total TD-MNF features)	ช่วงที่เหมาะสม (The suitable range of TD-MNF)	จำนวนของค่า TD-MNF (Number of TD-MNF)	เปอร์เซ็นต์ของ วินโดว์ทั้งหมด (% whole TD- MNF)
512/128	21	11-14	4	19.05
512/64	41	22-27	6	14.63
384/288	10	6-7	2	20.00
384/192	15	8-10	3	20.00
384/48	57	36	1	1.75
384/24	113	68-72	5	4.42

ตาราง 4-3 ค่าเฉลี่ย  $p$  ที่ได้จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนของอาสาสมัคร 4 คน ที่วินโดว์ขนาดต่าง ๆ สำหรับกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัส

ขนาดวินโดว์/ขนาดวินโดว์ที่ เลื่อนไป	ค่าเฉลี่ย $p$ ของอาสาสมัคร 4 คน		
	ค่าเฉลี่ย	ค่ากลาง	ค่าความแปรปรวน
512/128	0.111	0.216	0.069
512/64	0.132	0.228	0.062
384/288	0.184	0.272	0.317
384/192	0.177	0.334	0.178
384/48	0.181	0.251	-
384/24	0.159	0.245	0.353

หมายเหตุ - หาค่าไม่ได้



ภาพประกอบ 4-17 ค่าเฉลี่ย TD-MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อเฟลกเซอร์ พอลิซิส ลองกัสกับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนัก 2 4 6 และ 8 กิโลกรัม

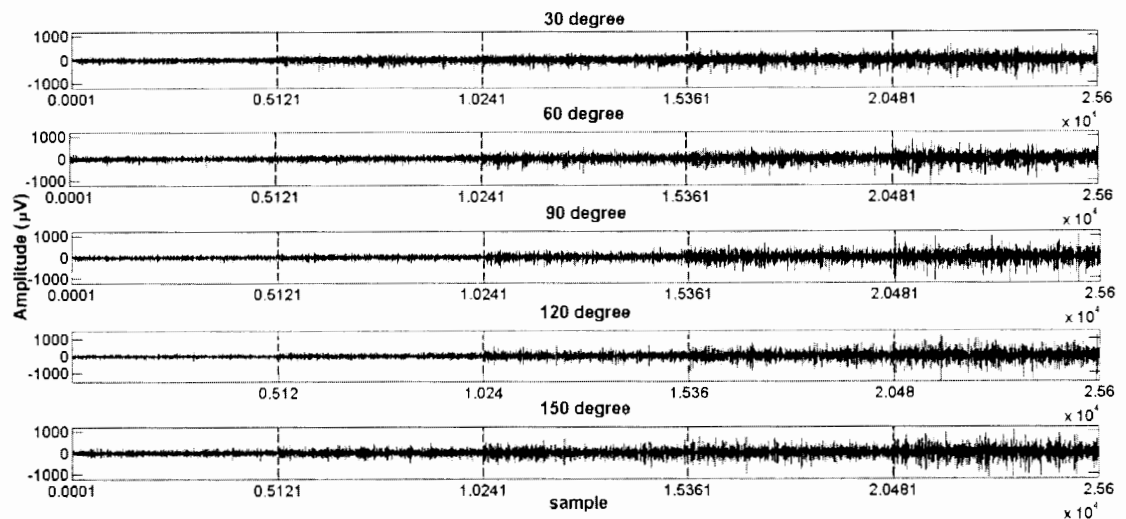
#### 4.2.3 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับแรง

การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับแรง และหาเหตุผลที่เป็นไปได้ ที่จะสนับสนุนผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ดังกล่าว โดยการพิจารณาข้อมูลสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัคร ซึ่งวิธีการวิเคราะห์สัญญาณได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.4.3

##### 4.2.3.1 ผลการวิเคราะห์การทดลองยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

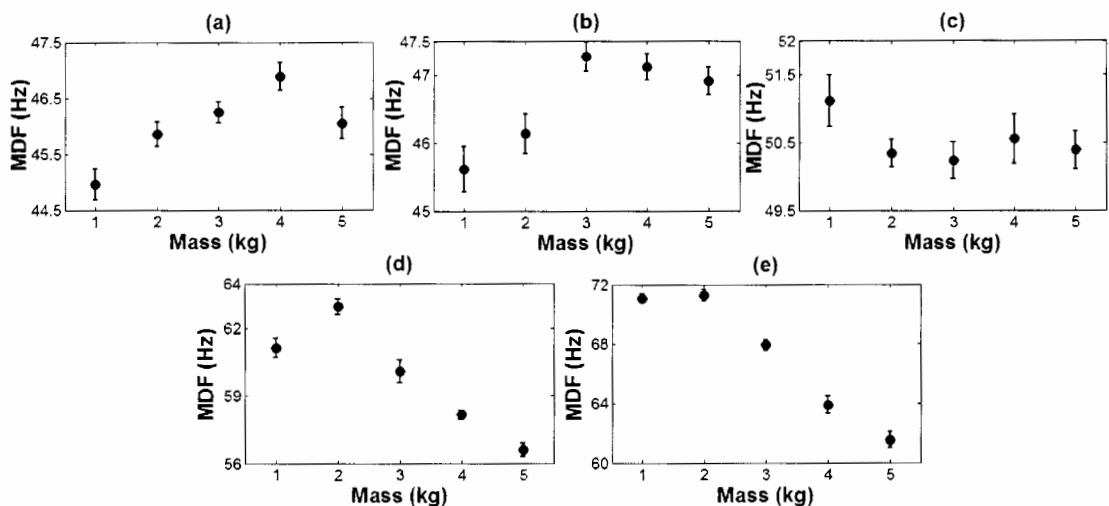
ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ขณะยกน้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัมแบบอยู่กับที่ ที่มุม 30 60 90 120 และ 150 องศาจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอ แอสแสดงดังภาพประกอบ 4-18





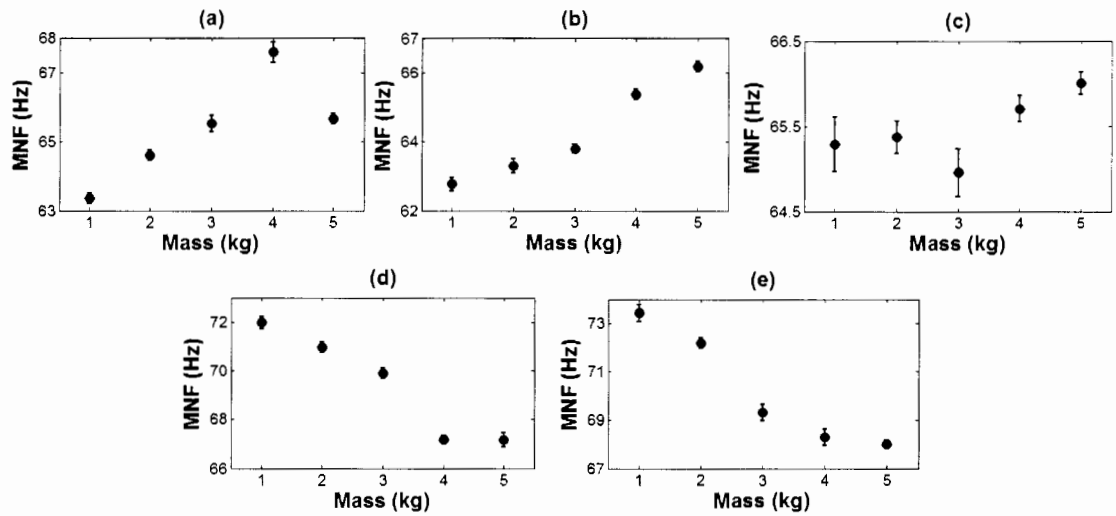
ภาพประกอบ 4-18 ลักษณะใน โดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม (จากซ้ายไปขวา) ที่มุม 30 60 90 120 และ 150 องศา ของอาสาสมัครคนที่ 22

ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้ออกับน้ำหนักขณะยกน้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม ที่มุม 30 60 90 120 และ 150 องศา แสดงดังภาพประกอบ 4-19 และภาพประกอบ 4-20 ซึ่งเป็นกราฟ error bar ที่แสดงค่าเฉลี่ยและค่าการกระจายตัวของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ย (Standard deviation of mean) ของค่า MDF และ MNF โดยที่ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยสามารถคำนวณได้จากค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานหารด้วยจำนวนชุดข้อมูลทั้งหมด ( $n$ ) สำหรับในการทดลองนี้  $n$  มีค่าเท่ากับ 200



ภาพประกอบ 4-19 ค่า MDF กับน้ำหนักขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ จากอาสาสมัครคนที่ 21

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 120 องศา (e) มุม 150 องศา



ภาพประกอบ 4-20 ค่า MNF กับน้ำหนักขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ จากอาสาสมัครคนที่ 14

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 120 องศา (e) มุม 150 องศา

(ดูความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัคร 21 คนในภาคผนวก ข)

จากผลการทดลองพบความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับน้ำหนักขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ 3 กรณีคือ

- กรณีที่ 1 ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับน้ำหนัก พบความสัมพันธ์รูปแบบนี้ในทุกมุม
- กรณีที่ 2 ค่า MDF และค่า MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น ( $p < 0.01$ ) มักจะพบความสัมพันธ์รูปแบบนี้ในมุม 90 องศาหรือมุมที่ต่ำกว่า 90 องศา
- กรณีที่ 3 ค่า MDF และค่า MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น ( $p < 0.01$ ) มักจะพบความสัมพันธ์รูปแบบนี้ในมุม 90 องศาหรือมุมที่มากกว่า 90 องศา

ซึ่งสามารถสรุปความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับน้ำหนัก ที่ 5 มุม ของอาสาสมัครจำนวน 21 คน ได้ดังตาราง 4-4 และ ตาราง 4-5

ตาราง 4-4 จำนวนอาสาสมัครที่มีรูปแบบความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF กับน้ำหนักที่ 5 มุม

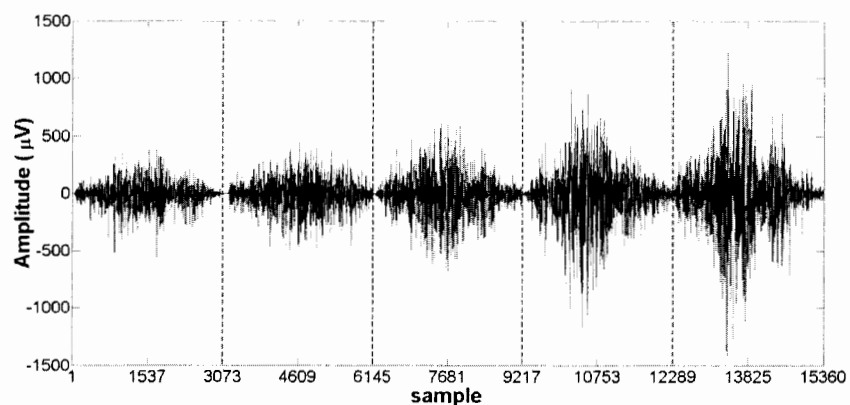
รูปแบบความสัมพันธ์	มุม (องศา)				
	30	60	90	120	150
กรณีที่ 1	7 คน	6 คน	9 คน	10 คน	10 คน
กรณีที่ 2	12 คน	14 คน	7 คน	5 คน	1 คน
กรณีที่ 3	2 คน	1 คน	5 คน	6 คน	10 คน

ตาราง 4-5 จำนวนอาสาสมัครที่มีรูปแบบความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับน้ำหนักที่ 5 มุม

รูปแบบความสัมพันธ์	มุม (องศา)				
	30	60	90	120	150
กรณีที่ 1	10 คน	7 คน	12 คน	9 คน	9 คน
กรณีที่ 2	10 คน	11 คน	4 คน	1 คน	0 คน
กรณีที่ 3	1 คน	3 คน	5 คน	11 คน	12 คน

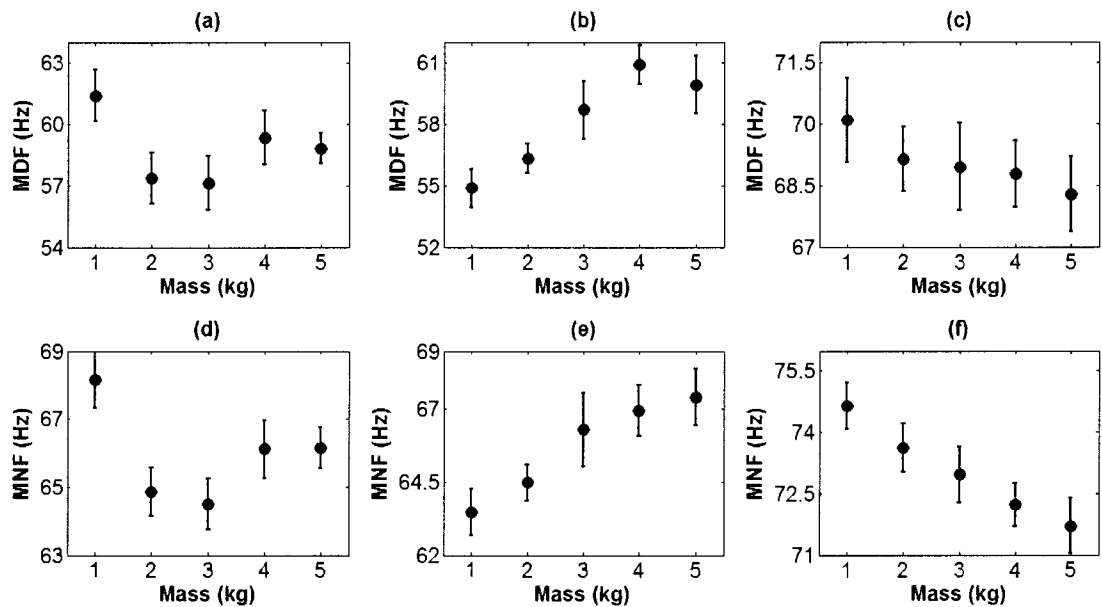
#### 4.2.3.2 ผลการวิเคราะห์การทดลองยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ ขึ้น-ลงในเวลา 3 วินาที ที่น้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม จากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอ ของอาสาสมัครคนที่ 22 แสดงดังภาพประกอบ 4-21



ภาพประกอบ 4-21 ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอ ขณะน้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม (จากซ้ายไปขวา) แบบเคลื่อนที่

- จากการทดลองพบความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับน้ำหนักดังนี้
- กรณีที่ 1 ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับน้ำหนัก พบความสัมพันธ์รูปแบบนี้ในอาสาสมัคร 14 คน
  - กรณีที่ 2 ค่า MDF และค่า MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น ( $p < 0.01$ ) พบความสัมพันธ์รูปแบบนี้ในอาสาสมัคร 5 คน
  - กรณีที่ 3 ค่า MDF และค่า MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น ( $p < 0.01$ ) พบความสัมพันธ์รูปแบบนี้ในอาสาสมัคร 3 คน ดังแสดงในภาพประกอบ 4-22 ซึ่งเป็นกราฟแท่งแสดงความคลาดเคลื่อนที่แสดงค่าเฉลี่ยและค่าการกระจายตัวของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ย



- ภาพประกอบ 4-22 ค่า MDF และ MNF กับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่
- (a) และ (d) ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 14
  - (b) และ (e) ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 6
  - (c) และ (f) ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 22
- (ดูความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัคร 22 คนในภาคผนวก ค)

สำหรับการหาเหตุผลที่เป็นไปได้ที่จะสนับสนุนผลการทดลอง โดยพิจารณาค่าสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครจำนวน 12 ค่า โดยการแยกค่าสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครเป็น 3 กลุ่มตามความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับน้ำหนักที่มีรูปแบบความสัมพันธ์ 3 กรณี ดังที่ได้ที่กล่าวไว้ข้างต้น โดยทดสอบแยกระหว่างเพศชายและเพศหญิง ค่าเฉลี่ยค่าสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครแสดงดังตาราง 4-6 และตาราง 4-7 (ดูค่าสัดส่วนของร่างกายของอาสาสมัคร 22 คน ในภาคผนวก ก)

ตาราง 4-6 ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครเพศชาย

ค่าสัดส่วนร่างกาย	กรณีที่ 1 (6 คน)		กรณีที่ 2 (2 คน)		กรณีที่ 3 (2 คน)	
	ค่าเฉลี่ย	ค่า SD	ค่าเฉลี่ย	ค่า SD	ค่าเฉลี่ย	ค่า SD
น้ำหนัก (กก.)	60.7	0.8	61.0	7.6	54.0	0.1
ความสูงขณะยืน (ซม.)	172.0	1.0	169.3	1.7	166.0	1.6
เส้นรอบวงของไบเซ็ปส์ (ซม.)	27.4	0.5	27.8	2.9	25.7	0.1
ระยะจากข้อศอกถึงศูนย์กลางขณะกำมือ(ซม.)	35.8	0.5	37.1	1.7	36.6	1.5
ความกว้างจากกล้ามเนื้อ ไหล่ซ้าย-ขวา (ซม.)	40.5	1.6	43.3	2.5	44.5	2.4
ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (ซม.)	48.2	0.7	49.7	1.8	48.0	1.4
เส้นรอบวงของแขนท่อนล่าง (ซม.)	25.1	0.4	25.4	1.8	23.5	0.6
ระยะเอื้อมด้านหน้า (ซม.)	79.5	1.0	78.0	1.5	79.7	1.3
ความกว้างมือ (ซม.)	9.4	0.6	8.2	0.5	7.6	0.1
ความยาวมือ (ซม.)	18.5	0.4	18.1	0.5	17.1	0.1
ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (ซม.)	37.1	0.4	38.0	0.2	37.0	0.3
ดัชนีมวลกาย	20.5	0.4	21.2	2.2	19.6	0.4

หมายเหตุ ค่า SD คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน

ตาราง 4-7 ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครเพศหญิง

ค่าสัดส่วนร่างกาย	กรณีที่ 1 (8 คน)		กรณีที่ 2 (3 คน)		กรณีที่ 3 (1 คน)	
	ค่าเฉลี่ย	ค่า SD	ค่าเฉลี่ย	ค่า SD	ค่าเฉลี่ย	ค่า SD
น้ำหนัก (กก.)	53.0	2.3	49.0	1.8	47.0	-
ความสูงขณะยืน (ซม.)	161.9	2.3	159.3	1.4	150.0	-
เส้นรอบวงของไบเซ็ปส์ (ซม.)	24.7	0.5	23.0	1.8	24.4	-
ระยะจากข้อศอกถึงศูนย์กลางขณะกำมือ(ซม.)	35.2	0.5	35.3	0.3	32.8	-
ความกว้างจากกล้ามเนื้อไหล่ซ้าย-ขวา(ซม.)	38.7	0.5	39.6	1.5	41.9	-
ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (ซม.)	45.8	0.8	47.0	0.3	43.3	-
เส้นรอบวงของแขนท่อนล่าง (ซม.)	22.3	0.5	21.0	0.9	21.6	-
ระยะเอื้อมด้านหน้า (ซม.)	72.3	1.8	67.8	2.7	65.1	-
ความกว้างมือ (ซม.)	7.3	0.1	7.0	0.2	7.4	-
ความยาวมือ (ซม.)	16.9	0.4	16.9	0.1	15.6	-
ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (ซม.)	35.2	0.5	35.8	0.2	34.9	-
ดัชนีมวลกาย	20.1	0.5	19.3	1.0	20.9	-

หมายเหตุ ค่า SD คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน

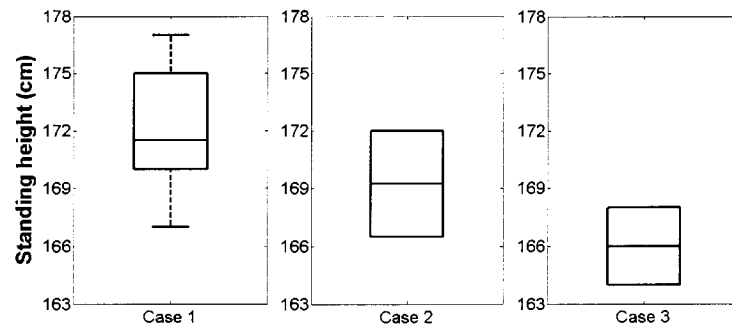
จากการทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของค่าสัดส่วนของร่างกาย โดยการทดสอบเป็นคู่ด้วยการหาขนาดอิทธิพล โดยค่า  $d$  ที่ได้จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่ามีค่าสัดส่วนร่างกายหลายค่าที่มีความแตกต่างกันในระดับสูง ( $d \geq 0.8$ ) และในระดับปานกลาง ( $d \geq 0.5$ ) ซึ่งสามารถสรุปได้ว่ามีผลต่อความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับน้ำหนัก และมีค่าสัดส่วนร่างกายบางค่าที่มีความแตกต่างของค่าเฉลี่ยในทุกคู่ที่ทำการทดสอบ ประกอบด้วย ความสูงขณะยืน และความกว้างมือสำหรับอาสาสมัครเพศชาย น้ำหนักและระยะเอื้อมด้านหน้าสำหรับอาสาสมัครเพศหญิง แสดงดังตาราง 4-8 และตาราง 4-9 แผนภาพกล่อง (Box plot) ค่าสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครที่แบ่งเป็น 3 กลุ่มแสดงดังภาพประกอบ 4-23

ตาราง 4-8 ค่า  $d$  ที่ได้จากการหาขนาดอิทธิพลของแต่ละคู่ของอาสาสมัครเพศชาย

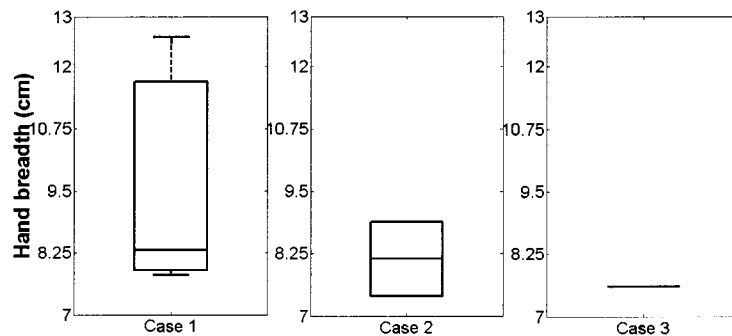
ค่าสัดส่วนร่างกาย	กรณี 1 กับ 2	กรณี 1 กับ 3	กรณี 2 กับ 3
น้ำหนัก (กก.)	0.05	2.80	0.82
ความสูงขณะยืน (ซม.)	0.85	1.95	1.35
เส้นรอบวงของไบเซ็ปส์ (ซม.)	0.14	1.23	0.62
ระยะจากข้อศอกถึงศูนย์กลางขณะกำมือ (ซม.)	0.63	0.47	0.20
ความกว้างจากกล้ามเนื้อไหล่ซ้าย-ขวา (ซม.)	0.56	0.82	0.33
ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (ซม.)	0.64	0.08	0.72
เส้นรอบวงของแขนท่อนล่าง (ซม.)	0.15	1.48	0.91
ระยะเอื้อมด้านหน้า (ซม.)	0.48	0.05	0.82
ความกว้างมือ (ซม.)	0.74	1.09	1.04
ความยาวมือ (ซม.)	0.36	1.16	1.58
ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (ซม.)	0.66	0.08	2.85
ดัชนีมวลกาย	0.32	0.86	0.63

ตาราง 4-9 ค่า  $d$  ที่ได้จากการหาขนาดอิทธิพลของแต่ละคู่ของอาสาสมัครเพศหญิง

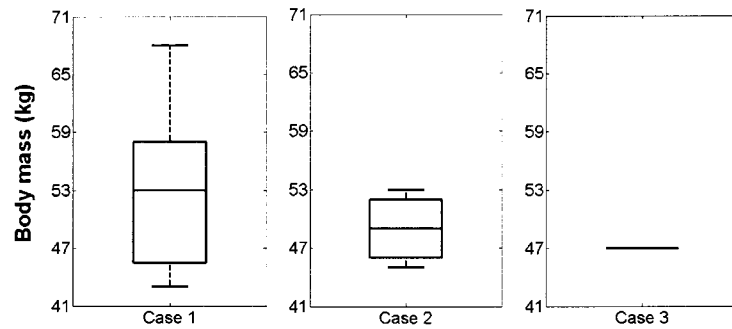
ค่าสัดส่วนร่างกาย	กรณี 1 กับ 2	กรณี 1 กับ 3	กรณี 2 กับ 3
น้ำหนัก (กก.)	0.57	0.75	0.71
ความสูงขณะยืน (ซม.)	0.36	1.47	4.32
เส้นรอบวงของไบเซ็ปส์ (ซม.)	0.77	0.17	0.49
ระยะจากข้อศอกถึงศูนย์กลางขณะกำมือ (ซม.)	0.11	1.37	4.73
ความกว้างจากกล้ามเนื้อไหล่ซ้าย-ขวา (ซม.)	0.42	1.75	0.94
ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (ซม.)	0.50	0.92	7.79
เส้นรอบวงของแขนท่อนล่าง (ซม.)	0.75	0.38	0.47
ระยะเอื้อมด้านหน้า (ซม.)	0.76	1.16	0.63
ความกว้างมือ (ซม.)	0.85	0.17	1.24
ความยาวมือ (ซม.)	0.01	0.87	6.95
ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (ซม.)	0.43	0.20	2.92
ดัชนีมวลกาย	0.44	0.41	1.00



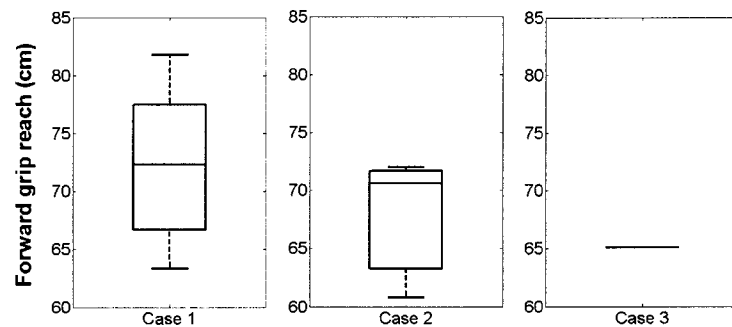
(ก)



(ข)



(ค)



(ง)

ภาพประกอบ 4-23 แผนภาพกล่องค่าสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครที่แบ่งเป็น 3 กลุ่ม  
 (ก) ความสูงขณะยืนของอาสาสมัครเพศชาย (ข) ความกว้างมือของอาสาสมัครเพศชาย  
 (ค) น้ำหนักของอาสาสมัครเพศหญิง (ง) ระยะเอื้อมด้านหน้าของอาสาสมัครเพศหญิง

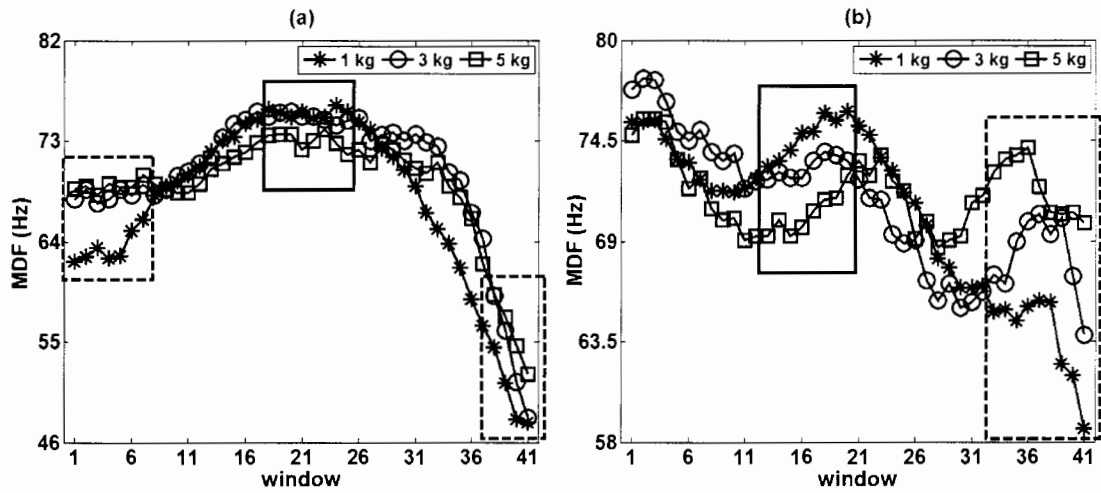


#### 4.2.4 ผลการวิเคราะห์สเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกล้ามเนื้อไบเซปส์ เบริค ไอโดยการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา

เนื่องจากการหาค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อไม่สามารถบอกความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับน้ำหนักได้ในอาสาสมัครส่วนใหญ่ ดังผลการทดลองในหัวข้อ 4.2.3.2 ที่ได้กล่าวมาแล้ว ในหัวข้อนี้จึงทำการทดสอบโดยการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาเพื่อบอกความสัมพันธ์ระหว่างค่าลักษณะเด่นกับน้ำหนัก โดยทดสอบที่น้ำหนัก 1 3 และ 5 กิโลกรัม ของอาสาสมัคร 20 คน

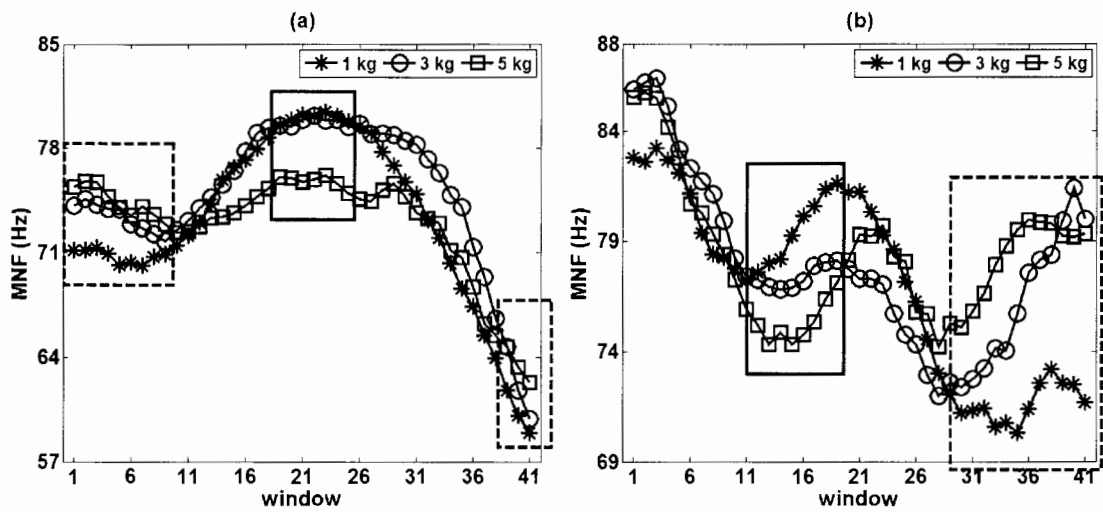
ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MDF และ TD-MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ กับน้ำหนักเมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล แสดงดังภาพประกอบ 4-24 และ ภาพประกอบ 4-25 จะเห็นได้ว่าค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีการเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา และสามารถพิจารณาช่วงที่เหมาะสมของค่า TD-MDF และค่า TD-MNF สำหรับบอกความสัมพันธ์กับน้ำหนัก สำหรับกล่องสี่เหลี่ยมเส้นทึบในภาพประกอบ 4-24 และภาพประกอบ 4-25 แสดงให้เห็นช่วงที่ค่า MDF และค่า MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นซึ่งพบในช่วงกลางของค่า TD-MDF และค่า TD-MNF หรือช่วงกลางของการเคลื่อนไหว ส่วนกล่องสี่เหลี่ยมเส้นประในภาพประกอบ 4-24 และภาพประกอบ 4-25 แสดงให้เห็นช่วงที่ค่า MDF และค่า MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นซึ่งพบในช่วงต้นและช่วงปลายของค่า TD-MDF และค่า TD-MNF หรือช่วงเริ่มต้นและสิ้นสุดการเคลื่อนไหว ซึ่งผลการทดลองที่ได้สอดคล้องกับผลการทดลองในหัวข้อ 4.2.1

นอกจากนี้ยังพบว่าค่า MDF และ MNF ในช่วงที่ยกน้ำหนักขึ้นจากมุม 0-150 องศา หรือช่วงที่กล้ามเนื้อหดสั้นเข้า (Concentric contraction) มีค่ามากกว่าในช่วงที่ยกน้ำหนักลงจากมุม 150-0 องศาหรือช่วงที่กล้ามเนื้อยืดยาวออก (Eccentric contraction) เนื่องจากเมื่อความยาวกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นทำให้ความเร็วการชักนำแอกซัน โปเทนเชียลในเส้นใยกล้ามเนื้อลดลง มีผลทำให้ค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลดลง ค่า MDF และค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อช่วงที่กล้ามเนื้อยืดยาวออกมีจึงน้อยกว่าช่วงที่กล้ามเนื้อหดสั้นเข้า [39]



ภาพประกอบ 4-24 ค่า TD-MDF กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 1 3 และ 5 กิโลกรัม ของกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอ เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล

(a) อาสาสมัครคนที่ 12 (b) อาสาสมัครคนที่ 13



ภาพประกอบ 4-25 ค่า TD-MNF กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 1 3 และ 5 กิโลกรัม ของกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบรคิโอ เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล

(a) อาสาสมัครคนที่ 12 (b) อาสาสมัครคนที่ 13

เพื่อให้เป็นระบบอัตโนมัติจึงเลือกค่า TD-MDF และค่า TD-MNF ช่วงที่เหมือนกัน ในอาสาสมัครทั้ง 20 คน สำหรับการคำนวณหาค่าเฉลี่ยของช่วงนั้น ๆ เพื่อมาบอกความสัมพันธ์กับ น้ำหนัก จากการทดลองพบว่าไม่มีช่วงที่เหมาะสมที่สามารถใช้บอกความสัมพันธ์กับน้ำหนัก สำหรับอาสาสมัครทุกคนได้ ตัวอย่างเช่น ในภาพประกอบ 4-24 ช่วงที่เหมาะสมสำหรับอาสาสมัคร คนที่ 12 คือ วินโดว์ที่ 19-25 ส่วนช่วงที่เหมาะสมสำหรับอาสาสมัครคนที่ 13 คือ วินโดว์ที่ 12-19 ดังนั้นจึงต้องเลือกขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมสำหรับอาสาสมัครแต่ละคนแทน ซึ่งพบว่ามีส่วนของวินโดว์ที่เหมาะสมหลายช่วงในอาสาสมัครบางคนดัง แสดงในภาพประกอบ 4-24 (a) จึงต้องทำการเลือกช่วงเหมาะสมเพียง 1 ช่วง โดยในการเลือกขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมพิจารณาจากค่า  $p$  ที่น้อยที่สุดเพื่อแสดงว่าช่วงนั้นสามารถแยกค่าเฉลี่ยของ TD-MDF และ TD-MNF ของทั้ง 3 น้ำหนักได้ดีที่สุดใน การเลือกขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมในอาสาสมัครแต่ละคนแยกเป็น 2 แบบคือ เลือกช่วงที่ค่า TD-MDF และ TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น และเลือก ช่วงที่ค่า TD-MDF และ TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมในอาสาสมัครแต่ละคน รวมถึงค่า  $p$  จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนระหว่างค่าเฉลี่ยของ TD-MDF และ TD-MNF กับน้ำหนักแสดงดังตาราง 4-10 ตาราง 4-11 ตาราง 4-12 และตาราง 4-13

ตาราง 4-10 ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมใน  
 อาสาสมัครแต่ละคน และค่า  $p$  จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนโดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MDF  
 ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น

อาสาสมัคร	ขนาดวินโดว์	ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป	จำนวนค่า TD-MDF ทั้งหมด	ช่วงที่เหมาะสม	เปอร์เซ็นต์ของวินโดว์ทั้งหมด	ค่า $p$
1	768	768	4	2	25	4.70E-02
2	384	96	29	5-22	62.07	4.25E-12
4	768	192	13	6-8	23.08	1.44E-04
5	256	256	12	1-4	33.33	8.89E-05
6	-	-	-	-	-	-
8	1025	512	5	2	20	9.11E-02
9	512	512	6	2	16.67	8.03E-01
11	768	192	13	1-2	15.3846	7.20E-04
12	512	512	6	4	16.67	2.03E-02
13	256	128	23	7-11	21.74	4.39E-03
14	1024	128	17	4-12	52.94	3.23E-06
16	384	384	8	4-5	25	1.87E-07
17	-	-	-	-	-	-
18	1024	64	33	8-14	21.21	3.13E-04
19	-	-	-	-	-	-
20	1024	128	17	2-17	94.12	4.95E-04
21	1024	512	5	2	20	8.93E-02
22	1024	64	33	16-31	48.48	9.21E-04
23	-	-	-	-	-	-
24	-	-	-	-	-	-

หมายเหตุ - ไม่มีช่วงที่เหมาะสม

ตาราง 4-11 ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมในอาสาสมัครแต่ละคน และค่า  $p$  จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนโดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น

อาสาสมัคร	ขนาดวินโดว์	ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป	จำนวนค่า TD-MNF ทั้งหมด	ช่วงที่เหมาะสม	เปอร์เซ็นต์ของวินโดว์ทั้งหมด	ค่า $p$
1	128	128	24	10-13	16.67	4.22E-03
2	256	128	23	1-17	73.91	2.22E-12
4	512	256	11	6-7	18.19	1.60E-01
5	256	32	89	14-27	15.73	2.79E-04
6	-	-	-	-	-	-
8	1024	512	5	2	20.00	3.75E-02
9	768	576	5	2	20.00	8.91E-01
11	384	24	113	9-35	23.89	4.33E-06
12	512	128	21	10-14	23.81	9.16E-05
13	128	128	24	8-11	16.67	2.70E-04
14	1024	256	9	3-5	55.56	6.48E-06
16	512	384	7	3-5	42.86	1.34E-11
17	1024	64	33	17-25	27.27	1.05E-01
18	1024	64	33	9-13	15.15	1.40E-05
19	768	768	4	2	25	7.82E-01
20	1024	128	17	1-17	100	1.82E-05
21	256	64	45	13-19	15.56	3.08E-04
22	768	48	49	12-45	69.39	2.11E-05
23	384	288	10	7-8	20	6.87E-03
24	768	768	4	2-3	50	4.66E-01

หมายเหตุ - ไม่มีช่วงที่เหมาะสม

ตาราง 4-12 ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมในอาสาสมัครแต่ละคน และค่า  $p$  จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนโดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MDF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น

อาสาสมัคร	ขนาดวินโดว์	ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป	จำนวนค่า TD-MDF ทั้งหมด	ช่วงที่เหมาะสม	เปอร์เซ็นต์ของวินโดว์ทั้งหมด	ค่า $p$
1	384	48	57	46-57	21.05	1.03E-03
2	-	-	-	-	-	-
4	384	288	10	9-10	20	2.87E-06
5	384	192	15	10-15	40	1.72E-03
6	1024	64	33	10-33	72.73	1.44E-05
8	512	512	6	5	16.67	1.51E-05
9	384	288	10	5-10	60	6.65E-03
11	512	128	21	17-20	19.05	2.43E-03
12	384	384	8	1-2	25	6.39E-03
13	256	192	15	12-15	26.67	4.13E-06
14	-	-	-	-	-	-
16	512	256	11	2-3	18.19	1.97E-01
17	512	384	7	1-3	42.86	5.67E-03
18	768	768	4	4	25	9.95E-02
19	768	768	4	3-4	50	1.02E-06
20	-	-	-	-	-	-
21	384	288	10	7-10	40	1.18E-03
22	-	-	-	-	-	-
23	512	128	21	8-12	23.81	2.18E-02
24	768	576	5	1-2	40	8.60E-02

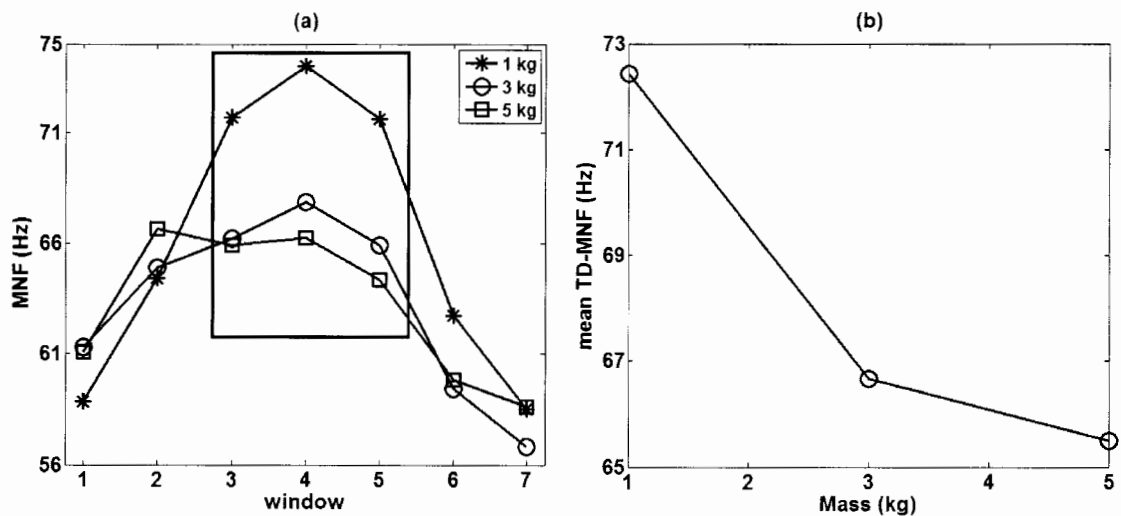
หมายเหตุ - ไม่มีช่วงที่เหมาะสม

ตาราง 4-13 ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมใน  
 อาสาสมัครแต่ละคน และค่า  $p$  จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนโดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF  
 เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น

อาสาสมัคร	ขนาดวินโดว์	ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป	จำนวนค่า TD-MNF ทั้งหมด	ช่วงที่เหมาะสม	เปอร์เซ็นต์ของวินโดว์ทั้งหมด	ค่า $p$
1	128	96	31	26-30	16.13	4.28E-05
2	-	-	-	-	-	-
4	512	128	21	18-21	19.05	3.81E-09
5	384	288	10	7-10	40	1.76E-03
6	1024	64	33	23-33	33.33	4.96E-04
8	1024	256	9	8-9	22.22	6.23E-06
9	1024	128	17	13-15	17.6471	7.63E-02
11	384	192	15	12-14	20	5.61E-03
12	128	128	24	1-7	29.17	4.72E-03
13	256	256	12	8-11	33.33	6.41E-05
14	512	512	6	6	16.67	5.56E-01
16	128	128	24	3-6	16.67	1.60E-03
17	384	288	10	1-3	30	8.67E-03
18	512	512	6	6	16.67	6.84E-01
19	768	768	4	3-4	50	2.81E-05
20	-	-	-	-	-	-
21	256	128	23	20-23	17.39	7.64E-04
22	-	-	-	-	-	-
23	512	512	6	6	16.67	2.58E-01
24	384	288	10	2-3	20	1.76E-01

หมายเหตุ – ไม่มีช่วงที่เหมาะสม

จากตาราง 4-11 สำหรับอาสาสมัครคนที่ 16 ขนาดวินโดว์ ( $L$ ) ที่เหมาะสมคือ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป ( $I$ ) ที่เหมาะสมคือ 384 แซมเปิล ซึ่งเมื่อทำการเลื่อนวินโดว์ จะได้ 7 วินโดว์ และหาค่า MNF ได้ทั้งหมด 7 ค่า ดังแสดงในภาพประกอบ 4-26 (a) ช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมคือวินโดว์ที่ 3-5 (ประมาณ 42.86 เปอร์เซ็นต์ของวินโดว์ทั้งหมด) เมื่อหาค่าเฉลี่ย TD-MNF ของวินโดว์ที่ 3-5 ของแต่ละน้ำหนักทำให้ได้ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ย TD-MNF ดังแสดงในภาพประกอบ 4-26 (b) และจากการวิเคราะห์ความแปรปรวนเพื่อทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ย TD-MNF ของแต่ละน้ำหนักได้ค่า  $p$  เท่ากับ  $1.34E-011$  แสดงว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) นอกจากนี้ยังพบว่าอาสาสมัครคนที่ 6 ไม่มีช่วงของวินโดว์ใดๆ ที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นเลย เนื่องจากในอาสาสมัครที่ 6 มีเฉพาะช่วงที่ค่า TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นเท่านั้น ดังแสดงในภาพประกอบ 4-27 นอกจากนี้การหาค่า MDF และ MNF ของสัญญาณทั้งชุด (whole signal) ของอาสาสมัครคนที่ 6 พบว่าค่า MDF และ MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นและมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) ซึ่งสามารถบอกความสัมพันธ์กับน้ำหนักได้อยู่แล้ว

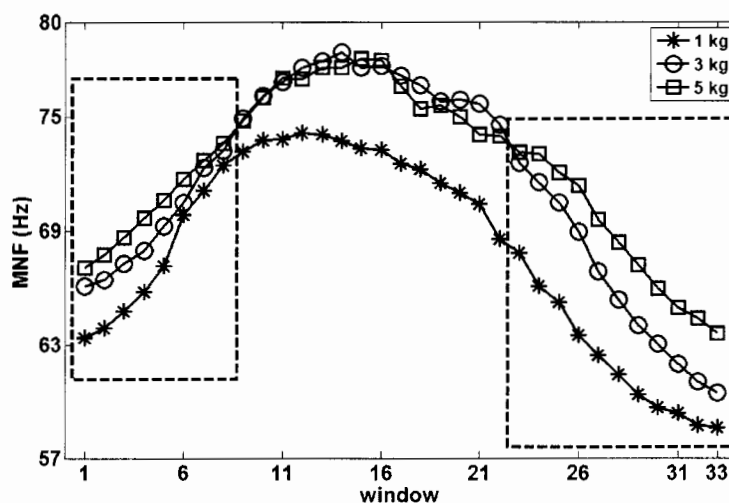


ภาพประกอบ 4-26 ค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 512 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 384 แซมเปิล ของอาสาสมัครคนที่ 16

(a) ค่า TD-MNF กับน้ำหนัก (b) ค่าเฉลี่ย TD-MNF ของวินโดว์ที่ 3-5

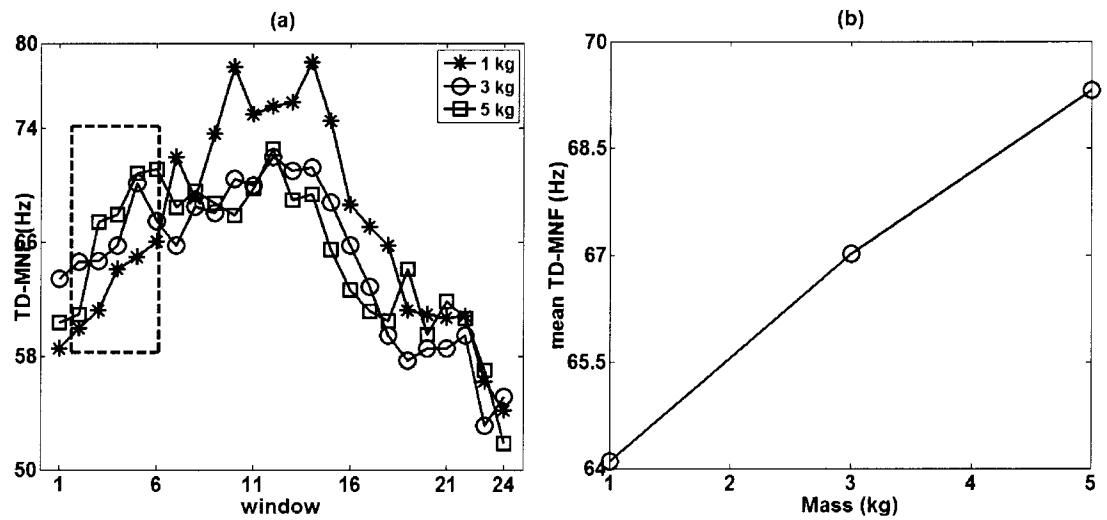
กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 1 3 และ 5 กิโลกรัม





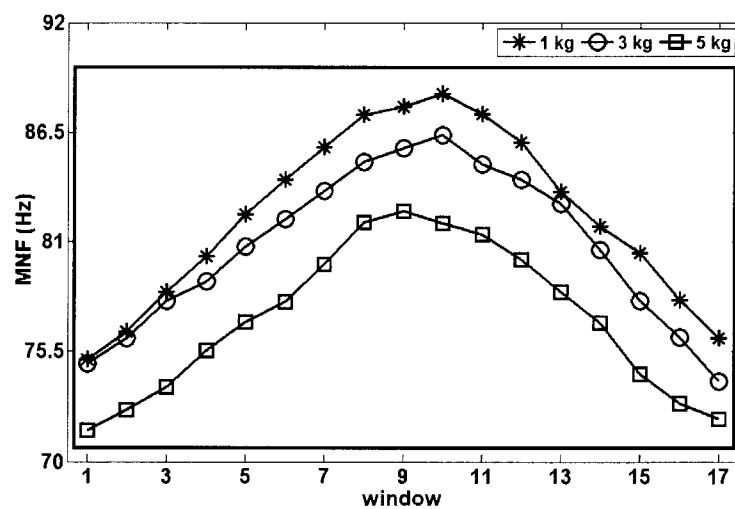
ภาพประกอบ 4-27 ค่า TD-MNF กับน้ำหนัก เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 1024 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล ของอาสาสมัครคนที่ 6

จากตาราง 4-13 สำหรับอาสาสมัครคนที่ 16 ขนาดขนาดวินโดว์ที่เหมาะสมคือ 128 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปที่เหมาะสมคือ 128 แซมเปิล ซึ่งเมื่อทำการเลื่อนวินโดว์จะได้ 7 วินโดว์ และหาค่า MNF ได้ทั้งหมด 24 ค่า ดังแสดงในภาพประกอบ 4-28 (a) ช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมคือวินโดว์ที่ 3-6 (ประมาณ 16.67 เปอร์เซนต์ของวินโดว์ทั้งหมด) เมื่อหาค่าเฉลี่ย TD-MNF ของวินโดว์ที่ 3-6 ของแต่ละน้ำหนักทำให้ได้ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ย TD-MNF ดังแสดงในภาพประกอบ 4-28 (b) และจากการวิเคราะห์ความแปรปรวนเพื่อทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ย TD-MNF ของแต่ละน้ำหนักได้ค่า  $p$  เท่ากับ  $1.60E-03$  แสดงว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) นอกจากนี้ยังพบว่าอาสาสมัครคนที่ 20 และ 22 ไม่มีช่วงของวินโดว์ใด ๆ ที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นเลย เนื่องจากในอาสาสมัครที่ 20 และ 22 มีเฉพาะช่วงที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นเท่านั้น ดังแสดงในภาพประกอบ 4-35 นอกจากนี้การหาค่า MDF และ MNF ของสัญญาณทั้งหมดของอาสาสมัครคนที่ 20 และ 22 พบว่าค่า MDF และ MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นและมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) ซึ่งสามารถบอกความสัมพันธ์กับน้ำหนักได้อยู่แล้ว



ภาพประกอบ 4-28 ค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 128 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 128 แซมเปิล ของอาสาสมัครคนที่ 16

(a) ค่า TD-MNF กับน้ำหนัก (b) ค่าเฉลี่ย TD-MNF ของวินโดว์ที่ 3-6 กับน้ำหนักที่น้ำหนัก 1 3 และ 5 กิโลกรัม



ภาพประกอบ 4-29 ค่า TD-MNF กับน้ำหนัก เมื่อขนาดวินโดว์เท่ากับ 1024 แซมเปิล และขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไปเท่ากับ 64 แซมเปิล ของอาสาสมัครคนที่ 20

(ดูผลการวิเคราะห์ค่า TD-MNF ของอาสาสมัคร 20 คนในภาคผนวก ค)

จากการทดลองวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา ของสัญญาณไฟฟ้า กล้ามเนื้อขณะที่กล้ามเนื้อหดตัวแบบเคลื่อนที่ ทำให้เห็นแนวโน้มของความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MDF และ TD-MNF กับน้ำหนัก โดยแบ่งได้เป็น 2 กรณีคือ ค่า TD-MDF และ TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นซึ่งพบความสัมพันธ์ในรูปแบบนี้ในช่วงช่วงต้นหรือช่วงปลายของวินโดว์ และค่า TD-MDF และ TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นซึ่งพบความสัมพันธ์ในรูปแบบนี้ในช่วงกลางของวินโดว์ และค่า  $p$  จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนค่าเฉลี่ย TD-MNF มีค่าน้อยกว่าค่า  $p$  ของค่าเฉลี่ย TD-MNF ดังแสดงในตาราง 4-10 ถึงตาราง 4-13 แสดงว่าค่า TD-MNF ให้ผลการแยกทั้ง 3 น้ำหนักได้ดีกว่าค่า TD-MDF

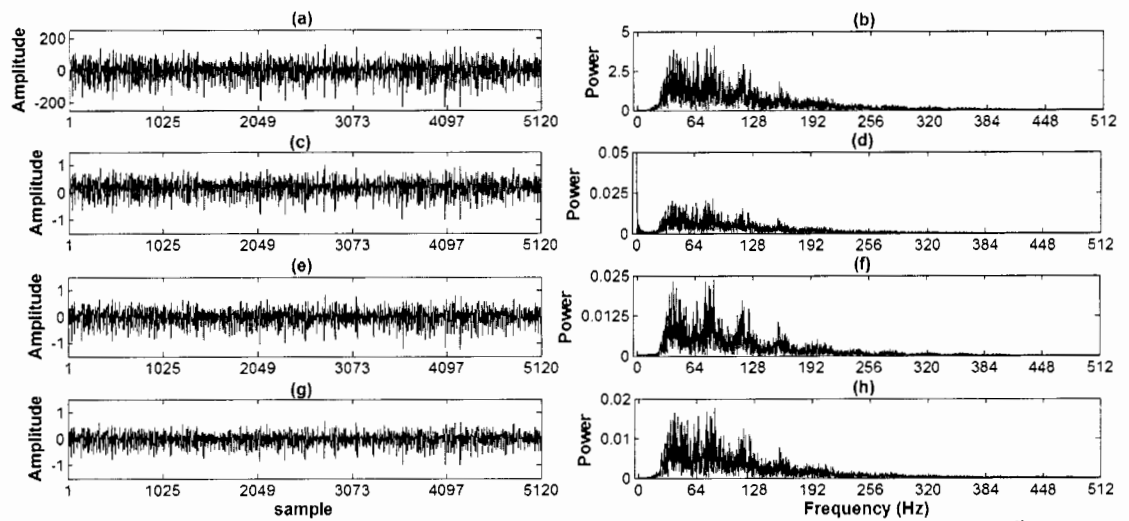
ในการที่จะหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าลักษณะเด่นในโดเมนความถี่กับน้ำหนัก สามารถหาได้โดยแบ่งการวิเคราะห์อาสาสมัครเป็น 2 กลุ่มคือ

- กลุ่มที่ 1 อาสาสมัครกลุ่มที่สามารถใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งหมดมาวิเคราะห์ แล้วสามารถบอกความสัมพันธ์ระหว่างค่าลักษณะเด่นกับน้ำหนักได้เลย
- กลุ่มที่ 2 อาสาสมัครกลุ่มที่ไม่สามารถใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งหมดมาวิเคราะห์เพื่อบอกความสัมพันธ์ได้ จะต้องวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา เพื่อเลือกบางช่วงของวินโดว์มาบอกความสัมพันธ์ได้

#### 4.3 ผลการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ กับ มุม

ในหัวข้อนี้อธิบายถึงผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหรือความยาวกล้ามเนื้อ ซึ่งวิธีการวิเคราะห์สัญญาณได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.5

ลักษณะในโดเมนเวลาและสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เป็นข้อมูลดิบ สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 แล้วทำการกรองสัญญาณในช่วงความถี่ 20-500 เฮิรตซ์ และสัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าสูงสุดเท่ากับ 1 หรือมีค่าต่ำสุดเท่ากับ -1 แสดงดังภาพประกอบ 4-30



ภาพประกอบ 4-30 ลักษณะในโดเมนเวลาและสเปกตรัมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

(a) และ (b) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เป็นข้อมูลดิบ

(c) และ (d) สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1

(e) และ (f) สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 แล้วทำการกรองสัญญาณในช่วงความถี่ 20-500 เฮิรตซ์

(g) และ (h) สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าสูงสุดเท่ากับ 1 หรือมีค่าต่ำสุดเท่ากับ -1

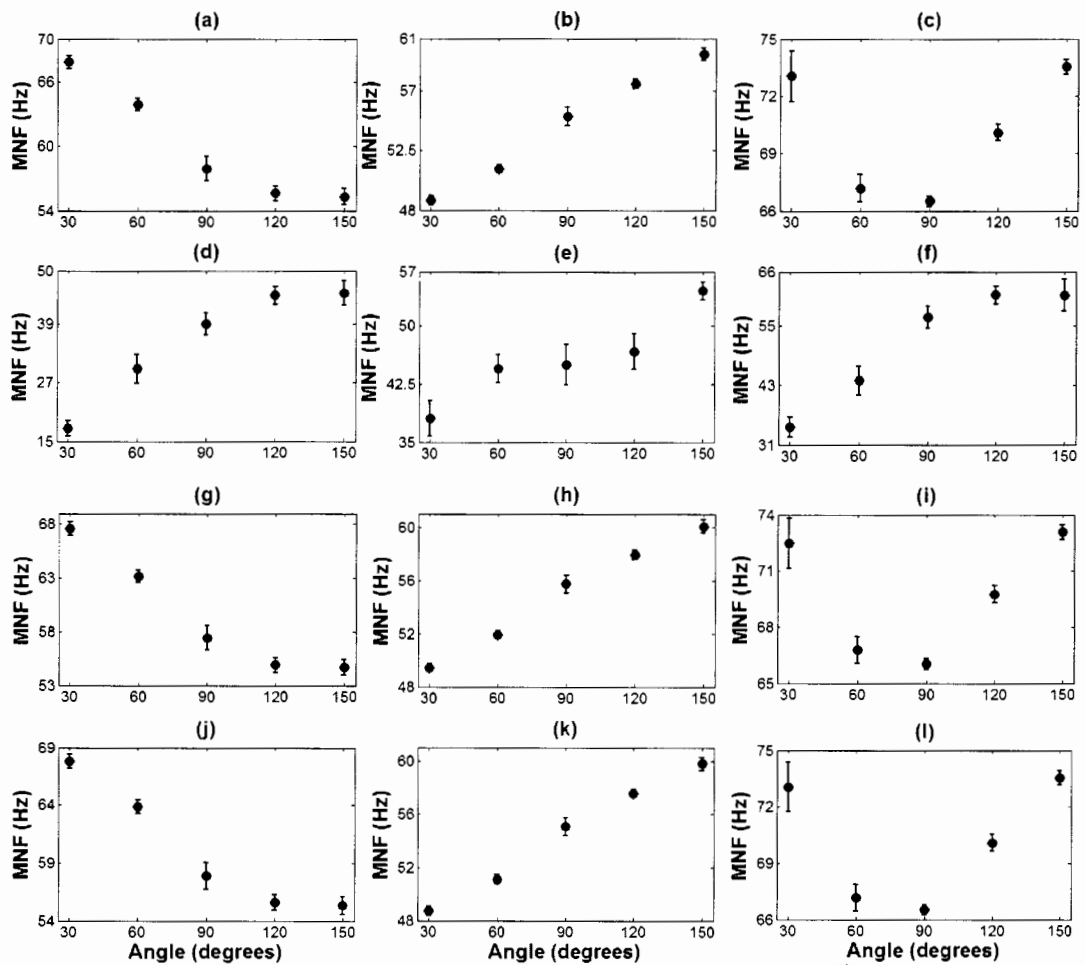
จากการทดลองพบความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อดิบกับมุม 3 กรณี คือ

- กรณีที่ 1 ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุม ดังแสดงในภาพประกอบ 4-31(c) ซึ่งเป็นผลการทดลองของอาสาสมัครคนที่ 20 ขณะยกน้ำหนัก 3 กิโลกรัม เมื่อทำการหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF และมุมได้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.19

- กรณีที่ 2 ค่า MNF เพิ่มขึ้นเมื่อมุมเพิ่มขึ้นดังแสดงในภาพประกอบ 4-31(b) ซึ่งเป็นผลการทดลองของอาสาสมัครคนที่ 16 ขณะยกน้ำหนัก 3 กิโลกรัม เมื่อทำการหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF และมุมได้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ 0.99 และมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

- กรณีที่ 3 ค่า MNF ลดลงเมื่อมุมเพิ่มขึ้นดังแสดงในภาพประกอบ 4-31(a) ซึ่งเป็นผลการทดลองของอาสาสมัครคนที่ 11 ขณะยกน้ำหนัก 3 กิโลกรัม เมื่อทำการหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF และมุมได้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เท่ากับ -0.95 และมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) และพบว่า การเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักไม่มีผลต่อความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับมุม

นอกจากนี้ยังพบว่าความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อคียบกับมุม ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 แล้วทำการกรองสัญญาณในช่วงความถี่ 20-500 เฮิรตซ์กับมุม และความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าสูงสุดเท่ากับ 1 หรือมีค่าต่ำสุดเท่ากับ -1 กับมุม มีรูปแบบความสัมพันธ์ที่เหมือนกัน ดังแสดงในภาพประกอบ 4-31



ภาพประกอบ 4-31 ค่า MNF กับมุม ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 4 แบบ

- (a) (b) และ (c) สัญญาณคียบกับมุม ของอาสาสมัครคนที่ 11 16 และ 20  
 (d) (e) และ (f) สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่า ตั้งแต่ -1 ถึง 1 กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 11 16 และ 20  
 (g) (h) และ (i) สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1แล้วทำการกรองสัญญาณในช่วงความถี่ 20-500 เฮิรตซ์ ของอาสาสมัครคนที่ 11 16 และ 20  
 (j) (k) และ (l) สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าสูงสุดเท่ากับ 1 หรือมีค่าต่ำสุดเท่ากับ -1 ของอาสาสมัครคนที่ 11 16 และ 20

จากการทดลองหาความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้แอมพลิจูดของสัญญาณอยู่ในช่วง -1 ถึง 1 กับมุม ของอาสาสมัครคนที่ 11 16 และอาสาสมัครคนที่ 20 พบว่าค่า MNF มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเมื่อมุมเพิ่มขึ้น ดังแสดงในภาพประกอบ 4-31(b) และ 4-31(f) เมื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมได้เท่ากับ 0.96 0.94 และ 0.94 ตามลำดับ และพบว่ามี ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) (ดูความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุม ของอาสาสมัคร 15 คนในภาคผนวก ค)

ตาราง 4-14 ค่าสัมบูรณ์ของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จากการวิเคราะห์ด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อดิบและสัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้แอมพลิจูดของสัญญาณอยู่ในช่วง -1 ถึง 1

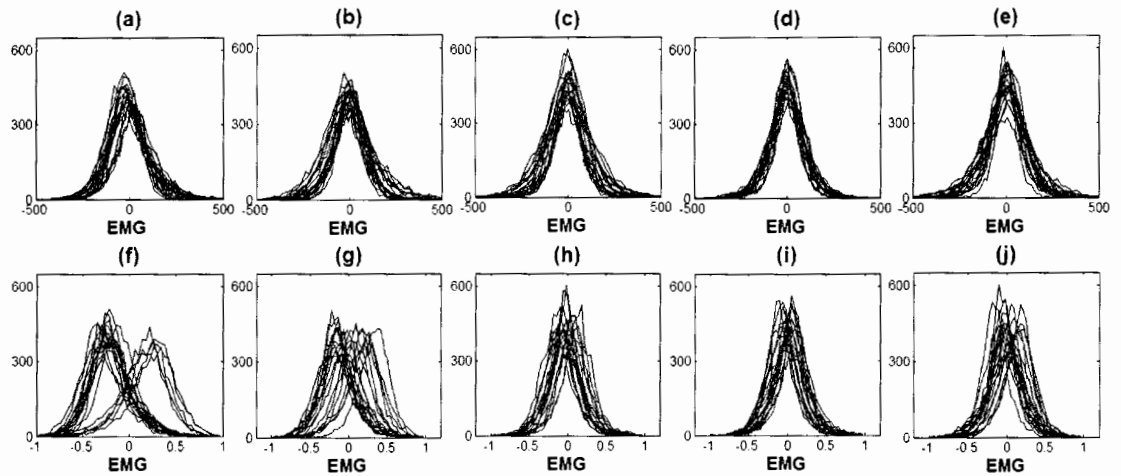
อาสาสมัคร	สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อดิบ						สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชัน					
	1 กก.	2 กก.	3 กก.	4 กก.	5 กก.	ค่าเฉลี่ย	1 กก.	2 กก.	3 กก.	4 กก.	5 กก.	ค่าเฉลี่ย
4	0.88	0.67	0.18	0.46	0.74	0.59	0.92	0.96	0.87	0.83	0.89	0.89
6	0.92	0.84	0.72	0.59	0.39	0.69	0.93	0.86	0.80	0.93	0.97	0.90
9	0.90	0.96	0.94	0.95	0.92	0.93	0.93	0.87	0.81	0.87	0.86	0.87
11	0.79	0.91	0.95	0.92	0.82	0.88	0.60	0.99	0.96	0.99	0.90	0.89
12	0.91	0.94	0.73	0.58	0.32	0.69	0.98	0.98	0.98	0.89	0.91	0.95
14	0.94	0.90	0.80	0.48	0.92	0.81	0.99	0.96	0.95	0.98	0.93	0.96
16	0.98	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.91	0.88	0.94	0.91	0.93	0.91
17	0.96	0.94	0.95	0.91	0.88	0.93	0.98	0.91	0.87	0.88	0.94	0.92
18	0.88	0.88	0.88	0.79	0.74	0.83	0.96	0.97	0.99	0.83	0.96	0.94
19	0.93	0.91	0.89	0.80	0.73	0.85	0.95	0.94	0.98	0.98	0.98	0.96
20	0.50	0.28	0.19	0.28	0.37	0.33	0.86	0.89	0.94	0.97	0.97	0.93
21	0.98	0.97	0.96	0.96	0.97	0.97	0.98	0.99	1.00	0.95	0.86	0.96
22	0.95	0.93	0.77	0.87	0.60	0.82	0.94	0.91	0.95	0.95	0.97	0.95
23	0.96	0.97	0.95	0.92	0.92	0.95	0.94	0.93	0.88	0.89	0.79	0.88
24	0.85	0.89	0.93	0.92	0.92	0.90	0.94	0.80	0.88	0.74	0.92	0.85
<b>ค่าเฉลี่ย</b>	0.89	0.87	0.79	0.76	0.75	<b>0.81</b>	0.92	0.92	0.92	0.91	0.92	<b>0.92</b>
<b>ค่า SD</b>	0.12	0.18	0.26	0.22	0.23	<b>0.18</b>	0.09	0.06	0.06	0.07	0.05	<b>0.04</b>

หมายเหตุ ค่า SD คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน

จากการวิเคราะห์สหสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อคืบกับ มุม ได้ค่าเฉลี่ยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของอาสาสมัคร 15 คนเท่ากับ 0.81 ในขณะที่ค่า สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จากการวิเคราะห์สหสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF ของสัญญาณที่ทำการนอร์ มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 กับมุมมีค่าเท่ากับ 0.92 ดังแสดงในตาราง 4-14 จะ เห็นได้ว่าค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จากการวิเคราะห์สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาด แอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 มีค่ามากกว่าค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์โดยใช้ ข้อมูลคืบสำหรับอาสาสมัครบางคน แสดงว่าการนอร์มัลไลเซชันสัญญาณมีผลทำให้ค่า MNF กับ มุมมีความสัมพันธ์ที่มีความเป็นเชิงเส้นมากขึ้น ในขณะที่อาสาสมัครกลุ่มที่ความสัมพันธ์ระหว่าง ค่า MNF กับมุมมีความเป็นเชิงเส้นสูงอยู่แล้ว เมื่อนอร์มัลไลเซชันสัญญาณทำให้ระดับความสัมพันธ์ ที่เป็นเชิงเส้นต่ำกว่าเดิม ดังนั้นจากผลการทดลองสามารถแบ่งอาสาสมัครได้เป็น 2 กลุ่มคือ

- กลุ่มที่ 1 คือ ต้องทำการนอร์มัลไลเซชันแล้วนำไปวิเคราะห์จึงจะได้ผลการ ทดลองที่สามารถบอกความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมได้ เนื่องจากการนอร์มัลไลเซชัน สัญญาณให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 ทำให้สัญญาณเกิดออฟเซตเพราะค่าสูงสุดและค่า ต่ำสุดของสัญญาณมีขนาดไม่เท่ากันดังแสดงในภาพประกอบ 4-30(c) ซึ่งเป็นลักษณะในโดเมน เวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และทำให้เกิดค่าสเปกตรัมที่ความถี่ศูนย์เฮิรตซ์ดังแสดงใน ภาพประกอบ 4-30(d) ซึ่งเป็นลักษณะในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ในขณะที่ ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อคืบไม่มีออฟเซตดัง แสดงในภาพประกอบ 4-30(a) โดยออฟเซตของ สัญญาณและค่าสเปกตรัมที่ความถี่ศูนย์เฮิรตซ์มีแนวโน้มลดลงเมื่อมุมเพิ่มขึ้น ซึ่งสามารถดูได้จาก ฮิสโตแกรมของสัญญาณดังแสดงในภาพประกอบ 4-32 และค่าสเปกตรัมที่ความถี่ศูนย์เฮิรตซ์ที่มุม 30-90 องศา ที่น้ำหนัก 1-5 กิโลกรัมของอาสาสมัครคนที่ 20 ดังแสดงในภาพประกอบ 4-33 เมื่อหา ค่า MNF ของสัญญาณจึงทำให้ค่า MNF เพิ่มขึ้นเมื่อมุมเพิ่มขึ้น

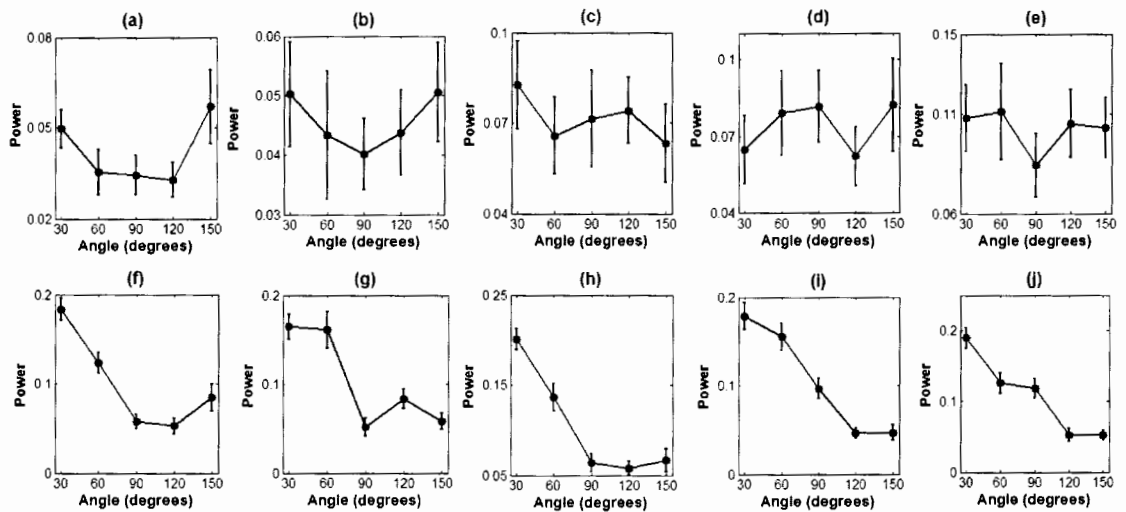
- กลุ่มที่ 2 คือ ใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อคืบในการวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ ระหว่างค่า MNF กับมุมได้เลย ซึ่งเมื่อนำสัญญาณมาทำการนอร์มัลไลเซชันแล้วนำไปวิเคราะห์ผลที่ ได้ก็จะแย่งลง เนื่องจากการนอร์มัลไลเซชันแอมพลิจูดของสัญญาณให้มีขนาดตั้งแต่ 1 ถึง -1 ไม่ทำ ให้แนวโน้มของออฟเซตของสัญญาณและค่าสเปกตรัมที่ความถี่ศูนย์เฮิรตซ์ลดลงเมื่อมุมเพิ่มขึ้นดัง แสดงในภาพประกอบ 4-34 และภาพประกอบ 4-35



ภาพประกอบ 4-32 ซีสโตรแกรมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนัก 3 กิโลกรัมที่มุม

30 60 90 120 และ 150 องศาของอาสาสมัครคนที่ 20

(a) - (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเอคิบ (f) - (j) สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชัน

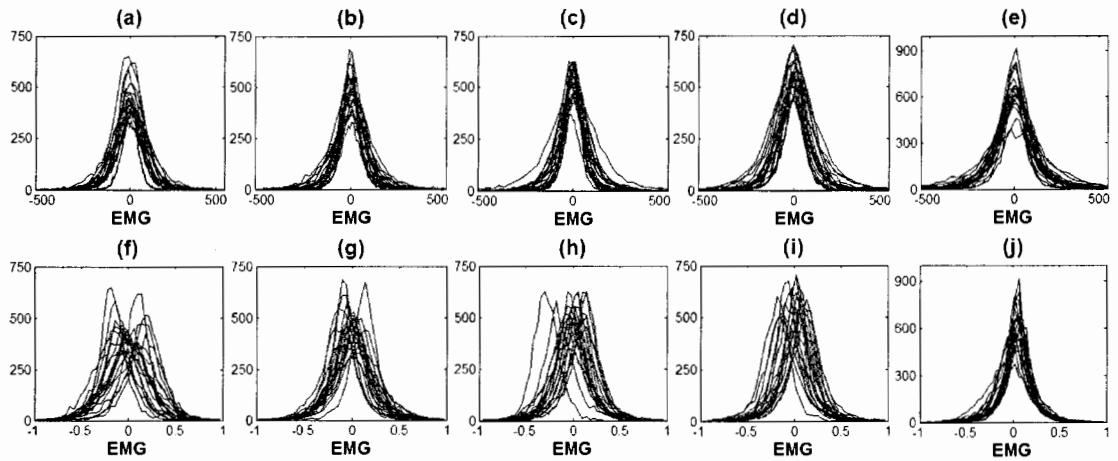


ภาพประกอบ 4-33 ค่าสเปกตรัมที่ความถี่ศูนย์เฮิรตซ์กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 20

(a) - (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเอคิบที่น้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม

(f) - (j) สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันที่น้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม

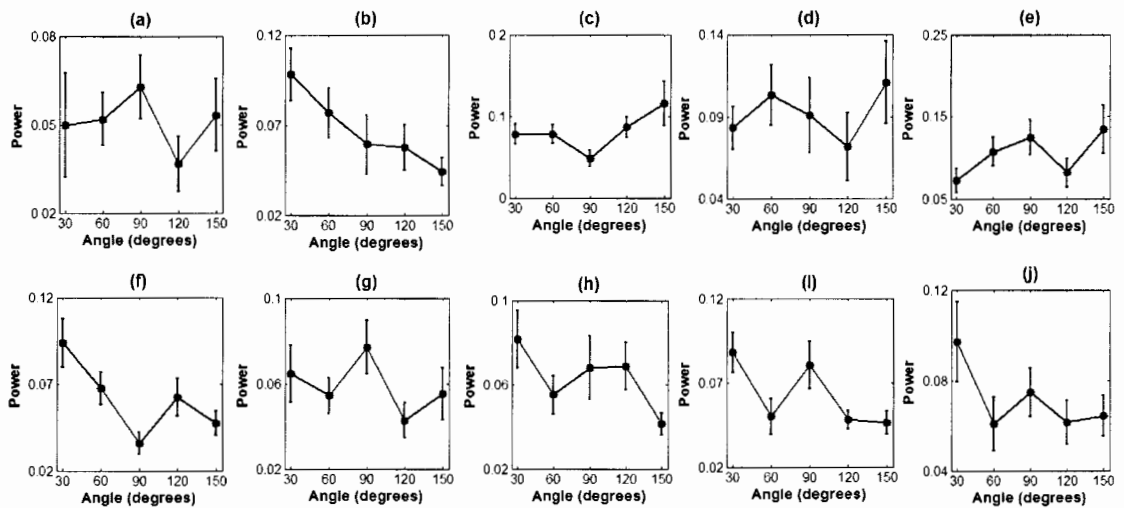




ภาพประกอบ 4-34 ฮิสโตแกรมของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อข้อมือ น้ำหนัก 3 กิโลกรัม ที่มุม

30 60 90 120 และ 150 องศาของอาสาสมัครคนที่ 16

(a) - (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อข้อศอก (f) - (j) สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชัน



ภาพประกอบ 4-35 ค่าสเปกตรัมที่ความถี่ศูนย์เฮิรตซ์กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 16

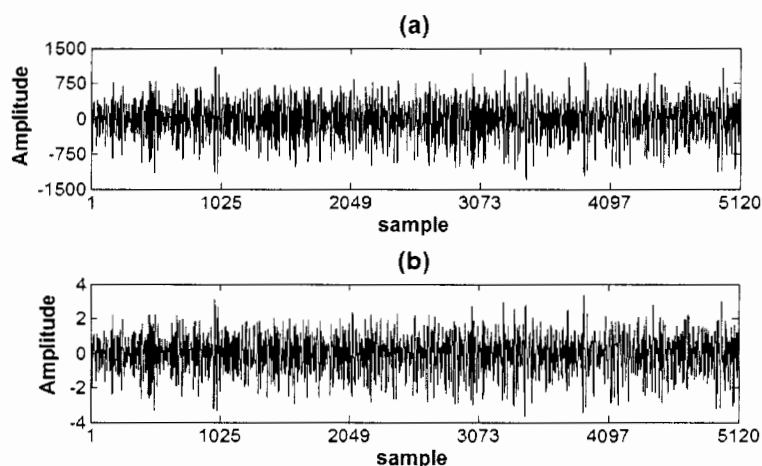
(a) - (e) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อข้อศอกที่น้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม

(f) - (j) สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันที่น้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัม

#### 4.4 ผลการศึกษาการกระจายตัวของฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

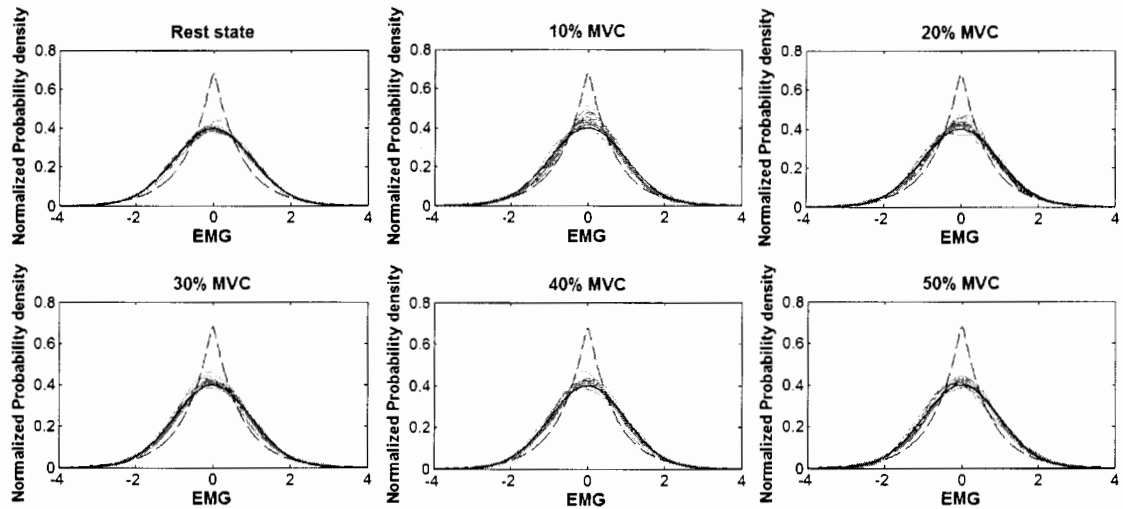
ในหัวข้อนี้อธิบายถึงผลการศึกษารูปแบบการกระจายตัวของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เพื่อแยกสัญญาณไฟฟ้าออกเป็น 3 รูปแบบ คือ สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะพัก สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงน้อย ๆ และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะที่ออกแรงมาก ๆ ซึ่งวิธีการวิเคราะห์สัญญาณได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 3.6

ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้ออืดและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้สัญญาณมีค่าเฉลี่ยเท่ากับศูนย์และความแปรปรวนเท่ากับหนึ่ง แสดงดังภาพประกอบ 4-36

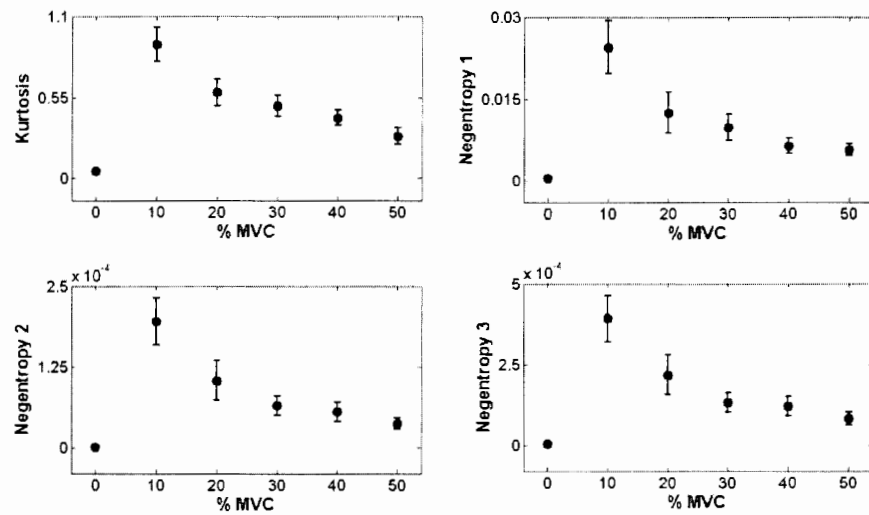


ภาพประกอบ 4-36 ลักษณะในโดเมนเวลาของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้ออืด (a) และสัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชัน (b) ขณะออกแรง 50% MVC

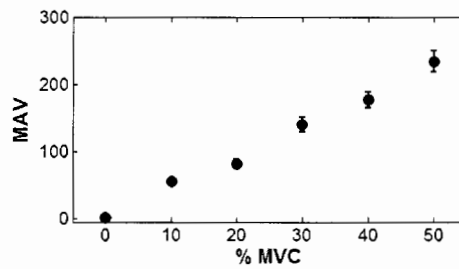
การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงยกน้ำหนัก 1-5 กิโลกรัมจากข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 4 ของอาสาสมัครคนที่ 18 แสดงดังภาพประกอบ 4-37 โดยเปรียบเทียบการกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรง (เส้นสีเทา) กับกระจายตัวของข้อมูลที่มีการกระจายตัวแบบเกาส์เซียน (เส้นทึบสีดำ) และแบบลาปลาซ (เส้นประสีดำ) ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความโค้งและค่าเนกาทีฟเอนโทรปีกับแรงที่ยกน้ำหนัก ของอาสาสมัครคนที่ 18 แสดงดังภาพประกอบ 4-38 และความสัมพันธ์ระหว่างค่า MAV กับแรงที่ยกน้ำหนัก ของอาสาสมัครคนที่ 18 แสดงดังภาพประกอบ 4-39



ภาพประกอบ 4-37 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรง ของอาสาสมัครคนที่ 18

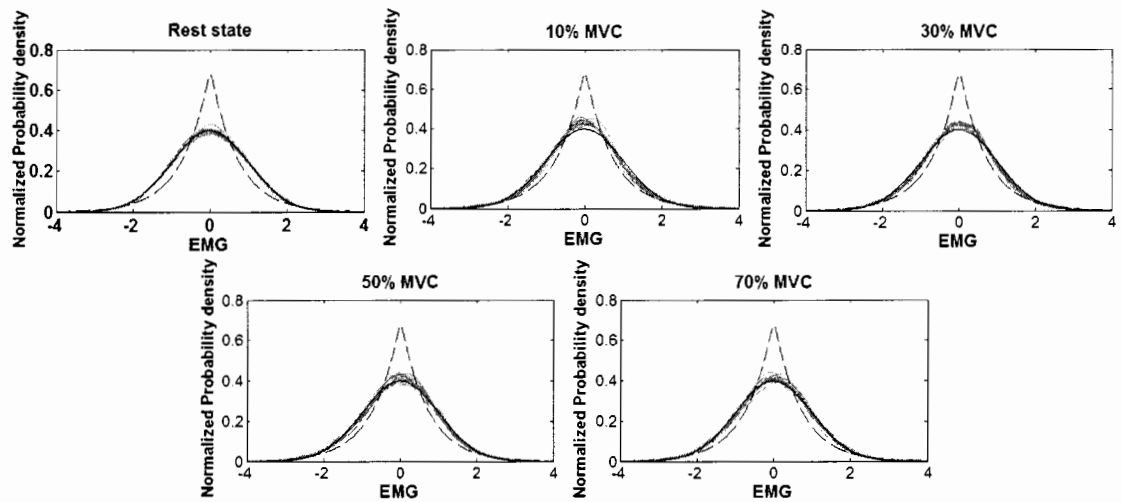


ภาพประกอบ 4-38 ค่าความโค้งและค่าเอนโทรปีฟอนโทรปีกับแรงของอาสาสมัครคนที่ 18

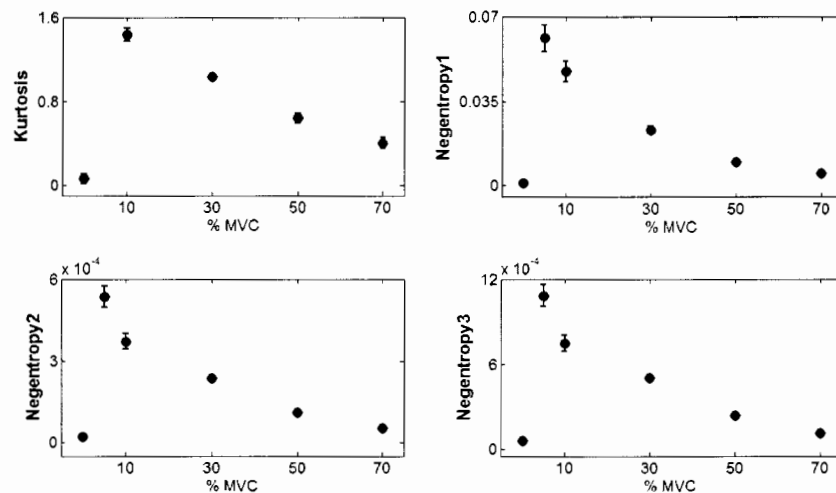


ภาพประกอบ 4-39 ค่า MAV กับแรงขณะยกน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 18

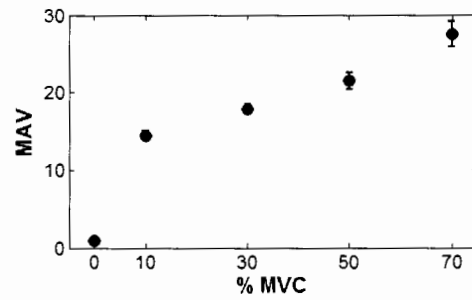
การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงยกน้ำหนัก 1-5 กิโลกรัมจากข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อชุดที่ 5 แสดงดังภาพประกอบ 4-40 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความโค้งและค่าเนกาทีฟเอนโทรปีกับแรง แสดงดังภาพประกอบ 4-41 และความสัมพันธ์ระหว่างค่า MAV กับแรง แสดงดังภาพประกอบ 4-42



ภาพประกอบ 4-40 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรง บีบเครื่องวัดแรงบีบมือ

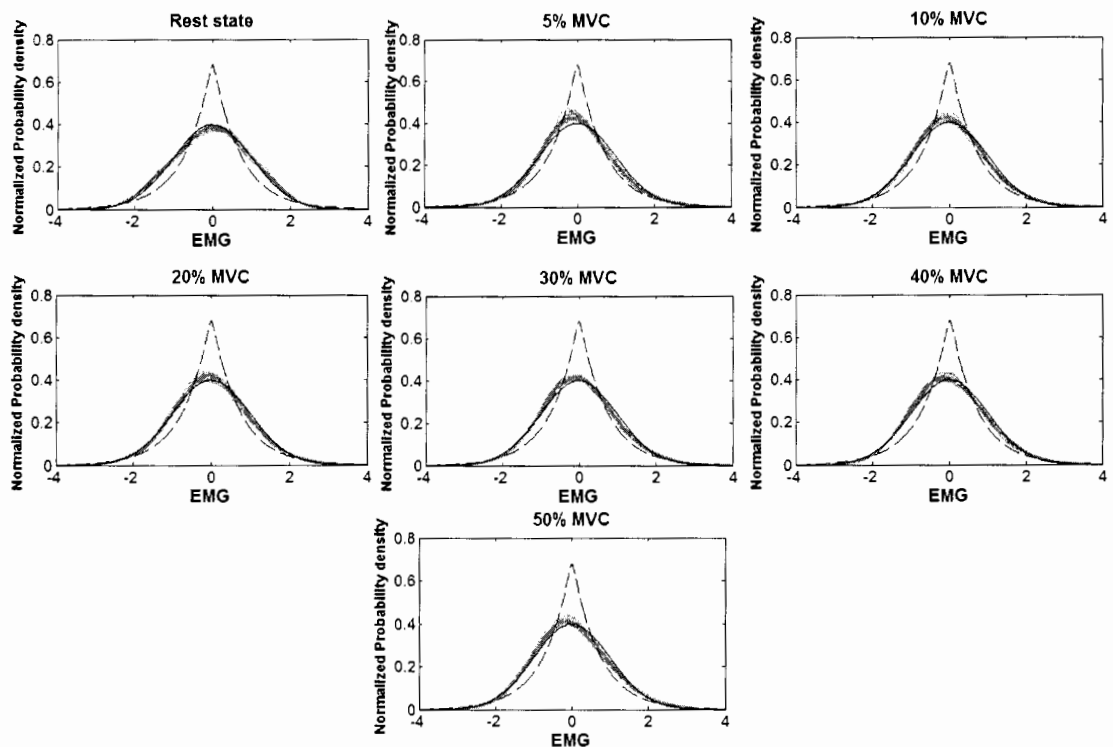


ภาพประกอบ 4-41 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความโค้งและค่าเนกาทีฟเอนโทรปีกับแรงขณะบีบเครื่องวัดแรงบีบมือ

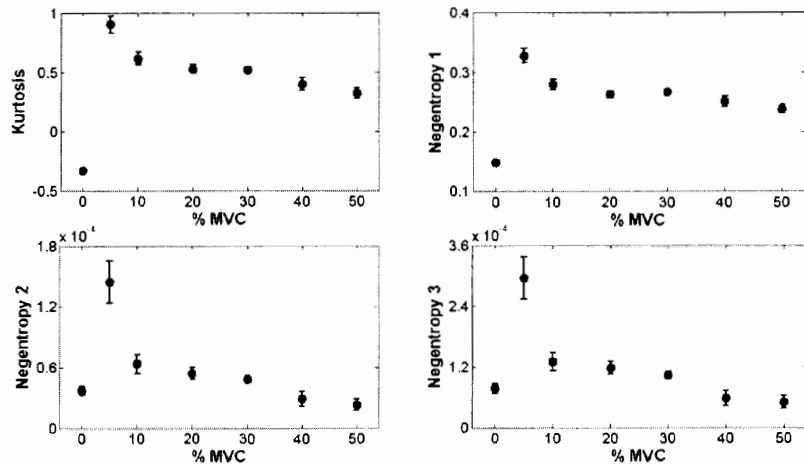


ภาพประกอบ 4-42 ค่า MAV กับแรงขณะบีบเครื่องวัดแรงบีบมือ

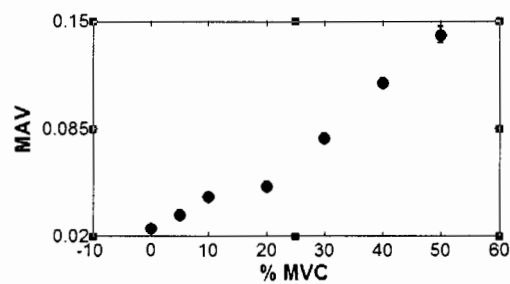
การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงยกน้ำหนัก 1-5 กิโลกรัมจากข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชุดที่ 5 แสดงดังภาพประกอบ 4-43 และความสัมพันธ์ระหว่างค่าความโค้งและค่าเนกาทีฟเอนโทรปีกับแรง แสดงดังภาพประกอบ 4-44 และความสัมพันธ์ระหว่างค่า MAV กับแรงที่ยกน้ำหนัก แสดงดังภาพประกอบ 4-45



ภาพประกอบ 4-43 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงของสัญญาณที่เก็บข้อมูลด้วยเครื่องขยายสัญญาณที่ผลิตเอง



ภาพประกอบ 4-44 ค่าความโค้งและค่าเอนทาลปีเอนโทรปีกับแรงขณะยกน้ำหนักของสัญญาณที่เก็บข้อมูลด้วยเครื่องขยายสัญญาณที่ผลิตเอง



ภาพประกอบ 4-45 ค่า MAV กับแรงขณะยกน้ำหนัก

จากการทดลองพบว่ารูปแบบการกระจายตัวของสัญญาณขึ้นอยู่กับระดับแรง และเมื่อทำการหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความโค้งและค่าเอนทาลปีเอนโทรปีกับแรง พบว่าสัญญาณในขณะพักหรือขณะที่กล้ามเนื้อไม่มีการออกแรงมีรูปแบบการกระจายตัวแบบเกาส์เซียนซึ่งค่าความโค้งและค่าเอนทาลปีเอนโทรปีมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ ส่วนสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะที่ออกแรงน้อย ๆ มีการกระจายตัวเข้าใกล้แบบลาปลาซ (หรือ super Gaussian) และเมื่อออกแรงเพิ่มขึ้น สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีการกระจายตัวเข้าใกล้แบบเกาส์เซียนมากขึ้น ทำให้ค่าความโค้งและค่าเอนทาลปีเอนโทรปีมีค่าลดลงเข้าใกล้ศูนย์เมื่อออกแรงเพิ่มมากขึ้น และยังพบว่าค่าความโค้งและค่าเอนทาลปีเอนโทรปีมีความสัมพันธ์กับแรงในรูปแบบเดียวกัน

เมื่อกล้ามเนื้อออกแรงมากขึ้น ทำให้จำนวนมอเตอร์ยูนิตมีการตอบสนองเพิ่มขึ้น ซึ่งทำให้รูปแบบการกระจายตัวของสัญญาณเข้าใกล้ความเป็นเกาส์เซียนมากขึ้น [26, 27] ส่วนขณะพักกล้ามเนื้อไม่มีการออกแรง สัญญาณที่ได้จึงเป็นสัญญาณรบกวนที่มีการกระจายกำลังเฉลี่ยเท่ากันทุกองค์ประกอบความถี่ และการกระจายตัวของสัญญาณอยู่ในรูปกระจายตัวแบบเกาส์เซียน

จากภาพประกอบ 4-43 และภาพประกอบ 4-44 พบว่าการวัดความเป็นนอนเกาส์เซียนสามารถใช้แยกสัญญาณระหว่างท่าพักและขณะออกแรงน้อย ๆ ได้ดีกว่าการใช้แยกด้วยค่า MAV เนื่องจากรูปแบบการกระจายตัวของสัญญาณในท่าพักเป็นแบบเกาส์เซียน ส่วนรูปแบบการกระจายตัวของสัญญาณขณะออกแรงน้อย ๆ เป็นแบบ super Gaussian หรือแบบลาปลาซ ทำให้การวัดความเป็นนอนเกาส์เซียนสามารถแยกสัญญาณ 2 รูปแบบดังกล่าวได้ดี ในกรณีที่เก็บข้อมูลจากเครื่องขยายสัญญาณที่มีขนาดแอมพลิจูดในท่าพักใกล้เคียงกับขณะออกแรงน้อย ๆ

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัย อภิปราย และข้อเสนอแนะ

ในบทนี้จะกล่าวถึงบทสรุปของงานวิจัย อภิปราย และข้อเสนอแนะสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อตรวจวัดแรงและมุมหรือความยาวของกล้ามเนื้อ เพื่อเป็นประโยชน์ต่อผู้ที่ต้องการศึกษาและเป็นแนวทางในการพัฒนางานวิจัยต่อไป

#### 5.1 สรุปผลการวิจัย

ในงานวิจัยต้องการที่จะปรับปรุงวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสำหรับการตรวจวัดแรงและมุมของกล้ามเนื้อ เนื่องจากวิธีการคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมนความถี่สามารถใช้วัดความถี่ของความถี่ได้ [1-4] ดังนั้นจึงเริ่มต้นทดสอบการวัดความถี่ของกล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ โดยทดสอบกับกล้ามเนื้อไบเซ็ป เบรคิโอ เพื่อเป็นการยืนยันว่าการคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมนความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สามารถใช้วัดความถี่ของกล้ามเนื้อได้ จากผลการศึกษาพบว่าค่า MNF มีแนวโน้มลดลงเมื่อจำนวนครั้งในการยกน้ำหนักเพิ่มขึ้น แสดงให้เห็นว่าการคัดเลือกลักษณะเด่นในโดเมนความถี่สามารถใช้วัดความถี่ของกล้ามเนื้อได้

##### 5.1.1 การตรวจวัดแรงของกล้ามเนื้อ

การหาค่า MDF และ MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งหมด โดยทดสอบกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่จากอาสาสมัครจำนวน 22 คน และแบบเคลื่อนที่จากอาสาสมัครจำนวน 21 คน จากผลการทดลองพบว่าความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับน้ำหนักมี 3 กรณีคือ กรณีที่ 1 ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และค่า MNF กับน้ำหนัก กรณีที่ 2 ค่า MDF และค่า MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น และกรณีที่ 3 ค่า MDF และค่า MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น และสำหรับการยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่มักจะพบความสัมพันธ์ในกรณีที่ 2 ที่มุม 90 องศาหรือมุมต่ำกว่า 90 องศา (กล้ามเนื้อยัดยาว) และพบความสัมพันธ์ในกรณีที่ 3 ที่มุม 90 องศาหรือมุมสูงกว่า 90 องศา (กล้ามเนื้อหดสั้น)

การหาค่า TD-MDF และ TD-MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่จากอาสาสมัครจำนวน 20 คน โดยการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาพบว่าค่า TD-MNF และ TD-MDF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นในช่วงกลางของการเคลื่อนไหว



(กล้ามเนื้อหดสั้น) และพบว่าค่า TD-MDF และ TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้นในช่วงเริ่มต้น และสิ้นสุดการเคลื่อนไหว (กล้ามเนื้อยืดยาว) ผลที่ได้สอดคล้องกับผลการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้า กล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ ดังที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น แสดงว่าความยาวของกล้ามเนื้อ เป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับน้ำหนัก

สำหรับวิธีการวัดแรงของกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ เบริคิโอ ขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ สามารถใช้วิธีการวิเคราะห์ได้ทั้งแบบหาค่า MDF และ MNF ของสัญญาณทั้งชุดและการการวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา กล่าวคือ ทำการหาค่า MDF และ MNF ของสัญญาณทั้งชุดสำหรับอาสาสมัครกลุ่มที่วิเคราะห์สัญญาณทั้งชุด แล้วสามารถบอกความสัมพันธ์ระหว่างค่า ลักษณะเด่นกับน้ำหนักได้เลยซึ่งเป็นอาสาสมัครส่วนน้อย และใช้การวิเคราะห์สเปกตรัมที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา สำหรับอาสาสมัครกลุ่มที่ไม่สามารถใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทั้งชุดมาวิเคราะห์เพื่อบอกความสัมพันธ์ได้

การวัดความเป็นนอนเกาส์เซียนและการกระจายตัวของฟังก์ชันความน่าจะเป็นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จากผลการทดลองพบว่าสามารถใช้แยกสัญญาณได้ 3 ลักษณะคือ สัญญาณในท่าพักซึ่งมีการกระจายตัวแบบเกาส์เซียน สัญญาณในขณะที่ออกแรงน้อย ๆ (ต่ำกว่า 30% MVC) ซึ่งมีการกระจายตัวแบบ Super Gaussian หรือเข้าใกล้แบบลาปลาซ และขณะออกแรงมาก ๆ สัญญาณมีการกระจายตัวเข้าใกล้แบบเกาส์เซียน ซึ่งวิธีการดังกล่าวจะมีประโยชน์สำหรับการแยกสัญญาณในท่าพักซึ่งกล้ามเนื้อไม่ได้ออกแรง และสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะที่กล้ามเนื้อออกแรงน้อย ๆ ในกรณีที่สัญญาณในท่าพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงน้อย ๆ มีขนาดแอมพลิจูดที่ใกล้เคียงกัน ทำให้ไม่สามารถแยกได้ด้วยค่า MAV

### 5.1.2 การตรวจวัดมุมหรือความยาวของกล้ามเนื้อ

การหาค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยทดสอบกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่ที่มีมุม 30-150 องศาจากอาสาสมัคร 15 คน โดยหาค่า MNF ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ 4 แบบประกอบด้วย สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เป็นข้อมูลดิบ สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 แล้วทำการกรองสัญญาณในช่วงความถี่ 20-500 เฮิรตซ์ และสัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าสูงสุดเท่ากับ 1 หรือมีค่าต่ำสุดเท่ากับ -1

ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MDF และ MNF กับมุมจากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เป็นข้อมูลดิบ สัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 แล้วทำการกรองสัญญาณในช่วงความถี่ 20-500 เฮิรตซ์ และสัญญาณที่ทำการนอร์มัลไลเซชันให้

ขนาดแอมพลิจูดมีค่าสูงสุดเท่ากับ 1 หรือมีค่าต่ำสุดเท่ากับ -1 มีรูปแบบเดียวกัน และคำนวณค่าเฉลี่ยสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ ( $r$ ) ของอาสาสมัคร 15 คนได้เท่ากับ 0.81 ซึ่งพบว่าค่า MNF มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเมื่อมุมเพิ่มขึ้น (MNF มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเมื่อความยาวของกล้ามเนื้อลดลง) ในอาสาสมัครส่วนใหญ่ ในขณะที่การนอร์มัลไลเซชันสัญญาณให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 ทำให้ค่า MNF มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเมื่อมุมเพิ่มขึ้น และคำนวณค่าเฉลี่ยสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของอาสาสมัคร 15 คนได้เท่ากับ 0.92

การนอร์มัลไลเซชันสัญญาณให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 ทำให้ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมมีความเป็นเชิงเส้นเพิ่มขึ้น (สำหรับอาสาสมัคร 9 คน) นอกจากนี้ยังพบว่าการนอร์มัลไลเซชันสัญญาณให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 ทำให้ความเป็นเชิงเส้นระหว่างค่า MNF กับมุมต่ำกว่าการวิเคราะห์ด้วยสัญญาณที่เป็นข้อมูลดิบ (สำหรับอาสาสมัคร 6 คน) เนื่องจากการวิเคราะห์สัญญาณที่เป็นข้อมูลดิบให้ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมที่มีความเป็นเชิงเส้นในระดับที่สูงมาก ( $r > 0.9$ ) อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ว่าจะทำการนอร์มัลไลเซชันสัญญาณให้ขนาดแอมพลิจูดมีค่าตั้งแต่ -1 ถึง 1 แล้วมาทำการวิเคราะห์สำหรับอาสาสมัครกลุ่มนี้ ความเป็นเชิงเส้นระหว่างค่า MNF กับมุมก็ยังคงอยู่ในระดับที่สูง ( $r > 0.8$ )

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

ในการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อตัวอย่างเพื่อมาวิเคราะห์ จะต้องควบคุมการทดลองสำหรับอาสาสมัครทุกคนให้มีรูปแบบใกล้เคียงกันที่สุด เช่น ตำแหน่งของอิเล็กโทรด รูปแบบการยกน้ำหนัก เพื่อให้ความแปรปรวนของการทดลองเก็บข้อมูลตัวอย่าง มีผลต่อการวิเคราะห์ข้อมูลน้อยที่สุด นอกจากนี้การเก็บข้อมูลจากกลุ่มตัวอย่างหลายคนทำให้ผลการวิเคราะห์ไม่ได้มีรูปแบบเดียวในอาสาสมัครทุกคน เนื่องจากความแตกต่างระหว่างบุคคลของอาสาสมัคร

ในการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อกับแรงของกล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ ควรจะศึกษาความสัมพันธ์กับโมเมนต์เพิ่มเติม เนื่องจากการยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่เกิดการหมุนของข้อต่อซึ่งทำให้เกิดโมเมนต์ขึ้น

### บรรณานุกรม

- [1] M. Cifrek, S. Tonkovic, V. Medved, "Measurement and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions", *Meas J Int Meas Confed.*, vol.27, no.2, pp.85-92, 2000.
- [2] J.S. Petrofsky, R.M. Glaser and C.A. Phillips, "Evaluation of the amplitude and Frequency Component of the Surface EMG as an Index of Muscle Fatigue," *Ergonomics*, vol. 25, no. 3, pp. 213-223, 1982.
- [3] B. Gerdle, N.E. Eriksson, L. Brundin, "The behaviour of mean power frequency of the surface electromyogram in biceps brachii with increasing force and during fatigue," *Electromyogr Clin Neurophysiol.*, vol. 30, no. 8, pp. 483-489, 1990.
- [4] J.R. Potvin, "Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions," *J Appl Physiol.*, vol. 82, no. 1, pp.144-151, 1997
- [5] J.T. Viitasalo, P.V. Komi, "Interrelationships of EMG signal characteristics at different levels of muscle tension and during fatigue," *Electromyogr Clin Neurophysiol.* , vol.18 no. 3-4, pp. 167-178, 1978
- [6] J.S. Petrofsky, A.R. Lind, "Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions," *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, vol. 43, no.2, pp. 173-182, 1980
- [7] J.S. Petrofsky, A.R. Lind, "The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions," *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, vol.44, no. 2, pp. 189-200, 1980
- [8] M. Hagberg, B.E. Ericsson, "Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors," *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, vol. 48, no.2, pp. 147-156, 1982
- [9] M. Muro, N. Nagata, K. Murakami, T. Moritani, "Surface EMG power spectral analysis of neuromuscular disorders during isometric and isotonic contractions," *Am J Phys Med.*, vol. 61, no.5, pp. 244-254, 1982

- [10] R. Merletti, M.A. Sabbahi, C.J. De Luca, "Median frequency of the myoelectric signal: effects of muscle ischemia and cooling," *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, vol. 52, no.3, pp. 258-265, 1984
- [11] A. Van Boxtel, L.R.B. Schomaker, "Influence of motor unit firing statistics on the median frequency of the EMG power spectrum," *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, vol. 52, no.2, pp. 207-213, 1984
- [12] R.E. Gander, B.S. Hudgins, "Power Spectral density of the surface Myoelectric signal of the biceps brachii as a function of static load," *Electromyogr Clin Neurophysiol.*, vol.25 no.7-8, pp. 469-478, 1985
- [13] T. Moritani, M. Muro, "Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction," *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, vol.56, no.3, pp. 260-265, 1987
- [14] C. Hagberg, M. Hagberg, "Surface EMG amplitude and frequency dependence on exerted force for the upper trapezius muscle: a comparison between right and left sides," *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, vol. 58, no. 6, pp. 641-645, 1989
- [15] M. Bilodeau, A.B. Arsenaault, D. Gravel, D. Bourbonnais, "EMG power spectra of elbow extensors during ramp and step isometric contractions," *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, vol. 63, no. 1, pp. 24-28, 1991
- [16] A. Rainoldi, G. Galardi, L. Maderna, G. Comi, L. Lo Conte, R. Merletti, "Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of the biceps brachii muscle," *J Electromyogr Kinesiol.*, vol.9 no. 2, pp. 105-119, 1999
- [17] A.D. Cechetto, P.A. Parker, R.N. Scott, "The effects of four time-varying factors on the mean frequency of a myoelectric signal," *J Electromyogr Kinesiol.*, vol. 11, no.5, pp. 347-354. 2001
- [18] E.P. Doheny, M.M. Lowery, D.P. FitzPatrick, M.J. O'Malley, "Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles," *J Electromyogr Kinesiol.*, vol. 18, no. 5, pp. 760-770, 2008
- [19] P.A. Kaplanis, C.S. Pattichis, L.J. Hadjileontiadis, V.C. Roberts, "Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction," *J Electromyogr Kinesiol.*, vol. 19, no. 1, pp. 157-171, 2009

- [20] R. Merletti, L.R. Lo Conte, C. Cisari, U. Massazza, "Effect of ankle joint position on electrically evoked surface myoelectric signals of the tibialis anterior muscle," *Arch Phys Med Rehabil.*, vol. 74, no. 5, pp. 501-506, 1993
- [21] B. Gerdle, N.E. Eriksson, L. Brundin, M. Edstrom, "Surface EMG recordings during maximum static shoulder forward flexion in different positions," *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, vol. 57, no. 4, pp. 415-419, 1988
- [22] H. Roesler, "The Control of Upper-Extremity Prostheses and Orthoses, chap. Statistical analysis and evaluation of myoelectric signals for proportional control," *Springfield, IL: Thomas*, pp. 44-53, 1974
- [23] M. Bilodeau, M. Cincera, A.B. Arsenault, D. Gravel, "Normality and stationarity of EMG signals of elbow flexor muscles during ramp and step isometric contractions," *J Electromyogr Kinesiol.*, vol. 7, no. 2, pp. 87-96, 1997
- [24] E.A. Clancy, N. Hogan, "density of the surface electromyogram and its relation to amplitude detectors," *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 46, no. 6, pp. 730-739, 1999
- [25] I. Hunter, R. Kearney, L. Jones, "Estimation of the conduction velocity of muscle action potentials using phase and impulse response function techniques," *Med Biol Eng Comput.*, vol. 25, no. 2, pp. 121-126, 1987
- [26] K. Nazarpour, A.R. Sharafat, S.M. Firoozabadi, "Negentropy analysis of surface electromyogram signal," *IEEE Workshop on Statistical Signal Processing Proceedings, 2005*, art. no. 1628736, pp.974-977, 2005
- [27] G.R. Naik, D.K. Kumar, S.P. Arjunan. "Kurtosis and negentropy investigation of myoelectric signals during different MVCs," *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living, BRC 2011*, art. no. 5740669, pp.40-43, 2011
- [28] Bicep Curl. (Online) Available from: <http://healthtwo.wikispaces.com/Kayla's+Page> [July, 2011]
- [29] C.J. De Luca, "Surface Electromyography: Detection and recording", DelSys Inc., 2002
- [30] สันสนีย์ สวัสดิพงษ์, "สรีรวิทยาของระบบกล้ามเนื้อ," สงขลา, ภาควิชาสรีรวิทยา มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, 2535

- [31] A. Phinyomark, C. Limsakul, P. Phukpattaranont, "A Novel Feature Extraction for Robust EMG Pattern Recognition," *J Comput.*, vol. 1, no. 1, pp. 71–80, 2009
- [32] S.T. Pheasant, "Bodyspace : Anthropometry," *Ergonomics and Design*, London, Taylor & Francis Ltd., 1988
- [33] M. Helander, "A guide to the ergonomics of manufacturing," Taylor & Francis, England, 1995
- [34] สุทธิ ศรีบูรพา, "เออร์โกโนมิกส์: วิศวกรรมมนุษย์ปัจจัย," กรุงเทพฯ, บริษัท ซีเอ็ดดูเคชั่น จำกัด (มหาชน), 2540
- [35] Body mass index. (Online) Available from: [http://en.wikipedia.org/wiki/Body\\_mass\\_index](http://en.wikipedia.org/wiki/Body_mass_index) [March, 2011]
- [36] B.W. Silverman (1986). Density Estimation for Statistics and Data Analysis. (Online) Available from: <http://ned.ipac.caltech.edu/level5/March02/Silverman/paper.pdf>
- [37] Kernel density estimation. (Online) Available form: [http://en.wikipedia.org/wiki/Kernel\\_density\\_estimation](http://en.wikipedia.org/wiki/Kernel_density_estimation) [July, 2011]
- [38] J.T. Neill, "Enhancing life effectiveness: The impacts of outdoor Education Programs," Thesis (PhD), University of Western Sydney, 2008
- [39] P.V. Komi, V. Linnamo, P. Silventoinen, M. Sillanpaa, "Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions," *Med Sci Sports Exerc.*, vol. 32, no. 10, pp. 1757-1762, 2000

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

วิธีวัดสัดส่วนร่างกายและข้อมูลสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัคร



### วิธีการวัดสัดส่วนของร่างกาย

ในงานวิจัยทำการวัดสัดส่วนร่างกายจำนวน 11 สัดส่วน โดยมีรายละเอียดทำทางในการวัดและเครื่องมือในการวัดสัดส่วนต่างๆ ดังนี้

#### 1. ความสูงขณะยืน (Standing height)

ตำแหน่งที่หมาย (Landmark) : จุดสูงสุดของศีรษะ (vertex)

เครื่องมือวัด : เครื่องวัดส่วนสูง

ท่าทางของอาสาสมัคร : อาสาสมัครยืนตัวตรง หน้ามองตรงตามระดับแนวระนาบ Frankfurt plane และเท้าทั้งสองข้างชิดกัน เขยียดแขนตรงแนบลำตัว

วิธีการดำเนินการ : วัดความสูงจากพื้นจนถึงจุดสูงสุดของศีรษะ (vertex)

#### 2. น้ำหนัก (Body mass)

ตำแหน่งที่หมาย (Landmark) : -

เครื่องมือวัด : เครื่องชั่งน้ำหนัก

ท่าทางของอาสาสมัคร : อาสาสมัครยืนบนศูนย์กลางของเครื่องชั่งน้ำหนัก

วิธีการดำเนินการ : ปรับเครื่องชั่งน้ำหนักภายในเครื่องที่ 0.1 กิโลกรัม และบันทึก

#### 3. ระยะจากข้อศอกถึงศูนย์กลางขณะกำมือ (Elbow-hand grip length)

ตำแหน่งที่หมาย (Landmark) : ปลายข้างหลังของกระดูกข้อศอก

เครื่องมือวัด : เครื่องมือวัดคาลิเปอร์ขนาดใหญ่

ท่าทางของอาสาสมัคร : อาสาสมัครนั่งตรง แขนท่อนบนปล่อยลงสบาย แขนท่อนล่างและมือยึดออกกระนาบแนวราบ

วิธีการดำเนินการ : ใช้เครื่องมือวัดคาลิเปอร์ขนาดใหญ่ วัดระยะห่างตามแนวราบในแกนความยาวของแขนท่อนล่างด้านขวา และมือจากปลายข้างหลังของกระดูกข้อศอกถึงศูนย์กลางของด้ามจับ (ยึดดินสอ)

#### 4. เส้นรอบวงของไบเซ็ปส์ (Biceps circumference)

ตำแหน่งที่หมาย (Landmark) : ระดับจุดหน้าอก

เครื่องมือวัด : สายวัด

ท่าทางของอาสาสมัคร : อาสาสมัครยืนตรง มองตรงไปข้างหน้า สันเท้าทั้งสองข้างด้วย และน้ำหนักกระจายเท่าๆกันทั้งเท้าทั้งสองข้าง แขนแบนเข้าตัวที่จะยอมให้เทพระหว่างแขน และลำตัวสามารถเข้าติดได้

วิธีการดำเนินการ : วัดเส้นรอบวงของตัวแขน ที่ระดับของเครื่องหมายชี้บ่งจุดหน้าอก การอ่าน เป็นการอ่านที่จุดหายใจน้อยมากที่สุด

#### 5. ความกว้างจากกล้ามเนื้อไหล่ซ้าย-กล้ามเนื้อไหล่ขวา (Shoulder breadth)

ตำแหน่งที่หมาย (Landmark) : กล้ามเนื้อเดลทอยด์ (Deltoid muscle)

เครื่องมือวัด : เครื่องมือวัดคาลิเปอร์ขนาดใหญ่

ท่าทางของอาสาสมัคร : อาสาสมัครนั่งหลังตรงบนที่นั่ง หัวเข้าทั้งสองตั้งฉาก 90 องศา และเท้าทั้งสองข้างชิดกันบนพื้น แขนส่วนล่างยื่นไปข้างหน้าในแนวตั้งฉากกับแขนส่วนบน

วิธีการดำเนินการ : วัดความกว้างจากจุดที่นูนที่สุดของปุ่มหัวไหล่ด้านซ้ายถึงจุดที่นูนที่สุด ของปุ่มหัวไหล่ด้านขวา

#### 6. ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (Elbow-fingertip length)

ตำแหน่งที่หมาย (Landmark) : ปุ่มกระดูกข้อศอก

เครื่องมือวัด : เครื่องมือวัดคาลิเปอร์ขนาดใหญ่

ท่าทางของอาสาสมัคร : อาสาสมัครนั่งหลังตรงบนที่นั่ง หัวเข้าทั้งสองตั้งฉาก 90 องศา และเท้าทั้งสองข้างชิดกันบนพื้น แขนส่วนล่างยื่นไปข้างหน้าในแนวตั้งฉากกับแขนส่วนบน

วิธีการดำเนินการ : วัดระยะจากปุ่มกระดูกข้อศอกจนถึงปลายนิ้วกลาง

## 7. เส้นรอบวงของแขนท่อนล่าง (Forearm circumference)

ตำแหน่งที่หมาย (Landmark) : -

เครื่องมือวัด : สายวัด

ท่าทางของอาสาสมัคร : อาสาสมัครยืน แขนท่อนบนขวดยกขึ้นในแกนความสูง แนว  
ระนาบ งอข้อศอก 90 องศา และกำมือแน่น

วิธีการดำเนินการ : ยึดสายวัดให้แน่นในระนาบมุมขวา ที่แกนความสูงของแขนท่อน  
ล่าง เส้นรอบวงของแขนท่อนล่าง เป็นการวัดระดับของเส้นร  
อบวงแขนท่อนล่างที่มีค่ามากที่สุด

## 8. ระยะเอื้อมด้านหน้า (Forward grip reach)

ตำแหน่งที่หมาย (Landmark) : -

เครื่องมือวัด : ตลับเมตร

ท่าทางของอาสาสมัคร : อาสาสมัครยืนตัวตรงหลังชิดกำแพง เหน็บทั้งสองข้างชิดกันบนพื้น  
แขนเหยียด ตรงไปข้างหน้าในลักษณะกำมือ

วิธีการดำเนินการ : วัดระยะจากกำแพงจนถึงจุดศูนย์กลางของมือขณะกำมือ

## 9. ความกว้างมือ (Hand breadth)

ตำแหน่งที่หมาย (Landmark) : -

เครื่องมือวัด : เครื่องมือวัดคาลิปเปอร์ขนาดเล็ก

ท่าทางของอาสาสมัคร : อาสาสมัครกางฝ่ามือและหงายฝ่ามือลงบนพื้นโต๊ะ

วิธีการดำเนินการ : วัดระยะส่วนที่กว้างที่สุดจากกระดูกฝ่ามือด้านนอกของนิ้วก้อย  
จนถึงกระดูกฝ่ามือด้านนอกของนิ้วชี้

## 10. ความยาวมือ (Hand length)

ตำแหน่งที่หมาย (Landmark) : ข้อมือ (Wrist)

เครื่องมือวัด : เครื่องมือวัดคาลิปเปอร์ขนาดเล็ก

ท่าทางของอาสาสมัคร : อาสาสมัครกางฝ่ามือและหงายฝ่ามือลงบนพื้นโต๊ะ

วิธีการดำเนินการ : วัดระยะจากรอยข่นของข้อมือจนถึงปลายนิ้วกลาง

## 11. ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (Shoulder-elbow length)

ตำแหน่งที่หมาย (Landmark) : ปุ่มกระดูกหัวไหล่ (Acromion) และปุ่มกระดูกแขนส่วนล่าง  
ทางด้านนอก

เครื่องมือวัด : เครื่องมือวัดคาลิปเปอร์ขนาดใหญ่

ท่าทางของอาสาสมัคร : อาสาสมัครนั่งหลังตรงบนที่นั่ง หัวเข่าทั้งสองตั้งฉาก 90 องศา  
และเท้าทั้งสองข้างชิดกันบนพื้น แขนส่วนล่างยื่นไปข้างหน้าใน  
แนวตั้งฉากกับแขนส่วนบน

วิธีการดำเนินการ : วัดระยะจากจุดศูนย์กลางของปุ่มกระดูกหัวไหล่ (Acromion) จนถึง  
ปุ่มกระดูกข้อศอก

ข้อมูลสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัคร

ตาราง ก-1 ข้อมูลสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครเพศชาย

สัดส่วนร่างกาย	อาสาสมัคร											
	1	5	9	11	13	17	20	22	23	24	ค่าเฉลี่ย	ค่า SD
น้ำหนัก (กก.)	49.0	65.0	73	58.0	57.0	63.0	54.0	54	60	61	59.4	6.72
ความสูงขณะยืน (ซม.)	166.5	173.0	172	170.0	170.0	167.0	164.0	168	177	175	170.3	4.05
เส้นรอบวงของไบเซ็ปส์ (ซม.)	23.1	27.5	32.4	30.7	26.1	26.7	25.6	25.8	27	26.2	27.1	2.65
ระยะจากข้อศอกถึงศูนย์กลางขณะกำมือ (ซม.)	34.4	37.6	39.7	33.9	33.8	38.5	38.4	34.8	36.2	34.5	36.2	2.20
ความกว้างจากกล้ามเนื้อไหล่ซ้าย-ขวา (ซม.)	39.3	44.6	47.3	37.4	30.4	45.9	47.4	41.5	41	43.8	41.9	5.23
ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (ซม.)	46.8	52.2	52.6	46.2	46.2	50.0	49.7	46.3	47.7	46.7	48.4	2.50
เส้นรอบวงของแขนท่อนล่าง (ซม.)	22.5	25.2	28.2	26.8	23.4	24.3	22.7	24.2	26.4	24.4	24.8	1.85
ระยะเอื้อมด้านหน้า (ซม.)	75.6	80.7	80.4	74.3	75.7	83.5	78.1	81.2	81.6	81.2	79.2	3.10
ความกว้างมือ (ซม.)	7.4	8.4	8.9	12.6	11.7	7.8	7.6	7.6	8.2	7.9	8.8	1.83
ความยาวมือ (ซม.)	17.2	15.5	18.9	19.1	19.3	18.3	17.1	17.1	19.4	19.5	18.1	1.35
ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (ซม.)	37.7	36.9	38.2	35.7	38.4	38.3	36.6	37.4	38.6	34.7	37.3	1.28
ดัชนีมวลกาย	17.7	21.7	24.7	20.1	19.7	22.6	20.1	19.1	19.2	19.9	20.5	2.01
อายุ (ปี)	22.0	21.0	20	22.0	22.0	22.0	20.0	21	21	20	21.1	0.88

ตาราง ก-2 ข้อมูลสัดส่วนร่างกายของอาสาสมัครเพศหญิง

สัดส่วนร่างกาย	อาสาสมัคร													
	2	4	6	8	12	14	16	18	19	21	25	26	ค่าเฉลี่ย	ค่า SD
น้ำหนัก (กก.)	47.0	45.0	53.0	46.0	45.0	43.0	56.0	50.0	49.0	57	59	68	51.5	7.37
ความสูงขณะยืน (ซม.)	150	160.0	156.0	155.0	146.0	159.0	163.0	167.0	162.0	162	170	173	160.3	7.82
เส้นรอบวงของไบเซปส์ (ซม.)	24.4	19.8	27.6	24.2	25.5	22.6	24.9	22.3	21.5	25.4	24.8	27.6	24.2	2.33
ระยะจากข้อศอกถึงศูนย์กลางขณะกำมือ(ซม.)	32.8	35.0	34.8	34.6	32.6	34.3	35.2	38.4	36.2	33.6	35.7	36.9	35.0	1.66
ความกว้างจากกล้ามเนื้อไหล่ซ้าย-ขวา (ซม.)	41.9	36.8	43.4	41.2	37.8	36.9	37.0	37.2	38.7	38.1	40.1	41.6	39.2	2.31
ระยะจากข้อศอกถึงปลายนิ้วมือ (ซม.)	43.3	46.8	46.4	46.4	39.1	46.2	47.1	49.0	47.7	45.3	47.2	46.1	45.9	2.54
เส้นรอบวงของแขนท่อนล่าง (ซม.)	21.6	19.1	22.9	21.5	21.9	19.7	22.7	20.6	20.9	22.5	23.3	26.3	21.9	1.88
ระยะเอื้อมด้านหน้า (ซม.)	65.1	72.0	60.8	68.1	65.2	70.2	63.3	74.4	70.6	76.6	78.4	81.8	70.5	6.42
ความกว้างมือ (ซม.)	7.4	6.4	7.3	7.5	6.6	6.9	8.1	7.4	7.2	7.1	7.6	7.4	7.2	0.45
ความยาวมือ (ซม.)	15.6	16.7	16.8	16.6	14.7	16.1	15.2	17.1	17.2	17.7	19.5	18.2	16.8	1.32
ระยะจากหัวไหล่ถึงข้อศอก (ซม.)	34.9	35.3	36.1	35.8	34.2	33.0	37.1	37.8	36.0	33.5	35.7	34.6	35.3	1.40
ดัชนีมวลกาย	20.9	17.6	21.8	19.1	21.1	17.0	21.1	17.9	18.7	21.7	20.4	22.7	20.0	1.87
อายุ (ปี)	23.0	21.0	21.0	20.0	21.0	21.0	21.0	21.0	21.0	20	18	22	20.8	1.19

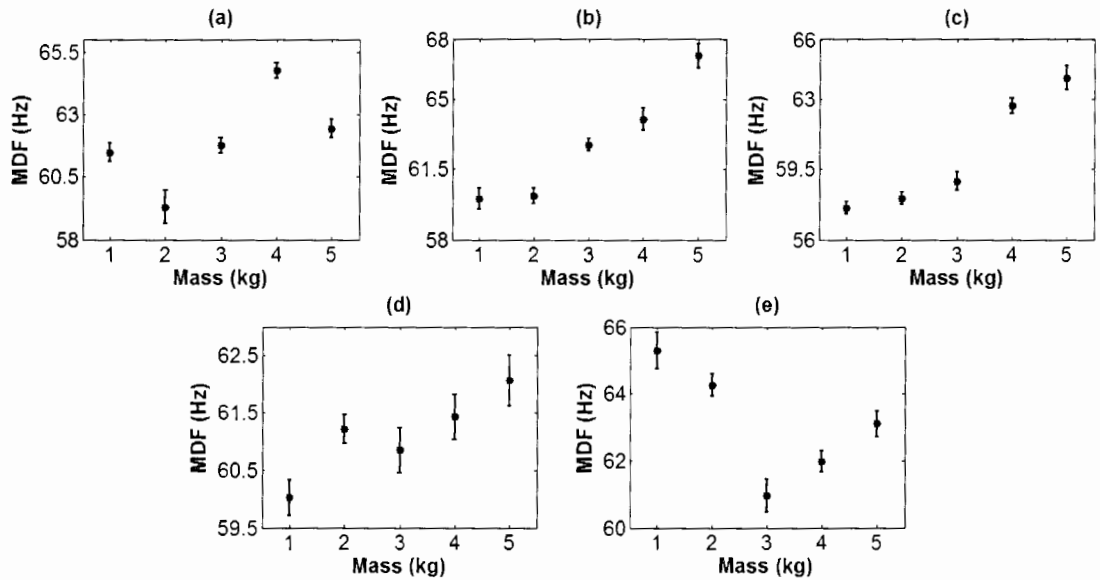
หมายเหตุ อาสาสมัครคนที่ 3 7 10 และ 15 ไม่มีข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและข้อมูลสัดส่วนร่างกาย

ภาคผนวก ข  
ค่า MNF และ MDF กับน้ำหนัก  
ขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

ค่า MNF และ MDF กับน้ำหนักขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

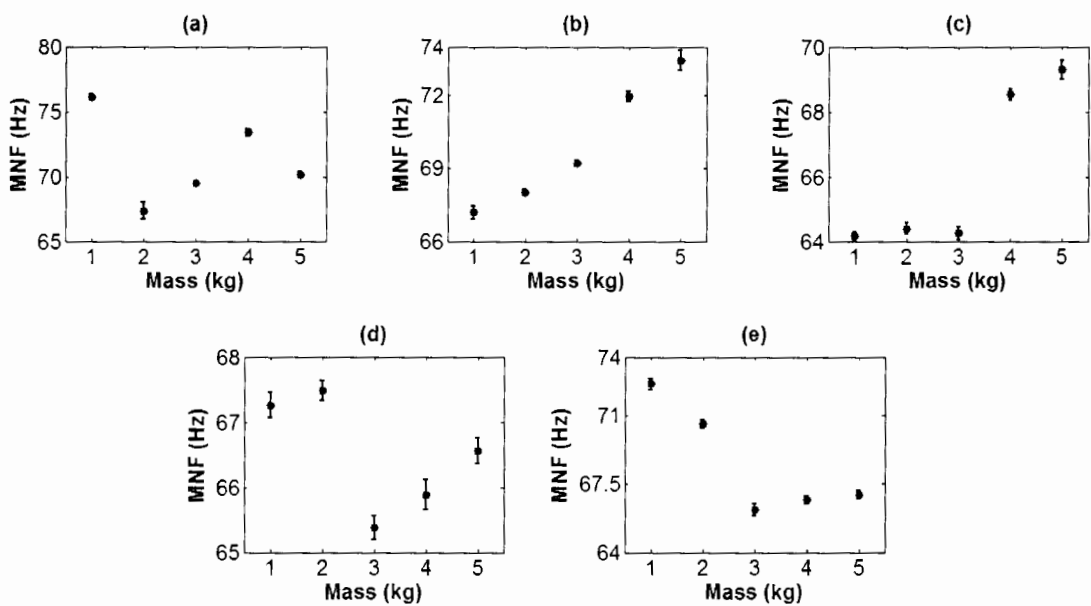
ค่า MNF และ MDF ของสัญญาณฟากล้ามน้ำหนักขณะยกน้ำหนักแบบอยู่กับที่

ที่น้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัมค้างไว้ที่มุม 30 60 90 120 และ 150 องศาของอาสาสมัครจำนวน 21 แสดงภาพประกอบ ข-1 ถึงภาพประกอบ ข-42



ภาพประกอบ ข-1 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 1

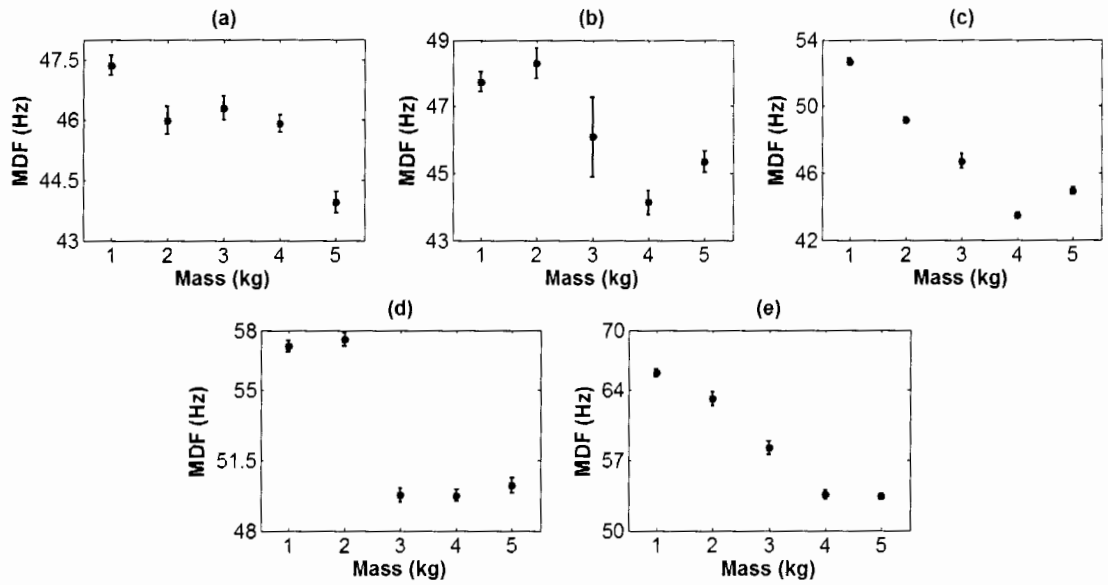
(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 120 องศา (e) มุม 150 องศา



ภาพประกอบ ข-2 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 1

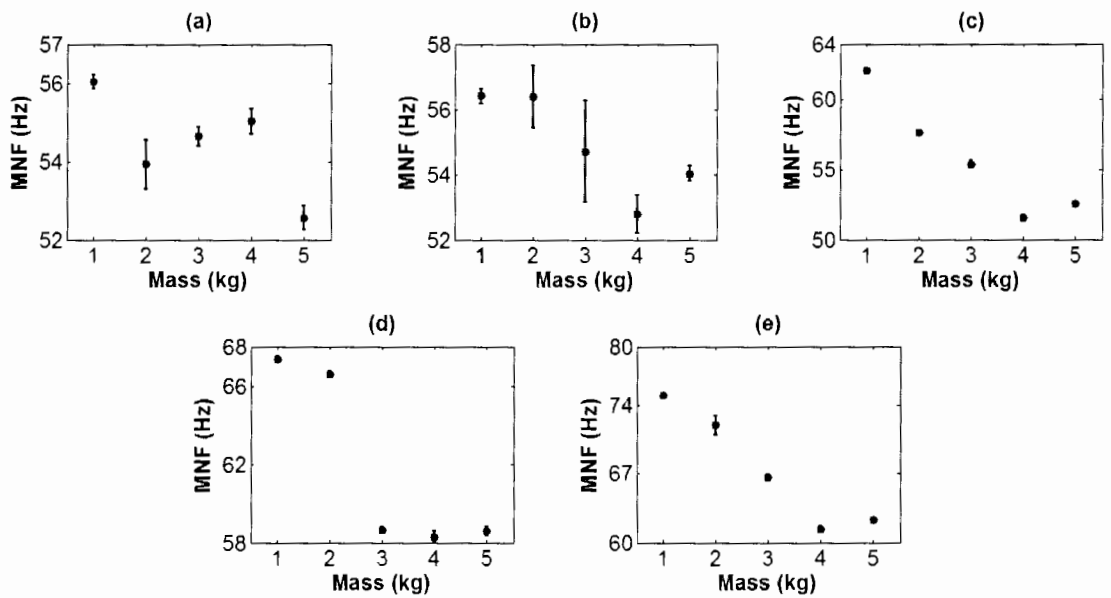


(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



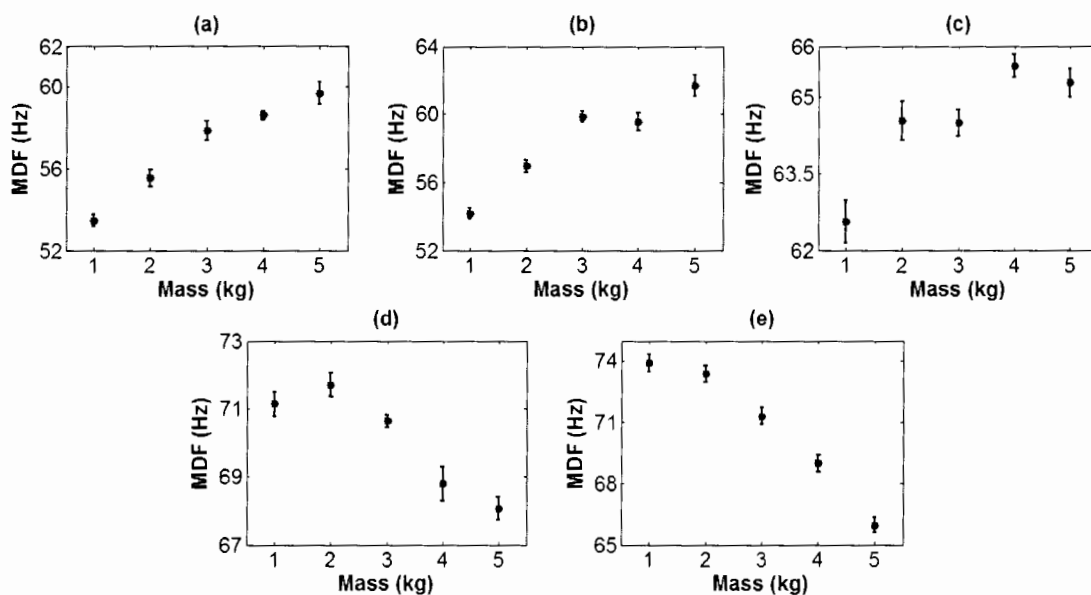
ภาพประกอบ ข-3 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 2

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



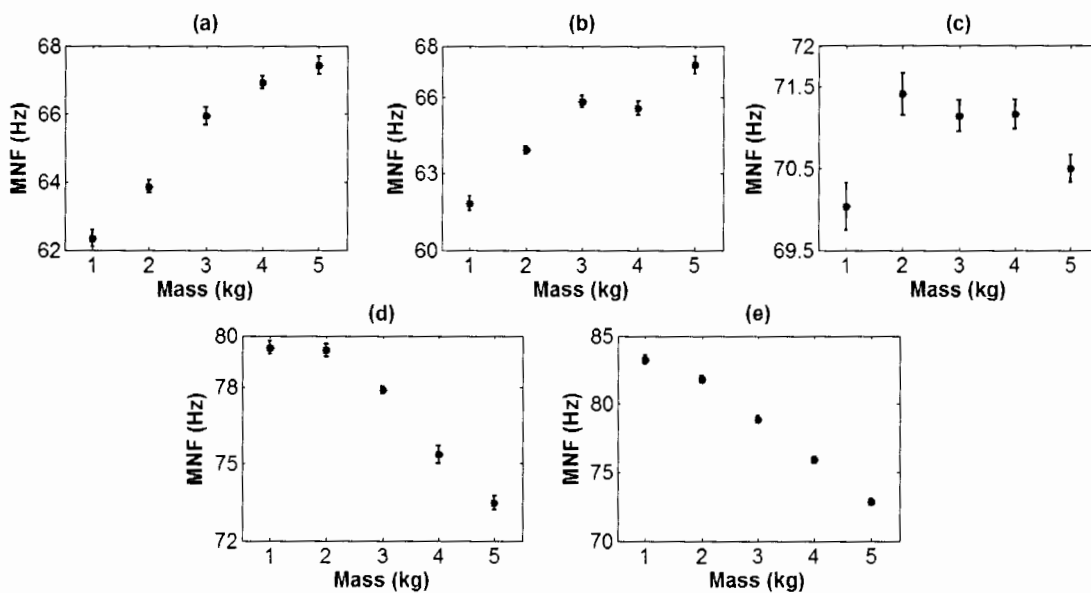
ภาพประกอบ ข-4 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 2

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



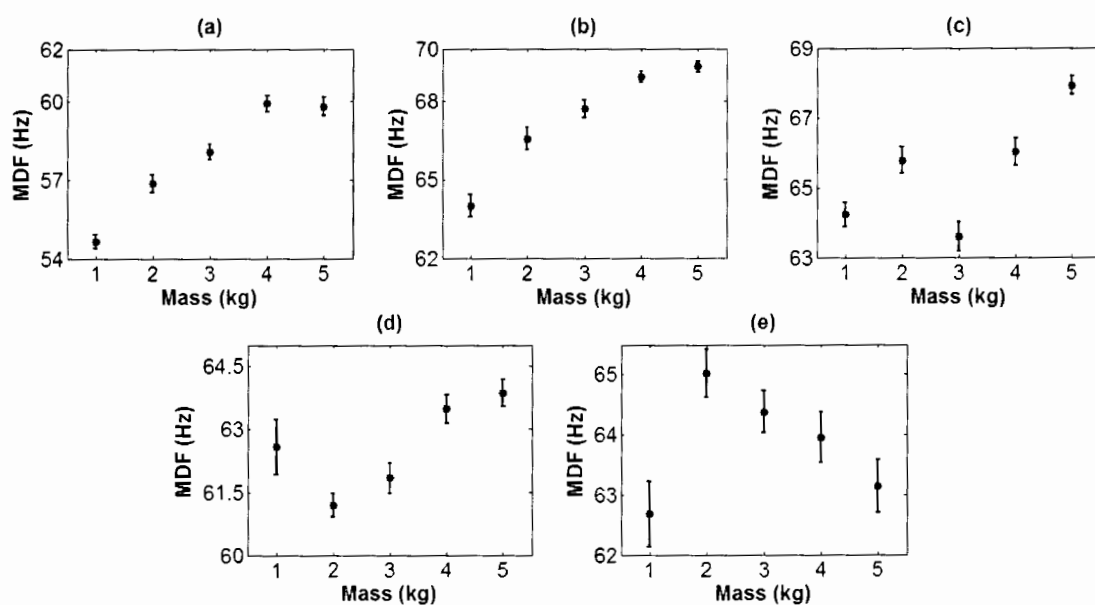
ภาพประกอบ ข-5 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 4

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



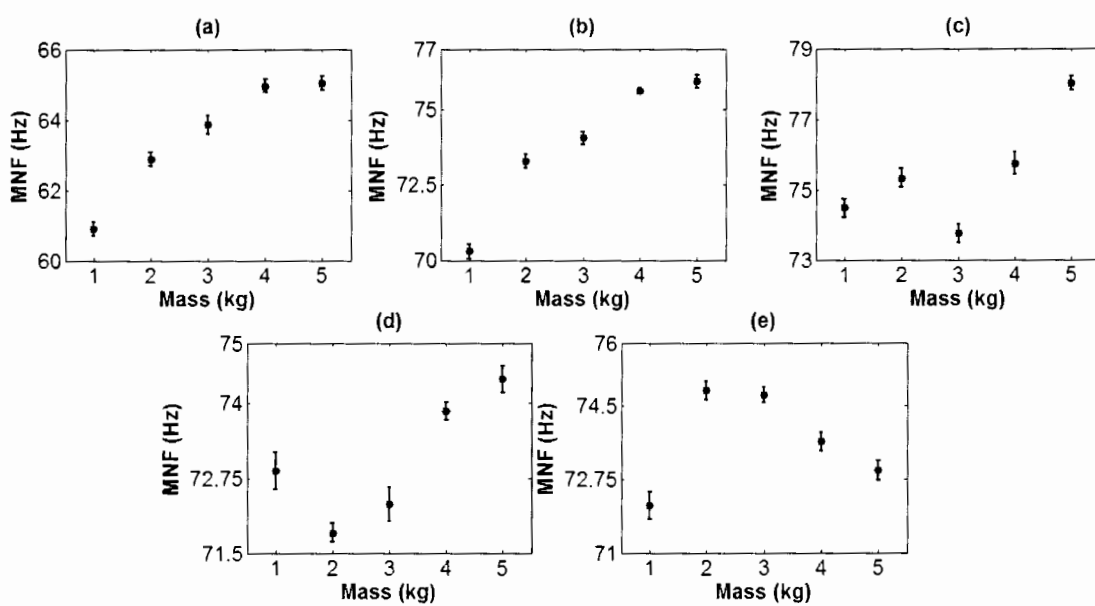
ภาพประกอบ ข-6 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 4

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



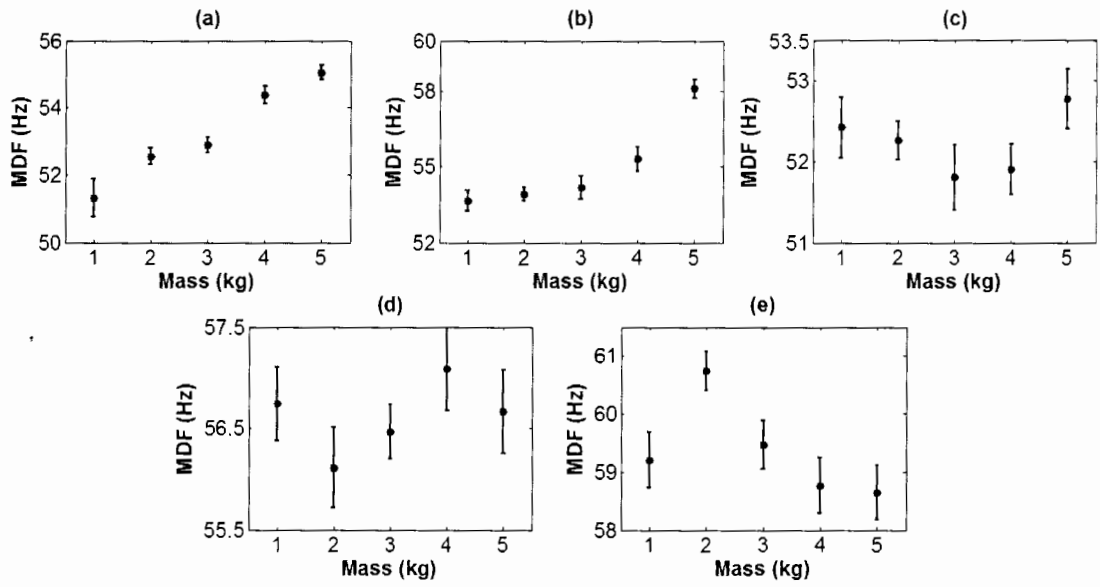
ภาพประกอบ ข-7 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 5

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



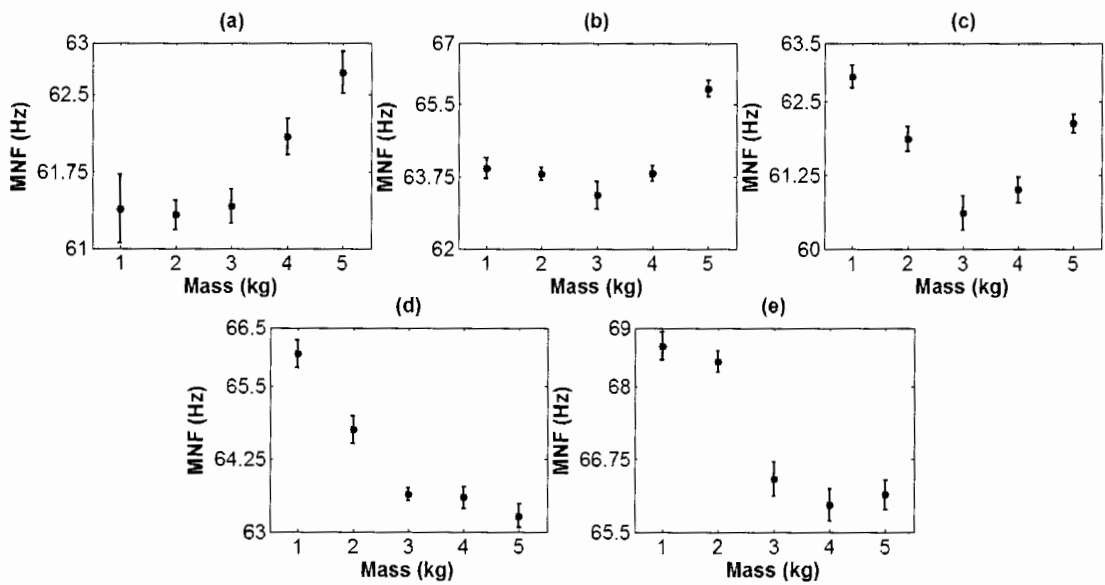
ภาพประกอบ ข-8 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 5

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



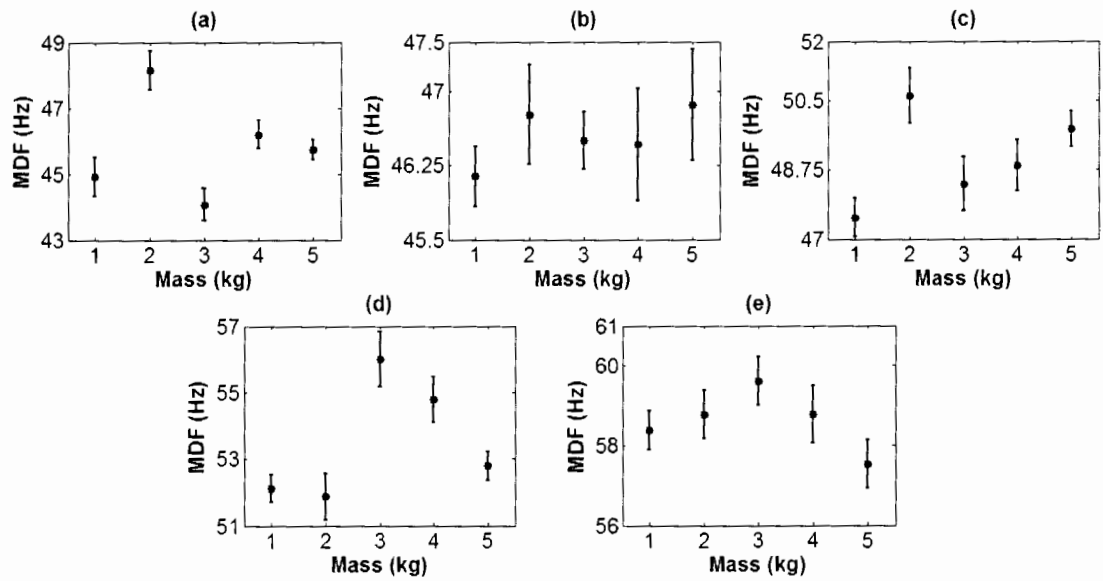
ภาพประกอบ ข-9 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 6

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



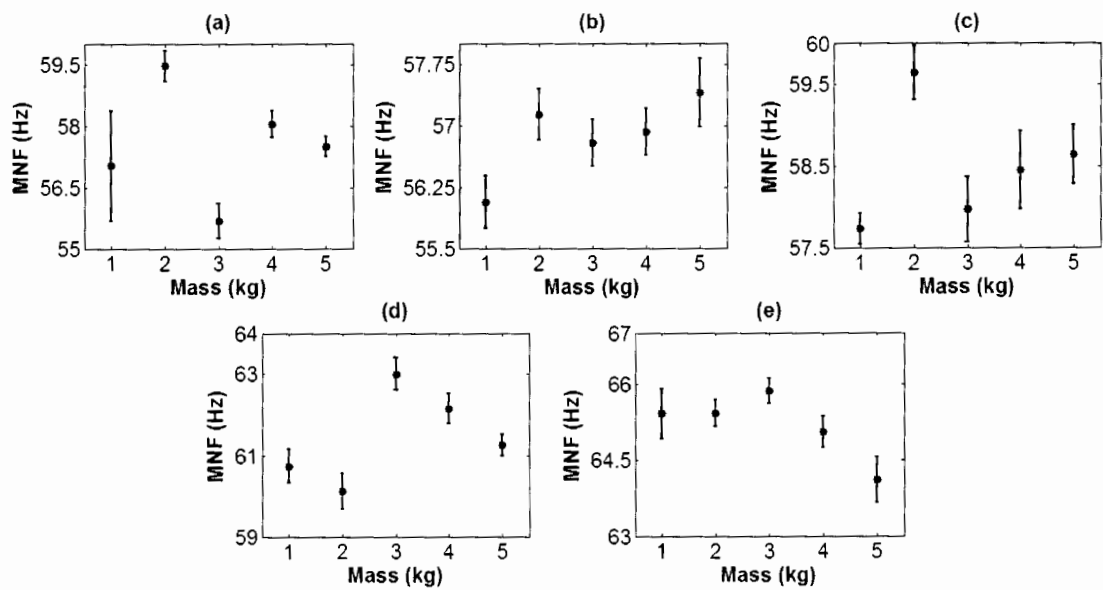
ภาพประกอบ ข-10 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 6

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



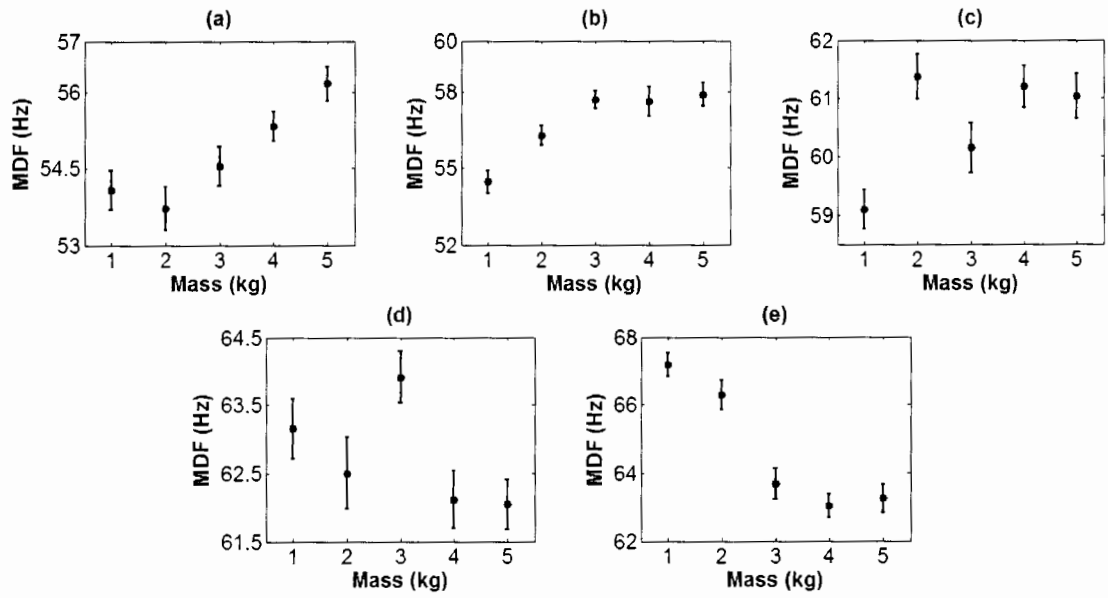
ภาพประกอบ ข-11 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 8

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



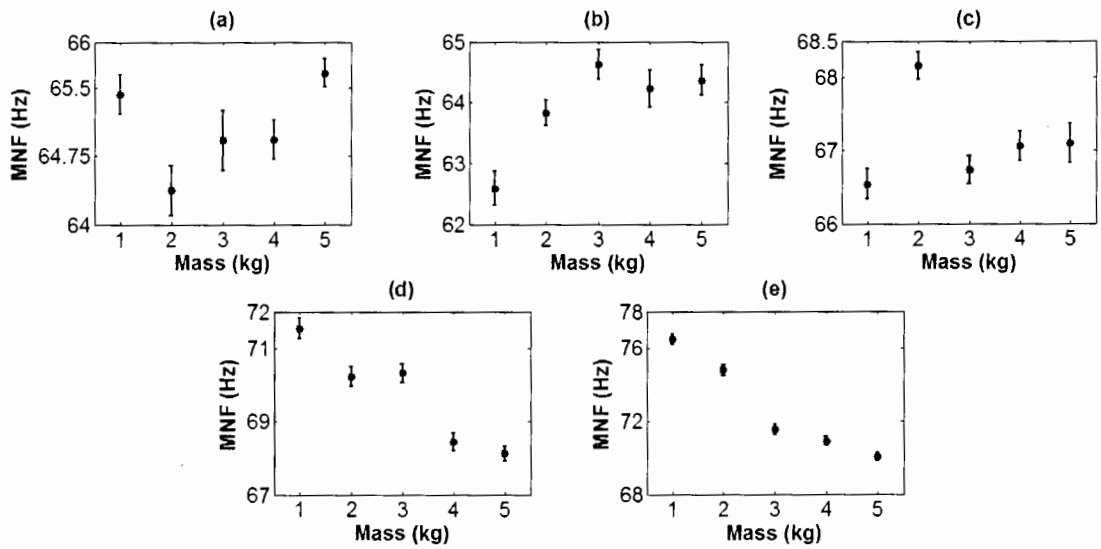
ภาพประกอบ ข-12 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 8

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



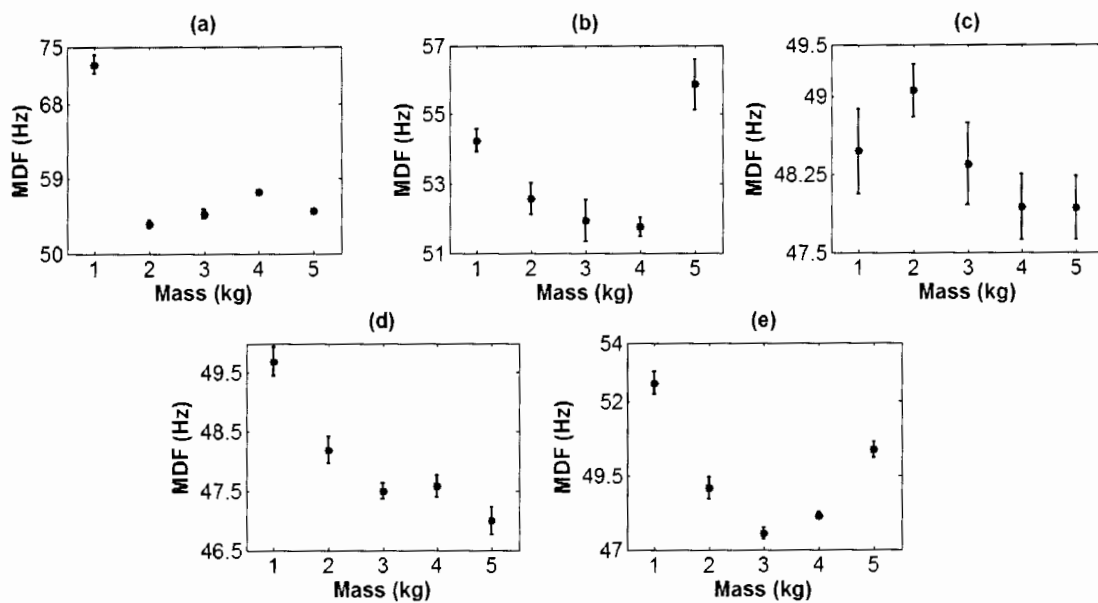
ภาพประกอบ ข-13 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 9

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



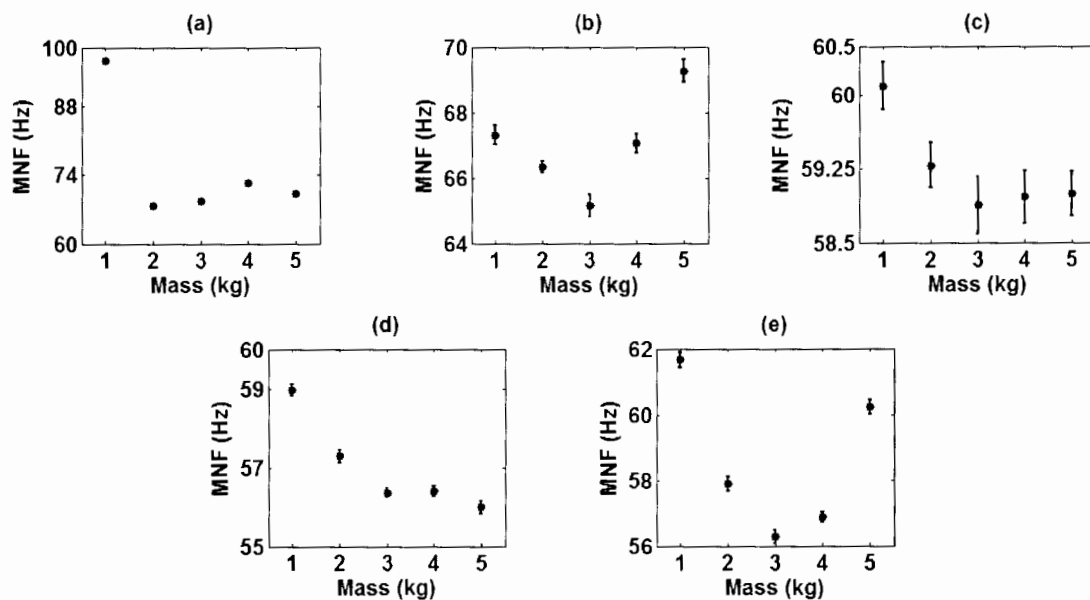
ภาพประกอบ ข-14 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 9

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



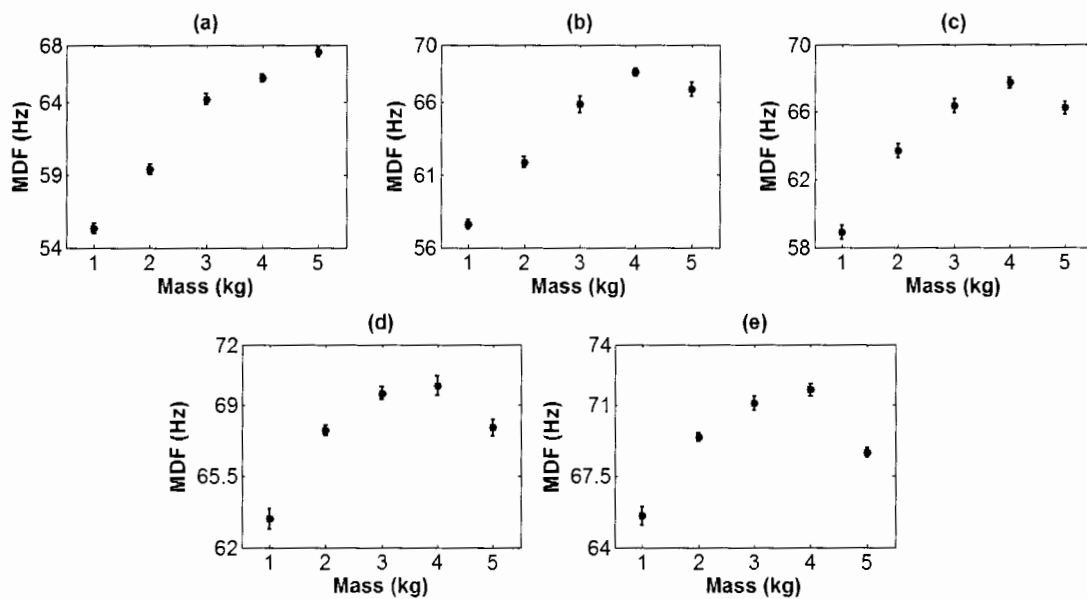
ภาพประกอบ ข-15 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 11

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



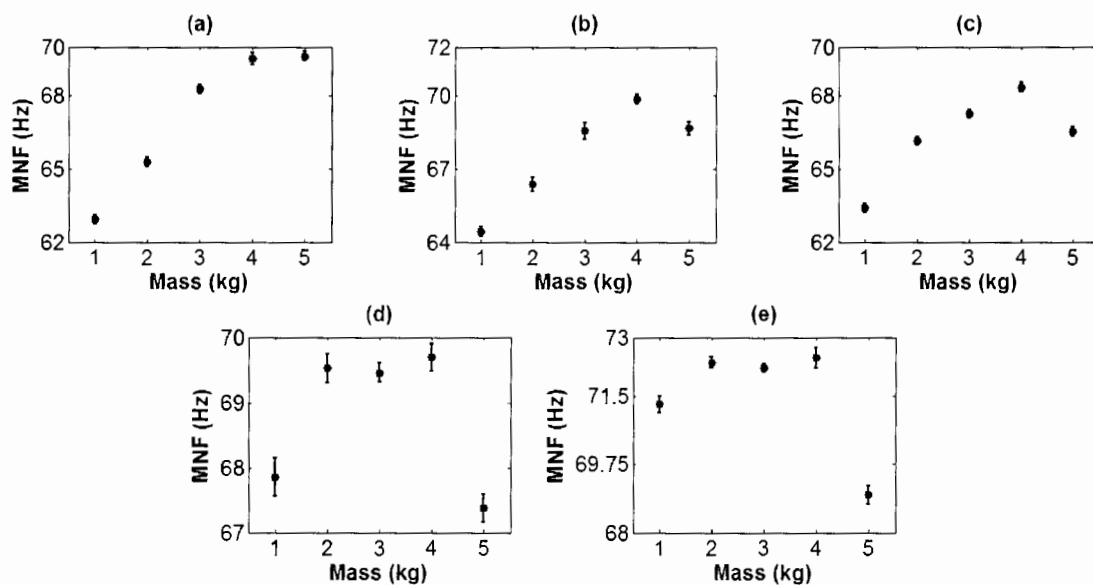
ภาพประกอบ ข-16 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 11

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



ภาพประกอบ ข-17 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 12

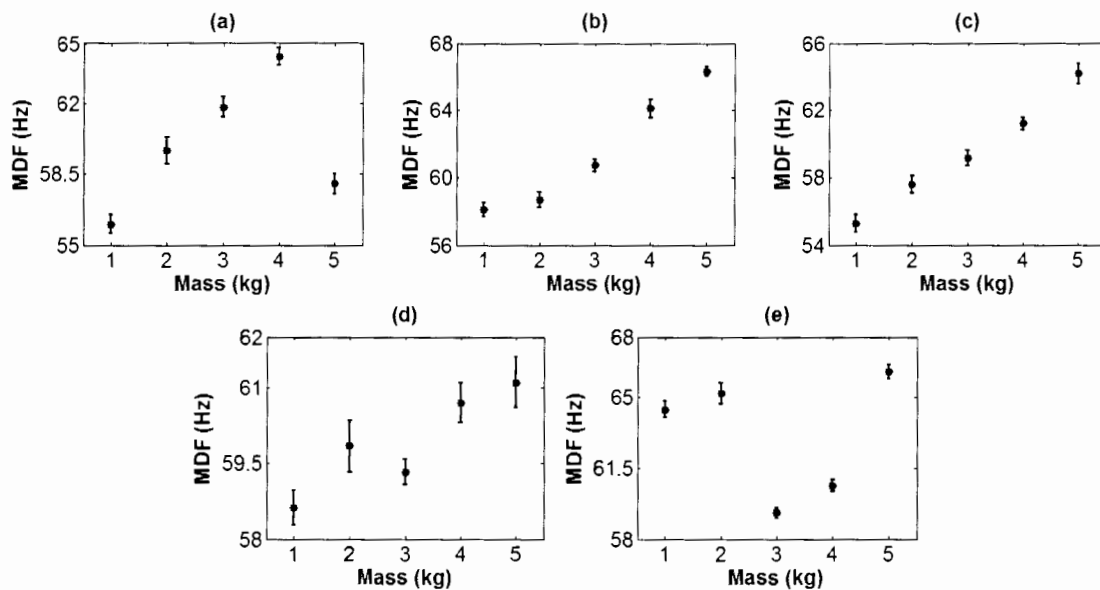
(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



ภาพประกอบ ข-18 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 12

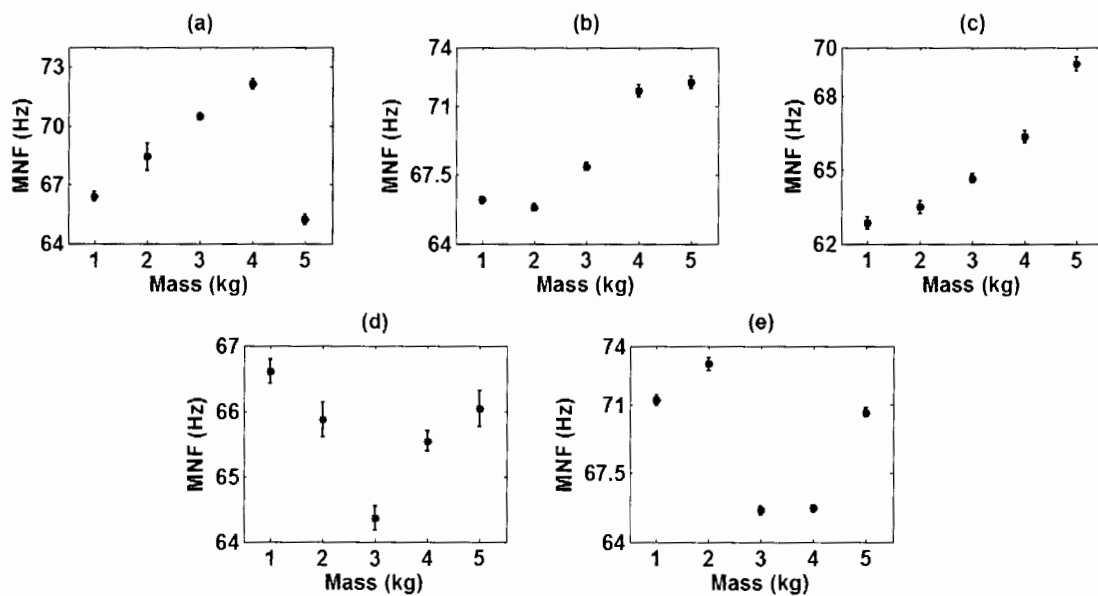
(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา





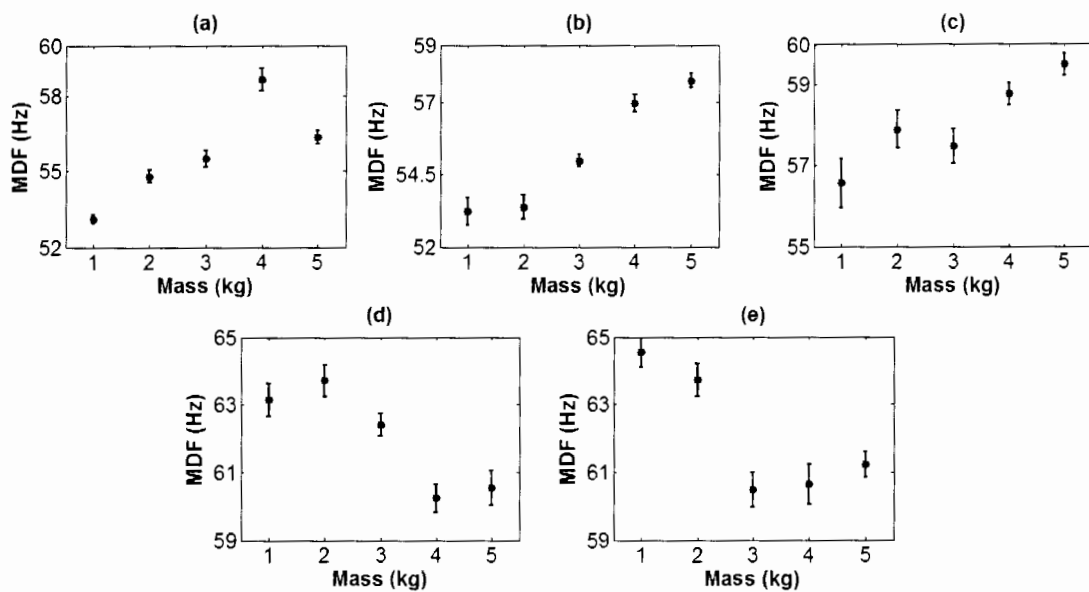
ภาพประกอบ ข-19 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 13

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



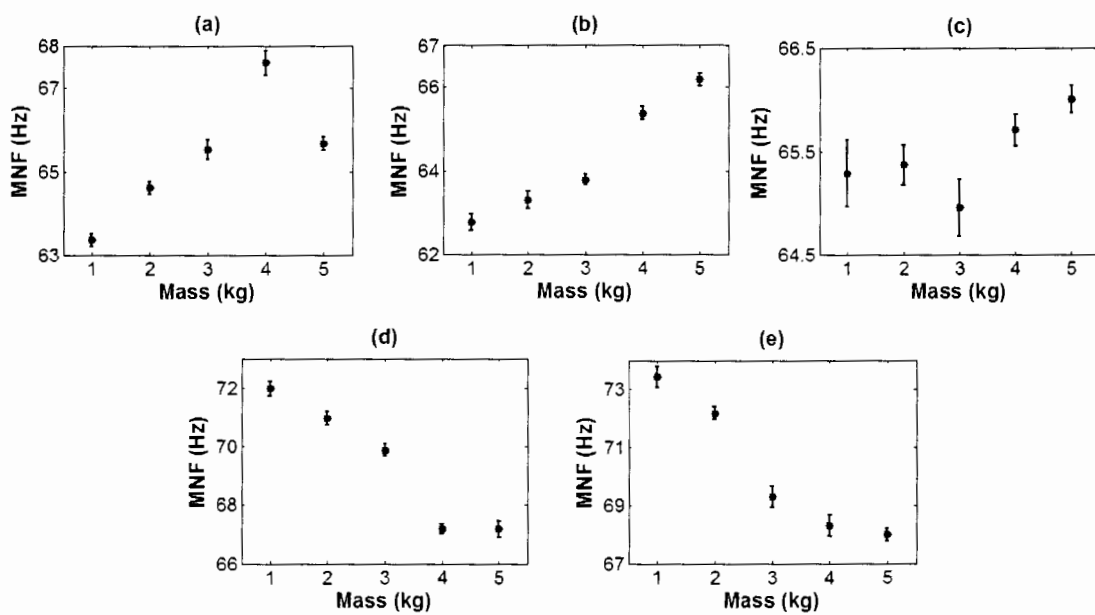
ภาพประกอบ ข-20 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 13

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



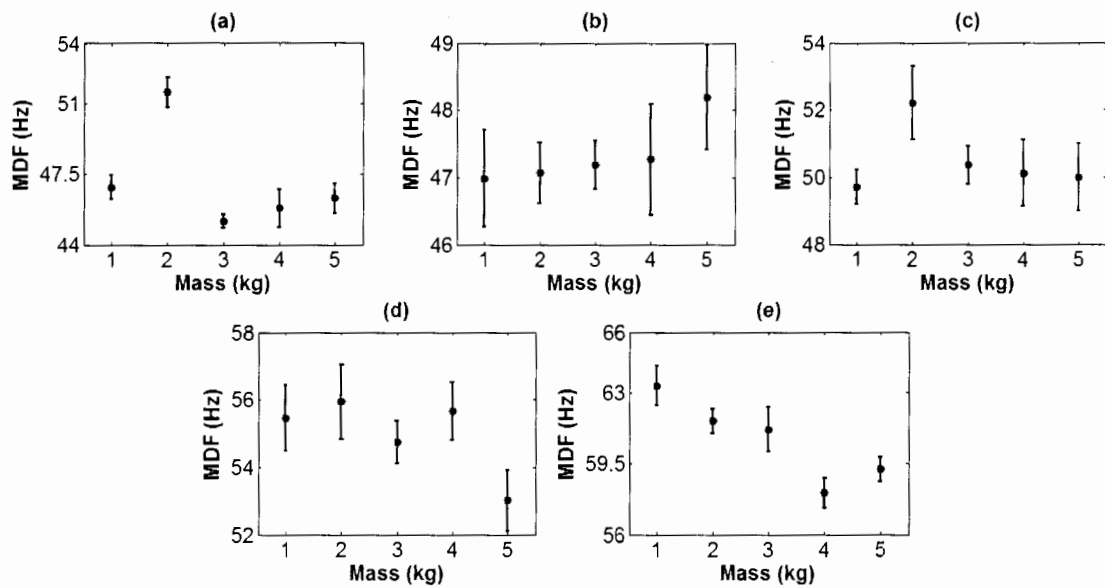
ภาพประกอบ ข-21 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 14

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



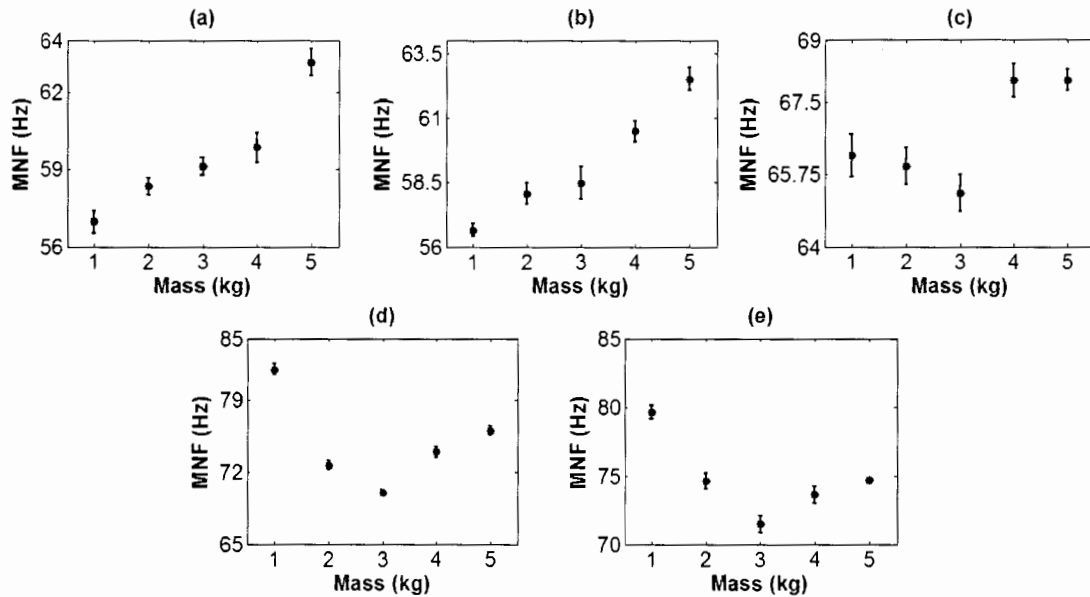
ภาพประกอบ ข-22 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 14

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



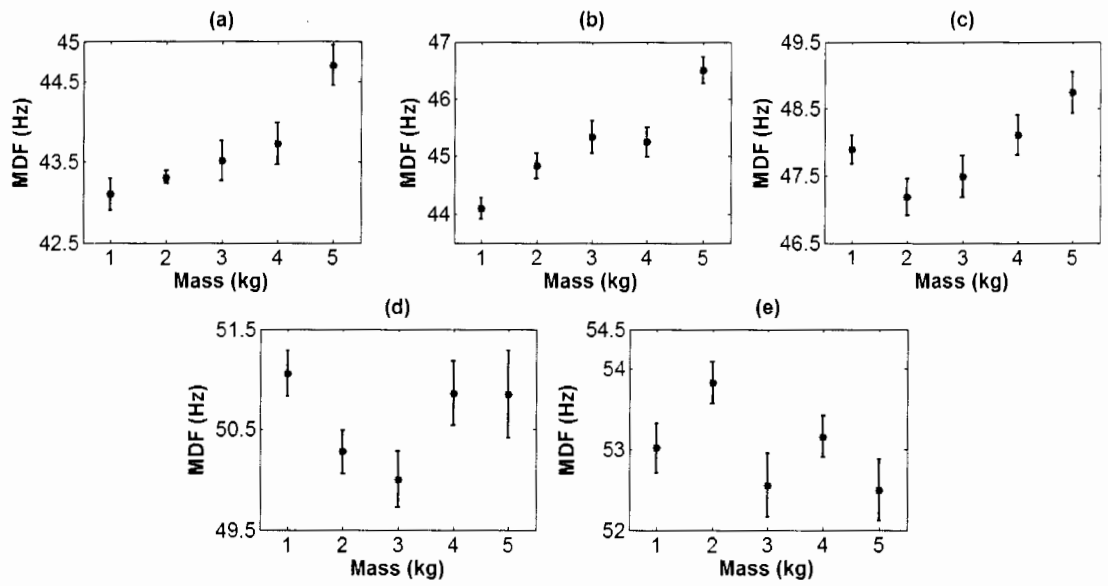
ภาพประกอบ ข-23 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 15

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



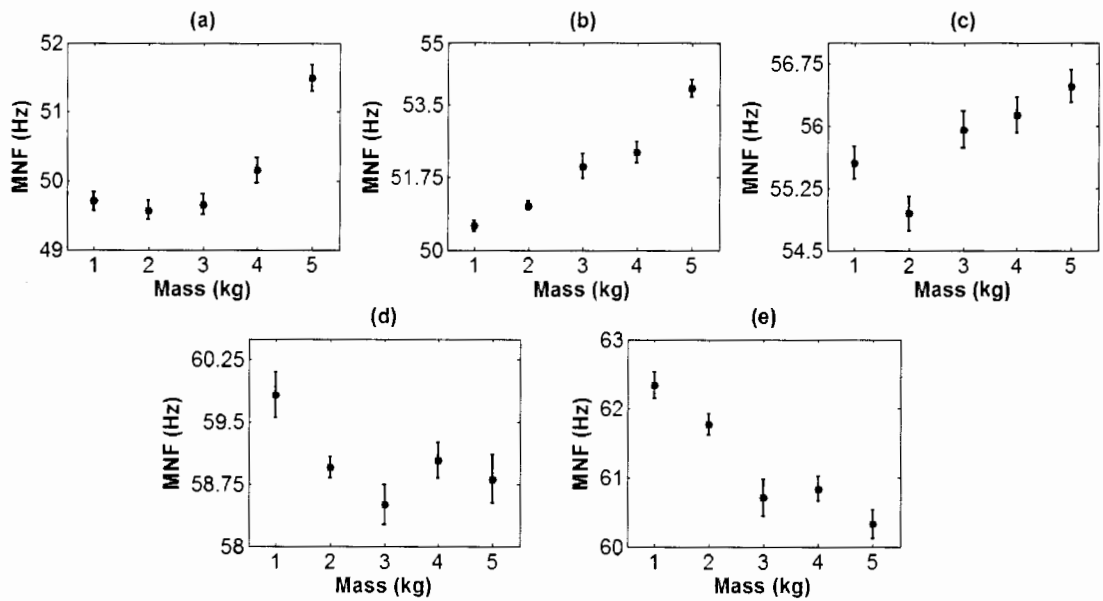
ภาพประกอบ ข-24 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 15

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



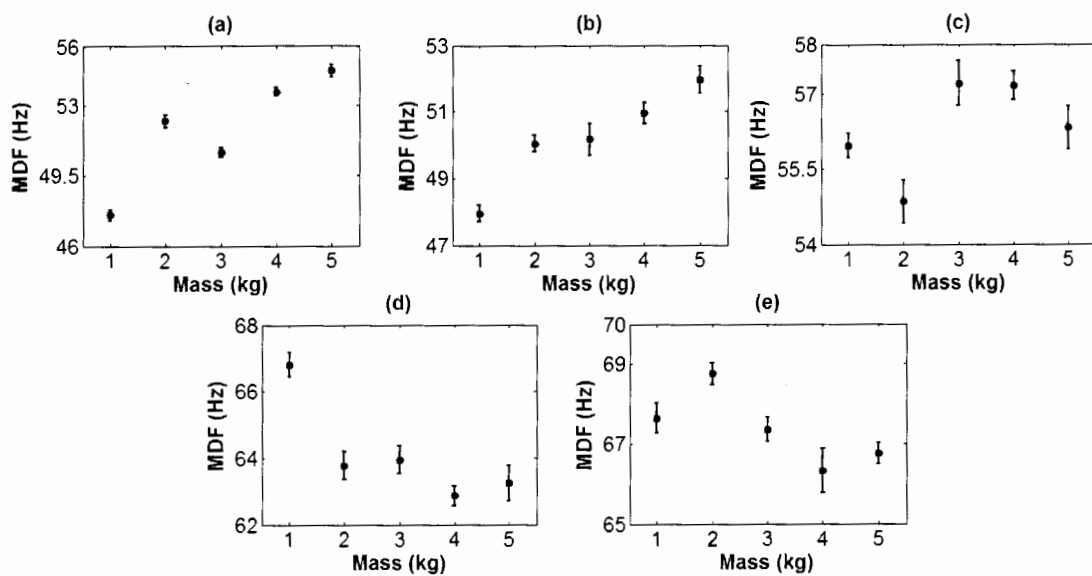
ภาพประกอบ ข-25 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 16

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



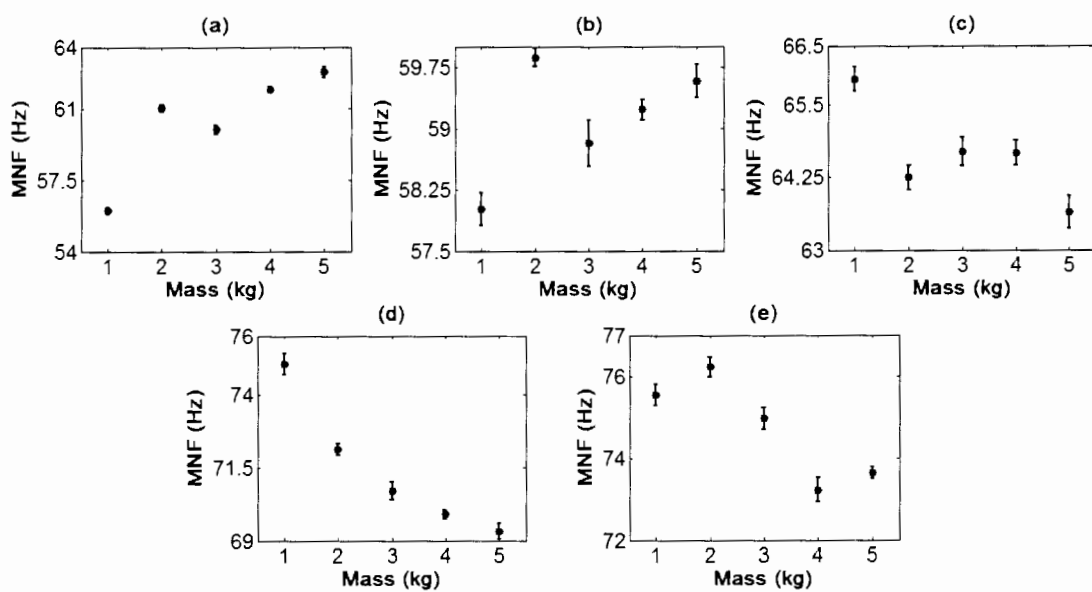
ภาพประกอบ ข-26 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 16

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



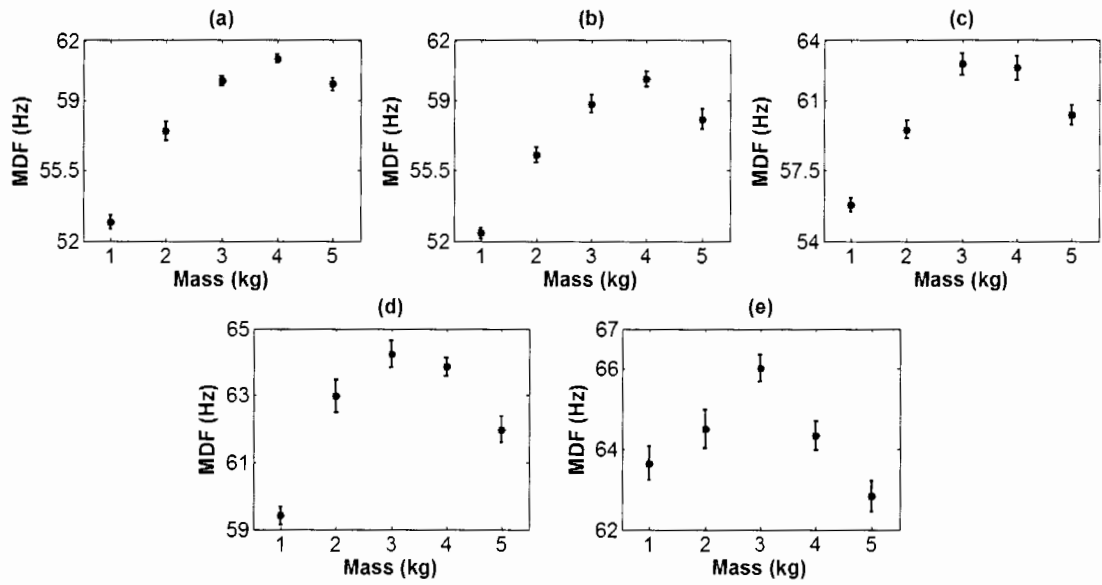
ภาพประกอบ ข-27 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 17

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



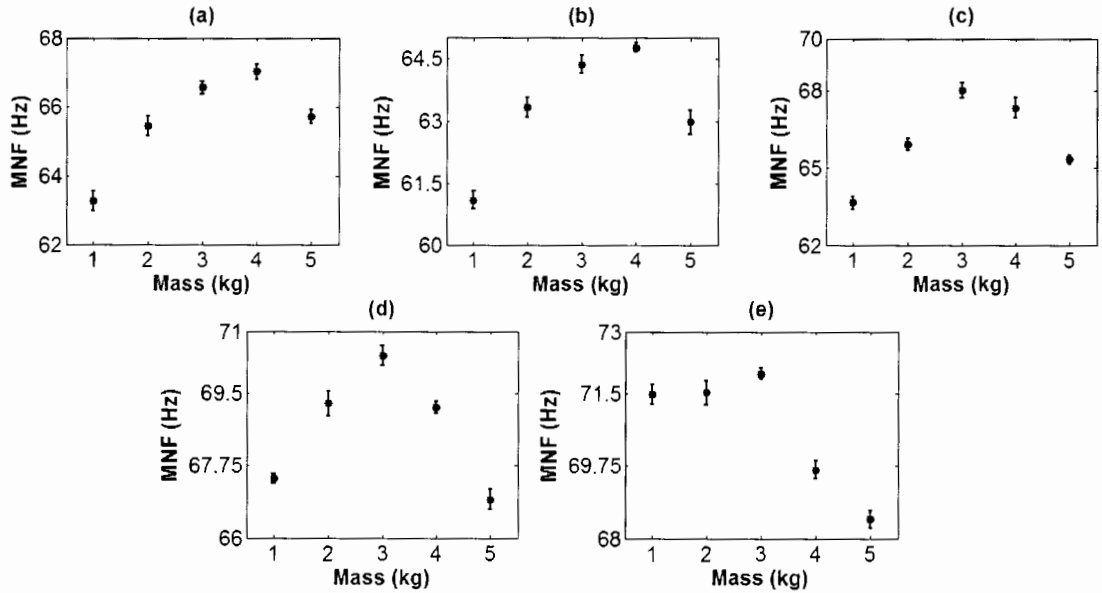
ภาพประกอบ ข-28 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 17

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



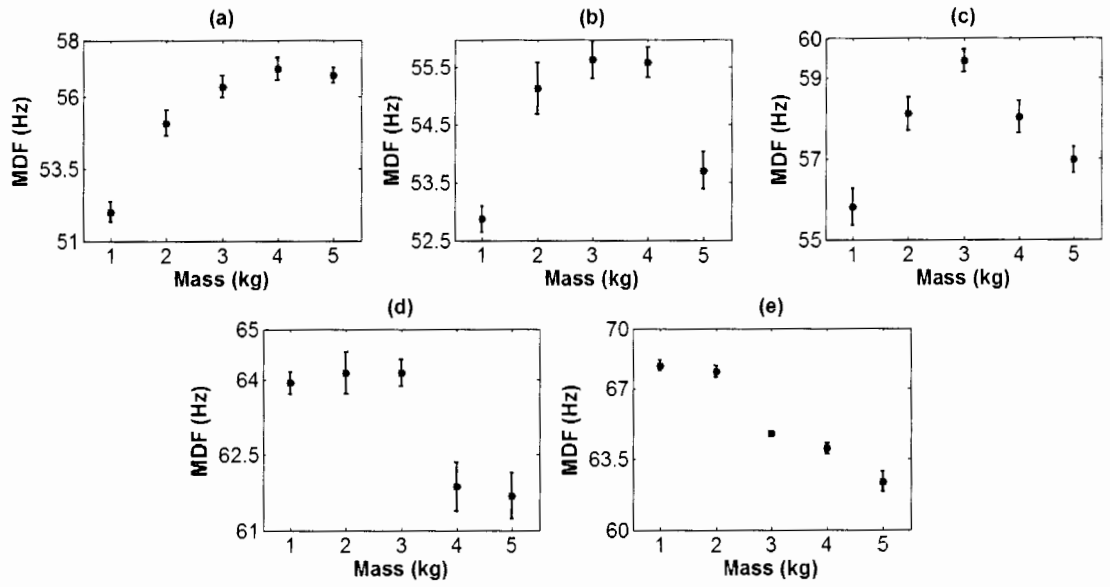
ภาพประกอบ ข-29 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 18

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



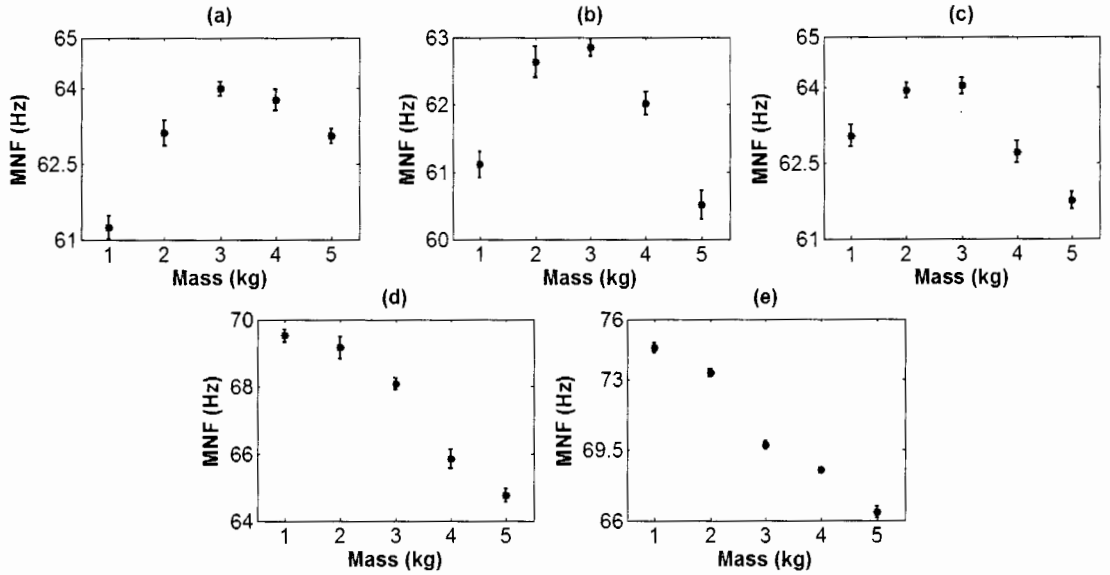
ภาพประกอบ ข-30 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 18

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



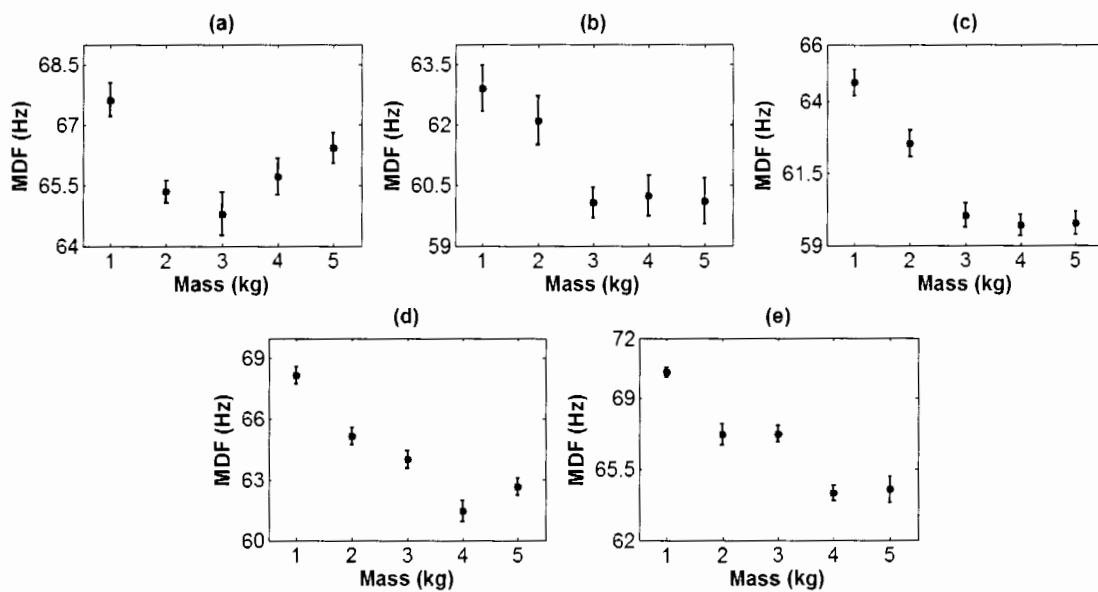
ภาพประกอบ ข-31 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 19

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



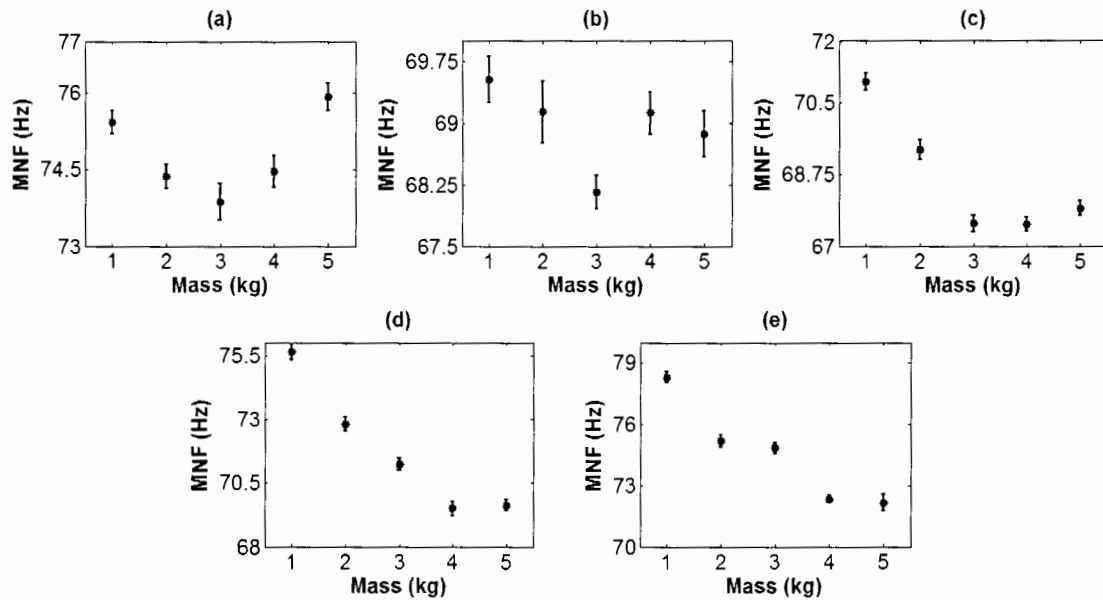
ภาพประกอบ ข-32 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 19

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



ภาพประกอบ ข-33 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 20

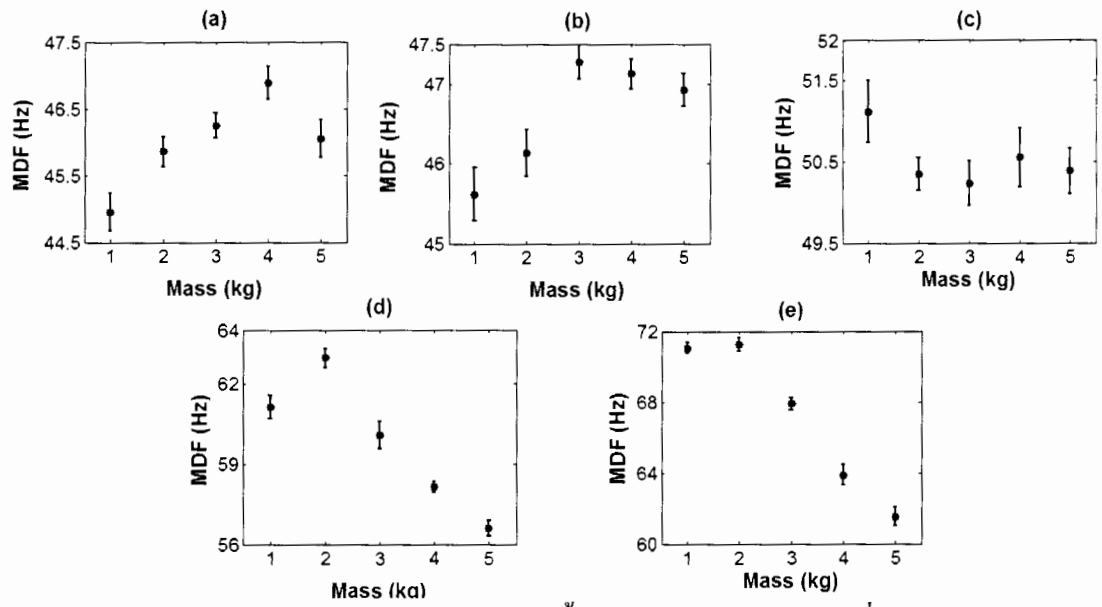
(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



ภาพประกอบ ข-34 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 20

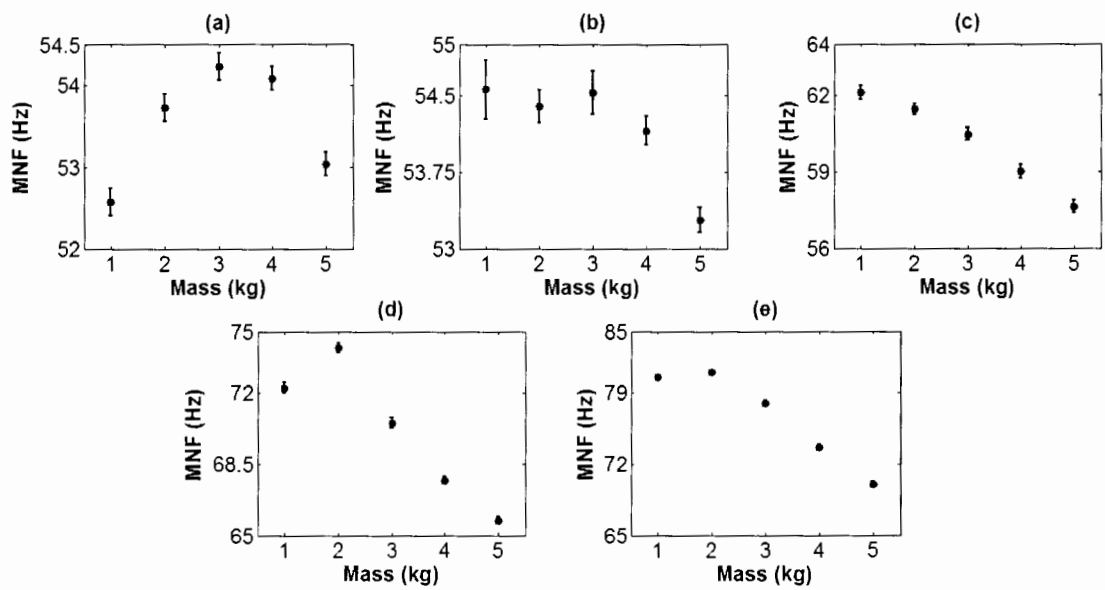
(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา





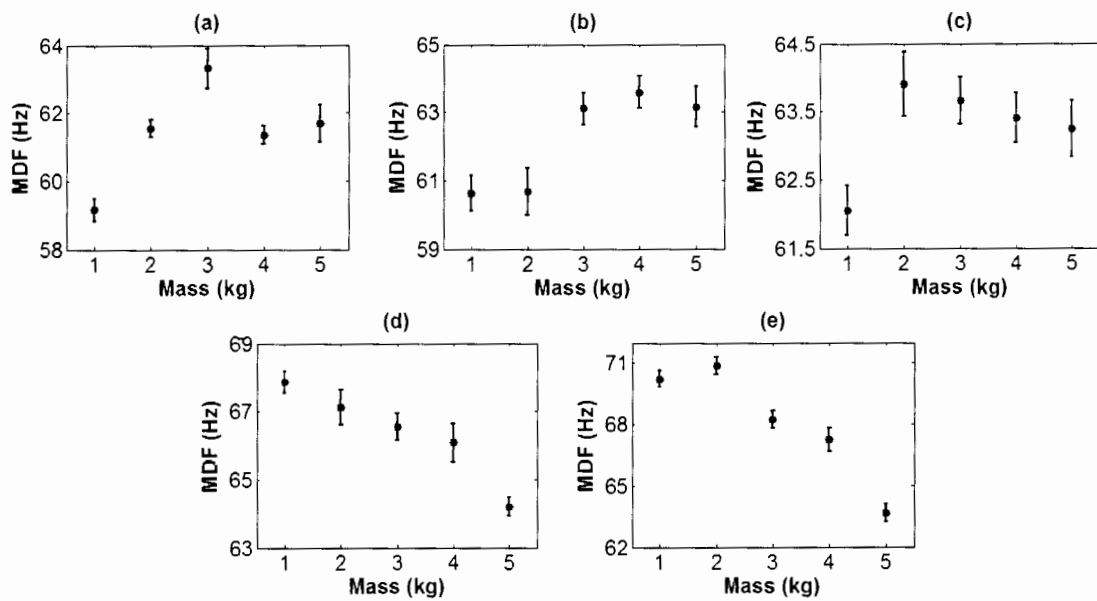
ภาพประกอบ ข-35 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 21

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



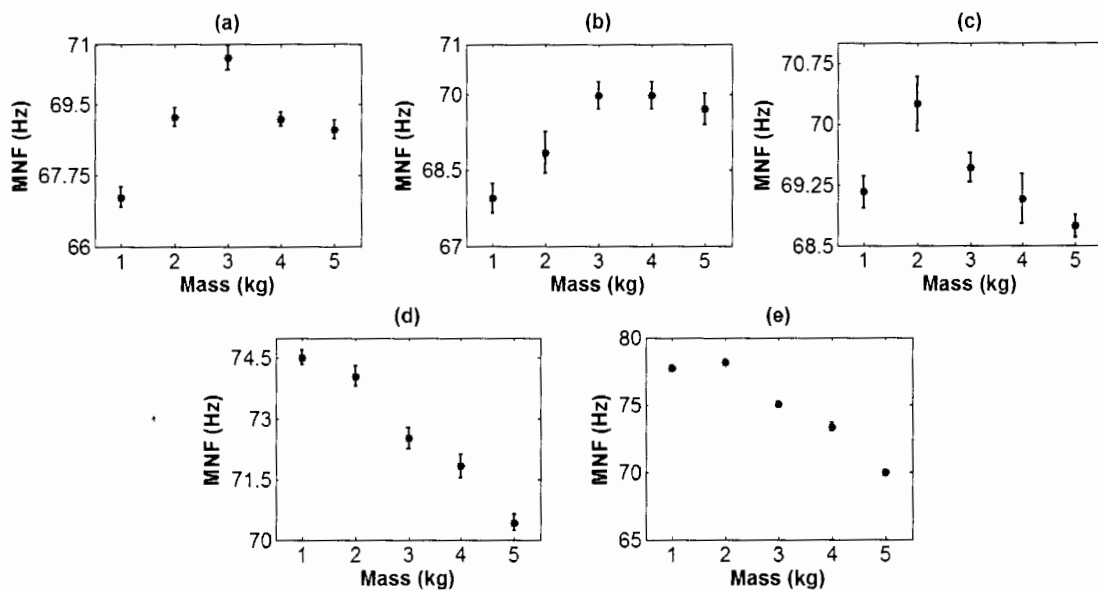
ภาพประกอบ ข-36 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 21

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



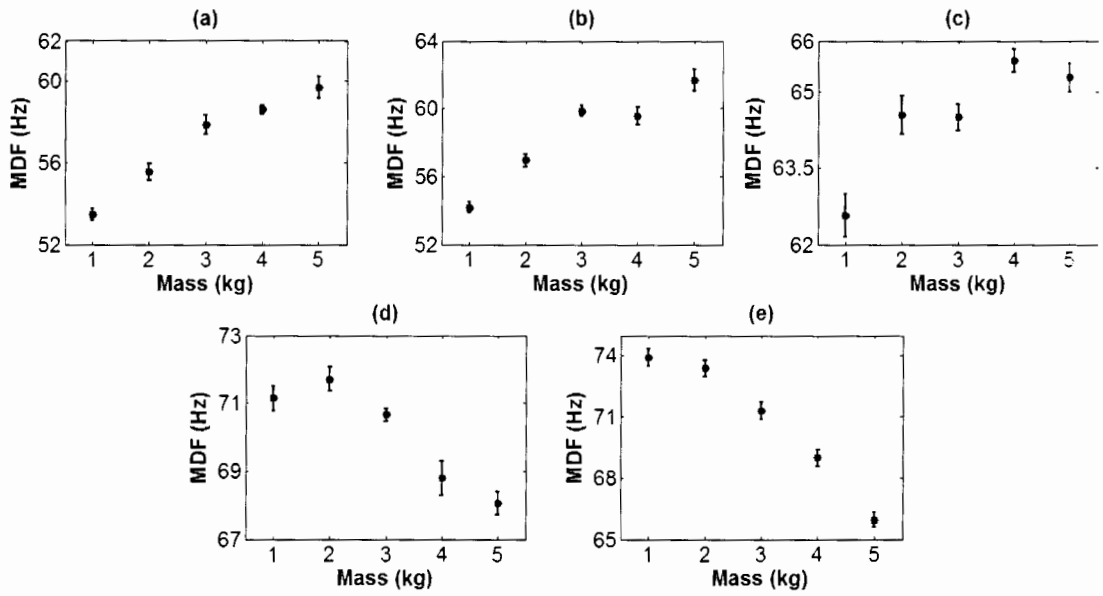
ภาพประกอบ ข-37 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 22

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



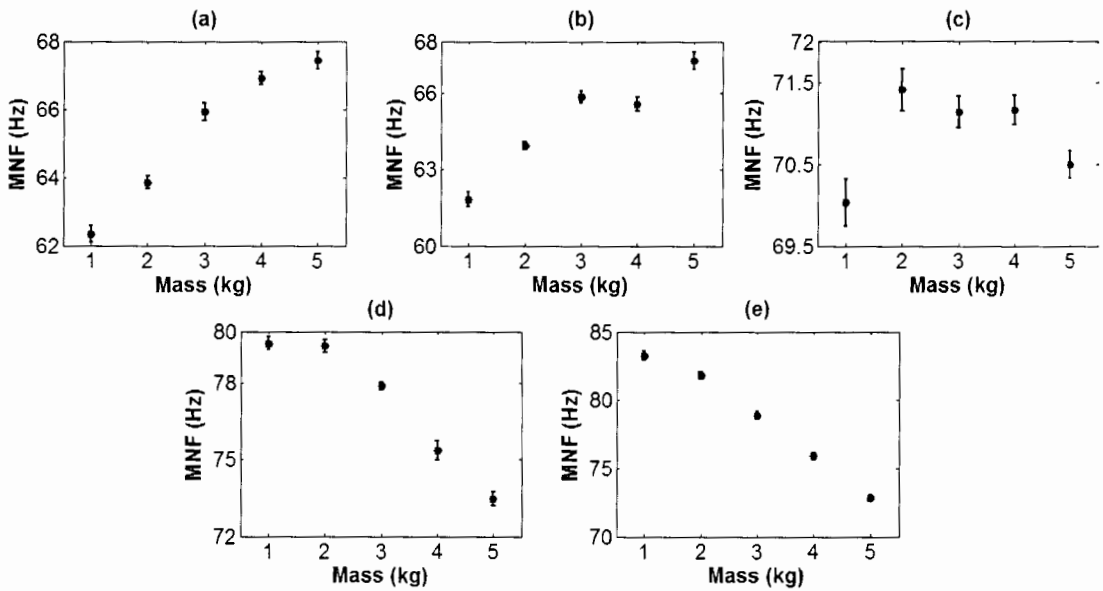
ภาพประกอบ ข-38 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 22

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



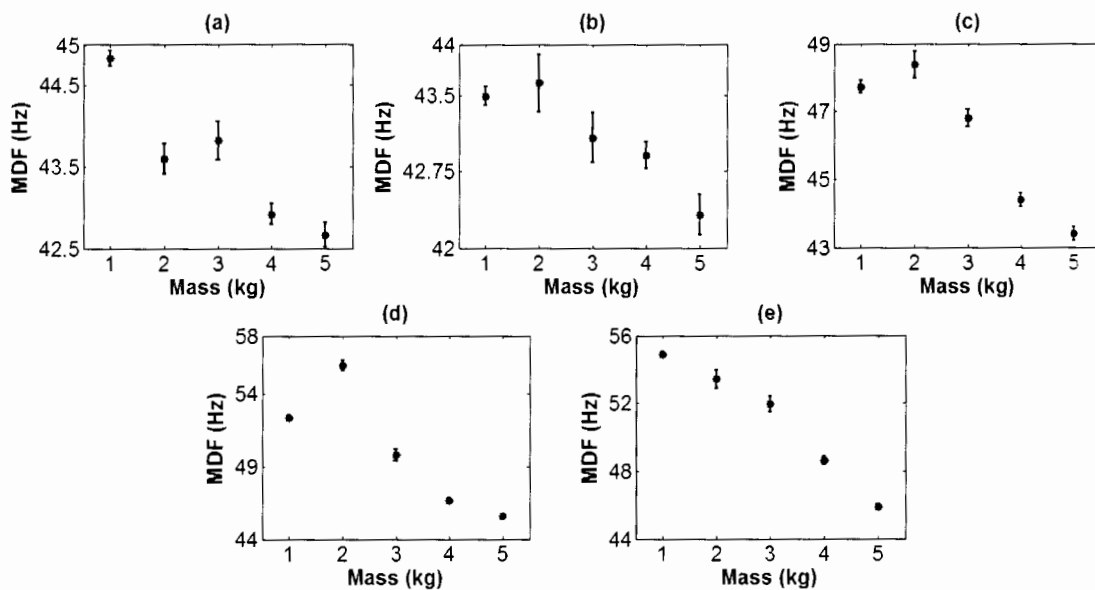
ภาพประกอบ ข-39 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 23

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



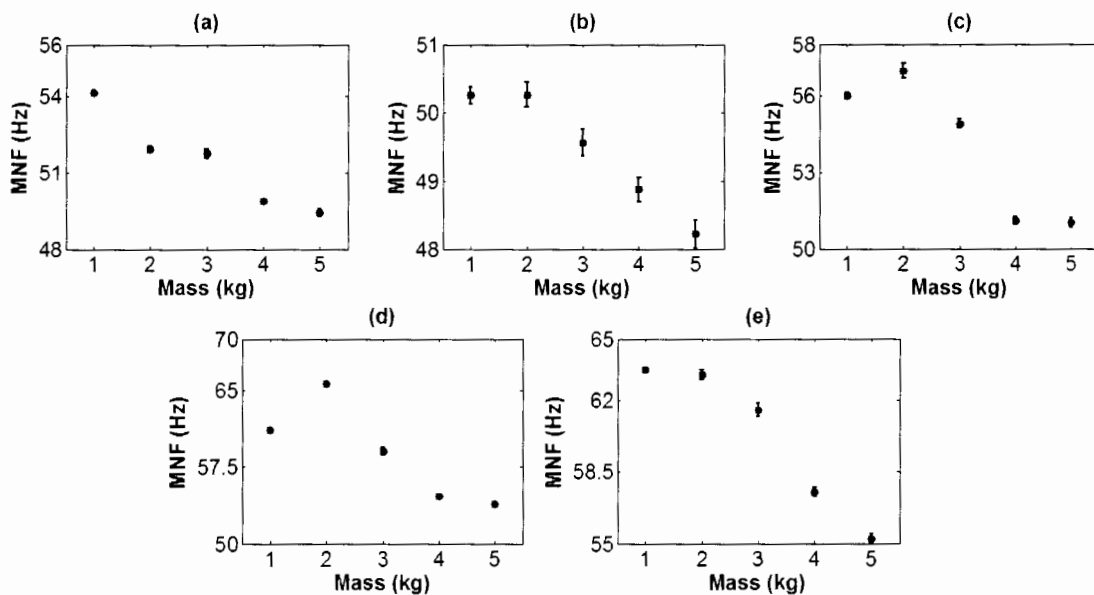
ภาพประกอบ ข-40 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 23

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



ภาพประกอบ ข-41 ค่า MDF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 24

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา



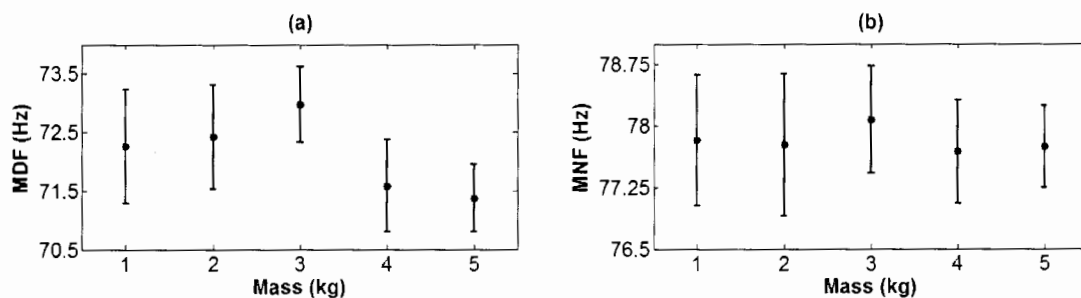
ภาพประกอบ ข-42 ค่า MNF กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 24

(a) มุม 30 องศา (b) มุม 60 องศา (c) มุม 90 องศา (d) มุม 12 องศา (e) มุม 150 องศา

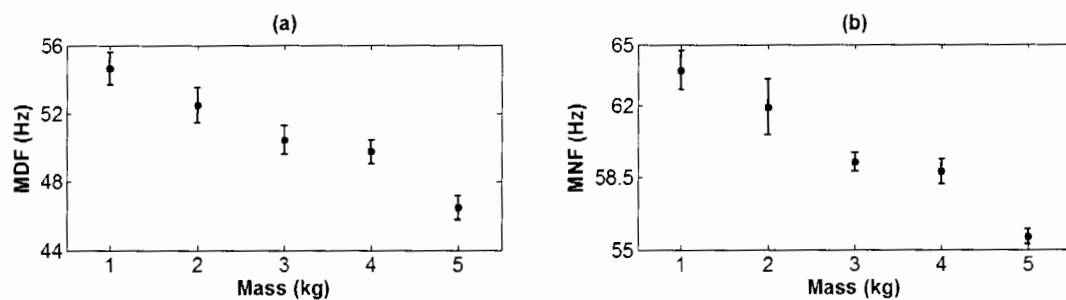
ภาคผนวก ค  
ค่า MNF และ MDF กับน้ำหนัก  
ขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

### ค่า MNF และ MDF กับน้ำหนัก ขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่

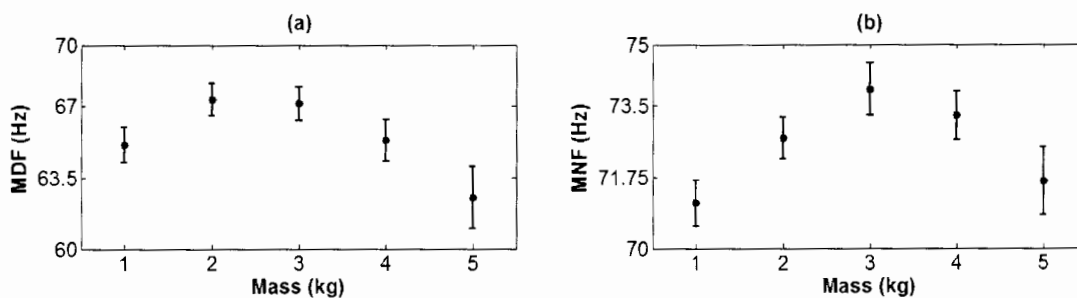
ค่า MNF และ MDF ของสัญญาณฟากกล้ามเนื้อขณะยกน้ำหนักแบบเคลื่อนที่ขึ้น-ลง ภายในเวลา 3 วินาที ที่น้ำหนัก 1 2 3 4 และ 5 กิโลกรัมของอาสาสมัครจำนวน 22 คน แสดง ภาพประกอบ ค-1 ถึงภาพประกอบ ค-22



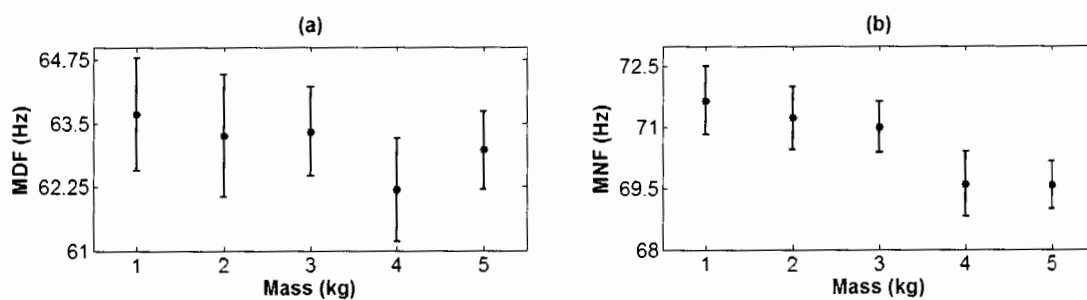
ภาพประกอบ ค-1 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 1



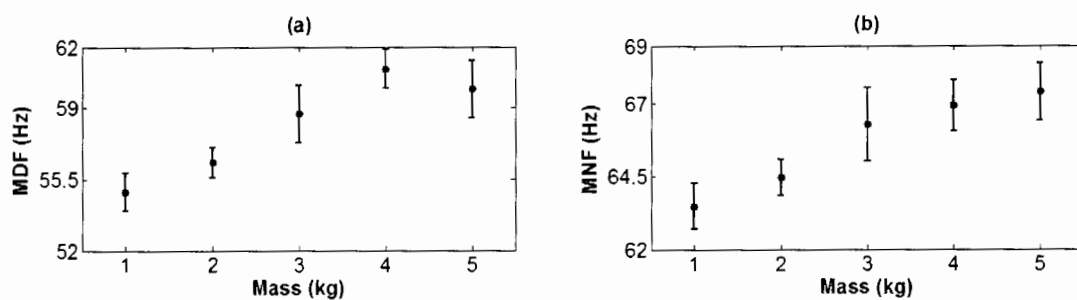
ภาพประกอบ ค-2 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 2



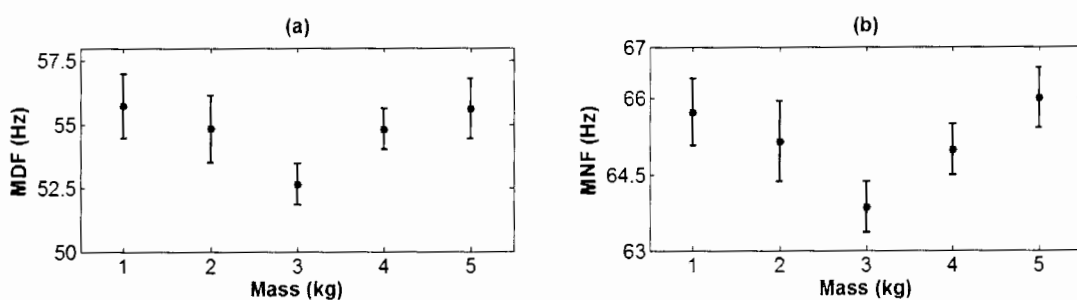
ภาพประกอบ ค-3 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 4



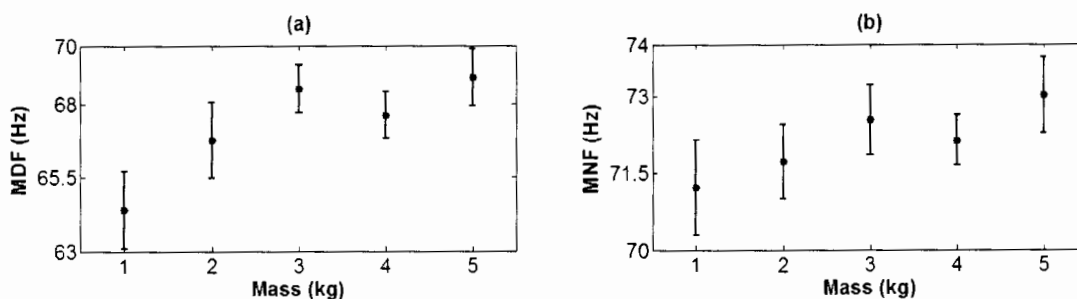
ภาพประกอบ ค-4 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 5



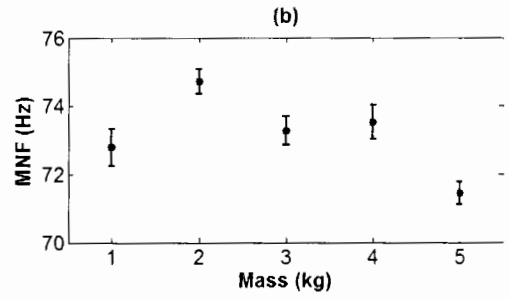
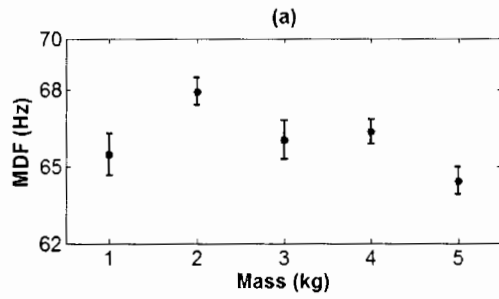
ภาพประกอบ ค-5 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 6



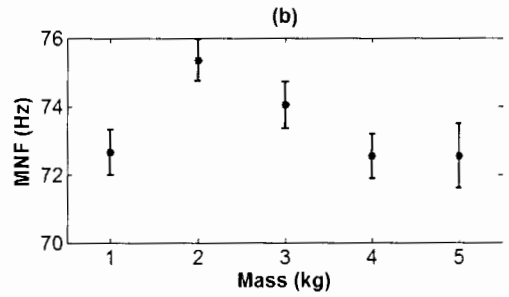
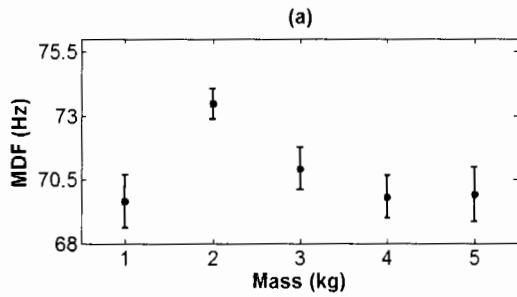
ภาพประกอบ ค-6 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 8



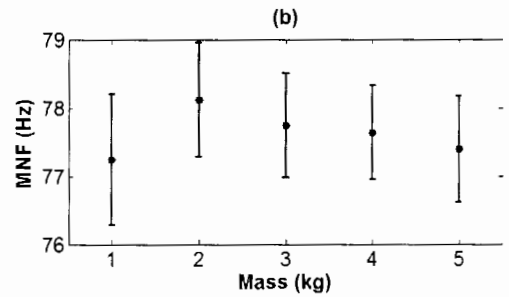
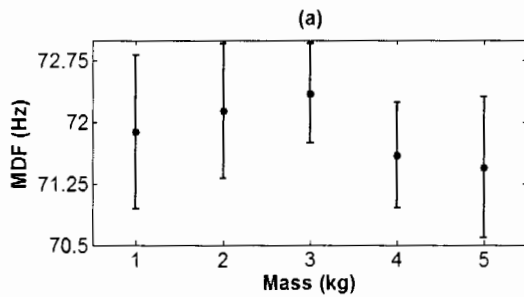
ภาพประกอบ ค-7 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 9



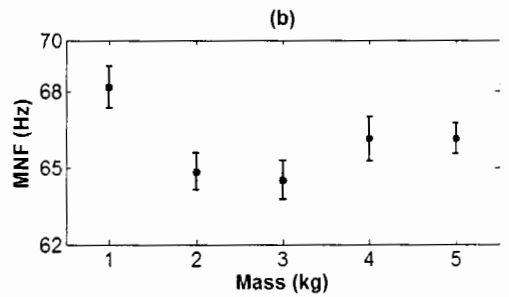
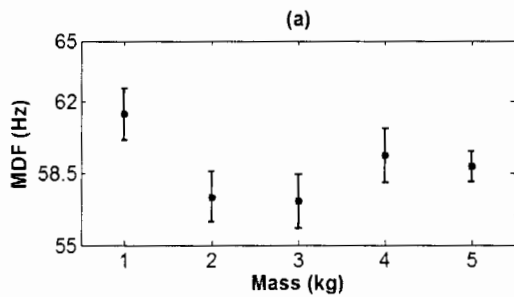
ภาพประกอบ ค-8 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 11



ภาพประกอบ ค-9 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 12

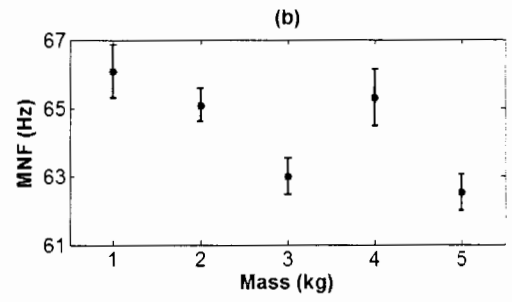
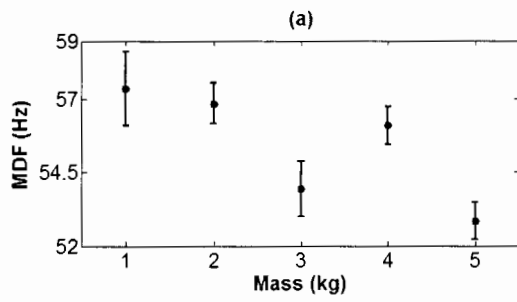


ภาพประกอบ ค-10 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 13

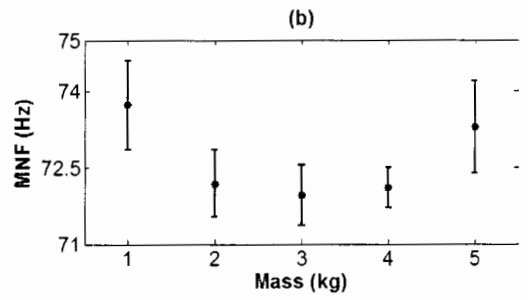
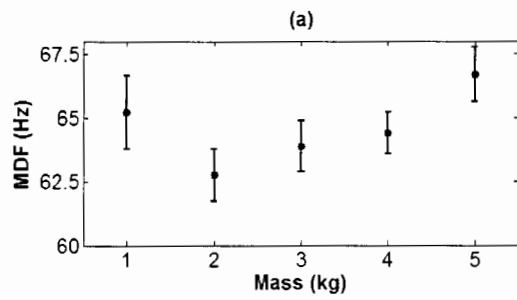


ภาพประกอบ ค-11 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 14

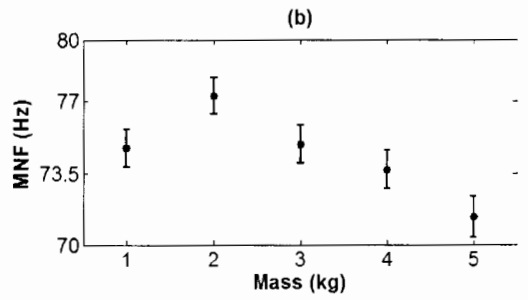
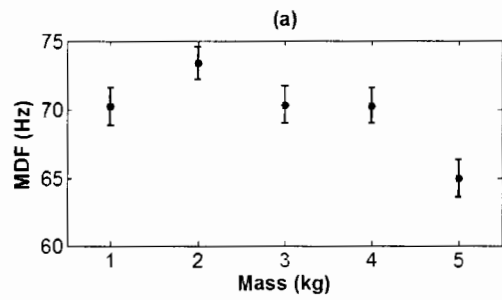




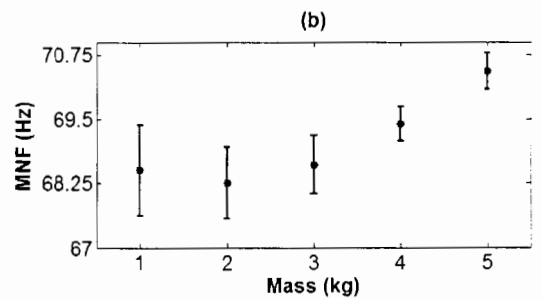
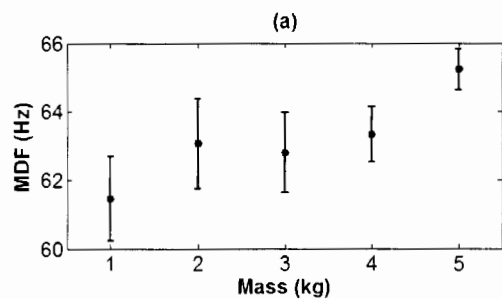
ภาพประกอบ ค-12 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 16



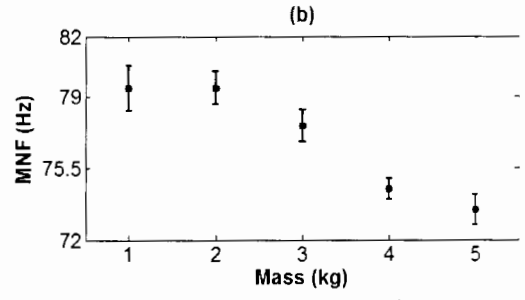
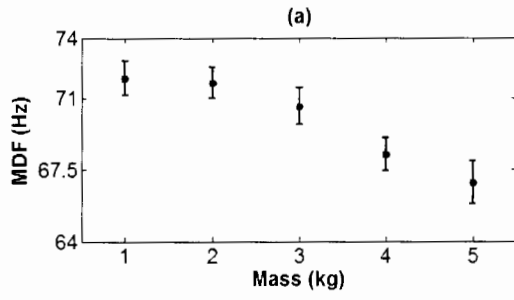
ภาพประกอบ ค-13 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 17



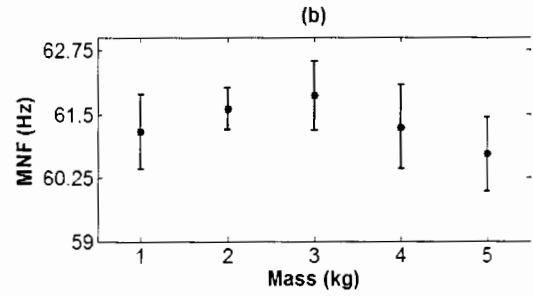
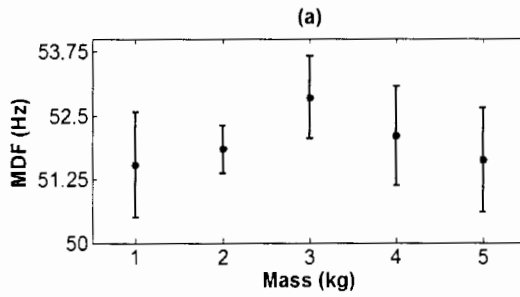
ภาพประกอบ ค-14 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 18



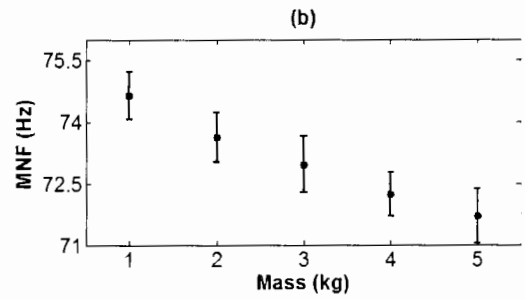
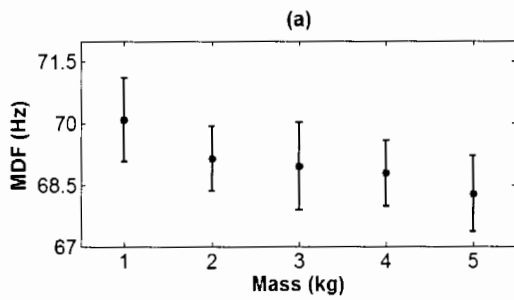
ภาพประกอบ ค-15 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 19



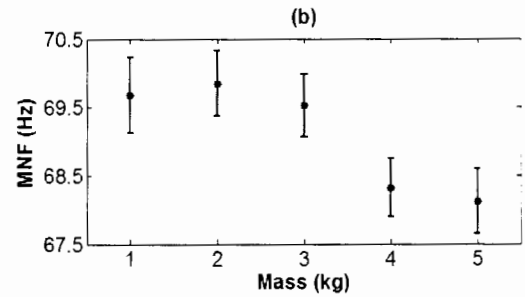
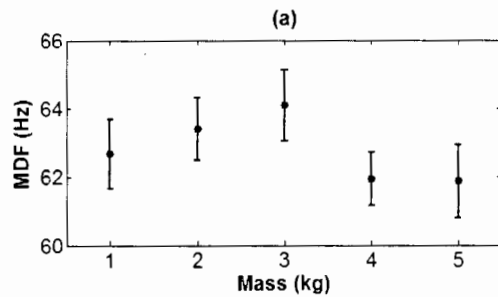
ภาพประกอบ ค-16 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 20



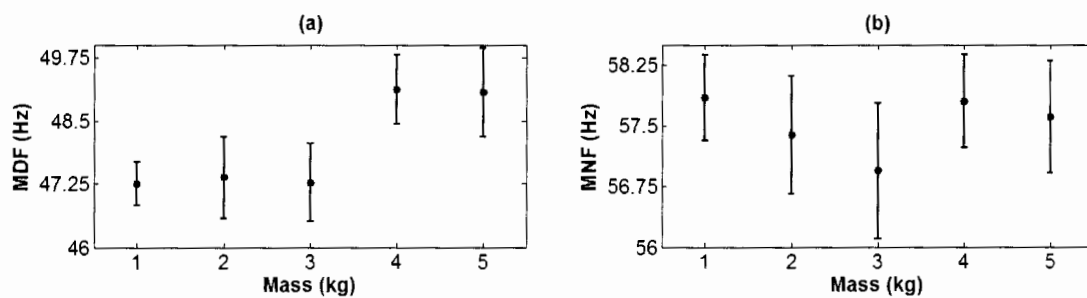
ภาพประกอบ ค-17 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 21



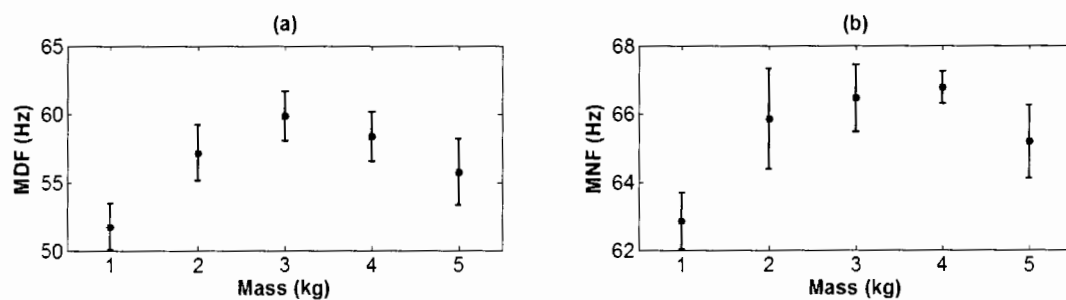
ภาพประกอบ ค-18 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 22



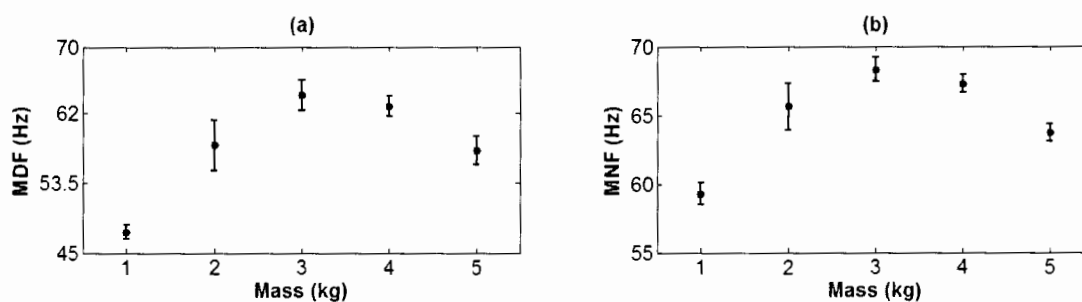
ภาพประกอบ ค-19 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 23



ภาพประกอบ ค-20 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 24



ภาพประกอบ ค-21 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 25



ภาพประกอบ ค-22 ค่า MDF (a) และ MNF (b) กับน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 26

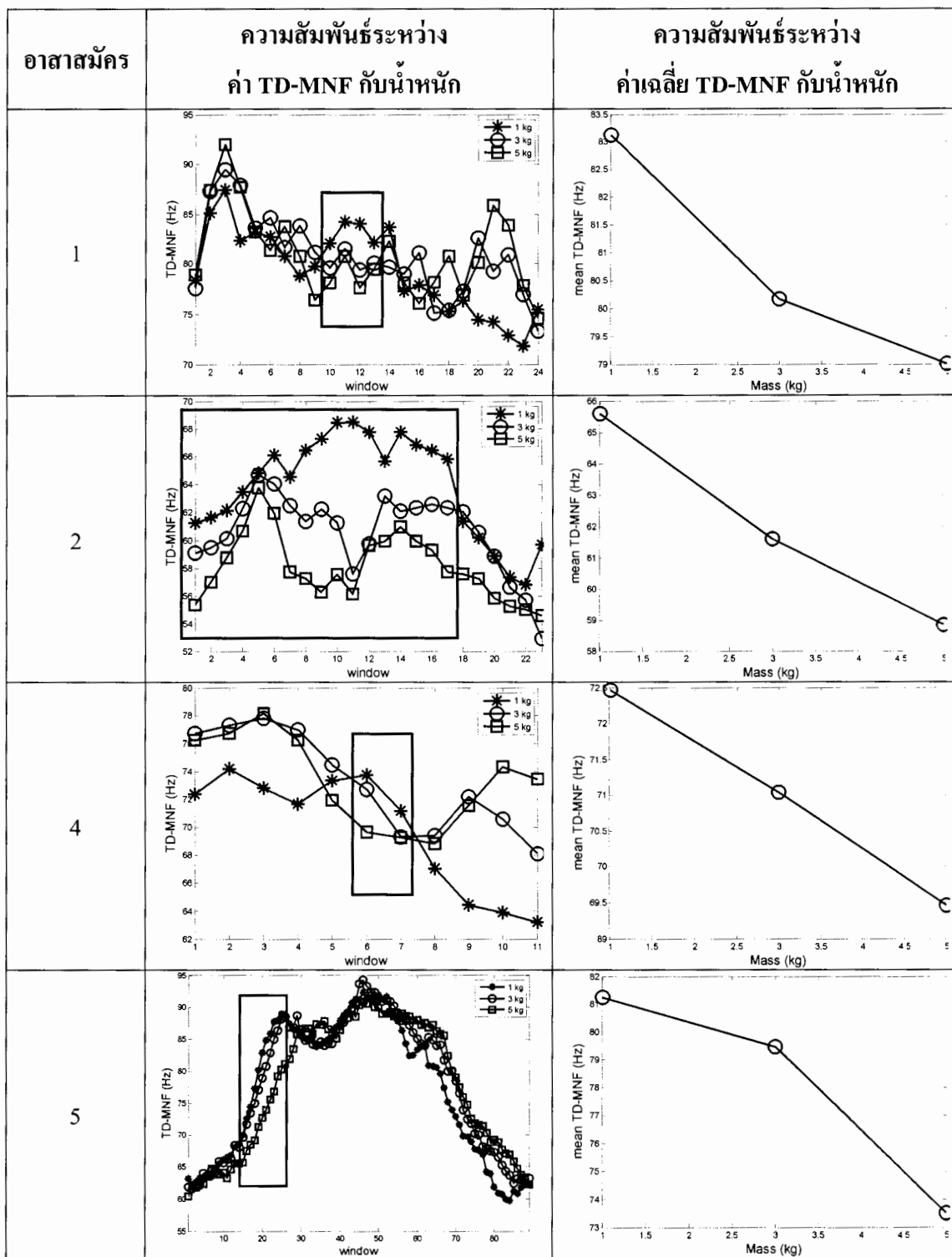
ภาคผนวก ง  
ความสัมพันธ์ระหว่าง TD-MNF กับน้ำหนัก

ตาราง ง-1 ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมของอาสาสมัครแต่ละคน และค่า  $p$  จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนโดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น

อาสาสมัคร	ขนาดวินโดว์	ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป	จำนวนค่า TD-MDF ทั้งหมด	ช่วงที่เหมาะสม	เปอร์เซ็นต์ของวินโดว์ทั้งหมด	ค่า $p$
1	128	128	24	10-13	16.67	4.22E-03
2	256	128	23	1-17	73.91	2.22E-12
4	512	256	11	6-7	18.19	1.60E-01
5	256	32	89	14-27	15.73	2.79E-04
6	-	-	-	-	-	-
8	1024	512	5	2	20.00	3.75E-02
9	768	576	5	2	20.00	8.91E-01
11	384	24	113	9-35	23.89	4.33E-06
12	512	128	21	10-14	23.81	9.16E-05
13	128	128	24	8-11	16.67	2.70E-04
14	1024	256	9	3-5	55.56	6.48E-06
16	512	384	7	3-5	42.86	1.34E-11
17	1024	64	33	17-25	27.27	1.05E-01
18	1024	64	33	9-13	15.15	1.40E-05
19	768	768	4	2	25	7.82E-01
20	1024	128	17	1-17	100	1.82E-05
21	256	64	45	13-19	15.56	3.08E-04
22	768	48	49	12-45	69.39	2.11E-05
23	384	288	10	7-8	20	6.87E-03
24	768	768	4	2-3	50	4.66E-01

หมายเหตุ - ไม่มีช่วงที่เหมาะสม

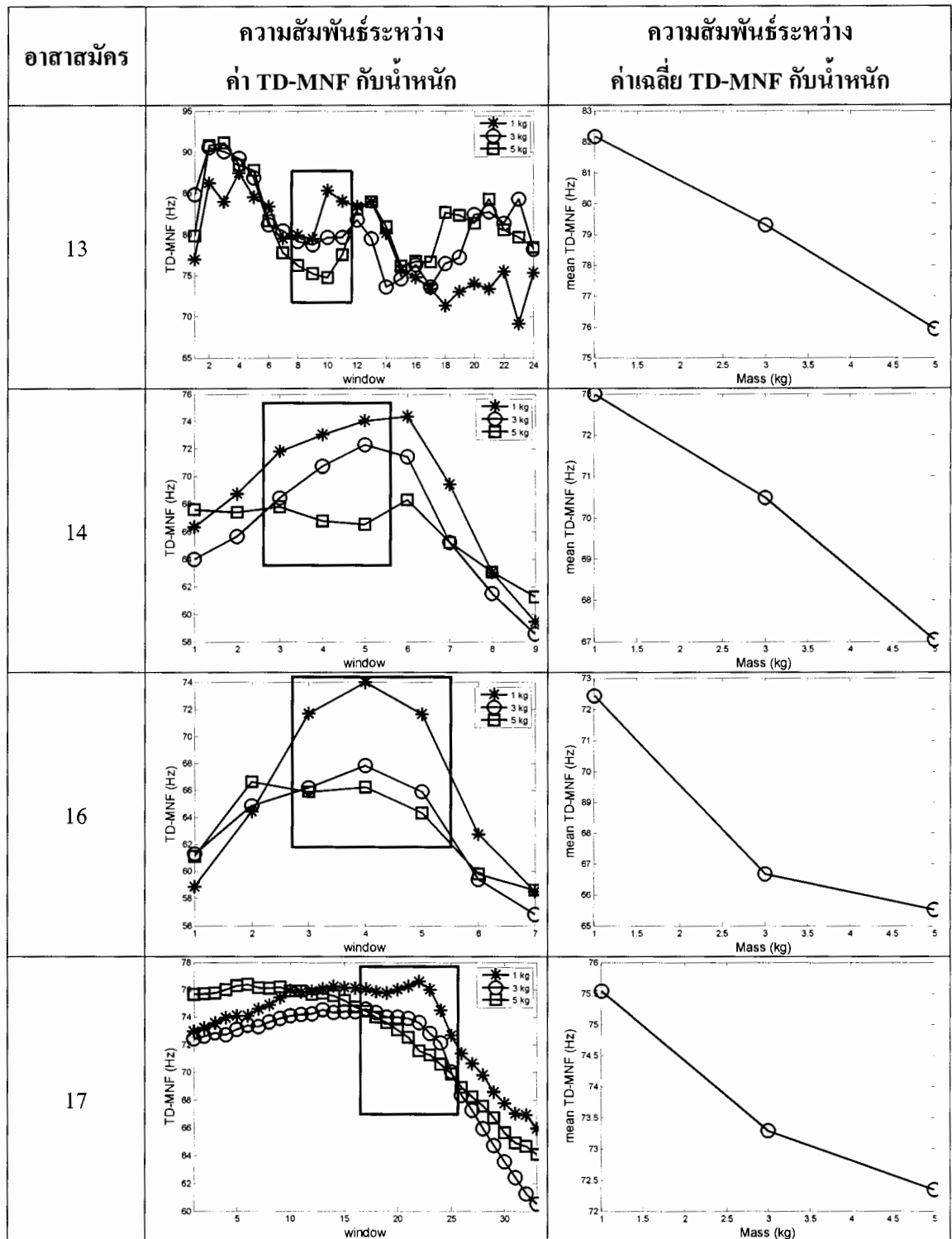
ตาราง ง-2 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก โดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น



ตาราง ง-2 (ต่อ) ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก โดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น

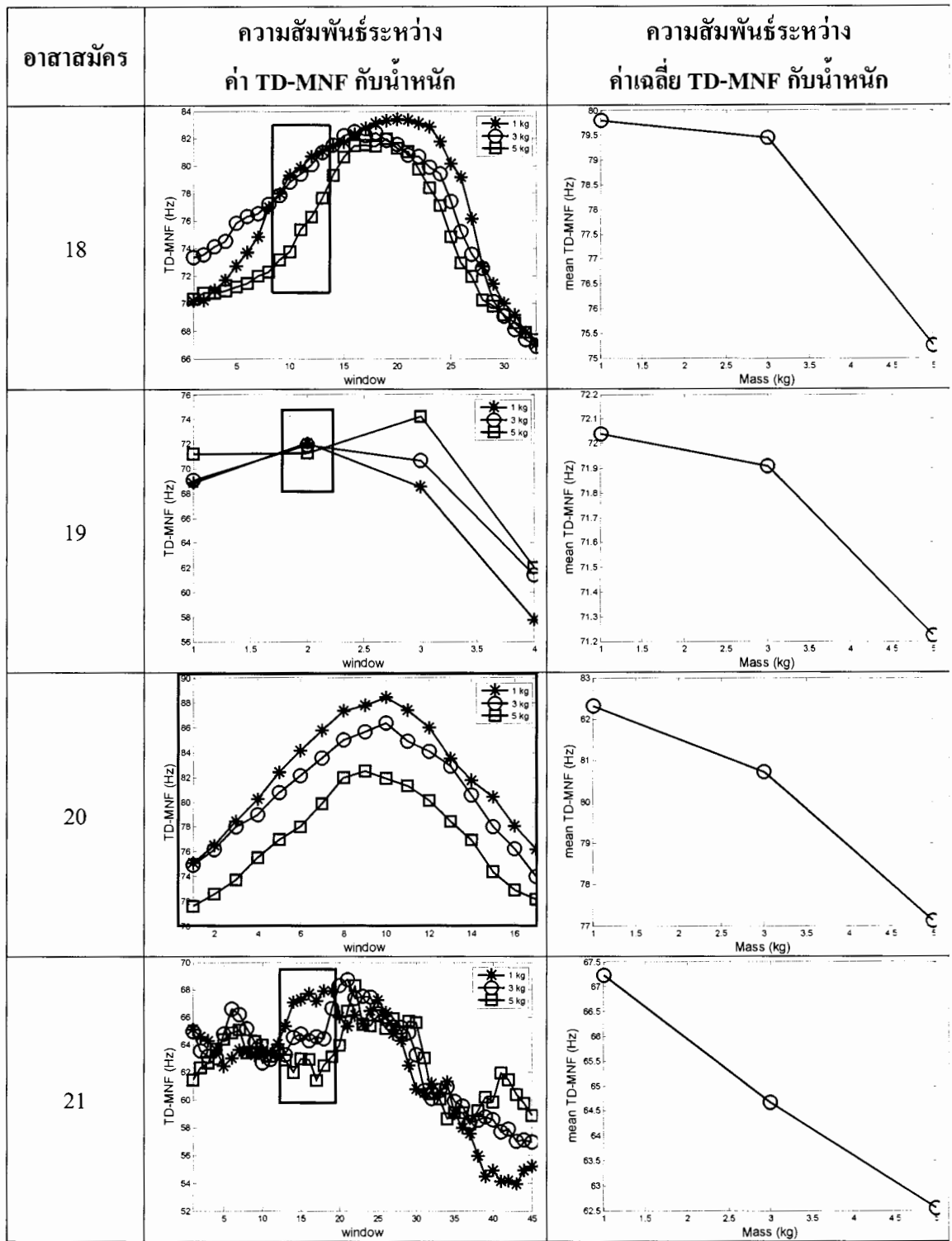
อาสาสมัคร	ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF กับน้ำหนัก	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก
6	-	-
8		
9		
11		
12		

ตาราง ง-2 (ต่อ) ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก โดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น

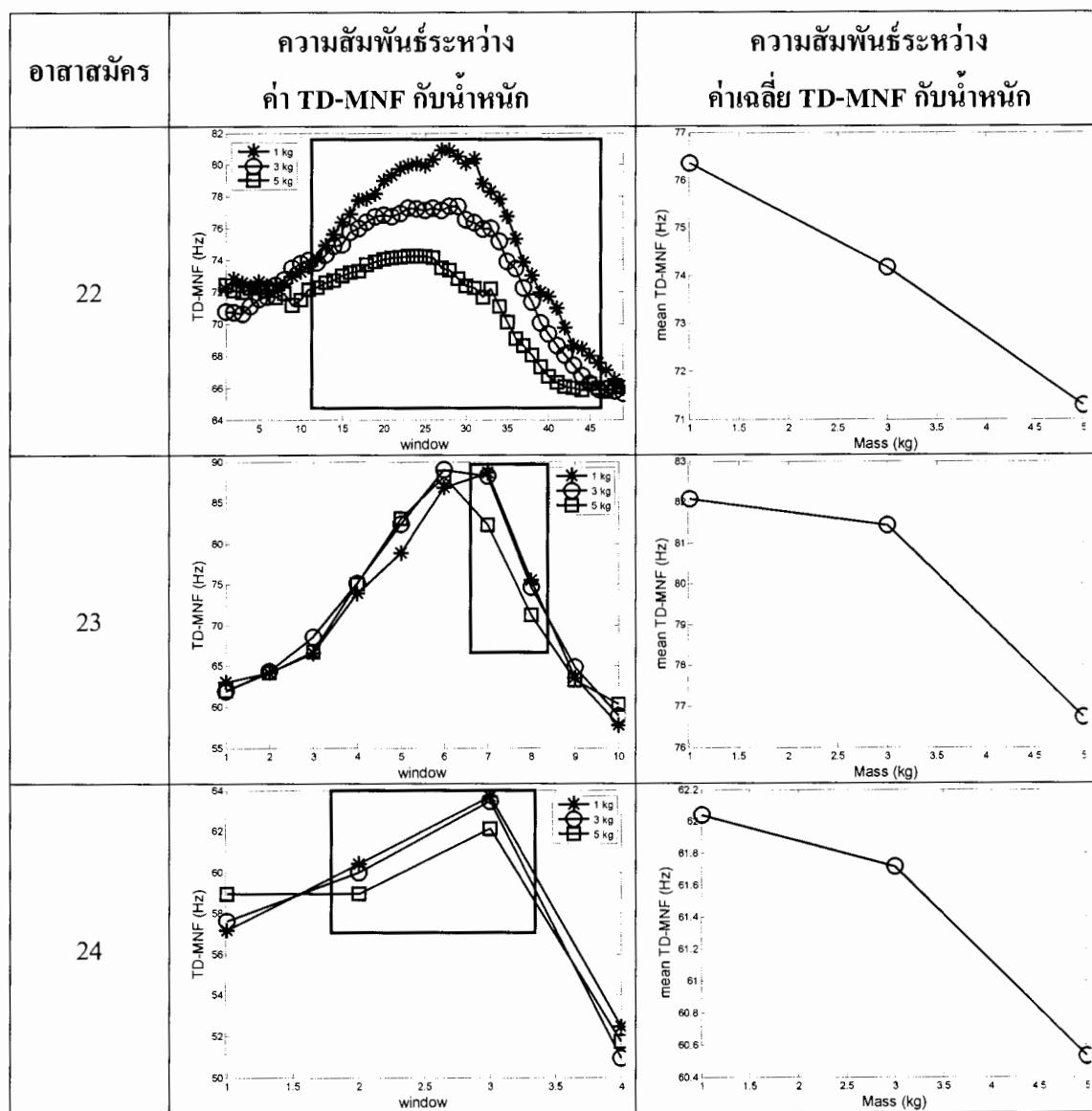




ตาราง ง-2 (ต่อ) ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก โดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น



ตาราง ง-2 (ต่อ) ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก โดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF ลดลงเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น

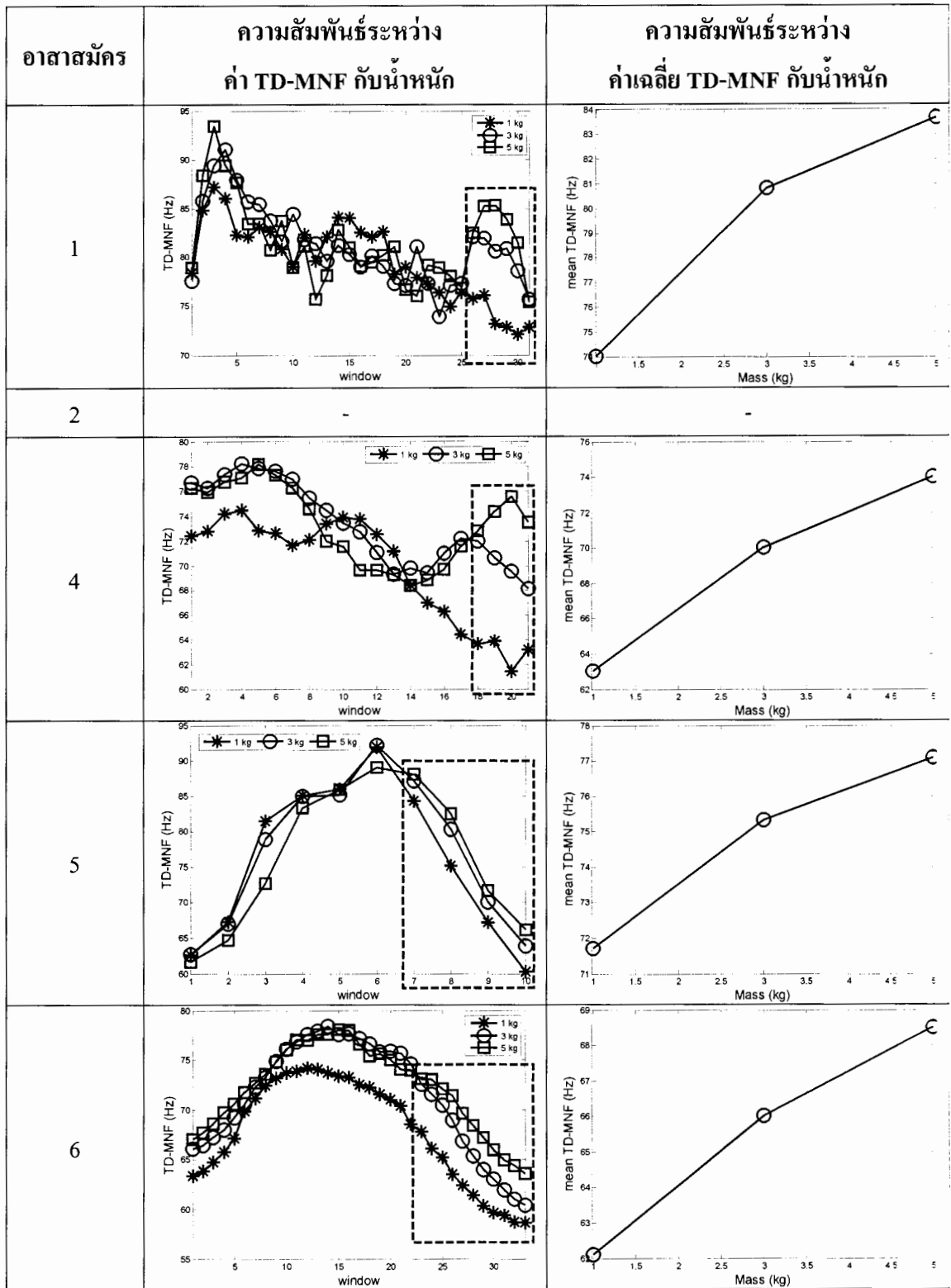


ตาราง ง-3 ขนาดวินโดว์ ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป และช่วงของวินโดว์ที่เหมาะสมของอาสาสมัครแต่ละคน และค่า  $p$  จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนโดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น

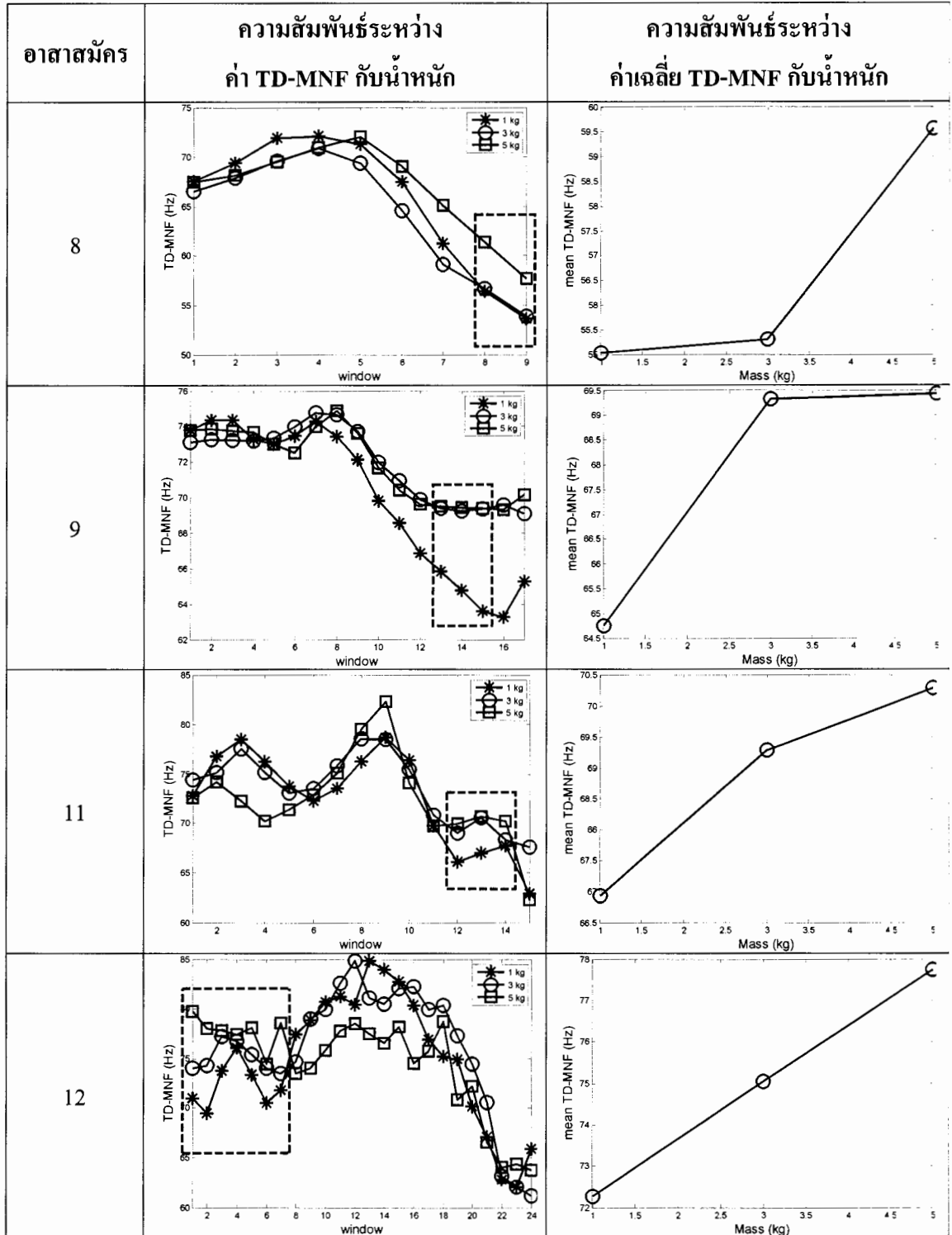
อาสาสมัคร	ขนาดวินโดว์	ขนาดวินโดว์ที่เลื่อนไป	จำนวนค่า TD-MNF ทั้งหมด	ช่วงที่เหมาะสม	เปอร์เซ็นต์ของวินโดว์ทั้งหมด	ค่า $p$
1	128	96	31	26-30	16.13	4.28E-05
2	-	-	-	-	-	-
4	512	128	21	18-21	19.05	3.81E-09
5	384	288	10	7-10	40	1.76E-03
6	1024	64	33	23-33	33.33	4.96E-04
8	1024	256	9	8-9	22.22	6.23E-06
9	1024	128	17	13-15	17.6471	7.63E-02
11	384	192	15	12-14	20	5.61E-03
12	128	128	24	1-7	29.17	4.72E-03
13	256	256	12	8-11	33.33	6.41E-05
14	512	512	6	6	16.67	5.56E-01
16	128	128	24	3-6	16.67	1.60E-03
17	384	288	10	1-3	30	8.67E-03
18	512	512	6	6	16.67	6.84E-01
19	768	768	4	3-4	50	2.81E-05
20	-	-	-	-	-	-
21	256	128	23	20-23	17.39	7.64E-04
22	-	-	-	-	-	-
23	512	512	6	6	16.67	2.58E-01
24	384	288	10	2-3	20	1.76E-01

หมายเหตุ - ไม่มีช่วงที่เหมาะสม

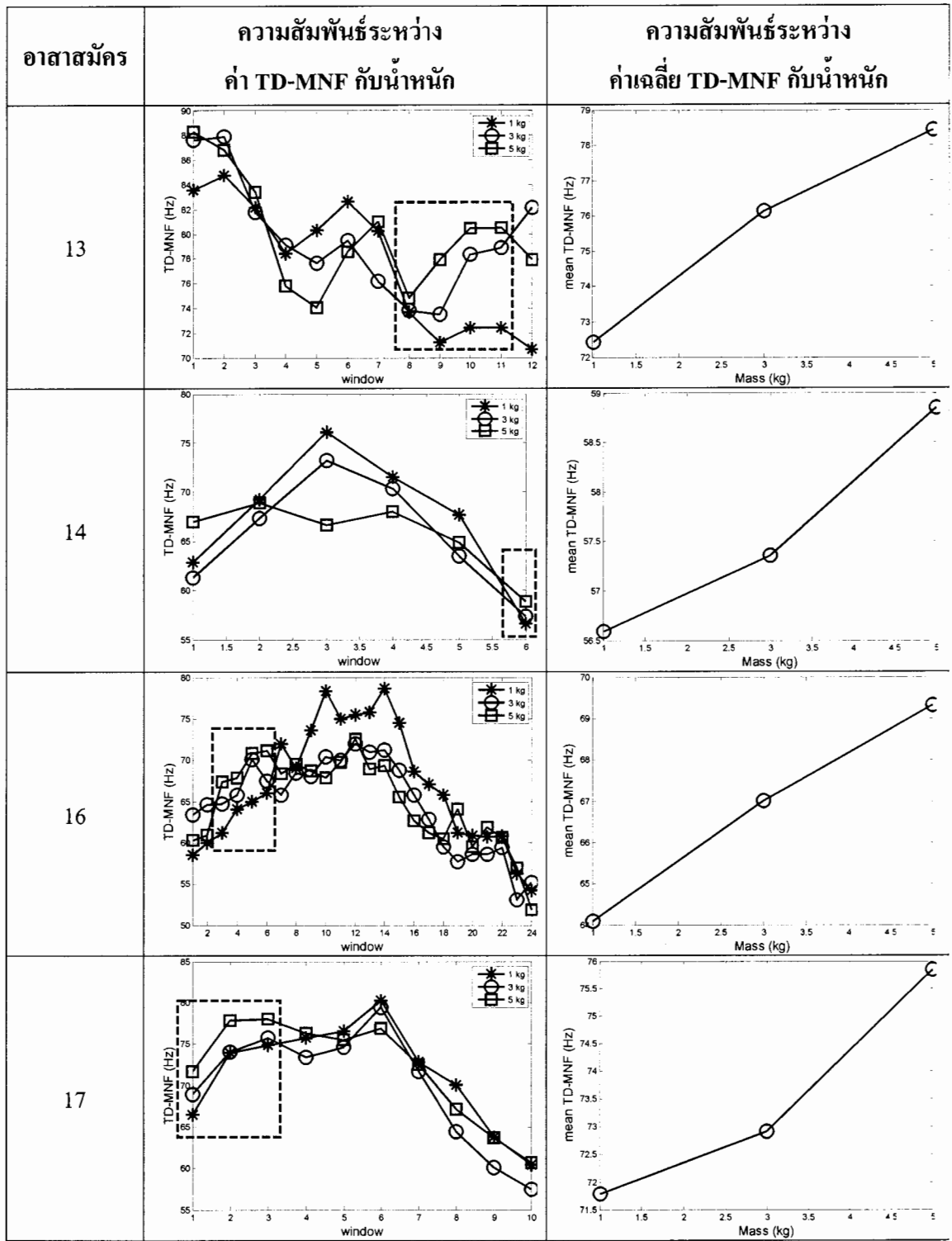
ตาราง ง-4 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก โดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น



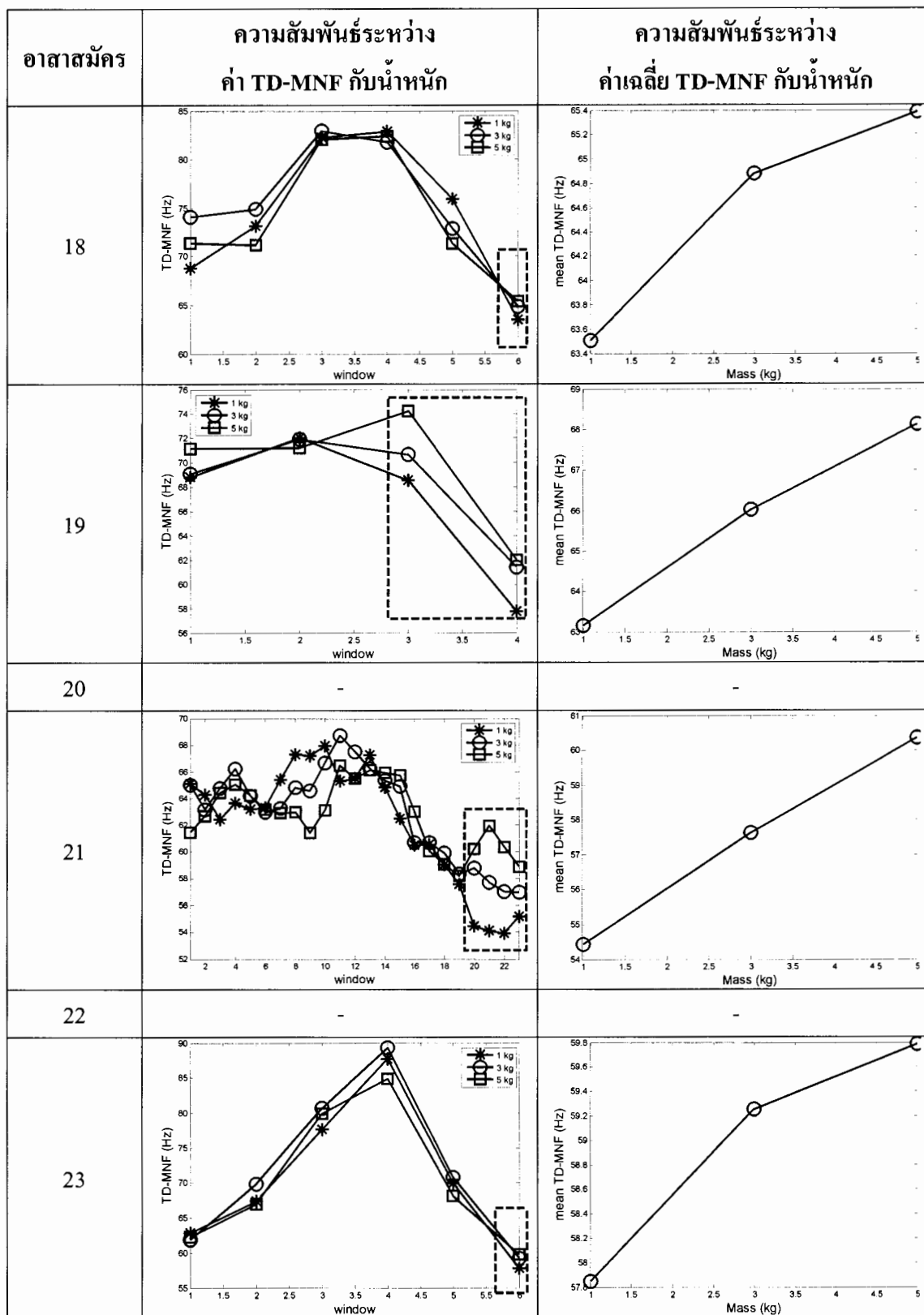
ตาราง ง-4 (ต่อ) ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก โดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น



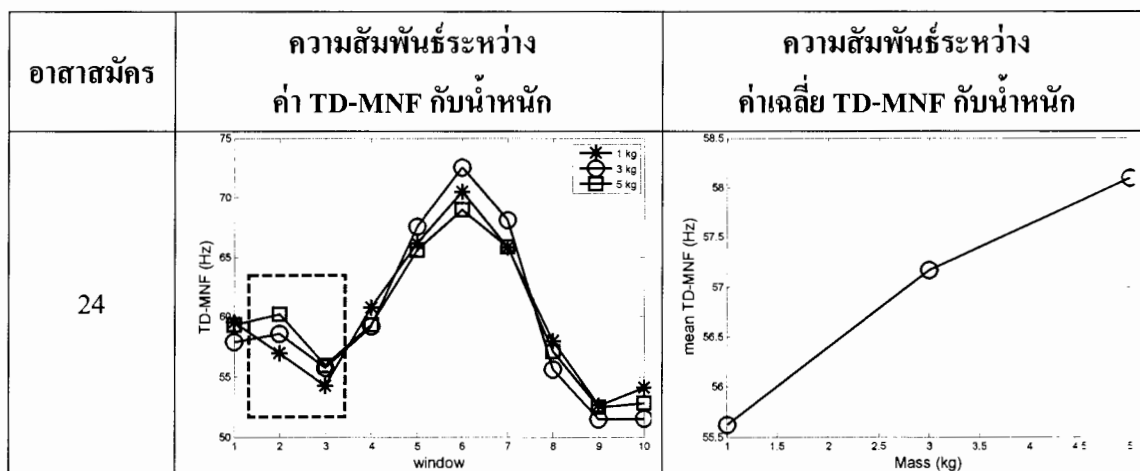
ตาราง ง-4 (ต่อ) ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก โดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น



ตาราง ง-4 (ต่อ) ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก โดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น



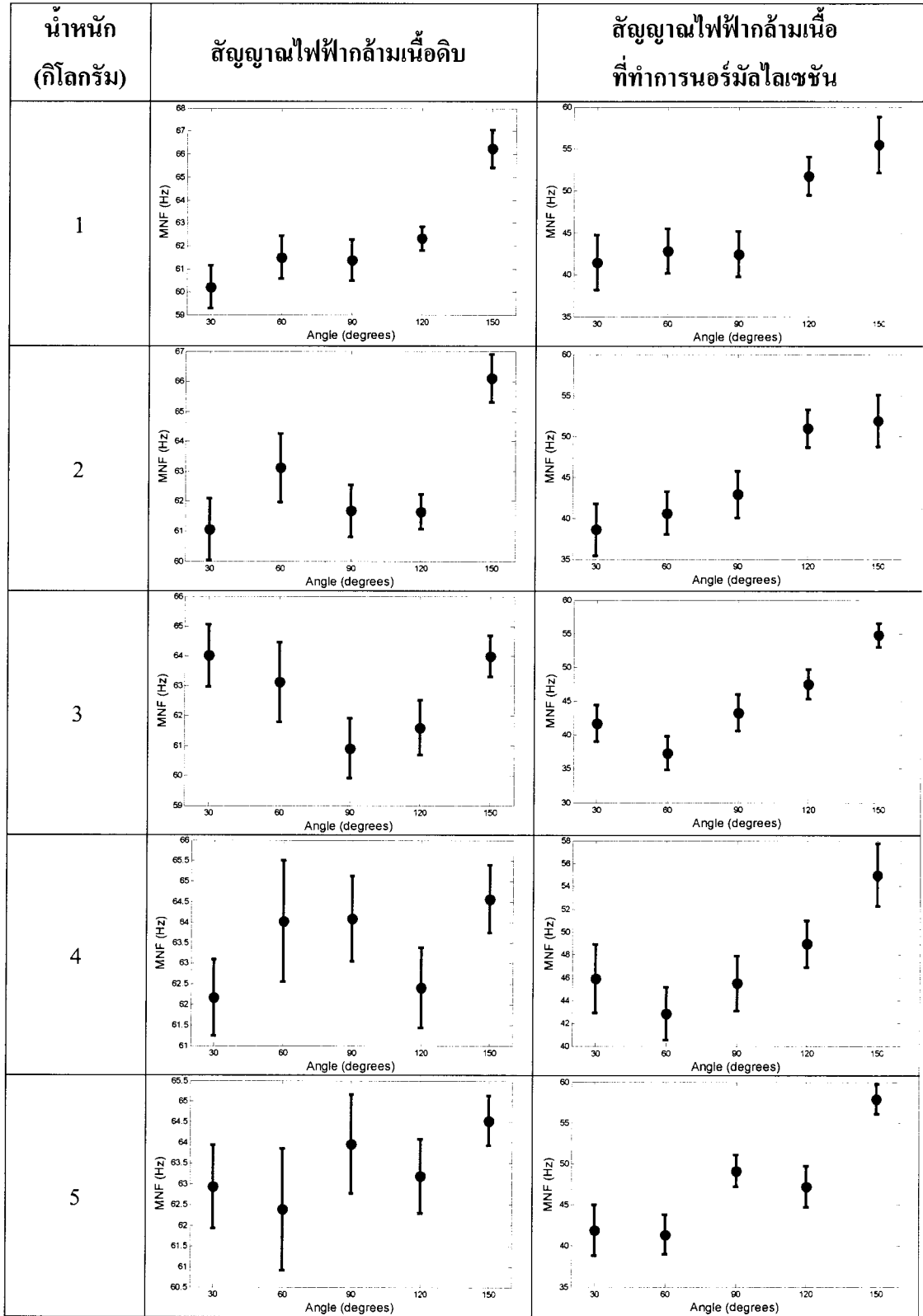
ตาราง ง-4 (ต่อ) ความสัมพันธ์ระหว่างค่า TD-MNF และค่าเฉลี่ย TD-MNF กับน้ำหนัก โดยพิจารณาในช่วงที่ค่า TD-MNF เพิ่มขึ้นเมื่อน้ำหนักเพิ่มขึ้น



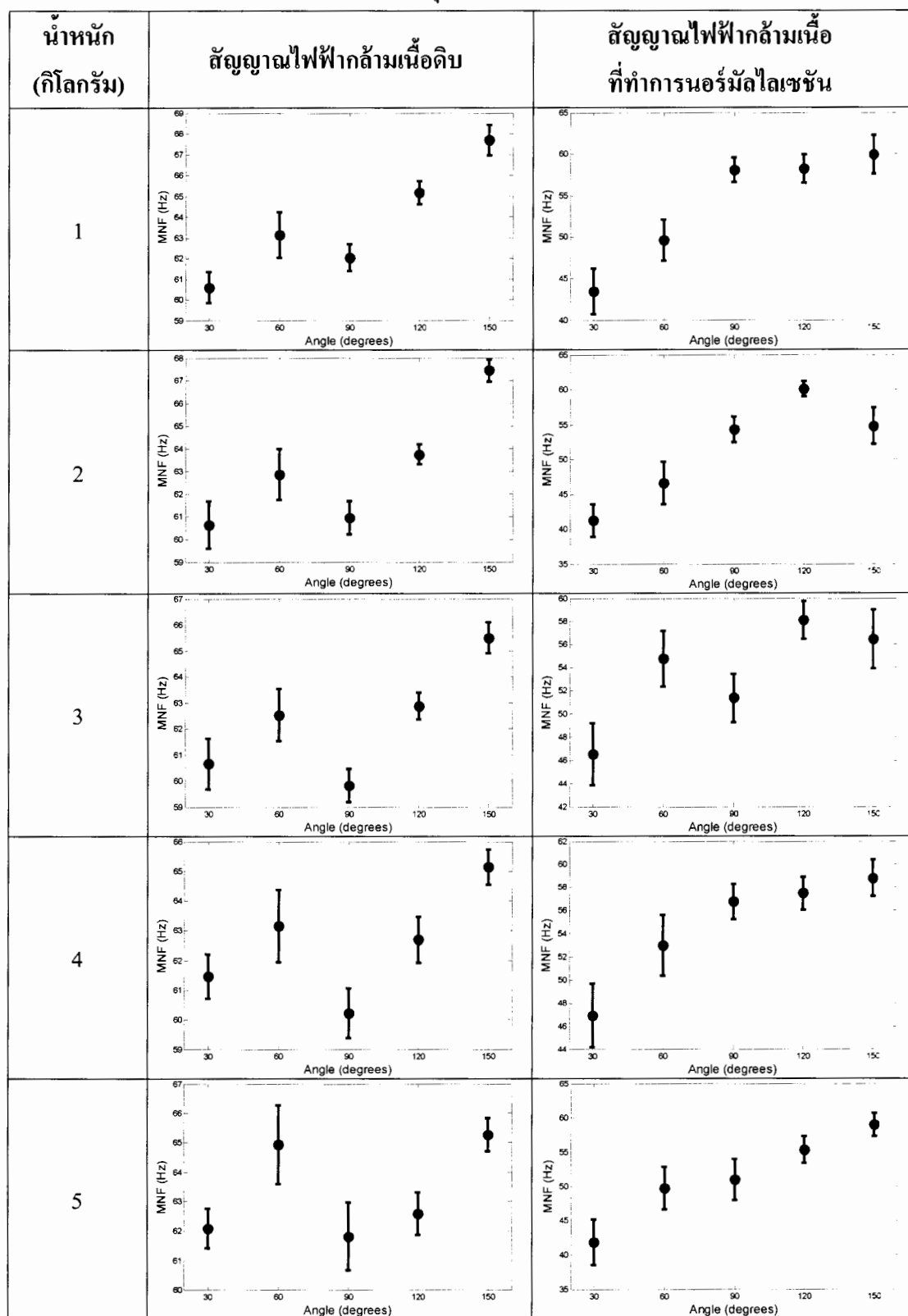


ภาคผนวก จ  
ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุม

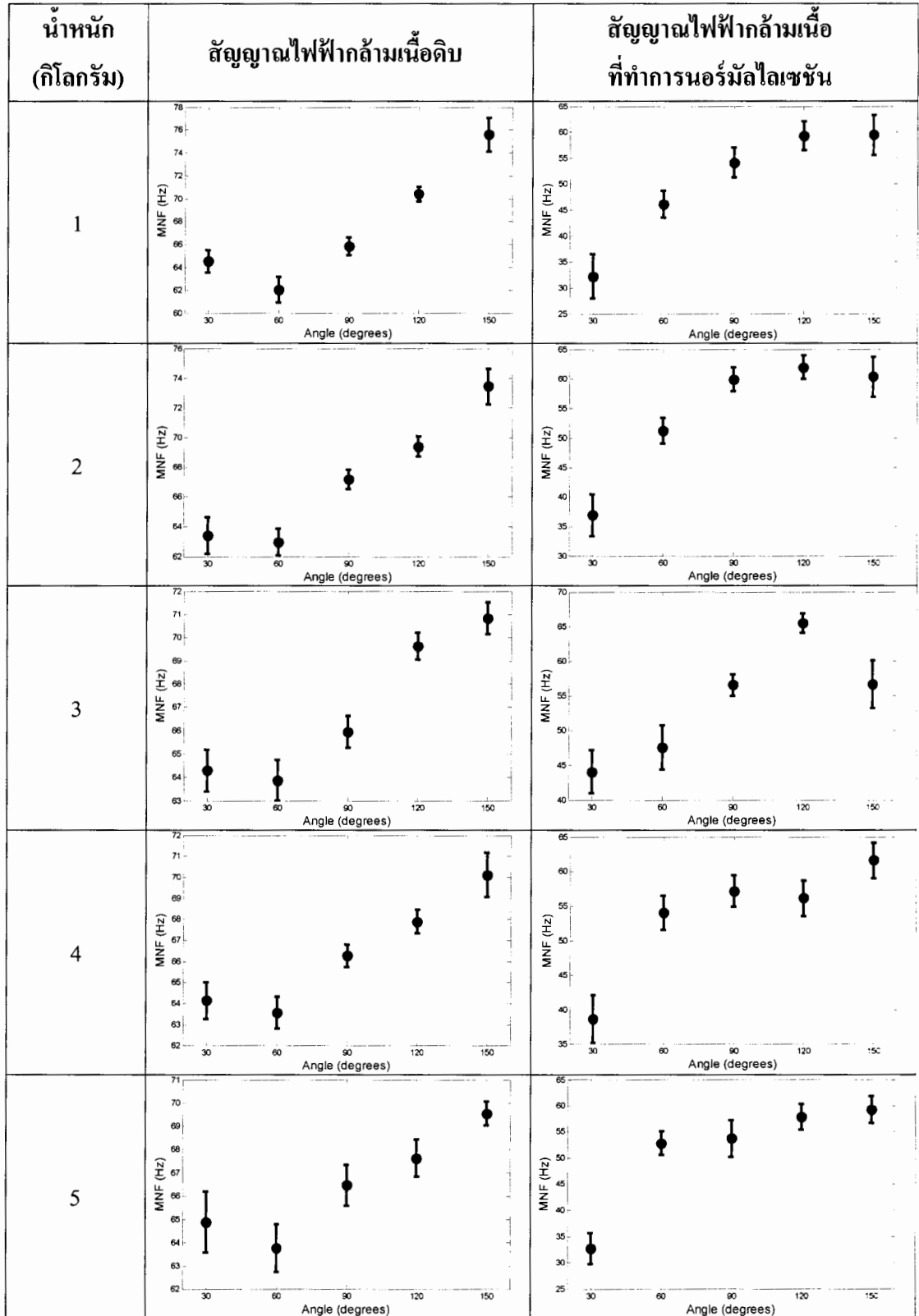
ตาราง จ-1 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 4



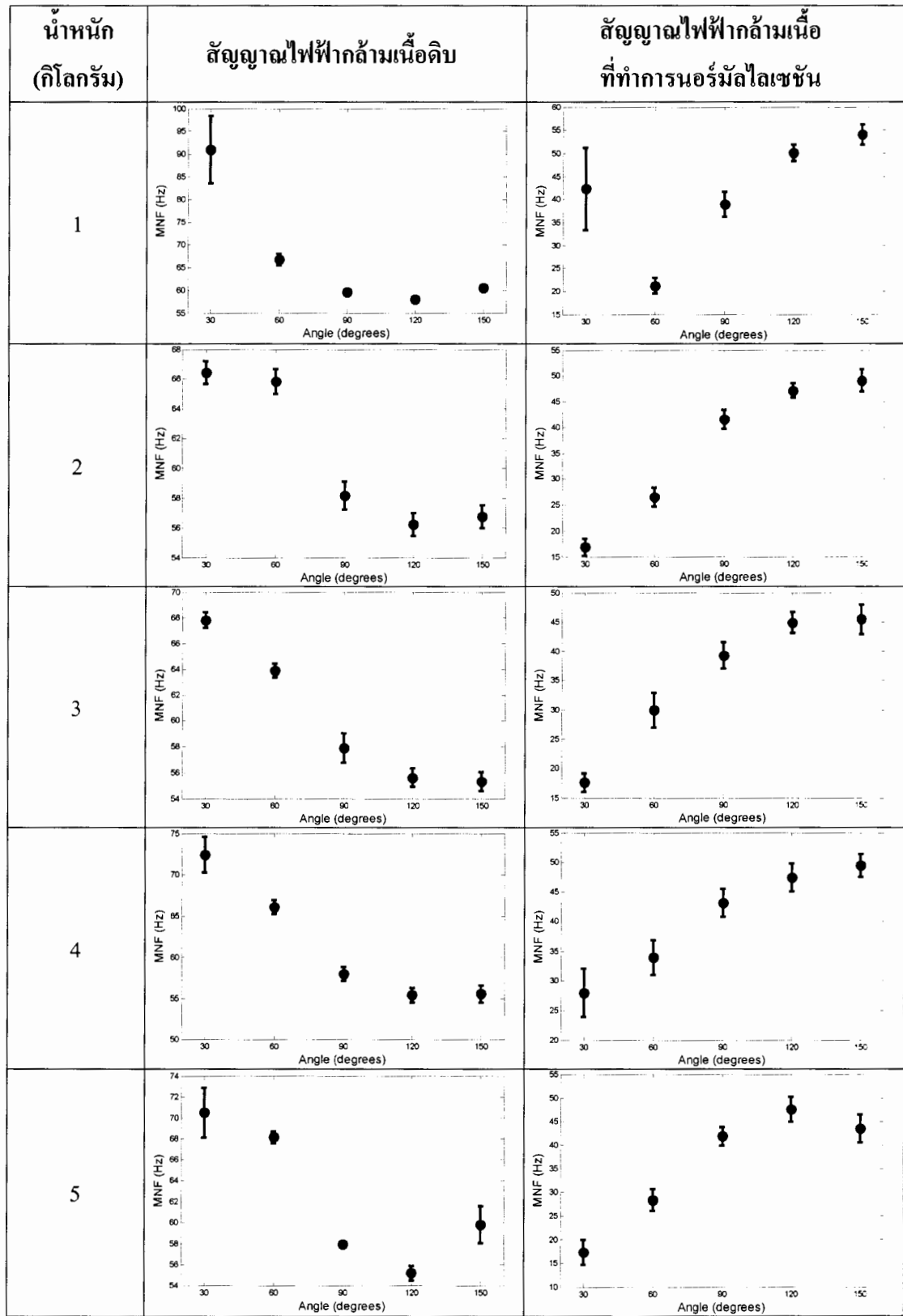
ตาราง จ-2 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 6



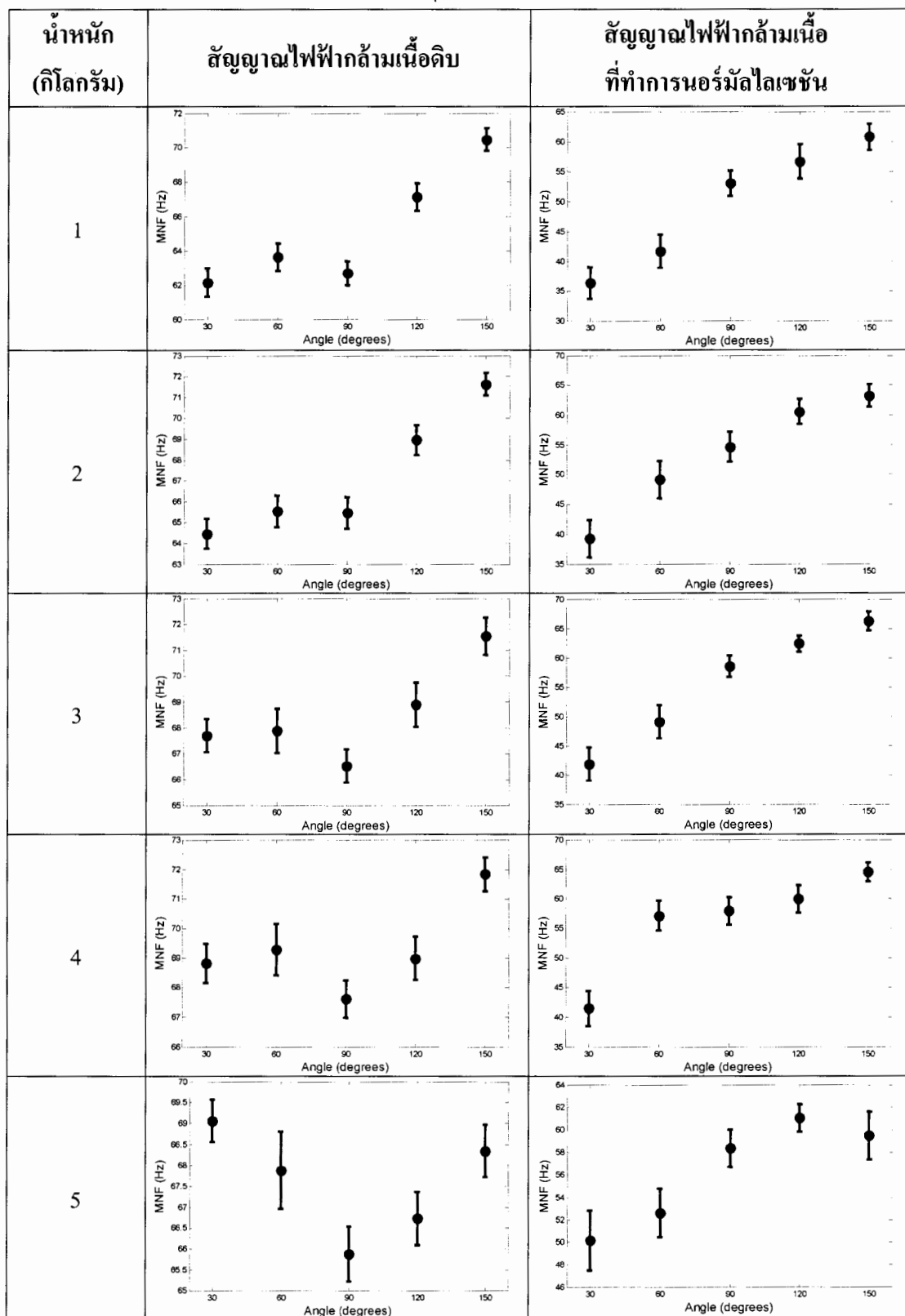
ตาราง จ-3 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 9



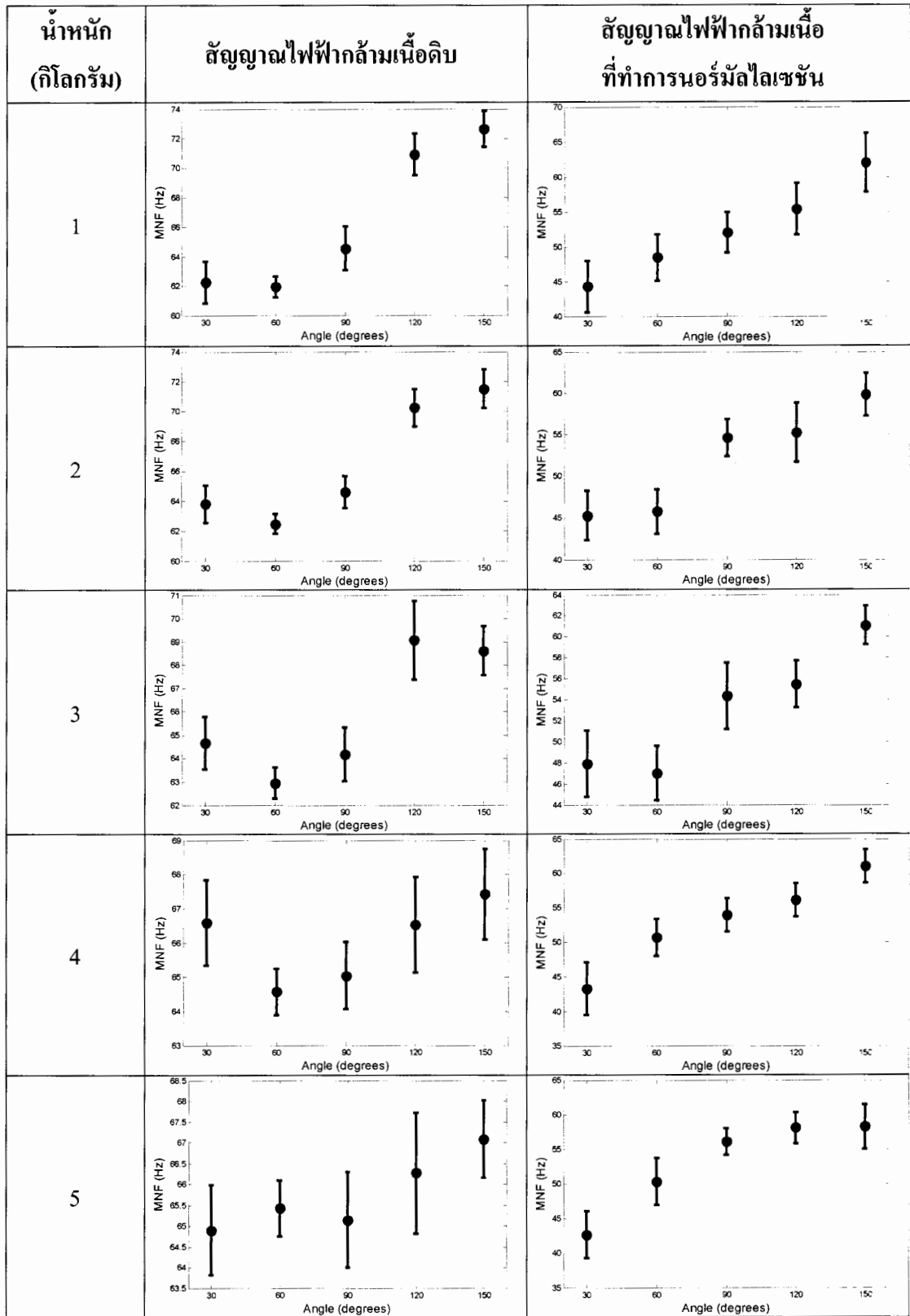
ตาราง จ-4 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 11



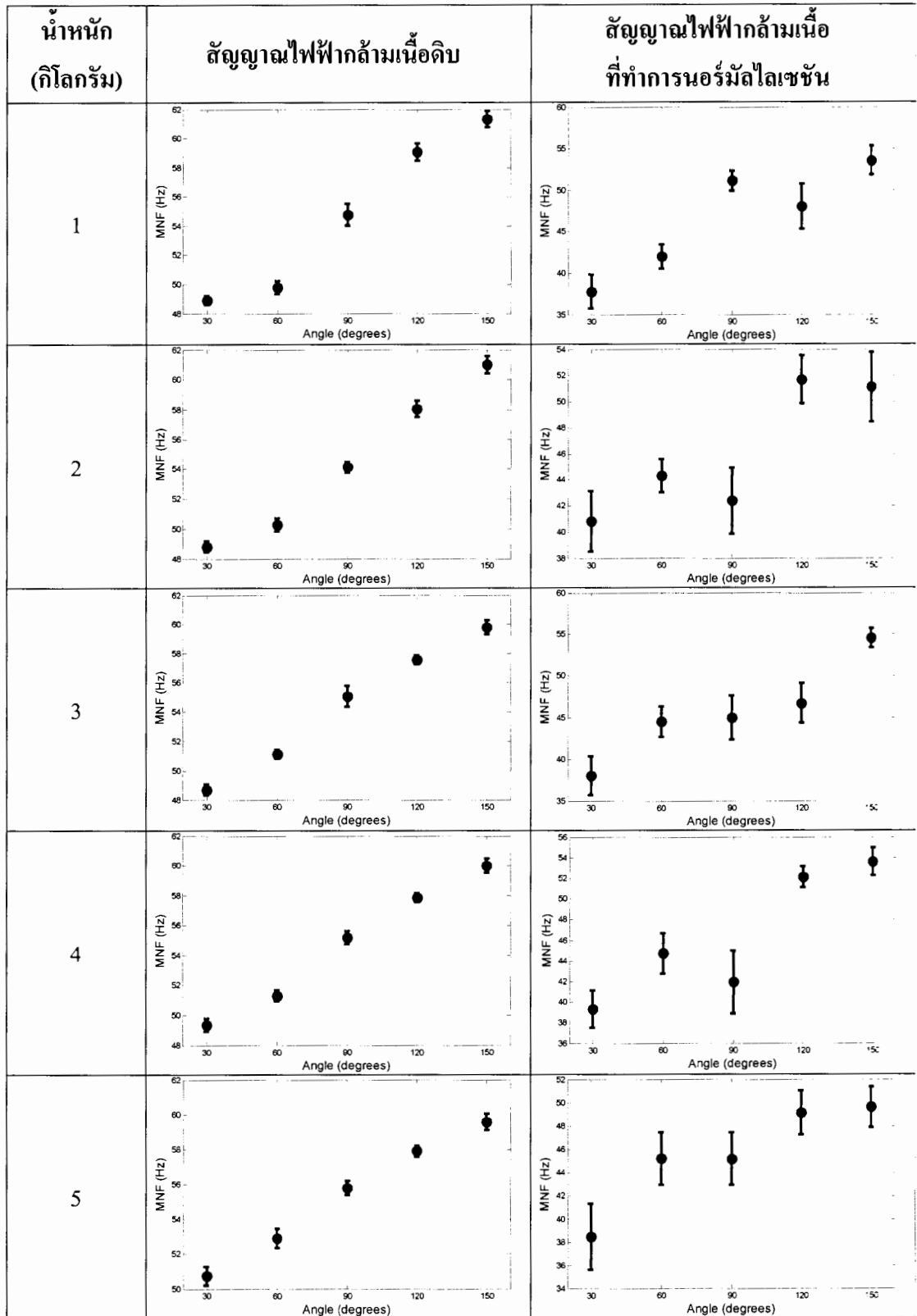
ตาราง จ-5 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 12



ตาราง จ-6 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 14

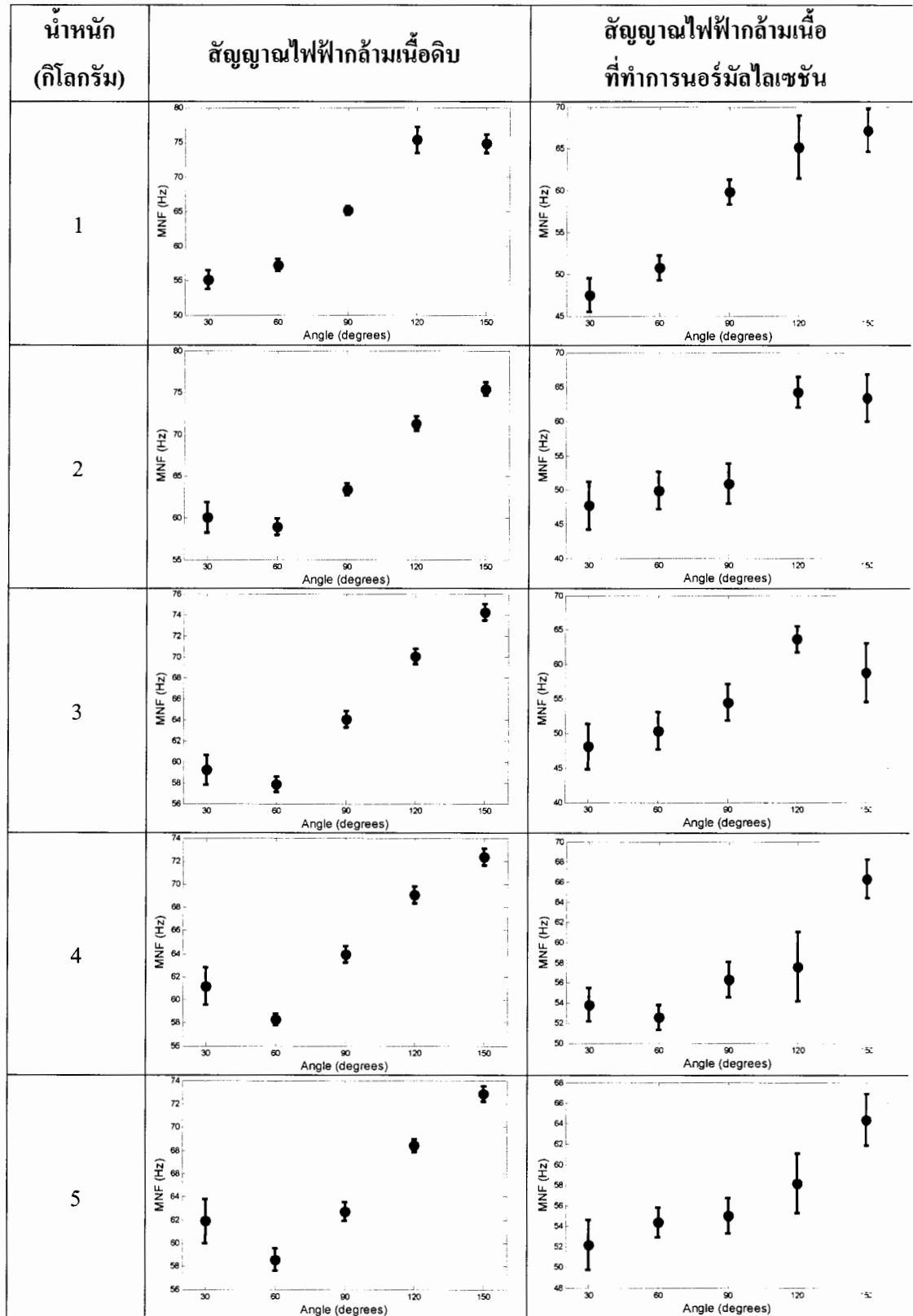


ตาราง จ-7 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 16

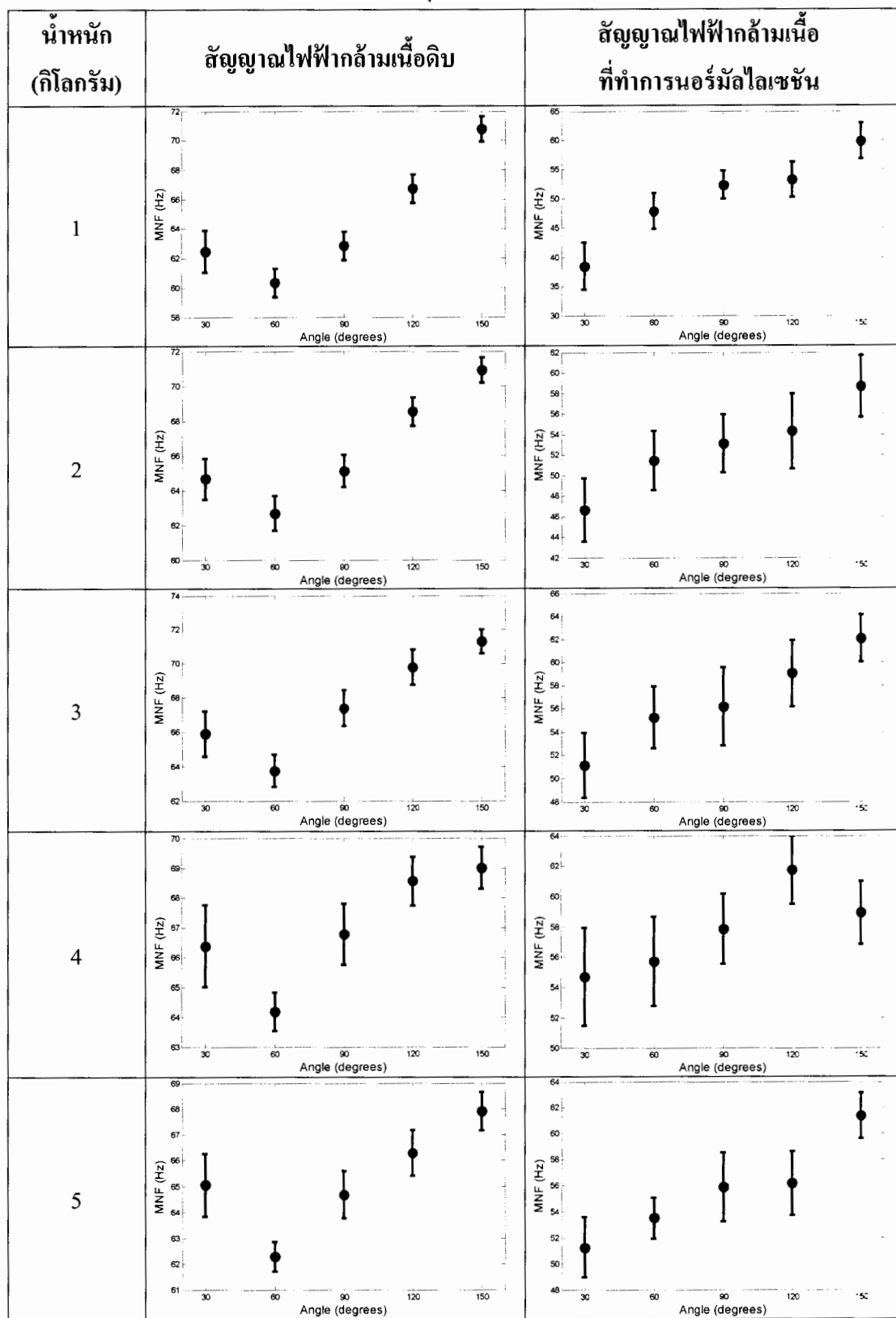




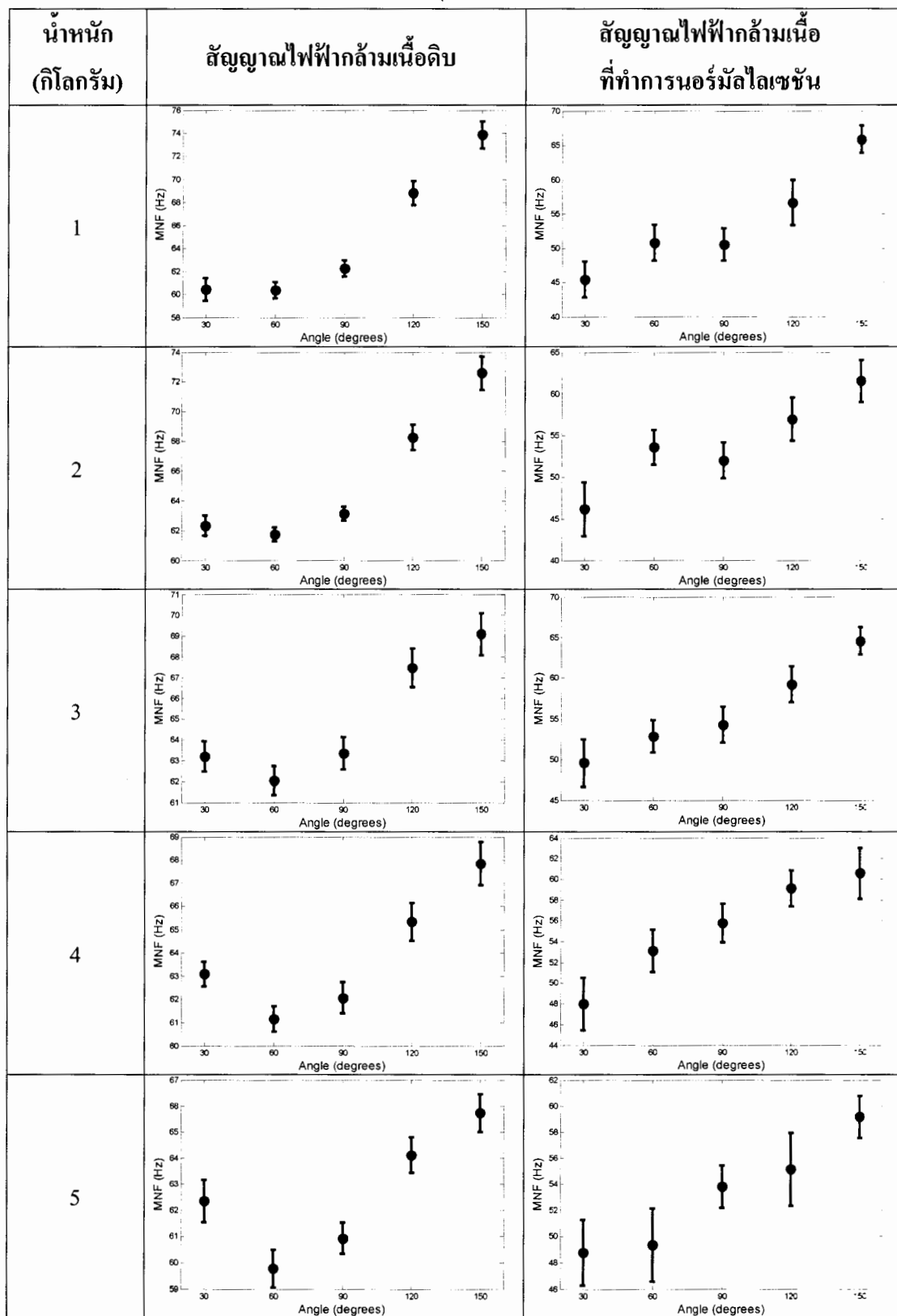
ตาราง จ-8 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 17



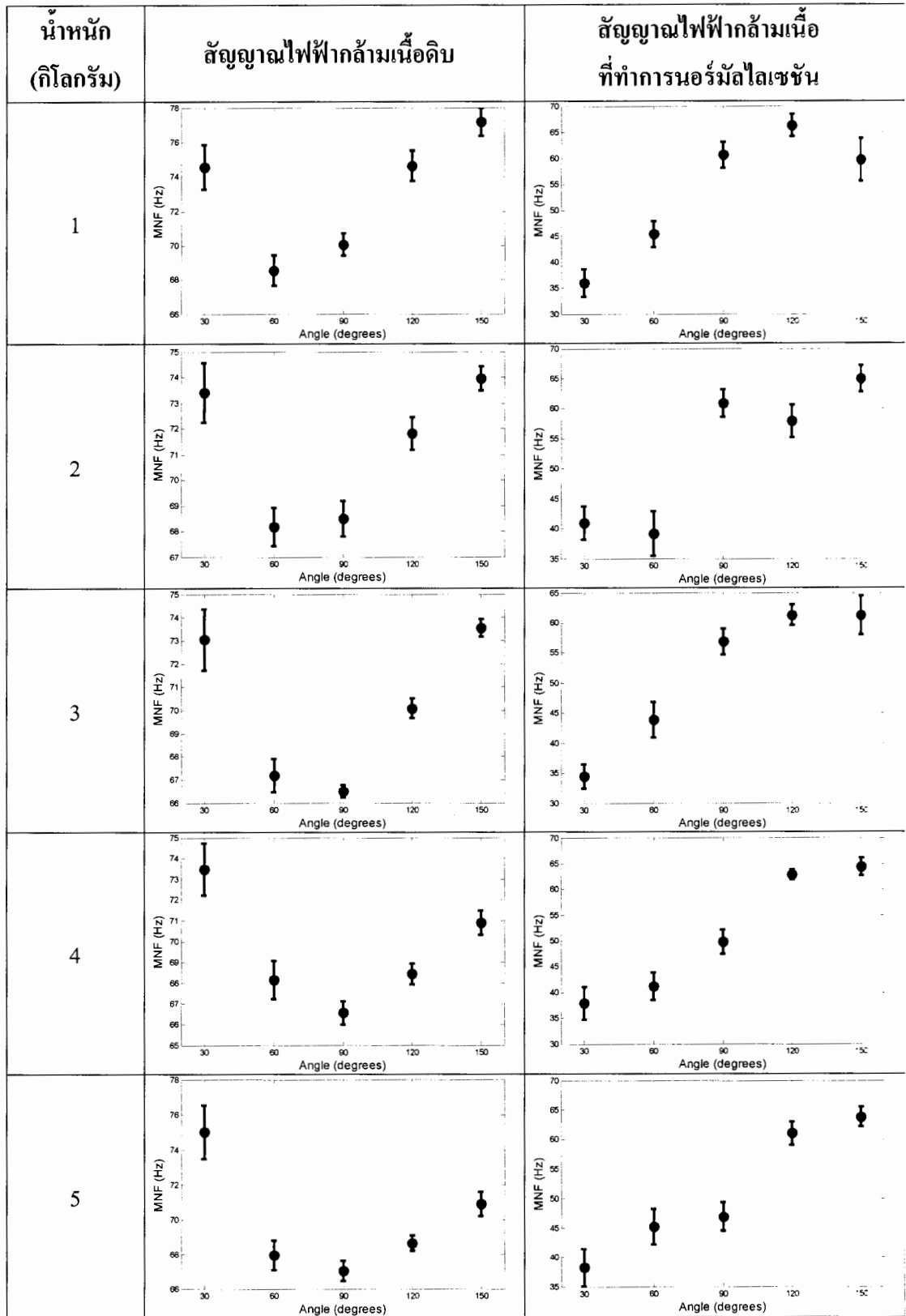
ตาราง จ-9 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 18



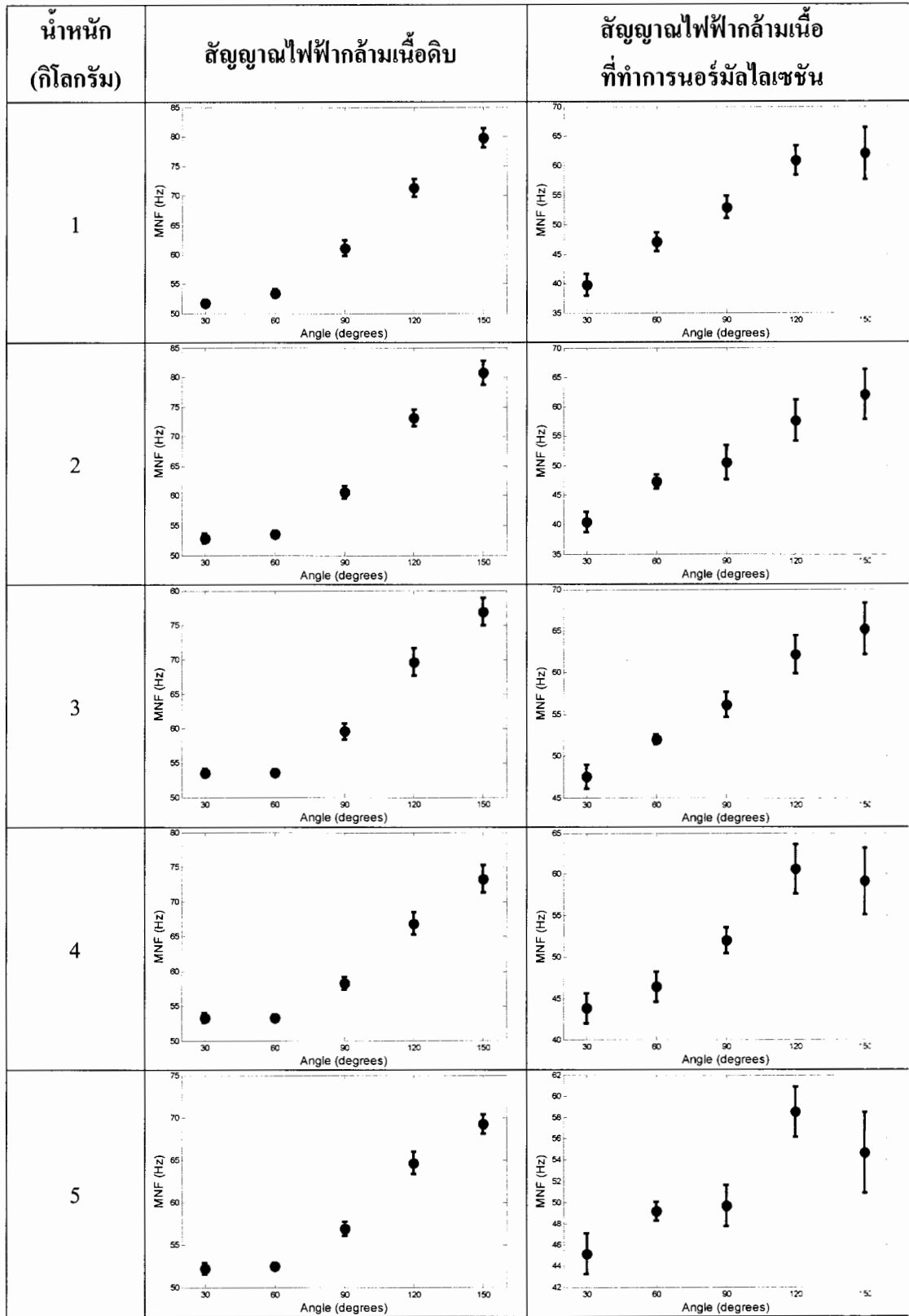
ตาราง จ-10 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 19



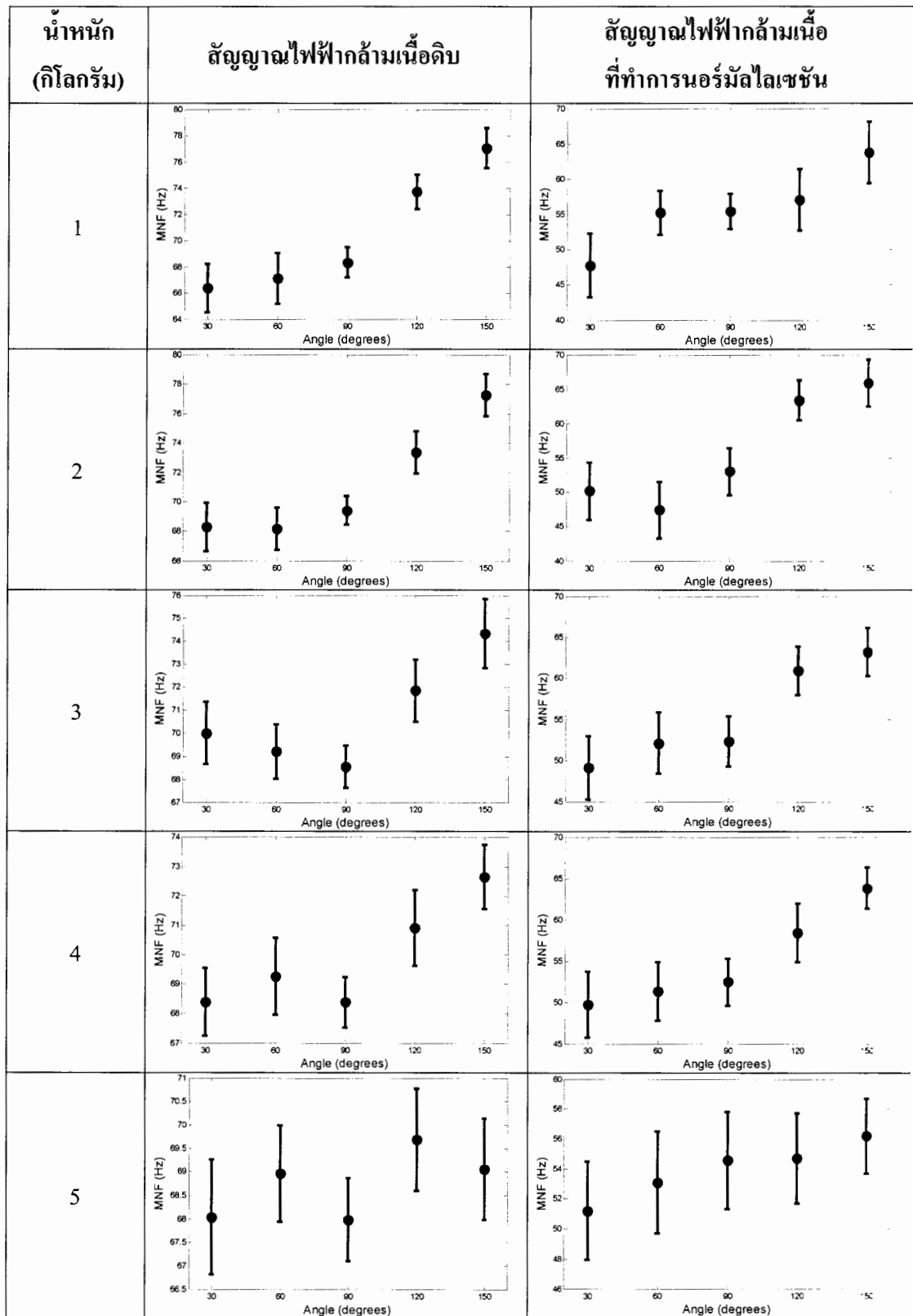
ตาราง จ-11 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 20



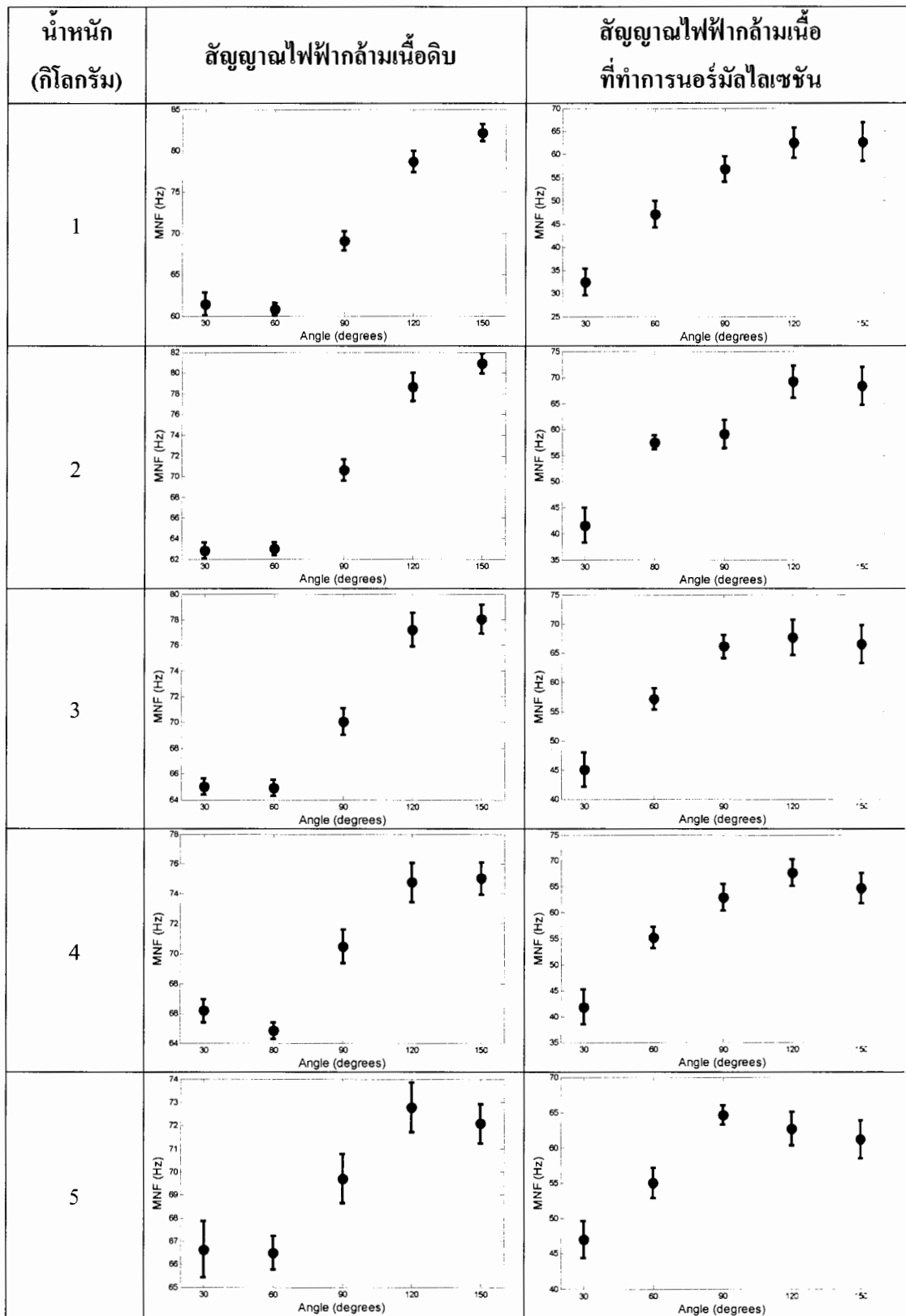
ตาราง จ-12 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 21



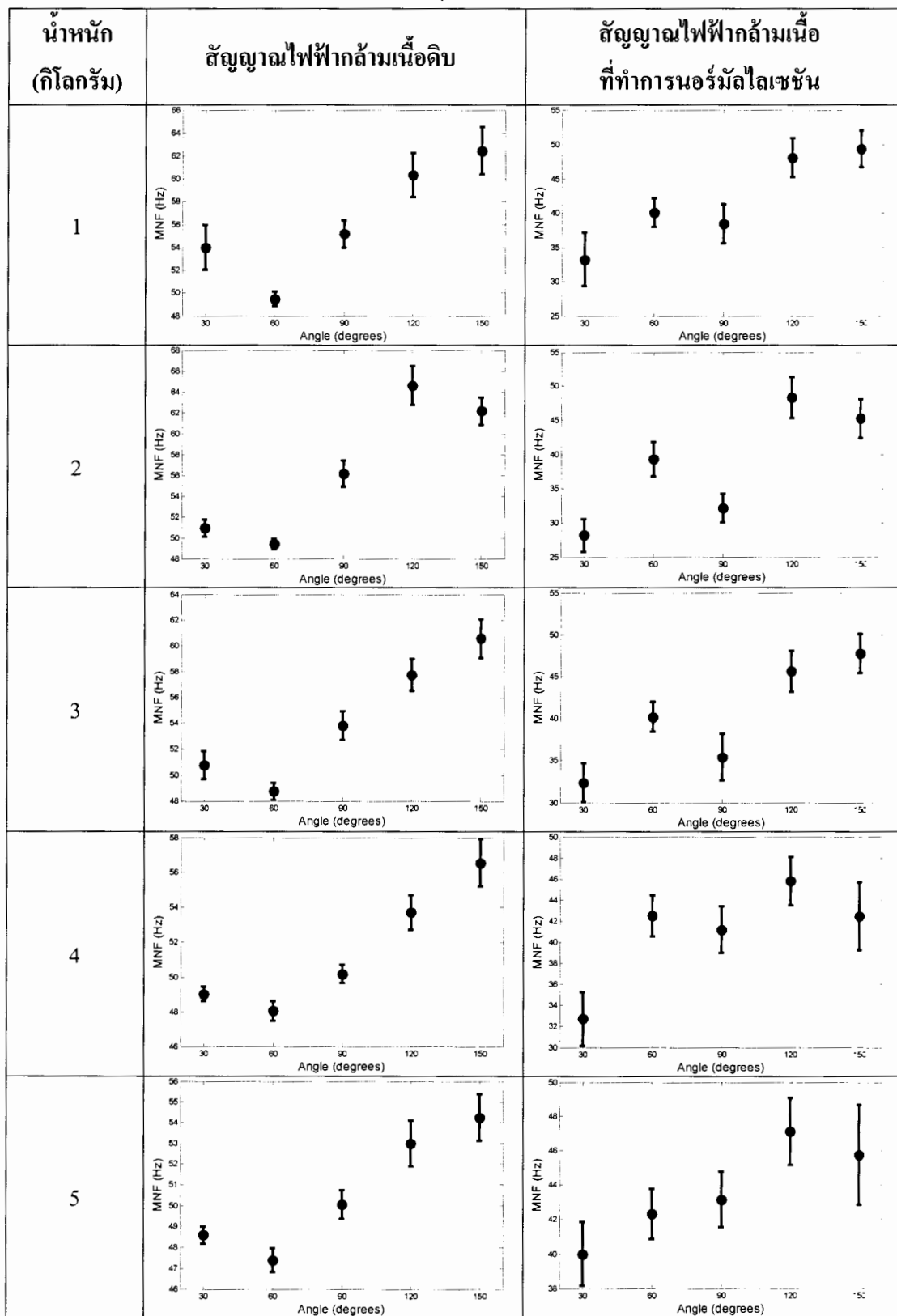
ตาราง จ-13 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 22



ตาราง จ-14 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 23



ตาราง จ-15 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า MNF กับมุมของอาสาสมัครคนที่ 24

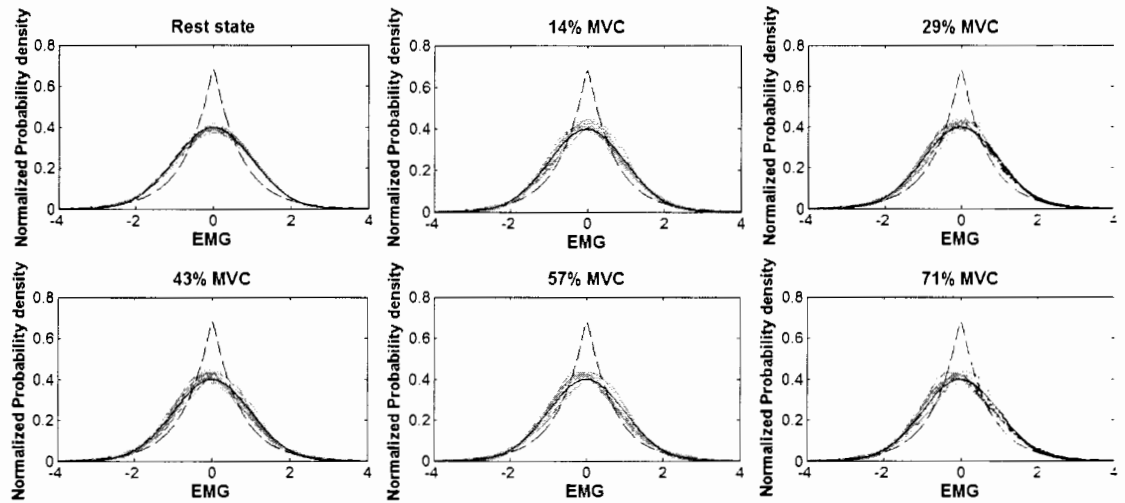




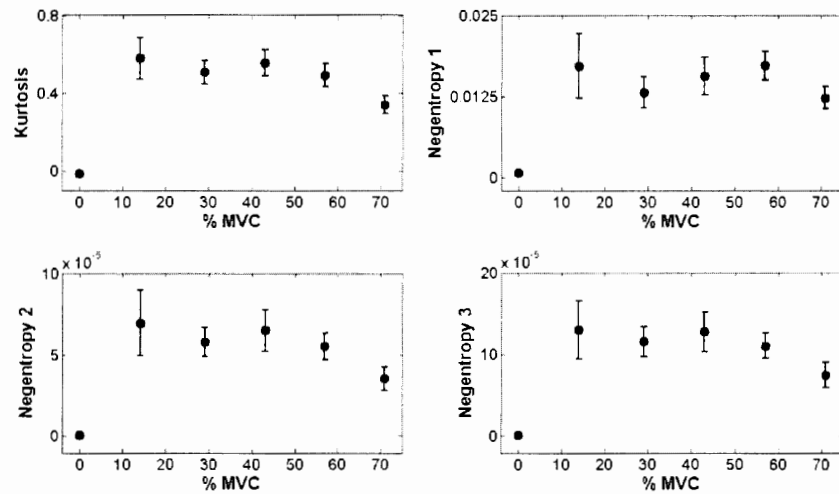
ภาคผนวก ฉ

การประมาณค่าความหนาแน่นและการวัดความเป็นนอนเกาส์เซียน  
ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

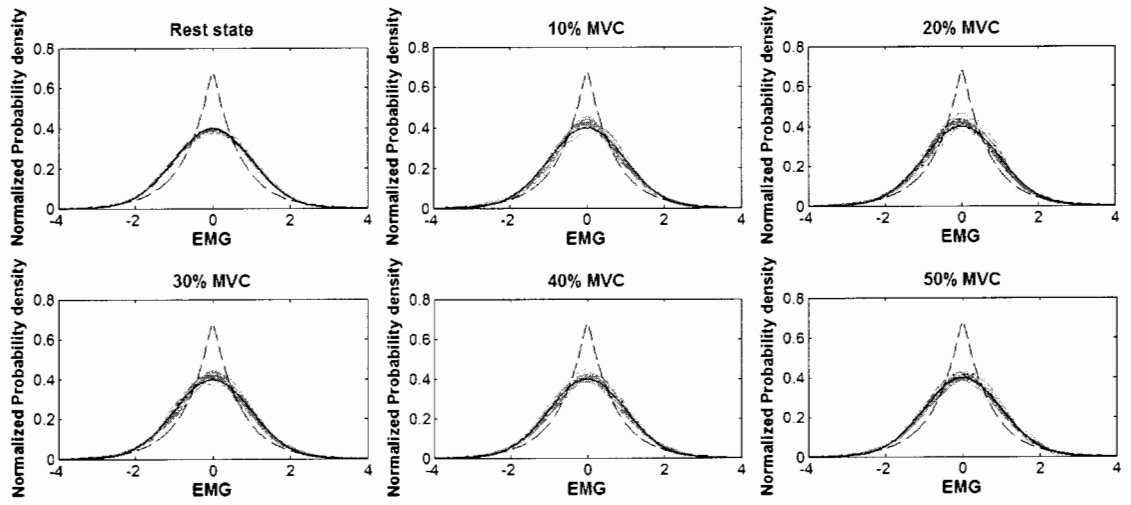
รูปแบบการกระจายตัวของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและความสัมพันธ์ระหว่างค่าความโค้งและค่าเอนทาลปีโทรปิกกับแรง



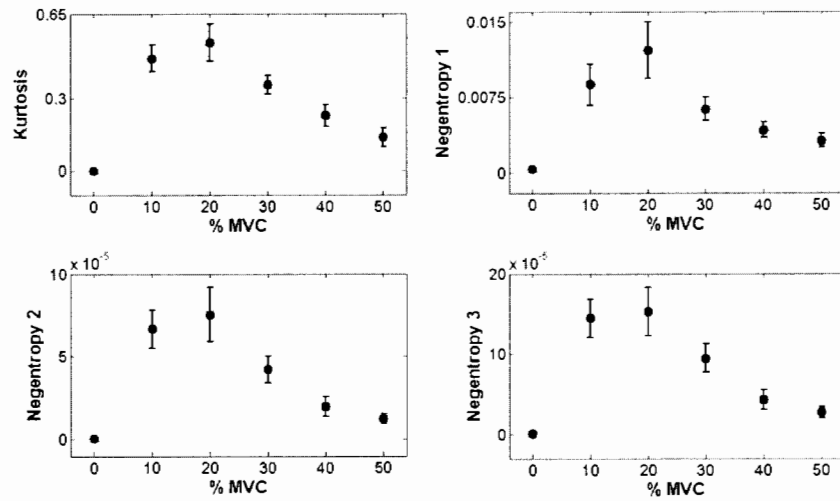
ภาพประกอบ ฉ-1 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงของอาสาสมัครคนที่ 4



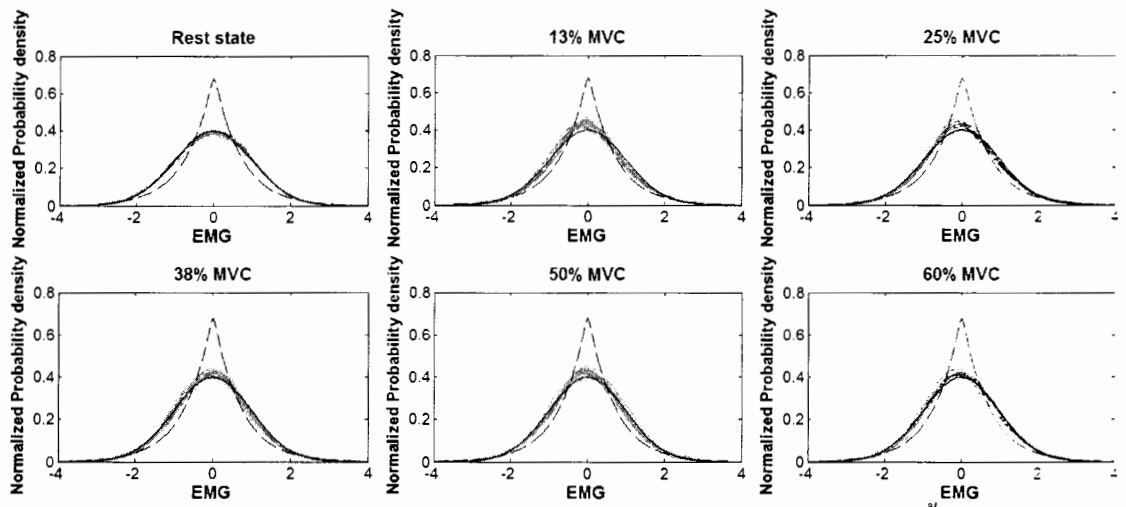
ภาพประกอบ ฉ-2 ค่าความโค้งและค่าเอนทาลปีโทรปิกกับแรงขณะยกน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 4



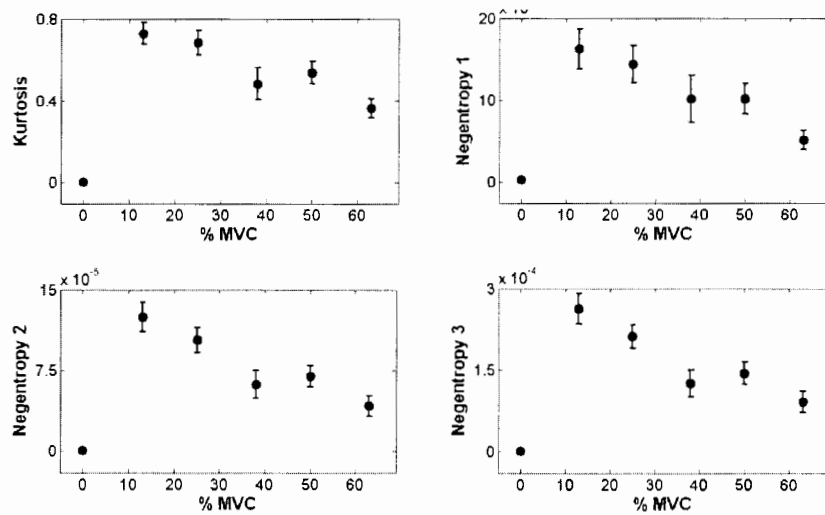
ภาพประกอบ ฉ-3 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรง  
ของอาสาสมัครคนที่ 12



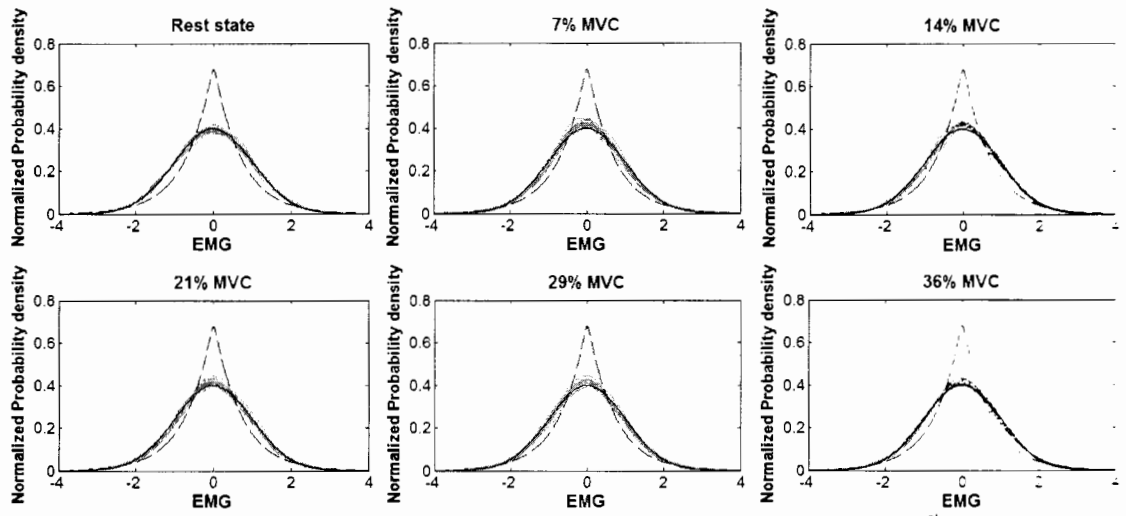
ภาพประกอบ ฉ-4 ค่าความโค้งและค่าเอนโทรปีของโทรปีกับแรงขณะยกน้ำหนัก  
ของอาสาสมัครคนที่ 12



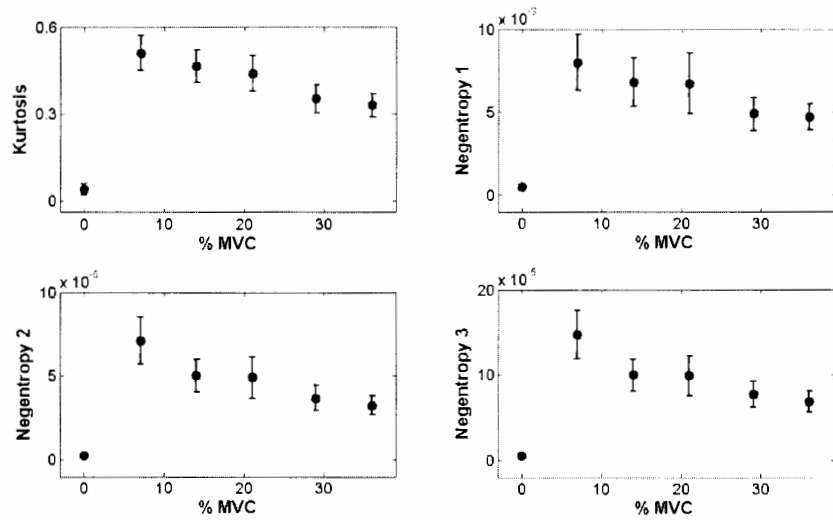
ภาพประกอบ ฉ-5 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงของอาสาสมัครคนที่ 14



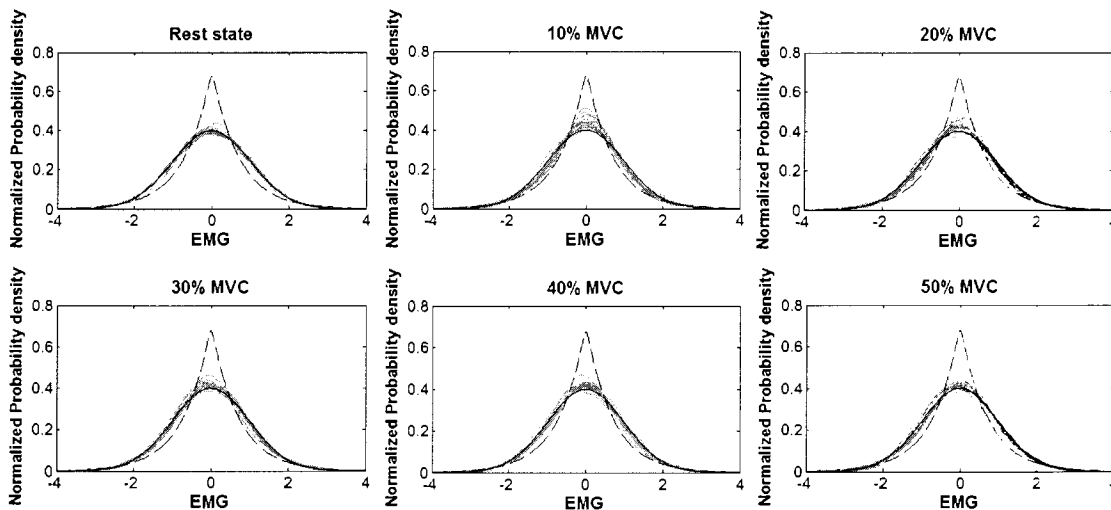
ภาพประกอบ ฉ-6 ค่าความโค้งและค่าเอนโทรปีของโทรปีกับแรงขณะยกน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 14



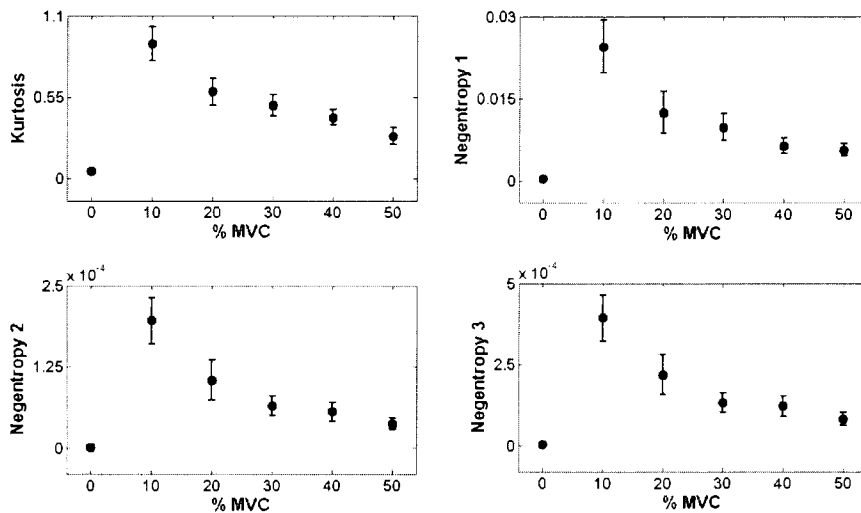
ภาพประกอบ ฉ-7 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรง  
ของอาสาสมัครคนที่ 17



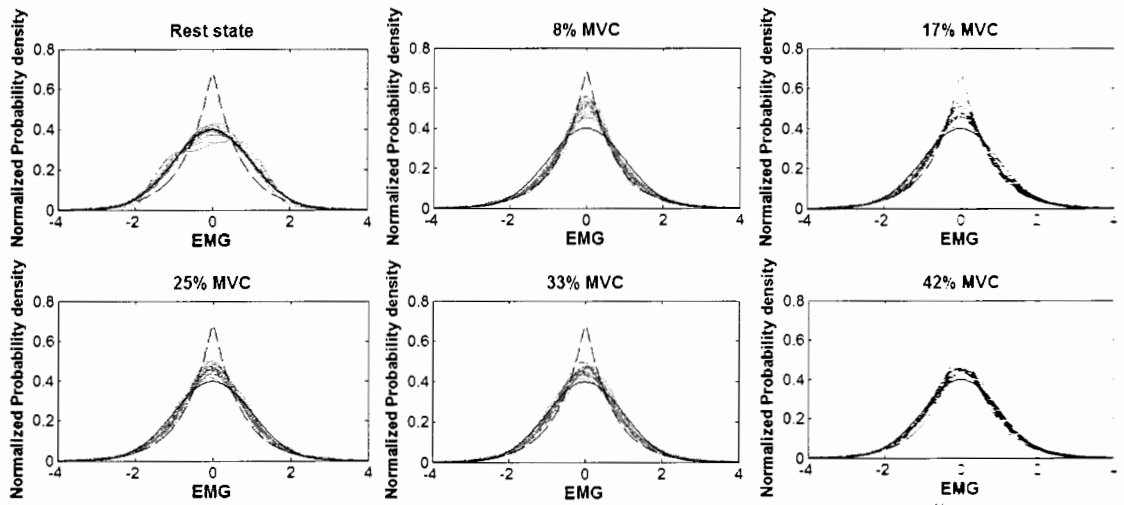
ภาพประกอบ ฉ-8 ค่าความโค้งและค่าเอนโทรปีเฟนอนโทรปีกับแรงขณะยกน้ำหนัก  
ของอาสาสมัครคนที่ 17



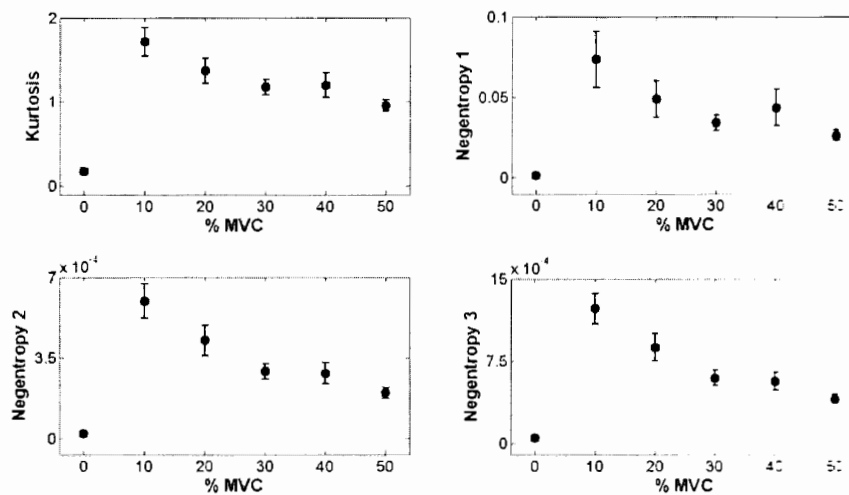
ภาพประกอบ ฉ-9 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงของอาสาสมัครคนที่ 18



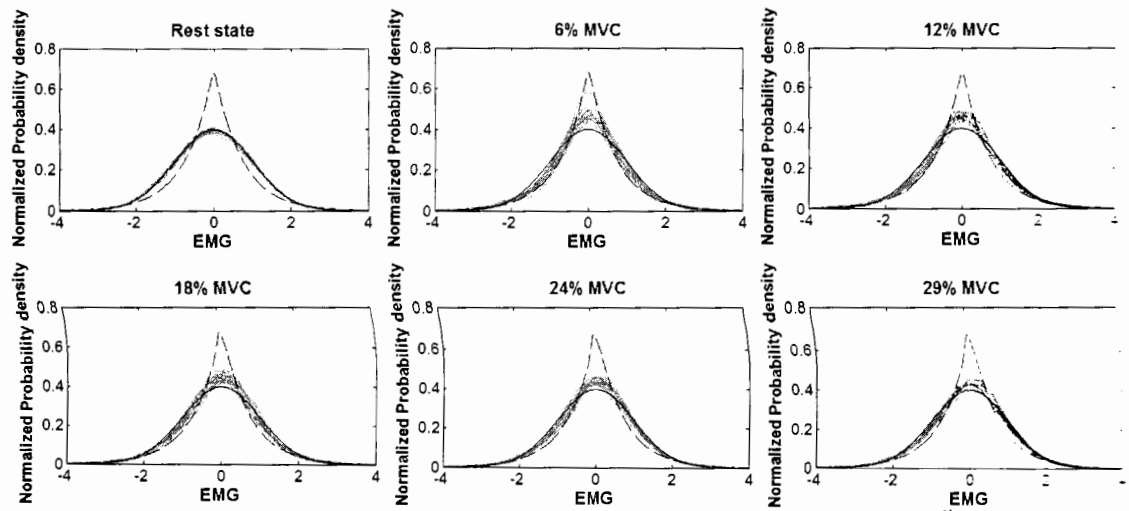
ภาพประกอบ ฉ-10 ค่าความโค้งและค่าเอนทาลปีเอนโทรปีกับแรงขณะยกน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 18



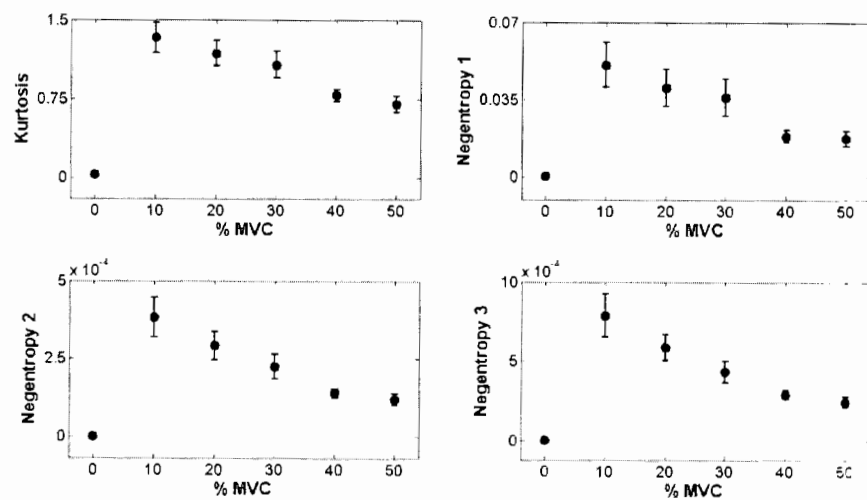
ภาพประกอบ น-11 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกกำลังกายของอาสาสมัครคนที่ 20



ภาพประกอบ น-12 ค่าความโค้งและค่าเอนโทรปีของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกกำลังกายของอาสาสมัครคนที่ 20

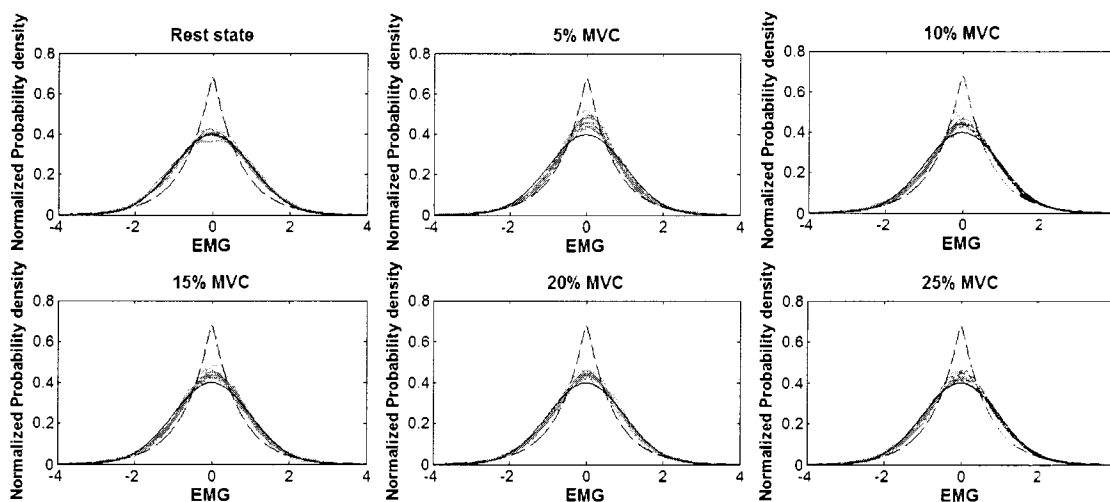


ภาพประกอบ ฉ-13 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกกำลังกาย  
ของอาสาสมัครคนที่ 22

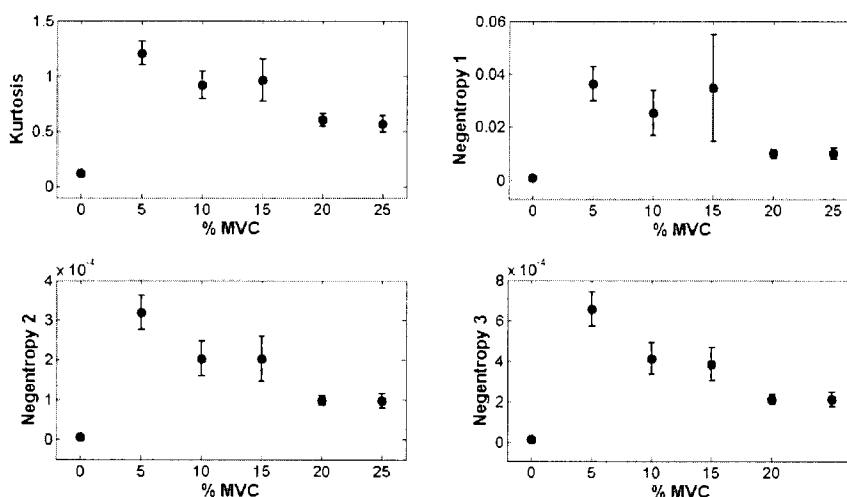


ภาพประกอบ ฉ-14 ค่าความโค้งและค่าเอนโทรปีกับแรงขณะยกน้ำหนัก  
ของอาสาสมัครคนที่ 22





ภาพประกอบ ฉ-15 การกระจายตัวของสัญญาณขณะพักและสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะออกแรงของอาสาสมัครคนที่ 23



ภาพประกอบ ฉ-16 ค่าความโค้งและค่าเอนโทรปีของโทรปีกับแรงขณะยกน้ำหนักของอาสาสมัครคนที่ 23

ภาคผนวก ข  
บทความทางวิชาการ

บทความทางวิชาการเรื่อง Time-Dependent EMG Power Spectrum Parameters of Biceps Brachii during Cyclic Dynamic Contraction ซึ่งได้แนบไว้ข้างล่าง โดยบทความนี้ได้รับการตอบรับในที่ประชุมวิชาการระดับนานาชาติ 5<sup>th</sup> Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering (BioMed2011) ระหว่างวันที่ 20-23 มิถุนายน 2554

# Time-Dependent EMG Power Spectrum Parameters of Biceps Brachii during Cyclic Dynamic Contraction

S. Thongpanja, A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul

Department of Electrical Engineering, Prince of Songkla University, Songkhla, Thailand  
sirinee.th@gmail.com, angkoon.p@hotmail.com, pornchai.p@psu.ac.th, chusak.l@psu.ac.th

**Abstract**— Mean frequency and median frequency (MNF and MDF) features are global used parameters of EMG power spectrum to determine muscle fatigue. A major problem of these parameters is a non-linear relationship between muscle load and feature value, especially in large muscle and in cyclic dynamic contraction. To analyze the EMG signal in both of muscle fatigue and muscle load, we have been proposed time dependence of the MNF and MDF (TD-MNF and TD-MDF) of a time-sequential data. Moreover, the surface EMG signals that were used in this study were acquired from the biceps brachii muscle during round-trip dynamic contraction. After that TD-MNF and TD-MDF were calculated and compared with the standard MNF and MDF features which were calculated based on the whole data. Three statistical parameters including mean, median, and variance were used to apply with the selected efficient range of TD-MNF and TD-MDF in order to easily observe and use in an application. The result shows that mean parameter of selected TD-MNF have a better linear relationship with muscle load compared to the others and have a significant difference ( $p < 0.005$ ) between feature values for different loading conditions. In addition, it was found that there was a certain pattern of TD-MNF and TD-MDF for each data and each subject that has not been found in traditional MNF and MDF features. The optimal method of TD-MNF and TD-MDF was success when overlapping consecutive window was performed with 512-sample window size and 64-sample window increment. In conclusion, mean of the selected TD-MNF band can be used as both muscle load and muscle fatigue indexes.

**Keywords**— Mean frequency, Median frequency, Power spectrum, Electromyography (EMG) signal, Isotonic contraction.

## I. INTRODUCTION

Surface electromyography (EMG) signal is one of the most significant electro-physiological signals that is normally used to measure electrical activity from the muscles. There are many potential applications that can be detected and analyzed by the EMG signals such as muscle load, muscle activity, muscle fatigue, and muscle diseases. Usually, in order to detect them, feature extraction method should be performed. It is a method to maintain the important EMG information and discard the unwanted EMG

parts. Root mean square, mean absolute value, integrated EMG and zero crossing per second are commonly quantitative used method in detection of muscle load. There are features based on time domain. However, performance of time domain features in muscle fatigue detection is a drawback. Effective domain of EMG feature method for detection of muscle fatigue is usually based on frequency information. Parameters of the EMG power spectrum are used as a feature. There are two ordinarily used namely, mean frequency (MNF) and median frequency (MDF). On the contrary, usage of the MNF and MDF features in determining muscle force illustrates the contradictory findings [1-8]. A number of literatures [1-2] showed that the MNF and MDF values increase with force levels. On the other hand, decrease of the MNF and MDF values with force levels is shown [3-4]. Moreover, in some experimental results, values of the MNF and MDF become independent of the contraction levels [5-6]. All of these literatures were analyzed with the EMG signals recorded from biceps brachii (BB) muscle during static muscle contraction. In addition, non-linear relationship with muscle load of the MNF and MDF features are investigated in dynamic muscle contraction [7] and in large muscle [8] as well. In this study, we are proposing modification of the traditional MNF and MDF methods in order to solve the non-linear relationship between feature values and muscle loads. Instead of using a whole signal fast Fourier transform (FFT) in standard features, a concept of using consecutive FFT has been proposed for resolving the above problem. As a result the proposed methods can be used to detect both of the muscle fatigue and muscle load instead of using a multi-features.

## II. METHODS AND MATERIALS

### A. Time-Dependent MNF and MDF Methods

The definition of the traditional MNF and MDF features of the EMG power spectrum are described as follow:

MNF is an average frequency that is calculated as sum of product of the EMG power spectrum and frequency divided by total sum of spectrum intensity. It can be expressed as:

# Time-Dependent EMG Power Spectrum Parameters of Biceps Brachii during Cyclic Dynamic Contraction

S. Thongpanja, A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul

Department of Electrical Engineering, Prince of Songkla University, Songkhla, Thailand  
sirinee.th@gmail.com, angkoon.p@hotmail.com, pornchai.p@psu.ac.th, chusak.l@psu.ac.th

**Abstract**— Mean frequency and median frequency (MNF and MDF) features are global used parameters of EMG power spectrum to determine muscle fatigue. A major problem of these parameters is a non-linear relationship between muscle load and feature value, especially in large muscle and in cyclic dynamic contraction. To analyze the EMG signal in both of muscle fatigue and muscle load, we have been proposed time dependence of the MNF and MDF (TD-MNF and TD-MDF) of a time-sequential data. Moreover, the surface EMG signals that were used in this study were acquired from the biceps brachii muscle during round-trip dynamic contraction. After that TD-MNF and TD-MDF were calculated and compared with the standard MNF and MDF features which were calculated based on the whole data. Three statistical parameters including mean, median, and variance were used to apply with the selected efficient range of TD-MNF and TD-MDF in order to easily observe and use in an application. The result shows that mean parameter of selected TD-MNF have a better linear relationship with muscle load compared to the others and have a significant difference ( $p < 0.005$ ) between feature values for different loading conditions. In addition, it was found that there was a certain pattern of TD-MNF and TD-MDF for each data and each subject that has not been found in traditional MNF and MDF features. The optimal method of TD-MNF and TD-MDF was success when overlapping consecutive window was performed with 512-sample window size and 64-sample window increment. In conclusion, mean of the selected TD-MNF band can be used as both muscle load and muscle fatigue indexes.

**Keywords**— Mean frequency, Median frequency, Power spectrum, Electromyography (EMG) signal, Isotonic contraction.

## I. INTRODUCTION

Surface electromyography (EMG) signal is one of the most significant electro-physiological signals that is normally used to measure electrical activity from the muscles. There are many potential applications that can be detected and analyzed by the EMG signals such as muscle load, muscle activity, muscle fatigue, and muscle diseases. Usually, in order to detect them, feature extraction method should be performed. It is a method to maintain the important EMG information and discard the unwanted EMG

parts. Root mean square, mean absolute value, integrated EMG and zero crossing per second are commonly quantitative used method in detection of muscle load. There are features based on time domain. However, performance of time domain features in muscle fatigue detection is a drawback. Effective domain of EMG feature method for detection of muscle fatigue is usually based on frequency information. Parameters of the EMG power spectrum are used as a feature. There are two ordinarily used namely, mean frequency (MNF) and median frequency (MDF). On the contrary, usage of the MNF and MDF features in determining muscle force illustrates the contradictory findings [1-8]. A number of literatures [1-2] showed that the MNF and MDF values increase with force levels. On the other hand, decrease of the MNF and MDF values with force levels is shown [3-4]. Moreover, in some experimental results, values of the MNF and MDF become independent of the contraction levels [5-6]. All of these literatures were analyzed with the EMG signals recorded from biceps brachii (BB) muscle during static muscle contraction. In addition, non-linear relationship with muscle load of the MNF and MDF features are investigated in dynamic muscle contraction [7] and in large muscle [8] as well. In this study, we are proposing modification of the traditional MNF and MDF methods in order to solve the non-linear relationship between feature values and muscle loads. Instead of using a whole signal fast Fourier transform (FFT) in standard features, a concept of using consecutive FFT has been proposed for resolving the above problem. As a result the proposed methods can be used to detect both of the muscle fatigue and muscle load instead of using a multi-features.

## II. METHODS AND MATERIALS

### A. Time-Dependent MNF and MDF Methods

The definition of the traditional MNF and MDF features of the EMG power spectrum are described as follow:

MNF is an average frequency that is calculated as sum of product of the EMG power spectrum and frequency divided by total sum of spectrum intensity. It can be expressed as:

$$\text{MNF} = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (1)$$

where  $f_j$  is a frequency of the EMG power spectrum at frequency bin  $j$  and  $P_j$  is the EMG power spectrum at frequency bin  $j$ .

MDF is a frequency value at which the EMG power spectrum is divided into two regions with equal integrated power. It can be expressed as:

$$\sum_{j=1}^{\text{MDF}} P_j = \sum_{j=\text{MDF}}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \quad (2)$$

In order to analyze the EMG power spectrum in both of the muscle fatigue and muscle load, we investigate the TD-MNF and TD-MDF methods. The proposed methods used a sliding window technique for extracted features instead of using the whole data. It is suitable for non-stationary EMG signal that is recorded from the cyclic dynamic contraction. The concept of consecutive FFTs is shown in Fig. 1. In this figure, the window size in length of 512 samples was used with the window overlapping by 64 samples. A series of the MNF and MDF features can be derived from the successive FFT for the whole length of the EMG data. A total of 9 segment FFTs per second was obtained in this case.

In this study, performances of the TD-MNF and TD-MDF methods that were used to determine the muscle load and muscle fatigue were proposed and evaluated. Firstly, the effects of the window size and window overlapping functions were optimized. The window size function was set to 512 samples in both traditional and time-dependent methods. However, six overlapped window functions, including 32 samples (6.25%), 64 samples (12.5%), 128 samples (25%), 256 samples (50%), 384 samples (75%), and 512 samples (100%, disjoint), were evaluated. The observation and selection of the suitable range of the TD-MNF and TD-MDF were proposed. After that, secondly, three statistical parameters were calculated for that range. Analysis of variance (ANOVA) was performed on these parameters in order to measure the relationship between parameter value and muscle load and to appraise the significant difference in loading conditions.

### B. Data Acquisition and Experiments

EMG signals were recorded by two surface electrodes on BB muscle and reference electrode was placed on the wrist as shown in Fig. 2(a). The EMG signals were acquired from four normal subjects with different loads (2, 4, 6, and 8 kg). The subjects were asked to perform the round-trip flexion-extension contraction with 3 seconds in the range of 0-180° as shown in Fig. 2(b). All the EMG signal recordings were carried out using a Mobi6-6b (TMS International BV, Netherlands). The signals were sampled at a rate of 1024 Hz

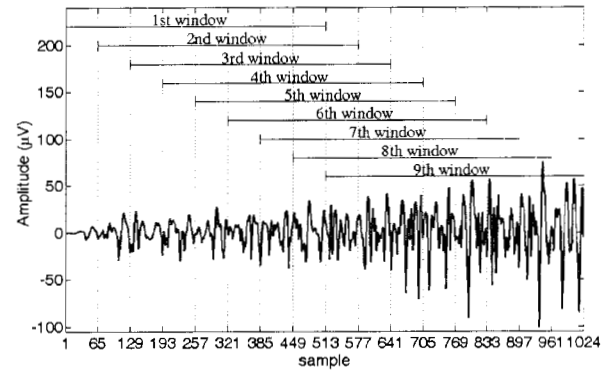


Fig. 1 Concept of consecutive overlapping FFTs with window size is 512 samples and window overlapping is 64 samples

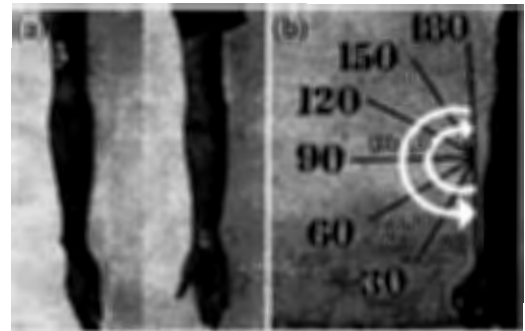


Fig. 2 (a) Electrode locations (left) BB muscle (right) common ground. (b) Apparatus used to apply constant force at various joint angles (I) flexion (II) extension

with 24-bit A/D resolution and were band limited from 20 to 500 Hz. Further, an amplifier with 19.5 times was set.

### III. RESULTS AND DISCUSSION

It is distinctly presented in the above introduction that many discrepancies existed between the findings of a relationship between the MDF (and MNF) parameter and muscle loading level. In addition, its investigation was confirmed in our results as shown in Figs. 3(a) and 3(b), respectively. The average MDF and MNF values were shown that their relationships are difference in each subject. For instance, in Fig. 3(b), the MNF values are independent of the muscle loading levels in subject 1, increasing together with the muscle loading levels in subject 2, and decreasing with the muscle loading levels in subject 3 and subject 4. The similar trend can be observed for the MDF values as well. It is shown in Fig. 3(a). Consequently the TD-MDF and TD-MNF were calculated as shown in Figs. 4(a) and 4(b), respectively. From the experimental results, we can found that the TD-MDF and TD-MNF of the EMG data

with cyclic dynamic contraction showed a dynamical change with respect to time and there were certain patterns of the TD-MDFs and TD-MNFs for each data. The selection of a suitable range of the TD-MDF and TD-MNF feature vectors will offer the better separation performance between muscle contraction levels. However, the certain relationship between the proposed methods and muscle loading conditions was found in some consecutive window condition as shown in Figs. 4(a) and 4(b). The solid line boxes present the region of features that has an inverse relationship between feature values and muscle loading conditions (a decrease of the feature values with an increase of the force levels) for each subject. That it has not found from the traditional MDF and MNF features, as presented in Figs. 3(a) and 3(b). Mostly, these solid line boxes were located in middle of the EMG sequences. To confirm the discovery that it was not occurring from the effect of muscle fatigue. The linear regression analysis was employed to observe the behavior of the muscle fatigue. For instance, series of the MDF values from the subject 3 with different loading levels are shown in Fig. 5. It confirms that decreased MDF values are not affected from the muscle fatigue. Moreover, in some subject, the positive relationship was found in the beginning and ending of the sequence as shown with the dash line boxes in Figs. 4(a) and 4(b). In this study, we selected the middle TD-MNF and TD-MDF ranges to calculate the statistical parameters. These parameters can be seen as a dimensionality reduction method in order to easily use in the applications. To automatically assess, we used the same range

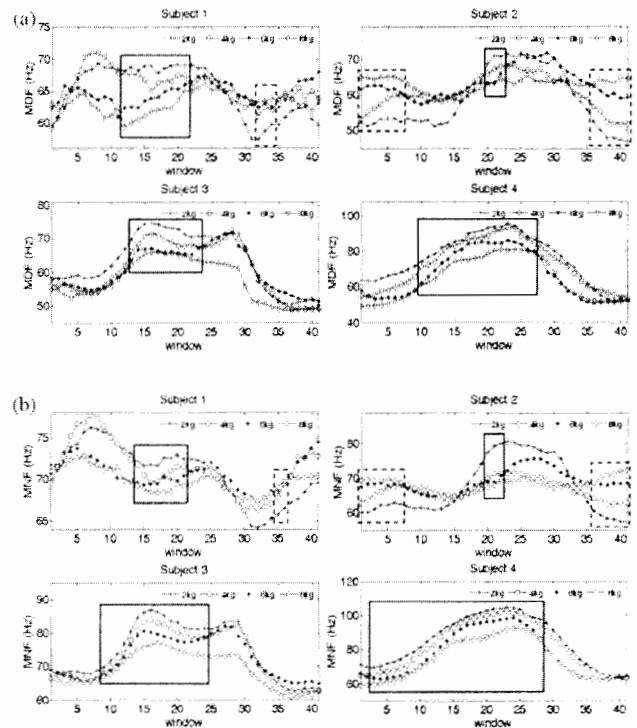


Fig. 4 (a) TD-MDF (b) TD-MNF of BB during cyclic dynamic contraction with 512-sample window size and 64-sample window overlapping

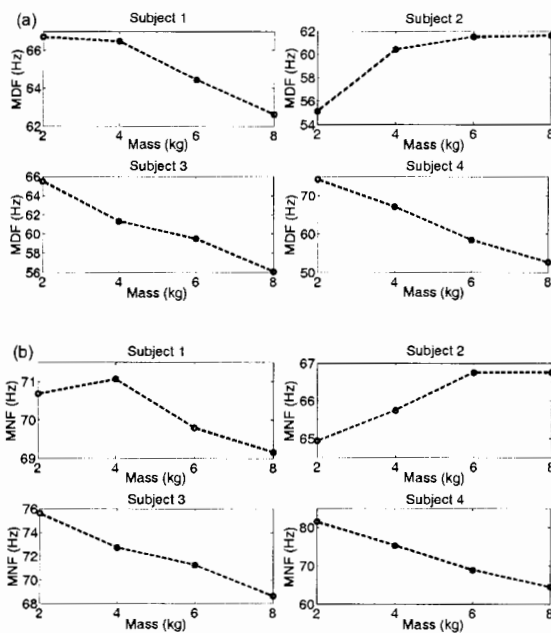


Fig. 3 (a) Mean MDF of EMG for different loads from four subjects (b) Mean MNF of EMG for different loads from four subjects

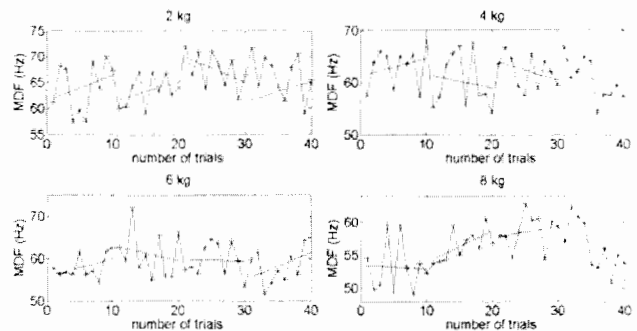


Fig. 5 Series of the MDF feature of the subject 3 at different loading conditions for proving an un-fatiguing of the muscle

of TD-MNF and TD-MDF for each subject. It ranges between 19 and 22 (about 10% of the whole windows).

For the first optimized issue, the results show that the method of 64-sample window overlapping function obtained the better in separation ability than the other overlapping consecutive window functions including the disjoint consecutive window function (overlapped with 512 samples). Moreover, it has not been found the certain relationship in each subject for the disjoint window function as formerly founding with traditional methods. Secondly, an evaluation

of the statistical parameters calculated from the selected TD-MNF (and TD-MDF) was proposed. The results of p-value obtained from ANOVA analysis are reported in Table 1. It was found that there are the significant difference ( $p < 0.005$ ) between feature values for different loading conditions. The performance of TD-MNF is better than the TD-MDF. The TD-MNF's p-value is much lower than the p-value of the TD-MDF. Moreover, mean statistical parameter shows a better separation performance than the other two parameters, median and variance. In the Figs. 6(a) and 6(b), the relationship between mean TD-MNF (and mean TD-MDF) parameter and muscle loading level are shown, respectively. There was a certain relationship of mean TD-MDF and mean TD-MNF for each trial and each subject that was not found in traditional methods. Thus we can conclude that the proposed method can be used as an index that can be used to detect both muscle load and muscle fatigue.

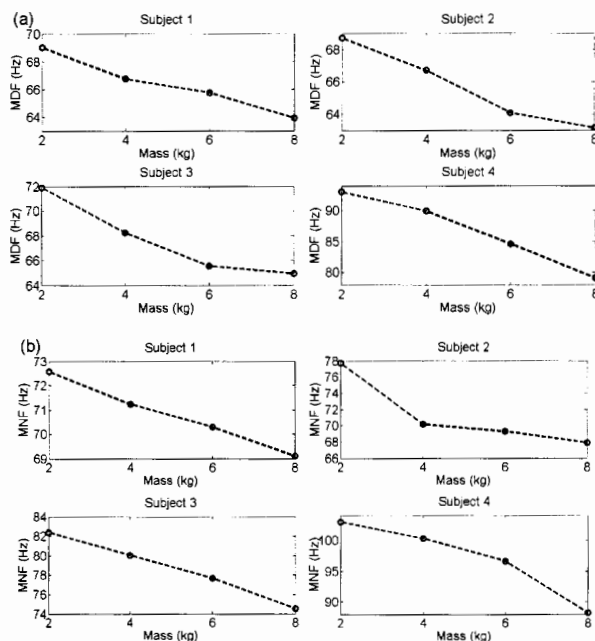


Fig. 6 (a) Mean of selected TD-MDF (b) Mean of selected TD-MNF of BB during cyclic dynamic contraction with 512 sample window size and 64 sample window overlapping

Table 1 ANOVA analysis (average p-value from 4 subjects) of three statistical parameters extracted from selected TD-MDF and TD-MNF (window size is 512 samples and window overlapping is 64 samples)

Feature extraction	Average p-values	
	TD-MNF	TD-MDF
Mean	0.00305	0.01768
Median	0.00340	0.02387
Variance	0.09327	0.27870

#### IV. CONCLUSIONS

The idea of using consecutive FFT has been proposed for extracting the MNF and MDF features that can be used to detect both of the muscle loads and muscle fatigue. Its better separation and reliability performance of the proposed were shown through the experiments. An increasing of the processing cost does not require any additional hardware. In the future works, the various efficient statistical parameters should be evaluated with the selected suitable ranges.

#### ACKNOWLEDGMENT

This work was supported in part by the Thailand Re-search Fund (TRF) through the Royal Golden Jubilee Ph.D. Program (Grant No. PHD/0110/2550), and in part by NECTEC-PSU Center of Excellence for Rehabilitation Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University.

#### REFERENCES

1. Muro M, Nagata A, Murakami K et al. (1982) SEMG power spectral analysis of neuromuscular disorders during isometric and isotonic contraction. *Am J Phys Med* 61:244-254
2. Gander RE, Hudgins RE (1985) Power spectral density of the surface myoelectric signal of the biceps brachii as a function of static load. *Electroen Clin Neuro* 25:469-478
3. Kaplanis PA, Pattichis CS, Hadjileontiadis LJ et al. (2009) Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction. *J Electromyogr Kines* 19:157-171
4. Rainoldi A, Galardi G, Maderna L et al. (1999) Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kines* 9:105-119
5. Farina D, Fosci M, Merletti R (2002) Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *J Appl Physiol* 92:235-247
6. Hagberg M, Ericsson B-E. (1982) Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors. *Eur J Physiol* 48:147-156
7. Potvin JR (1997) Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *J Appl Physiol* 82:144-151
8. Zhou P, Rymer WZ (2004) Factors governing the form of the relation between muscle force and the EMG: A simulation study. *J Neurophysiol* 92:2878-2886

Address of the corresponding author:

Author: Sirinee Thongpanja, Angkoon Phinyomark  
 Institute: Biomedical Engineering and Assistive Technology Laboratory, Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University  
 Street: 110/5 Kanjanavanid Road, Kho Hong, Hat Yai  
 City: Songkhla  
 Country: Thailand  
 Email: sirinee.th@gmail.com, angkoon.p@hotmail.com  
 Website: http://saturn.ee.psu.ac.th/~beatlab/





I-SEEC2011

## A Feasibility Study of Fatigue and Muscle Contraction Indices Based on EMG Time-dependent Spectral Analysis

S. Thongpanja\*, A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, C. Limsakul

*Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University, Songkhla, 90112, Thailand*

Elsevier use only: Received 30 September 2011; Revised 10 November 2011; Accepted 25 November 2011.

### Abstract

Parameters derived from EMG power spectrum are beneficial methods for assessing muscle fatigue. Two important indices are median frequency and mean frequency (MDF and MNF). They have been established as the global muscle fatigue indices, particularly in static muscle contraction of biceps brachii muscle. However, a major problem of these parameters is a nonlinear relationship between muscle load/force and feature value, particularly in cyclic dynamic muscle contraction of forearm muscles. In this study, EMG feature indices that can simultaneously identify both fatigue and load are proposed. Instead of using an entire EMG signal fast Fourier transformation (FFT), a concept of using consecutive FFT has been proposed as known as the "Time-Dependent MDF and MNF" (TD-MDF and TD-MNF). The success of TD-MDF and TD-MNF features used to determine muscle fatigue have been presented in a lot of research works, whereas the performance of TD-MDF and TD-MNF used to determine muscle load have been proposed in a few research works. Moreover, it has not previously been evaluated with the forearm muscles. Thus it has been investigated in this study. Four forearm muscles are evaluated including flexor pollicis longus, supinator longus, extensor carpi radialis longus and pronator radii teres. The results showed that the proposed methods have a linear relationship with muscle load in some selected range of TD-MNF for flexor pollicis longus muscle that were not found for traditional MDF and MNF. Moreover, a statistically significant difference between TD-MNF values for different loading conditions ( $p < 0.2$ ) was observed. The optimal method of TD-MNF was successful when overlapping consecutive window was performed with 512-sample window size and 128-sample window increment.

© 2010 Published by Elsevier Ltd. Selection and/or peer-review under responsibility of I-SEEC2011

*Keywords: Spectral Analysis; Feature Extraction Method; Electromyography (EMG) Signal*

\* Corresponding author. Tel.: +66-74-558831; fax: +66-74-459395.

E-mail address: [sirinee.th@gmail.com](mailto:sirinee.th@gmail.com).

## 1. Introduction

Surface electromyography (EMG) signal is a non-invasive technique for measuring electrical activity which exists and compounds from muscle potential. It is also widely used in many medical and engineering applications that can be detected and analyzed by the EMG signals such as muscle load, muscle fatigue, and muscle diseases. In order to determine muscle load/force, feature extraction method based on time domain should be performed. On the other hand, for assessing muscle fatigue, feature extraction method is based on frequency domain such as median power frequency (MDF) and mean power frequency (MNF). However, there are no universal feature extraction method that can be determined both muscle load and muscle fatigue. In order to develop the universal feature indices, in this study MDF and MNF, the gold standard for muscular fatigue testing, are selected.

The performance of MDF and MNF features for assessing muscle force shows the contradictory finding. A number of literature review showed that the MDF and MNF values increase as force level increase [1-2]. On the other hand, a decrease of the MDF and MNF values with force level is shown [3-4]. Moreover, in some experimental results, the MDF and MNF values are unaffected by changes in muscle force [5-6]. All of these literatures were analyzed with EMG signals recorded from biceps brachii (BB) muscle during static muscle contraction. In addition, a non-linear relationship with the muscle load of MDF and MNF features are investigated in dynamic muscle contraction [7] and in large muscle [8] as well. In order to resolve the above problem, the previous studies have proposed time dependence of the MDF and MNF (TD-MDF and TD-MNF) of a time-sequential data to detect muscle load and muscle fatigue for BB muscle [9-10], whereas the performance of TD-MDF and TD-MNF used to determine muscle load for forearm muscle have not previously been proposed. Thus, in this study, we investigated the TD-MDF and TD-MNF features to determine muscle load for four useful forearm muscles, namely flexor pollicis longus (FPL), supinator longus (SL), extensor carpi radialis longus (ECRL) and pronator radii teres (PRT).

## 2. Methods and Materials

### 2.1. Time-dependent MDF and MNF methods

The definitions of traditional MDF and MNF features of the EMG power spectrum are described as follows:

MDF is a frequency value at which the spectrum is divided into two regions with equal integrated power. It can be calculated as:

$$\sum_{j=1}^{\text{MDF}} P_j = \sum_{j=\text{MDF}}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j, \quad (1)$$

where  $P_j$  is the EMG power spectrum at frequency bin  $j$  and  $M$  is the number of total power spectrum.

MNF is an average frequency value. It is calculated as the sum of product of power spectrum and frequency divided by the total sum of spectrum intensity, which can be expressed as:

$$\text{MNF} = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j}, \quad (2)$$

where  $f_j$  is the frequency of spectrum at frequency bin  $j$ .

In order to analyze the EMG power spectrum in both of muscle fatigue and muscle load, we investigate the TD-MDF and TD-MNF methods. The proposed methods used a sliding window analysis for extracting the MDF and MNF features instead of using the whole EMG data. It is suitable for non-stationary EMG signal that is recorded from the cyclic dynamic muscle contraction. The concept of consecutive FFTs is shown in Fig. 1. In this figure, the window size in length of  $L$  samples was used with the window increment by  $I$  samples. In this study, the performances of TD-MDF and TD-MNF methods that were used to determine muscle load and muscle fatigue were proposed and evaluated. The effects of the window size and the window increment functions were optimized. Five different window size ( $L$ ) including 1024, 768, 512, 384, and 256 samples with the window increment ( $I$ ) 6.25, 12.5, 25, 50, 75, and 100% of  $L$  were evaluated in the time-dependent method. The suitable ranges of TD-MDF and TD-MNF were observed and selected. After that, three statistical parameters including mean, median and variance were calculated for the selected ranges. The analysis of variance (ANOVA) test was performed to test the significant difference in loading conditions between parameter values and muscle load.

## 2.2. Data acquisition and experiment

EMG signals were acquired by bipolar electrodes on 4 useful forearm muscles consisting FPL, SL, ECRL and PRT muscles and a reference electrode was placed on wrist as shown in Fig. 2(a). EMG signals were collected from 4 normal subjects with different loads: 2, 4, 6 and 8 kg. EMG signals were measured during round-trip cyclic dynamic contraction with 3 seconds in range of 0-150 degrees as shown in Fig. 2(b). All EMG signal recordings were carried out using a Mobi6-6b (TMS International BV, Netherlands). A band-pass filter of 20-500 Hz bandwidth and an amplifier with 19.5 times were used. The signals were sampled at a rate of 1024 Hz with 24-bit A/D resolution.

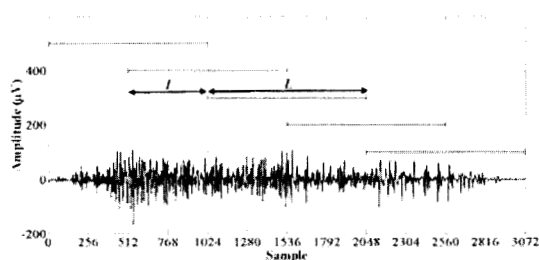


Fig. 1. A concept of consecutive FFTs with  $L$  sample window size and  $I$  sample window increment

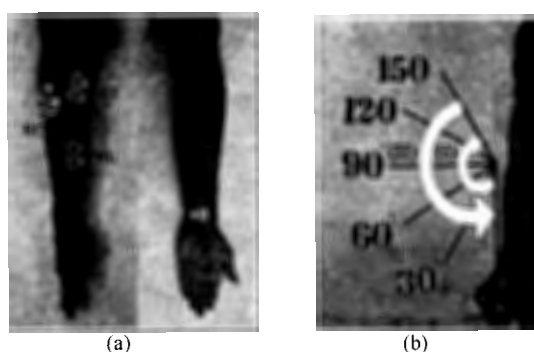


Fig. 2. (a) Electrode locations (left) the FPL, SL, ECRL and PRT muscles (right) a common ground; (b) Apparatus used to apply constant force at various joint angles (I) flexion (II) extension

### 3. Results and Discussion

It is clearly presented in the above literature that many discrepancies existed between the findings of a relationship between the MDF (and MNF) parameter and muscle loading level. It was confirmed in our results as shown in Fig. 3. The average MNF values show that their relationships are different in each subject for four forearm muscles. The similar results can be observed from the MDF value.

Among four forearm muscles, the TD-MDF and TD-MNF of EMG data from FPL muscle were calculated and shown a dynamical change with respect to time as shown in Fig. 4 and Fig 5, respectively. There were the certain patterns of TD-MDF and TD-MNF for each data. The certain relationship between TD-MDF, and TD-MNF, values and muscle load was obtained in some consecutive window conditions as shown in Fig. 4 and Fig. 5. The solid line boxes located in the middle range of TD-MDF and TD-MNF presented inverse relationship between feature values and muscle load for each subject. Moreover, the positive relationship was found in some subjects as shown in the dash line boxes in Fig. 4 and Fig. 5.

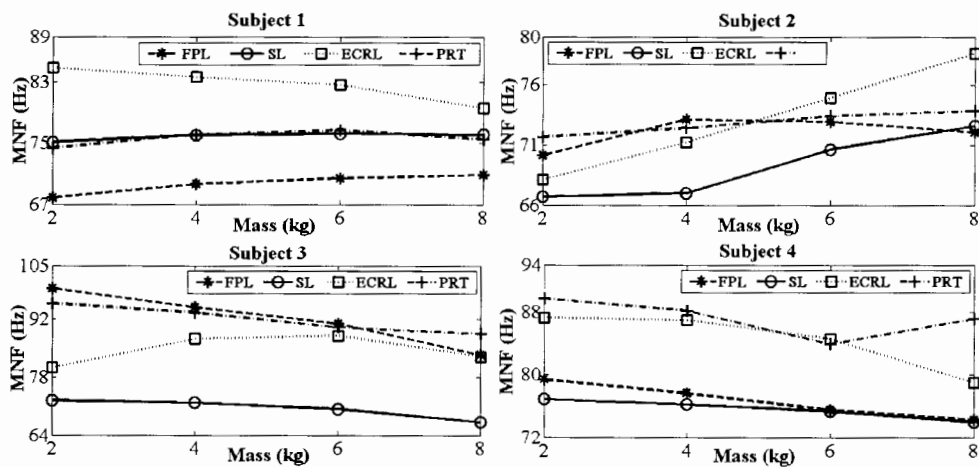


Fig. 3. Mean MNF feature of EMG signals from different loads and muscles for four subjects

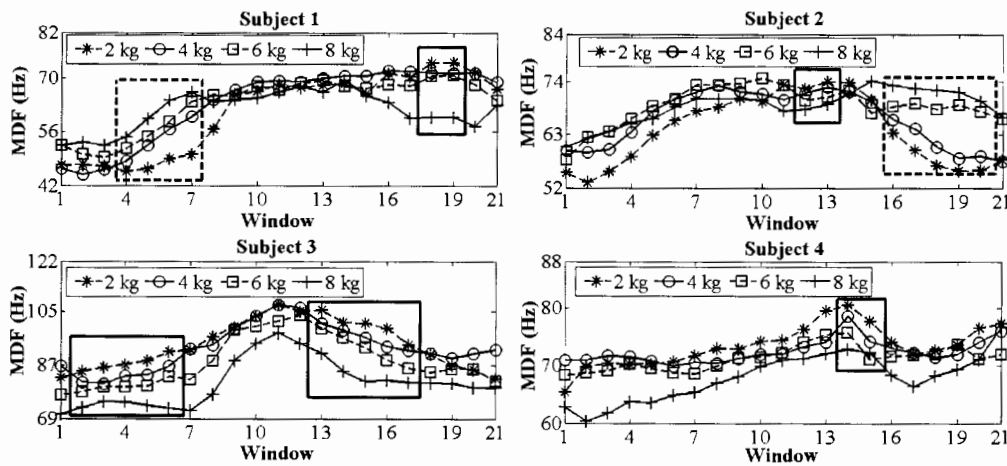


Fig. 4. TD-MDF of FPL muscle during cyclic dynamic contraction with 512-sample and 128-sample window size and increment

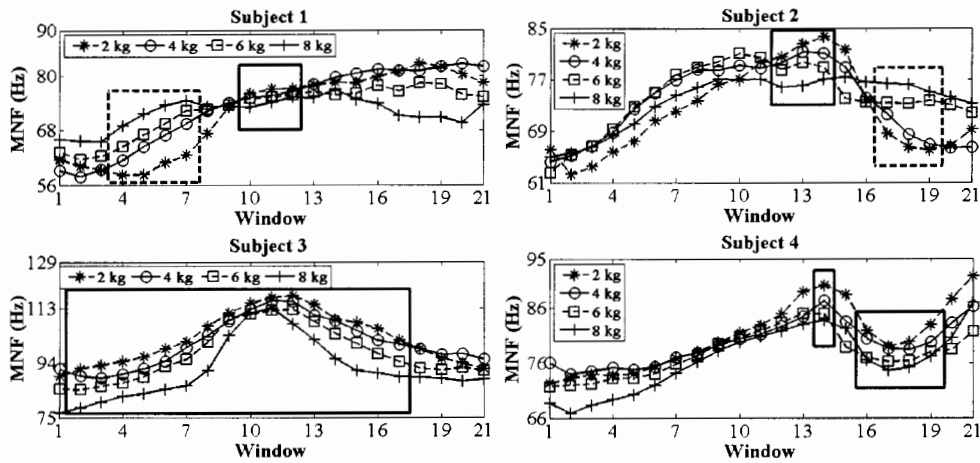


Fig. 5. TD-MNF of FPL muscle during cyclic dynamic contraction with 512-sample and 128-sample window size and increment

Table 1. The suitable range of TD-MNF in some consecutive window conditions for FPL muscle.

Window size/ Window increment	Total windows	Suitable range	Number of suitable window	Percentage of the suitable window with the total windows
512/128	21	11-14	4	19.05%
512/64	41	22-27	6	14.63%
384/288	10	6-7	2	20.00%
384/192	15	8-10	3	20.00%
384/48	57	36	1	1.75%
384/24	113	68-72	5	4.42%

Table 2. ANOVA test (average *p* value from 4 subjects) of three statistical parameters extracted from the selected TD-MNF in some consecutive window conditions for FPL muscle. Note that NaN is “Not a Number”.

Window size/Window increment	Average <i>p</i> value		
	Mean	Median	Variance
512/128	0.111	0.216	0.069
512/64	0.132	0.228	0.062
384/288	0.184	0.272	0.317
384/192	0.177	0.334	0.178
384/48	0.181	0.251	NaN
384/24	0.159	0.245	0.353

In this study, we selected the middle TD-MNF and TD-MDF ranges to calculate the statistical parameters. These parameters can be seen as a dimensionality reduction method in order to easily use in applications. To automatically assess, the same range of TD-MNF and TD-MDF was used for each subject. The certain relationship between the same range of TD-MNF and muscle load in some consecutive window condition was found from the FPL muscle as shown in Table 1, which was not found

in TD-MDF as presented Fig. 4. Moreover, the certain relationship between the same range of TD-MDF (and TD-MNF) features and muscle load was not found for SL, ECRL and PRT muscles. Hence, the evaluation of three statistical parameters including mean, median and variance calculated from the selected TD-MNF was proposed only for FPL muscle. The results of *p*-value obtained from the ANOVA analysis are reported in Table 2. It was found that there are significant differences ( $p < 0.2$ ) between mean TD-MNF values for different loading conditions. Mean statistical parameter shows a better separation performance than other two parameters, median and variance. However, in our previous studies [9-10], there is a significant difference ( $p < 0.005$ ) between mean TD-MNF and muscle load for BB muscle.

The method of 512 samples window size with the 128 samples window increment provided the better separation performance than other consecutive window function. It ranges between 11 and 14, approximately 19% of the whole windows. The relationships between mean of the selected TD-MNF and muscle load are shown in Fig. 6. We found that a linear relationship between mean of the selected TD-MNF and muscle load in FPL muscle is existed for all subjects that were not found in traditional methods.

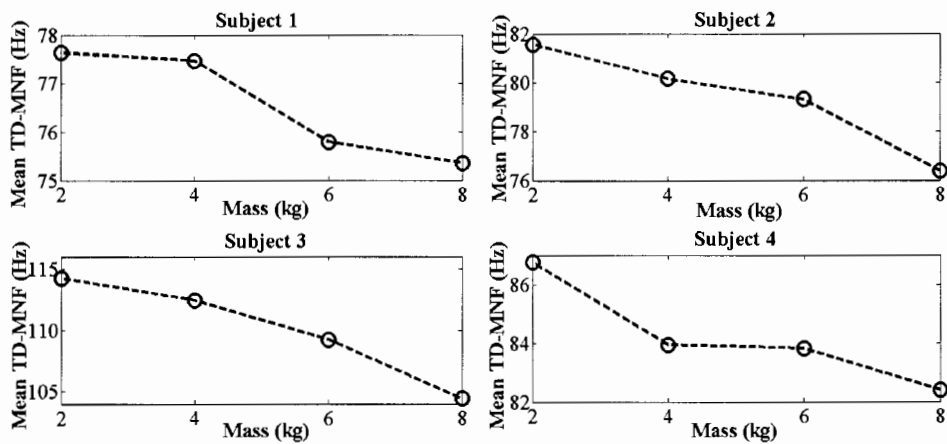


Fig. 6. Mean parameter of the selected TD-MNF of FPL muscle with 512-sample and 128-sample window size and increment

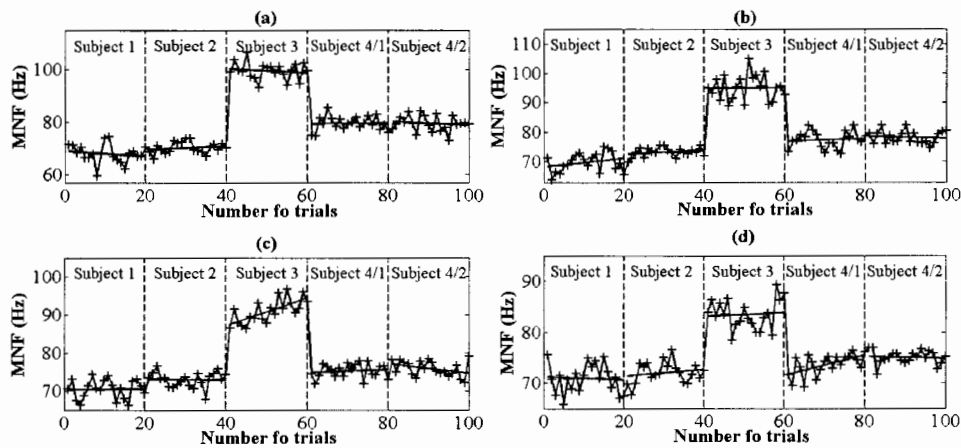


Fig. 7. Series of the MNF feature for each subject at different loading conditions (a) 2kg (b) 4kg (c) 6kg (d) 8kg for proving an un-fatiguing of the muscle

In the summary, the proposed method can be used to determine both muscle load and muscle fatigue for the FPL muscle, however, its performance is worse than the EMG signal extracted from the BB muscle. In addition, the proposed method cannot be used to detect the muscle load for other three forearm muscles: SL, ECRL and PRT. Moreover, a linear regression analysis was employed to observe the behavior of muscle fatigue as shown in Fig. 7. It confirms that MNF values decreased are not affected from the muscle fatigue but from the muscle load.

#### 4. Conclusion

The concept of using consecutive FFT has been proposed for extracted the MNF, and the MDF, features that can be used to determine both muscle load and muscle fatigue for the FPL muscle. Its better separation and reliability performances of the proposed method were shown through the experiments. An increasing of the processing cost does not require any additional hardware. However, the proposed method is not a valid tool to assess muscle load for the SL, ECRL and PRT muscles.

#### Acknowledgements

This work was supported in part by NECTEC-PSU Center of Excellence for Rehabilitation Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University through contract no. ENG540014S, and by the Thailand Research Fund (TRF) through the Royal Golden Jubilee Ph.D. Program (Grant No. PHD/0110/2550).

#### References

- [1] Muro M, Nagata A, Murakami K, Moritani T. SEMG power spectral analysis of neuromuscular disorders during isometric and isotonic contraction. *Am J Phys Med* 1982;61:244–254.
- [2] Gander RE, Eng P, Hudgins BS, Eng P. Power spectral density of the surface myoelectric signal of the biceps brachii as a function of static load. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1985;25:469-478.
- [3] Kaplanis PA, Pattichis CS, Hadjileontiadis LJ, Roberts VC. Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction. *J Electromyogr and Kines* 2009;19:157-71.
- [4] Rainoldi A, Galardi G, Maderna L, Comi G, Lo Conte L, Merletti R. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kines* 1999;9:105-119.
- [5] Farina D, Fosci M, Merletti R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *J Appl Physio* 2002;92:235–247.
- [6] Hagberg M, Ericsson B-E. Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors. *Eur J Appl Physiol* 1982;48:147–156.
- [7] Potvin JR. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *J Appl Physiol* 1997;82:144–151.
- [8] Zhou P, Rymer WZ. Factors governing the form of the relation between muscle force and the EMG: A simulation study. *J Neurophysiol* 2004;92:2878–2886.
- [9] Thongpanja S, Phinyomark A, Phukpattaranont P, Limsakul C. Time-Dependent EMG Power Spectrum Features of Biceps Brachii During Isotonic Exercise. *J Sports Sci Technol* 2010;10:314-318.
- [10] Thongpanja S, Phinyomark A, Phukpattaranont P, Limsakul C. Time-Dependent EMG Power Spectrum Parameters of Biceps Brachii During Cyclic Dynamic Contraction. *IFMBE proceedings* 2011;35:233-236.

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นางสาวศิริณี ทองปัญญา		
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5410120050		
วุฒิการศึกษา			
	วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมชีวการแพทย์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2554

## ทุนการศึกษา (ที่ได้รับในระหว่างการศึกษา)

ทุนการศึกษาโครงการปริญญาตรี-โท 5 ปี คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์  
วิทยาเขตหาดใหญ่

## การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

Sirinee Thongpanja, Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul, "Time-dependent EMG Power Spectrum Features of Biceps Brachii During Isotonic Exercise," Journal of Sports Science and Technology, Vol. 10, No. 2S, pp. 314-318, December 2010.

Sirinee Thongpanja, Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul, "Time-dependent EMG Power Spectrum Parameters of Biceps Brachii During Cyclic Dynamic Contraction," in Proc. of 5th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering, Kuala Lumpur, Malaysia, pp. 233-236, June 2011.

Sirinee Thongpanja, Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul, "A Feasibility Study of Fatigue and Muscle Contraction Indices Based on EMG Time-dependent Spectral Analysis," Procedia Engineering, Vol. 32, pp.239-245 March 2012.