ภาคผนวก ข.
ผลงานทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์

บทความเรื่อง

"การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนกับมุมในการงอแขน : An Analysis of the Relationship between the Median Frequencies of Electromyogram and Degrees of Bended Arm"

ตีพิมพ์ในวารสาร"วิศวสารลาดกระบัง" ปีที่ 19 ฉบับที่ 3 กันยายน 2545

วิศวสารลาดกระบัง
Ladkrabang Engineering Journal
คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520
Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang,Bangkok 10520

วันที่ 13 มกราคม 2546

เลขที่อ้างอิง 804

เรื่อง การตอบรับบทความ

เรียน คุณสาวิตร์ สุวรรณรัตน์ ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา อลิสา สุวัณณปุระ

ตามที่ท่านได้ส่งบทความเรื่อง การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่มีเดียนของสัญญาณกล้ามเนื้อแขนกับมุมในการงอแขน (An Analysis of the Relationship belween the Median Frequencies of Electromyogram and a Degrees of a Bended Arm) มาให้พิจารณาเพื่อลงตีพิมพ์ในวารสารวิศวสารลาดกระบัง บัดนี้ ผู้ทรงคุณวุฒิได้ทำการพิจารณาแล้วเห็นว่า ยอมรับตีพิมพ์ได้ โดยจะตีพิมพ์ในปีที่ 19 ฉบับที่ 3 เดือนกันยายน 2545

จึงเรียนมาเพื่อทราบ

(รศ.ดร.กอบชัย เดชหาญ)
หัวหน้ากองบรรณาธิการ

การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่มีเดียนของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนกับมุมในการงอแขน

An Analysis of the Relationship between the Median Frequencies of Electromyogram and Degrees of Bended Arm

สาวิตร์ สุวรรณเรัตน์* ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล* บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา* อลิสา สุวัณณปุระ**

*ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์

**ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

บทคัดย่อ

ในบทความนำเสนอผลการทดลองการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแขนในส่วนบริเวณกล้ามเนื้อไบเซพท์ เพื่อวิเคราะห์สัญญาณหาความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ของสัญญาณกับมุมในการงอแขน โดยใช้อาสาสมัครจำนวน 10 คน เพศชาย อายุระหว่าง 21-28 ปี ยกน้ำหนักที่มีขนาด 900 กรัม ให้แขนทำมุมกับแนวดิ่งที่มุม 45, 90 และ 135 องศา ตามลำดับ นำสัญญาณที่ได้ทำการวิเคราะห์โดยการใช้วิธีความถี่มีเดียน ผลปรากฏว่า ที่มุม 135 องศาความถี่มีเดียนมีค่าสูงกว่าที่มุม 90 และ 45 องศา ตามลำดับ จึงชี้ให้เห็นว่าเมื่องอแขนเป็นมุมมากขึ้น ความถี่มีเดียนจะสูงขึ้นเป็นลำดับไปด้วย ความถี่มีเดียนที่สูงขึ้นนี้เป็นผลมาจากสัญญาณกล้ามเนื้อมีองค์ประกอบของความถี่สูงเพิ่มมากขึ้น และความถี่สูงที่เกิดขึ้นมาจากการที่กล้ามเนื้อถูกกระตุ้นจากสัญญาณประสาทถี่ขึ้นทำให้กล้ามเนื้อหดเกร็งมากขึ้น ถึงแม้ว่าที่มุม 135 องศาจะออกแรงยกวัตถุน้อยกว่าที่มุม 45 และ 90 องศาก็ตาม

Abstract

This paper presents an experimental results of a study of the relationship between the median frequency of Electromyogram and the degree of a bended arm. This investigation was studied on 10 male volunteers who were between 21 – 28 years old. They lifted a 900-gram weight and controlled bending of the arm at 45, 90 and 135 degrees respectively. The signal was analyzed using median algorithm. The results for a 135-degree bended arm gave a median frequency higher than that at 90 and 45 degrees. This result is due to the effect of high frequency components when a muscle is more contracted, it stimulates high frequency nerve signals although at 135-degree a force is less than that at 45 and 90 degrees.

Ladkrabang Engineering Journal, Vol.19, No. 3, September 2002 19

1.บทนำ

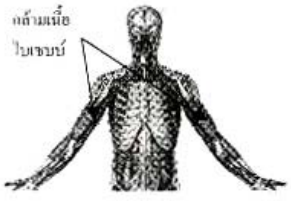
สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyogram : EMG) เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าที่เกิดจากการแลกเปลี่ยนอิออนบวกและอิออนลบระหว่างภายในและภายนอกเส้นใยกล้ามเนื้อยับเนื่องมาจากการสั่งงานที่เส้นประสาทกล้ามเนื้อ ในปัจจุบันมีงานวิจัยจากต่างประเทศมากมายที่เกี่ยวข้องกับการนำสัญญาณกล้ามเนื้อมาวิเคราะห์เพื่อจุดประสงค์ต่างๆกัน เช่น ในด้านการประมวลผลสัญญาณมีการใช้เทคนิคทางคณิตศาสตร์มาทำการวิเคราะห์ Spectrum ของสัญญาณ เช่น ใช้วิธี Fast Fourier Transform (FFT) [1] หรือใช้วิธีของ Wavelet Transform เพื่อดูกำลังของสัญญาณในแต่ละความถี่ [2] ในด้านการแพทย์สามารถนำสัญญาณ EMG มาวิเคราะห์และประยุกต์ใช้งาน เช่น การวิเคราะห์สัญญาณ EMG จากกล้ามเนื้อลิ้นเพื่อตรวจจับจุดกลืน [3]

ในบทความนี้ได้ทำการทดลองวัดสัญญาณกล้ามเนื้อแขนในส่วนบริเวณกล้ามเนื้อไบเซบบ์ เพื่อวิเคราะห์สัญญาณหาความสัมพันธ์ระหว่างความถี่มิเดียนของสัญญาณกับมุมในการงอแขนว่ามีความสัมพันธ์เกี่ยวเนื่องกันอย่างไร ซึ่งจะเป็นประโยชน์ในด้านการแพทย์ต่อไป

2.ทฤษฎีและหลักการ

2.1ระบบของกล้ามเนื้อ

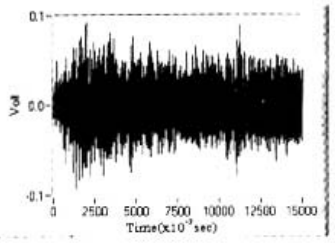
กล้ามเนื้อที่ใช้ในการเคลื่อนไหวเช่นกล้ามเนื้อบริเวณต้นแขนเป็นกล้ามเนื้อชนิดกล้ามเนื้อลายมีชื่อเรียกว่า ไบเซบบ์ ดังรูปที่ 1 กล้ามเนื้อชนิดนี้เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่



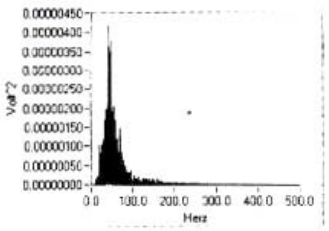
รูปที่ 1 ตำแหน่งกล้ามเนื้อ[4]

ภายใต้การควบคุมของจิตใจ ในกล้ามเนื้อจะมีเส้นใยกล้ามเนื้ออยู่มากมายซึ่งจะถูกยึดติดกับเส้นประสาทหรือที่เรียกว่า มอเตอร์ยูนิต (Motor Unit) ในหนึ่งมอเตอร์ยูนิตจะควบคุมเส้นใยกล้ามเนื้อไว้จำนวนหนึ่ง

เมื่อกล้ามเนื้อเกิดการหดตัวอันเนื่องจากประสาทสั่งการ สัญญาณประสาทก็จะไปกระตุ้นให้กล้ามเนื้อเกิดการหดเกร็งขึ้น มีการแลกเปลี่ยนอิออนลบและอิออนบวกกันในบริเวณกล้ามเนื้อซึ่งจะทำให้เกิดสัญญาณทางไฟฟ้าขึ้นเรียกว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ[5] โดยทั่วไปในกล้ามเนื้อของคนปกติจะมีความถี่อยู่ในช่วง 10 Hz - 9KHz ขนาดของสัญญาณประมาณ 50ไมโครโวลท์ - 100 มิลลิโวลต์ [6] ดังแสดงในรูปที่ 2 -3



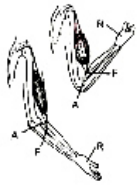
รูปที่ 2 ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ผ่านการขยายสัญญาณ



รูปที่ 3 ตัวอย่าง Spectrum ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2.2 การคำนวณแรงในการยกน้ำหนัก

การงอข้อศอกเปรียบเสมือนเป็นคานชนิดหนึ่งที่มีแรงพยายามอยู่ตรงกลาง (F) ระหว่างจุดหมุน (A) และแรงต้าน (R) ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 ภาพ Rigid Body ของแขน

คานชนิดใดก็ตามจะอยู่ในสภาวะสมดุลได้ เมื่อมีผลคูณระหว่างแรงพยายามกับแขนของแรงพยายาม เท่ากับผลคูณระหว่างแรงต้านทานกับแขนของแรงต้านทาน

$$F \times Fa = R \times Ra \qquad (1)$$

เมื่อ F คือ แรงพยายาม

Fa คือ แขนของแรงพยายาม

R คือ แรงต้านทาน

Ra คือ แขนของแรงต้านทาน

โดยปกติ Fa จะเท่ากับ 1.5 Cm.[7], R ในการทดลองใช้น้ำหนัก 900 กรัม และRa จะเป็นความยาวจากจุดยกน้ำหนักบนฝ่ามือถึงข้อศอก เมื่อนำมาคำนวณก็จะทราบแรงพยายามหรือแรงที่ใช้ยกได้

2.3ความถี่มีเดียน (Median Frequency)

การวิเคราะห์สัญญาณด้วยความถี่มีเดียนเป็นที่นิยมกันในการวิเคราะห์สัญญาณชนิดไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อวิธีหนึ่ง ความถี่มีเดียนคือ ความถี่จุดที่ทำให้ผลรวมของกำลังของสัญญาณมีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของกำลังทั้งหมดซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการคณิตศาสตร์ ได้ดังนี้

$$\int_{0}^{Median} S(f)df = \int_{Median}^{\infty} S(f)df = \frac{1}{2}\int_{0}^{\infty} S(f)df \qquad (2)$$

$$S(f) = \lim_{T \to \infty} \frac{X(f)^2}{T} \qquad (3)$$

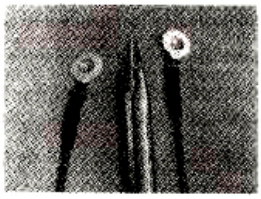
โดยที่ x(t) คือ สัญญาณใด ๆ

X(f) คือ Fourier Transform ของ x(t)

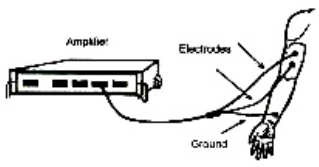
S(f) คือ Power Spectrum Density ในช่วงความถี่ที่เป็นบวกของสัญญาณใด ๆ

3.ระบบและการทดลอง

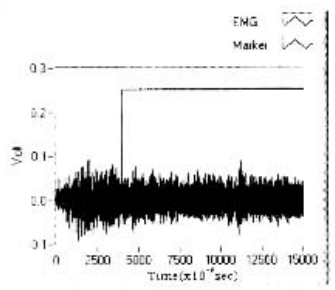
ในการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อจะใช้อิเล็กโทรดชนิดที่ใช้สำหรับติดผิว (Surface Electrode) จำนวน 2 ชิ้น ดังรูปที่ 5 แต่ละชิ้นมีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 1 เซนติเมตร ตัววัสดุจะทำมาจาก Ag-AgCl ผิวหน้าของตัวอิเล็กโทรดจะถูกทาด้วยครีมสื่อนำไฟฟ้า สำหรับบริเวณผิวหนังที่จะทำการติดอิเล็กโทรดจำเป็นต้องทำความสะอาดผิวด้วยแอลกอฮอล์เพื่อลดความต้านทานที่ผิวลง จากนั้นจึงนำอิเล็กโทรดทั้ง 2 ชิ้น ติดในลักษณะของการวางขนานไปในแนวเดียวกับเส้นใยกล้ามเนื้อ โดยชิ้นล่างวางห่างจากต้นมัดของกล้ามเนื้อประมาณ 2 เซนติเมตรและทั้ง 2 ชิ้นวางห่างกันประมาณ 3 เซนติเมตร เนื่องจากต้องการ detect สัญญาณกล้ามเนื้อให้ครอบคลุมมากที่สุด พร้อมทั้งมีกราวด์อิเล็กโทรดติดอยู่บริเวณข้อมือ ดังรูปที่ 6



รูปที่ 5 ลักษณะของอิเล็กโทรด

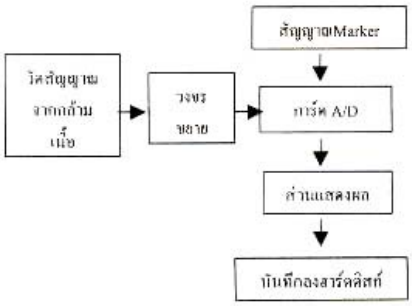


รูปที่ 6 ลักษณะของการติดอิเล็กโทรด



รูปที่ 7 ตัวอย่างสัญญาณกล้ามเนื้อและ Marker

สัญญาณที่วัดได้จะนำมาผ่านวงจรขยายอินสตรูเม้นต์ โดยมีอัตราขยาย 200 เท่า, ผลตอบสนองความถี่ 10-500 Hz และ CMRR = 94.15 dB วงจรนี้สามารถทำงานได้แม้ว่าจะมีสัญญาณไฟลอฟเซต DC เข้ามาก็ตาม จากนั้นจะบันทึกข้อมูลด้วยการ์ด A/D Converter (ของบริษัท National Instrument รุ่น 6024E ขนาด 12 บิต) ด้วยความเร็ว 1,000 จุด/วินาที เป็นจำนวน 15,000 จุดแต่จะตัดมาเพียงจำนวนหนึ่งคือ 5,000 จุด โดยมีสัญญาณ Marker เป็นตัวกำหนดตำแหน่ง โดยนับเอาตั้งแต่จุดที่ Marker Active High (> 0.2v) ซึ่งเป็นจุดที่แขนท่อนล่างเคลื่อนมาที่ตำแหน่งมุมที่ต้องการวัด ดังรูปที่ 7 เมื่อนำเอาส่วนต่างๆมาประกอบกันเขียนเป็นบล็อกไดอะแกรมได้ ดังรูปที่ 8

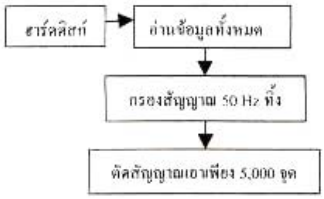


รูปที่ 8 ไดอะแกรมของการบันทึกสัญญาณ

ในการทดลอง จะให้อาสาสมัครทั้งหมด 10 คน ยกน้ำหนักขนาด 900 กรัม จะยกค้างไว้โดยทำมุมกับแนวดิ่งที่ตำแหน่งมุม 45, 90 และ 135 องศา ตามลำดับ แล้วทำการบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อที่มุมต่างๆมุมละ 1 ครั้ง

รูปที่ 9 ลักษณะของแขนเมื่องอ 90 องศา

การวิเคราะห์ผลจำเป็นต้องจัดเตรียมข้อมูลก่อนการประมวลผลด้วยการผ่าน Preprocessing โดยการกรองสัญญาณรบกวน 50 Hz ออกไป ดังรูปที่ 10

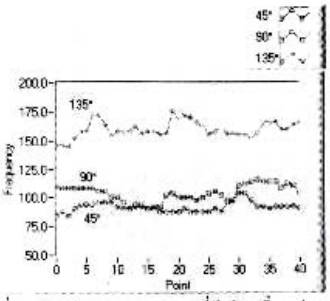


รูปที่ 10 ไดอะแกรมของการ Preprocessing

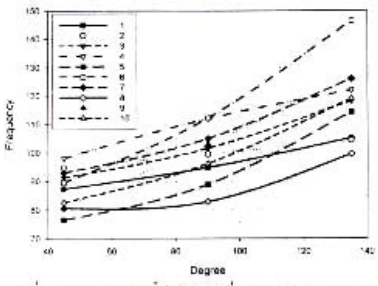
ในขั้นตอนการประมวลผลจะทำการดึงสัญญาณเข้ามาทีละชุดๆละ 1,000 จุด และเลื่อนตำแหน่งไป 100 จุด เช่น ชุดแรกเริ่มที่ตำแหน่ง 0-999 จุด ชุดที่สอง 99-1,099 จุด เป็นต้น จนครบ 5,000 จุด สัญญาณจำนวน 1,000 จุด ที่ได้ในแต่ละช่วงจะถูกนำไปคำนวณหากำลังเชิงสเปกตรัมก่อน แล้วจึงคำนวณหาความถี่มีเดียนภายหลัง

4. ผลการทดลอง

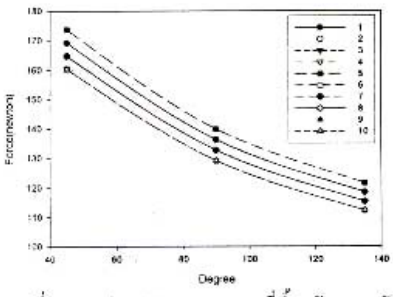
จากผลการทดลองจากอาสาสมัครจำนวน 10 คน เมื่อนำความถี่มีเดียนมาพล็อตกราฟแยกแต่ละมุมได้ ดังรูปที่ 10 จะเห็นว่า ความถี่มีเดียนของมุม 135 องศาจะสูงกว่ามุม 90 และ 45 องศา ตามลำดับ



รูปที่ 10 ตัวอย่างสัญญาณความถี่มีเดียนที่มุมต่างๆของอาสาสมัครคนหนึ่ง



รูปที่ 11 กราฟความถี่มีเดียนเฉลี่ยของอาสาสมัครแต่ละคนที่มุม 45, 90 และ 135 องศา ทั้งหมด 10 คน



รูปที่ 12 กราฟแสดงขนาดของแรง ที่น้ำหนัก 900 กรัม ที่มุม 45, 90 และ 135 องศาทั้งหมด 10 คน

จากการทดลองเมื่อนำสัญญาณความถี่มีเดียนของแต่ละองศาและแต่ละคนมาหาค่าความถี่เฉลี่ยดังรูปที่ 11 ชี้ให้เห็นว่าเมื่องอแขนเป็นมุมมากขึ้น ความถี่มีเดียนจะสูงขึ้นเป็นลำดับไปด้วยกล่าวคือ ที่มุม 45 ความถี่มีเดียนประมาณ 87 Hz, ที่มุม 90 ประมาณ 100 Hz และที่มุม 135 ประมาณ 118 Hz ความถี่มีเดียนที่สูงขึ้นนี้เป็นผลมาจากองค์ประกอบของความถี่สูงของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีขนาดสูงขึ้นทั้งนี้เนื่องมาจากการที่กล้ามเนื้อหดเกร็งมากขึ้น ถึงแม้ว่าในแง่ของฟิสิกส์แล้ว ที่มุม 45 และ 90 องศา จะต้องออกแรงยกวัตถุมากกว่ามุม 135 องศา ดังรูปที่ 12 แต่เนื่องจากมุม 135 องศากล้ามเนื้อหดเกร็งมากที่สุด จึงทำให้ที่มุมนี้จะมีปริมาณของสัญญาณความถี่สูงมากกว่ามุมอื่นๆ อนึ่งความถี่มีเดียนของแต่ละคนมีความแตกต่างกันทั้งนี้ขึ้นอยู่กับลักษณะทางสรีรวิทยาของแต่ละคนด้วย

5.สรุปผลการทดลอง

ในบทความนี้ได้ทำการทดลองวัดสัญญาณกล้ามเนื้อแขนในส่วนบริเวณกล้ามเนื้อไบเซบบ์ เพื่อวิเคราะห์สัญญาณหาความสัมพันธ์ระหว่างความถี่มีเดียนของสัญญาณกล้ามเนื้อแขนกับมุมในการงอแขน ซึ่งพบว่าความถี่มีเดียนจะสูงขึ้นเมื่อมุมการงอแขนกับแนวดิ่งสูงขึ้น ซึ่งผลการทดลองนี้สามารถนำไปใช้ในการตรวจจับการงอแขนเพื่อประยุกต์ในงานควบคุมบางอย่างเช่น การควบคุมแขนหุ่นยนต์ให้ปฏิบัติตามท่วงท่าของแขน

6. บรรณานุกรม

[1] G. Inbar and A. Noujaim, "On Surface EMG Characterization and its Application to Diagnostic Classification" IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.31, No.9, pp597-604, 1984.

[2] D. Moshou, I. Hostens, G. Papaioannou and H. Ramon, "Wavelets and Self-Organising Maps in Electromyogram(EMG) Analysis", Proc. of ESIT 2000, 14-15 September, Archen, Germany, 2000.

[3] ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล และคณะ, "การตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นเพื่อตรวจจับการกลืน" การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 19 ณ มหาวิทยาลัยขอนแก่น, เล่ม 2. DS-24, 2539.

[4] A.D.A.M. Interactive ANATOMY Student Edition 2001 CD-ROM

[5] ชูศักดิ์ เวชแพศย์, "ยีเล็ค โทรมัยโอกราฟีย์", ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทย์ศาสตร์ศิริราชพยาบาล, มหาวิทยาลัยมหิดล, 2528.

[6] J. D. Bronzino, The Biomedical Engineering handbook, CRC&IEEE Press, USA, 1995.

[7] ชูศักดิ์ เวชแพศย์, "สรีรวิทยาของมนุษย์ 1", ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทย์ศาสตร์ศิริราชพยาบาล, มหาวิทยาลัยมหิดล, 2540.

บทความเรื่อง

"การวิเคราะห์คุณลักษณะของสัญญาณกล้ามเนื้อแขนที่เกิดจากการยกน้ำหนักขณะที่แขนอยู่ในสภาวะสมดุล : Analysis Study of the Electromyogram Characteristics of Biceps Brachii Muscles for Moving Loads with Balance Arm"

นำเสนอในการประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 25 ประจำปี 2545 ระหว่างวันที่ 20-21 พฤศจิกายน ณ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 25
The 25th Electrical Engineering Conference (EECON-25)
21-22 พฤศจิกายน 2545 คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ หาดใหญ่

EECON-08

แบบตอบรับการตีพิมพ์บทความ EECON-25

24 ตุลาคม 2545

หมายเลขบทความเดิม **293** หมายเลขบทความอ้างอิงใหม่ **GN08**

เรียน นายสาวิตร์ สุวรรณรัตน์

ตามที่ท่านได้ส่งบทความเพื่อเข้าร่วมการประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 25 ในหัวข้อเรื่อง

(ไทย) การวิเคราะห์คุณลักษณะของสัญญาณกล้ามเนื้อแขนที่เกิดจากการยกน้ำหนักขณะที่แขนอยู่ในภาวะสมดุล

(อังกฤษ) Analysis Study of The Electromyogram Characteristics of Biceps Brachii Muscles for Moving Loads with Balance Arm

คณะกรรมการจัดการประชุมวิชาการ EECON-25 ฝ่ายพิจารณาบทความ ได้รับเอกสารต่าง ๆ ของท่านครบถ้วนเรียบร้อยแล้ว และได้ดำเนินการตีพิมพ์บทความของท่านในหนังสือการประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 25 และ CD-ROM แล้ว พร้อมนี้ได้จัดส่ง~~ใบเสร็จรับเงินค่าลงทะเบียนและ~~รายละเอียดกำหนดการประชุม มาด้วยแล้ว

คณะกรรมการจัดการประชุมวิชาการ EECON-25 ขอขอบคุณท่านที่ได้ให้ความสนใจเข้าร่วมกิจกรรมในครั้งนี้ และหวังเป็นอย่างยิ่งว่าจะได้รับความร่วมมือจากท่านอีกในโอกาสต่อไป

ขอแสดงความนับถือ

(ดร.ประการ คุรุหงษา)
ประธานคณะกรรมการจัดการประชุมวิชาการ EECON-25

ในการนำเสนอผลงาน คณะกรรมการฯ ได้จัดเตรียมคอมพิวเตอร์และอุปกรณ์นำเสนอเป็นเครื่องฉายข้ามศรีษะและดิจิตอลโปรเจ็กเตอร์ (ใช้ควบคู่กับ Powerpoint 2000 โดยกำหนดรูปแบบอักษรภาษาไทยเป็น Angsana New และภาษาอังกฤษเป็น TimesNew Roman) กำหนดให้ใช้เวลาบรรยาย 15 นาที ตอบข้อซักถาม 5 นาที รวม 20 นาที

การวิเคราะห์คุณลักษณะของสัญญาณกล้ามเนื้อแขนที่เกิดจากการยกน้ำหนักขณะที่แขนอยู่ในสภาวะสมดุล

Analysis Study of the Electromyogram Characteristics of Biceps Brachii Muscles for Moving Loads with Balance Arm

สาวิตร์ สุวรรณรัตน์* ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล* บุญเจริญ วงศ์ถิตศิลป์* และกลิสา สุวัณณประ**
* ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์
** ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90110
โทรศัพท์ 0-7445-9395 โทรสาร 0-7445-9395 E-mail : g4312041@malhwan.psu.ac.th

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการศึกษาความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์ที่ได้จากการนำสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อแขนมาวิเคราะห์เปรียบเทียบกับแรงยกน้ำหนัก โดยใช้อาสาสมัครชายจำนวน 15 คน อายุระหว่าง 21- 28 ปี แบ่งเป็นชุดต้นแบบ 10 คนและชุดทดสอบ 5 คน น้ำหนักที่ใช้ คือ 100, 300,500,700 และ 900 กรัม ตามลำดับ แต่ละคนยกน้ำหนักคนละ 2 ครั้ง โดยให้ท่อนแขนส่วนล่างตั้งฉากกับท่อนแขนบนวัดสัญญาณจากแขนท่อนบนผ่านวงจรขยายอินสตรูเมนต์ที่มีอัตราขยาย 100 เท่า มีผลตอบสนองความถี่ 10-500 Hz และCMRR – 94.15 dB นำสัญญาณที่ได้ทำการวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ซึ่งเขียนโดยใช้โปรแกรม LABVIEW ประกอบด้วย วิธีหาค่ารากกำลังสองเฉลี่ย (Vrms) และสัมประสิทธิ์อันดับที่ 1 ของออโตรีเกรสซีฟ ผลที่ได้ทั้ง 2 ครั้งในแต่ละวิธีจะนำมาเฉลี่ยกัน พบว่า ในอาสาสมัครแต่ละคน ผลที่ได้จากการนำสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อแขนบาไบเคราะห์มีความสัมพันธ์ถ้าแรงเป็นเชิงเส้น จากกลุ่มตัวอย่างพบว่าความชันของความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับ Vrms มีค่าเท่ากับ 7.538×10^{-3} ในขณะที่ความชันของความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับสัมประสิทธิ์อันดับที่ 1 ของออโตรีเกรสซีฟ เท่ากับ -2.470×10^{-3}และยังพบอีกว่าความแตกต่างของความชันของเส้นแสดงความสัมพันธ์ดังกล่าวระหว่างชุดต้นแบบและชุดทดสอบ ด้วยการใช้สัมประสิทธิ์อันดับที่ 1 ของออโตรีเกรสซีฟคือ 5.26 % ในขณะที่วิธีหาค่ารากกำลังสองให้ความแตกต่าง 53.46 % ดังนั้นอัตราการเปลี่ยนแปลงของค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 1 ของออโตรีเกรสซีฟน่าจะเป็นตัวบ่งชี้ขนาดของแรงที่กระทำโดยกล้ามเนื้อได้

Abstract

The relationships between the parameters analyzed from electromyogram (EMG) and force were investigated. There were 15 volunteers who had age between 21-28 years old. There were 10 and 5 volunteers in prototype group and test group respectively. The EMG was detected from "Brachii" muscle when a volunteers lifted the weight : 100, 300, 500, 700 and 900 grams. This experiment was repeated in 2 times for each weight. The EMG was amplified by instrument amplifier, gain = 100, frequency response = 10-500 Hz and CMRR = 94.15 dB. The EMG was analyzed by mathematic algorithms were root mean square (RMS) and first order autoregressive coefficient (FAC). These algorithms were written by LABVIEW program. The result in 2 times for each algorithms were averaged for one volunteers. It shows that the relationship between, the force vs Vrms and the force vs FAC were likely linear. From the prototype group, the slope of relationship between force vs Vrms is 7.538×10^{-3} while the slope of relationship between force vs FAC is -2.470×10^{-3}. Furthermore we found that the slope of prototype group and test group were different about 53.46 % for force vs Vrms and about 5.26% for force vs FAC. So a change of ratio for the FAC should be used for monitoring a quantity of force acted by muscle.

Keywords: Electromyogram, root mean square, autoregressive

1.คำนำ

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyogram : EMG) เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากการแลกเปลี่ยนอิเล็กตรอนบวกและอิเล็กตรอนลบระหว่างภายในและภายนอกเส้นใยกล้ามเนื้อกล้ามเนื้อมีการหดตัวมาจากการสั่งงานที่เส้นประสาทกล้ามเนื้อ ปัจจุบันมีงานวิจัยจากต่างประเทศมากมายที่เกี่ยวข้องกับการนำสัญญาณจากกล้ามเนื้อมาวิเคราะห์เพื่อจุดประสงค์ต่างๆกัน เช่น ในด้านการประมวลผลสัญญาณมีการใช้เทคนิคทางคณิตศาสตร์มาทำการวิเคราะห์ Spectrum ของสัญญาณ เช่น ใช้วิธี Fast Fourier Transform (FFT) [1] หรือใช้วิธีของ Wavelet Transform เพื่อดูกำลังของสัญญาณในแต่ละความถี่ [2] ในด้านการแพทย์สามารถนำสัญญาณ EMG มาวิเคราะห์และประยุกต์ใช้งาน เช่น การตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าจาก

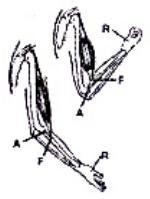
กล้ามเนื้อลิ้นเพื่อตรวจจับจุดกลืน [3] ในส่วนของกล้ามเนื้อแขนสามารถนำสัญญาณ EMG มาวิเคราะห์เพื่อดูความปกติหรือไม่ปกติของกล้ามเนื้อ ในกรณีนี้รวมถึงอาการลีบของกล้ามเนื้อแขนอันเนื่องมาจากการเข้าเฝือกภายหลังที่ได้รับอุบัติเหตุแขนหัก

ในบทความนี้จึงได้ศึกษาถึงวิธีการหากราฟที่แสดงความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์ที่ได้จากการนำสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อมาวิเคราะห์เปรียบเทียบกับแรงที่ใช้ในการยกน้ำหนัก โดยการนำสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อแขนในส่วนที่เรียกว่ากล้ามเนื้อ "Biceps Brachii" ของคนปกติมาทำการวิเคราะห์ ในการทดลองวัดสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อแขนจะกระทำขณะที่ใช้แขนยกลูกน้ำหนักที่มีน้ำหนักแตกต่างกันหรือก็คือการออกแรงที่ขนาดต่างๆกัน ดังนั้นจึงสามารถนำผลหรือความสัมพันธ์ที่ได้นำไปประกอบเพื่อเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากผู้ป่วย ทำให้ทราบถึงการฟื้นตัวของกล้ามเนื้อแขนและทำการวางแผนการรักษาให้มีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น อีกทั้งยังเป็นแนวทางในการสร้างเครื่องมือการวัดการฟื้นฟูสมรรถภาพกล้ามเนื้อของผู้ป่วย

2.ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 กล้ามเนื้อ "Biceps Brachii" [4]

กล้ามเนื้อ " Biceps Brachii." เป็นกล้ามเนื้อชนิดกล้ามเนื้อลาย (Skeletal muscle) ที่อยู่ภายใต้การควบคุมของจิตใจตั้งอยู่บริเวณต้นแขนด้านหน้าซึ่งมีจุดที่ออกแรงดึงแขนท่อนล่างอยู่ที่กระดูกที่มีชื่อว่า "Radius" ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 กล้ามเนื้อ "Biceps Brachii"

การงอข้อศอกเปรียบเสมือนเป็นคานชนิดหนึ่งที่มีแรงพยายามอยู่ตรงกลาง (F) ระหว่างจุดหมุน(A) และแรงต้าน(R) ตามชนิดไหนที่คานจะอยู่ในสภาวะสมดุลได้ เมื่อมีผลคูณระหว่างแรงพยายามกับแขนของแรงพยายามเท่ากับผลคูณระหว่างแรงต้านทานกับแขนของแรงต้านทาน

$$F \times Fa = R \times Ra \qquad (1)$$

เมื่อ F คือ แรงพยายาม

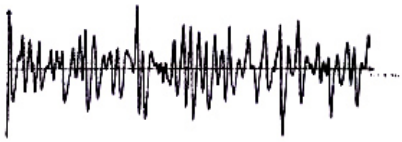
Fa คือ แขนของแรงพยายาม

R คือ แรงต้านทาน

Ra คือ แขนของแรงต้านทาน

จากสมการที่ 1 แขนของแรง (Fa) มีความยาวในแนวตั้งฉากจากจุดหมุนไปยังแนวแรงพยายาม และแขนของแรงต้านทาน (Ra) มีความยาวในแนวตั้งฉากจากจุดหมุนไปยังแนวต้านทาน

เมื่อกล้ามเนื้อมีการเคลื่อนไหวหรือเกิดการหดตัวอันเนื่องมาจากการสั่งงานจากเส้นประสาท จะเกิดการแลกเปลี่ยนไอออนบวกและไอออนลบระหว่างภายในและภายนอกเส้นใยกล้ามเนื้อทำให้เกิดเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าขึ้น โดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะมีขนาดน้อยมากประมาณ 50 ไมโครโวลท์ - 100 มิลลิโวลท์ ความถี่ประมาณ 10 - 200 Hz [5] ดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 ตัวอย่างสัญญาณกล้ามเนื้อ

2.2 วิธีการประมวลผล

2.2.1 วิธีหาค่าแรงดันประสิทธิผล (Vrms)

เราสามารถหาค่าแรงดันประสิทธิผลของรูปคลื่น โดยเริ่มจากการยกกำลังสองขนาดของรูปคลื่นที่แต่ละขณะเหรือจุดเวลา (ค่านี้เป็นบวกเสมอ แม้ว่าค่าต้นกำเนิดจะเป็นลบ) จากนั้นจึงทำการเฉลี่ยค่าของรูปคลื่นยกกำลังสอง สุดท้ายทำการถอดรากที่สองของค่าเฉลี่ยนี้ จะได้ค่าแรงดันประสิทธิผลที่ต้องการ มีสมการเป็นดังนี้

$$v_{rms} = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1}\int_{t_1}^{t_2} v(t)^2\, dt} \qquad (2)$$

เมื่อ V(t) คือ สัญญาณไฟฟ้าที่เวลาใดๆ

t_1 คือ เวลาที่จุดเริ่มต้น

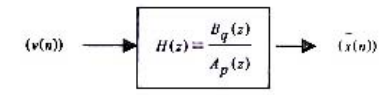
t_2 คือ เวลาที่จุดสิ้นสุด

2.2.2 วิธีออโตรีเกรซชีฟ (Autoregressive)

วิธีการวิเคราะห์ด้วยวิธีออโตรีเกรซชีฟ หรืออีกนัยหนึ่งคือ All pole modeling เนื่องจากวิธีนี้จะใช้เฉพาะสัมประสิทธิ์ของโพลมาพิจารณาและเหมาะที่จะใช้วิเคราะห์ในแง่ของรูปแบบทางคณิตศาสตร์ของสัญญาณที่เป็นชนิดแรนดอม

รูปแบบสมการถ่ายโอน (Transfer function) ของสมการออโตรีเกรซชีฟจะพยายามปรับสัมประสิทธิ์ของสมการให้ใกล้เคียงกับ

สัญญาณที่ต้องการให้มากที่สุด ($\bar{x}(n)$) โดยมีสัญญาณเข้าเป็นสัญญาณแบบสุ่ม ($w(n)$)



รูปที่ 3 รูปแบบสมการออโตรีเกรซซีฟจะปรับสัมประสิทธิ์ให้ใกล้เคียงกับสัญญาณที่ต้องการมากที่สุด

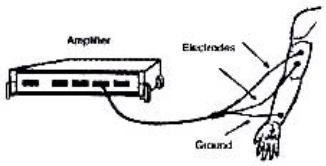
สมการออโตรีเกรซซีฟจะมีเฉพาะส่วนของโพลดังสมการ (3)

$$H(z)=\frac{\sqrt{e}}{A(z)}=\frac{\sqrt{e}}{1+a_1 z^{-1}+\ldots+a_p z^{-k}} \qquad (3)$$

3.ระบบและการทดลอง

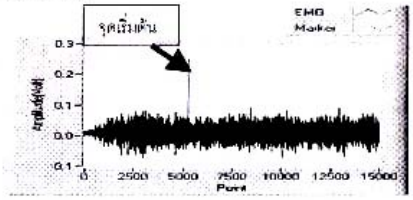
3.1 การบันทึกข้อมูล

ในการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อจะใช้อิเล็กโทรดชนิดที่ใช้สำหรับติดผิว (Surface Electrode) จำนวน 2 ชิ้น แต่ละชิ้นมีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 1 เซนติเมตร ตัววัสดุจะทำมาจาก Ag-AgCl ผิวหน้าของตัวอิเล็กโทรดจะถูกทาด้วยครีมสื่อนำไฟฟ้า สำหรับบริเวณผิวหนังที่จะทำการติดอิเล็กโทรดจำเป็นต้องทำความสะอาดผิวด้วยแอลกอฮอร์เพื่อลดความต้านทานที่ผิวลง จากนั้นจึงนำอิเล็กโทรดทั้ง 2 ชิ้น ติดในลักษณะของการวางขนานไปในแนวเดียวกับเส้นใยกล้ามเนื้อ วางห่างกันประมาณ 5 เซนติเมตร เนื่องจากต้องการ Detect สัญญาณกล้ามเนื้อให้ครอบคลุมมากที่สุด พร้อมทั้งมีกราวด์อิเล็กโทรดติดอยู่บริเวณข้อมือ



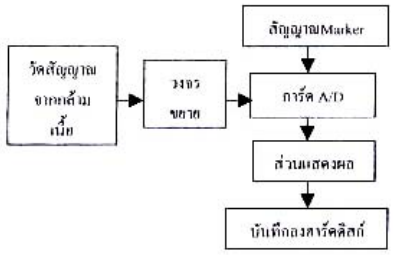
รูปที่ 4 การติดอิเล็กโทรด

สัญญาณที่วัดได้จะนำมาผ่านวงจรขยายอินสตรูเม้นต์ โดยมีอัตราขยาย 200 เท่า, ผลตอบสนองความถี่ 10-500 Hz และCMRR = 94.15 dB วงจรนี้สามารถทำงานได้แม้ว่าจะมีสัญญาณไฟออฟเซต DC เข้ามาก็ตาม จากนั้นจะบันทึกข้อมูลด้วยการ์ด A/D converter (ของบริษัท National Instrument รุ่น 6024E ขนาด 12 บิตและมีย่านของอินพุตอยู่ในช่วง +/- 10v โดยการ์ดจะเลือกสัดราการขยาย 1-100 เท่า ก่อนจัดโบบิต เพื่อให้การบันทึกข้อมูลได้ความละเอียดในการวัดดีที่สุด) ด้วยความเร็ว 1,000 จุด/วินาที เป็นจำนวน 15,000 จุด



รูปที่ 5 ตัวอย่างสัญญาณกล้ามเนื้อและสัญญาณ Marker

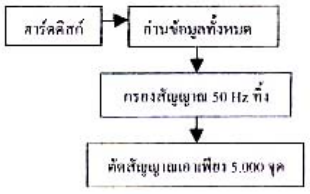
แต่จะตัดมาจำนวนหนึ่ง ที่ 5,000 จุด โดยมีสัญญาณ Marker เป็นตัวกำหนดตำแหน่ง โดยนับเวลาตั้งแต่จุดที่ Marker active high (0.2v) ซึ่งเป็นจุดที่แขนท่อนล่างเคลื่อนขึ้นมาตั้งฉากกับแขนท่อนบน ดังรูปที่ 5 เมื่อนำผลสัญญาณต่างๆมาประกอบกันเขียนเป็นขั้นตอนโดยละเอียดได้ดังนี้



รูปที่ 6 โดยละเอียดการบันทึกข้อมูล

3.2 การวิเคราะห์ข้อมูล

ในการวิเคราะห์ผลจำเป็นต้องจัดเตรียมข้อมูลก่อนการประมวลผลด้วยการผ่าน Preprocessing โดยการกรองสัญญาณรบกวน 50 Hz

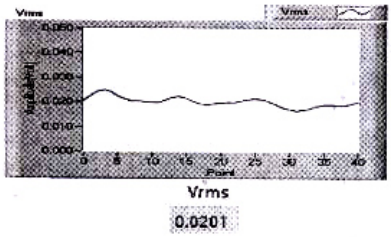


รูปที่ 7 โดยละเอียดขั้นตอนการ Preprocessing

3.2.1 การวิเคราะห์โดยการใช้ค่าประสิทธิผล

เมื่อนำสัญญาณมาวิเคราะห์ด้วยการหาค่าประสิทธิผลโดยการดึงสัญญาณมาประมาณเป็นชุดๆละ 1000 จุด และเลื่อนขยับไปทีละ 100

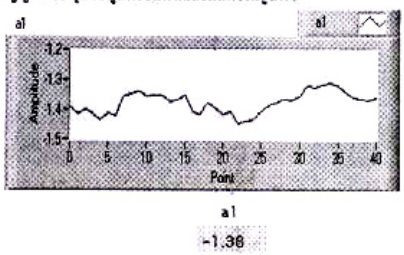
จุด เช่น ชุดแรกที่ตำแหน่ง 0-999 จุด ชุดที่สองที่ตำแหน่ง 99-1099 จุด เป็นต้น ค่าประสิทธิผลที่ได้จำนวน 41 ชุดข้อมูล พร้อมค่าประสิทธิผลทั้งหมดแสดงในรูปที่ 8



รูปที่ 8 ตัวอย่างสัญญาณแรงดันค่าประสิทธิผลของสัญญาณแต่ละชุดและค่าเฉลี่ยของแรงดัน

3.2.2 การวิเคราะห์โดยการใช้วิธีออโตรีเกรชชีฟ

สัญญาณที่วิเคราะห์ด้วยวิธีออโตรีเกรชชีฟจะทำโดยวิธีเดียวกันกับวิธีหาค่าแรงดันประสิทธิผล โดยจะหาค่าสัมประสิทธิ์ 10 อันดับ แต่จะใช้เพียงสัมประสิทธิ์อันดับที่หนึ่ง ค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 1 ของสัญญาณ 40 ชุดข้อมูลพร้อมค่าเฉลี่ยแสดงในรูปที่ 9

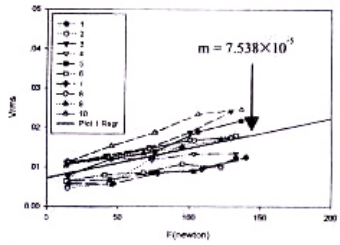


รูปที่ 9 ตัวอย่างสัมประสิทธิ์อันดับที่ 1 ของออโตรีเกรชชีฟของสัญญาณแต่ละชุดและค่าเฉลี่ยสัมประสิทธิ์

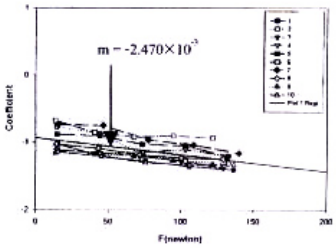
ในการทดลองจะแยกอาสาสมัครชายหนึ่งอายุระหว่าง 21- 28 ปี แบ่งออกเป็น 2 ชุดด้วยกัน คือ ชุดต้นแบบและชุดทดสอบมีจำนวนอาสาสมัคร 10 คน และ 5 คน ตามลำดับ จะทำการทดลอง 2 ครั้งด้วยกัน ผลที่ได้ในทั้ง 2 ครั้งในแต่ละวิธีจะนำมาเฉลี่ยกันเพื่อดูว่าผลที่ได้จากการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อแขนของอาสาสมัครแต่ละคนมีความสัมพันธ์กับแรงที่ใช้ยกในลักษณะใดและวิธีใดที่จะให้ผลใกล้เคียงกันที่สุด

4. ผลการทดลอง

เมื่อทำการทดลองโดยให้อาสาสมัครชุดแรกจำนวน 10 คน ยกลูกน้ำหนักขนาด 100, 300, 500, 700 และ 900 กรัม นำค่าเฉลี่ยที่ได้จากการประมวลผลทั้ง 2 วิธี พล็อตกราฟพร้อมทำการ Regresstion มีผลการทดลองดังนี้



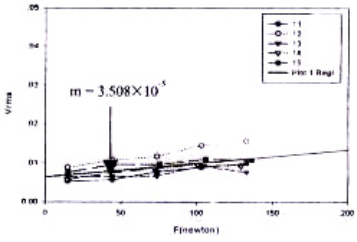
รูปที่ 10 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับค่าประสิทธิผลของชุดต้นแบบ



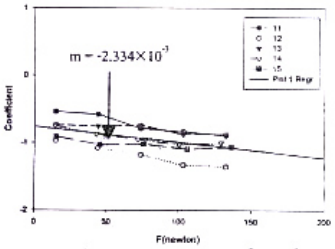
รูปที่ 11 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับสัมประสิทธิ์อันดับที่ 1ของออโตรีเกรชชีฟของชุดต้นแบบ

จะเห็นว่าความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับค่าแรงดันประสิทธิผลและแรงกับสัมประสิทธิ์อันดับที่ 1 ของออโตรีเกรชชีฟ จะมีค่าของความชัน คือ 7.538×10^{-3} และ -2.470×10^{-3} ตามลำดับ

สำหรับการทดลองอีกชุด คือ ชุดทดสอบ ผลที่ได้ดังแสดงในรูปที่ 12 และรูปที่ 13



รูปที่ 12 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับค่าประสิทธิผลของชุดทดสอบ



รูปที่ 13 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับสัมประสิทธิ์อันดับที่ 1 ของออโตรีเกรสซีฟของชุดทดสอบ

เมื่อทำการ Regresstion ของทั้ง 2 วิธีจะพบว่าค่าแรงดันประสิทธิผล และสัมประสิทธิ์อันดับที่ 1 ของออโตรีเกรซซีฟจะมีค่าของความชัน คือ 3.508×10^{-3} และ -2.334×10^{-3} ตามลำดับ

จากการทดลอง ในการทดลองประมวลผลสัญญาณทั้ง 2 วิธี พบว่าวิธีหาค่าแรงดันประสิทธิผลจะให้ผลที่สัมพันธ์กับแรงที่ใช้ยกในลักษณะที่ค่อยๆเพิ่มขึ้นตามการออกแรงใกล้เคียงกับความเป็นเชิงเส้น ซึ่งในแต่ละคนจะมีลักษณะการเพิ่มขึ้นที่แตกต่างกัน ดังเนื่องจากปัจจัยหลายอย่าง อาทิ ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด ความหนาของชั้นผิวหนัง เป็นต้น และเมื่อทำการ Regresstion กราฟชุดแรก คือ รูปที่ 10 จะได้ความชันของเส้นตรง คือ 7.538×10^{-3} เปรียบเทียบกับชุดทดสอบ คือ รูปที่ 12 ความชันของเส้นตรง คือ 3.508×10^{-3} หรือแตกต่างกัน 53.46 % ในขณะที่สัมประสิทธิ์อันดับที่ 1 ของออโตรีเกรซซีฟ ดังรูปที่ 11 จะให้รูปกราฟของแต่ละคนใกล้เคียงกันมากกว่า และเมื่อทำการ Regresstion จะได้ความชันเท่ากับ -2.470×10^{-3} เปรียบเทียบกับชุดทดสอบ คือ รูปที่ 13 ความชันของเส้นตรง คือ -2.334×10^{-3} หรือแตกต่างกันเพียง 5.26 % แสดงให้เห็นว่าค่าสัมประสิทธิ์อันดับที่ 1 ของออโตรีเกรซซีฟจะให้ความชันที่ใกล้เคียงกันระหว่างกลุ่มต้นแบบและกลุ่มทดสอบ ซึ่งให้ผลดีกว่าวิธีการหาค่าประสิทธิผล

5. สรุปผลการทดลอง

บทความนี้นำเสนอการศึกษารูปแบบของกราฟที่แสดงความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์เปรียบเทียบกับแรง เพื่อที่จะทราบได้ว่ากล้ามเนื้อแขนที่อยู่ในสภาวะปกติมีรูปแบบของสัญญาณกล้ามเนื้อเป็นอย่างไร จากการทดลองจะพบว่าความชันของความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับสัมประสิทธิ์อันดับที่ 1 ของออโตรีเกรซซีฟ มีความแตกต่างกันน้อยมากในระหว่างบุคคล จึงสามารถนำเอาความสัมพันธ์นี้มาใช้บอกการทำงานของกล้ามเนื้อในสภาวะปกติได้ ซึ่งน่าจะนำไปประยุกต์ใช้เพื่อบ่งชี้ว่ากล้ามเนื้อของผู้ป่วยได้รับการฟื้นฟูเข้าสู่สภาวะปกติแล้วหรือไม่

เอกสารอ้างอิง

[1] G. Inbar and A. Noujaim, "On Surface EMG Characterization and its Application to Diagnostic Classification" IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.31, No.9, pp597-604, 1984

[2] D. Moshou, I. Hostens, G. Papaioannou and H. Ramon, "Wavelets and Self-Organising Maps in Electromyogram(EMG) Analysis ", Proc. of ESIT 2000, 14-15 September, Archen, Germany, 2000

[3] ชูศักดิ์ สิ่มสกุล และคณะ, "การตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นเพื่อตรวจจับการกลืน" การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 19 ณ มหาวิทยาลัยขอนแก่น, เล่ม 2, DS-24, 2539

[4] จรวยพร ธรณินทร์, คีบีสิโอโลยีในการกีฬา, พิมพ์ครั้งที่ 1 สำนักพิมพ์โกเศียนสโตร์ กรุงเทพ, 2539

[5] Joseph D. Bronzino, The Biomedical Engineering handbook, CRC&IEEE press, USA, 1995.

สาวิตร์ สุวรรณรัตน์ สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีสาขาเทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปัจจุบันกำลังศึกษาระดับปริญญาโทสาขาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ สนใจงานวิจัยด้านการประมวลผลสัญญาณทางการแพทย์

ชูศักดิ์ สิ่มสกุล สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีสาขาวิศวกรรมไฟฟ้าจากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังและระดับปริญญาโทสาขาวิศวกรรมไฟฟ้า จากประเทศฝรั่งเศส สนใจงานวิจัยด้านสัญญาณและอุปกรณ์การแพทย์ มีผลงานวิจัยการประดิษฐ์เครื่องช่วยการกลืน ในด้านเทคโนโลยีประดิษฐ์เครื่องวัดอัตราการใช้น้ำของต้นพืช

บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีสาขาวิศวกรรมไฟฟ้าจากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังและระดับปริญญาโทสาขาวิศวกรรมอุปกรณ์การแพทย์จากมหาวิทยาลัยมหิดล สนใจงานวิจัยด้านการประมวลผลสัญญาณและอุปกรณ์การแพทย์

ดลิสา สุวัฒนประ สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีสาขาเทคนิคการแพทย์จากจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยและระดับปริญญาโทสาขาสรีรวิทยาจากประเทศสหรัฐอเมริกา มีผลงานการแต่งตำราสรีรวิทยาและบทความวิจัยทั้งในและต่างประเทศ