บทที่ 2

ทฤษฎีและเอกสารงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในงานวิจัยจะเริ่มต้นศึกษาตั้งแต่สรีรวิทยาของกล้ามเนื้อ "Biceps Brachii", สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ, การคำนวณแรงที่ใช้ยกน้ำหนักและเทคนิคทางคณิตศาสตร์ ตลอดจนงานวิจัยที่เกี่ยวข้องในแง่ของการใช้เทคนิคทางคณิตศาสตร์เพื่อการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ

2.1 ลักษณะทางสรีรวิทยาของกล้ามเนื้อ " Biceps Brachii" และสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ

การเคลื่อนไหวนับเป็นคุณสมบัติที่สำคัญอย่างหนึ่งของมนุษย์ เกิดจากประสาทสั่งงานให้กล้ามเนื้อหดตัวหรือเหยียดตัวเป็นผลให้เกิดแรงต่อเอ็นและข้อต่อที่กล้ามเนื้อยึดเกาะโดยรอบ ทำให้ร่างกายเกิดการเคลื่อนไหวในรูปแบบต่างๆกัน ซึ่งการเคลื่อนไหวนี้รวมไปถึงการเคลื่อนไหวของร่างกายหมดทุกส่วนและเฉพาะส่วนที่มีการเคลื่อนไหวอิสระในตัวเอง เช่น การเต้นของหัวใจ การเคลื่อนไหวของระบบทางเดินอาหาร ตลอดจนการทำงานของต่อมไร้ท่อต่างๆ ล้วนแต่เป็นการเคลื่อนไหวที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อทั้งสิ้น ดังนั้น จึงกล่าวได้ว่าระบบกล้ามเนื้อเป็นระบบที่ทำให้เกิดแรงที่มีผลทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของร่างกาย กล้ามเนื้อภายในร่างกายแบ่งออกได้เป็น 3 ชนิดด้วยกัน คือ

2.1.1 กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth Muscles)

กล้ามเนื้อชนิดนี้จะเป็นกล้ามเนื้อของอวัยวะภายในที่อยู่นอกอำนาจจิตใจเป็นส่วนใหญ่ เกาะรวมตัวกันเป็นกลุ่มเล็กๆเรียงกันเป็นชั้นๆเซลล์เดียว เซลล์ของกล้ามเนื้อเรียบมีลักษณะยาวเรียวและบาง มีนิวเคลียสอันเดียวอยู่กลางเซลล์ระบบประสาทที่ทำหน้าที่ควบคุมเป็นระบบประสาทอัตโนมัติ (Automatic Nervous System) การหดตัวของเซลล์กล้ามเนื้อนี้จะช้าและนาน แต่บางครั้งก็เป็นจังหวะเช่น กล้ามเนื้อหลอดเลือดและหลอดอาหาร เป็นต้น

2.1.2 กล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac Muscles)

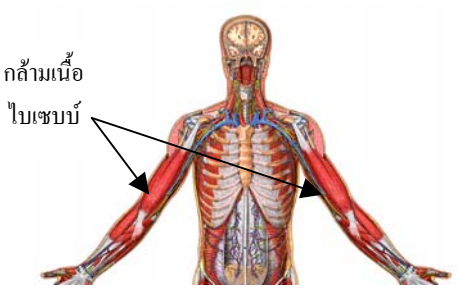
เป็นกล้ามเนื้อลักษณะพิเศษกล่าวคือมีอยู่ที่เฉพาะที่หัวใจ และมีลักษณะเป็นลายคล้ายกล้ามเนื้อลายแต่เซลล์มีขนาดเล็กกว่า มีนิวเคลียสอยู่ตรงกลาง ประสาทที่ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ คือ ระบบประสาทอัตโนมัติซึ่งอยู่นอกอำนาจจิตใจ ทำหน้าที่ควบคุมให้

เกิดการ เปลี่ยนแปลงการทำงานของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งมีคุณสมบัติหดตัวเป็นจังหวะได้ด้วยตัวเอง

2.1.3 กล้ามเนื้อลาย (Striated Muscles หรือ Skeletal Muscles)

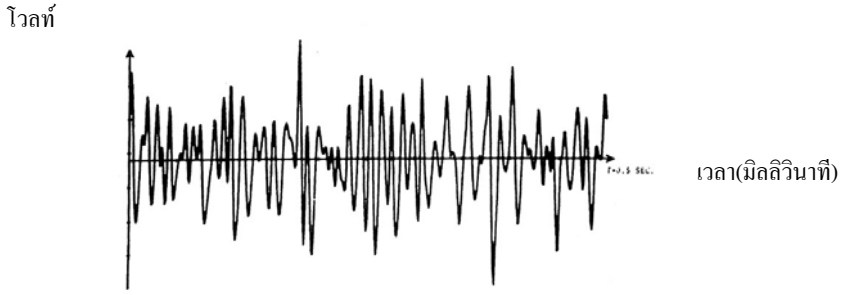
เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ภายใต้การควบคุมอำนาจจิตใจ เซลล์มีนิวเคลียสหลายอัน กล้ามเนื้อชนิดนี้ประกอบด้วยเส้นใย (Fibers) เป็นจำนวนมาก โดยเฉลี่ยภายในร่างกายมีเส้นใยกล้ามเนื้อลายประมาณ 270 ล้านเส้นใย หน้าที่หลักคือควบคุมการเคลื่อนไหวของร่างกายและรักษาไว้ซึ่งรูปทรงของร่างกาย

กล้ามเนื้อ “Biceps Brachii” เป็นกล้ามเนื้อที่ใช้เป็นตัวอย่างในการศึกษาสำหรับวิทยานิพนธ์นี้ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อลายโดยที่กล้ามเนื้อชนิดนี้จะอยู่ที่ตำแหน่งบริเวณต้นแขนท่อนบนด้านหน้า ทำหน้าที่ยืดระหว่างแขนท่อนบนและแขนท่อนล่างเข้าด้วยกัน (กรรวี บุญชัย, 2540 : 76-77)



ภาพประกอบ 2-1 ตำแหน่งของกล้ามเนื้อ "Biceps Brachii"

กระบวนการเกิดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อนั้นเกิดจากการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อลาย (กรมการแพทย์, 2499 : 114) โดยการได้รับการกระตุ้นโดยสัญญาณประสาท (Nerve Impulse) ที่มาจากเซลล์ประสาท เนื่องจากเซลล์กล้ามเนื้อและเซลล์ประสาทเป็น Excitable Tissue สามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าขึ้นได้เองเมื่อได้รับการกระตุ้นที่เหมาะสม ดังนั้นเมื่อมีการกระตุ้นเซลล์ประสาทจะเกิดสัญญาณไฟฟ้า (Action Potential) เคลื่อนที่ผ่านเส้นประสาทมาถึง Neuromuscular Junction จะทำให้เกิดการหลั่งสารสื่อประสาท (Acetylcholine) ที่บริเวณปลายประสาทเกิด End Plate Potential ขึ้น ซึ่งชักนำให้ Plasma Membrane ของเซลล์กล้ามเนื้อที่ติดกับ Motor End Plate เกิด Depolarization จนถึง Threshold Voltage ก็จะทำให้เกิด Action Potential กระจายไปในเยื่อหุ้มเซลล์ของกล้ามเนื้อ โดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีขนาดประมาณ 50 ไมโครโวลท์ - 100 มิลลิโวลท์ (Bronzino, J. D. 1995 : 1189)



ภาพประกอบ 2-2 ตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ

ในด้านการแพทย์สามารถใช้สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่วัดได้จากตัวผู้ป่วย ช่วยในการวินิจฉัยอาการผิดปกติที่เกิดขึ้นได้ ตัวอย่างเช่น อาการของโรคที่เกิดจากเส้นประสาทสั่งการบาดเจ็บไม่สามารถควบคุมอวัยวะได้ เป็นต้น สำหรับตัวนำหรืออิเล็กโทรดที่ใช้มักเป็นชนิดเข็ม เนื่องจากสามารถเข้าไปตรวจจับสัญญาณที่มัดกล้ามเนื้อได้โดยตรงแต่วิธีนี้ผู้ป่วยจะเจ็บเนื่องจากเข็มที่แทงไปที่มัดกล้ามเนื้อ

2.2 การคำนวณแรงที่ใช้ยกน้ำหนักเมื่อแขนอยู่ในสภาวะสมดุล

ร่างกายเคลื่อนไหวไปได้เพราะมีกระดูกทำหน้าที่เป็นคาน, ข้อต่อเป็นจุดหมุนและกล้ามเนื้อเป็นแรงที่มากระทำ ทำให้มีการเคลื่อนไหวตามลักษณะรอกและล้อกับเพลาดังนี้

คาน (Lever) คือ การเคลื่อนไหวในลักษณะเป็นแท่งหรือท่อนยาวๆ โดยแบ่งออกเป็น 3 ส่วนได้ดังนี้ (จรวยพร ธรณินทร์, 2523 : 16-20)

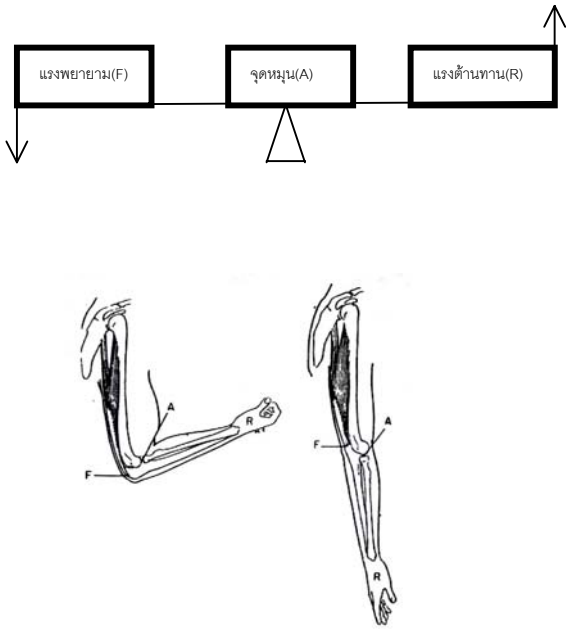
1. จุดหมุน (Fulcrum) คือ จุดนิ่งเพื่อให้ส่วนอื่นๆเคลื่อนที่
2. แรงต้านทาน (Resistance) คือ แรงที่เกิดจากวัตถุ
3. แรงพยายาม (Effort) เป็นความพยายามหรือแรงที่ใช้เพื่อให้ความต้านทานเคลื่อนที่

ดังนั้นส่วนต่างๆของร่างกายเปรียบเทียบกับส่วนต่างๆของคานดังนี้

- กระดูก เปรียบเสมือนคาน
- ข้อต่อ คือ จุดหมุน
- แรงดึงของกล้ามเนื้อ คือ แรงพยายาม
- น้ำหนักของกระดูกและสิ่งของ คือ แรงต้านทาน

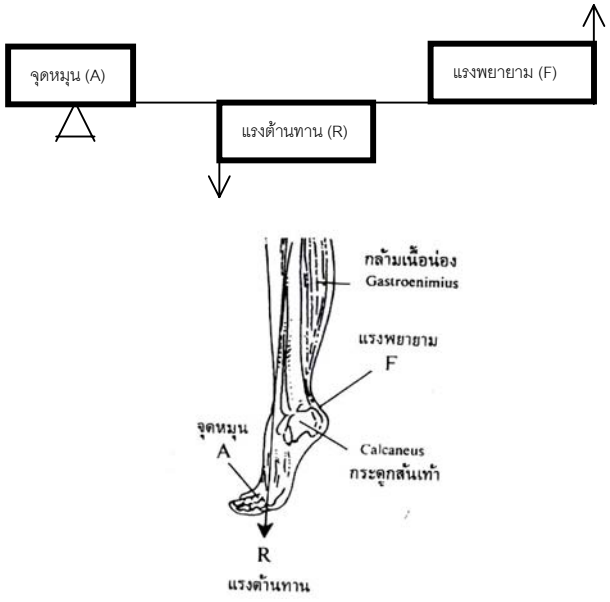
ประเภทของคานมีอยู่ด้วยกัน 3 ชนิด คือ

2.2.1 คานชนิดที่ 1 มีจุดหมุนอยู่ตรงกลาง ตัวอย่างได้แก่ การเหยียดข้อศอก เป็นต้น



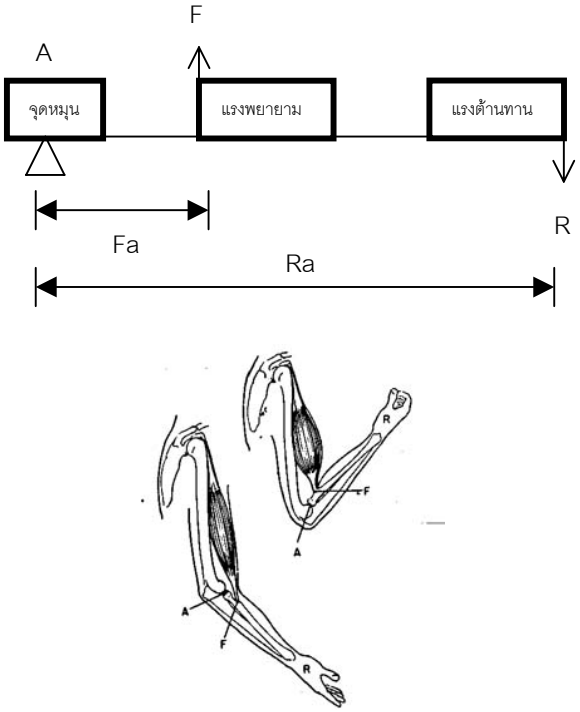
ภาพประกอบ 2-3 คานชนิดที่ 1 มีจุดหมุนอยู่ตรงกลาง

2.2.2 คานชนิดที่ 2 มีแรงต้านทานอยู่ตรงกลาง ได้แก่ การเขย่งส้นเท้า เป็นต้น



ภาพประกอบ 2-4 คานชนิดที่ 2 มีแรงต้านทานอยู่ตรงกลาง

2.2.3 คานชนิดที่ 3 มีแรงพยายามอยู่ตรงกลาง ได้แก่ การงอข้อศอก เป็นต้น



ภาพประกอบ 2-5 คานชนิดที่ 3 มีแรงพยายามอยู่ตรงกลาง

ในงานวิจัยนี้จะสนใจเฉพาะคานชนิดที่ 3 เท่านั้น เนื่องจากในการยกน้ำหนักโดยใช้ท่อนแขนนั้นเป็นการใช้คานชนิดที่ 3

การงอข้อศอกเปรียบเสมือนเป็นคานชนิดหนึ่งที่มีแรงพยายามอยู่ตรงกลาง (F) ระหว่างจุดหมุน(A) และแรงต้าน(R) คานชนิดใดก็ตามจะอยู่ในสภาวะสมดุลได้ เมื่อมีผลคูณระหว่างแรงพยายามกับแขนของแรงพยายาม เท่ากับผลคูณระหว่างแรงต้านทานกับแขนของแรงต้านทาน

$$F \times Fa = R \times Ra$$

$$F = \frac{R \times Ra}{Fa} \qquad (2\text{-}1)$$

เมื่อ F คือ แรงพยายาม

Fa คือ แขนของแรงพยายาม

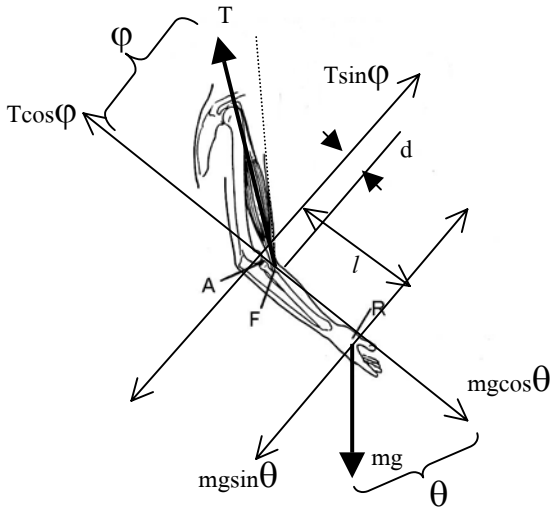
R คือ แรงต้านทาน

Ra คือ แขนของแรงต้านทาน

จากสมการที่ 2-1 แขนของแรงพยายาม (*Fa*) มีความยาวในแนวตั้งฉากจากจุดหมุนไปยังแนวแรงพยายาม ทั้งนี้โดยปกติแล้วระยะห่างระหว่างทั้ง 2 จุดนี้ประมาณ 2-3 เซนติเมตร(ชูศักดิ์ เวชแพศย์, 2538 : 86) และแขนของแรงต้านทาน (*Ra*) มีความยาวในแนวตั้งฉากจากจุดหมุนไปยังแนวต้านทานซึ่งก็คือจุดที่ระยะระหว่างจุดที่ถือน้ำหนักกับจุดหมุนคือข้อศอก(แต่ละคนมีค่าแตกต่างกัน)

ตัวอย่างการคำนวณ ในกรณีของการยกน้ำหนักขนาด 500 กรัม เมื่อให้จุดที่ถือน้ำหนักห่างจากข้อศอก(จุดหมุน) 37 เซนติเมตร โดยยกเป็นมุม 45 องศาทำมุมกับแนวดิ่ง

พิจารณาจากสมการที่ (2-1) และภาพประกอบ 2-4



ภาพประกอบ 2-6 แผนภาพ Rigid body การยกน้ำหนักเมื่อแขนทำมุม 45 องศา

จากภาพประกอบ 2-6 แรงตึงในกล้ามเนื้อแตกแรงออกเป็น 2 แกน คือ Tcosφ และ Tsinφ ในขณะที่น้ำหนักก็สามารถแตกแรงออกเป็น mgcosθ และ mgsinθ และจากความรู้ด้านสรีรวิทยาระบุว่าจุดหมุนและจุดยึดกล้ามเนื้อห่างกันประมาณ 2-3 เซนติเมตร ดังนั้นเราจึงใช้ค่าประมาณคือ 2.5 เซนติเมตร ในการคำนวณ มุม φ ประมาณ 35 องศา มุม θ ประมาณ 45 องศา และค่าแรงโน้มถ่วงของโลก คือ 9.81 m/s^2 จากข้อมูลเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$T \cdot d \cdot (\sin \varphi) = m \cdot g \cdot (\sin \theta) \cdot l$$

$$T = \frac{m \cdot g \cdot (\sin\theta) \cdot l}{d \cdot (\sin\varphi)}$$

$$T = \frac{0.5 \cdot 9.81 \cdot (\sin 45) \cdot 0.37}{0.025 \cdot (\sin 35)}$$

$$T = 91.64N$$

ดังนั้นแรงที่กล้ามเนื้อต้องใช้เพื่อทำให้แขนสมดุลได้ต้องใช้แรงขนาด 91.64 นิวตัน ซึ่งในมุมอื่นๆก็สามารถคิดได้ในทำนองเดียวกันนี้

2.3 เทคนิคการคำนวณทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการประมวณผลสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ

การคำนวณทางคณิตศาสตร์ที่ใช้สำหรับวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ามีอยู่ด้วยกันหลายวิธี เช่น วิธีอนุกรมฟูเรียร์ (Fourier series), การแปลงลาปลาส (Laplace Transform) เป็นต้น แต่ทั้งนี้จะต้องพิจารณาถึงความเหมาะสมด้วย เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อเป็นสัญญาณที่มีลักษณะเฉพาะคือจะเป็นสัญญาณชนิดสัญญาณแรนดอม(Random)ซึ่งไม่มีลักษณะเป็นรายคาบ (Nonperiodic) ดังนั้นเทคนิคทางคณิตศาสตร์บางวิธีจึงอาจไม่เหมาะสม สำหรับวิธีที่ใช้วิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่เป็นที่นิยมดังนี้

2.3.1 การหาความถี่มีเดียน(Median Frequency : F median)

จากงานวิจัย Stulen, F. B. และ Lucar, C. J. (1982 : 760-767) ได้แสดงให้เห็นว่าค่า F Median ของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อจะลดลงเมื่อกล้ามเนื้อเกิดความอ่อนล้าขึ้น โดยที่ค่า F Median คือ ความถี่จุดที่ทำให้ผลรวมของกำลังของสัญญาณมีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของกำลังทั้งหมดซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการคณิตศาสตร์ (ประทัศน์ จิระภาค, 2543 :13) ได้ดังนี้

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

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

X(f) คือ Fourier Transform ของ x(t) โดยที่ x(t) คือสัญญาณใดๆ

S(f) คือ Power Spectrum Density ในช่วงความถี่ที่เป็นบวก ของสัญญาณใดๆ

T คือ เวลาใดๆ

2.3.2 การหาค่าแรงดันประสิทธิผล (V_{rms}) (เอก ไชยสวัสดิ์, 2540 : 148-149)

เราสามารถหาค่าแรงดันประสิทธิผลของรูปคลื่น โดยเริ่มจากการยกกำลังสองขนาดของรูปคลื่นที่แต่ละขณะหรือจุดเวลา (ค่าที่ได้จะเป็นบวกเสมอ แม้ว่าค่าต้นกำเนิดจะเป็นลบ) จากนั้นจึงทำการเฉลี่ยค่าของรูปคลื่นยกกำลังสอง สุดท้ายทำการถอดรากที่สองของค่าเฉลี่ยนี้จะได้ค่าแรงดันประสิทธิผลที่ต้องการ

ค่าแรงดันประสิทธิผลของสัญญาณ v(t) ระหว่างเวลา t_1 และ t_2 คือ

$$v_{rms} = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1}\int_{t_1}^{t_2} v^2(t)dt} \qquad (2\text{-}4)$$

เมื่อ t_1 = เวลาเริ่มต้น

t_2 = เวลาสุดท้าย

แต่ในการคำนวณสัญญาณที่ได้จะอยู่ในรูปของสัญญาณไม่ต่อเนื่องซึ่งเนื่องมาจากการชักสัญญาณของกระบวนการแปลงจากสัญญาณอนาล็อคเป็นดิจิตอล ดังนั้นรูปแบบสมการจะเป็น

$$Vrms = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=0}^{n-1} x_i^2} \qquad (2\text{-}5)$$

เมื่อ x = ข้อมูล

n = จำนวนข้อมูลของ x

2.3.3 การหาสัมประสิทธิ์ออโตรีเกรซซีฟ (Autoregressive : AR)(Hayes, M. H. 1996 : 189-194)

การวิเคราะห์ระบบหรือการทำงานทางไฟฟ้าสามารถทำได้หลายวิธีด้วยกัน เช่น

- Difference Equation
- Convolution Summation

- Transfer Function(ใช้ Z transform)
- Frequency Response
- State-space Representation
- Unit Impulse Response

ในขณะที่วิธี Z transform นั้นเป็นวิธีที่เหมาะแก่การใช้งานในระบบการทำงานที่สัญญาณไม่เป็นเชิงเส้นและไม่ต่อเนื่อง คุณสมบัติของ Z - transfrom แสดงดังตาราง 2-1

ตาราง 2-1 แสดงคุณสมบัติของ Z - transform

Property	Sequence $x(n)$	Transform $X(z)$
Delay	$x(n-n_0)$	$z^{-n_0}X(z)$
Multiplication by α^n	$\alpha^n x(n)$	$X(z/\alpha)$
Conjugation	$x^*(n)$	$X^*(z^*)$
Time reversal	$x(-n)$	$X(z^{-1})$
Convolution	$x(n)*h(n)$	$X(z)H(z)$
Multiplication by n	$nx(n)$	$-z\frac{d}{dz}X(z)$

วิธีการวิเคราะห์ด้วยวิธีออโตรีเกรซซีฟ หรืออีกนัยหนึ่งก็คือรูปแบบของ All Pole Modeling เนื่องจากวิธีนี้จะใช้เฉพาะสัมประสิทธิ์ของโพลมาพิจารณาและเหมาะที่จะใช้วิเคราะห์ในแง่ของรูปแบบทางคณิตศาสตร์ของสัญญาณที่เป็นชนิดแรนดอม

รูปแบบสมการถ่ายโอน (Transfer Function : H(z)) ของสมการออโตรีเกรซซีฟจะพยายามปรับสัมประสิทธิ์ของสมการให้ใกล้เคียงกับสัญญาณที่ต้องการให้มากที่สุด $(\bar{x}(n))$ โดยมีสัญญาณเข้าเป็นสัญญาณแบบสุ่ม $(v(n))$

$$(v(n)) \longrightarrow \boxed{H(z)=\frac{B_q(z)}{A_p(z)}} \longrightarrow (\bar{x}(n))$$

ภาพประกอบ 2-7 รูปแบบสมการออโตรีเกรซซีฟจะปรับสัมประสิทธิ์ให้ใกล้เคียงกับสัญญาณที่ต้องการมากที่สุด

โดยมีสมการ Transfer function ในรูปแบบของ Z-transform คือ

$$H(z)=\frac{\sqrt{e}}{A(z)}=\frac{\sqrt{e}}{1+a_1z^{-1}+...+a_pz^{-k}} \tag{2-6}$$

สมการออโตรีเกรซซีฟจะมีเฉพาะส่วนของโพลดังสมการ (2-6) โดยที่ a_1, a_2, a_3,..., a_p คือสัมประสิทธิ์ของออโตรีเกรซซีฟอันดับที่ 1, 2, 3,..., p ตามลำดับ

โดยทั่วไปวิธีการหา Solution ของวิธีออโตรีเกรซซีฟ มักจะใช้สมการของ Yule-Walker (กิตติพัฒน์ ตันตระรุ่งโรจน์, 2543) ซึ่งมีสมการในรูป Matrix คือ

$$\begin{bmatrix} r_x[0] & r_x[-1] & . & r_x[-p] \\ r_x[1] & r_x[0] & . & r_x[-p+1] \\ . & . & . & . \\ r_x[p] & r_x[p-1] & . & r_x[0] \end{bmatrix}\begin{bmatrix} 1 \\ a_p(1) \\ . \\ a_p(p) \end{bmatrix}=\sigma_v^2|b(0)|^2\begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ . \\ 0 \end{bmatrix} \tag{2-7}$$

เมื่อ σ_v^2 = ความแปรปรวน

$r_x[\bullet]$ = Autocorrelation Sequence

$a_p[\bullet]$ = สัมประสิทธิ์ออโตรีเกรซซีฟ

$b(0)$ = ค่าคงที่

2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในต่างประเทศมีงานวิจัยในด้านสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ ในแง่มุมต่างๆกันเช่น การหาแบบจำลองของสัญญาณกล้ามเนื้อในรูปแบบของสมการคณิตศาสตร์ หรือในทางคลีนิคสามารถใช้สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อเพื่อวินิจฉัยโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญถึงโรคที่เกี่ยวกับกล้ามเนื้อได้ เป็นต้น อย่างไรก็ตามงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้และน่าสนใจมีดังนี้

2.4.1 การจำแนกความแข็งแรงและความทนทานของกลุ่มกล้ามเนื้อแขนและขาโดยวิธีนิวรอลเน็ตเวอร์ก(ประทัศน์ จิระภาค, 2543 : 13-16) วิทยานิพนธ์นี้เป็นงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการใช้วิธี

การทางคณิตศาสตร์วิธีการต่างๆ เพื่อหาพารามิเตอร์ที่จะนำมาใช้เป็นข้อมูลในการจำแนกความแข็งแรงและความทนทานของกล้ามเนื้อในส่วนแขนและขาด้วยวิธีการของนิวรอลเน็ตเวอร์ก โดยใช้กิจกรรม คือ ใช้แขนและขายกลูกน้ำหนักขนาด 6 และ 8 กิโลกรัม การหาพารามิเตอร์ใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์ที่นำมาใช้ ได้แก่

2.4.1.1 การหาค่าความถี่มีเดียน (Median Frequency) ซึ่งจะแสดงให้เห็นว่าค่า F median ของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อจะลดลงเมื่อกล้ามเนื้อเกิดความอ่อนล้า โดยที่ค่า F median คือ ความถี่ที่จุดที่ทำให้ผลรวมของกำลังของสัญญาณมีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของกำลังทั้งหมด

2.4.1.2 การหาค่ากำลังเฉลี่ย (Mean Power) เป็นวิธีการหนึ่งที่ใช้เพื่อดูแรงที่กระทำโดยกล้ามเนื้อ

2.4.1.3 การหาค่าความถี่ที่จุดที่ผลรวมของกำลังสัญญาณเท่ากับ 25 และ 75 เปอร์เซนต์ของกำลังทั้งหมด

2.4.1.4 การหาค่าอัตราส่วนกำลังทางด้านความถี่สูงต่อกำลังด้านความถี่ต่ำ เป็นการหาอัตราส่วนผลรวมของกำลังที่มากกว่า 220 Hz และผลรวมของกำลังที่น้อยกว่า 220 Hz

2.4.1.5 การหาค่าสัมประสิทธิ์ของสัญญาณโดยวิธีออโตรีเกรสซีฟ เป็นวิธีการหาค่าสัมประสิทธิ์ของสัญญาณให้อยู่ในรูปแบบของคณิตศาสตร์ โดยใช้ออโตรีเกรสซีฟอันดับ 5 ปรากฏว่าวิธีการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีโอโตรีเกรสซีฟโดยใช้สัมประสิทธิ์ตัวที่สองและจัดแบ่งข้อมูลออกเป็น 5 ส่วน ให้ค่าความถูกต้องสูงสุดคือ 82 เปอร์เซ็นต์

2.4.2 การศึกษาความเป็นไปได้ในการแยกแยะสัญญาณกล้ามเนื้อโดยใช้ระบบเครือข่ายประสาท (กัมพล วิเชียรโหตุ, 2541 : 316-319) ในงานวิจัยได้นำเสนอความเป็นไปได้ในการจำแนกอิริยาบทต่างของแขน โดยใช้สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อเป็นอินพุทและทำการแยกแยะโดยการใช้เครือข่ายประสาท ในงานวิจัยได้แบ่งอินพุทเป็น 4 ลักษณะคือ 1.แขนอยู่ในสภาวะปกติ 2.ถือของหนัก 4 กิโลกรัม 3.เกร็งท่อนแขน และ4.กำมือแน่น โดยแต่ละอิริยาบทจะนำ Power Spectrum ของสัญญาณคลื่นกล้ามเนื้อมาใช้ ในการฝึกสอนเครือข่ายจะใช้อาสาสมัคร 2 คน คนแรกเก็บข้อมูล 14 ตัวอย่าง คนที่ 2 เก็บข้อมูล 2 ตัวอย่าง การฝึกสอนเครือข่ายจะใช้ 10 ตัวอย่าง ที่เหลืออีก 6 ตัวอย่าง จะใช้ในการทดสอบ ผลปรากฏว่า เครือข่ายสามารถแยกแยะได้ถูกต้องประมาณ 60 %

2.4.3 On Surface EMG Spectral Characterization and Its Application to Diagnostic Classification (Inbar, G. F. and Noujaim, A. E. 1984 : 597-603) ในงานวิจัยได้ทำการนำสัญญาณ EMG ที่ 50 เปอร์เซนต์ของ Maximum Voluntary Contraction และได้แบ่งสัญญาณออกเป็นส่วน

ส่วนละ 500 ms และจะถูกทำให้อยู่ในรูปแบบทางคณิตศาสตร์ในลักษณะของ Linear Prediction Mathematic (LP) และแต่ละส่วนก็จะคำนวณเหมือนๆกันคือคำนวณ Pole ของทุกๆส่วน โดยใช้ Autocorrelation Method และนำมาทำการทดสอบสัญญาณ Error เพื่อที่จะหา Optimum Filter Order พบว่าการใช้ค่าสัมประสิทธิ์จำนวน 20 ตัว จะประมาณรูปแบบของ Spectrum ได้ใกล้เคียงที่สุด และได้ทำการทดลองจำแนกสัญญาณ EMG จากกลุ่มคนปกติ 5 คน และไม่ปกติ 3 คน ปรากฏว่าได้ความถูกต้อง 87.5 เปอร์เซ็นต์

2.4.4 Comparison of Three EMG-Driven Muscle Models : Performance for Elbow Joint Under Time-Varying Loading (Cheng, J. Y. and Buchanan, T. S. 1999) ในบทวิจัยเป็นการประมาณขนาดของแรงหรือทอร์คจากสัญญาณ EMG โดยเปรียบเทียบกัน 3 วิธีคือ 1. EMG-Force Model ซึ่งใช้เฉพาะแรงในส่วนที่ดึงเท่านั้น 2.EMG-Driven Hill-Type Model ซึ่งใช้ความสัมพันธ์ระหว่างแรงและแรงดึง (Force-Tension Relationship) 3. EMG-Driven Hill-Type Model ซึ่งใช้ทั้งความยาวและความเร็ว (Length and Velocity) ของกล้ามเนื้อ วิธีการทดลองจะใช้แรง 3 ระดับ คือ 25, 35 และ 45 เปอร์เซนต์ ของ Maximal Contraction จากผลการทดลองปรากฏว่าวิธีที่ 2 ให้ความผิดพลาดน้อยที่สุด