

근전도로부터 동적 근력 산정을 위한 수학적 모델 개발

한정수·정구연*·이태희*·안재용**

한성대학교 산업시스템공학부/안전과학기술연구소,
한양대학교 기계공학부*, 성균관대학교 의과대학 정형외과**
(1999년 2월 4일 접수, 1999년 5월 19일 채택)

Development of Mathematical Model to Predict Dynamic Muscle Force Based on EMG Signal

J.S. Han, G.Y. Chung*, T.H. Lee*, J.Y. Ahn**

CSST, U&U Research and Development, Industrial and Systems Engineering, Hansung University,
School of Mechanical Engineering, Hanyang University*,
Dept. of Orthopedic Surgery, College of Medicine, Sungkyunkwan University**
(Received February 4, 1999, Accepted May 19, 1999)

요약 : 본 논문에서는 근전도의 신호반으로서 동적 운동시 근육에 발생하는 근력 예측을 위한 수학적 모델의 개발에 목표를 두고 있다. 이를 위하여 인체의 관절 운동중에 발생하는 근력과 근전도의 상관관계를 규명하는 것이 필요하기 때문에 동역학적 관절모델로서 수관절을 포함한 주관절이 고려되었으며, 기구학 및 동역학 해석을 위하여 2개의 자유도를 갖는 Flexible Goniometer로 관절의 각변위, 각속도, 각가속도 등의 데이터를 실시간 측정하였다. 근전도 측정을 위해서는 비교적 신호가 뚜렷한 이두박근이 선정되었으며, 운동시 발생하는 이두박근의 근전도 신호는 표면전극을 이용한 다채널 Noraxon EMG 장치로 측정하였다. 결과로서, 근력과 근전도의 측정 시간에 따른 적분값의 비교는 1차 함수의 형태로 비례하는 상관관계로 표현됨을 알 수 있었으며, 동적인 운동시 발생하는 근수축을 동심 수축 구간(Concentric Contraction Period)과 편심 수축 구간(Eccentric Contraction Period)으로 양분하여 분석하였을 때도 근력과 근전도의 측정 시간에 따른 적분값의 비교는 1차 함수의 형태로 비례함을 알 수 있었다. 이 상관관계식을 이용하여 근전도 신호 측정을 통하여 관절에 작용하는 근육의 근력 예측이 가능함을 알 수 있었으며 자기 다른 신체부위의 관절에도 적용할 수 있는 가능성을 보여주고 있다.

Abstract : The purpose of this study is to develop a mathematical model for system identification in order to predict muscle force based on electromyographic signal. Therefore, a finding of the relationship between characteristics of electromyographic signal and the corresponding muscle force should be necessary through dynamic joint model. To develop the dynamic joint model, the upper limb including the wrist and elbow joint has been considered. The kinematic and dynamic data, such as joint angular displacement, velocity, acceleration along with the moment of inertia, required to establish the dynamic model has been obtained by electrical flexible goniometer which has two degree-of-freedom. In this model, muscle force can be predicted only electromyographs through the relationship between the integrated force and the integrated electromyographic signal over the duration of muscle contraction in this study.

Key words : Electromyography(EMG), Goniometer, Muscle Force, Moment of Inertia, External Moment, System Identification

서 론

생체내에서 근육의 힘 및 각 관절에 발생하는 외력을 체계적으로 계산하는 것은 많은 연구의 대상이 되어왔다. 생체는 일정한 기계 시스템과는 달리 생리학적인 요소와 더불어 복잡한

통신저자 : 한정수, (136-792) 서울 성북구 삼성동2가 389번지 한성대학교 산업시스템공학부,
Tel. (02)760-4323, Fax. (02)760-4358

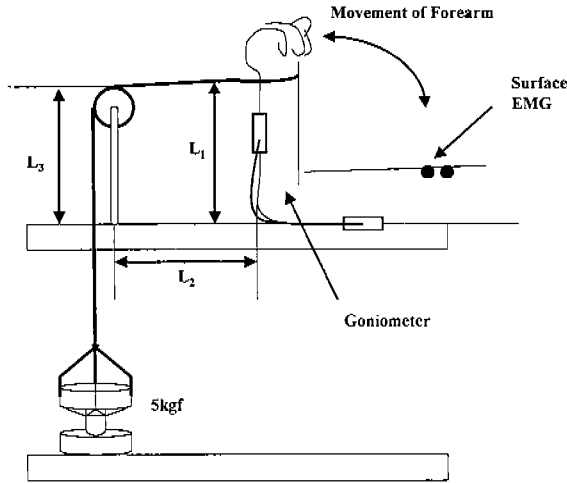


Fig. 1. Diagram of Recording EMG and Goniometer

해부학적인 구조로 되어 있으므로 생체내에서 발생하는 기본적인 내응력의 변화나 크기를 산정하고 예측하는데 있어서 근력 및 관절에 발생하는 모멘트를 물리적 양으로 산정하는 것은 쉬운 일은 아니다. 그 이유는 생체에서 정의된 근력의 산정이 수학적으로 보면 역문제(Inverse Problem)로서 정의되며 해가 무수히 많은 부정정 구조물(Indeterminate Structure)을 이루고 있기 때문일 것이다. 그러나 생체의 대치불인 인공관절, 인공장기 또는 제한 보조용 기기 등을 개발하는데 있어서 근력 및 관절의 모멘트의 산정은 무엇보다도 중요한 문제이다. 근육이 수축할 때 발생하는 전기신호인 근전도(Electromyography: EMG)[1]를 연구함으로써 인체의 운동과 근전도의 상관관계 규명에 대한 많은 연구가 진행되고 있다. 우선 고려되어야 할 것은 근전도(Muscle Electromyography Signal)의 전기적 신호를 통하여 주관절(Elbow Joint)의 동적 운동시 발생하는 각 관절의 관성 효과와 그의 영향에 대한 심층적 평가를 실현하는데 있다. 지금까지 근전도를 이용하여 근력 및 각 관절의 외부 모멘트(External Moment)를 산출하는 연구가 진행되었지만 대부분의 연구는 등척성 수축(Isometric Contraction)[2,3]인 정적인 운동을 통해 구현한 수학적 모델이었기 때문에, 근육의 길이의 변함이 요구되는 동적인 운동을 하는 경우에 대한 근전도와 근력과의 상관관계는 정확히 알려진 바가 없었다. 따라서 본 연구에서는 근육의 길이가 변하는 조건에서 동적인 운동을 했을 때 발생하는 근전도 신호를 이용하여 근력을 예측할 수 있는 보다 일반적이고 실제적인 근육의 수학적 모델을 개발하고자 한다. 근육의 수학적 모델 개발에는 관절의 동적 운동시 발생하는 근전도와 근력의 상관관계를 규명하는 것이 필수 불가결하나, 이를 위하여 동역학적 관절모델로서 수근관절을 포함한 주관절이 고려되었으며, 기구학적 및 동역학적 해석을 위하여 관절의 각 변위(Angular Displacement), 각속도(Angular Velocity), 각가

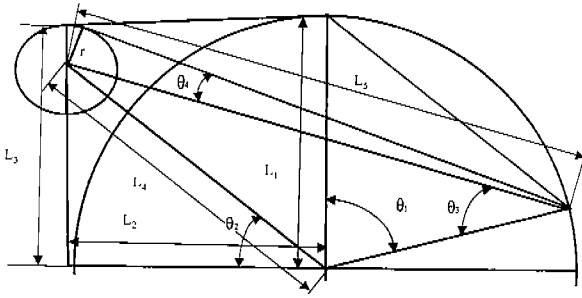
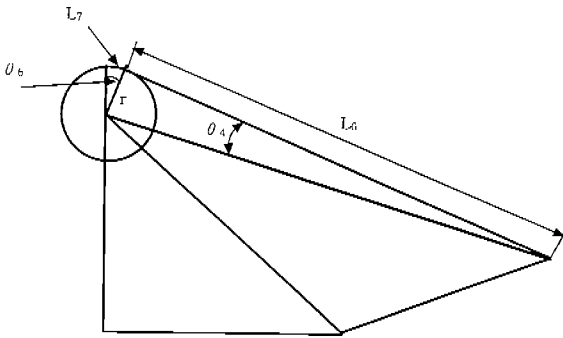
속도(Angular Acceleration) 등의 데이터가 2개의 자유도를 갖는 Flexible Goniometer[4,5]로 실시간 측정되었다. 근전도 신호에 영향을 줄 수 있는 불필요한 외부 조건을 차단하기 위해 위팔을 실현대에 고정시킴으로써 팔꿈치의 이동 운동시 발생하는 불필요한 근전도 신호를 제거하였고, 하중을 도르래로 연결하여 손목에 부착함으로써 손에 직접 하중을 들고 실험을 했을 때 손목의 관절 운동에 의해 발생하는 하중에 의한 관성 효과를 감소시켰다. 하중은 wire를 통해 장력으로서만 손목에 전달되기 때문에 앞팔의 운동에 의한 하중의 관성 모멘트를 제거할 수 있었다. 이와 같은 방법을 통해 정확한 데이터를 구한 뒤, 근전도와 근력의 상관관계식을 유도하였다. 상관관계식을 검증은 위하여 근력의 함수를 카이 자승 함수로 가정하여[6] 실험 결과에 의한 근력의 함수와 비교, 고찰하였다. 즉, 각 관절의 동역학적 모델을 통하여 산출되는 관절 모멘트, 근력과 근전도 신호와의 관계식을 구현함으로써 일상생활에서 각 관절을 구동하는데 필요한 근력뿐만 아니라, 근력에 의하여 발생하는 관절의 모멘트를 예측하고 나아가서는 등 근육과 같은 다른 부위의 근육에 대한 연구도 수행되어 근력과 근전도의 상관관계와 근력 예측을 위한 수학적 모델을 일반화할 수 있을 것으로 전망된다.

실험 방법

동적 운동시의 근육의 근전도를 측정하기 위하여 Noraxon [7]사의 8 채널 표면전극 근전도 측정 시스템을 사용하였고, 동시에 동적 운동시에 발생하는 주관절의 각변위를 측정하기 위하여 Flexible Goniometer를 사용하였다. 본 연구에서는 앞팔을 고정하여 팔꿈치의 이동현상(Translation Motion)을 제거하였고, 하중을 도르래로 연결하여 손목에 부착함으로써 손목관절 운동에 의해 발생하는 불필요한 관성효과를 감소시켰다. 개선된 실험방법은 Fig. 1에서 보는 바와 같이 외력의 조건으로 5kgf의 바벨을 손목의 아랫부분에 wire를 이용하여 부착하였으나 도르래와 wire를 이용하여 손목에 일정하게 하중이 작용하도록 실험 장치를 구성하였다. 표면전극(Surface Electrode)을 이두박근에 부착하고, 2축의 Goniometer를 앞팔과 위팔에 부착하였다. 앞팔과 위팔이 수직을 이룬 상태에서 근전도 측정 장치와 Goniometer를 동시에 작동시킨 후 하중을 끌어 당겼다 내려놓는 운동을 시작하였다. 즉, 굴곡, 신전운동을 1회의 운동으로 계산하여 신호 값들을 측정하고 이와 같은 실험을 10회 반복하였다.

해석 방법

본 연구를 수행함에 있어 생체내에서의 근육의 힘 및 각 관절에 발생하는 외력을 자유물체도를 사용하여 해석하였다. 선정된 팔의 신체부위를 수치적인 해석을 위하여 앞팔(Forearm)과 손(Hand)로 나누어 해석하고 해석에 적용되는 물체의 길이, 무게, 질량 중심의 위치를 설정하였다. 그리고 주관절에서의 모멘트

Fig. 2. Schematic diagram for measuring θ_5 ($\theta_5 = \theta_3 + \theta_4$)Fig. 3. Schematic diagram for measuring L_8 ($L_8 = L_6 + L_7$)

는 중력의 정적 효과[8]와 동적 관성효과[8]를 고려하였다. 우선, 정적인 보멘트를 구하기 위해서는 하중이 작용하면서 도르레에 연결된 wire와 앞팔이 이루는 각변위 θ_5 를 구하여야 하며 이는 Fig. 2의 기하학적인 조건을 고려하여 구한다. Fig. 2, 3은 앞팔이 당겨졌을 때의 모습을 나타낸 것이다. θ_1 은 앞팔의 초기 상태와 운동 상태와의 각도의 차이, 즉 각변위를 나타낸 것이며 Goniometer에서 받아들인 신호의 보정을 통해 계산된다. 도르레의 반지름 $r = 0.025m$ 이고 운동중에 wire에 발생하는 임의 지점의 가속도 a_w 는 Fig. 3의 L_8 을 두 번 미분하여 구한다.

$$L_4 = \sqrt{L_2^2 + (L_3 - r)^2} \quad (1)$$

$$\theta_2 = \cos^{-1} \left(\frac{L_2^2 + L_4^2 - (L_3 - r)^2}{2L_2L_4} \right) \quad (2)$$

$$L_5 = \sqrt{L_1^2 + L_4^2 - 2L_1L_4 \cos\left(\frac{\pi}{2} - \theta_2 + \theta_1\right)} \quad (3)$$

$$\theta_3 = \sin^{-1} \left(\frac{\sin\left(\frac{\pi}{2} - \theta_2 + \theta_1\right)}{L_4 \frac{L_5}{L_1}} \right) \quad (4)$$

$$\theta_4 = \sin^{-1} \left(\frac{r}{L_5} \right) \quad (5)$$

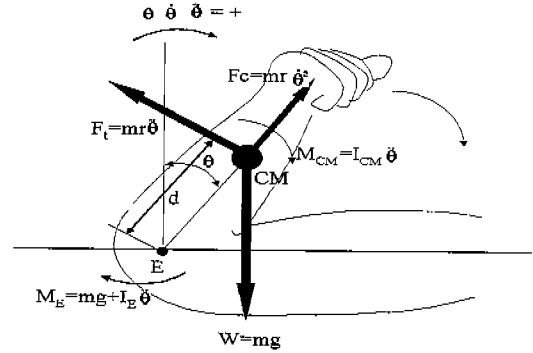


Fig. 4. Single-segment coplanar analysis at elbow of forearm-hand flexion motion

$$\theta_5 = \theta_3 + \theta_4 \left(L_4 \frac{\sin\left(\frac{\pi}{2} - \theta_2 + \theta_1\right)}{L_5} \right) \theta_4 + \sin^{-1} \left(\frac{r}{L_5} \right) \quad (6)$$

$$L_6 = \frac{r}{\tan \theta_4} \quad (7)$$

$$\theta_6 = \theta_1 + \theta_3 + \theta_4 - \frac{\pi}{2} \quad (8)$$

$$L_7 = r\theta_6 \quad (9)$$

$$L_8 = L_6 + L_7 = \frac{r}{\tan \theta_4} + r\theta_6 \quad (10)$$

wire의 가속도가 a_w 인 경우 손목에 수직하게 걸리는 하중을 들어올릴 때의 힘은 $f = m(g + a_w) \sin \theta_5$ 임을 알 수 있다. 동적인 모멘트에 대해서는 Fig. 4에 나타나는 것처럼 접선력 (Tangential Force)과 구심력 (Centripetal Force)을 고려해야 한다. 움직임에 따라 발생하는 접선력 F_t 의 크기는 $F_t = ma$ 로 표현되고 가속도 a 는 신체 부위 질량 중심의 가속도의 접선 방향 성분이다. 물체의 연결부위 중심에서의 회전을 고려하면 $F_t = m\theta d$ 로 표현된다. 여기서 F_t 는 회전 중심에서의 접선력이고 m 은 신체부위의 질량, θ 은 부위의 각속도, d 는 회전 중심에서 질량중심까지의 거리이다. 구심력은 $F_c = m\dot{\theta}^2 d$ 와 같이 나타낼 수 있으므로 회전중심에 대하여 회전각속도의 제곱에 비례하고 중심거리의 크기에 비례 한다. 여기서 d 은 회전중심에서 질량중심까지의 거리, θ 는 신체부위의 각속도이다. 그러므로 주관절에 있어서 발생하는 관절 보멘트는 $M_E = M_{정적} + M_{동적접선력} + M_{동적회전력}$ 으로 나타낼 수 있다. 두 개의 동적 보멘트 항을 평행축 정리를 사용하여 수식을 간단하게 할 수 있다.

$$M_E = M_{정적} + I\ddot{\theta} = M_{정적} + (I_{CM} + md^2)\ddot{\theta} \quad (11)$$

앞팔과 손을 각각 원뿔대의 형상으로 가정[9]하여 앞팔과 손의 관성 모멘트 I_x , I_y , I_z 를 구한다. 주관절 모멘트의 합은 다음과

Table 1. Dynamic parameters for each body segment

Body weight		
65 kgf		
Muscle Angle	Muscle application point	
110°	D = 0.05m	
Forearm		
Length(m)	R_1 (m)	R_2 (m)
0.27	0.0263	0.0406
I_{x1} (kgm ²)	I_{x1} (kgm ²)	I_{x1} (kgm ²)
0.000645	0.000846	0.000645
Weight(kgf)	Center of mass(m)	
1.07	0.12	
Hand		
Length(m)	R_1 (m)	R_2 (m)
0.105	0.0263	0.0454
I_{x2} (kgm ²)	I_{x2} (kgm ²)	I_{x2} (kgm ²)
0.000378	0.000228	0.000378
Weight(kgf)	Center of mass(m)	
0.53	0.32	

같이 나타낼 수 있다. 여기서 m_1 은 앞팔, m_2 는 손, m_3 는 하중, l_1 은 회전 중심으로부터 앞팔의 무게중심과의 거리, l_2 는 회전 중심으로부터 손의 무게중심과의 거리, l_3 는 회전중심으로부터 손목에 부착된 wire와의 거리, J_{z1} 과 J_{z2} 는 각각 앞팔과 손의 관성 모멘트를 나타낸다.

$$M_E = M_{중심} + M_{중심} \cdot \{ -(m_1 l_1 + m_2 l_2) g \cos \theta_1 + m_3 l_3 (g + a_w) \sin \theta_3 \} + \{ (J_{z1} + I_{z2}) \ddot{\theta}_1 + (m_1 l_1^2 + m_2 l_2^2) \dot{\theta}_1 \} \quad (12)$$

그러므로 근력은 식 (12)로 계산되는 주관절의 모멘트를 근육 작용점의 거리 D (Table 1 참조)로 나누면 $F = \frac{M_E}{D}$ 로 표현된다.

Table 1은 식 (11), (12)에 사용되는 데이터 값을 피실험자 중의 하나인 몸무게 65kgf인 대상자에 대한 결과를 제시하여 나타낸 표이다.

실험 결과

Fig. 5는 Goniometer를 통해서 실시간으로 측정된 각변위로부터 주관절의 각속도, 각가속도, 관절 모멘트, 근력 등을 계산하여 실시간상에 나타나는 근전도의 측정치와 비교를 보여주고 있다. Fig. 5를 통해서 실험측정시간동안 근전도의 측정값과 근력을 적분하고, 이들의 적분값들을 비교하여 서로의 연관성을 알아보았다. 그 결과 Fig. 6에서 보는 바와 같이 근육이 수축하

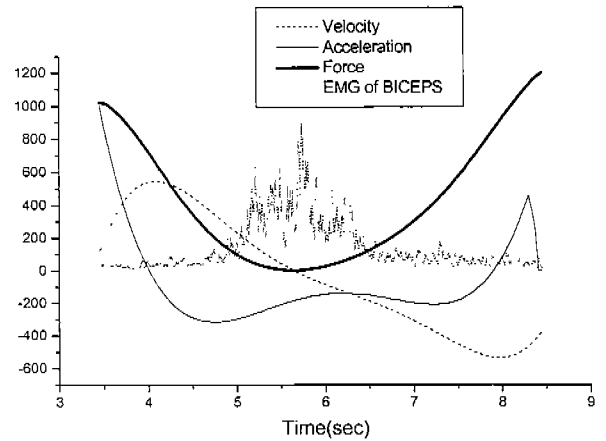


Fig. 5. Comparisons among velocity, acceleration, Force, and EMG

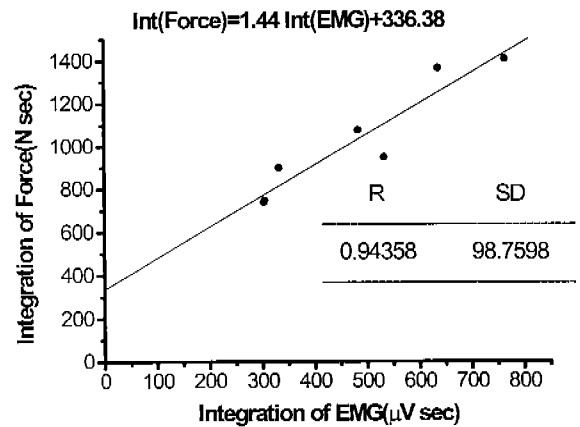


Fig. 6. The Relationship between integrated EMG and integrated muscle force for entire period

는 동안 근전도 측정치의 시간 적분값과 근력의 시간 적분값 사이에는 양의 기울기로 비례하는 직선관계가 있다는 결과를 얻을 수 있었다.

여러번의 실험을 통하여 얻은 근력의 시간 적분값과 근전도 측정치의 시간 적분값 사이의 관계수식은 다음과 같다.

$$\int f(t) dt = 1.44 \int EMG(t) dt + 336.38 \quad (13)$$

근수축의 구간별 해석

실험으로부터 구한 근육의 수축 운동시 Goniometer로 측정된 각변위와 이로부터 산출한 근력을 비교했을 때 Fig. 7과 같이 각변위가 최대가 될 때, 즉 앞팔의 굽힘상태가 한계점에 다달았을 때 근력이 최소가 된다는 사실을 알 수 있었다. 도르래를 통한 하중이 손목에 거의 수직으로 된 상태에서 운동을 시작하

기 때문에 운동이 진행됨에 따라 각변위가 증가하게 되는데 각변위가 최대가 될 때 손목과 도트래의 wire가 이루는 각도가 작아지게 되므로 손목에 걸리는 모멘트가 작아지므로 근력 또한 최대 굽힘 상태에서 최소가 된다. 이와 같은 사실에서 근육의 수축 운동을 각변위의 증감을 기준으로 동심 수축 과 편심 수축 부분인 두 구간으로 나눌 수 있었다.

동심 수축 구간과 편심 수축 구간에서의 시간적분을 통한 근력과 근전도와의 상관관계를 구하면 다음과 같다.

$$\int Force(t) dt = 357.39 + 0.74 \int EMG(t) dt \quad (14)$$

(Concentric Period)

$$\int Force(t) dt = 161.06 + 1.58 \int EMG(t) dt \quad (15)$$

(Concentric Period)

Fig. 9은 동심 수축과 편심 수축에 대한 근전도의 측정치와

근력 사이의 시간 적분값의 비교를 나타낸 결과이다.

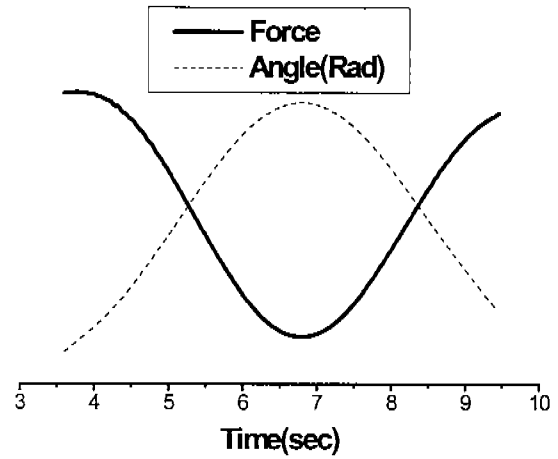


Fig. 7. The Relationship between angle and muscle force

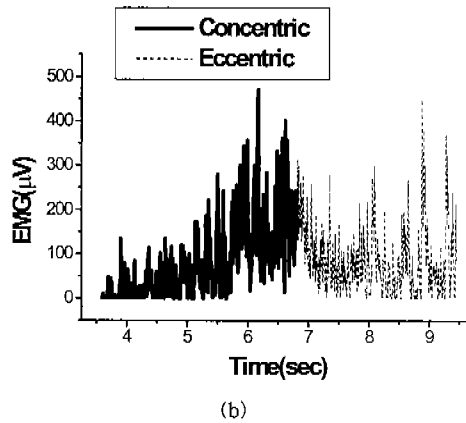
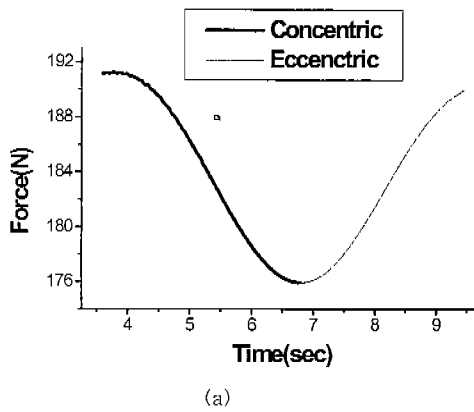


Fig. 8. Division of Force (a) and EMG (b) between concentric and eccentric contraction period

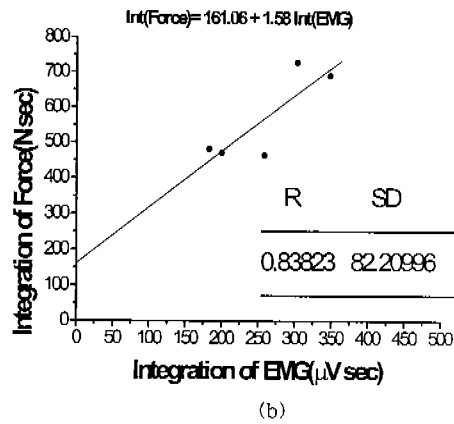
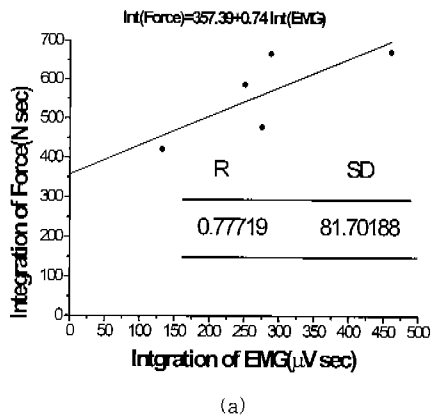


Fig. 9. The relationship between integrated EMG and integrated muscle force for concentric contraction (a) and eccentric contraction (b)

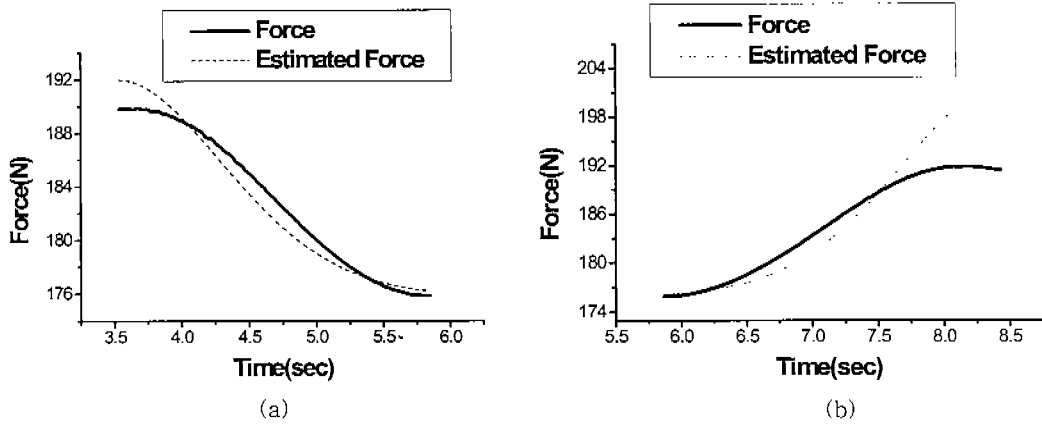


Fig. 10. Comparison between Muscle force and Estimated force for concentric contraction (a) and eccentric contraction (b)

근수축의 구간별 근력 예측

실험결과 구한 근전도 측정치와 근력의 시간 적분값에 대한 상관관계식의 타당성을 검증하기 위하여 상관 관계식을 사용한 실험근력의 함수를 예측하여 보았다. 근력의 그래프 형상은 카이 사승 함수(Kai-Square function)의 형태를 갖으며 함수의 일반식은 다음과 같이 가정하였다.

$$Force(x) = A x e^{-\frac{1}{2}x^2} + B \tag{16}$$

동심 수축 구간과 편심 수축 구간으로 나누어 근력 함수 형상을 카이 사승 함수로 가정하여 식 (8)을 이용하여 근력을 유도하였다. 그 결과는 Fig. 10에서 보듯이 예측을 통해 구한 근사적인 근력의 함수와 근력의 실험 결과의 함수의 형상이 거의 일치함을 알 수 있었다. 따라서, 근육의 수축 운동을 할 때 실험 측정 시간동안 근전도 측정치의 시간 적분값과 근력의 시간 적분값 사이의 상관관계식을 이용하면 근력 함수를 예측하는 것이 가능하나라는 것을 알 수 있었다.

고 찰

새로운 실험 방법은 앞판의 이동운동을 제거하기 위해 위팔을 고정시켰으며 관성에 의해 발생하는 실험 효과를 감소시키기 위해 도르래와 wire를 이용하여 하중을 떨어올렸다. 그 결과 손에 직접 하중을 들고 하는 기존실험과 비교할 때 실험마다 근력의 그래프가 일정한(Constant) 모습으로 나타나 기존 실험시 발생하는 근력의 그래프가 일정하지 않는 오차를 개선할 수 있었다. 근육의 길이가 변하는 조건에서 동적인 운동을 시행했을 때 나타나는 근전도와 근력의 실험결과로부터 근전도 측정치의 시간적분값과 근력의 시간 적분값 사이의 상관관계를 유도하였

다. 이 상관관계식을 이용하여 근전도 측정치의 시간 적분값으로부터 근력 함수를 예측하여 실험을 통해 얻은 함수의 형상과 비교하였고 매우 흡사한 결과를 얻을 수 있었다. 하지만 이두박근에 국한된 결과라는 한계점을 가지고 있으므로 향후 과제로는 다양한 신체 부위의 관절에서의 수축 운동시 발생하는 근력과 근전도 측정값 사이의 상관관계식 연구가 수행되어, 본 논문 결과와 비교를 통해 근력을 산정을 위한 수학적 모델의 일반화가 가능한지에 대한 연구가 요구된다.

결 론

본 연구는 근력과 근전도 측정값 사이의 상관관계를 연구하여 근전도를 이용하여 근력을 예측하는데 목적이 있으며 그 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

(1) 앞판의 이동운동을 제거하기 위해 위팔을 고정시키는 개발 방법으로서 도르래와 wire를 이용하여 하중을 가함으로써 하중에 의해 발생하는 관성효과를 제거할 수 있었고 기존실험과 비교할 때 실험값의 오차를 줄일 수 있었다.

(2) 근력과 근전도를 시간 적분한 값 사이에는 전체적으로 일정하게 증가하는 1차 함수 형태의 선형비례 관계가 있다. 이것은 근전도의 영역(Arcs)이 클수록 힘의 영역(Area)이 커진다는 것을 나타낸다. 운동을 측정되는 각을 기준으로 동심 수축 구간과 편심 수축 구간으로 나누어 근전도 측정치의 시간 적분값과 근력의 시간 적분값을 비교한 결과 선형비례 관계를 알 수 있었고, 이 관계식을 이용하여 근전도의 시간 적분값으로 이두박근의 근력을 예측할 수 있었다.

후 기

본 연구는 학술진흥재단 97년 학제간 연구과제 지원금으로 수행하였으며, 이에 관계자 여러분께 감사 드립니다.

참 고 문 헌

1. Gary L Soderberg, "Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives", U.S. Department of Health and Human Services, pp. 43~120, 1992.
2. Basmajian JV and DeLuca CJ, "Muscle Alive: The Functions Revealed by Electromyography", 5th ed., Williams & Wilkins, p. 205, 1985.
3. Bouisset S, "EMG and muscle force in normal motor activities", In New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology, Vol. 1, pp. 547~583, 1973.
4. Chao EYS, "Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation", Journal of Biomechanics, Vol. 13, pp. 989~1006, 1980.
5. Karpovich PV and Karpovich GP, "Electrogoniometer: A new device for study of joints in action", Fred Proc., Vol. 18, p 79, 1959.
6. Ronald E Walpole and Raymond H. Myers, "Probability and Statistics for Engineering and scientists", 5th ed., Macmillan Publishing Co., pp. 184~185, 1993.
7. "Myosoft EMG Software for Windows: User manual", Noraxon U.S.A. Inc., 1992.
8. Chaffin D and Andersson GJ, "Occupational Biomechanics", John Wiley & Son, pp. 148-182, 1984.
9. 한정수, 민기식, 안재용, 동적운동시의 주관절에 발생하는 관절 토크, 근력, 근전도간의 연관관계 규명-System Identification, 재활공학 연구센터, pp. 6-24 ,1998.