

동적운동시 주관절에 발생하는 근력 및 근전도간의 연관관계

한 정 수

산업 및 기계시스템공학부, 안전과학기술연구소, 한성대학교
(2001년 1월 15일 접수, 2001년 3월 14일 채택)

Investigation of the Relationship between Muscle Force and Electromyography during Dynamic Movement of Elbow Joint

J.S. Han

Dept. of Industrial and Mechanical Systems Engineering, CSST, HanSung University
(Received January 15, 2001. Accepted March 14, 2001)

요약 : 본 연구에서는 상지의 동적 운동시, 상지의 주요 구동요소로서 주요 근육인 전박부 굴곡근, 신전근 및 이두박근 및 삼두박근의 근육들의 근전도를 측정하고, 이와 함께 동적 운동시의 주관절에 발생하는 관절모멘트, 근력, 근전도의 연관관계를 정량적으로 규명함으로써, 해당하는 근육의 근전도만의 측정으로 동적운동 시 필요한 근력의 정량적인 예상을 가능케 하는 수학적 모델을 제시하고자 하였다. 지금까지의 기존 연구는 근력의 등척성 수축운동에서의 근력 예측으로서, 실제 일상 생활에서 발생하는 인체내의 동적운동 상황에서의 근력을 산정 하는데 있어서 제한적 한계를 갖고 있었다. 따라서 본 연구는 실시간 동적 운동시 측정되는 근전도를 이용하여 해당하는 근육의 근력을 예측할 수 있는 수학적 모델을 제시하고자 하였다.

Abstract : The electromyography signal of flexor and extensor muscles of forearm was measured during dynamic movement of upper extremity. The dynamic parameters including inertia effects were calculated through dynamic motion analysis using anatomical freebody diagram. Through this dynamic model, the external force and moment required for joint movement were determined. Simultaneously the muscle forces was predicted by optimization technique and the relationship between muscle force and corresponding electromyography signal was investigated.

In this study, we could develop the mathematical model which can generate the predicted muscle force with input of electromyography signal during dynamic joint movement. Therefore, we conclude that this mathematical model could be a test bed providing potential to develop more sensitive and detail mathematical model which can predict the muscle force quantitatively for the further study.

Key words : Electromyography, Flexor and extensor muscles, Mathematical model, Upper extremity

서 론

지금까지 세계적으로 근전도를 이용한 근력 또는 각 관절에 작용하는 모멘트를 산정 하려는 많은 연구가 진행이 되었으나, 대부분의 연구는 근력 예측을 정적 운동상태에서의 제한적인 수학적 모델로 개발하여왔다[2,4,10,13]. 그러나, 생체는 일반적인 기계 시스템과 달리 생리화학적 요소와 더불어 복잡한 해

부학적인 구조로 되어 있으므로, 생체 내에서 발생하는 기본적인 내용력의 변화나 크기를 산정하고 예측하는데 있어서 기본적인 물리학적 요소인 근력 및 관절모멘트를 산정 하는 것은 쉬운 일은 아니다. 생체에서 정의된 근력 산정의 문제는 수학적으로 역문제 (inverse problem)[2,13]로서 정의되며 해가 무수히 많은 부정정 구조물(indeterminate structure)을 이루고 있기 때문이다.

근력의 등척성 수축운동(isometric contraction)[6,24]에서의 근력 예측이란 실제 일상 생활에서 발생하는 인체내의 동적 운동 상태를 산정 하는데 있어서 제한적 기능을 갖고 있다. 따라서 본 연구는 실시간에서 동적 운동시의 근전도[1,2]를 이용하여 근력 및 관절모멘트를 예측할 수 있는 보다 광범위하고,

본 연구는 2000년도 한성대학교 교내연구비 지원과제임.
통신저자 : 한정수, (136-792) 서울시 성북구 삼선동 2가 389
한성대학교 기계시스템공학부
Tel. (02)760-4323, Fax. (02)760-4218
E-mail. jshan@hansung.ac.kr

실제 상황에서의 근육의 일반적 수학적 모델을 제안하고, 나아가서는 인체 구조 중 가장 중요한 요소 중의 하나인 근육의 이해 및 산정을 통하여 인체의 역학적 내용력을 이해하는데 목표를 두고 있다.

구체적으로는 본 연구에서는 상지의 동적 운동시, 상지를 이루고 있는 주요 근육인 전박부 굴곡근, 신전근 및 이두박근 및 삼두박근의 근육들의 근전도를 측정하고, 이와 함께 동적 운동시의 주관절에 발생하는 관절모멘트, 근력, 근전도의 연관관계를 규명함으로써 복잡한 생체의 구조물을 수학적으로 매번 해석함을 피하고, 단지 근전도의 측정으로서 동적 운동시 관절에 발생하는 관절모멘트 및 근력의 정량적인 예상을 가능케 하는 수학적 모델을 제시하고자 한다.

연구 방법

동적 운동시의 상지의 근전도를 측정하기 위하여 8채널 표면 근전도 측정기 (Noraxon™ surface electromyograph measurement system)를 사용하였고, 동시에 동적 운동시 발생하는 관절의 각변위 측정 및 각가속도를 계산하기 위하여 전자식 각변위측정기 (electrical flexible goniometer[10,16,21], Penny and Giles™)를 사용하였다. 외부 하중의 조건으로서 근육단련운동에 주로 사용하는 바벨(3 kg)을 사용하여, 손에 쥐고 계획된 운동을 수행하였다. 또한 근력의 예측을 위하여 필수 불가결한 생체 내부구조, 특히 근육의 해부학적인 형태자료를 구하기 위하여 상지 근육의 시/종착점 (origin/insertion)에서의 CT-Scan의 필름 자료를 통하여 근육이 갖고 있는 방향 성분, 작용점 등을 산정 하였다. 이를 위해 2차원 영상 자료인 CT-Scan 필름의 데이터들을 공간상의 3차원 데이터로 변환하였으며, 변환된 데이터는 목표로 정한 근력을 산정 하는 자유 물체도에 직접적으로 이용하였다.

근전도 측정기를 통하여 측정되어진 원시데이터는 (raw EMG signal) 전기적 시그널의 대표적 특성인 불연속한 형태

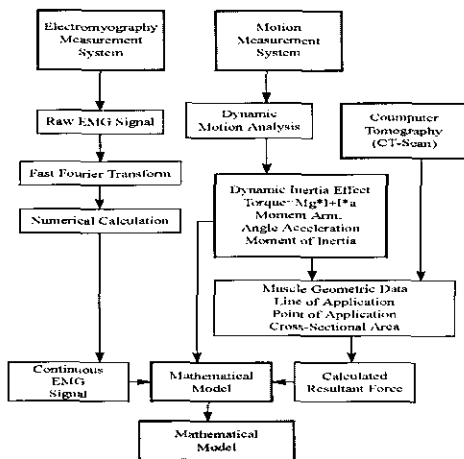


Fig. 1. Schematic Diagram of Experimental Setup and Their Theoretical Development

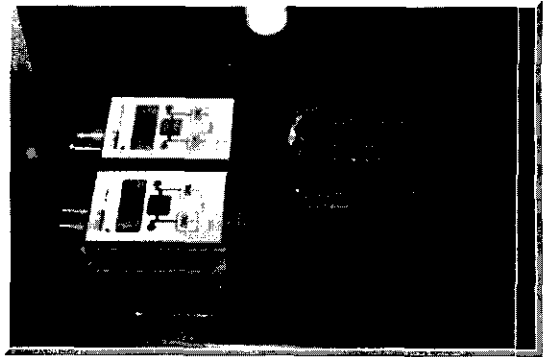


Fig. 2. Angle Display Unit and STP Terminal for Electrogoniometer Measurement

로 나타내어지며, 이것을 연속적인 시그널의 형태로 변환기 위하여 Fast Fourier Transform[5,6,18] 분석 기법을 이용하였으며, 본 연구에서는 위팔의 이두박근의 근전도를 측정하였고, 근전도 측정 기구의 부착 방법은 기존의 발표된 방법[24,25]을 사용하였다. 본 연구에서 필요한 실험 방법과 이론적 전개 방법을 Fig.1에 표시하였다.

Electrogoniometer

관절의 동작측정 방법으로서 2축의 자유도를 갖는 전자식 각변위측정기[1]를 사용하였고 실험방법의 장점은 사용의 편리함과 두 축의 관절 동작을 실제 시간상에서 측정 가능한 것이다. 전자각도기의 전기 신호를 증폭기인 각도표시기 (angle display unit)를 통하여 증폭시킨 후, 이의 아날로그 신호를, A/D 변환기 (Keithley 8 Channel Das-1202)이용하여 디지털 신호로 변환시킨 후 컴퓨터 하드디스크에 신호를 저장하였다. 디지털 신호를 컴퓨터에 받아들이기 위한 데이터 인식 소프트웨어로는 LabTech Notebook™에서 제공하는 소프트웨어를 사용하였다. Fig.2 에서는 컴퓨터에서 데이터를 받아들일 수 있도록 채널을 설정한 전기회로 터미널과 증폭기를 보여주고 있다.

본 연구에서 사용된 전자각도기는 동적 운동시 상지의 주관절의 관절 변화 운동을 측정하기 위하여 총 4개의 자기센서 (magnetic sensor)가 손과 앞팔 및 위팔부위에 부착함으로써, 상지의 동적 운동시 주요 관절에 발생하는 관절의 각변위를 측정 할 뿐만 아니라, 이를 기준으로 동역학 해석 시 필요한 관절의 각속도 및 각가속도를 계산하였다. Fig.3에서는 왼손과 오른손에 있어서 2축의 전자식 각변위 측정기의 실험측정전의 전자각도기의 보정곡선(calibration curve)을 보여주고 있다.

Muscle Electromyography Signal

근전도 측정의 이론적이며 실질적인 정량화를 위하여 표본 측정주파수를 1024Hz 하였다. 근육의 수축에 따른 원시근전도 신호를 통하여, 구한 Rectified된 데이터를 가지고 실제 근육의 수축에 따른 근전도 진폭의 변화양상을 관찰하였다. 본 실험에서 사용된 기기는 근전도 측정을 위하여 잡음이 비교적 적은

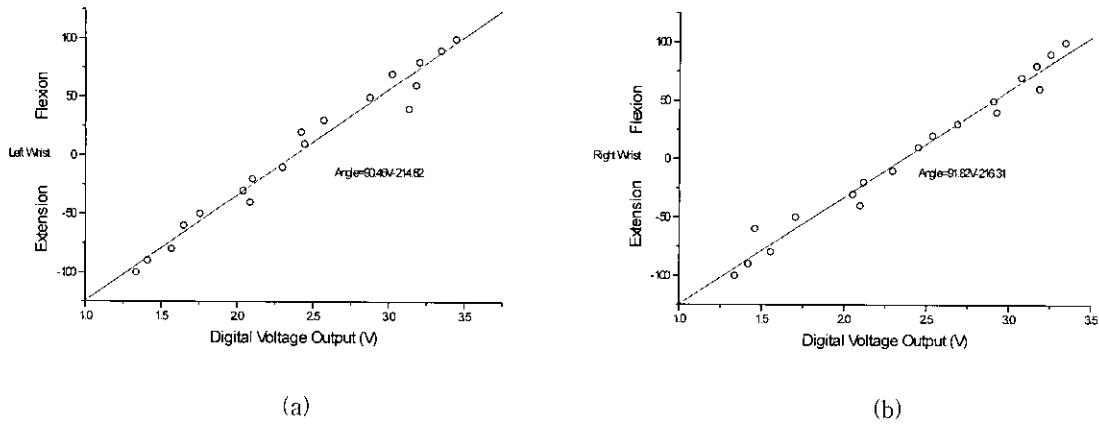


Fig. 3. Calibration Curve of 2-Axis for (a)Left and (b)Right Wrist

NoraxonTM에서 제공하는 표면 전극을 사용하였으며 근전도 측정 시 불필요한 잡음을 제거시키기 위해 표면 전극을 피부에 접촉시키기 전에 접촉할 부위를 선정하고 사포(砂布)로 가볍게 문지르고 알코올로 닦아낸 후 부착하였으며 피부의 온도 보상을 위하여 1시간 숙성 후에 실험을 실시하였다.

각변위 측정기로 측정된 관절운동의 동작 분석 데이터와 연계하여 근전도의 근육 수축에 따른 진폭을 분석하였으며 [18,19,24], 이를 위하여 주관절의 관절운동에 대한 보정 작업 후에 앞팔과 위팔이 갖고 있는 2개의 자유도에 대하여 동작 범위를 측정 할 수 있도록 각변위측정기를 피실험자에게 부착하였으며, 다음에서 설명하고 있는 근전도의 근육 수축에 따른 변화를 동시에 측정할 수 있는 시스템을 구성하였다. Fig.4에서는 피실험자에게 부착된 전극 및 전자식 각변위측정기의 위치를 나타내어 주고 있고 실제 실험에 있어서는 이 두 기기의 시간적 동시성을 가지고 측정 및 분석을 하였다.

실험 절차

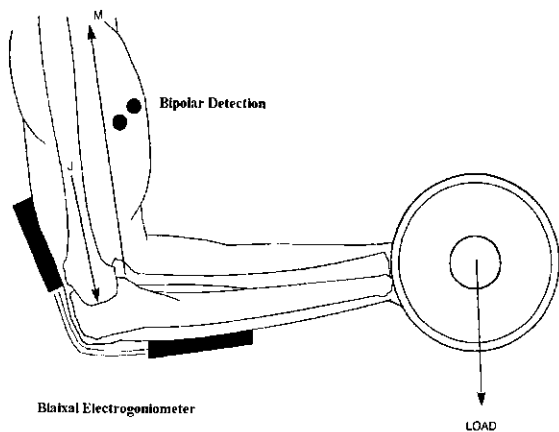


Fig. 4. Bipolar Detection and Biaxial Electrogoniometer Measurement

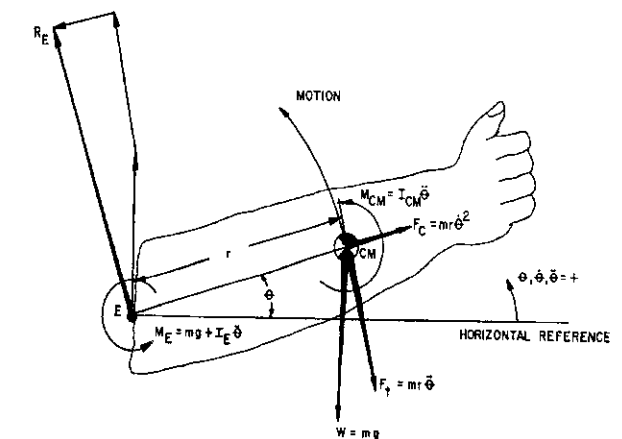
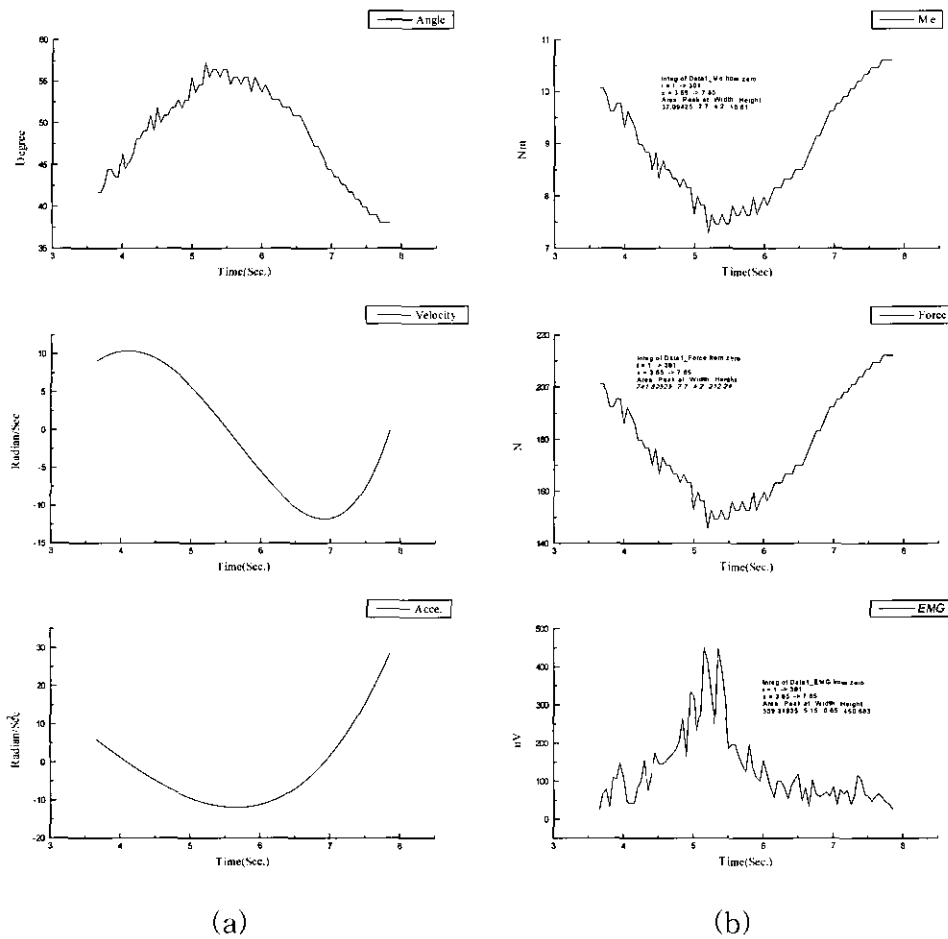


Fig. 5. Single-segment coplanar analysis at elbow of forearm-hand flexion motion

관절의 손상을 받은 적이 없는 신체건강한 성인 남자 10명으로 하여금 Fig. 4에서와 같은 90°의 굴곡자세로부터 근전도 전극을 이두 박근에 부착하고, 각변위 측정기는 각도기는 상호 간섭을 피하여 부착하였다. 그들의 평균 몸무게는 58.5kg이었으며, 신장은 172cm 이었다.

실험 1에서는 관절의 동작속도를 가능한한 느리게 하여 피 실험자가 자연스럽게 바벨을 들어올리는 자세를 통한 근전도와 각변위의 상관관계를 알아보는 실험이며, 실험 2에서는 가능한 한 바벨을 빨리 들어올리도록 하여 관절의 각속도와 각가속도 등의 동역학적 영향을 분석하여, 실험 1과 실험 2의 결과에서 추론할 수 있는 동역학적 관성 효과에 의한 차이가 있는지를 알아보도록 하였다. 또한 각각의 실험에 대해서 10번 이상의 같은 실험을 수행하여, 이와 같은 실험 데이터가 나타내는 일련의 형태를 통계분석을 함으로서 동작과 근전도의 관계를 규명하도록 하였다. 본 연구에서 가정한 동역학적 상지의 모델로서 Fig.5에 나타나 있는 자유물체도를 통하여 분석하였다.



(a) (b)

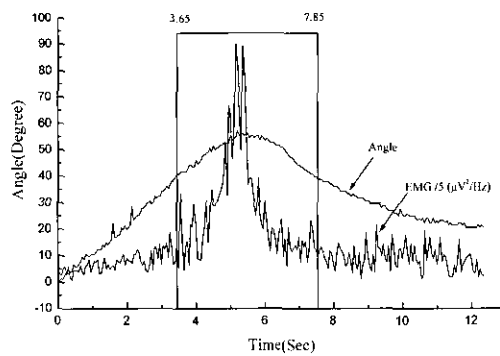


Fig. 6. The profile of angular displacement, velocity and acceleration (a) muscle force vs. EMG signal measured during dynamic activity (b)

결 과

실험 1에서는 실험 방법에서 언급한 바와 같이 주관절의 각속도 및 각가속도 등과 같은 동역학적 영향이 비교적 적은 상황에 대하여 근육 수축에 따른 근력의 양상을 근전도와 각변위의 상관관계에 따라 분석하였다. 생체의 자유물체도를 기본으로 하여 동적운동시 근육의 수축이 시간의 변화에 따른 근

력의 영향을 시간의 함수로서 근전도의 시그널과 동적운동시 주관절에서 발생하는 외부 모멘트 산출을 기본으로 동적운동의 경향을 고찰하였다.

근전도와 근력을 각각의 매개변수로 가정하여, 관절이 운동하는 시간동안의 근전도의 적분값 $\int_S^E EMG(t) dt$ 과, 관절을 동작하는 데에 필요한 근력의 적분값 $\int_S^E f(t) dt$ 으로하는 함수 관

Table 1. 동적 운동시의 근력 및 근전도의 시간에 대한 적분값

Test 1				
Task 1	Real Time(Sec.)		$\int_s^E F(t) dt$	$\int_s^E EMG(t) dt$
	From	To		
Task 1-01	3.65	7.85	109.10	122.51
Task 1-02	1.4	2.5	471.05	171.93
Task 1-03	3.4	7.9	660.83	227.24
Task 1-04	7.9	10	304.08	48.96
Task 1-05	7.25	9.2	402.66	73.06
Task 1-06	6.5	9.65	228.82	12.12
Task 1-07	7.85	10.15	255.74	68.22
Task 1-08	8.15	11	323.04	62.84
Task 1-09	8.55	10.55	403.74	137.20
Task 1-10	7.2	10.55	296.13	41.81

Test 2				
Task 2	Real Time(Sec.)		$\int_s^E F(t) dt$	$\int_s^E EMG(t) dt$
	From	To		
Task 2-01	1.4	1.95	741.81	559.32
Task 2-02	1.6	3.45	239.21	310.94
Task 2-03	1.1	3.7	1058.75	988.54
Task 2-04	4.75	5.9	467.15	92.32
Task 2-05	5.3	6.8	442.77	73.46
Task 2-06	5.2	6.05	695.30	334.72
Task 2-07	5.85	6.8	554.81	126.00
Task 2-08	6.3	7.5	670.47	293.64
Task 2-09	4.15	5.65	473.30	64.54
Task 2-10	6.2	7.3	779.45	384.92

계를 설정하였다. 여기에서의 적분구간 S와 E는 관절운동의 초기시점과 종료시점으로서, 근육의 수축 및 이완시간을 의미한다. Table 1은 피실험자의 10번의 반복적 동적운동시 시간 대비 근력과 근전도의 적분한 결과를 보여주고 있다.

대표적으로 Task 1-01에서의 측정결과로 관절의 굴곡과 신전의 동작시간은 3.65초에서 7.85초구간으로서, 이 구간의 근력 적분값은 109.1 Nsec과 근전도의 적분값은 122.5 $\mu V sec$ 이었다. Task 2-01는 관절의 동작시간은 1.4초에서 시작하여 2.5초에 운동을 마치며, 그 구간에서의 근력 적분값은 741.8 Nsec, 근전도의 적분값은 559.3 $\mu V sec$ 이었다.

실험 1과 2에서 관찰 되었 듯이, 관절운동시 발생하는 굴곡/신전 운동에 따라, 관절의 각변위가 증가할수록 그에 따른 근전도의 진폭 및 근력이 비례적으로 증가하는 경향을 보였으며, 실험 1에서는 실험2의 결과치에 비하여, 관절의 각속도, 각가속도등에 의한 영향은 상대적으로 매우 작게 나타났다. Fig.6은 주관절의 굴곡 및 신전을 하면서 나타나는 각과 근육이 수

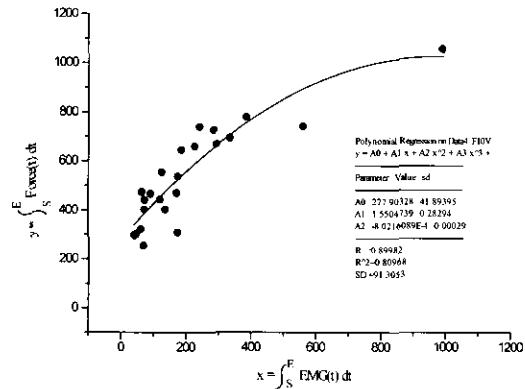


Fig. 7. The relationship between integrated EMG signal and integrated muscle for over the time

축하면서 그 경향성을 동시에 나타낸 것으로서 근육 수축의 시간에 따른 goniometer의 연관관계를 보여주고 있다.

실험 2에서 피 실험자가 바벨을 가능한 빨리 들어올리도록 함으로서, 동역학적 요소가 근육에 미치는 영향을 알아보기 위한 실험으로서, 실험 2에서 측정된 결과를 실험1의 결과와 비교 분석하였다. 실제로 중요한 근전도와 관절의 각변위의 상관관계를 고려해 볼 때, 실제로 근육의 수축이 일어나는 평균시간은 1.33초로서, 실험 1에서 측정 되어진 2.75초 보다 1.42초 가량 짧게 나타나고 있다. 실험 2에서는 관절의 굴곡/신전운동에 의해 각변위가 커질수록 그에 따른 근전도의 진폭도 비선형적으로 증가하는 경향이 관찰되었고, 실험1과 비교할때 이와 같은 경향이 더욱 뚜렷이 나타났음을 확인하였다.

Fig.7은 실험 1과 2에서 측정된 근전도와 근력의 적분값을 바탕으로, 각각의 실험에 대해 10번의 task를 실시하여 얻은 측정 데이터를 통계적인 회귀분석을 통해 분석하였다. 본 그림에서의 x축은 근전도의 적분값으로 가정하였으며, y축은 근력의 적분값으로 가정하였으나, xy축의 교환은 가능하며 선정에 있어서의 특별한 의미는 두고 있지는 않다. 시간에 따른 근전도 적분값이 증가함에 따라, 근력의 적분값도 비선형적으로 증가함을 알 수 있다.

고 찰

본 연구에서는 근전도 자료를 이용하여 정량적인 근력의 크기 및 외력의 크기를 수치적으로 예측할 수 있는 상지의 수학적 모델을 구축할 수 있었으며, 이러한 연구결과는 인체를 이루고 있는 근골격계의 기계적인 변화를 정량적으로 산정 할 수 있는, 운동시 발생하는 근전도, 근력, 모멘트의 실시간에 따른 연관성을 규명함으로써, 근육의 등척성수축의 양상에서 구할 수 없는 동적 운동특성을 분석하고 이해할 수 있었으며, 좀 더 심세한 수학적 모델을 개발할 수 있는 기반을 구축하였나 할 수 있다.

1. 본 실험에서 산출된 데이터를 기준으로 x축은 근전도의 적분값으로 가정하였으며, y축은 근력의 적분값으로 가정하였으나, xy축의 교환은 가능하며 선정에 있어서의 특별한 의미는 두고 있지는 않다. 시간에 따른 근전도 적분값이 증가함에 따라, 근력의 적분값도 비선형적으로 증가함을 알 수 있었다.

2. 실험 2에서와 같이 시간에 따른 동역학적 영향이 작지 않은 경우에는 관성모멘트가 자연적으로 증가함에 따라, 근력의 적분값이 증가하며 근육수축 또한 증가되는 것을 확인하였다.

참고 문헌

1. S.K. Cho, S.J. Kim, K.H. Lee, Y.M. Lee "Foot Ankle Orthotic Devices in Functional Analysis", KOSO-MBE Fall Conference, Vol 20, No 1, p235, 1998
2. Antonitte Maniatty, N. Zabarar, and K. Stelson, "Finite Element Analysis of Some Inverse Elasticity Problems" Journal of Engineering Mechanics, Vol. 115, p.1303, 1989
3. Ayoub MA, Ayoub MM, Ramsey JD. A stereometric system for measuring human motion. Hum Factors pp.523~535, 1970
4. An KN, Chao EYS. Kinematic analysis of human movement. Ann Biomedical Engrg. pp.585~597, 1984
5. Brigham EO: The Fast Fourier Transform and Its Applications. Englewood Cliffs, NJ, Prentice Hall Inc, 1988
6. Basmajian JV, and DeLuca CJ "Muscle Alive: Their Functions Revealed by Electromyography" ed 5. Baltimore, MD, Williams & Wilkins, p205, 1985
7. Boone DC, Azen SP. Normal range of motion of joints in male subjects. J Bone Joint Surg. p.756-759, 1979
8. Brumfield R, Nickel V, Nickel E. Joint motion in wrist flexion and extension. South Med J. pp. 909-910, 1966
9. Cho EYS. Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. J Biomech. pp.989-1006, 1980
10. Chao EYS, and Morrey BF, "Three-dimensional rotation of the elbow", J Biomech. pp.57-73, 1978
11. David Hawkins, "Stretch-Shortening Cycle kinematics and Muscle Force potentiation of the Rat Tibialis Anterior Muscle" Proceedings of American Society of Biomechanics, p.95, 1993
12. Don B. Chaffin and Gunnar B.J. Andersson, Occupational Biomechanics, John Wiley & Sons, New York, pp 178-179, 1984
13. Edwin K.P. Cahng and Stanislaw H. Zak, An Introduction to optimization, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1996
14. Hayes WC, Feldman JM, Oatis C, Nixon JE. Gait analysis by multiaxial accelerometry. Dallas: Trans 24th Orth Res. Soc, p.104, 1978
15. Kadefors, R., Myo-electric signal processing as an estimation problem. In New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology, Ed. by J. E. Desmedt, Vol. 1, pp.519-532, 1973
16. Karpovich PV, Karpovich GP. Electrogoniometer: a new device for study of joints in action. Fed Proc. p.79, 1959
17. Kleinman WB, Steichen JB, Strickland JW. Management of chronic rotatory subluxation of the scapoid by scapho-trapezio-trapezoid arthrodesis. J Hand Surg. pp. 125-136, 1982
18. Lindstrom L, Petersen I: Power spectra of myoelectric signals: Motor activity and muscle fatigue. Butterworth Publishers, pp. 66-87. 1981
19. Milner-Brown HS, Stein RB: The relation between the surface electromyogram and muscular force. J Physio. London, pp.549-569, 1975
20. Morris JRW. Accelerometry-a technique for the measurement of human body movement. J Biomech. pp. 729-736, 1973
21. Morrey BF, Askew LJ, An KN, Chao EYS. A biomechanical study of normal functional elbow motion. J Bone Joint Surg. pp.872-877, 1981
22. P. Hajela: "Stochastic Search in Structural Optimization Genetic Algorithms and Simulated Annealing" American institute of Aeronautics and Astronautics, Inc., Washington, D.C., p.611, 1993
23. Palmer AK, Werner FW, Murphy D and Glisson R. "Functional wrist motion: a biomechanical study". J Hand Surg. pp.125-136, 1982
24. Vredenburg, J. and Rau, G. Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance. In New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology, Ed by J.E. Desmedt, Vol. 1, pp.607-622, 1973
25. Winter D.A., Rau G., Kadefors R., Broman H., and DeLuca C.J.: Units, Terms, and Standards in Reporting of EMG Research. Report of the Int. Soc. Electrophysiol Kinesiol. 1980