

팔운동의 관절 회전 및 근전신호 측정 시스템

손재현 · 이광석 · 홍성우 · 지성현 · 남문현

= Abstract =

A Measuring System for the Joint Rotations and the Myoelectric Signals of Human Arm Movements

Son Jae-Hyun, Lee Kwang-Suk, Hong Sung-Woo,
Ji Seong-Hyon, Nam Moon-Hyon

The aim of this study is to design an electrogoniometer for the measurement of three dimensional human elbow joint rotations. Using this device and visual monitor, we measured the angle of elbow joint rotations during the goal-directed movements. And we extracted myoelectric signals (MES) to verify the inter-relationship of elbow joint activities and constructed a system for the analysis of the spectrum for MES.

The data obtained from this system will be used for the controller signal of prosthetic arm.

1. 서 론

인간이 근육을 움직일 때 발생하는 전기적 신호인 근전신호(MES)는 인간의 의사에 의해 신경 자극에 따른 발화로 발생된다. 이러한 MES를 사지가 절단되거나 마비된 환자들을 위한 보철장치 제어에 응용하기 위해서는 팔운동의 각 기능에 따른 MES 신호 인식과 팔운동의 동특성 등을 정량적으로 해석하여 제어 신호로 사용해야 한다. 이를 위하여 팔꿈치 관절 운동시 정확한 회전각도 측정과 동시에 MES를 측정하는 것은 팔운동 크기에 기여하는 전완의 생체역학적 필요량의 해석과 팔꿈치 운동의 모델링에 필수적인 것이다[1]. 또한 이러한

측정 시스템은 진료나 치료의 객관적인 데이터를 얻을 수 있으므로, 기능 장애에 대한 평가나 팔꿈치 관절의 질환을 갖고 있는 환자의 치료 효과를 점검하는데도 중요한 역할을 한다.

운동시 관절 회전각도에 대한 초기의 연구는 대개 수동각도계를 사용하는 2차원적 측정에 기초를 두었으며, 이러한 측정에서의 데이터는 Boone 과 Azen[2]에 의해 보고된 것과 같이 팔꿈치 관절운동의 최대 범위를 측정하는 상완의 정적인 위치 측정에 국한되었다. 그 후, Davis[3]는 일상생활에서 팔꿈치의 동적인 회전을 연구했으며, 또한 Youm 연구진들[4]이 초음파와 마이크 수신기를 사용하여 팔꿈치 운동의 외전-내전(abduction-adduction)을 무시한 2차원적 운동을 측정하였고, 실질적인 3차원적 분석은 Chao[5] 등이 전기각도계를 사용하여 팔꿈치의 회전각도를 측정하였다.

본 연구는 팔꿈치 관절에서 발생하는 3차원적 회전운동을 측정하기 위한 전기각도계(electrogo-

(접수 : 1993년 1월 26일)
건국대학교 공과대학 전기공학과
Department of Electrical Engineering, Kon-Kuk University, Seoul 133-701, Korea

niometer)를 설계하고, 시각모니터를 통해 정상인의 목표지향적 팔운동시 팔꿈치 회전운동의 각위치를 측정하고 동시에 MES를 측정하여 서로의 상관관계를 규명하고, MES에 대한 스펙트럼 분석을 할 수 있는 근전도 시스템을 구성하였다. 구성된 시스템에서 얻어진 데이터는 보철장치설계를 위한 기초자료로 사용됨을 목적으로하여 1인의 피검자에 대해 정량적인 데이터 분석실험을 수행하였다.

2. 팔꿈치 관절회전의 정의

인간의 팔꿈치는 요척골 관절 (radioulnar), 상완척골 관절 (humeroulnar), 상완요골 관절 (humero-radial articulations)의 3가지 기본관절로 구성되어 있다. 이 관절들은 3자유도로 표현 될 수 있으며, 굴곡(flexion), 신전(extention), 회내(pronation), 회외(supination), 그리고 외전(abduction), 내전(adduction)운동 등의 6가지 운동요소를 포함하고 있다. 팔꿈치 관절 보철을 설계하기 위해서는 6가지 기본운동요소를 고려함으로써, 팔꿈치의 정상적 기능을 수행할 수 있으며, 실질적인 3차원적 관절을 형성한다.

3차원 공간에서의 관절의 방위(方位)에 대한 이론은 Chao 등이 시체에서 분석했다.[6] 본 논문에서는 이를 이용하여 2개의 팔꿈치 관절기준을 사용하는데, 고정틀 축(X,Y,Z)은 상완골에 해당하고, 이동틀 축(x,y,z)은 전완에 해당되도록 한다. 그림 1은 2개의 팔꿈치 관절기준을 도시하였다.

Z축은 소두(capitellum)의 중앙과 내측상과 (medial epicondile)의 측면이 만나는 선으로 한다. Y축은 상완골의 정중앙을 관통하는 직선으로, Z축과는 수직으로 교차한다. 이들 두축의 교차점은 팔꿈치 관절의 중앙인 C로 정의하며, 이 점은 표준해부학에서는 팔차의 중심에 가까운 곳에 위치해 있다. X축은 Y와 Z에 모두 수직이며 전방을 향하여, 오른팔의 3축을 형성한다. 이동 좌표계에서 y축은 척골의 경상돌기 중앙경계와 팔꿈치 관절의 중앙을 연결한다. z 축은 요골경의 중앙을 통과하며 y축과 직교하며, 팔꿈치 관절이 중앙위치 (neutral-position)에 있을때, Z축과 평행을 이룬다. x축은 Y축(상완골)과 같은 시스템으로 정의된다.

팔꿈치의 굴곡-신전운동 각(θ)은 고정좌표계의 Z축에 대한 회전으로 정의하며, 회내-회외운동 각

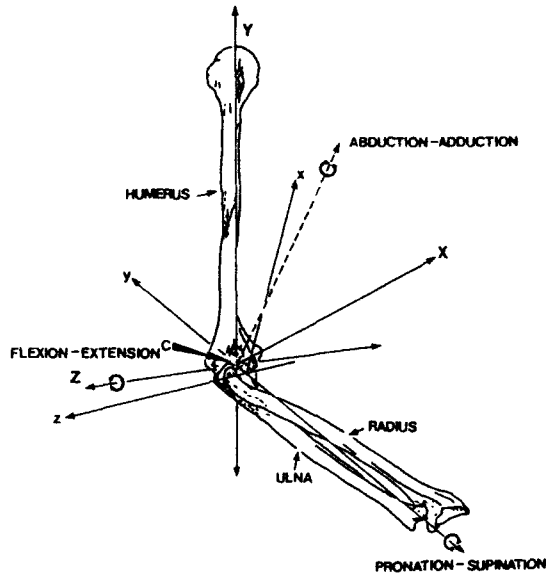


그림 1 팔꿈치의 관절기준

Fig. 1 The coordinate system of elbow joints

(ψ)은 이동좌표계의 y축에 대한 회전을 가리킨다. 그리고 외전-내전운동 각(θ)은 Z축과 y축에 수직으로 교차하는 축에 기준을 두고 측정한다. 이러한 정의에 의해, 이 3가지 관절회전의 경로는 별로 중요하지 않으며, 상완골에 따라서 전완의 최종 방위가 결정된다. 즉, 굴곡-신전운동 각(θ)과 회내-회외운동 각(ψ)은 외전-내전운동 각(θ)이 0 일경우에만 서로 직각을 이룬다.

팔꿈치 회전관절이 위와같이 정의될때 굴절-신전운동축은 상완골에 고정된 채로 있게 되고 다른 두 운동요소 외전-내전운동 각과 회내-회외운동 각의 방위에 영향을 미친다.

위와 같이 상완에 고정된 좌표계에 전완의 이동 좌표계를 관련시켜 정의 된다면, 팔꿈치 회전의 세부적인 회전운동이 정의 될 수 있고, 각도계 연결 시스템이 정의된 운동축과 특성에 따라 구성된다면 팔꿈치 관절회전을 정확히 측정할 수 있다.

3. 팔꿈치 전기각도계의 설계

독특한 관절회전 운동의 정의에 따라 팔꿈치의 3차원적 회전운동을 측정할 수 있는 시스템을 설계 하였다. 제작된 팔꿈치 전기각도계는 3개의 중요한 축을 기본으로 설계 되었는데, 굴곡-신전운동

축과 회내-회외운동축은 팔꿈치 관절중양에서 교차하며, 내전-외전운동축은 해부학적으로 상완관절과 평행을 이루도록 하였다.

팔꿈치 전기각도계의 전체모형 설계는 전완과 상완골의 상대적인 비교와 함께 그림 2에 나타나 있다. 그림 3은 피검자가 실제 전기각도계를 착용한 모습을 보여주고 있다.

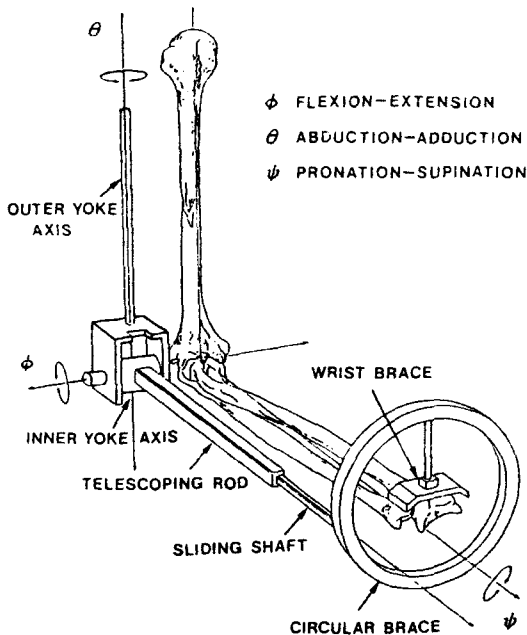


그림 2 팔꿈치 관절구조와 전기각도계의 상대비교
Fig. 2 The relation comparison of electrogoniometer and elbow skeletal structure



그림 3 실제의 전기각도계
Fig. 3 Actual electrogoniometer

유니버설 조인트의 형태로 된 2중이음쇠는 상완골에 고정되어 있고, 팔꿈치관절의 측면에 위치한다. 내부이음쇠 축 (Inner yoke axis: 회전축)은 상완골에 고정되어, 팔꿈치의 굴곡-신전운동축(ϕ)과 함께 작용함으로써 굴곡-신전운동을 측정할 수 있다. 외부이음쇠 축 (Outer yoke axis: 회전봉)은 외전-내전운동축(θ)과 함께 이동 함으로써, 외전-내전운동의 측정을 가능하게 한다. 이들 두축은 유니버설 조인트 구조에 의해 서로 직각이며, 이 기구에 의해 측정된 각 변위는 팔꿈치 관절운동의 정의와 일치한다. 내부이음쇠축은 연결막대(telescoping rod)를 통해 원형 받침대(Circular brace)의 측면에 견고하게 연결되어 있다. 연결막대는 원형받침대와 수직을 이루고 있기 때문에 회내-회외운동축도 또한 원형 받침대의 평면과 수직을 이룬다. 원형 받침대의 안쪽으로는 손등쪽과 손바닥쪽의 요골과 척골을 단단히 고정시킬수 있는 경사진 대팔호 모양의 손목지지대(Wrist brace)를 설치하였다. 원형 받침대와 손목지지대 사이의 연결 막대는 피검자의 전완의 말단에 맞춰 조정할 수 있도록 설계하였다. 연결 막대는 속이 빈 사각면체로, 원형받침대와 연결된 가로, 세로 1.3cm의 직사각형 미끄럼 막대(Sliding shaft)를 지지한다. 그리고 미끄럼 막대의 미끄러짐 운동은 피검자의 전완길이에 따라서, 혹은 운동시 변하는 전완의 길이에 맞춰 조정할 수 있으며 또한 미끄럼 막대는 운동시 불필요한 회전운동을 방지 할 수 있도록 하였다. 원형받침대의 내부 직경은 10cm로 전완의 말단을 손목지지대로 고정시키기 위해 커다란 손이 통과할 수 있는 충분한 크기이다. 손목지지대는 전완의 말단을 고정하는데 불편이 없도록 경사진 대팔호 형태로 만들었으며 안전하게 손목을 감싸기 위해 스펀지가 부착되어 있다. 전기각도계를 설치하여 팔꿈치 회전 운동을 시작하기 전의 자세는 상완골은 지면과 수직을 이루고 몸통축과 평행을 이루고 전완은 손가락이 앞쪽으로 향하고 손바닥은 위쪽을 향하는 중립위치에 있어야 한다. 운동 각 위치를 측정하는 회전형 전위차계의 적당한 위치는 정확하고 반복적인 측정을 하기 위해 신중을 기해야 하는데 상완과 전완의 해부학적인 기준과 방위에 일치하도록 설치하였다. 굴곡-신전운동을 측정하는 회전형 전위차계는 팔꿈치와 일치하는 위치에 설치하고, 내전-외전운동을 위한 회전형 전위차계는

상완의 중심부분의 선을 따라 어깨 위쪽의 회전봉에 연결시켜 설치하였고, 외부 이음쇠에 연결된 회전봉은 상완골의 축과 평행하도록 설계하였다. 회내-회외운동을 측정하는 회전형 전위차계는 전완의 말단에서 외부 손잡이를 잡고 회전운동을 할 수 있도록 전완의 끝 부분에 설치하였다. 유니버설 조인트 중앙과 팔꿈치 관절 중앙사이의 거리가 대략 3.9cm가 되도록 설계하여 회내-회외운동의 해부학적 축이 연결 막대에 평행이 되고, 원형 받침대의 중앙을 통과할 수 있도록 하였다.

운동시 회전형 전위차계($\pm 5V$, COPAL, $1k\Omega$, $\pm 0.1\%$)의 회전 아날로그 신호는 A/D 변환기를 통해 디지털 컴퓨터에 의해 처리되고, 동시에 발생하는 운동데이터를 실시간으로 관측할 수 있다.

4. 시스템 구성

본 장치는 시각 모니터를 통한 정상인의 목표지향적 팔운동시 시간최적 팔꿈치 회전운동의 각 위치를 측정하고 동시에 MES를 측정하여 서로의 상관관계를 규명하고 정량적으로 해석하기 위해서 하드웨어로 전기각도계를 사용한 회전각도 측정장치와 근전신호 검출장치를 구성하였으며, 소프트웨어는 시각 모니터 프로그램, 팔꿈치 회전변위에 따른 동특성 측정 프로그램, 또 각 위치에 대한 이두근과 삼두근의 근전신호 측정 프로그램, 이에 따른 스펙트럼 분석 프로그램을 C-언어로 구성하였다.

4.1 하드웨어 구성

(1) 근전신호 검출장치

근전신호를 검출하기 위해 사용되는 전극에는 침전극과 Ag-AgCl 부동 표면전극 등 여러 종류가 있으나, 본 실험에서는 전치 증폭기가 내장되어 있는 표면전극(Motion Control Inc, Model ML-220)을 사용하였다. 한쌍의 표면 전극(ML-220)을 사용하여 얻은 근전신호는 가변증폭기(Tektronix Model AM 502)에 연결한 후 60dB/decade를 갖는 5Hz 고역 Butterworth 여파기와 250Hz 저역 Butterworth 여파기를 통과시켜 불필요한 신호들을 제거하였다. 그리고 피검자가 팔운동을 할때, 오실로스코프(MEGURO Model MO-1252A, 25MHz)에 나타난 신호를 보고 잡음의 영향이나, 실험하기 위한 조건

이 좋다고 판단될 때 스스로 운동을 할 수 있도록 하였다.

(2) 운동특성 검출장치

팔이 어떤 운동을 할때 발생하는 근전신호는 그 운동의 크기, 속도, 힘에 따라 모두 다르게 나타난다. 따라서 팔운동의 위치측정과 이 위치를 이용하여 운동속도, 가속도를 구하는 것은 팔운동에 대한 근전신호의 정확한 해석에 필수조건이다. 본 논문에서는 이 팔운동의 크기및 동특성을 나타내기 위해서 팔꿈치 관절의 각변위를 사용하였다. 즉, 전기각도계에서 아날로그 신호를 60 Hz noise filter를 통과시켜 잡음을 제거 하였고, 이렇게 검출한 근전신호와 위치신호를 A/D변환기(Adventech Co, Model PCL-714 Super-Lab card, 12bit)를 거쳐 IBM-PC/AT컴퓨터(CPU:80386, Coprocessor: 80387)에 입력시켜 처리하였으며 이때 샘플링 주파수는 500Hz로 하였다. 실험을 위한 전체 시스템의 블록 선도는 그림 4와 같고 그림 5는 전체 시스템 전경을 보여주고 있다.

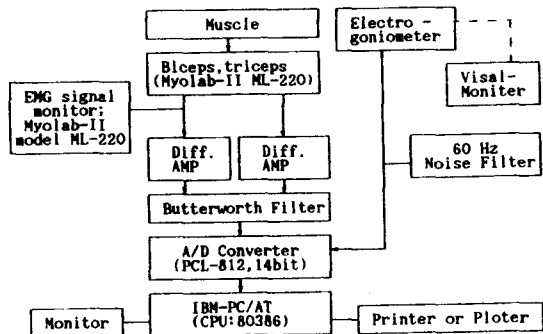


그림 4 전체 실험 장치 구성도

Fig. 4 Overall system block diagram

4.2 소프트웨어 구성

사용한 소프트웨어는 팔꿈치 운동에 따른 근전신호 측정 시스템용으로 설계하였고, 그림 6의 (a)(b)(c)는 소프트웨어 플로우차트이다.

피검자가 시각모니터에 설정된 목표위치를 보고 팔운동을 수행하면 운동과정이 그래픽으로 표현되고, 컴퓨터 조작에 의해 이 운동의 동특성 화면,



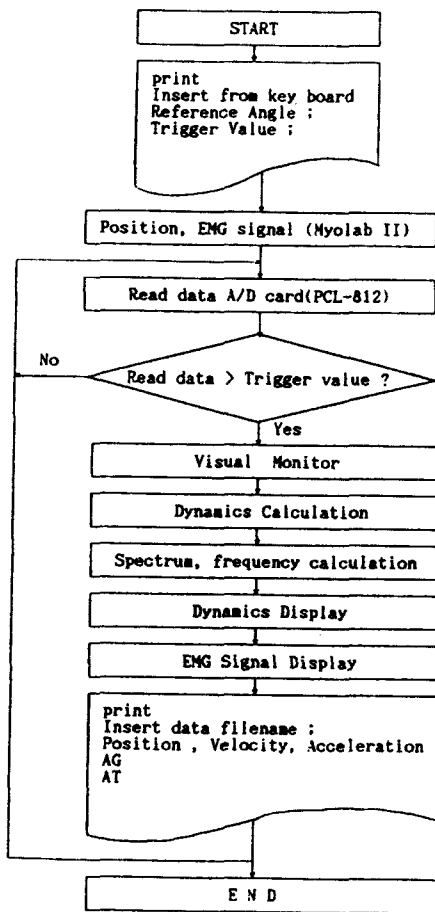
그림 5 구성된 시스템 사진

Fig. 5 System Photo

EMG 화면, 전력 스펙트럼이 차례로 화면에 그래픽되며 각각의 데이터는 데이터 메모리에 저장되는 구조로 되어있다.

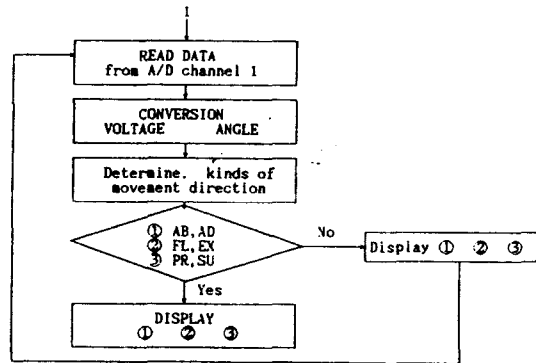
(1) 시각 모니터 프로그램

본 연구에서는 목표 지향적 운동을 하였을 때, 정확한 각도운동 과 운동과정을 시각적으로 볼 수 있는 시각 모니터를 소프트웨어로 구성하였다. 즉, 모니터상에 기준위치와 목표위치를 설정하고 운동을 수행함에 따라 변하는 데이터 값을 모니터에 나타냄으로서 운동과정을 실시간으로 볼 수 있게 설계하였다. 즉, 운동시 발생하는 팔의 위치신호는 전기각도계의 회전형 전위차계를 사용하여 측정하



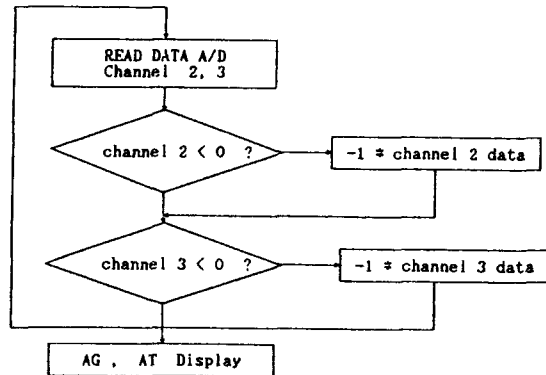
(a) 전체 흐름도

(a) The flowchart of overall system



(b) 시각 모니터 계산을 위한 흐름도

(b) The flowchart of visual monitor



(c) 근전 신호 처리 흐름도

(c) The flowchart of MES processing

그림 6 소프트웨어 플로우차트

Fig. 6 Software flowchart

였으며 이때 발생하는 신호의 범위는 $\pm 5V$ 이므로 A/D 변환기를 통해 0~4095까지 이산값으로 입력되고 이때의 샘플링 주파수는 500Hz이다. 이 값이 회전운동의 신호로 변환되어 운동과정이 그래픽으로 시각화가 이루어지며 그래픽 시간은 30ms 정도의 실시간으로 처리된다. 그래픽과정은 입력값이 각도로 환산되고 그래픽 좌표로 변환되는 구조로 되어있다.

$$X=r \cos\theta, Y=r \sin\theta \text{ 로 주어지며}$$

$$\theta=2\pi[(\text{input value}-2047)\times \text{compensation}]$$

X : 모니터 좌표의 X축의 위치
Y : 모니터 좌표의 Y축의 위치
 θ : 운동 각변위
(Compensation = $1/2047 \times 90^\circ \times 90/55.6$, 보정값)

(2) 동특성 및 근전신호 측정 프로그램

A/D변환기 채널 1로부터 입력되는 운동각도에 따른 전위차계 출력신호는 시각모니터의 입력으로 사용되어 운동과정을 도시해 주기도 하지만, 동특성의 검출에도 사용된다. 즉, 입력된 운동변위에 대한 데이터값의 중분을 샘플링시간으로 나누어 1계미분하면 각 속도, 2계미분하면 각 가속도를 얻을 수 있다.

즉, 입력값을 각도로 환산하면 다음과 같으므로

$$\theta=2\pi[(\text{input value} - 2047)\times \text{compensation}]$$

$$\frac{d\theta(t)}{dt} = \frac{(\theta_n - \theta_{n-1})}{\text{sampling time}}$$

$$\frac{d^2\theta(t)}{dt^2} = \frac{(\theta_n'' - \theta_{n-1}'')}{\text{sampling time}}$$

운동변위 측정과 동시에 2개의 표면전극 으로부터 측정된 근전신호는 A/D 변환기의 채널 2, 3으로 입력되는데 이 신호 또한 0~4095까지의 이산값으로 입력된다.

이 신호는 OV를 기준으로하면 2047에 해당하므로 2047 이상의 값은 (+)신호, 그 이하의 값은 (-)신호로 인식하게 되는데, 이두근과 삼두근에서 측정된 근전신호의 상관관계를 규명하기 위하여 이두근의 근전신호는 모두 (+)로 변환하였고, 삼두근의 근전신호는 모두 (-)로 변환하여 두 신호를 중첩되게 그래픽하도록 프로그램을 구성하였다. [7][8][9]

(3) 스펙트럼 분석 프로그램

랜덤신호들은 확률분포의 평균 및 분산 등 통계적인 방법으로 표현하나 전력스펙트럼을 사용하여 신호의 특성을 더욱 잘 표현할 수 있다. 전력스펙트럼은 주기, 비주기 랜덤신호에도 응용할 수 있으며 여러주파수에 걸쳐 분포되어있는 전력 또는 에너지의 평균양이다. 따라서 운동시 전송되어지는 신호의 각 주파수대에 해당하는 전력스펙트럼은 신호의 변동에 따른 특성을 표현 할 수 있으므로 각 운동기능에 대한 근육수축의 변화특성을 운동기능 분류에 적용할 수 있다.

본 연구에서는 표면전극에서 얻은 이두근과 삼두근의 근전신호를 각각 주파수영역으로 이산 푸리에 변환하였으며 계산속도를 고려하여 고속푸리에 변환(fast Fourier transform, FFT) 알고리즘을 사용하였다. 이렇게 변환된 신호는 절대값의 제곱을 취하면 전력 스펙트럼이 된다.

수학적으로 전력 스펙트럼 P_k 는 아래와 같이 계산되어진다.

$$P_0 = 1/N^2 [| F(0) |]^2$$

$$P_k = 1/N^2 [| F(k) |^2 + \dots + | F(N-k) |^2]$$

$$k=1,2,3,\dots,(n/2-1)$$

$$P_{N/2} = 1/N^2 [| F(N/2) |^2]$$

여기서 이산푸리에 진폭 F_k 는

$$F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f(n) e^{-j(2\pi kn/n)} \quad k=0,1,2,3,\dots,(N-1)$$

$$f(n) = (1/N) \sum_{k=0}^{N-1} F_k e^{j(2\pi kn/n)} \quad n=0,1,2,3,\dots,(N-1)$$

$$\omega = 2\pi k/NT \text{ rad/s}$$

N은 샘플갯수이며 k,n은 k 및 n 번째 샘플을 의미한다.

4.3 실험 방법

본 실험에서는 신경학적으로 일반적인 성인을 대상으로 실시하였으며, 1인의 피검자에 대해서 팔꿈치 수축운동의 훈련을 하지않은 상태에서 시각모니터의 목표를 보고 팔을 가능한 신속하고 정확하게 이동시키도록 하였다. 운동조건은 30°, 60°, 80°의 굴곡운동을 무부하로 10회씩 수행하고, 쇠구슬 500g, 1,000g을 들고 같은 운동을 같은 각도로 반복하는 관성 부하운동을 수행하였다. 운동자

세는 팔의 상박이 곧바로 앉은 자세에서 척추와 일직선이 되도록 하고, 팔꿈치가 상반신과 직각으로 한상태를 팔꿈치 관절각 0°로 하여 각 운동을 수행하게 하였다. 또한, 가장 큰 근전신호를 검출하기 위해서 한 쌍의 표면전극은 이두근과 삼두근에 부착하고 피검자가 운동을 하였을때, Myolab-II EMG signal monitor(Two-channel Model ML-200)가 가장 큰 신호음을 내거나 계기의 바늘이 가장 큰 값을 지시할 때에 부착된 표면전극의 위치를 표시하여 신호를 검출할 때마다 표시된 근육 군에 전극을 부착시켰다.

5. 실험결과 및 검토

본 연구에서는 구성된 팔꿈치의 관절회전 및 근전신호 측정 시스템을 이용하여 1인의 피검자에 대해 팔꿈치 운동을 수행하고, 그 결과를 모니터에 출력하였다.

그림 7은 시각 모니터의 초기화면이고, 그림 8은 관절각 45°의 내전운동을 목표로하여 운동하였을 때 운동과정에 따른 관절변위가 측정되어 모니터 상에 그래픽 되는 것을 보여주고있다. 목표각도에 대한 실제 회전각도를 그래픽과 아라비아 숫자로 출력함으로써 정확한 각도운동 여부를 판단할 수 있다. 그림 9는 이때의 운동위치(관절변위)와 운동 속도, 운동가속도를 보여주는 동특성 화면이다. 이 모니터의 그래픽 데이터로 수행한 운동의 속도와 가속도를 파악함으로써 각 팔운동기능에 대한 운

동특성 정보를 얻을 수 있다. 그림 10은 이운동의 이두근과 삼두근에서 측정된 근전신호를 중첩하여 모니터 상에 보여주고 있다. 이 그래픽 데이터로 운동변화에 따라 발생하는 근전신호의 발화점, 크기, 지속시간 등의 정보를 시간영역에서 얻을 수 있으며, 운동의 가속과 브레이킹, 그리고 정지 등의 3상(triphasic)발화 패턴[7]에 기여하는 근전신호의 각 시간에 따른 역할과 특성을 파악 할 수 있다. 그림 11,12 는 이때의 근전신호(이두근, 삼두근)의 전력 스펙트럼 크기를 나타낸다. 이 그래픽 데이터를 이용하여 근전신호의 정량적인 주파수분포 해석을 할 수 있으므로, 최근 인공지능 기법에 의한 각 운동기능을 인식하여 보철장치의 제어신호로 사용하려는 연구가 진행중인데, 각 운동기능에 따른 주파수분포를 특징점으로 사용하여 신경회로망의 학습입력으로 사용하거나[10], fuzzy 알고리즘의 인식 규칙을 결정하는 매개변수로 사용할 수 있다. 또한, 운동시 부하변화에 따른 근육의 수축변화와 근육 피로도를 측정하는 자료로 사용될 수 있다.

본 시스템을 사용하여 굴곡(flexion)운동을 수행하고 얻어진 데이터로 정량적인 분석을 수행하였다. 실험은 운동크기와 관성부하가 3상발화 패턴에 미치는 영향과 운동시간 특성을 분석하였다. 운동 데이터의 기록값으로부터 운동시간, 최대각속도, 최초 동근(agonist) 발화기간(Ta), 길항근(antagonist) 발화기간(Tan), 운동시초부터 길항근 발화시점간 잠복기(T_L)를 계산하였다. (굴절운동에서는

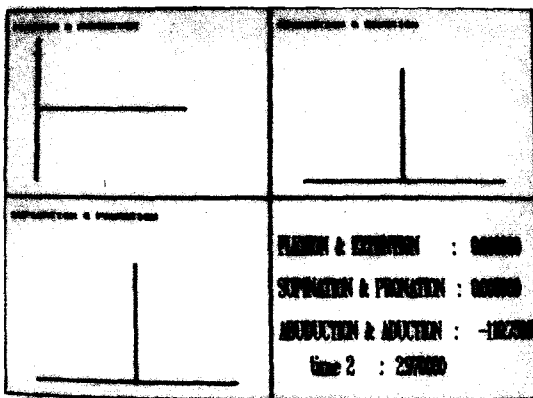


그림 7 시각 모니터의 초기화면
Fig. 7 Initial screen of visual monitor

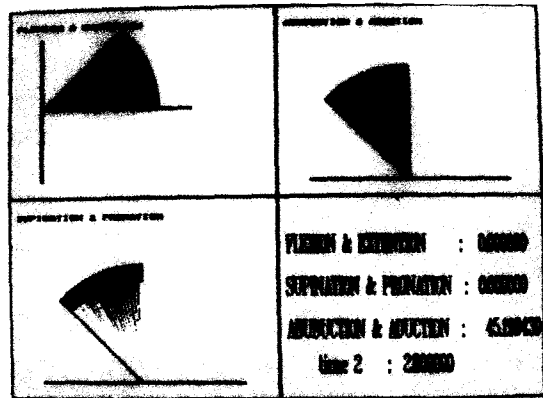


그림 8 관절각 45°의 내전운동시 시각모니터
Fig. 8 The visual monitor for adduction movement of joint angle 45°

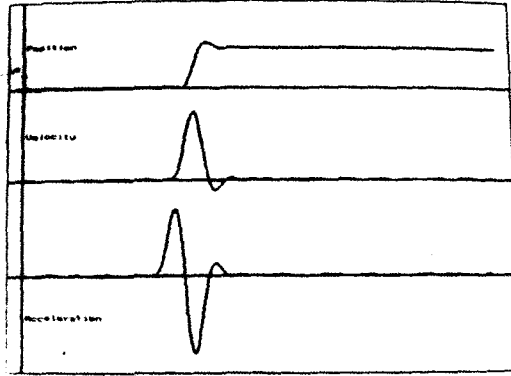


그림 9 동특성
Fig. 9 Dynamics

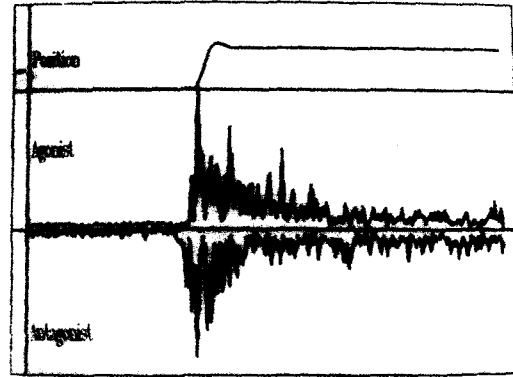


그림 10 이두근과 삼두근의 근전신호
Fig. 10 EMG signal of biceps and triceps

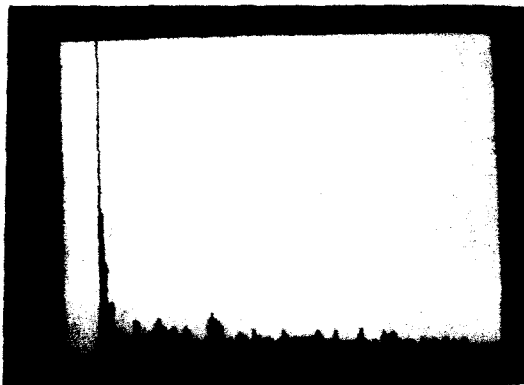


그림 11 이두근 근전신호의 전력스펙트럼
Fig. 11 Power spectrum of EMG signal of biceps

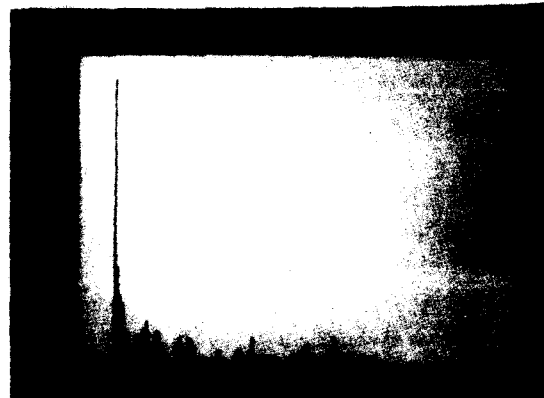


그림 12 삼두근 근전신호의 전력스펙트럼
Fig. 12 Power spectrum of EMG signal of triceps

이두근이 동근이 되고 삼두근이 길항근이 됨).

관성부하 및 운동크기 증가에 따른 전형적인 3상 발화 패턴의 변화는 그림 13 과 같다. 최초동근 발화는 운동시작전 보다 30ms~40ms 정도 앞서서 발화되었고, 운동각속도가 가장 빠를때, 가장 큰 발화크기를 보였으며 휴지기를 거친후 두번째 발화가 시작되었다. 길항근 발화는 운동시작후 잠복기를 거친후 동근발화의 하강기에 시작되어 두번째 동근발화의 상승기에 멈춘다.

운동크기가 3상 발화 패턴에 미치는 영향은, 운동크기가 증가할수록 최초동근 발화기간이 증가하였다(그림 13-1·3, 그림 14-1-a). 또한, 길항근 발화크기는 운동크기가 증가할수록 감소하는 특성을 보였고(그림 13-1·3-c), 발화기간은 30° 보다 60° 가 더 길었으나, 80° 일때는 60° 보다 감소하는 것

으로 나타났다(그림 14-2-a). 운동크기가 증가할수록 최대각속도는 크게 증가하였으나, 운동시간은 큰 차이를 보이지 않았다(그림 15-1·2).

관성부하 추가에 따른 3상 발화 패턴 변화는 30°, 60° 운동의 경우 동근 발화기간은 500g 일때 무부하 운동보다 증가하였으나, 1,000g 일 경우는 500g 일때와 거의 차이가 없었다(그림 14-1-b·c). 또한 길항근 발화기간은 무부하시보다 관성부하를 추가했을때 전체적으로 증가하였으나 500g 과 1,000g 의 부하차이는 크지 않았다(그림 14-2). 80° 운동일 경우 동근 발화기간은 부하를 추가함으로써 큰 차이가 없었으나, 길항근 발화기간은 부하를 추가했을때 약간 증가됨을 보였다.(그림 13-4, 그림 14-1·2-b·c) 그러나 무부하 운동시와 마찬가지로 관성부하 운동일때도 60° 보다 80° 의 길항근 발화기

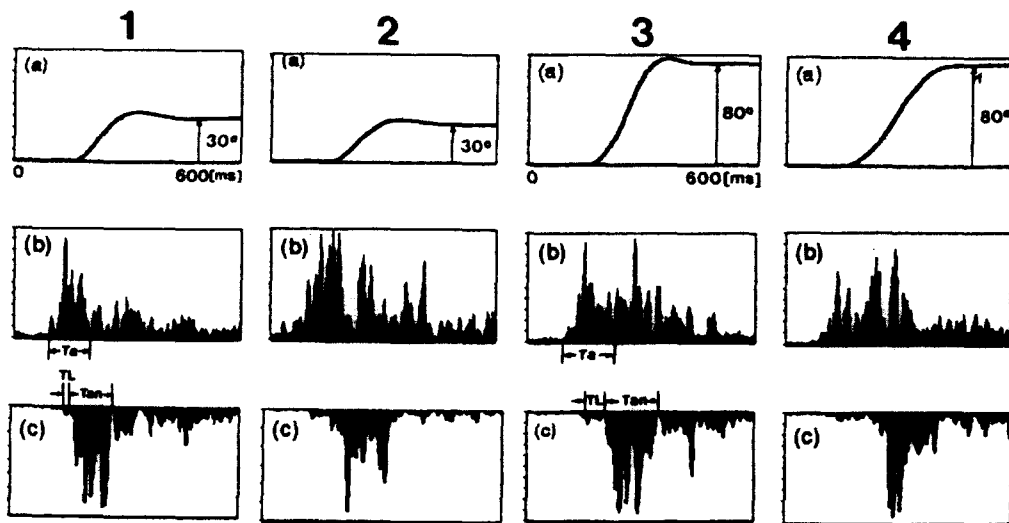


그림 13 운동크기와 관성부하에 따른 3상 발화 패턴에 대한 효과.

- (1) 30° 무부하 운동 (2) 30° 관성부하 운동 (1,000g)
- (3) 80° 무부하 운동 (4) 80° 관성부하 운동 (1,000g)
- (a) 위치 (b) 동근의 근전신호 (c) 길항근의 근전신호

Fig. 13 Effects of movement amplitude and inertial load on the triphasic burst patterns.

- (1) 30° movement; no load (2) 30° movement; inertial load(1,000g)
- (3) 80° movement; no load (4) 80° movement; inertial load(1,000g)
- (a) position (b) EMG signal of agonist (c) EMG signal of antagonist

간이 오히려 감소하였다(그림 14-2-b·c).

그리고 운동시초부터 길항근 잠복기간은 운동크기가 커질수록 선형적으로 증가하였는데, 부하가 추가되었을때 30° 운동에서는 무부하시 보다 크지 않았으나 큰 운동에서는 커다란 변화를 보였다(그림 14-3). 운동시간은 운동크기가 커져도 크게 증가하지는 않았으나 부하가 추가되면 약간씩 길어지는 특성을 보였으며, 운동크기에 따른 최고각속도는 운동이 커질수록 현저한 증가를 보였으나 부하가 추가될수록 뚜렷이 감소하는 것으로 나타났다(그림 15-1·2).

6. 결 론

본 논문은 팔운동 크기에 기여하는 상완과 전완의 생체역학적 필요량의 해석과 팔꿈치 운동의 모델링을 위해 시각 모니터를 통해 인간의 목표지향적 팔운동시 팔꿈치 관절에서 발생한 회전운동의

각 위치와 근전신호를 동시에 측정하여 서로의 상관관계를 규명하고, 근전신호에 대한 스펙트럼 분석을 할 수 있는 근전도 시스템의 구성에 관한 것이다. 구성된 근전도 측정시스템으로 운동 크기와 관성부하가 3상발화 패턴에 미치는 영향과 운동시간 특성을 측정하여 데이터 분석을 수행하였다.

최초 동근발화는 운동 크기 및 관성부하 증가에 따라 연장되어서 더 큰 운동 및 부하증가에 따른 운동부담을 반영한 것이라 생각된다. 길항근 발화 크기는 작은 운동에서 더 큰 발화 패턴을 보였으며, 발화시간도 운동크기에 따라 선형적으로 증가되지 않는 것으로 나타났는데 이런 특성은 부하를 첨가 했을때도 같은 결과를 나타냈다. 이것은 작은 운동일수록 길항근의 브레이킹 동작이 더 큰 부담이 되는 것으로 판단된다. 운동 크기 및 관성부하 추가에 따른 운동시간은 큰 차이가 없었는데, 이것은 운동크기 증가에 따라 더 큰 각속도와 각가속도가 자동적으로 발생하여 운동시정수를 일정하게

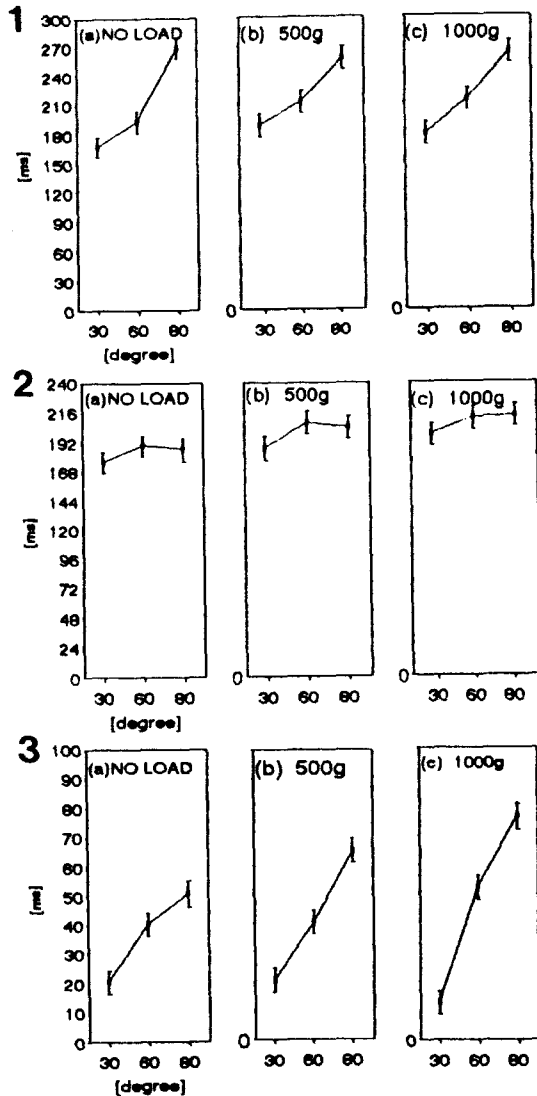


그림 14 운동크기 및 관성부하에 따른 (1) 최초 동근 발화기간, (2) 길항근 발화기간, (3) 길항근 잠복기간에 대한 효과
(a) 무부하 (b) 관성부하(500g) (c) 관성부하(1,000g)
Fig. 14 Effects of movement amplitude and inertial load on (1) the first agonist burst duration, (2) the antagonist burst duration, and (3) the latency of the antagonist burst.
(a) no-load (b) inertial load (500g) (c) inertial load(1,000g)

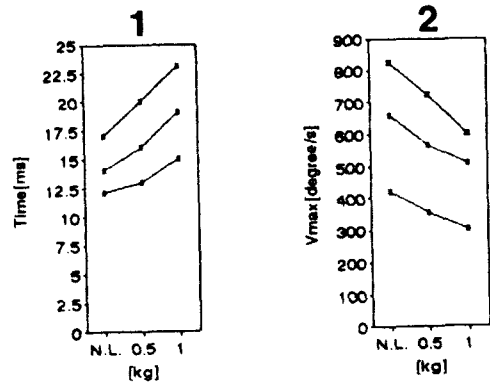


그림 15 운동 크기 및 관성부하에 따른 (1) 운동시간 (2) 최대각속도에 대한 효과
Fig. 15 Effects of the movement amplitude and inertial load on (1) the movement time and (2) the maximal angular velocity.

유지하게 하기 때문에 사려된다. 이와 관련된 운동 최고각속도는 운동크기에 따라 증가되지만 부하가 추가되면 감소되는 것으로 나타났다.

이 시스템을 통하여 추출된 데이터는 재활공학에서 불구진단이나 보철장치 개발을 위한 기초자료로 사용될 수 있으며, 스포츠 과학분야에서 근육의 피로도를 측정하는 장비로 사용될 수 있을 것으로 기대된다. 그리고 앞으로의 연구과제는 근육운동시 운동종류 및 운동크기에 따른 근전신호의 발화크기, 발화시간, 발화패턴 등 근전신호 자체특성을 정량화하여, 보철제어 시스템을 위한 적절한 제어신호를 발생시킬 수 있는 알고리즘 개발에 대한 연구가 계속 되어야 할 것으로 생각된다.

본 논문의 일부는 한국과학재단의 지원으로 이루어졌음.

참고문헌

1) 손재현, 남문현외 2인, "팔 운동 근전신호의 식별과 동특성 해석에 관한 연구", 1991 대한전기학회 하계학술대회 논문집, pp 899-904, 1991.
2) Boone, DC, and Azen, "Normal Range of Motion in Male Subjects," Journal of Bone Joint Surgery, Vol. 61A, 1979, pp. 756-759.

- 3) Davis, PR, "Some Significant Aspects of Normal Upper Limb Functions," Conference on Joint Replacement of the Upper Extremity, Institute of Technical Engineers, Westminster, London, 1977.
- 4) Youm, Y, Dryer, RF, Thambyrajah, K. and Flatt, AE, "Biomchanical Analysis of Forearm Pronation-Supination and Elbow Flexion-Extension," Journal of Biomechanics, Vol, 12, 1979, pp. 245-255.
- 5) Chao, EV, and Morrey B.F, "Electrogoniometer for the Measurment of Human Elbow Joint Rotation," Transaction Bio-med Eng, ASME, 1980 Vol. 102, pp. 301-310.
- 6) Chao, EY, "Theoretical Justification of Triaxial Goniometer for the Measurment of Human Joint Rotaion," Advances in Bioengineering, ASME, 1978.
- 7) M.H.Nam, B.Hannaford, V. Lakshminarianan, and L.Stark, "Neurological Control of Head Movement with Added Viscouse Load," Proceeding of 19th Annual Conference on Manual Control, pp.464-482, May 1983.
- 8) B.Hannaford, V.Lakshminarianan, and L.Stark, M. H. Nam, "Electromyogrphic Evidence of Neurological Controller Signals with Viscous Load." Journal of Motor Behavior, Vol.16, no.3, pp.225-274, 1984
- 9) S. L. Lehman and L.W.Stark, "Perturbation Analysys Applied to Eye Head and Arm Movements Models," IEEE Trans. Syst. Cybern., vol. SMC-19, no.5, Sept. 1983.
- 10) 손재현, 남문현외 3인 "보철제어를 위한 MES 패턴의 신경회로망 분류" 1992, 대한전기학회 하계학술대회 논문집 A. pp. 468-472, 1992.