

골격근의 근전도 신호 분석을 위한 디지털 신호처리 시스템의 설계

전철완·백길태·이용하·석광원·이현철·김성환

= Abstract =

A Digital Signal Processing System for Analysis of Skeletal Muscle EMG Signal

C.W. Jon, K.T. Beak, Y.H. Lee, K.W. Seok, H.C. Lee, S.H. Kim

In the clinical environment, measurements of some characteristics of the skeletal muscle are currently used to assess the severity of a neuromuscular disease or in some cases to assist in making a diagnosis. But a quantitative method of evaluation has not yet been introduced satisfactorily. In this paper, the skeletal EMG(biceps muscle, masseter muscle) analysis has been processed both in the time and in the frequency domain by designing the digital signal processing system based on pentium PC and transputer (IMS T805). The experiment have been performed in five normal subjects, and various parameters have been statistically tested and compared. As a results, the effective parameters obtained for the evaluation of skeletal EMG electrical activity are turn analysis, MiTi, MiTa, IEMG, PDF in the time domain, and are mean frequency, median frequency, skewness, kurtosis, muscle fatigue slope in the frequency domain. The designed H/W and S/W in this study can be used effectively for the establishment of EMG data base and for clinical research.

Key words : Skeletal muscle, DSP system, Time and frequency domain analysis, EMG

서 론

생존하는 인간의 모든 육체적 활동과 힘의 근원은 신경과 근육으로서, 인간의 가장 기본적인 요소이다. 그러므로 신경의 질환 및 이에 수반되는 근육계의 이상은 심각한 문제로서 필히 치료되어야 정상적인 생활을 영유할 수 있다. 이러한 근육과 신경계 질환의 효과적인 진단 방법은 근전도(electromyogram : EMG) 검사라 할 수 있다. 근전도는 근육활동과 관련된 전기적 신호를 도해적으로 기록하는 것으로서 신호의 크기는 $10\mu V \sim 1mV$ 의 첨두치를 갖으며 주파수 특성은 근육에 따라 다르지만 2Hz~20KHz의 범위를 갖는다. 신경 근육계에서는 생화학적 변화가 근섬유(muscle fiber)를 따라 일어나며 전기적 신호는 침전극(needle electrode), 선전극(wire electrode), 표

면전극(surface electrode)을 사용하여 검출할 수 있다^{1,2)}. 침전극 및 선전극으로부터 측정된 SMUAP(single motor unit action potential)³⁾는 신경질환(neuropathic)과 근육질환(myopathic) 진단에 활용되고 있다. 그러나 이러한 전극들은 사용하기 불편하며 환자들에게 많은 거부감을 줌으로 표면전극의 사용이 요구되고 있다. 표면전극으로부터 얻어진 EMG는 여러 운동단위의 활동전위와 관련된 많은 정보를 포함하고 있으나 이를 해석하는데는 전극의 위치, 전극간의 거리, 근육의 종류 및 해부학적 구조, 피로도(fatigue), 힘의 크기(force level)⁴⁾, 전극과 피부 자체의 필터링 효과 및 선형 합성 효과를 포함해야 하므로 시평면 해석(time domain analysis)과 주파수평면 해석(frequency domain analysis)을 필요로 한다^{5,7)}. 따라서 골격근(skeletal muscle)을 중심으로 하는 신경과

서울시립대학교 대학원 전자 공학과

Dept. of Electronics Eng., Seoul City Univ.

이 논문은 1995년도 서울시립대학교 학술연구비 지원을 받아 이루어 졌음

통신저자 : 전철완, (130-743) 동대문구 전농동 90 서울시립대학교 전자공학과, Tel. (02)210-2318, Fax. (02)249-6802

근육에 이상이 생긴 환자들의 근육의 현재 상태를 용이하게 검지하여 자동분류, 해석, 진단할 수 있는 디지털 신호처리 시스템의 설계를 필요로 하고 있다.

본 논문에서는 골격근의 근전도 신호를 해석하기 위하여 펜티엄 PC와 병렬처리 컴퓨터(transputer IMS T805)를 기본으로 하는 하드웨어 및 소프트웨어를 설계한 후 실제로 여러 골격근 중에서 흔히 연구 대상이 되고 있는 이두박근(biceps muscle)과 교근(masseter muscle)으로부터 근전도 신호를 추출하고 시평면과 주파수 평면에서 해석하였다. 하드웨어는 전극, 근전도 증폭기, MVC(maximum voluntary contraction) 제어 유니트, A/D변환기, 고속 병렬연산 유니트, 신경자극기등으로 설계 제작하였고 소프트웨어의 시평면 해석 파라미터로서는 영점 교차 해석, turn과 amp 해석, positive maxima 해석, IEMG 해석, PDF 해석 그리고 주파수평면 해석 파라미터로서는 power spectrum, 평균 주파수, 중간 주파수, 피이크 주파수, 의도, 침도, 근피로도 등을 소프트웨어로 작성하여 이중 어느 것이 골격근의 근신호 해석에 유용한 평가지표가 될 수 있는가를 결정하였으며 이두박근과 교근의 실험결과를 비교 고찰한 다음 본 실험의 결과를 타 연구자와 비교 검토하였다.

골격근신호 측정 시스템의 구성

1. 하드웨어

그림 1은 기본적으로 1) 전극 2) 근전도 증폭기 3) MVC 제어 유니트 4) A/D 변환기 5) 고속병렬연산 유니트 6) 신경자극기로 설계하였다.

1) 전극

본 장치에서 사용되는 전극은 (1)대역폭 : DC-100KHz (2)DC입력 바이어스 전류 : 100[pA] 이하 (3)AC입력

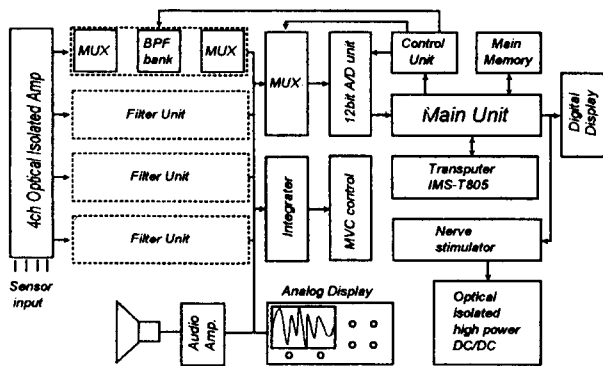


그림 1. 하드웨어 구성도
Fig. 1. Schematics of hardware

임피던스 : $10^6\Omega$ 이상 (4)AC출력 임피던스 : $1.6K\Omega$ (5) 잡음(입력이 접지일 때) : $0.04[\mu V]_{rms}$ 이하 (6)CMRR (60Hz에서) : 75[dB] 이상이 되도록 설계하였다.

2) 근전도 증폭기

증폭기는 (1)입력임피던스 : $100M\Omega$ (2)CMRR : 100 dB 이상 (3)잡음 : $2[\mu V]_{rms}$ 이하이며 필터는 2Hz-20KHz 사이에서 각각 10가지로 설정 가능하도록 설계하였다. 전원 및 그 밖의 잡음을 방지하고 전극 임피던스의 불균형을 최소화시키기 위하여 높은 입력임피던스와 동상제거비를 갖도록 설계하였다. 이를 위하여 낮은 입력 베이스 전류를 갖는 FET(field effect transistor)를 버퍼로써 입력단에 사용하여 정전류원으로 동작시켜 포유용량(stray capacitance)을 줄이고 실제적인 입력임피던스를 증가시켰다. 또한 외부로부터의 잡음 차단을 위하여 차폐케이블을 사용하여 일점 접지 시켰다. 출력임피던스를 $2K\Omega$ 미만으로 설계하여 신호의 감쇠, 출력과 케이블 용량에 의한 동상신호의 불균형, 전원잡음과 출력케이블의 움직임으로 인한 영향(motion artifact)등을 최소화시켰다.

3) MVC 제어유니트

근전도 실험에서 항상 수반되는 힘의 크기 측정기는 전과 정류 회로와 적분기로 설계하여 피실험자가 근신호 출력과 함께 IEMG(integrated EMG)출력을 관찰함으로써 시각적인 궤환(visual feedback)을 통하여 발생하고 있는 근신호의 레벨을 일정하게 유지시키도록 하였다.

4) A/D 변환기

근전도 신호처리에서 매우 중요하고 핵심부분인 A/D 변환기는 12비트, 512Hz-10KHz까지 5단계로 샘플링 주파수를 근육과 전극의 종류에 따라 변환시킬 수 있도록 설계하였다.

5) 고속병렬연산유니트

본 연구에서는 펜티엄 PC를 보조하는 고속 병렬 연산 장치로서 프로세서간의 채널 통신망의 구조나 수치적인 정밀성 및 처리속도를 고려하여 INMOS사의 IMS T805 병렬처리 컴퓨터를 사용하여 주파수 평면 분석 파라미터인 power spectrum 해석, 평균주파수, 중간주파수, 의도, 침도등 복잡한 연산을 요하는 근신호 처리 알고리즘을 병렬 연산처리 하였다. IMS T805 병렬처리 컴퓨터는 64비트 부동 소수점 연산부와 고속연산처리를 위한 4킬로 바이트의 내부 RAM, 그리고 각 프로세서 채널간의 통신이 가능한 4개의 INNOS 표준 통신 링크를 갖고 있으며 단일 프로세서나 수개의 프로세서군과 이들 사이의 채널 통신을 이용하여 병렬처리가 가능하도록 하였다. 이와 같이 근신호 처리 알고리즘의 최적연산을 수행하도록 각 프로세서간에 연산량을 분배할당하여 고속 디지털 신호처리칩(DSP chip)에 비해 유연성 있게 하드웨어를 구성하였다.

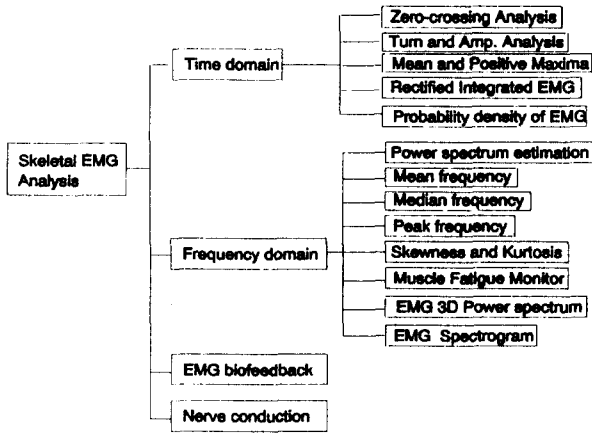


그림 2. 소프트웨어 구성도
Fig. 2. Schematics of software

6) 신경자극기

신경전도속도(nerve conduction velocity)를 측정하기 위한 신경자극기는 프로그램 가능한 펄스 발생기와 광학적으로 isolation된 power 보드로 구성하였으며 정전류원 방식(1-80mA)으로 주제어유니트에서 제어 가능하도록 설계하였다⁸⁾.

2. 소프트웨어

근전도 신호가 다른 인체의 전기신호 보다도 체외 전극으로서 검출되는 파형이 복합 중첩된 파형이고 근육의 종류에 따라 그 특성이 모두 다르기 때문에 이러한 파형으로부터 정량적인 정보를 추출하기 위해서는 다양한 신호 처리 알고리즘의 개발이 필요하다. 그림 2는 골격근의 근전도 신호 분석을 위한 소프트웨어 구조를 나타내고 있다.

1) 시 평면 분석

(1) 영점교차 해석(zero-crossing analysis)

하나의 블럭(1024Hz 샘플링할 때 1초간의 데이터 블럭)의 근신호가 원점을 교차하는 횟수.

(2) Turn 과 amp 해석

하나의 블럭을 중심으로 전후의 데이터들의 turn (극대점, 극소점)의 횟수 및 진폭의 값 분석. MiTi(mean inter turn interval)는 평균 turn간격, MiTa(mean inter turn amplitude)는 평균 turn진폭을 나타낸다.

(3) Positive maxima

입력된 근신호의 정의 최대값들의 횟수.

(4) IEMG(Integrated EMG)

근신호의 30초간 각 블럭의 정류된 값의 평균치로써 시각적인 쾌환을 통하여 발생하고있는 근신호의 레벨을 일정하게 유지하기 위한 MVC측정과 EMG biofeedback

에도 사용하였다.

(5) PDF 해석

근신호의 진폭에 대한 확률밀도함수(probability density function)를 의미한다. Gaussian pdf는 동일한 평균과 표준편차를 갖는 정규분포함수 곡선을 의미한다.

2) 주파수 평면 분석

(1) Power spectrum 해석

근신호의 각 블럭 데이터의 Fourier 분석을 통한 power spectrum 산출.

(2) 평균(mean) 주파수

power spectrum의 평균값을 나타내는 주파수.

(3) 중간(median) 주파수

power spectrum의 면적을 1/2로 나누는 주파수로써 근신호의 근피로 특성을 잘 나타내는 주파수.

$$\int_0^{f_{med}} s(f)df = \int_{f_{med}}^{\infty} s(f)df = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} s(f)df$$

(4) 피이크(peak) 주파수

power spectrum의 최대치 값을 나타내는 주파수.

(5) 의도(skewness)

power spectrum 양상의 좌.우측의 기울어짐을 나타내는 정도로서, 정이면 우비대칭이고 부이면 좌비대칭을 가리킨다.

$$skewness = \frac{m_3}{s^3}$$

m_3 : 3차 모멘트, $m_n = E[x^n] = \int_{-\infty}^{\infty} x^n f_n(x)dx$,
 s : 표준편차

(6) 첨도(kurtosis)

power spectrum양상의 첨예 정도를 나타내는 정도. 정이면 정규분포 보다 뾰족함을 가리키고 부이면 완만함을 나타낸다.

$$kurtosis = \frac{m_4}{s^4} - 3$$

(7) 근피로도(muscle fatigue)

근육피로도의 척도로써 30초간의 중간 주파수의 변화로서 fatigueness는 선형회귀(linear regression) 직선의 기울기(slope)를 의미한다.

(8) EMG 3D power spectrum

근신호 power spectrum의 시간에 따른 변화양상을 보기 위한 3차원 그래픽을 나타낸다.

(9) EMG spectrogram

EMG 3D power spectrum의 평면도.

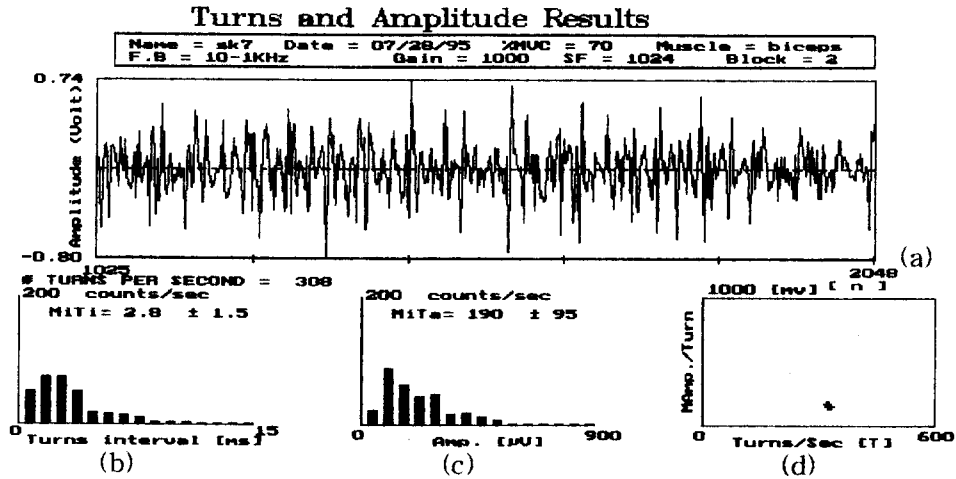


그림 3. 전형적인 turn과 amplitude 분석결과
 (a)근신호 (b)평균 turn 간격 (c)평균 turn 진폭 (d)산포도
 Fig. 3. Typical turn and amplitude analysis results
 (a)EMG signal (b)MITi (c)MITa (d)scatter diagram

실험 및 결과 고찰

1. 실험방법

골격근의 근신호 해석을 위하여 5인(BKT, JCW, SKW, LHC, KDY)의 정상적인 피실험자를 선택하여 5회씩 반복 측정하였다. 이두박근은 신체 운동에 가장 관여하는 근육으로써 골격근 중 가장 많은 연구대상이 되는 근육이며 교근은 협골아취(zygomatic arch)에서 일어나 같은 측면의 하악각(mandibular angle)에 붙어있다. 이근은 측두근(temporal muscle)을 도와서 하악을 올린다. 입을 꼭 다문 때에는 이근이 뚜렷이 나오고 하악각 바로 위에서 쉽사리 만질 수 있다. 교근은 다른 안면 근육에 비해 쉽게 피로해지며, 따라서 이 근육의 power spectrum은 근육의 피로에 따라 중간 주파수(median frequency)의 빠른 선형적 감소를 보여준다. 피실험자에게 최대힘의 수축(100% MVC : maximum voluntary contraction)을 가하도록 한 상태에서 LED에 나타나는 최고의 눈금을 조정한 다음 각각 20%, 50%, 70%, 100% MVC에서 데이터를 수집하였다. EMG 센서로 부터의 근신호를 2000배 증폭한 후 필터를 거쳐 A/D 변환하였다. 골격근 신호의 샘플링 주파수(sampling frequency : f_s)를 결정하기 위하여 필터를 10Hz-5KHz로 설정한 후 $f_s = 4096\text{Hz}$ 로 샘플링하여 power spectrum 분석을 한 결과 골격근신호의 주파수 스펙트럼이 거의 $450 \pm 50 \text{ Hz}$ 만에 분포하여 본 연구에서는 필터를 재조정하고 1024Hz로 샘플링하였다. 근육피로도가 유발되지 않은 상태에서

5초간의 데이터를 추출하여 필요한 데이터 부분으로 사용하였다. 다음으로 골격근의 근피로도를 측정하기 위하여 각각의 MVC레벨에서 30초간의 근전도 데이터를 3.5" 플로피 디스크에 저장하여 데이터 분석에 사용하였다.

2. 실험결과

본 절에서는 결과 고찰을 위한 실험결과와 전형적인 출력 양식을 설명하였다.

그림 3의(b)는 turn사이의 간격에 따른 turn의 개수를 나타낸 히스토그램과 평균 turn 간격(MITi)을 나타내고 있다. 그림 3의(c)는 선택한 블럭의 데이터에서 각 turn point의 amplitude의 분포를 나타내는 히스토그램과 평균 turn 진폭(MITa)을 나타내며 (d)는 블럭당 전체 turn수에 대한 평균 turn amplitude를 표시한 산포도로서 선택한 블럭에 대한 결과와 인접한 3블럭의 결과를 나타내었다.

그림 4는 피실험자 JCW의 각 %MVC레벨에서의 IEMG 변화상태를 나타내고 있다. 피실험자가 30초동안 일정한 힘의 크기를 유지하였다면 일직선이 될 것이나 실질적으로 일정한 힘을 지속하기는 어렵기 때문에 IEMG 값은 일직선이 될 수 없음을 나타내고있다.

표 1은 피실험자 JCW의 IEMG 분석결과를 나타내고 있다. %MVC가 증가할수록 편차가 증가함을 볼 수 있는데 이는 힘의 크기가 강할수록 일정한 레벨을 유지하기 힘들다는 것을 알 수 있다. 이러한 현상은 피실험자 5인 공히 나타났다. 특히 상위레벨에서는 %MVC 레벨 간격이 좁을 경우 각각의 %레벨에서의 데이터 값에 많은 영향을 줄수있고 %MVC레벨 간격이 너무 넓을 경우 유효

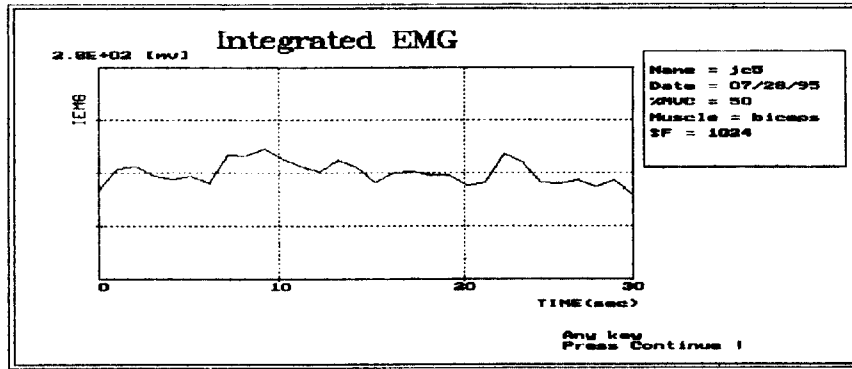


그림 4. 50 %MVC에서 피실험자 JCW의 IEMG (이두박근)
 Fig. 4. IEMG of subject : JCW on 50 %MVC level (biceps)

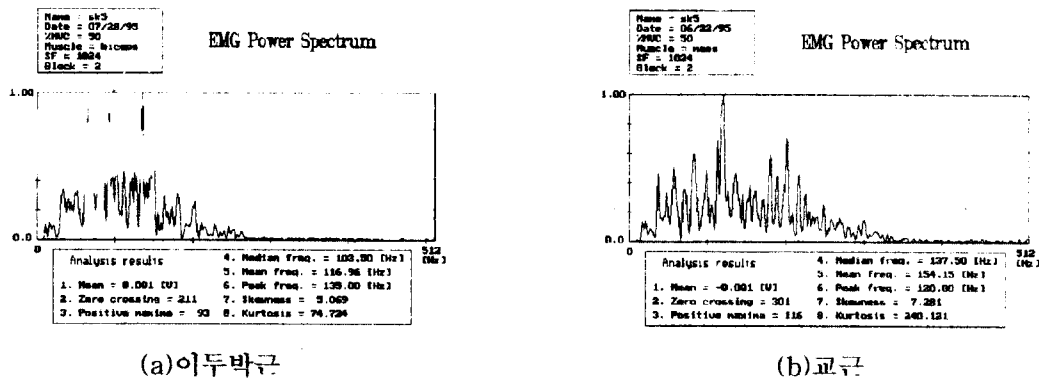


그림 5. 피실험자의 전형적인 power spectrum (a) 이두박근 (b) 교근
 Fig. 5. Typical EMG power spectrum of subject (a) biceps (b) masseter

표 1. 50% MVC에서 피실험자 JCW의 IEMG(이두박근)
 Table 1. IEMG of subject : JCW on 50%MVC level(biceps)

%MVC level	Mean±std [mV]
20%	84.233 ± 4.072
50%	156.533 ± 20.175
70%	239.233 ± 49.160
100%	399.633 ± 74.194

한 데이터 분석에 어려움이 있기 때문에 본 실험에서는 20%, 50%, 70%, 100%의 4등급으로 나누었다¹⁰⁾.

그림 5는 피실험자의 전형적인 power spectrum을 보여주고 있으며 그림에서 전력은 1.0으로 표준화(normalize)시켰으며 에너지의 95% 이상이 이두박근의 경우 300Hz 미만에 교근의 경우 400Hz미만에 분포하고 있음을 보여주고 있다.

그림 6은 피실험자의 100%MVC에서 전형적인 이두박근과 교근의 근육 피로도를 보여주고있다. 즉 100%MVC의 힘의 크기를 유지하며 30초동안 국부 근피로도(local muscle fatigue)를 나타내는 그림으로써 근피로도 기울기

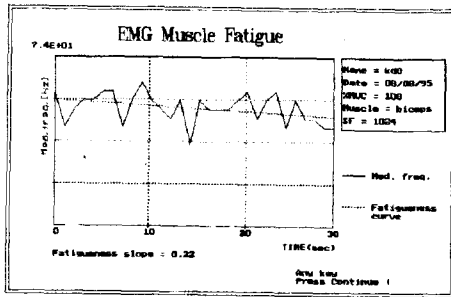
(fatigueness slope)는 중간 주파수의 값을 선형회귀(linear regression)분석하였다. 피실험자 공히 하향하는 기울기를 가지며 30초 근처에서는 시작부분과 비교해 볼 때 근피로도를 뚜렷히 볼 수 있었다.

그림 7은 근신호의 진폭을 확률변수(random variable)로 하는 확률밀도함수를 나타내고있다. 이는 30초간 근신호 데이터로부터 진폭 확률 밀도함수의 의도와 첨도를 구하였고 Gaussian pdf는 동일한 평균과 표준편차를 갖는 정규분포함수 곡선을 의미하고 있다.

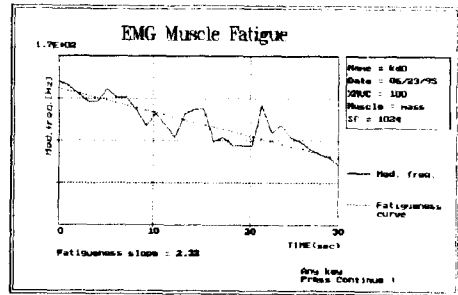
그림 8은 근신호 분석시 참고적으로 30초간 power spectrum의 시간에 따른 변화 양상을 보기 위한 3차원과 2차원 그래프이다. 이로부터 실제적인 스펙트럼이 근피로도가 커짐에 따라 저주파로 천이하는 현상등을 효과적으로 관찰하기 위한 것으로서 임상 의사의 주파수평면 해석의 이해를 돕기 위하여 본 연구에서 시도해 보았다.

3. 결과고찰

앞에서 수행된 실험을 근거로 하여 피실험자 5인에 대하여 각각의 측정치를 평균하여 결과 고찰을 하면 다음과 같다.



(a)이두박근



(b)교근

그림 6. 100%MVC에서 전형적인 골격근의 근피로도 (a) 이두박근 (b) 교근
Fig. 6. Typical fatigueness of skeletal muscle on 100%MVC (a)biceps (b)masseter

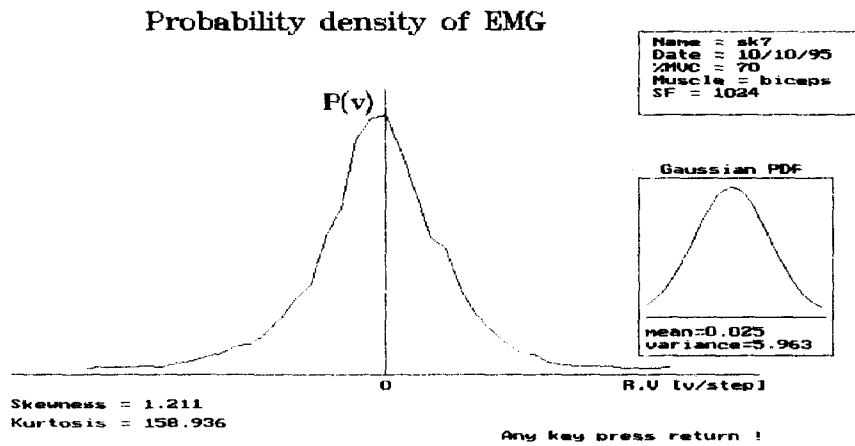
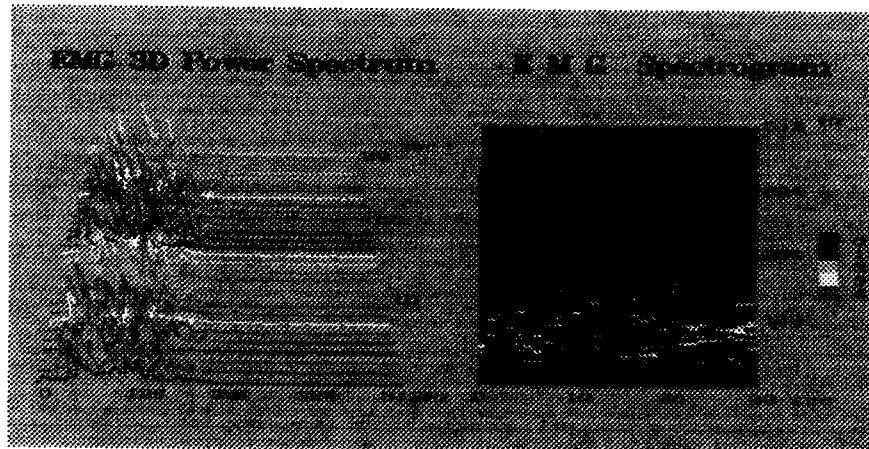


그림 7. 근신호의 확률밀도 함수
Fig. 7. Probability density function of EMG signal



(a)

(b)

그림 8. 근신호의 3차원 power spectrum 과 spectrogram (a)수평축(Hz), 수직축(sec) (b)수평축(sec), 수직축(Hz)
Fig. 8. 3D power spectrum and spectrogram of EMG signal (a)H(Hz), V(sec) (b)H(sec), V(Hz)

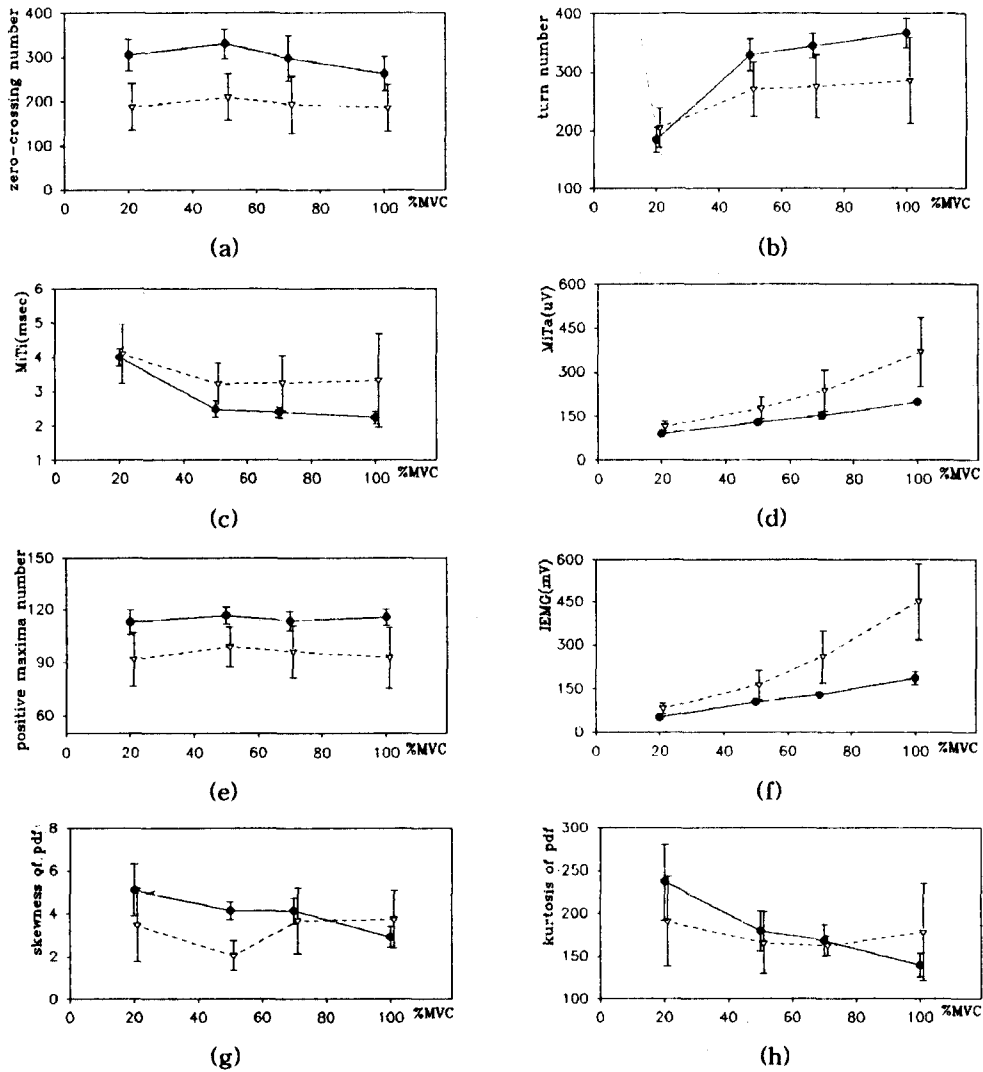


그림 9. %MVC레벨에 대한 시평면 해석결과(5인 평균치) (a)영점교차 횟수 (b)turn횟수 (c)MiTi (d)MiTa (e)positive maxima 횟수 (f)IEMG (g) PDF의 의도 (h) PDF의 첨도 (실선 : 교근, 점선 : 이두박근)

Fig. 9. Time domain analysis results on %MVC level(mean value of 5 subjects) (a)zero-crossing number (b)turn number (c)MiTi (d)MiTa (e)positive maxima number (f)IEMG (g)skewness of PDF (h)kurtosis of PDF(line : masseter, dot : biceps)

1) 시평면 해석 결과 고찰

그림 9(a)의 %MVC레벨에 따른 5인 피실험자의 영점 교차 빈도수는 교근의 경우 20%MVC에서 305.4 ± 35.21 회/sec 100%MVC에서 263.16 ± 38.69 회/sec이고 이두박근의 경우는 20%MVC에서 187.68 ± 53.25 회/sec 100%MVC에서 186.08 ± 54.26 회/sec로 비교적 커다란 편차를 가지며 힘의 크기가 증가할수록 감소하는 경향을 보였으나 처음 낮은 레벨에서는 약간 증가하였다. 그러나 Chris-

ten-sen⁹⁾ 등의 연구결과는 20%MVC를 포함하여 60%MVC까지 영점교차의 빈도수는 증가하다 60%MVC이상의 높은 레벨에서는 힘이 증가할수록 미미한 감소가 나타난다고 보고하였으나 이와 같은 현상은 피실험자들의 특성에 따라 큰 편차를 보였다. 본 논문의 실험결과 힘에 따른 영점교차빈도수의 선형적인 증가 및 감소 현상은 관찰할 수 없었다. 이로부터 영점교차 빈도수와 힘의 변화를 선형적인 관계로 규정지을 수 없음을 알 수 있다.

그림 9(b)는 %MVC레벨에 따른 1초간의 turn횟수를 나타내고 있다. turn의 빈도수는 교근의 경우 184.12 ± 21.55 회/sec- 376.12 ± 25.61 회/sec 범위에서 이두박근의 경우 204.56 ± 33.83 회/sec- 285.24 ± 73.80 회/sec 범위에서 힘의 크기가 증가할수록 단조증가함을 볼 수 있다. 여기서 영점교차 횟수의 경우 기준선을 교차하는 횟수를 나타내는 반면 turn수는 기준선을 지나지 않아도 기울기의 부호가 변하면 영점교차가 없어도 turn이 발생할 수 있다. 교근이 이두박근 보다 큰 값을 가지며 낮은 레벨의 %MVC에서 급격하게 turn횟수가 증가함을 나타냈다. 교근의 경우 Junge¹⁰⁾는 높은 MVC에서는 거의 일정하게 유지된다고 보고하였으나 본 연구에서는 거의 편차없이 증가함을 볼 수 있었다.

이와 같이 turn의 빈도수는 최대 수축력과 관계 있고 운동 단위 활동 전위(motor unit action potential)의 발생 빈도수에 크게 좌우된다. 교근의 경우 5인의 편차가 비교적 작은 것으로 볼 때 turn의 빈도수는 힘의 크기에 선형비례하는 진단에 유용한 판단지표가 될 수 있다. 그리고 turn의 빈도수는 근육의 영양실조, 복합근질환 등 다른 근육질환을 가진 환자들에게 있어서 정상인 보다 더 높게 나타난다는 보고가 있다^{11,12)}.

그림 9(c)는 turn들간의 평균 간격을 나타내고 있다. 실험결과 교근의 경우 20%MVC에서 3.99 ± 0.24 msec 100%MVC에서 2.24 ± 0.19 msec로 적은 편차를 가지고 감소하였고 이두박근의 경우 20%MVC에서 4.09 ± 0.86 msec 100%MVC에서 3.32 ± 1.36 msec로 비교적 커다란 편차를 가지고 감소하였다. 이는 Fuglasng-frederiken et al¹³⁾과 Hayward¹⁴⁾의 보고와 유사하였다.

그림 9(d)의 MiTa는 힘의 크기 변화에 따른 평균 turn 전위(potential)의 진폭을 나타내는 그림으로 %MVC레벨이 증가할수록 교근의 경우 20%MVC에서 $90.32 \pm 3.76 \mu V$, 100%MVC에서 $199.68 \pm 11.73 \mu V$ 로 매우 적은 편차를 가지고 선형증가하였으나 이두박근의 경우 20%MVC에서 $116.04 \pm 16.96 \mu V$, 100%MVC에서 $369.28 \pm 116.85 \mu V$ 로 점차 커다란 편차를 가지고 증가하였다. 그러므로 MiTa는 다른 평가지표에 비하여 매우 우수한 지표가 될 수 있음을 알 수 있다.

그림 9(e)는 힘의 크기 변화에 대한 positive maxima 수의 변화 양상을 나타내고 있다. %MVC레벨에 따른 positive maxima수는 일정하게 단조 증가 혹은 단조 감소하는 것이 아니라 교근의 경우 112.8 ± 7.1 /sec 에서 115.6 ± 4.67 /sec로 이두박근의 경우 91.68 ± 14.86 /sec 에서 98.72 ± 11.36 /sec로 랜덤하게 변화하는 현상이 나타났으며 평가지표로 부적합함을 알 수 있다.

그림 9(f)의 IEMG는 교근의 경우 20%MVC에서 51.43 ± 3.07 mV, 100%MVC에서 186.65 ± 22.36 mV로 거의

편차없이 선형적 증가를 보였으며 이두박근의 경우 20%MVC에서 83.01 ± 18.11 mV, 100%MVC에서 약 451.63 ± 135.16 mV로 교근에 비해 큰 편차로 증가추세를 나타냈다. 이는 MiTa데이터와 유사한 기울기를 보였다. 그러므로 IEMG는 turn과 진폭분석과 더불어 골격근의 EMG 활동의 유효한 지표가 될 수 있다.

그림 9(g), (h)의 PDF 의도와 첨도는 교근의 경우 힘의 크기 변화에 따라 감소하나 이두박근은 뚜렷한 변화가 없었다. 이로부터 이두박근은 교근에 비하여 힘이 증가하더라도 발화(firing) 패턴이 유지됨을 볼 수 있는데 이는 운동단위(motor unit)가 보상적으로 개입(recruit)되는 것으로 볼 수 있다¹⁵⁾.

이상의 시평면 해석결과를 검토해 볼 때 교근의 전기적 특성 해석에 유용한 평가 지표는 turn 횟수, MiTi, MiTa, IEMG, PDF해석으로써 실제로 임상에 응용이 가능하다고 생각된다.

2) 주파수 평면 해석결과 고찰

그림 10의 (a)와 (b)는 %MVC에 대한 power spectrum 평균 주파수와 중간 주파수를 힘을 가한 후 5초간의 데이터로부터 산출한 것으로서 교근의 경우 20%MVC와 100%MVC를 비교해 볼 때 근육의 피로가 누적되지 않은 상태임에도 불구하고 감소함을 볼 수 있었다. 그러나 이두박근의 경우는 편차도 크지만 감소하지 않고 거의 일정한 양상을 나타내어 이두박근은 교근에 비하여 피로를 느끼지 않음을 알 수 있다. 교근의 경우 Palla와 Ash¹⁶⁾의 실험결과와 같이 %MVC가 증가함에 따라 감소하는 경향이 뚜렷이 나타났는데 이는 짧은 시간이지만 교근의 피로도가 급격히 진행함에 따라 교근신호의 power spectrum이 저주파 쪽으로 천이 함으로써 이러한 현상이 발생한다고 볼 수 있다.

그림 10(c)의 피이크 주파수는 일정한 규칙이 없이 커다란 편차를 보이며 교근의 경우 20%MVC에서 125.92 ± 31.21 Hz, 100%MVC에서 90.88 ± 26.21 Hz로 약간씩 감소하는 경향을 보였고 이두박근은 59.24 ± 14.47 Hz에서 78.56 ± 26.56 Hz사이에서 랜덤하게 변화였다.

그림 10(d)는 각 %MVC레벨에 따른 의도를 나타내고 있다. 교근과 이두박근 모두 힘의 크기가 증가할수록 감소하는 경향을 볼 수 있었다. 교근의 경우 20%MVC에서 13.01 ± 3.28 , 100%MVC에서 5.63 ± 1.45 로 점차 감소하였고 이두박근의 경우 20%MVC에서 10.96 ± 1.36 , 100%MVC에서 1.95 ± 0.65 로 감소하였다. 이것은 의도의 경우 power spectrum이 좌측으로 치우치다가 점차 치우치는 정도가 약해짐을 의미한다.

그림 10(e)의 첨도는 교근의 경우 20%MVC에서 893.9 ± 212.8 , 100%MVC에서 92.2 ± 32.51 이고 이두박근의 경우 20%MVC에서 431.3 ± 15.35 , 100%MVC에서 13.62

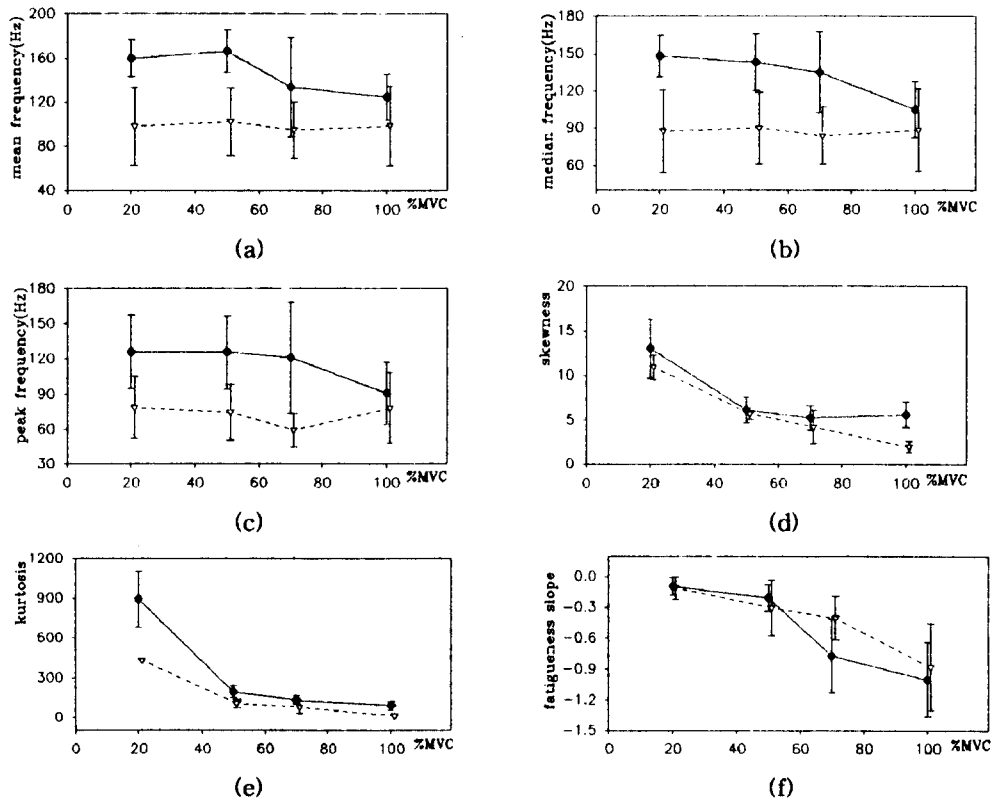


그림 10. %MVC레벨에 대한 주파수 평면 해석결과(5인 평균치) (a)평균 주파수 (b)중간 주파수 (c)피이크 주파수 (d)의도 (e)첨도 (f)근피로도 (실선 : 교근, 점선 : 이두박근)

Fig. 10. Frequency domain analysis results on %MVC level(mean value of 5 subjects) (a)mean frequency (b)median frequency (c)peak frequency (d)skewness (e)kurtosis (f)muscle fatigue(line : masseter, dot : biceps)

±9.99로 감소하는데 이들 모두 처음에는 급격히 감소하고 50%MVC이상에서는 비교적 작은 편차를 보이며 약간 감소하는 경향이 나타났다. 첨도의 경우 power spectrum이 20%MVC에서는 첨예했지만 100%MVC에서는 완만해 졌음을 의미한다. 이는 골격근의 스펙트럼 분포가 100%MVC에 접근할수록 gaussian분포에 가까워진다는 것을 알 수 있다.

그림 10(f)의 근피로도 기울기는 각 %MVC레벨에서 30초간 일정한 힘의 크기를 유지하면서 근육 피로를 유발한 상태에서 power spectrum의 중간 주파수를 1초 간격의 데이터로 부터 구한 다음 선형회기 분석한 기울기를 의미한다. 즉 기울기의 절댓값이 크면 클수록 근피로도가 심하다는 것을 뜻한다. 이두박근과 교근 공히 시간이 경과함에 따라 국부적인 근피로도가 증가함을 보여주고 있으나 교근이 이두박근에 비해서 근피로도가 심하다는 것을 알 수 있다. 그리고 각 피실험자 사이의 편차가 존재함은 각 개인의 근육의 구조와 운동 단위의 크기가 다른

것에 기인한다고 볼 수 있다. 전반적으로 관찰해볼때 교근과 이두박근 모두 %MVC레벨이 증가할수록 편차는 크지만 기울기는 감소하는 경향을 나타냈다^{17,18)}.

이상의 주파수 평면 해석 결과를 검토해 볼 때 피이크 주파수를 제외한 평균 주파수, 중간 주파수, 의도, 첨도, 근피로도의 기울기는 시평면 해석의 turn 횟수, MiTi, MiTa, IEMG, PDF해석 등과 함께 골격근의 근전도 신호 해석에 유용한 평가 지표가 될 수 있다.

결론

본 연구에서는 골격근의 근전도 신호를 해석하기 위하여 펜텀 PC와 병렬처리 컴퓨터를 기본으로 하는 하드웨어 및 소프트웨어를 설계한 후 실제로 여러 골격근 중에서 흔히 연구 대상이 되고 있는 이두박근과 교근으로부터 실제로 근전도 신호를 추출하고 시평면과 주파수 평면에서 해석하였다. 하드웨어는 전극, 근전도 증폭기, MVC

제어 장치, A/D변환기, 고속 병렬연산 장치, 신경자극기 등으로 설계 제작하였고 소프트웨어의 시평면 해석 파라미터로서는 영점교차 해석, turn과 amp 해석, positive maxima 해석, IEMG 해석, PDF 해석 그리고 주파수평면 해석 파라미터로서는 power spectrum, 평균 주파수, 중간 주파수, 피이크 주파수, 의도, 첨도, 근피로도, EMG 3D power spectrum등을 소프트웨어로 작성하여 이중 어느 것이 골격근의 근신호 해석에 유용한 평가지표가 될 수 있는가를 결정하였으며 이두박근과 교근의 실험결과를 비교 고찰하였다. 그 결과 골격근의 근신호 해석에 유용한 평가지표는 시평면에서는 turn 횟수, MiTi, MiTa, IEMG, PDF해석이고 주파수 평면에서는 평균 주파수, 중간주파수, 의도, 첨도, 근피로도의 기울기가 됨을 제시할 수 있었다.

이와 같이 본 연구에서 설계한 디지털 신호처리 시스템의 H/W 및 S/W는 효율적으로 근전도 데이터베이스 구축 및 신경과 근육의 임상연구에 도움이 되리라 사료된다.

참 고 문 헌

1. C. J. De Luca, "Physiology and mathematics of myoelectric signals," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-26, no. 6, pp.313-325, 1979.
2. 김성환, "EMG, EOG, ERG 계측 시스템과 신호처리", 대한전자공학회지, 제13권, 제3호, pp.238-246, 1986.
3. 이진, 조일준, 변윤식, 홍완희, 김성환, "SMUAP의 패턴 분류를 위한 근신호 처리 알고리즘", 대한전자공학회지, 제26권, 제6호, pp.106-111, 1989.
4. P. V. Komi and J. H. T. Viitasalo, "Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension", Acta Physiol. Scand, 96:267-276, 1976.
5. A. Moosa and B. H. Brown, "Quantitative electromyography: a new analogue technique for detecting changes in action potential duration", J. Neurol. Neurosurg. Psychiat, 35:216-220, 1972.
6. L. Lindstrom and I. Petersen, "Power spectrum analysis of EMG signals and its applications", In : Desmedt, 51. Karger. Basel, 1983.
7. J. Dahan and C. Boitte, "Comparison for the

- reproducibility of EMG signals recorded from human masseter and lateral pterygoid muscles", J. Dent. Res. 65:441-447, 1986.
8. 유세근, 민병관, 김정우, 김종원, 김성환, "신경자극기 형태에 따른 자극 Artifact 제거 방법에 대한 연구", 대한의공학회지, Vol. 14, No. 3, pp.251-256, 1993.
9. H. Christensen, M. Lo Monaco K. Dahl and A. Fuglsang-frederiksen, "Crossing of electrical activity in human muscle during a gradual increase in force", Electroenceph. clin. Neurophysiol., 58: 230-239, 1984.
10. D. Junge, "Turns and averaging as static and dynamic measures of masseter EMG activity", Electromyogr. clin. Neurophysiol., 33:11-18, 1993.
11. G. Haridasan, S. H. Sanghvi, G. D. Jindal, V. M. Josm and A. D. Desai, "Quantitative electromyography using automatic analysis: a comparative study with a fixed fraction of a subject's maximum effort and two levels of thresholds for analysis", J. Neurol. Sci. 42:52-64, 1979.
12. E. Stalberg, J. Chu, V. Brh, S. Nandekar, S. Stalberg and M. Ericsson, "Automatic analysis of the EMG interference pattern", Electroenceph. clin. Neurophysiol., 56:672-681, 1983.
13. Å. Fuglsang-frederiksen and A. Mansson, "analysis of electrical activity of normal muscle in man at different degrees of voluntary effort", J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 38:683-694, 1975.
14. M. Hayward, "Electrodiagnosis of the muscular dystrophies", Brit. Med. Bull., 36:127-132, 1980.
15. 유재춘, 조원경, 박종국, 김성환, "IPI 확률 밀도함수에 의한 근신호의 저주파 특성 해석", 대한전자공학회지, 제25권, 제3호, pp.98-105, 1988.
16. S. Palla and M. M. Ash, "Effect of bite force on the power spectrum of the surface electromyogram of human jaw muscles", Archs. oral Biol., 26: 287-295, 1981.
17. 조일준, 이진, 최영환, 김성환, "DSP 칩과 PC를 이용한 근피로도의 측정", 대한의공학회지, Vol. 9, No. 2, pp.211-214, 1988.
18. 최영환, 변윤식, 김철주, 김성환, "적응 디지털 필터를 이용한 근육 피로도의 측정", 대한전자공학회지, 제25권, 제9호, pp.56-62, 1988.