

T-반사 응답의 분석을 위한 디지털 신호 처리 시스템의 설계

김재국·권도철*·조근열*·이진·이영석·박인선*·고현윤**·김성환

= Abstract =

Design of a Digital Signal Processing System for Analysis of Tendon Reflex Response

Jae-Kug Kim, Do-Chel Kweon*, Geun-Yeol Jo*, Jin Lee, Young-Seock Lee
In-Sun Park*, Hyun-Yoon Ko**, Sung-Hwan Kim

Tendon reflex responses generated from mechanical stimulus had been studied for quantitative analysis of activity of tendon reflex, especially patellar tendon reflex responses are known to be a criterion for diagnosing the L3 or L4 radiculopathy.

In this paper, we developed a digital signal processing system for analysis of the tendon reflex response. The system parameters, *i.e.*, *sampling frequency*, *pre-amplification gain*, *input channel and filter bank*, are selected by using software switches. From the view points of flexibility, the system hardware is connected to an IBM PC for analyzing the tendon reflex parameters, *amplitude*, *latency*, *duration*. We applied the proposed system to the analysis of the patellar tendon reflex responses.

In the experiment, we measured latency, duration, amplitude of the reflex action potentials generated from vastus medialis, vastus lateralis and rectus femoris that compose quadriceps, and the measured data are analyzed through the ANOVA test which has 5% significant level. As a result, we showed that the mean amplitude of reflex action potential at the vastus lateralis is larger than any other muscle and the mean latency of the reflex action potential at the rectus femoris is shorter than any other muscle.

Key words : DSP system, T-reflex, Vastus lateralis, Vastus medialis, Rectus femoris

서론

근육의 신진 반사를 측정하기 위하여 기계적 자극에 의해 생성된 T-반사(tendon reflex)의 반응을 측정하는 방법은 이전부터 널리 알려져 있는 방법이며, 특히 요추(lumbar) 3번 혹은 4번에 신경근증을 겪고 있는 환자의 경우 전기 생리학적 진단의 지표로 널리 사용되고 있다.

통상적으로 전 반사의 활동성에 대한 정량적인 평가는

주로 반사수축(reflex contraction)에 의해 발생한 활동 전위의 크기에 대한 시각적인 평가에 의해 결정되어 왔으며, 이보다 더 진보된 객관적이고 정량적인 전기생리학적 검사 방법의 하나인 T-반사의 반응은 경추(cervical vertebrae) 혹은 요천추(lumbar sacrum) 신경근증의 발견 및 근위부 신경 전도 유무의 측정을 통한 말초 신경 병변의 발견에 중요한 역할을 하고 있다.

T-반사는 반사 해머로 근육을 자극하여 얻어지는 단일 인접성 반사로서 특히, 슬개(patellar) T-반사는 간단하

서울시립 대학교 전자공학과

Dept. of Electronics Eng., Seoul City Univ.

* 인제 대학교 의과대학 재활의학과

Dept. of Rehabilitation Medicine, College of Medicine, Inje Univ.

** 부산 대학교 의과대학 재활의학과

Dept. of Rehabilitation Medicine, College of Medicine, Pusan National Univ.

본 연구는 1995년도 서울시립 대학교 학술연구 조성비에 의하여 연구되었음.

통신저자 : 김재국, (130-743) 서울시 동대문구 전농동 90번지 서울시립 대학교 전자공학과,

Tel. (02)210-2318, Fax. (02) 249-6802

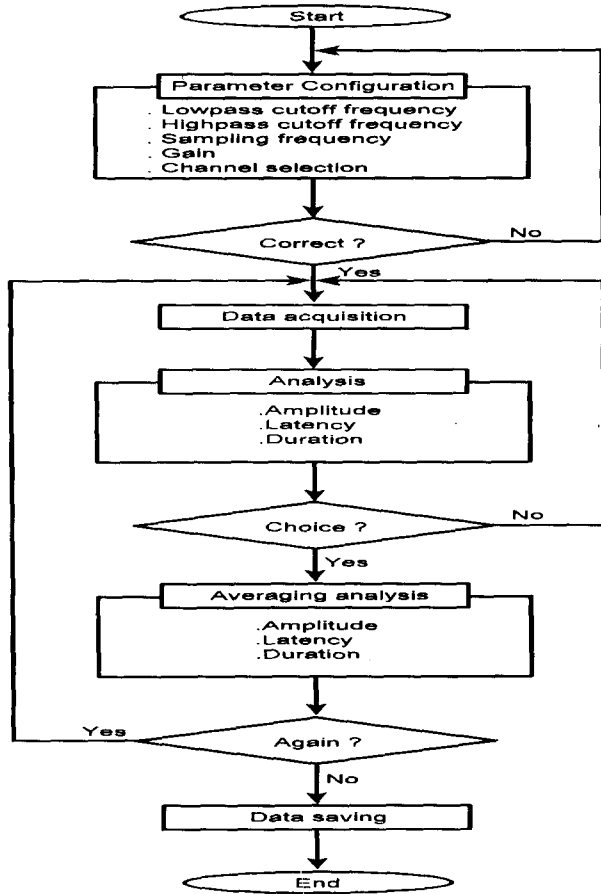


그림 1. T-반사 측정을 위한 신호 처리 시스템의 소프트웨어 흐름도

Fig. 1. Software flow chart of signal processing system for T-reflex measurement

면서도 비교적 정확하게 요추 신경근 증후군 환자를 평가할 수 있는 검사로 알려져 있다¹⁾. 그러나, 슬개 T-반사를 더욱 정량적이고 다양하게 해석하기 위해서는 T-반사의 반응에 대한 반사 활동 진폭(amplitude), 잠시(latency), 지속 시간(duration) 등 각종 파라미터를 해석할 필요가 있으며 이 파라미터들이 각각 근육에서 어떤 관계가 있는지를 밝혀 내는 것이 중요하다. 특히 슬개 T-반사의 반응으로 얻어지는 잠시와 반사 활동 전위(reflex action potential)의 진폭 등은 부착한 표면 전극의 위치와 직접적인 관련이 있다.

그러나 지금까지의 반사 활동 전위의 기록 방법의 대부분은 대퇴사두근(quadriceps)을 구성하고 있는 근육 가운데 임의의 한 근육으로부터 응답 전위를 얻고 있으며, 그 결과 부착한 전극의 위치 에따라 심한 변화를 나타내는 경향이 있다²⁾. 따라서 본 연구에서는 T-반사를 정량적으로 해석하여, 근육들의 위치에 따른 T-반사 파라미터

들의 변화 및 상호 관계를 살펴보기 위하여 T-반사 측정을 위한 디지털 신호처리 시스템을 제안하였다. 제안한 시스템은 대퇴 사두근을 구성하고 있는 근육 가운데 내측광근(vastus medialis)과 외측광근(vastus lateralis), 그리고 대퇴직근(rectus femoris)에서 반사 활동 전위를 수집하여 각 근육의 반사 활동의 진폭, 잠시, 지속 시간 등을 구하여 각 근육이 슬개 T-반사에 대하여 어떤 반응을 하는지 알아봄으로써, 그 성능을 평가하였다.

T-반사 측정 시스템의 소프트웨어 및 하드웨어의 구성

1. 소프트웨어의 구성

T-반사 측정을 위한 디지털 신호 처리 시스템의 소프트웨어는 우선 시스템 파라미터의 결정으로부터 시작한다. 이 단계는 T-반사의 반응에 대한 데이터가 입력되는 채널의 선택, 입력의 샘플링 주파수 및 사전 증폭기(pre-amplifier)의 이득, 그리고 입력 데이터의 대역폭을 고려한 필터 बैं크(filter bank)의 설정과 같은 시스템 파라미터들을 결정하는 것으로 구성된다. 이는 시스템의 유연성을 높이기 위한 방법으로 몇 개의 제한된 선택 요소 가운데 하나를 소프트웨어 스위치로 제어할 수 있도록 설계하였다. 시스템 파라미터가 설정되면 곧 내부에 스위치를 장착한 전자 해머(electrical hammer)를 이용하여 피검자의 슬개골을 경타 하고 이와 동시에 데이터 수집 작업이 진행되도록 하였으며, 수집된 데이터는 동시에 PC의 모니터 상에 나타나 잘못 수집된 데이터는 버리고 의미 있는 데이터에 대해서만 T-반사에서 얻을 수 있는 파라미터들 즉 반사 활동 전위의 진폭, 잠시, 지속 시간 등을 검출할 수 있게 프로그램하였으며, 동일 피검자가 동일한 실험 조건하에 계속하여 실험을 수행할 경우에는 수집한 데이터 및 파라미터들을 연속적으로 평균화(averaging)하여 잡음의 영향을 줄이면서 수집한 데이터의 신뢰도를 높일 수 있도록 프로그램 하였다. 그림 1은 본 연구에서 제작한 시스템의 소프트웨어에 대한 흐름도이다.

T-반사의 측정에서 잠시는 최초 전자 해머의 타격이 가해진 직후부터 반사 활동 전위가 나타나기까지의 기저 상태 시간을 측정하는 것이며, 반사 활동 전위의 진폭은 가장 높은 진폭과 가장 낮은 진폭의 차에 대한 절댓값으로 구할 수 있다. 또한 지속 시간은 잠시가 끝난 직후에서 반사 활동 전위가 활동을 개시한 후 기저 상태로 돌아올 때까지의 시간을 측정하는 것으로 설정하였다. 그림 2에 수집한 T-반사의 반응의 일례를 들어 각 파라미터들의 정의를 나타내었으며, 이로부터 기저선은 피실험자가 안정된 상태에서 표면 전극으로부터 나오는 근전도 신호

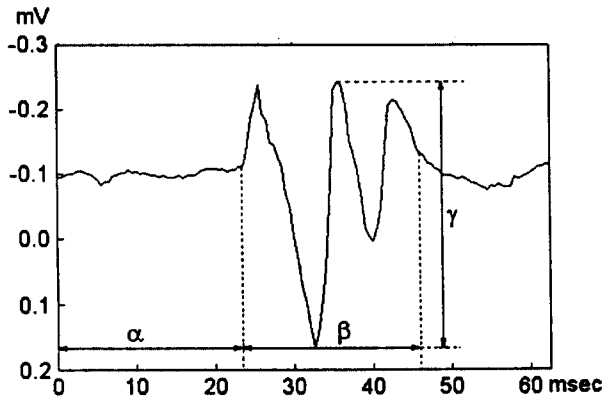


그림 2. T-반사의 파라미터
(α : 잠시, β : 반사활동전위, γ : 진폭)

Fig. 2. Parameter of T-reflex
(α : latency, β : reflex action potential, γ : amplitude)

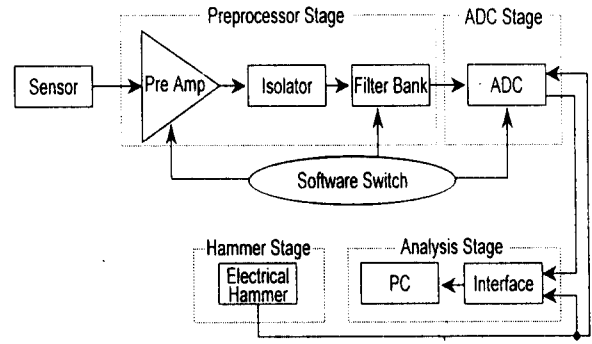


그림 3. T-반사 측정을 위하여 구성된 하드웨어의 블록 다이어그램

Fig. 3. Hardware block diagram for T-reflex measurement

수 있으며, 각 단의 사양은 다음과 같다.

(1) 사전 처리단

표준 근전도 표면 전극으로부터 검출된 신호를 차동 증폭해주는 입력 임피던스 100M, 동상 신호 제거비(common mode rejection ratio) 100dB이상, 잡음 $2\mu V_{rms}$ 이하의 사양으로 이득 선택이 자유롭도록 설계한 증폭기 및 전원 잡음의 영향을 줄이고 환자의 안전(safety)을 위한 아이슬레이터(isolator)와, 2Hz에서 30KHz까지 각각 6개의 주파수 대역설정이 가능한 필터 बैं크로 구성되어 해석하려는 신호의 성질에 따라 적절한 사전 설정이 가능하도록 하였다.

(2) ADC단

사전 처리단을 거친 신호를 12bit ADC(MAX 164)로 500Hz에서 64KHz까지 8단계로 샘플링 주파수를 변환시킬 수 있도록 설계하였다. 그림 4는 사전 처리단과 ADC단에서 설정할 수 있는 시스템 파라미터들을 나타내고 있다.

(3) 신호 해석단

IBM PC를 기본으로하여 ADC로부터 양자화된 신호를 인터 페이스 보드를 통해 넘겨받아 각종 T-반사의 파라미터들을 해석할 수 있도록 설계하였다. 최초에 전자 햄머의 타격이 가해지면 전자 햄머 내부에 설치한 전자 스위치가 기계적으로 눌리면서 이와 연결된 RS 플립플롭(flip-flop)의 상태를 변화시키도록 하고, 이때 플립플롭의 변화 상태를 PC로부터 감지하도록 하기 위해 PC의 특정 어드레스 번지에 플립플롭의 출력을 할당하였다. PC에서는 이 어드레스 번지의 변화를 감지하면 사전처리 단에서 소프트웨어 스위치를 이용하여 이미 설정된 시스템 파라미터에 따라 디코더를 이용하여 사전 증폭기의 대역

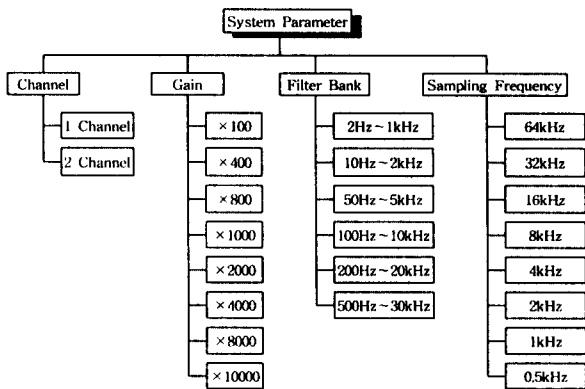


그림 4. 사전 처리단과 ADC단에서의 시스템 파라미터
Fig. 4. System parameters at the preprocessor stage and ADC stage

를 관측하여 시간에따른 파형의 요동이 없음을 확인한 다음 전자 햄머 타격시 햄머에 내장된 전자 스위치가 눌리는 순간을 시작점으로하여 데이터를 수집하고, 수집한 데이터로부터 신호가 안정된 선을 기준으로하여 절대값이 가장 큰 값을 찾고, 이 값의 5%를 넘는 순간을 활동 전위가 나타나는 시점으로 설정하였다. 또한 반사 활동 전위가 종료하는 시점은 수집한 데이터들이 이 값의 5%내에 들어오는 순간으로 설정하였다³⁾.

2. 하드웨어의 구성

본 연구에서 T-반사 측정을 위하여 설계한 하드웨어의 블록선도는 그림 3과같다.

그림 3에서 볼 수 있는 바와같이 T-반사 측정 시스템의 하드웨어는 크게 사전 처리단, ADC(analog to digital conversion)단, 전자 햄머단 및 신호 해석단으로 나눌

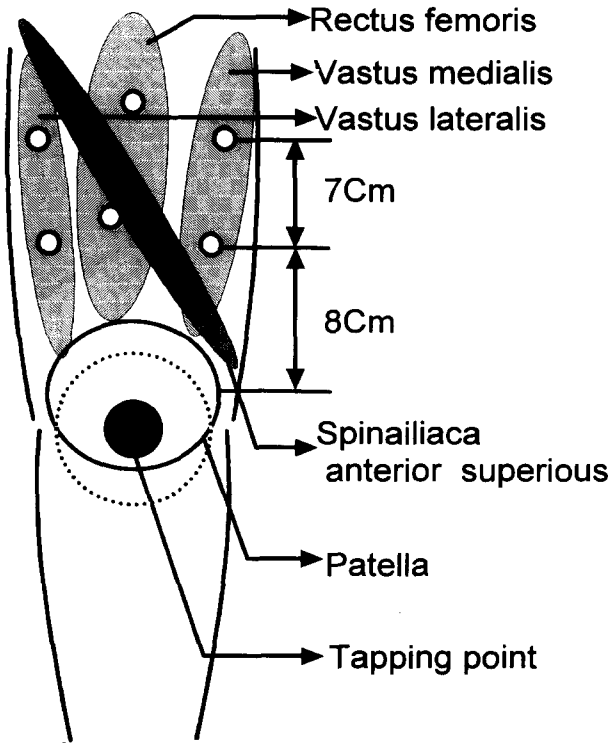


그림 5. 근육별 표면 전극 부착 위치
Fig. 5. The attached position of surface electrodes for muscles

및 필터 बैं크의 대역 그리고 샘플링 주파수와 관련한 회로를 활성화 상태(active state)가 되도록하고 인터페이스 보드의 입력 포트를 열어두어 시스템이 데이터를 수집할 수 있는 준비를 갖추도록 하였으며 이때 PC 스피커에서는 “삐” 소리로 시스템의 준비 상태를 실험자에게 알리도록 하였다.

이와같이 신호 수집을 위한 준비과정 이후 실제 데이터를 수집하기 시작하여 PC로 데이터가 들어오면 PC는 그림 2에서 나타낸 것과같은 T-반사 측정 프로그램을 동작시켜 파라미터들을 측정하고, 화면에 그 결과들이 나타나도록 설계하였다.

(4) 전자 해머

해머 내부에 전자 스위치를 삽입하여 슬개골을 경타할 때 스위치가 자동적으로 눌리도록하여 시작을 알리는 기준 시점으로 사용함으로써 잠시 및 지속 시간 등을 정확히 측정할수 있도록 하였다. 그리고, RS 플립플롭과 멀티바이브레이터(multivibrator)를 사용하여 전자해머의 경타시 스위치의 오동작을 방지하도록 하였다.

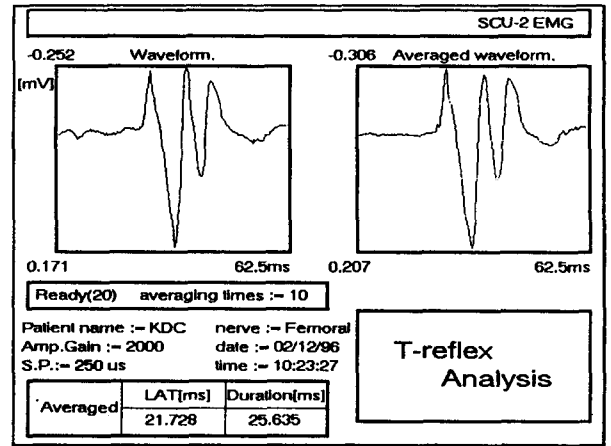


그림 6. 제작한 T-반사 측정 시스템의 전형적인 프린트 출력
Fig. 6. Typical printed output of implemented T-reflex measurement system

실험 및 결과 고찰

1. 실험 방법

본 연구에서는 근신경계 질환의 병력이 없는 20세에서 33세까지 평균 연령 25세의 건강한 성인(남자 17명, 여자 5명)을 대상으로 제한한 신호 처리 시스템을 사용하여 인제대 의대와 부산대 의대에서 다음과 같이 T-반사 측정 실험을 수행하여 성능을 고찰하였다.

실험 방법은 우선 피검자를 슬관절의 굴곡 각도가 90도를 이루도록 앉게 하고, 양발을 지면에 닿지 않게 의자의 높이를 조절한 후 양쪽 슬관절의 대퇴사두근 건에 전자 해머를 경타 하여 내측광근, 외측광근, 대퇴직근에서 각각 5번씩 T-반사의 반응을 측정하여 평균을 취하였으며 반사 활동 전위를 수집하기 위한 표면 전극은 그림 5와같이 각 근육에 따라 위치를 달리하여 부착시켰다. 즉 내측광근은 슬개골의 내연을 따라 상연으로부터 8cm 위쪽에, 외측광근은 슬개골의 외연을 따라 상연으로부터 8cm 위쪽에 부착시켰으며, 대퇴직근의 경우에는 상전장골근으로부터 슬개골의 상연까지 선을 그어 그 중간 지점에 부착하였다. 또한 기준 전극은 데이터 수집 전극으로부터 7cm떨어진 원외부에 부착하고 실험을 실시하였다.

전자 해머의 경타는 최대 반사 전위 진폭(maximum-reflex potential amplitude)을 얻을 수 있는 세기로 자극하였으며, 반사 피로(reflex fatigue)를 고려하여 5초간격으로 자극을 실시하였다. 시스템 파라미터의 설정은 샘플링 주파수는 4KHz, 사전 증폭단의 이득은 2000배, 필터 बैं크의 주파수 대역은 10Hz~2KHz로 설정하였다.

표 1. 실험으로부터 측정된 반사 활동 전위의 진폭

Table 1. Amplitude of reflex action potential measured from experiment

Muscle	Amplitude(mV)		
	Max. value	Min. value	Mean±std
Vastus medialis	0.784	0.048	0.19±0.03
Vastus lateralis	1.309	0.049	0.30±0.07
Rectus femoris	0.379	0.03	0.17±0.02

표 2. 실험으로부터 측정된 반사 활동 전위의 잠시

Table 2. Latency of reflex action potential measured from experiment

Muscle	Latency(ms)		
	Max. value	Min. value	Mean±std
Vastus medialis	22.919	16.357	19.5±2.32
Vastus lateralis	21.728	16.113	19.6±2.11
Rectus femoris	20.019	13.184	17.1±1.50

표 3. 실험으로부터 측정된 반사 활동 전위의 지속 시간

Table 3. Duration of reflex action potential measured from experiment

Muscle	Duration(ms)		
	Max. value	Min. value	Mean±std
Vastus medialis	36.133	21.484	28.7±10.21
Vastus lateralis	33.447	20.508	28.6±7.25
Rectus femoris	33.417	23.926	28.2±4.18

2. 결과 및 고찰

그림 6에 본 연구에서 제작한 T-반사 측정 시스템의 전형적인 출력 결과를 나타내었다.

위그림에서 볼 수 있는 바와같이 T-반사 반응의 실제 반사 전위 파형 및 중요 파라미터 값들등이 실험과 동시에 PC의 모니터에 출력되도록하여 그 결과의 분석이 용이하도록 하였다.

여기에서 상단 2개의 파형은 실제 반사 활동 전위와 이들을 평균한 파형을 각각 나타낸 것이며 전자 해머로 슬개골을 20번 경타하는 실험을 통하여 10개의 유효한 신호를 수집하고 평균하였음을 ready 및 평균 횟수로 표시하여 알 수 있게 하였다. 또한 실험 대상자의 이름, 신경 부위, 증폭기의 이득, 실험 날짜와 시간, 샘플 간격(Sampling Period; S.P) 등과 함께 기저선의 요동이 안정된 파형으로부터 구한 잠시 및 지속 시간이 동시에 나타나도록 구성하였다.

다음은 22명의 피검자의 대퇴사두근을 이루고 있는 3개의 근육으로부터 수집한 파라미터들을 가지고 각 근육들간의 상관성 및 파라미터 변화의 중요도를 알아보기 위

하여 통계 패키지^{6,7)}의 ANOVA(analysis of variance) 검증(유의 수준 5%)을 실시한 결과로서, 표 1, 표 2 그리고 표 3에 각 근육으로부터 얻은 반사 활동 전위의 진폭, 잠시 그리고 지속 시간에 대한 최대값 및 최소값 그리고 평균과 표준편차를 각각 나타내었다.

표 1, 2, 3의 결과를 살펴보면 반사 활동 전위의 진폭과 잠시에 있어서는 각각 3개의 근육이 의미 있는 수치를 나타내었고 특히 평균 진폭에 있어서는 외측광근이 다른 근육에 비해 가장 크게 나타나는 경향을 보임을 알 수 있으며, 대퇴직근은 다른 근육들에 비하여 짧게 나타나는 경향을 띄었음을 알 수 있다. 그리고 지속 시간은 ANOVA 검증을 통하여 의미 있는 수치를 발견할 수 없었다.

외측광근에서 평균 진폭이 다른 근육에 비해 크게 나타난 것은 Dietrichon과 sorbye²⁾의 연구로부터 반사 수축의 진폭은 반사 활동의 진폭에 비례하기 때문에 이는 기계적 자극으로 인해 반사적으로 활성화되는 근섬유의 상대적 인수에 상응하는 지표라는 관점에서 외측광근이 다른 2개의 근육에 비해 더 많이 활성화되었음을 알 수 있으며, 대퇴직근에서 나타나는 짧은 잠시는 대퇴직근의 위치가 반사궁에 가장 인접해 위치해 있기 때문에 나타난 현상으로 해석할 수 있다^{4,5)}.

그러므로, 슬개 T-반사를 수행하는 경우에 대상 근육의 선택은 파라미터 추출의 한가지 변수로서 작용할 수 있음을 입증 할 수 있었다. 즉 본 시스템으로 측정된 표 1, 2의 결과에서 외측광근의 평균 진폭이 0.3±0.07[mV]로 다른 근육에 비해 크게 나타났으며 대퇴직근의 평균 잠시도 17.1±1.50[ms]로 가장 짧게 나타나, 통계적 유의수준 5%에서 외측광근의 진폭과 대퇴직근의 잠시는 임상 진단의 판단지표로써 환자사이의 비교가 가능함을 알 수 있었다.

결 론

본 연구에서는 T-반사에서 의미를 갖는 잠시, 지속 시간, 진폭 등의 파라미터들을 정량적으로 분석할 수 있는 디지털 신호 처리 시스템을 구현하였으며, 이를 슬개 T-반사에 적용하여 대퇴사두근을 구성하고 있는 내측광근, 외측광근, 대퇴직근의 잠시, 지속 시간, 진폭을 측정하고 ANOVA 검정을 통하여 각 근육들의 잠시 및 진폭에 대한 통계적 유의수준 5%에서 외측광근의 진폭과 대퇴직근의 잠시는 진단의 판단지표로써 환자사이의 비교가 가능하다는 관계를 도출함으로써 제안한 시스템의 유용성을 증명하였다. 실험 결과 T-반사의 파라미터들중 일부는 근육의 종류에 의존함을 검증할 수 있었으며, 제작된 시스템은 PC와의 간단한 접속을 통하여 C 언어로 작성한

주 프로그램의 통제하에 편리하게 사용할 수 있도록 설계함으로써 본 연구에서는 앞으로 지속적인 연구를 통하여 전력 스펙트럼(power spectrum), 휴지기(silent period) 등 새로운 파라미터 해석 기법이 요구될 때 해당 기능의 서브루틴 소프트웨어만을 추가함으로써 다양한 T-반사 반응 파라미터들을 정량적으로 분석하고 임상진단을 위한 데이터 베이스(DB)구축을 할 수 있게 한다는 점에서 그 효용성이 기대된다.

참 고 문 헌

1. Weerd AW, Jonkman EJ, "Measurement of Knee Tendon Reflex Latencis in Lumbar Radicular Syndrom", Eur. Neurol., Vol. 25, pp. 304-308, 1986.
2. Dietrichson P, Sorbye R, "Clinical Method for Electrical and Mechanical Recording of the Mechanical

- and electrically Elicited Ankle Reflex", Acta Neurol. Scandinav., Vol. 47, pp. 1-21, 1971.
3. Yoshiak Yamada, Jeffrey L. Ash, G. M. Ash and M. M. Ash, "A measuring System for EMG Silent Period Using a Microcomputer", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 29, pp. 713-718, 1982.
4. Oh SJ, Clinical Electromyography, Nerve conduction studies, 2nd ed., Baltimore Willzan & Wilkins, pp. 356-405, 1993.
5. Roco RE, Jonkman EJ, "Measurement of the achilles tendon reflex for diagnosis of lumboseral root compression syndromes", J. of Neurol., Neurosurg. Psychiatry, vol. 45, pp. 791-795, 1982.
6. Terry Sincich, Statistics for the Engineering and Computer Sciences, 2nd ed., Collier Macmillan publishers, pp631-692. 1992.
7. 정성원, "Windows용 SPSS 데이터 분석", 고려정보산업, 1994.

= 국문초록 =

기계적 자극으로부터 발생된 건반사응답은 건반사 활동성의 정량적인 해석을 위하여 연구되어 왔으며 특히 슬개 T-반사는 요추 3번 혹은 4번에 신경근증의 진단지표로 알려져 있다. 본 논문에서는 건반사 응답의 분석을 위한 디지털신호처리시스템을 설계하였다. 샘플링주파수, 전치 증폭기 이득, 입력 채널 그리고 필터뱅크 등의 시스템 파라미터는 소프트웨어 스위치를 사용하여 설정하였다.

유연성의 관점에서 하드웨어는 건반사의 진폭, 잠시, 지속시간 파라미터를 분석하기 위하여 IBM PC 에 연결이 된다. 실제로 실험으로부터 대퇴사두근을 구성하고 있는 근육가운데 내측광근, 외측광근, 대퇴직근에서 반사활동 전위를 수집하여 진폭, 잠시, 지속시간 등을 측정하고 통계적으로 ANOVA 검증을 5% 유의수준에서 수행하였다. 실험결과 평균 진폭에 있어서는 외측광근이 다른 근육에 비해 크게 나타났고 대퇴직근의 평균잠시는 다른 근육보다도 짧게 나타났다.