

---

# 근피로에 의한 하지 대퇴직근의 경직도 분석을 위한 근전도 변화에 관한 연구

이균정\* · 남재현\*\*

A Study on the Electromyography Change for Analysis of rectus  
femoris muscle stiffness with muscle fatigues

Gyoun-jung Lee\* · Jea-hyun Nam\*\*

---

본 연구는 2010년도 안동과학대학 교육역량강화사업으로 수행된 연구결과임

---

## 요 약

근경직으로 인한 질병을 판단하기 위한 새로운 비침습적 초음파 근경직도 측정 시스템을 검증하기 위해 근경직 발생시 근전도의 변화를 분석하였다. 근경직 유발을 위해 하지 대퇴직근에서 등척성 운동을 실시하였다. 실험 프로토콜에 따라 실험을 반복 실시하였다. 이때 바이오시스템3를 이용하여 무릎관절토크의 크기 및 토크를 실시간으로 측정하였다. 또한 대퇴직근에서 근전도 측정 시스템으로 근전도를 측정하였다. 피검자는 실험 프로토콜에 따라 최초 무릎관절 토크의 최대수의적 등척성수축(MVC : maximal voluntary contraction)을 측정하고, MVC의 50%에서 -5%로 떨어질때까지 등척성 운동을 지속하였다. 근경직 유발시 근전도 신호를 신호처리 과정을 거쳐 중앙주파수 변동과 실효값 변화로 나타내었으며, 이러한 결과가 근경직도 측정 시스템의 결과와 유의함을 보였다.

## ABSTRACT

When the muscle is contracted by continuous and same, the force takes fatigue and stiffness. The aim of this study was to know how the fatigue and muscle stiffness change during an isometric contraction. Surface Electro myography(EMG) signal monitoring system and ultrasonic transducer set up the same muscle stem, subjects contract his right femoris muscle by submaximal isometric contraction(50% of MVC) until exhaustion. Before and after the test, muscle stiffness was measured and EMG was measured during the contraction. As time goes by, muscle fatigue was increased. and the stiffness was shown strongly after the contraction. These results show if the muscle becomes more and more fatigued, the circulation of muscle is delayed although the contraction doesn't happen. So muscle stiffness is increased.

## 키워드

근경직, 비침습적, 근전도, 등척성 프로토콜

## Key word

muscle stiffness, noninvasive, electromyography, isometric, protocol

---

\* 연세대학교 의공학과 (fa1472@gmail.com)

\*\* 안동과학대 의료공학과

접수일자 : 2010. 08. 16

심사완료일자 : 2010. 08. 30

## I. 서 론

일상생활에서 물건을 옮기거나 극심한 운동 및 지속적인 근력 운동을 할 때, 근육에 근피로가 발생한다. 이러한 피로(fatigue)를 Edwards(1983)는 주어진 운동 강도나 요구된 힘을 지속적으로 유지하지 못하는 것이라고 정의 하였다[1]. 또한 Binder Macleod와 Snyder Mackler (1993)는 최근의 활동으로 인하여 근육의 힘 발생능력이 감소된 상태라고 정의하였다[2]. 근육은 지속적인 등척성 운동 시 수축 능력이 감소되는데, 이는 근피로가 그 원인이라고 할 수 있다. 근피로는 근육활동을 위한 화학적 연료의 고갈과 근육 대사시 발생하는 부산물을 신속하게 제거하기 위한 순환계 작용의 능력부족으로 나타난다. 근수축시 근육에 혈액의 흐름이 제한되고 이로 인해 산소의 불충분한 전달로 ATP생성이 줄어들며 또한 근수축시 발생하는 젖산의 제거가 적절하게 일어나지 못해 근피로가 쌓이는 것이라 볼 수 있다. 혈액순환이 적절히 이루어지지 않고 근육의 수축으로 인한 대사산물이 쌓일수록 근세포는 산소부족으로 인해 수축과 이완을 할 수 없게 되는데, 이를 근육의 경직(stiffness)이라고 한다.

근경직(Muscle stiffness)으로 인해 발생하는 질병은 선천성 근긴장증, 선천성 이상근긴장증, 근긴장성 이영양증등이 있다. 이러한 질병을 진단하기 위해서 주먹을 쥐었다, 폼다하는 등의 근육의 수축, 이완 운동을 통해 근피로를 유발시키고, 그 운동의 반복 속도가 감소하는 정도를 관찰하여 판단한다. 이러한 진단 방법은 개인적 차이에 따라 반복운동의 횟수 및 정도, 지속 시간이 다양하게 나타난다. 따라서 전문의의 경험에 크게 좌우되며, 객관적이지 못하다. 다른 방법으로는 근육의 기계적 특성을 비침습적으로 측정하는 방법을 사용하여 질병의 유무를 판단한다. 기계적 특성을 이용한 비침습적 방법은 측정과 분석이 용이하며, 객관적이다. 이 방법은 인가 압력에 따른 변형의 정도를 측정한다. 이를 통해 물질의 탄성을 산출하여 단단한 정도를 나타낸다. 이와 같은 방법은 인가 압력이 미치는 부위에서만 비교적 정확한 측정이 가능하다. 그러나 인체 내부의 정보를 측정하는 초음파를 이용한 방법은 인가 압력이 미치는 인체 내부, 즉 근육 및 주위에서의 변형을 측정 할수 있다[3].

본 연구는 근육의 기계적 탄성을 측정하여 근경직을 판단하는 방법에서 초음파를 이용하여 근탄성을 측정하여 근경직을 판단하는 방법을 제한하기 위한 선행 연구로서 대퇴근의 등척성 운동을 위한 실험 프로토콜을 통해 근피로 및 근경직을 효과적으로 유도하고, 이와 동시에 근전도(EMG:electromyographic)신호를 측정하였다. 측정된 근전도 신호에서 중앙주파수(MF : median frequency)분석과 실효값(RMS:root mean square)분석을 통해 근경직을 나타내었다. 이는 기계적 특성을 이용한 비침습적 근경직 측정값과 근전도를 통한 경직도 비교가 가능하고, 근전도가 근경직에 대한 객관적 지표가 될 수 있음을 나타내었다.

## II. 이론적 배경

근전도 신호를 이용한 근피로 분석 방법은 중앙주파수(MF:median frequency)분석과 실효값(RMS:root mean square)분석을 사용하여 피로발생 유무 및 정도를 측정할 수 있다[4]. 중앙주파수 분석은 시간별 근전도 신호를 고속 푸리에 변화(FFT :fast furier transform)을 통하여 파워 스펙트럼(Power Spectrum)으로 변환하여 근전도 신호의 주파수에 따른 변화에서 중앙주파수를 구하였다(식(1)).

$$f_{mean} = \frac{\sum_{i=0}^n I_i \cdot f_i}{\sum_{i=0}^n I_i} \quad (1)$$

n = power spectrum의 주파수의 개수

$f_i$  = n개의 spectrum 중 i번째 주파수

$I_i$  = i번째 주파수의 값

실효값분석은 정적운동 시에 근전도 신호를 구간별로 나눠 각 구간의 평균값을 제공하여 루트를 적용한 것이다. 이러한 방식은 근육이 수축하는 동안 근육의 운동 단위 변화를 나타낸다[4].

### III. 실험

#### 3.1. 실험 대상

실험 대상 부위는 하지운동시 등척성 운동에 사용되는 대퇴직근에서 EMG를 측정 하였다. 피검자는 하지 부근의 수술 및 병력이 없는 남성, 평균 연령  $26 \pm 2$  세, 평균 키  $180 \pm 5$  cm, 평균 몸무게  $75 \pm 5$  kg의 5명을 실험 대상으로 하였다. 모든 피검자는 실험 절차에 따라 한 주에 평균 2시간 이하 운동을 하였다. 또한 실험 진행 기간 동안에 어떠한 운동 및 스트레칭도 진행되지 않았다.

#### 3.2. 실험 구성

하지 대퇴직근의 등척성 수축 운동 실행과 운동 중 무릎관절토크의 크기를 측정하기 위해 바이오텍스 시스템3 (Biodex System 3, Biodex medical systems, USA)을 사용하였다. 동시에 근전도 측정 시스템(MyoSystem 1200, Noraxon, USA)을 사용하여 운동 중 발생하는 근전도를 측정하였다. 근전도 신호의 전극은 같은 근육줄기를 측정하기 위해 동일한 방향으로 위치 시켰다(그림 1). 또한 근전도 전극은 근탄성 측정을 위한 트랜스듀서와 대략 3cm가량 거리를 두어 초음파 전용 젤이 근전도 신호에 영향을 주지않도록 하였다. 근전도의 레퍼런스전극은 오른다리 무릎 뼈에 위치 시켰다.



그림. 1 실험 구성  
Fig. 1 Experiment setting

#### 3.3. 실험 과정

피검자는 바이오텍스 시스템의 의자에 앉아 오른쪽 다리를  $45^\circ$  각도로 고정시켰다. 오른쪽 대퇴직근에 있는 근육 중 한 줄기에서 근전도를 측정하고 초음파 트랜스듀서를 같은 근육 줄기에서 측정하도록 설치하였다.

피검자는 초기 30분 휴식 후, 간단한 스트레칭을 통해 근육을 이완하고, 5분의 휴식을 하였다.  $45^\circ$  각도로 고정된 하지를  $90^\circ$ 로 들어올리는 동작을 통해 대퇴직근의 등척성 수축을 시켰다. 이때 최대수의적등척성수축(MVC : maximal voluntary contraction)을 측정된 후 다시 10분의 휴식을 취하였다. 운동 전 MVC의 50% 토크 크기로 하지의 등척성 운동을 실시 하였다. 그림 2 실험중 사용된 실험 프로토콜이다.

토크의 크기는 바이오텍스 시스템을 통하여 컴퓨터 스크린에 실시간으로 나타냈다(그림 3). 피검자가 더 이상 운동을 진행 시키지 못하는 한계점의 측정값이 MVC의 50%에서  $\pm 5\%$ 를 넘어서거나 부족할 순간까지 운동을 지속 하였다. 운동 후 즉시 트랜스듀서를 통한 근 경직도를 다시 측정하였다.

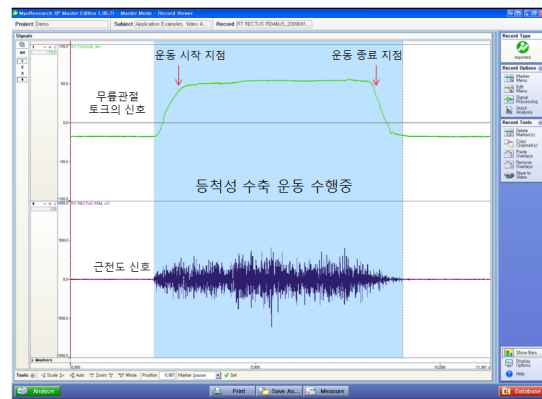


그림 3 실험중 근전도 및 토크 측정  
Fig. 3 Measuring EMG and Torque for experiment

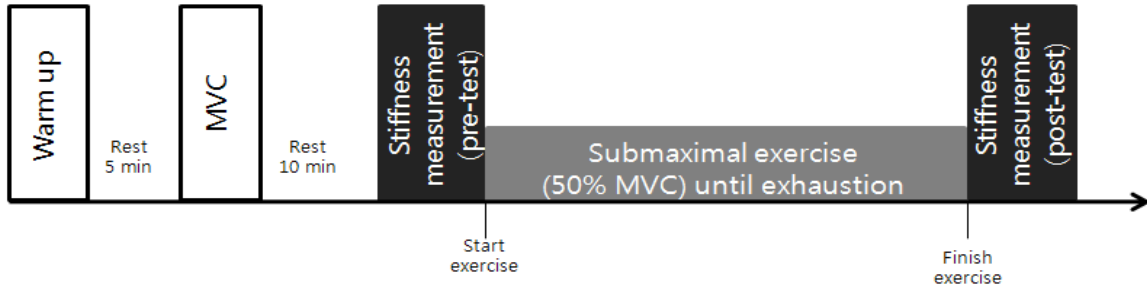


그림 2 실험 프로토콜  
Fig. 2 experiment protocol

### 3.4. 실험 결과 분석

근전도 신호는 Matlab ver. 2009(Matworks, Natick, USA)를 사용하여 신호처리 하였다. 그림 4는 근전도 신호 처리 과정을 블록도로 나타내었다. 1000Hz의 표본화 주기로 획득한 신호를 대역제거 필터를 통한 60Hz 잡음 제거를 하였다. 20~250Hz의 대역통과필터와 전파정류를 적용하였다.

그리고 3Hz 저역통과필터를 통해 근전도 신호의 실효값으로 변환하였다(그림 4). 모든 신호 처리는 4차 Butter-worth 필터를 사용하였다.

그림 5는 측정된 EMG 신호(상)와 신호처리 과정의 결과에서 중앙 주파수를 막대로 표시한 결과(하)를 나타내고 있다.

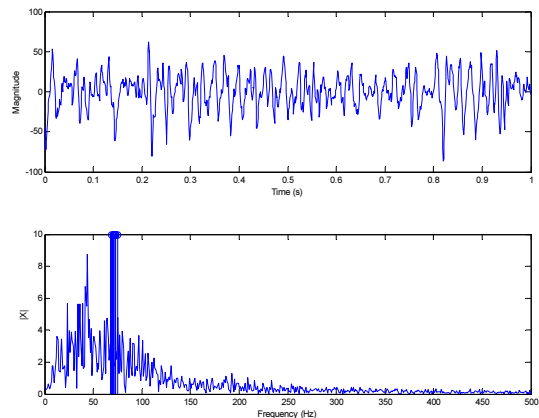


그림 5 EMG측정 신호(상), 신호처리결과(하)  
Fig. 5 EMG-measured signal(high), result for signal processing(low)

중앙주파수는 초기의 값을 100으로 하는 백분율 표현 방식으로 나타냈다. 근전도 RMS 데이터는 피검자의 실험중 등척성 운동의 지속 시간이 개인별로 다르기 때문에 시간에 따라 백분율의 형태로 나타내었다.

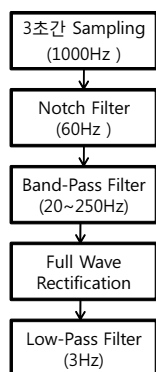


그림 4 EMG 신호처리 과정  
Fig. 4 EMG signal processing

## IV. 실험 결과

실험중 피검자의 건강상태 및 근육의 양에 따라 피로 한계에 도달하는 시간에 차이가 있으므로 중심주파수를 표현할 때 시간을 정량화하여 표현하기 위해 측정시간의 시간제한( $T_{lim}$ )을 두어 백분율로 표시하였다.

하지 대퇴직근의 등척성 운동중 실시간으로 측정된 근전도 신호의 중앙주파수 변화값을 분석한 결과 운동 경과 시간이 지남에 따라 근전도 신호의 중앙 주파수가 고주파대역에서 저주파대역으로 이동함을 알 수 있었다(그림 6). 실효값의 변화는 각각의 증가 폭은 차이가 있으나, 비교적 증가함을 알 수 있었다(그림 7).

### V. 고 찰

실험 결과에서 등척성 운동이 근육에 근피로를 유발 하여 중앙주파수의 변화 실효값의 변화를 나타냈다.

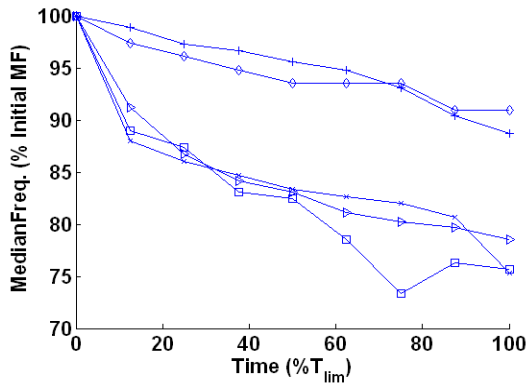


그림 6 시간에 따른 중심 주파수의 이동  
Fig. 6 moving center frequency according to time

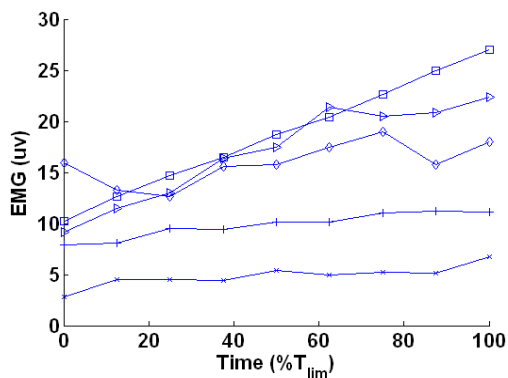


그림 7 시간에 따른 근전도 실효값의 변화  
Fig. 7 changing RMS of EMG according to time

이는 근육의 구성 중의 속근섬유와 지근섬유가 등척성 운동시 지근 섬유에 비해 속근섬유의 활동이 활발해져 ATP의 소모가 빠르게 진행된다[6].

따라서 속근섬유의 경우 중심주파수에서 고주파영역의 신호를 많이 내보이는데, 이로 인해 근육의 피로가 증가할수록 고주파영역의 신호는 줄어들게 된다.

근전도의 실효값은 시간에 따른 근전도 신호 변화를 따르기 때문에 근육의 활동단위가 어떻게 변하는지를 쉽게 알 수 있다. 실효값이 증가한다는 것은 근전도의 Peak-to-Peak값이 증가한다는 말과 같다. 따라서 근육 섬유에서 나오는 전기적 신호가 증가한다는 것을 의미한다.

실험의 절차에서 피검자는 동일한 힘을 유지해야 하기 때문에 근전도신호가 점점 커진다는 것은 실험 초기에 비해 같은 힘을 유지하기 위해선 더 많은 근육섬유의 수축이 요구되는 것을 의미한다.

그림 6과 7에서 결과에서 변화가 일정하지는 않았다. 그러나 실험의 대상자가 적고, 반복 실험에 있어서 근육의 회복시간을 충분히 주어 근육의 완전한 이완을 확인할 수가 없다. 그러나 그림 8과 같이 등척성 운동 실험 중 측정된 비침습적 근탄성도 측정시 근육의 단단한 정도가 증가함을 알 수 있었다. 이는 근전도를 측정하여 분석한 결과와 근탄성 측정을 결과가 유의함을 나타낸다.

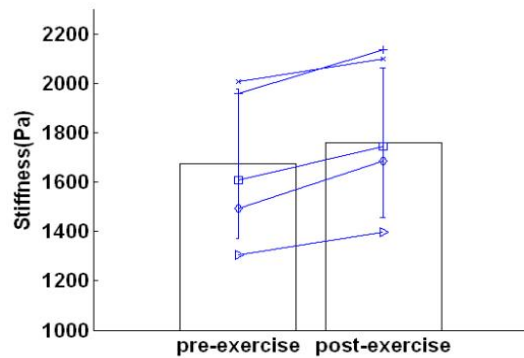


그림 8 운동 전,후의 근경직도  
Fig. 8 muscle stiffness after and before exercise

## VI. 결 론

근경직으로 인한 질병을 판단하기 위해서 객관적, 비침습적 근경직도 측정 방법의 연구가 진행중에 있다. 기계적 비침습적 초음파 근경직 측정 결과와 근전도 변화와의 상관관계를 밝히는 기초연구로서, 본 연구는 하지 대퇴직근의 근피로를 유도하는 실험 프로토콜을 이용하여 실험을 진행하였다. 이때 바이오텍스 시스템과 근전도 측정 시스템으로 근전도를 동시에 측정하였다. 실험을 통해 근피로를 유발 하였고, 측정된 근전도 신호를 중앙주파수분석과 실효값 분석 결과로 근피로 증가에 따른 근전도의 변화를 보였다. 또한 근전도의 실효값의 변화로 근 수축이 일어났음을 나타냈다.

실험의 결과를 볼 때, 등척성 운동을 할 시에 근육에서 나오는 전기적인 신호가 증가하고, 중심주파수의 신호가 고주파에서 저주파로 이동함을 알 수 있었다. 실효값은 지속적으로 동일한 힘을 가하기 위해선 시간이 지날수록 더 많은 근섬유가 반응해야 함을 알 수 있었다. 이를 볼 때 근섬유의 효율이 시간이 지날수록 감소하고, 근경직 상태와 유사한 반응을 보임을 알 수 있다. 중심주파수의 결과에선 고주파를 발생하는 속 근근육의 활동이 줄어드는 것을 보여준다. 이 두 결과의 공통점은 지속적인 운동 시 근육의 피로가 축적됨을 나타낸다.

근육의 경직도 면에서는 운동 전, 후의 탄성도 측정을 통해 운동 후의 결과가 더 높아진 것으로 나타났다. 이는 근수축시 생긴 대사산물의 순환이 빠르게 이루어지지 않았음을 보여준다. 또한 장시간 운동 후 근육의 이완이 쉽게 이루어지지 않음을 보여준다. 따라서 근육의 경직도는 근피로에 따라 영향을 받으며 근피로의 정도가 심할수록 근경직도의 정도 역시 증가하는 것으로 나타났다.

### 감사의 글

본 연구는 2010년도 안동과학대학 교육역량강화사업의 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계 부처에 감사 드립니다.

## 참고문헌

- [1] Edwards RHT, Knuttgen HG, Vogel JA, Poortmans J, "Biomechanical bases for fatigue in exercise performance: Catastrophe theory of muscular fatigue in: Biochemistry of exercise", Human Kinetics Publishers pp.1-28 1983.
- [2] Binder-Macleod SA, Snyder-Mackler L, "Muscle fatigue: clinical implications for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation", Phys Ther Vol. 73, pp. 83-91, 1993.
- [3] G. J. Lee, W. H. Choi, J. W. Yu, J. B. Seo, S. H. Choi, T. M. Shin "Development of a Non-invasive Ultrasonic Measurement System for tissue elasticity" J. Biomed. Eng. Vol. 30, pp. 469-475, December 2009
- [4] 장근, "요추 신전운동 시 중앙주파수와 웨이브렛을 이용한 근피로 분석", 연세대학교
- [5] A. Nordez, A. Guevel, P. Casari, S. Catheline, C. Cornu, "Assessment of muscle hardness changes induced by a submaximal fatiguing isometric contraction", J. Electromyography and Kinesiology Vol 19, pp. 484-491, 2009.
- [6] B.Gerdle, K. Henriksson-Larsen, R. Loentzon, M.L. Wretling, "Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fiber type", Acta Physiol scand, 142(4),pp.457-65, 1991.

## 저자소개

### 이균정(Gyoun-jung Lee)



2003년 2월 진주 산업대학교  
전자공학과 학사졸업.  
2006년 2월 연세대학교 보건 과학  
대학 의공학과 석사  
졸업.

2006년 ~ 현재 동 대학원 박사과정 재학중  
※관심분야: 마이크로 컴퓨터, 의료용 계측시스템  
설계, 초음파 응용관련



**남재현(Jea-hyun Nam)**

1988년 2월 명지대학교 대학원  
전자계산학과(공학석사)  
1998년 2월 명지대학교 대학원  
컴퓨터공학과(공학박사)

2001년 ~ 현재 안동과학대학 의료공학과 조교수  
2009년 8월 ~ 현재 안동과학대학 산학협력처(단)장  
※ 관심분야: 전자회로, 컴퓨터구조, 의료정보