

근 수축모드 변화에 따른 대퇴사두근의 근 활성화도와 근 피로도에 관한 연구

A study on the Muscle Activity and Fatigue between Quadriceps Femoris Muscle during the Mode Shift of Contraction

전기환*, 양동일*, 이귀열**

Ki-Hwan Chon*, Dong-Il Yang*, and Gwi-Yeol Lee**

요 약

본 논문에서는 등장성 수축(isotonic contraction)시 연령에 따른 변화의 추이 등을 알아보기 위해 일상생활에서 주로 사용하는 대퇴사두근의 근 활성화도(muscle activity)와 근 피로도(muscle fatigue) 해석에 관한 연구를 하였다. 실험은 남자 20대와 50대 각 10명씩을 대상으로 무릎 확장운동으로 각 피 실험자가 할 수 있는 최대 부하(1RM)를 측정한다. 다음 그 부하의 20-90%부하를 차례로 증가 시키면서 대퇴사두근(Quadriceps Femoris :QF)은 내측광근(vastus medialis : VM), 대퇴직근(rectus femoris : RF), 외측광근(vastus lateralis : VL) 등을 각각 근전도 신호를 추출하고, 수축, 이완모드에서 각속도를 측정하였다. 20대와 50대의 속도를 비교분석한 결과 대퇴사두근의 20대 근육에서는 ($p < 0.89$)로 50대에서는 ($p < 0.70$)로 유의차가 없는 것으로 나타났다. 생체 동역학 연구와 체육 분야의 선수 훈련방법, 산업분야에서 상해방지와 근육부상방지, 재활의학분야의 부상치료 등에 응용할 수 있을 것으로 사료된다.

Abstract

This study was function experiment or inspection of diagnosis x-ray unit at the hospital. It's how many changes tube voltage, tube current, DOSE value through the experiment depending on temperature increasing. The study want to know whether which parameter shown out of range or not how about image quality and so on. Increasing tube current and DOSE were not only too many radiation to the patient and radiation workers and make bad images but also the tube should be damaged by heat. This study was recommended proper exposure at intervals of seconds because passed inspection, reduced radiations for patient and the tube used long term. This results in the hospital's finances will be very helpful.

Key words : EMG, Quadriceps Femoris, Angular velocity, VM, RF, VL¹⁾

I. 서론

개인에 대한 근육의 등장성수축력(等張性收縮力)을 정확하게 파악하기 위한 연구는 근래에 와서 그

중요성이 점차 높게 인식되어지고 있다. 등장성수축력은 강한 육체적 활동이 요구되는 작업을 안전하게 수행할 수 있는 개인의 한계력 파악에 좋은 지침이 되며, 개인의 근육특성과 주위의 여건 등에 따라다양

* 한림성심대학교 의료기기정보과

** 한국의료기기평가연구원 검사원장

· 제1저자 (First Author) : 전기환

· 교신저자 : 양동일

· 투고일자 : 2011년 11월 2일

· 심사(수정)일자 : 2011년 11월 2일 (수정일자 : 2011년 12월 27일)

· 게재일자 : 2011년 12월 30일

하게 변화되기 때문이다[1].

인체를 포함하고 있는 골격근 중 가장 사용빈도가 높고 또 중요하게 작용하는 근육으로 대퇴사두근이 있다.

대퇴사두근은 다리를 움직이는 다른 굴곡근들과 상호 길항작용(antagonism)을 하여 무릎을 고정시켜 줌으로써 인체에 가해지는 중력의 적절한 전달과 체중의 지탱을 가능하도록 하여 주며 동시에 평형을 유지하도록 하는 역할을 한다[5,6].

대퇴사두근은 인체의 활동에 중요한 역할을 하면서 서로 작업 특성이 다른 수축(flexion)을 수행하기 때문에 각각의 근육특성을 파악 비교한다는 것은 의의가 클 것이라 사료된다[1].

최근 스포츠 인구의 증가와 나이에 따른 운동부족으로 등산인구가 계속 증가하고 있는데, 이에 따른 신체활동으로 슬관절 손상의 빈도가 높아지고 있고 손상예방 뿐만 아니라 손상 후 재활의 중요성도 강조되고 있다. 슬관절의 재활은 기능회복과 슬관절 안정성에 영향을 주는 슬관절 주위 근육과 인대의 강화운동이 강조되고 있다. 슬관절 주위근육 중에서 가장 중요시되는 근육은 대퇴사두근으로 이 근육을 수축시키는 방법으로는 등척성, 등장성, 등속성운동 등이 있다[7].

또한 이러한 목적을 바탕으로 근육의 활성화와 피로도 분석을 위하여 대퇴사두근의 내측광근(VM), 대퇴직근(RF), 외측광근(VL)을 대상으로 다리뻗는(leg extension)실험을 각속도와 더불어 수축, 정지, 이완모드별로 또한 각 실험자의 1회 반복 최대 들어올리기(IRM)) 무게의 20%부터 90%까지 10%씩 증가 시키면서 실험하여 데이터와 그래프 그리고 통계분석을 통한 근 활성화(RMS)와 근 피로(MF)에 어떠한 영향을 미치는가를 연구하였다[10].

II. 신경전도와 근전도 신호

2-1 신경전도

근의 수축이 일어나기 위해서는 우선 대뇌의 신경세포가 흥분하고 그것이 뇌간 및 척수로 하행하여 개재뉴런을 통해 운동뉴런에 시냅스(synapse) 전달이

이루어지며, 근으로 들어온 운동신경 종판의 신경 근접합부에서 아세틸콜린에 의한 화학전달이 일어나 근섬유에 활동전위가 생겨 근이 수축하는 기본적인 경로를 취한다. 또한 근에 있는 고유 감각 수용기로부터 정보는 상위 중추에 피드백(feedback)되어 이 정보의 흐름이 반복되어 근 작업이 일어나게 된다.

하나의 운동단위(motor unit)는 신경계를 이루고 있는 한 개의 운동신경(motor neuron)과 근육계를 이루고 있는 여러 개의 근육섬유들이 모여서 이루어진다. 근 섬유들은 척추로부터 나오는 신경조직에 의해 지배를 받게 된다. 이때 근섬유와 신경조직사이의 부분을 근 신경 접합부(neuromuscular junction: NMJ)라고 명칭 한다[11,12].

2-2 근전도 신호

근육섬유의 활성화에 따른 화학적 기전은 근육섬유의 세포막에 형성된 Na⁺ (sodium)와 K⁺ (potassium)를 위한 통로 역할을 하는 이온채널은 전압 의존형 채널로서 탈분극(depolarization)시 전위를 형성하여 세포 밖 전위(extra cellular action potential)를 형성한다. 안정 상태에서부터 탈 분극화되어 생성된 전위는 근육섬유의 축 방향으로 전극까지 전달된다. 또한 하나의 운동단위가 얼마나 정확한 제어가 요구되느냐에 따라 적게는 3개, 많게는 2,000개의 근육섬유를 관장한다. 손가락, 얼굴, 눈 등의 운동단위는 소량의 근육섬유를 가지고 있고, 팔이나 다리에 있는 큰 근육의 운동단위는 긴 근육섬유를 많이 가지고 있다.

III. 측정시스템의 구성 및 분석 파라미터

3-1 하드웨어 구성

본 연구에서는 등장성수축의 근피로 시험을 통한 근전도 신호의 근 활성화와 근피로 분석을 위하여 하지의 대퇴사두근을 대상으로 피 실험자의 피부 표면에 부착 가능한 표면 전극과 속도계 센서, 근전도 증폭기, 필터, A/D 변환기를 통해서 취득한 근전도 및 각속도를 분석하기 위해 노트북 컴퓨터로 연결하여 그림 1과 같이 설계하였다.

필터 대역폭은 10~450 [Hz], 필터의 컷오프(cutoff) 특성은 12dB/oct이고, 증폭률은 10,000배, A/D 변환을 통해 1,024 [Hz]로 샘플링 하였다. 대퇴사두근에 대한 근전도 신호를 취득하기 위해서 사용된 센서는 미국 delsys사의 DE-2.1을 사용하였고 A/D변환기는 Data Translation사의 DT-9804를 사용하였으며, 대퇴사두근의 근력은 스트레인 게이지를 센서로 하는 CAS사의 CI-7000A force meter는 최대부하를 먼저 정하고 최대무게의 20%-90%의 부하를 정하기위해서 사용하며, 각 부하에 따라 무게를 증가시키는데 필요한 추는 2 [kg], 1 [kg]과 분동 500 [g], 300 [g], 100 [g] 등을 이용했다[13].

또한 대퇴사두근 근육의 오른쪽 다리 쪽 펴기 연구 실험에서 수축과 이완모드의 각속도(angular velocity)를 측정하기 위하여 Goniometer(Biometrics : Model K100)사용하였다.

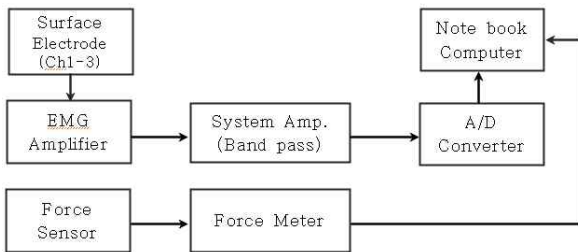


그림 1. 근전도 분석시스템 하드웨어 블록선도 [13,14]
Fig. 1. Hardware block diagram of an measurement and analysis [13,14].

3-2 소프트웨어 구성

그림 2는 대퇴사두근에서 검출한 근전도 신호를 분석하기 위한 소프트웨어 구성을 보여준다.

데이터 취득모드에서는 force meter와 실제 무게를 비교하여 정확한 무게를 증가하면서 근육 힘의 데이터를 취득하였으며 동시에 표면전극을 이용하여 근전도 신호를 취득하였다. 또한 데이터 분석모드에서는 분석프로그램을 이용하여 근육 힘과 근전도 신호의 데이터에 대해 RMS, 중간주파수를 이용하였다. 무게 증가에 따른 각속도를 같이 측정하였으며, 이와 같은 측정 및 분석모드를 통하여 대퇴사두근의 근 활성화와 근 피로 및 각속도와와의 관계를 분석하였다.

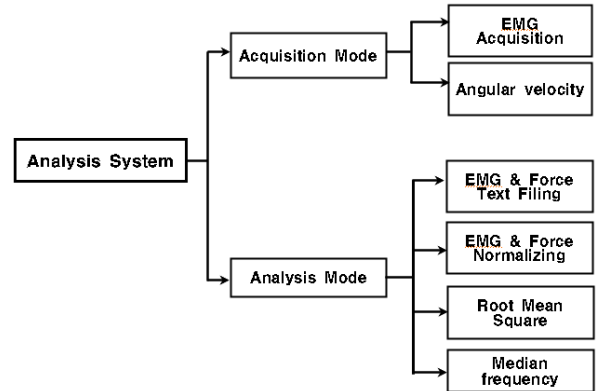


그림 2. 근전도 시스템의 소프트웨어 프로그램 구조 [15]
Fig. 2 Schematics of software program for EMG system [15]

3-3 근 활성화도와 근 피로도의 분석 파라미터

3-3-1 RMS(Root Mean Square)

일반적으로 근육의 힘을 가장 잘 나타내는 측정지표로 사용되는 RMS를 이용하여 등장성수축 시 근육 힘의 크기에 따라 근전도신호의 피로분석을 하기 위해 본 연구를 하였다. RMS는 일정한 구간에서 신호의 평균적인 진폭의 크기를 나타내는 지표가 되고 식 (1)과 같이 계산 된다[16, 17].

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (1)$$

측정 데이터의 분석주기는 100[ms]로 초기 값과 마지막 값의 변화량 사이의 중간 값을 이용하여 대상 근육의 근력평가와 근전도 패턴변화를 분석하였다.

3.3.2. 중간 주파수(Median Frequency)

근전도 신호는 Fourier 변환을 이용하여 power spectrum으로 해석할 수 있고 이렇게 표현된 주파수 평면의 데이터로부터 근전도 신호를 분석할 수 있다. 중간 주파수는 power spectrum의 면적을 1/2로 나누는 주파수로써 근육의 근피로 특성을 잘 나타내는 파라미터로 쓰이며 식 (2)와 같다.

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

정상적인 근전도 신호는 약 20~500[Hz]대역에

분포한다. 지속적으로 힘을 소비하는 근육의 근전도 신호를 주파수 평면에서 분석해보면 피로가 쌓여 감에 따라 활성화 에너지의 전달 속도가 느려지고 그 결과 근전도 신호의 고주파 성분이 약해지게 된다. 고주파 성분이 약해지면 식(2)에서 보는 바와 같이 중간 주파수 또한 작아지게 된다. 기울기가 클수록 근육의 피로가 쌓이는 속도가 높다는 것은 일정시간 동안 변화한 중간 주파수의 변화 추이는 선형회귀 알고리즘을 이용하여 기울기로 표현되어 근 피로도의 중요한 지표로 사용되어왔다[13,28].

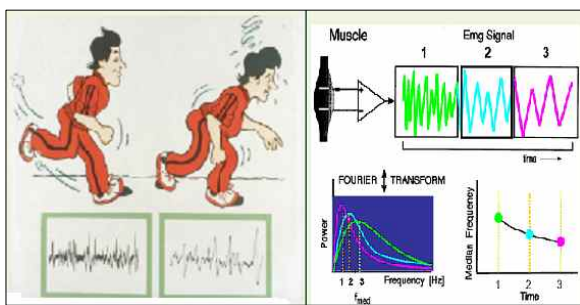


그림 3. 근 피로가 근 신호에 미치는 영향과 푸리에변환에 의한 중간주파수의 변화 [29]

Fig. 3 Effect of Fatigue on EMG signal and Median Frequencies via the Fourier Transform [29]

그림 3은 근 신호가 피로함에 따라서 주파수가 고주파에서 저주파로 축소되고 있는 과정을 푸리에 변환하여 시간평면으로 그래프를 보여주고 있다.

3-3-3. 각속도(Angular velocity)

대퇴사두근의 무릎에 goniometer sensor를 부착하여 수축모드와 이완모드에서 부하중가 20-90%에서 각 근육별로 각속도의 데이터를 수축모드는 1초, 이완모드는 2초씩 취득한다. 취득한 데이터는 부하, 연령, 근육별로 각속도 변화량을 비교분석한다.

IV. 실험방법 및 결과고찰

4-1 실험방법

4-1-1. 실험대상

본 논문에서는 대퇴사두근의 근 활성도와 근 피로도를 분석하기 위해 질병과 근 표면에 개방성 상처와 다리 근육에 피로가 없어야 하고, 실험에 영향을 줄 수 있는 약물 복용을 하지 않은 건강한 피 실험자 20대 10명과 50대 10명, 총 20명으로 선정된 후 근전도 신호 분석시스템으로 측정하여 해석하였다.

피 실험자들의 신체적 특징은 표 1과 같다.

표 1. 피 실험자의 신체적 특성

Table 1. The general characteristics of the subjects

Subject	(평균±편차)	
	20대 (10명)	50대 (10명)
연령	25.3± 2.87	52.6 ± 2.37
키 [cm]	174.0 ± 7.00	170.0 ± 5.29
체중 [kg]	67.9 ± 9.81	74.5 ± 9.7

4-1-2. 대상근육

1) 대퇴사두근과 기능

다리의 근육구조는 크게 무릎을 펴는 근육과 무릎을 구부리는 근육으로 구성되어 있다. 무릎을 펴는 근육은 주로 하지의 앞부분에 위치하고 있으며, 무릎을 굽히는 근육은 하지 뒷부분에서 담당하고 있다. 무릎을 펴주는 근육은 하지의 앞쪽 근육으로 대퇴사두근이라고 한다. 대퇴부에 있는 네 개의 근육으로 이루어져 있기 때문에 붙여진 이름이다. 무릎을 쭉 펴고, 하지에 힘을 주고 억지로 무릎을 굽히도록 하면 몇 개의 근육이 뚜렷하게 나타나는 것을 볼 수 있다.

그림 4.1과 같이 중앙에 있는 것이 대퇴직근과 중간광근(vastus intermedialis)이고, 바깥쪽에 있는 것이 외측광근, 안쪽에 있는 것이 내측광근이다. 대퇴사두근은 골반과 하지 윗부분에서 시작되어 네 개의 힘줄(건, tendon)로 슬개골(patella)에 모아진다.

대퇴직근은 골반에서 나와 슬개골 상연에 붙은 2개의 관절근이고, 4개의 근 중에서 가장 긴근이며, 중간광근은 대퇴 앞면에서 대퇴직근 아래에 파묻힌 모양으로 대퇴직근과 함께 슬개골의 상연에 부착되어 있다.

내측광근은 대퇴골(femur) 앞면에서 출발하여 슬개골 내측 연에 붙어있고, 외측광근은 대퇴골 앞면의 바깥쪽에서 나와 슬개골 외측 연에 부착되어있다

[18].

대퇴사두근 중 내측광근(VM)은 슬관절의 안정을 위해 중요한 근육으로 생리학적으로 가장 약하고 근 약화가 가장 먼저 나타나며, 대퇴사두근의 균형을 깰 뿐 아니라 슬개골의 외측 아탈구를 방지하는데 중요한 역할을 하는 곳이다[20~21].

외측광근은 슬개골을 상외측으로 당기는 기능으로 각각의 힘이 합성되어 슬개골은 바로 위로 들어 올려 지도록 함으로서 이러한 장력(tension)이 슬개골의 정상적인 움직임과 기능에 중요한 역할을 한다.

대퇴골 하단에 있는 슬개면은 역V자 구조로 슬개골 뒷면 중앙은 삼각형에 가까운 모양으로 되어 있어 슬개골과 대퇴골 슬개면의 관계는 마치 기차바퀴와 레일의 관계와 비슷하다.

4-1-3 실험방법

실험방법으로는 넓적다리 근육의 내측광근, 대퇴직근, 외측광근에 3채널 센서를 사용하였다. 또한 각 속도를 측정하기 위하여 twin axis goniometer sensor 를 오른발 무릎 안쪽에 양면테이프로 부착한다.

실험 전 준비사항에는 표면전극과 피부간에 낮은 전기저항으로 표면전극을 유지시키기 위하여 알콜 거즈로 닦았다.

전극은 표면을 먼저 지우개로 깨끗하게 문지르고 알콜 거즈로 닦은 다음 잡음 제거용 초음파 젤(gel)을 바른 다음 부착하였다.

접지(ground)는 슬개골 하단에서 약 6~12cm 정도 지점의 경골(tibia) 표면 위에 부착한다[13].

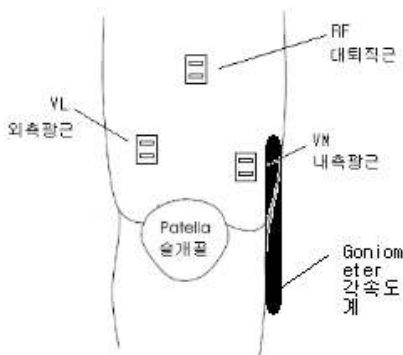


그림 4. 표면전극 위치(QF)
Fig. 4 Location of electrodes(QF)

표면전극의 안정화(stabilization)를 위하여 실시간

으로 보여 지는 RMS 값이 15 [μV]이하가 되도록 데이터 취득 전 10분간의 안정화 과정을 거친다.

실험장비의 배치는 근피로 시험을 실시하기 위하여 실험 장비(Body-Solid EXM3000LPS Home Gym)의 레그 익스텐션(leg extention)을 배치하였다.

실험하기 전에는 피 실험자가 움직이지 않도록 안전 벨트로 가슴부분과 골반을 고정시킨다. 이때 골반과 레그 익스텐션사이가 밀착되도록 단단히 고정한다.

4-1-4 실험절차

1) 1RM(One repetition maximum) 측정

연습을 통하여 이미 숙달된 상태에서 두 번의 최대 무게 들어 올려 밀기 실험을 하는데 한번 하게 되면 최대값을 찾는데 불충분하고 2번 이상하면 피로가 누적되기 때문에 2회에 끝나야 되며, 피 실험자는 무게를 들어 올려서 최대로 확장시킨 상태에서 2초 동안 정지하고 있다가 천천히 내리면 된다[10]. 이 최대 무게 값은 20-90%의 무게를 증가시킬 때의 100% 기준 값이며 10%는 사용하지 않는다. 그림 5와 같이 10초 동안에 수축, 정지, 이완 모드로 각속도와 더불어 측정하게 된다[10].

피 실험자의 20-90%의 무게가 정해지면 맨 처음 20%부터 시작하는데 90%까지 걸리는 시간은 5분이기 때문에 중간 휴식기에는 발을 앞으로 빼서 가볍게 흔들여 주게 하고 최대한 편하게 한다. 10초간의 검사 시간에는 최대 힘을 발휘할 수 있도록 격려하여야 한다.

표 2. 피 실험자의 무게 산출 (%1RM)

Table 2. Load weight distribution in 20-90%(%1RM)

load muscles	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	max (100%)
QF	3.6	5.4	7.2	9.0	10.8	12.6	14.4	16.2	18 [kg]

표 2에서 피 실험자 대퇴사두근의 최대 18 [kg]의 20%인 3.6 [kg]부터 10%씩 부하를 증가시키면서 90%까지 측정한다. 각각의 신호들은 근육별로 무게증가와 모드에 따라 RMS, 중간주파수, 각속도 등으로 수집하여 저장된다.

2) 20-90%에서 대퇴사두근 측정

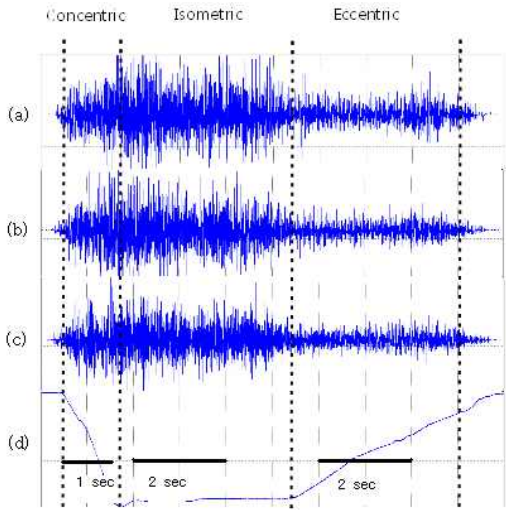


그림 5. 대퇴사두근 근전도 및 각속도 측정
 (a) 외측광근 (b) 내측광근 (c) 대퇴직근 (d) 각도계
 Fig. 5 Measurement of QF EMG signal and angular velocity
 (a) vastus lateralis (b) vastus medialis (c) restus femoris
 (d) electro goniometer

그림 5는 근전도 신호가 대퇴사두근 VL, VM, RF의 표면전극으로부터 정상으로 신호가 검출되고 있는 그래프이며, 4채널로 받아들이는데 CH0는 VL, CH1은 VM, CH2는 RF, CH3는 Electro goniometer이다. Acquisition signal raw data로부터 수축모드에서는 1초, 정지모드는 2초, 이완모드 2초의 취득 자료를 저장한다.

이 모든 데이터는 실험자의 동적인 운동 즉 1-2초 동안에 무릎을 확장하고 3-4초 동안 그대로 정지하며 서서히 이완(4-6초)하는 과정에서 신호가 발생하는 것이다.

4-1-5 통계처리

통계분석은 연령 별로 각각의 대상근육에 대하여 수축, 정지, 이완 모드별로 또한 20-90%까지의 변화를 중간주파수, RMS 파라미터에 대하여 two-way ANOVA를 사용하여 모드, 무게, 연령대, 근육별로 분석하였다. 또한 각속도의 변화는 20-90%까지 20대와 50대사이의 수축, 이완모드를 비교분석하였다. 데이터는 피 실험자별 평균값으로 처리하였고, 통계적 유의수준은 0.05로 하였다.

4-2 실험결과

본 연구의 실험대상은 남성 20대와 50대 총 20명으로 개인별 1회씩 측정하였다. 연령에 따른 대퇴사두근의 근 활성화 및 근 피로도 측정에서 중간주파수와 RMS 파라미터를 이용하여 각 실험 단계별로 최초 측정값을 기준으로 피 실험자 마다 백분율로 환산하여 실험결과를 분석하였다.

4-2-1. 각속도 측정결과

무릎의 평균 각속도 변화는 모드별 분석에서($p < 0.07$) 연령별 비교분석에서는 ($p < 0.834$)로 나타나 확실하진 않고, 부하20-90%까지의 증가 시 일원분산분석에서는 ($p < 0.05$)로 부하 증가에 따라 속도가 느려진 것은 확실하다.

대퇴사두근에서는 수축모드에서 20대와 50대 99 [°/s], 86 [°/s]에서 이완모드보다는 높게 측정되었으며 20대가 속도가 빠름을 알 수 있다.

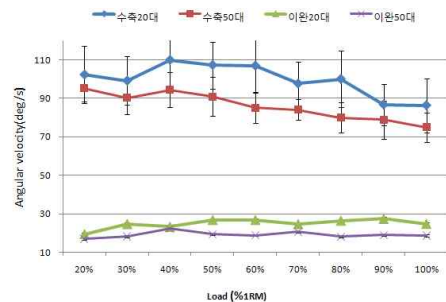


그림 6. 대퇴사두근 수축, 이완모드의 각속도 비교
 Fig. 6 Average angular velocity during concentric and eccentric modes in QF muscle

그림 6은 QF 근육이며 QF 속도가 20대 수축모드 30-40%에서($p < 0.16$) 특이한 현상이 발생했다. 이전 학설에서는 무게 증가에 따라 비례적으로 속도가 떨어지다가 50-60% 지점에서 급강하로 나타났는데[10] 반하여 본 연구에서는 피 실험자 QF 수축모드 20대 10명 10.8 [°/s], 50대 10명 4.1 [°/s]에서 합계 20명에서 나타났다. QF의 20대에서는 진폭이 50대보다는 심하게 나타나고 있는데 20대의 힘의 균형이 50대보다는 불안정한 것으로 보이며, 30-40%에서 속도가 증가하는 것은 어느 정도 숙달된 연습에서 혹은 근육의 활

성화의 시점, 혹은 적당한 하중에서 속도가 증가되는 것으로 보이는데 분석을 통하여 알아본다.

4-2-2. 근 활성화도 실험 결과

1) 대퇴사두근의 각 근전도 신호 획득에는 무게, 나이, 모드 등을 모두 포함해서 평균과 표준오차 값으로 분석하였으며, 또한 모드별 데이터는 근육, 부하, 나이 등을 모두 포함하여 얻어지는 값이다.

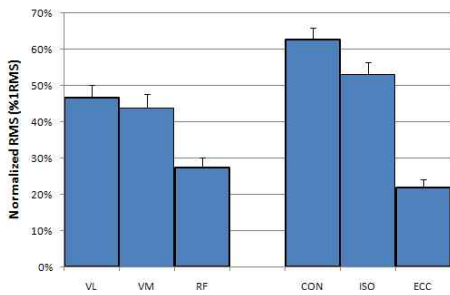


그림 7. 대퇴사두근 근육과 모드별 근 활성화도
Fig. 7 Normalized RMS of VL, VM, RF muscles and concentric, isometric, eccentric modes.

그림 7의 QF 근육에서 외측광근은 내측광근보다 3% 더 크게 나타났으며 내측광근은 대퇴직근보다 17% 증가되어 나타났다. 모드별로는 수축모드에서 가장 크게 63%, 정지모드 53%, 이완모드에서 22%의 RMS 값으로 통계적 유의차 $p < 0.05$ 로 확인되었다.

모드별로도 역시 수축모드에서 56%, 정지모드 35% 그리고 이완모드에서 18%로 대퇴사두근과 순서는 같다.

그림 7과 그림 8은 각 근육과 모드별로 잘 보여주고 있는데 오른쪽 넓적다리 근육의 대퇴사두근에서 RMS 크기 순으로 나열하면 외측광근, 내측광근, 대퇴직근으로 관측되었다.

4-2-3. 근 활성화도 실험 결과(20대-50대 비교)

근 활성화 연구에서 20대와 50대의 근육의 상호관계를 분석하는데 있어서 부하와 모드가 포함되어있다.

1) QF 근육에서 외측광근, 내측광근, 대퇴직근의 20대와 50대의 비교분석

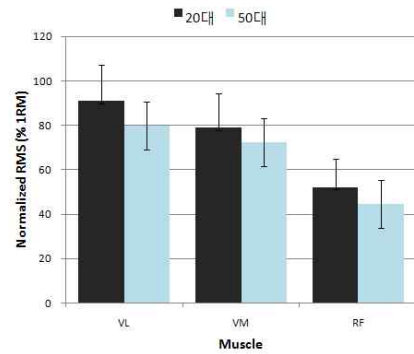


그림 8. QF muscle의 20대와 50대의 RMS값 비교
Fig. 8 Comparison of age group of 20 & 50 in normalized RMS of QF muscles.

QF 근육의 20대와 50대의 %RMS의 비교분석에서는 모든 부하증가와 모드를 합한 VL, VM, RF 3개 근육 모두 20대가 더 큰 활성화도를 보인 것을 통계적 유의차 ($p < 0.05$)로 확인하였다.

여성과 남성의 성인 20대, 15명씩 30명의 비교에서는 다리근육의 대퇴직근에서 여성이 남성보다 크게 분석되었다[10].

4-2-4 근 활성화도 실험 결과

그림 9에서 부하 증가(20-90%)에 따라 변화를 보면 20%에서 90%까지 부하를 증가에 따른 기울기 경향을 보면 대퇴사두근에서 대체적으로 선형적으로 상승곡선을 그리는 그래프로 RMS 값을 나타낸다($p < 0.05$).

1) QF 근 활성화도 결과 (20-90%)

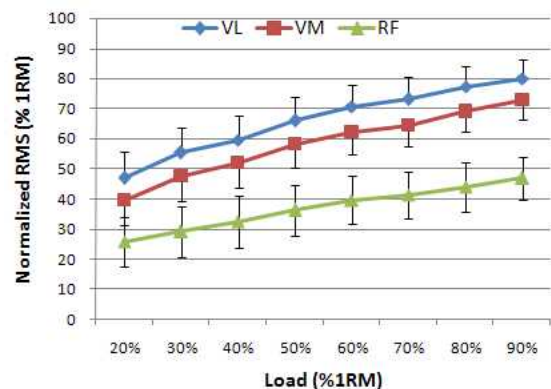


그림 9. 대퇴사두근 활성화도의 RMS값 결과
Fig. 9 Normalized RMS of VL, VM, RF in QF.

부하증가에 따른 QF 근육별 활성화도 %RMS 비교

분석에서는 크기순은 VL, VM 그리고 RF이며 90%부하에서 VL이 80%, VM 73%, RF가 47%를 보여주고 있고 통계적 유의차 ($p < 0.05$)로 확인 하였다.

대퇴사두근에서는 VL과 VM이 RF보다는 15%이상 증가하였다.

4-2-5. 모드별 활성화도 실험 결과

그림 10은 모드별로 각 근육을 최대부하의 20%부터 90%까지 10% 증가시키면서 그림 5와 같이 1초의 수축모드, 2초의 정지모드, 2초의 이완모드의 신호를 sampling 하여 저장 하였다가 RMS 근 신호를 100 [ms]로 수집하여 각 피 실험자마다 백분율로 환산하여 평균하여 그래프로 나타낸 것이다.

1) QF 모드에 따른 근 활성화도 결과 (20-90%)

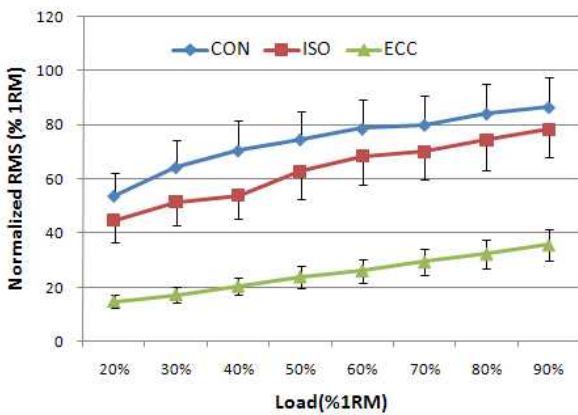


그림 10. 대퇴사두근 모드별 근 활성화도의 RMS값
Fig. 10 Normalized RMS of modes in QF.

QF mode의 %RMS 비교분석 결과를 크기 순서로 보면 CON, ISO, ECC로 나타났으며 통계적 유의수준 ($p < 0.05$)로 확인하였다. 90% 부하에서 차례대로 87%, 78%, 56%다.

4-2-6 근 피로도 실험 결과

그림 11은 근 피로도 결과 그래프로 VL의 경우 96 [Hz]에서 89 [Hz]로 부하가 증가할수록 서서히 감소하는 경향을 보이고 있다([10,13]).

1) 대퇴사두근의 중간주파수 [Hz]

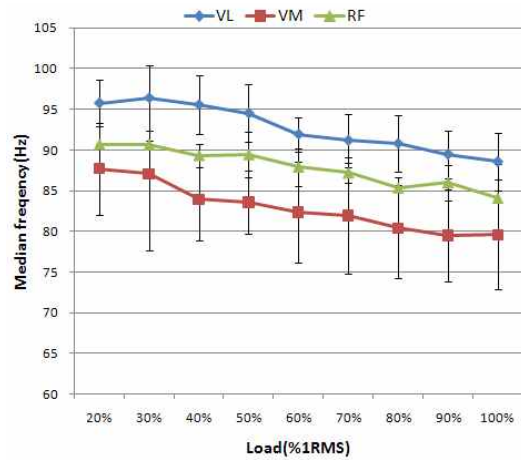


그림 11. 대퇴사두근 근 피로도 결과 (ISO mode)
Fig. 11 EMG median frequency during ISO mode in QF

대퇴사두근의 ISO 모드에서 측정된 주파수 값이며 부하 20-90%까지 증가하면서 획득한 데이터이다. 근육별 비교에서 크기순으로 VL, RF, VM으로 나타났으며 통계적 유의수준 ($p < 0.05$)로 확인하였다.

특이한 점은 RMS값은 RF보다 VM이 많은데 비해 중간주파수에서는 VM보다는 RF에서 더 큰 패턴을 보인다.

8. 연령별 근 피로도 실험 결과

중간주파수를 연령대별로 비교분석해보면 QF는 20대 남성의 주파수가 20% 부하에서부터 높다. 평균 85 [Hz]부터 91 [Hz] 까지 증가 했다가 다시 84 [Hz]로 감소하고 있다. 반면에 50대 층은 87 [Hz]에서 84 [Hz]로 서서히 감소한다. 따라서 같은 부하에서는 항상 나이 든 50대보다는 20대 젊은 층이 주파수 차이만큼 덜 피로 하다고 볼 수 있다(QF: $p < 0.00038$).

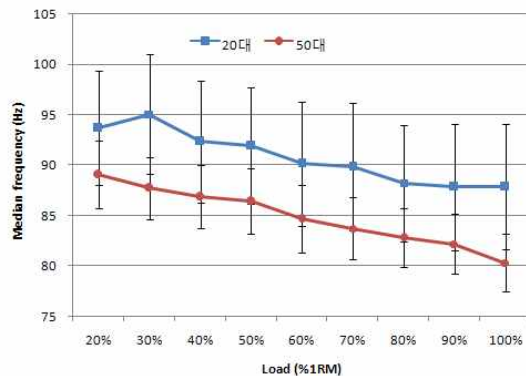


그림 12. 대퇴사두근 연령별 근 피로도 결과
Fig. 12 Comparison of age group EMG median frequency

그림 12는 20대와 50대의 중간주파수 비교인데 20대 남성들의 주파수가 높고 부하가 증가할 할수록 서서히 감소하는 경향을 보인다($p < 0.00038$).

4-2-8 각속도와 근 활성화 비교분석 결과(부하 20-50%)

대퇴사두근 20-50% 부하 부근에서 속도가 상승으로 관측되어 부하 20-50% 바탕으로 그래프와 ANOVA 일원, 이원분석을 한다.

1) 대퇴사두근과 각속도 (수축모드)

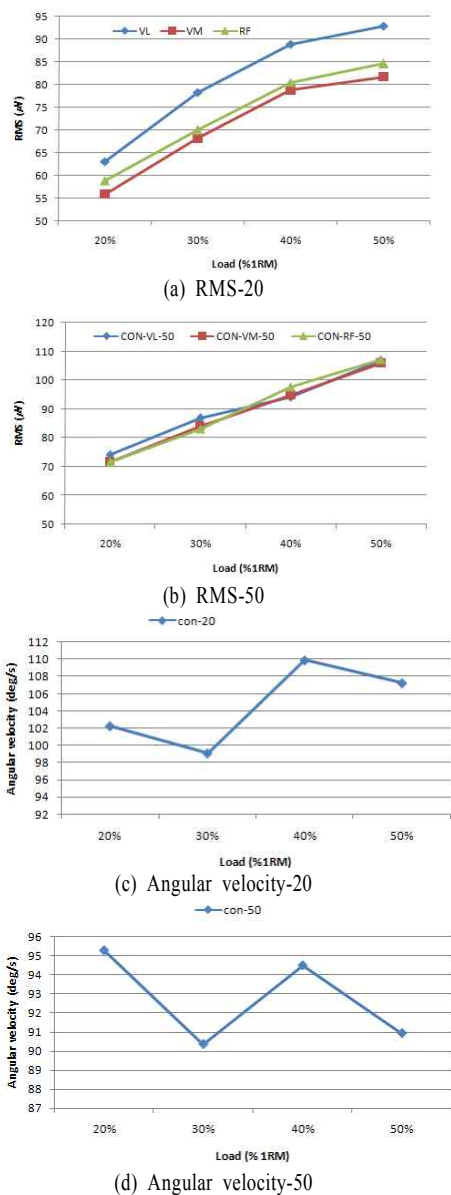


그림 13. 대퇴사두근 근육과 각속도비교
Fig. 13 Comparison of age group EMG RMS & angular velocity

그림 13은 QF근육에서 부하증가 20-50%까지 근육의 활성화 과정을 나타낸다. 20대 10명 (a)과 50대 10명(b)씩 RMS 평균값을 위 그림의(a), (c)의 그래프를 분석 한 결과 즉, 20-50%로 상승하는 속도곡선과의 RMS값과의 관련하여 QF-20대 통계적 유의차 ($p < 0.89$)로 의미가 없으며, QF-50대 ($p < 0.70$)도 마찬가지이다.

4-3 결과고찰

본 연구에서는 등장성 수축, 정지, 이완 모드별로 또한 각속도도 같이 측정 하였으며, 부하는 피 실험자 각각 최대치의 20-90%증가하면서 연령에 따른 대퇴사두근을 비교분석한 결과를 근 활성화도와 피로도 부분을 중점으로 그리고 각 속도부분을 관련부분으로 해석한다.

표 3. 본 연구와 타 연구결과의 비교
Table 3. Comparision with the other study

	Danny M. Pincivero[10]의 연구결과	본연구의 결과 대퇴사두근
1) 실험대상	남녀 각 15명 (총30명)	남자 20대 10명, 50대 10명 (총 20명)
2) 대상근육	대퇴사두근 (VM, RF, VL)	대퇴사두근(VL, RF, VM)
3) 통계분석	two, three-way ANOVA	two-way ANOVA
4) 분석 파라미터	RMS, median frequency Angular velocity	동 일
5) 각속도	남자: 83.6°/s 여자: 67.4°/s 남자 > 여자	20대 남자: 99°/s 50대 남자: 86°/s 20대 > 50대
6) 근 활성화 (근육: 모드 부하, 성별 or 연령)	VL > VM > RF CON>ISO>ECC RF는 여자 > 남자 부하(20-90%)증가	좌동
	근육, 모드 = RMS 값 상승 남자 > 여자	좌동 20대 > 50대
7) 근 피로	부하증가(20-100%) 주파수감소 남자 > 여자	좌동 20 > 50
	VL > RF > VM	좌동

표 4. 각속도와 근 활성화도(CON mode)의 비교
Table 4. Comparision with the muscle and angular velocity with CON mode

	대퇴사두근		
20대	30-40%	$\Delta 10^\circ$	$\Delta 10\mu V$
50대	40-50%	$\Delta 4^\circ$	$\Delta 4\mu V$

각속도와 근 활성화 비교분석 결과(부하 20-50%) 표 4는 각속도와 근 활성화도의 비교분석에서 대퇴사두근 ($p < 0.89$)로 통계적 유의차를 보였다.

전도속도는 큰 근섬유 직경이나 고유한 전기적 특성에 따라 달라지며, type II 섬유는 type I 섬유보다 큰 도전속도에 영향을 받으며[23] type II 섬유의 점진적인 관여는 힘이 증가함에 따라 스펙트럼 파라미터(MF, MPF)가 증가하였다[24]. 본 연구에서는 힘의 증가에 따라 각 속도가 증가하고 type II 섬유와도 관계가 있는 것으로 보인다[1,13].

연구결과에 따르면 대퇴사두근은 부하의 증가에 따라 EMG RMS의 크기가 증가하였다. 따라서 활성화도가 증가되었다고 판단된다. 연령대별 간의 차이가 있었다. 20대와 50대간의 피로도 결과에서 중간주파수를 살펴보면 부하 40%에서 50대 87.2 [Hz], 20대 90.8 [Hz]로 약 3.6 [Hz]의 주파수 차이를 보인다.

V. 결 론

근육이 작업을 수행하는 초기에 동원되는 motor unit의 종류와 수는 발휘근력의 강도에 의하여 결정된다. 즉 발휘근력이 작을 때에는 action potential 이 작은 값을 갖는 motor unit만으로 작업의 수행이 가능하지만 근력이 증가됨에 따라 동원되는 motor unit의 수가 증가되고 또 보다 큰 힘을 발휘 할 수 있는 type F motor unit 이 추가로 동원된다[1].

본 논문에서는 20대 남자 10명과 50대 남자 10명을 운동을 하지 않은 정상적인 일반인을 대상으로 실험을 해본 결과 부하증가와 근육의 활성화는 선형적으로 증가하며, 중간주파수는 점점 감소하여 그만큼 피로도가 증가하고 대퇴사두근에서 외측광근이 가장 크게 나타났으며 다음으로 내측광근, 대퇴직근 순이다.

50대 보다는 20대에서 활성화도가 크고 근 피로도의 중간주파수에서도 20대가 50대보다는 높게 나타났으며, 모드별로는 당연히 수축모드, 정지모드, 이완모드 순으로 크기가 결정되었다.

먼저 각속도를 20-50%부하증가에 수축모드, 연령별로 분석했으며 QF 근육 상승속도와 RMS 20대 남자에서는 ($p < 0.89$)로 의미가 없었으며 QF 50대 남자($p < 0.70$)도 마찬가지였다. 따라서 어느 정도의 부

하가 근육에 주어졌을 때 비로소 type II(F motor) 근 섬유가 동원되고 RMS가 증가되어 큰 힘이 발생하게 되어 운동속도가 빨라지는 것으로 보인다.

본 연구 결과에 따라 대퇴사두근에서 최대 MVC의 30-40%부하에서 속도가 상승하는 근거를 바탕으로 생체 동역학 연구와 체육 분야의 선수 훈련방법, 산업분야에서의 작업자의 작업능률향상과 장애방지 그리고 재활 의학 분야의 부상치료 등에 응용할 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] 이구형, 이면우, 1982, "상박근과 대퇴사두근의 등장성 수축에 대한 EMG Amplitude의 비교, 분석", *한국군사운영분석학회지*, 제8권 제1호, pp.77-98
- [2] Barham, J.N., and E.W. Wooten. 1973. *Structure Kinesiology* Macmillan.
- [3] Freivalds, A., Lee, and D.B. Chaffin. 1979. Towards a rest allocation scheme for sequential static muscle exertions. Human factors society annual meeting (Fall). Boston, Massachusetts.
- [4] Lee, M. 1979. A Stochastic Model of Muscle Fatigue in Frequent Strenuous Work Cycles.
- [5] Davies, D.V. 1967. *Gray's Anatomy*. 34th edition. Longmans.
- [6] Kelley, D.L. 1971. *Kinesiology; Fundamental of Motion Description* Prentice-Hall.
- [7] Soderberg GL, Cook TM. "An Electromyographic Analysis of Quadriceps Femoris muscle setting and straight leg raising." *phys Ther*, 63: pp.1434-1438, 1983.
- [8] Chaffin, D.B. 1969. *Electromyograph Research for Industrial Application*.
- [9] Chaffin, D.B. 1970. *Electromyographic and Biomechanics Research for Industrial Application*.
- [10] Danny M. Pincivero, Alan J. Coelho, Robert M. Campy, Contraction mode shift in quadriceps femoris muscle activation during dynamic knee exercise with increasing loads (2008)
- [11] 최익 2007 "착석 시 허리의 근육피로 변화에 관한

- 연구" 서울시립대학교 석사학위 논문
- [12] 박찬덕 2007 "등척성수축시 근육 힘의 크기 추정을 위한 근전도 신호의 분석주기 결정에 관한연구" 서울시립대학교 석사학위 논문
- [13] 김한진 2009 "ZC와 중간주파수를 이용한 연령별 대퇴사두근의 근피로 해석에 관한 연구" 서울시립대학교 석사학위 논문
- [14] 김선구 2009 "Turn 분석을 이용한 연령별 대퇴사두근의 근피로 해석에 관한연구" 서울시립대학교 석사학위 논문
- [15] 손동일 2007 "디지털 신호처리이론에 기반 한 근신호 발생 컴퓨터 시뮬레이터 설계에 관한 연구" 서울시립대학교 석사학위논문
- [16] E. Shedwyk, R. Balasubramanian, R. N. Scott, "A Nonstationary Model for Electromyogram", *IEEE trans. on Biomed. Eng.*, vol 24, No. 5, pp.417-424, 1977.
- [17] E.A Clancy and N. Hogan, "Theoretic and Experimental Comparison of Root-Mean-Square and Mean-Absolute-Value Electromyogram Amplitude Detector," *in proc. of 19th int of IEEE in Medicine and Biology Society*, pp.1267-1270, Oct., 1997.
- [18] Tortora and Anagnostakos, 1978. "Principles of Anatomy and physiology, 2nd edition canfield press.
- [19] <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com>
- [20] Francis RS, Scott DE. "Hypertrophy of the vastus medialis if knee extension." *Phys Ther.* 15, 10 1974
- [21] Speakman HGB, Weisburg J. "The vastus medialis controversy." *Phys Ther.* 62.8, 1977
- [22] Stratford, Bruulsema, Maxwell, Black Harding, 1990
- [23] L. Brody, M. Pollock, S.H. Roy, C.J. De Luca, pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal, *J Appl Physiol* 71 (1991) pp.1878-1885.
- [24] M. Solomonow, C. Baten, J. Smit, R. Baratta, H. Hermens, R. D'Ambrosia, H. Shoji, Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies, *J Appl Physiol* 68 (1990) pp.1177-1185.

- [25] Cwmfelinfach, Gwent. Laboratory data acquisition system operating manual Biometrics Ltd 2003
- [26] <http://www.getbodysmart.com>
- [27] 한상완, 유영대, 조현정, 2006, "슬개대퇴 동통증후군 환자의 대퇴사두근 등척성운동시 발목 위치에 따른 대퇴사두근의 활동전위 비교", *코칭능력 개발지* 2006. 제8권, 제3호, pp.261-268
- [28] 이호용, 2006, "단시간 등척성 운동시 근활성도와 근피로도 변화패턴에 관한 연구", *서울시립대학교 석사논문*
- [29] Carlo J. DeLuca "A Practicum on the Use of sEMG Signals in Movement Sciences" 2008.

전 기 환 (全基煥)



2008년 8월 : 강원대학교 이학박사
1998년 3월 ~ 현재 : 한림성심대학
의료기기정보과 교수
관심분야 : 생체신호분석처리,
유헬스케어, 의료영상

양 동 일 (梁東一)



2004년 2월 : 강원대학교 컴퓨터과학과
이학석사
2007년 8월 : 강원대학교 컴퓨터과학과
이학박사
2010년 현재 : 한림성심대학
의료기기정보과 교수
관심분야 : 소프트웨어공학, 유비쿼터스, 포렌식

이 귀 열 (李貴烈)



2006년 ~ 현재 : 한림성심대학
의료기기정보과 교수
2010년 ~ 현재 : 한국의료기기평가연구원
검사원장
관심분야 : 생체신호분석, 의료영상기기,
방사선기기