

# 筋電圖를 이용한 下肢筋肉의 動員形態 및 役割分擔 分析에 관한 연구

## A Study on the Recruitment Pattern and Changes of the Role Assigned to Lower Extremity Muscles by EMG Analysis

黃圭成\* · 鄭儀承\*\* · 李東春\*\*\*

Kyu-Sung Hwang\*, Eui-Seung Jung\*\*, Dong-Choon Lee\*\*\*

### ABSTRACT

This study are to investigate the variations of the recruitment patterns of the nine lower extremity muscles, and to analyze the changes of the role assigned to each muscle during the seated posture. For exertion levels, the transition point of type F motor unit of each muscle is inferred by analyzing the electromyogram at the seated postures. Also, for predetermined seated foot operations exertion levels, the recruitment pattern and the changes of the role assigned are identified in the continuous exertion, by analyzing the electromyogram changes due to the accumulated muscle fatigue.

The developed model can be used to design and to assess the pedals and foot-related equipments design.

### 1. 序 論

人間-機械시스템이 기계화 내지 자동화 되어감에 따라 시스템내의 인간은 처리해야 할 정보량과 요구되는 작업이 증가되므로 下肢(lower extremity)동작으로 기기를 제어하는 역할이 더욱 많아진다. 인간-기계시스템내의 인간은 대부분 앉은자세에서 페달류나 그외 발조작에 의한 기기의 제어에 섬세한 下肢동작이 요구된다. 그러나 下肢의 자세나 부하의 크기에 따른 근육의 발휘근력, 근육의 동원, 근육의 역할분담등의 下肢에 관한 인체역학적 연구는 上肢(upper extremity)나 手資材運搬 작업시 허리에 미치는 영향에 관련된 연구보다 활발하지 못한 실정이다. 또한 대부분의 앉은자세에 관한 연구는 의자등받이의 경사각이 신체에 미치는 영향에 대한 평가나, 단말기 사용자들의 요추에 작용하는 하중의 추정, 앉은자세에서 上肢의 동적 작업시 下肢의 안정성을 다룬 연구등에서 작업수행과 관련하여 신체의 근력을 역학적으로 모형화하고 신체의 주요관절에 작용하는 모멘트를 추정하는연구가 이루어 졌다. 이들 연구는 대부분 몸통과 골반의 동작에 초점을 두었고, 앉은자세의 안정성을 고려한 下肢 역할에 관한 연구였다. 따라서 앉은자세에서의 페달류를 인간공학적으로 설계, 평가하기 위하여는 下肢근의 동원형태 및 근육간의 역할분담에 관한 연구가 이루어져야 할것이다.

---

\* : 동의공업전문대학 공업경영과  
\*\* : 포항공과대학 산업공학과  
\*\*\* : 동아대학교 공과대학 산업공학과

본 연구에서는 작업자세와 수축강도별로 근육의 동원형태 및 역할분담을 분석하였다. 작업자세와 수축강도에 따른 근육의 동원형태 분석 및 역할분담은 앉은자세와 수축강도(10%MVC, 20%MVC, 30%MVC, 40%MVC, 50%MVC, 60%MVC, 70%MVC, 80%MVC, 90%MVC, 100%MVC)별로 하지근육중 관절운동에 상대적으로 기여도가 낮거나 근육 단면적이 작은 근육을 제외한 주동근인 대둔근 (glutius maximus), 봉공근(sartorius), 대퇴직근(rectus femoris), 대퇴장두이두근(biceps femoris longus), 반건양근(semi-tendinosus), 외측광근(vastus lateralis), 전경골근(tibialis anterior), 외측비복근(gastrocnemius lateralis)과 가제미근에 대하여 분석하였다.

작업자세와 수축강도에 따른 근육의 동원형태 분석은 앉은자세에서 페달설계시 부하의 허용한계 및 작업시간 결정을 위한 근육의 수축능력에 따른 동원형태를 추정하였다. 작업자세와 수축강도별 근육의 역할분담 분석을 위한 추출된 근전도 신호에 영향을 미치는 요인은 근육의 두께, 근육과 측정부위와의 거리, 전극의 특성 등이 있다. 따라서 실험결과를 이용하여 작업자세와 수축강도에 따른 근육의 역할분담을 분석하기 위하여 추출된 근전도 신호를 각 근육별로 표준화할 필요가 있다. 표준화된 근전도값은 각 근육의 근육내 활동을 나타내는 척도로는 이용할 수 있으나, 근육간의 활동 비교는 가능하지 않다. 이는 각 근육의 발휘근력 차이와 해부학적 구조의 차이로 전체 발휘근력에 대한 각 근육의 기여도가 다르기 때문이다. 전체 발휘근력에 대한 동원된 근육이 미치는 영향을 근육의 생리적 단면적과 모멘트팔을 고려하여 전체 영향의 비로 나타낸다. 이를 표준화된 근전도값의 비중을 이용하여 각 근육의 역할분담을 파악하였다. 작업자세와 수축강도에 따른 근육간의 역할분담은 인체역학적 모멘트에 영향을 미치고, 동원된 근육의 수축력 변화로 인하여 근육간의 역할분담이 달라지므로 작업자세와 수축강도의 변화에 따른 동원되는 근육의 수축력 변화를 측정하여 근육간의 역할분담을 추정하였다.

본 연구는 앉은자세에서 下肢를 사용하는 페달장치의 인간공학적 설계 및 평가에 유용하게 이용될 수 있을 것이다.

## 2. 理論的 背景

### 2-1. 筋電度信號에 의한 分析

근전도 신호의 분석방법은 크게 정성적분석법과 정량적분석법으로 구분한다. 정성적 분석법은 근전도 신호의 파형을 유형별로 분류·비교하여 근육질환을 진단하는 것으로 임상의학에서 이용되는 방법이다. 정량적 분석법의 대표적인 것으로 주파수분석과 진폭분석이 있다. 주파수분석은 여러가지 주파수와 진폭을 갖는 단순파의 합으로 이루어진 근전도 신호를 Fourier analyzer를 이용하여 다시 분해·정리하는 방법이다. 이 분석의 결과는 주파수대를 수평축으로 하고 수직축에 해당주파수를 갖는 신호의 진폭을 나타내는 히스토그램 또는 파워스펙트라(power spectra)로 표현된다. 주파수분석시 발휘근력 및 근육피로와 근전도 신호의 주파수, 진폭과의 관계를 설명하는 기본개념은 다음과 같다. 근육이 발휘하는 힘이 적거나 피로가 발생되지 않았을 때는 작은 운동단위가 동원되며 이 운동단위는 비교적 높

은 주파수의 활동전위에 의하여 활동이 시작된다. 반면, 큰 힘을 발휘하거나 피로가 발생한 근육은 큰 운동단위가 추가로 동원되며 이를 위한 활동전위는 낮은 주파수와 높은 진폭을 갖는다. 따라서 근육에 피로가 발생되면 근전도 신호의 중심 주파수가 40~70Hz에서 30Hz이하로 이동된다. 진폭분석은 근전도 신호의 진폭과 발휘근력 또는 근육피로 정도와의 관계 파악이나 근육이 포함하고 있는 운동단위의 수를 측정하는데 많이 이용되는 방법이다. 진폭분석을 위해서는 REMG신호를 이용하며 평균이나 RMS(root mean square) 진폭값을 측정하여 분석에 사용한다. 진폭분석도 근전도 신호를 각 운동단위에 대한 MUAPT의 합으로 보고, 큰 힘을 발휘하거나 근육피로의 정도가 커질수록 동원되는 운동단위의 수가 증가되며 이에 따라 근전도 진폭도 증가된다는 원리에 의한 것이다. 이외에도 근전도의 분석에는 REMG신호를 시간에 대하여 적분하는 IEMG (integrated EMG), 일정한 진폭이상으로 증가되는 신호의 수를 측정하는 最大波高値識別法, 그리고 근전도 신호의 진폭이 일정한 값이상으로 증가 또는 감소되는 회수를 측정하는 회수계수법등과 같은 방법들이 사용되고 있다.

## 2-2. 筋電度信號의 標準化

인체의 동작은 여러 개의 근육이 동원되어 일어나며 근전도를 이용하여 작업하중이나 자세의 변화에 따른 근육의 활동변화에 대하여 많은 연구가 이루어졌다.

또한 생체역학 모형에서 근육이나 내부 발휘힘을 계산하고 근전도를 이용하여 모형에 대한 검정을 행하였다. Tanii 와 Masuda는 몸통의 굴곡과 신전시 척추기립근(erector spinae), 대둔근(gluteus maximus), 반건양건(semi tendonosus), 복직근(rectus abdominis), 외복사근(external oblique)에 표면전극을 부착하여 자세의 변화에 따라 동원되는 근육의 근전도 변화를 도식화 하였다. 이는 자세별 근육의 동원정도를 정성적으로 분석하여 동원된 근육간의 상관관계를 파악하기에는 미흡하였다. 작업부하와 작업자세의 변화에 따른 근육의 공동활동을 분석하기 위하여 동원된 근육들에 대한 표면전극을 이용한 근전도측정과 표준화근전도 분석방안이 연구되었다. 근전도 신호를 표준화하기 위하여 각 자세별로 최대근력을 발휘할 때와 외부에서 힘을 가하지 않고 자세를 유지할 때 근전도 신호를 측정하여 式(1)과 같이 근전도 신호를 변환하였다.

$$nNEMG(i) = \frac{(O(i) - BL(i))}{(MVC(i) - BL(i))} \quad (1)$$

여기서,

- $i$  : 측정대상의 근육
- $NEMG(i)$  : 각 근육의 표준화된 근전도값
- $O(i)$  : 수축강도와 작업자세에 의해 측정된 각 근육의 근전도값
- $BL(i)$  : 자세를 유지할 때 측정된 각 근육의 근전도값
- $MVC(i)$  : 자세별로 측정된 근전도값중 근육별 최대근전도값

이렇게 근전도 신호를 표준화하는 것은 원래 자료의 함수형태를 단순한 척도로

전환한 것에 불과하다. 이는 작업부하가 없는 상태에서 자세를 유지하기 위하여 근육이 동원되는 영향을 제거하고 근력발휘시 순수한 각 근육별 증감량을 분석함으로써 동원된 근육의 역할분담을 분석하기 위한 것이다.

### 2-3. 筋肉의 役割分擔分析

표준화된 근전도 값은 각 근육의 근육내 활동을 나타내는 척도로는 이용할 수 있으나 근육간의 활동 비교는 가능하지 않다. 이는 각 근육의 발휘 근력 차이와 해부학적 구조의 차이로 전체 발휘 근력에 대한 각 근육의 기여도가 다르기 때문이다. 따라서 주관절 굴곡시 동원되는 근육이 전체 발휘근력에 미치는 영향을 분석하여야 한다. 전체 발휘근력에 대한 동원된 근육이 미치는 영향을 분석하기 위해서는 각 근육이 발휘할 수 있는 힘과 힘의 작용선과 작용점등에 대한 고려로 모멘트팔의 계산이 필요하다.

각 근육이 최대로 발휘할 수 있는 힘은 근육의 단면적과 비례하는 것으로 알려져 있다. 힘의 작용선 및 작용점은 해부학 자료를 이용할 수 있다. IV장에서 Brand자료를 이용한 근육의 생리적 단면적과 각 자세에서 근육의 모멘트팔 계산 값을 이용한다. 각 자세에서 각 관절의 각도변화시 동원된 근육의 비중은 다음과 같이 산출할 수 있다.  $A_{pcsa}$ 는 근육의 생리적 단면적,  $K$ 는 비례상수,  $R$ 은 근육의 모멘트 팔이라 하면,  $A_{pcsa} \times K$ 는 각 근육이 최대로 발휘할 수 있는 근력이 된다. 각 자세에서 각 근육에 작용하는 모멘트는  $K \times A_{pcsa} \times R$ 로 표현된다.

근육역할분담 분석은 각 자세의 발목관절 저측굴곡근의 역할분담, 슬관절 굴곡근의 역할분담, 슬관절 신전근의 역할분담과 고관절 신전근의 역할분담을 분석하였다. 발목관절 저측굴곡근은 내측비복근, 외측비복근, 가제미근을 고려하였다. 슬관절 신전근은 대퇴직근, 내측광근, 중간광근, 외측광근, 봉공근을 고려하였고, 슬관절 굴곡근은 내측비복근, 외측비복근, 반건양근, 반막양근, 대퇴장두이두근, 대퇴단두이두근을 고려하였다. 고관절 신전근은 대둔근, 대퇴장두이두근, 반건양근, 반막양근을 고려하였다. 근전도를 직접 측정하지 않은 내측비복근, 반막양근, 내측광근 및 중간광근은 각각 외측비복근, 반건양근, 외측광근의 표준화된 근전도값을 따른다고 가정하였다.

발목관절 저측굴곡근에 대한 근육의 역할분담율은 다음과 같이 계산할 수 있다. 근육의 생리적 단면적과 모멘트팔을 고려하여 자세1에서 각 근육에 작용하는 모멘트는 다음과 같다.

가제미근	: 523.50K
외측비복근	: 47.8630K
내측비복근	: 144.066K

즉 가제미근, 외측비복근, 내측비복근이 자세1에서 저측굴곡시 미치는 영향은 0.732, 0.067, 0.201로 나타낼 수 있다. 이를 표준화된 근전도값의 비중으로 이용하

면 각 근육의 역할분담율은 式(2)~式(5)으로 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} \text{TOTAL NEMG} = & 0.732 \times \text{NEMG(SOL)} + \\ & 0.067 \times \text{NEMG(GAL)} + \\ & 0.201 \times \text{NEMG(GAM)} \end{aligned} \quad (2)$$

$$\text{가제미근} : \frac{0.732 \times n\text{NEMG(SOL)}}{\text{TOTAL } n\text{NEMG}} \quad (3)$$

$$\text{외측 비복근} : \frac{0.067 \times n\text{NEMG(GAL)}}{\text{TOTAL } n\text{NEMG}} \quad (4)$$

$$\text{내측 비복근} : \frac{0.201 \times n\text{NEMG(GAM)}}{\text{TOTAL } n\text{NEMG}} \quad (5)$$

여기서,  $\text{NEMG(SOL)}$  : 가제미근의 표준화된 근전도값  
 $\text{NEMG(GAL)}$  : 외측비복근의 표준화된 근전도값  
 $\text{NEMG(GAM)}$  : 내측비복근의 표준화된 근전도값

이와같은 방법으로 이용하여 작업자세와 수축강도에 따른 동원된 근육의 역할분담 변화를 산출할 수 있다.

### 3. 實驗方法 및 節次

일반적으로 등장성운동시 근육의 발휘근력과 REMG진폭과는 階段線形函數的 관계가 있다고 알려져 있다. 또한 앉은자세에서 가제미근이 내는 힘과 근전도 진폭과는 선형관계를 유지하며 동적인 보행자세에서 근전도 진폭과 관절의 모멘트 그리고 뽀뽀기 근육의 발휘근력과 근전도 진폭간에서도 선형관계를 나타낸다. 피로과정은 근수축시 동원되는 운동단위의 수와 종류에 관계가 있고 REMG 진폭은 운동단위의 동원상태를 잘 나타내는 척도인 것으로 밝혀졌다. 따라서 본 연구에서는 근전도를 이용하여 앉은자세에 따른 下肢근육들의 근전도 진폭을 측정하여 下肢 발휘근의 동원형태 및 역할분담에 관해 파악 하고자 한다.

#### 3-1. 實驗姿勢

본 연구에서는 앉은자세에서 취할 수 있는 가능한 범위에 대하여 Henry dreyfuss의 자료를 참조하여 6가지 앉은자세에서 오른쪽 下肢로 페달을 작동시 근전도 진폭을 측정한다. 앉은자세에서 페달작동 등의 下肢동작은 동적인 동작이나 보행이나 뽀뽀기 등에 비해 상대적으로 동작의 범위가 작고 움직임의 속도도 빠르지 않으므로 擬似靜力學을 통해 페달 작동시와 같은 동적인 효과를 나타낼 수 있다. 따라서 발목관절의 각도를 90°, 110°, 110°로 측정함으로써 페달작동 동작의 동적인 특성을 나타낼 수 있도록 실험자세를 선정하였다.

### 3-2. 實驗機器

본 실험에 사용된 기기는 Polygraph(EMG), Force plate, Strain gauge, A/D converter, Oscillograph, Dynamometer, Dynamic Amp., IBM-PC, GLOBAL LAB software 및 자세를 취할 수 있도록 제작된 의자장치이며, 실험기기의 기능적 배치는 Fig. 1과 같다.

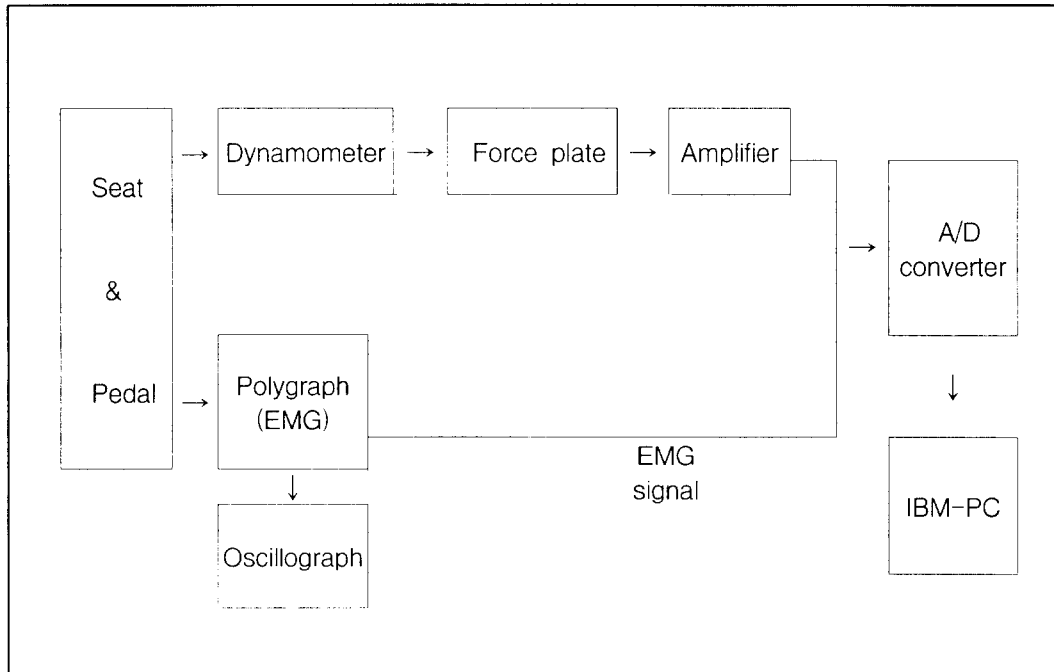


Fig. 1. Diagram of the functional layout of experimental equipment

### 3-3. 彼實驗者의 選定 및 訓練

피실험자는 근육 및 신경계통의 질환 경력이 없는 3명의 건강한 대학생 남자를 선정하였다. 경력이 6~7년의 유도선수로 각 자세에서의 등장성 발휘근력 측정과 %MVC측정을 성실히 수행하였다. 피실험자에게는 먼저 근육수축에 대한 내용과 실험의 필요성, 목적, 실험기기 및 측정방법을 설명하여 실험에 대한 이해를 높이고 실험수행에 따른 심리적 부담감을 제거시켜 주었다. 훈련은 피실험자 자신이 측정자세를 유지하면서 오른쪽 下肢힘을 발휘할 수 있도록 하였다. 그리고 이 때 기록되는 근전도신호 진폭과 발휘근력의 변화정도를 피실험자에게 보여주면서 문제점들을 지적하였다. 특히 자세의 변화에 따른 근전도 변화를 주지시켜서 각 자세를 정확히 취할 수 있도록 하였다. 각 자세에 대한 근력측정은 최대근력(MVC)이 더 이상 증가하지 않으며 이 최대근력을 발휘할 때 기록되는 근전도신호 진폭이 일정할 때까지 훈련을 실시하였다.

### 3-4. 實驗節次

Polygraph는 각 채널별로 잡음 영향을 파악하기 위해서 Pre-amplifier의 전압발생기를 이용하여 조정작업을 수행하였다. 조정작업은 실험수행전에 매번 실시하게 되며 이 때 소요되는 시간이 예열시간을 합하여 30분 이상이 되므로, 실험실의 피실험자

에게는 조정작업전에 근전도 전극을 부착시키고 숙성(aging)되도록 하였다. 근전도신호는 앉은자세에서 오른쪽 下肢의 근력발휘시 근전도를 측정한다. 下肢의 47개 근육 중에서 관절운동에 기여도가 높은 근육 아홉개를 선택하였다.

고관절 신전운동의 주동근인 대둔근, 고관절의 신전운동과 슬관절의 굴곡근인 대퇴이두근, 반건양근, 반막양근, 슬관절의 굴곡과 내방 회전의 주동근인 봉곤근, 고관절 굴곡운동 및 슬관절 신전운동의 주동근인 대퇴직근, 슬관절 신전운동의 주동근인 광근, 슬관절 굴곡운동의 보조 주동근이며 발목관절의 저축굴곡의 주동근 비복근, 발목관절의 저축굴곡의 주동근인 가제미근, 발목관절의 저축굴곡의 주동근인 전경골근 등이다.

근전도전극은 직경10mm Ag-Agcl 디스크형태의 표면양극전극(surface bipolar electrode)을 사용하였다. 전극중심간의 거리는 2cm로 하였으며, 전극의 홈에 전해질 젤을 채우고 전극이 부착되는 부분의 피부는 털을 제거하고, 고운 사포로 문질러 이물질 제거한 후 의료용 알콜로 깨끗이 닦고 건조시킨 다음 전극을 움직이지 않게 압착시켜 부착한다. 전극은 해부학 문헌에 따라 근섬유방향에 따라 부착하였다. 전극부착후 30분간의 숙성이 끝난후 피실험자가 힘을 주지않는 상태에서 각 전극별로 오실로스코프와 오실로그래프에 나타나는 신호를 관찰하며 잡음이 발생하는 경우 이의 원인을 제거시켰다. 다음 활동과 기준전극사이의 저항값을 측정하여 이 값이 100k $\Omega$ 이하가 되는지 확인하였다. 이러한 준비작업이 모두 끝나면 피실험자는 측정용 의자에 앉도록 하고, 고정용 벨트로 몸통을 고정시킨후 각 자세에 대한 최대근력을 측정하였다. 전극으로부터의 근전도 신호는 예비증폭기(Gain500)를 통하여 증폭되었으며, 주증폭기에서 밴드패스필터(Band pass filter, band-width 20~500Hz)를 걸쳐 1000Hz로 4초간 샘플링 하여 A/D변환기를 거쳐 IBM-PC의 하드디스크에 저장하였다. 발판은 힘판(kistler, 9281B)위에 고정시켜서 발판과 下肢의 작용힘을 측정하였다. 등받이에는 로드셀(load cells)이 부착된 힘판을 부착하여 몸통과 등받이의 힘을 측정하였다. 측정된 힘은 삼차원의 힘과 모멘트를 측정할 수 있도록 되어있다. 힘의 신호는 증폭시켜서(Gain4000) A/D변환기를 통하여 IBM-PC의 하드디스크에 저장할 수 있도록 하였다. 근전도신호와 힘신호를 두개의 IBM-PC에서 샘플링하는 동시에 샘플링될 수 있도록 하였다. 이를 위하여 하나의 key board를 사용하여 두개의 IBM-PC를 동시에 통제할 수 있도록 만들었다.

## 4. 實驗結果 및 考察

### 4-1. 筋肉의 動員形態

앉은자세와 수축강도에 따라 근육의 동원형태 파악은 앉은자세에서 페달설계시 부하의 허용한계 및 작업시간을 결정하기 위한 근력의 수축능력을 파악하는데 있어서 반드시 필요하다. 근육의 동원형태 파악결과는 다음과 같다. 수축강도의 변화에 따른 근전도 실험의 측정결과는 모든 작업자세에서 동원된 근육의 근전도 변화가 작은 선형적인 증가를 보이다가 수축강도가 높아짐에 따라 기울기가 급격히 증가하는 추세를 보였다. 대둔근은 자세1, 자세2, 자세3으로 변화하면(페달을

작동하는 연속동작; 자세 I) 근전도 진폭이 떨어지면서 F형 운동단위 동원시점도 40%MVC에서 50% MVC로 변화하고, 자세4, 자세5, 자세6으로 변화하면(페달을 작동하는 연속동작; 자세 II) 근전도 진폭이 떨어지면서 F형 운동단위 동원시점도 50% MVC에서 70%MVC로 변화함을 보여준다. 대둔근은 자세 I 보다 자세 II에서 부가되는 근력이 작고, 페달작동시작(자세1, 자세4)과 페달작동끝(자세3, 자세6)에서 발휘근력이 작아짐을 알 수 있다. 봉공근은 자세 I, 자세 II에서 근전도 진폭이 떨어지고 F형 운동단위 동원시점이 80%MVC~90%MVC이다. 봉공근은 자세 I 과 자세 II에서 발휘근력에 차이가 없음을 알 수 있다. 대퇴직근은 자세 I에서 근전도 진폭이 떨어지면서 F형 운동단위 동원시점이 30%MVC에서 40%MVC로 변화하고, 자세 II에서 근전도 진폭이 떨어지면서 F형 운동단위 동원시점이 40%MVC에서 50%MVC로 변화함을 보여 준다. 대퇴직근은 자세 I 보다 자세 II에서 F형 운동단위가 늦게 동원되고 페달작동 초기(자세1, 자세4)에서 페달작동 말기(자세3, 자세6)로 변화해감에 따라 발휘근력이 작아짐을 파악할 수 있었다. 대퇴장두이두근은 자세 I 보다 자세 II에서 근전도진폭이 증가하고 F형 운동단위 동원시점도 90%MVC에서 80%MVC로 빨라짐을 볼 수 있다. 반건양근은 대퇴장두이두근과 같은 현상을 보인다. 대퇴장두이두근과 반건양근은 자세 I 보다 자세 II에서 발휘근력이 크고, 페달작동 초기에서 페달작동 말기로 진행됨에 따라 발휘근력이 커진다. 외측광근은 자세 I에서 근전도 진폭이 떨어지고 F형 운동단위 동원시점이 30% MVC에서 40%MVC로 늦어짐을 보인다. 자세 II에서 근전도 진폭은 떨어지며 F형 운동단위 동원시점도 50%MVC에서 60%MVC로 늦어짐을 볼 수 있다. 외근광근은 자세 I 보다 자세 II에서 F형 운동단위가 늦게 동원되고, 페달작동 초기에서 페달작동 말기로 감에 따라 발휘근력이 작아진다. 전경골근은 자세 I 보다 자세 II에서 근전도 진폭이 증가하며 F형 운동단위 동원시점이 80%MVC~90%MVC이다. 전경골근은 자세 I 과 자세 II에서 F형 운동단위가 같은 수축강도에서 동원되나, 근전도 진폭은 자세 I 보다 자세 II에서 큰 것으로 나타났다. 이는 자세 I 보다 자세 II에서 전경골근의 발휘근력이 큼을 알 수 있다. 외측비복근은 자세 I 보다 자세 II에서 근전도 진폭이 떨어지며 F형 운동단위 동원시점이 80%MVC~90%MVC이다. 가제미근은 자세 I 보다 자세 II에서 근전도 진폭이 떨어지며 F형 운동단위 동원시점이 70%MVC에서 80%MVC이다. 비복근과 가제미근은 자세 I 보다 자세 II에서 F형 운동단위가 늦게 동원되고, 페달작동 초기에서 페달작동 말기로 변화하면 발휘근력이 떨어짐을 알 수 있다.

수축강도에 따른 근육별 F형 운동단위가 동원되는 시점을 보면, 대둔근, 대퇴직근, 외측광근이 30%MVC~40%MVC에서 F형 운동단위가 동원되고 다른 근육들은 70%MVC~80%MVC에서 F형 운동단위가 동원된다. 페달작동 초기(자세1, 자세4)에서 페달작동 말기(자세3, 자세6)로 변화함에 따라 즉, 페달작동 동작시의 동적변화는 페달설계시 고려하여야 할 중요한 요소이다. 분석에서 보여준 바와 같이 페달작동 초기에서 페달작동 말기로 변화함에 따라 대둔근, 대퇴직근과 광근은 발휘근력이 작아지고, 대퇴장두이두근, 반건양근과 전경골근은 발휘근력이 커진다. 따라서 페달작동 시작에서는 대둔근, 대퇴직근과 광근이 주요근이고 페달작동이 끝날때는 대퇴장두이두근, 반건양근과 전경골근의 역할이 큰 것을 알 수 있다.



앉은자세에서 페달을 작동하는 동작에서는 F형 운동단위 동원측면에서 볼 때 대둔근, 대퇴직근, 외측광근(광근)은 중요한 근육임을 알 수 있다. 또한 근력 발휘 시 안정성문제로 길항근인 전경골근이 근력을 발휘함을 볼 수 있고, 수축강도 80%MVC~90%MVC에서 F형 운동단위가 동원된다. 이 결과는 피로분석과 연관된 분석이 필요할 것이다.

#### 4-2. 筋肉의 役割分擔

작업자세와 수축강도의 변화로 인해 동원되는 수축력 변화를 규명하기 위한 역할분담은 앉은자세에서 페달설계시 중요한 요소이다.

발목관절 저측골근의 역할분담을 변화는 자세변화와 수축강도 변화에 따라서 달라진다. 자세1, 자세2, 자세3으로 변화(페달작동 시작하여 종료하는 동작)함에 따라 역할분담을 변화는 자세1에서 10%MVC, 20~80%MVC, 90~100%MVC로 자세2에서는 10%MVC, 20~90%MVC, 100%MVC로 자세3에서는 10~40%MVC, 50~100%MVC로 구분된다. 저강도수축시는 가제미근이 많은 역할을 담당하고 고강도 수축시에는 가제미근의 역할이 작아진다. 이 변화는 자세1, 자세2에서는 80~90%MVC에서 일어나고 자세3에서는 50%MVC에서 일어남을 볼 수 있다. 특히 자세3에서는 50~100%MVC에서 가제미근은 75%로 떨어지고 외측비복근은 6%, 내측비복근은 20%로 증가함을 볼 수 있다. 따라서 발목관절 저측골근의 역할분담은 페달작동 초기에는 가제미근이 페달작동 말기에는 비복근의 역할이 증가함을 알 수 있다. 자세4, 자세5, 자세6으로 변화함에 따라 역할분담을 변화는 자세4, 자세5에서 10%MVC, 20~90%MVC, 100%MVC로 자세3에서 10%MVC, 20~80%MVC, 90~100%MVC로 구분할 수 있다. 비복근은 10~80%MVC에서 100%MVC로 변화하면 역할분담 형태는 비슷하나 페달작동 초기에서 페달작동 말기로 감에 따라 가제미근은 역할분담율이 88%, 85%, 83%로 떨어지며 페달작동 말기에서 가제미근이 72%로 떨어지고 외측비복근과 내측비복근은 7%와 20%로 높아진다. 자세4, 자세5, 자세6의 페달동작은 수축강도 90~100%MVC에서 가제미근은 역할분담율이 작아지고 비복근은 커지며 페달작동 시작에서 끝으로 감에 따라 가제미근의 역할분담율은 떨어지고 내·외측 비복근은 커짐을 알 수 있다.

무릎관절 굴곡근의 역할분담을 변화는 자세1에서 10~80%MVC, 90~100%MVC로 자세2에서 10%MVC, 20~80%MVC, 90~100%MVC로 자세3에서 10~40%MVC, 50~100%MVC로 구분된다. 저강도 수축에서 고강도 수축으로 변화하면 대퇴이두근, 반건양근과 반막근의 역할분담이 작아지고 내외측비복근의 역할이 커짐을 볼 수 있다. 이 변화는 자세1, 자세2에서는 80~90%MVC에서 일어나고 자세3은 50%MVC에서 일어난다. 특히 자세3에서는 50~100%MVC에서 반막근은 37%로 낮아지고 내측비복근은 25%로 높아진다. 자세4, 자세5, 자세6으로 변화함에 따라 역할분담을 변화는 자세4, 자세5에서는 10%MVC, 20~90%MVC, 100%MVC로 자세3에서는 10%MVC, 20~80%MVC, 90~100%MVC로 구분된다. 반건양근과 반막근은 10~80%MVC에서 90~100%MVC로 변함에 따라 역할분담율이 급격히 감소하고 내외측비복근은 높아진다. 페달작동 초기에서 페달작동 말기

로 감에 따라 반건양근과 반막근의 역할분담율이 낮아지고 내외측비복근은 역할분담율이 높아지며 대퇴이두근은 변화가 없다.

무릎관절 신전근의 역할분담율 변화는 자세1, 자세2에서 10~30%MVC, 40~100%MVC로 자세3에서 10~40%MVC, 50~100%MVC로 구분된다. 수축강도 변화에 따라서 역할분담율이 변화하는 시점은 30~40%MVC이고 변환시점을 기준으로 저강도수축에서 고강도수축으로 변화함에 따라 광근의 역할분담율이 낮아지고 대퇴직근의 역할분담율이 높아짐을 볼수있다. 이와같은 형태는 페달작동 초기에서 페달작동 말기에까지 변화가 없다. 자세4, 자세5, 자세6으로 변화함에 따라 역할분담율 변화는 자세4에서 10~40%, 50~100%MVC로 자세5와 자세6에서 10~50%MVC, 60~100%MVC로 구분된다. 수축강도 변화에 따른 역할분담율 변화는 자세1, 자세2, 자세3 보다 자세4, 자세5, 자세6에서 고강도수축에 일어나며 이 차이는 10%MVC임을 알 수 있다. 수축강도 40~50%MVC기준으로 저강도에서 고강도로 변화하면 대퇴직근의 역할분담율이 높아지고 광근의 역할분담율이 낮아진다. 봉공근의 역할분담율은 1%에서 2%로 변화한다. 광근과 대퇴직근도 자세변화에 따라서 역할분담율 변화는 없고 수축강도에 따른 변화를 볼 수 있다.

고관절 신전근의 역할분담율 변화는 자세1, 자세2와 자세3에서 10% MVC, 20~80%, 90~100%MVC로 구분된다. 수축강도가 80%MVC까지는 대둔근의 역할분담율은 높아지고 대퇴장두이두근, 반건양근과 반막근은 낮아지며 수축강도가 90%MVC에서 100%MVC로 변화하면서 반대로 대둔근의 역할분담율은 낮아지고 대퇴장두이두근, 반건양근과 반막근은 높아진다. 이와같은 현상은 자세1, 자세2, 자세3으로 자세가 변화하면 대둔근의 역할분담율은 낮아지고 다른 근육들은 높아진다. 자세4, 자세5, 자세6으로 변화함에 따라 역할분담율 변화는 자세4와 자세5는 10%MVC, 20~90%MVC, 100%MVC로 자세3은 10%MVC, 20~80%MVC, 90~100 %MVC로 구분된다. 자세4, 자세5, 자세6의 수축강도와 작업자세에 따른 근육들의 역할분담은 자세1, 자세2, 자세3 변화가 같음을 알수있다.

#### 4. 結 論

수축강도의 변화에 따른 근전도 실험의 측정결과는 대둔근은 자세1, 자세2, 자세3으로 변화하면(페달을 작동하는 연속동작; 자세 I) 근전도진폭이 떨어지면서 F형운동단위 동원시점도 40%MVC에서 50%MVC로 변화하고, 자세4, 자세5, 자세6으로 변화하면(페달을 작동하는 연속동작; 자세 II) 근전도 진폭이 떨어지면서 F형운동단위 동원시점도 50%MVC에서 70%MVC로 변화함을 보여준다. 페달동작 초기에서 페달동작 말기로 변화함에 따라 대둔근, 대퇴직근과 광근은 발휘근력이 작아지고, 대퇴장두이두근, 반건양근과 전경골근은 발휘근력이 커진다. 따라서 페달동작 시작에서는 대둔근, 대퇴직근과 광근이 주요근이고 페달작동이 끝날때는 대퇴장두이두근, 반건양근과 전경골근의 역할이 크다.

발목관절 저측굴곡근의 역할분담율은 저강도 수축에서 고강도 수축으로 변화하면 가제미근의 역할분담이 작아지고 비복근의 역할이 많아진다. 이 변화는 80~

90%MVC에서 100%MVC로 수축강도가 증가할 때 급격한 변화를 한다. 자세에 따른 변화는 페달작동 초기에서 페달작동 말기(자세1, 자세2, 자세3 ; 자세4, 자세5, 자세6)로 감에 따라 가제미근은 역할분담율은 떨어지고 비복근은 증가한다.

무릎관절 굴곡근의 역할분담율 변화는 저강도 수축에서 고강도 수축으로 변화하면 대퇴이두근, 반건양근과 반막근의 역할분담율이 낮아지고 내외측비복근의 역할분담율이 높아진다. 이 변화는 80~90%MVC에서 100%MVC로 수축강도가 증가할 때 급격한 변화를 한다. 자세에 따른 변화는 페달작동 초기에서 말기로 감에 따라 반건양근과 반막근의 역할분담율은 낮아지고 내외측비복근의 역할분담율은 높아지며 대퇴이두근의 역할분담율은 변화가 없다.

무릎관절 신전근의 역할분담율 변화는 저강도 수축에서 고강도 수축으로 변화하면 대퇴직근의 역할분담율은 높아지고 광근의 역할분담율은 낮아진다. 이 변화는 자세1, 자세2, 자세3에서 30~40%MVC 자세4, 자세5, 자세6에서 40~50%MVC에서 일어나고 페달작동 초기에서 말기로 변화할때 변환점은 30~40%MVC에서 40~50%MVC로 수축강도가 커진다. 봉공근의 역할분담율은 변환점을 기준으로 저강도에서 1%, 고강도에서 2%로 변한다. 자세변화에 따른 역할분담율 변화는 광근, 대퇴직근과 봉공근 모두가 변화하지 않았다.

고관절 신전근의 역할분담율 변화는 저강도 수축에서 고강도 수축으로 변화하면 대둔근의 역할분담율은 낮아지고 대퇴장두이두근, 반건양근과 반막근은 높아진다. 이 변화는 80~90%MVC에서 100%MVC로 수축강도가 증가할때 급격한 변화를 한다. 자세에 따른 변화는 페달작동 초기에서 말기로 변화할때 대둔근의 역할분담율은 낮아지고 대퇴장두이두근, 반건양근과 반막근은 낮아진다.

본 연구의 수축강도에 따른 근육의 동원형태와 수축지속시 근육의 피로현상 분석은 앉은자세에서 하지를 사용하는 페달장치의 인간공학적인 설계 및 평가에 유용하게 이용될 수 있을 것이다. 하지근육의 동원형태 파악과 역할분담은 하지근육이 손상된 사람을 위한 재활의학분야에 기초자료로 제공되어 활용될 수 있을 것이다.

## 参 考 文 献

- [1] Andrews, J. G., "The Functional Role of the Hamstrings and Quadriceps During Cycling:Lombard's Paradox Revisited", J. Biomechanics, Vol.20, 1987, pp. 565 -575.
- [2] Pierrynowski, M. R., "A Physiological Model for the Solution of Individual Muscle Force During Normal Human Walking", Ph.D., Dissertation, Simon Fraser Univ., B.C., Canada, 1982.
- [3] Seireg, A. and Arvikar, R. J., "Mathematical Model for Evaluation of Force in Lower Extremities of the Musculoskeletal System", J. Biomechanics, Vol.6, No.3, 1973, pp. 313-326,
- [4] Son, K., Miller, J. A. and Schultz, A. B., "The Mechanical Role of the Trunk and Lower Extremities in a Seated Weight-Moving Task in the Sagittal Plane", ASME, J. Biomech. Eng., Vol.110, 1988, pp. 97-103.

- [5] Crownshield, R. D., "Use of Optimization Techniques to Predict Muscle Force", ASME, J. Biomech. Eng., Vol.100, No.2, 1978, pp. 88-92.
- [6] Pedersen, D. R., Brand, R. A., Cheng, C. and Arora, J. S., "Direct Comparison of Muscle Force Predictions Using Linear and Nonlinear Programming", ASME, J. Biomech. Eng., Vol.109 1987, pp. 192-198.
- [7] Crownshield, R. D. and Brand, R. A., "A Physiologically Based Criterion of Muscle Force Prediction in Locomotion", J. Biomechanics, Vol.14, No.11, 1981, pp. 793-801.
- [8] Spoor, C. W. and Van Leeuwen, J. L., "Knee Muscle Moment Arms From MRI and from Tendon Travel", J. Biomechanics, Vol.25, No.2, 1992, pp. 201-206.
- [9] Van Eijden, T. M. G. J., Boer, W. de and Weijs, W. A., "The Orientations of the Distal Part of the Quadriceps Femoris Muscle as a Function of Knee Flexion Extension Angle", J. Biomechanics, Vol.18, No.10, 1985, pp. 803-809.
- [10] Mikosz, R. P., "Mathematical Model for the Study of Forces in the Human Knee Joints During Locomotion", Ph.D., Dissertation, Univ. of Illinois at Chicago, 1985.