

## 筋電圖를 이용한 着座時 下肢動作의 筋特性分析 연구\*

### Analysis of Muscular Characteristics of Lower Extremity Movement for Seated Operators by EMG

황규성\*\*

Kyu-Sung Hwang\*\*

#### Abstract

The paper represented the lower extremity muscle model as four rigid-body segments: trunk, shank, and foot. We transformed their tibial data into our shank data by rotating their tibial X and Y axes by 5.483 degrees, so the revised coordinate data used to translating the origin of their tibial reference frame to our shank reference frame. According to weight of subject, physiological cross-sectional area(PCSA) of each lower extremity muscle was calculated by scaling those data by Brand.

The objectives of this paper are to investigate the variations of the recruitment patterns of the lower extremity muscles, and to analyze the changes of the role assigned to each muscle during the seated foot operation. 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. This study can be used to design and to assess the pedals and foot-related equipments design.

#### 1. 서론

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 많아 진다. 인간-기계시스템내의 인간은 대부분 앉은자세에서 페달류나 그 외 발조작에 의

한 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. 따라서 앉은자세에서 하지를 이용한 족담장치 작동시 하지 근육들의 발휘근력, 근육의 동원형태, 근육간의

\* 본 연구는 1996년도 한국학술진흥재단의 연구비 지원에 의하여 수행되었음.

\*\* 동의공업대학 공업경영과

역할분담에 대한 연구가 필요하다. 국내의 생체역학에 대한 관심과 연구는 미진한 반면에 국내산업의 발달은 한국인에 알맞는 하지동작의 근특성 분석의 연구를 필요로 하고 있다. 특히 자동차페달동 하지를 이용한 여러 가지 족담장치 작업에 인간공학적 설계와 평가를 위한 하지동작시 근특성 연구는 필요하다.

본 연구에서는 47개의 下肢근육중 24개의 주동근과 슬개골건을 고려하여 앉은자세에서 페달작동시 인체역학 근육모형을 제시하고, 하지 근육의 생리적단면적과 근육의 起始部(origin)와 停止部(insertion)의 좌표를 각 자세별로 변환하여 근육별 모멘트팔을 계산할 수 있도록하고, 근육생리적 단면적은 피험자의 몸무게를 고려한 가중치를 주어 정상화된 생리적 단면적 자료를 제시한다.

앉은자세에서 페달작동시 동적인 효과를 얻기위해 무릎관절( $105^\circ$ ,  $120^\circ$ )에 대해 발목관절을  $90^\circ$ ,  $100^\circ$ ,  $110^\circ$ 로 변화시켜 擬似靜力學(quasi-statics)적으로 실험을 설계하였다. 작업자세와 수축강도에 따른 근육의 역할분담을 분석하기 위하여 추출된 근전도 신호를 전체 발휘근력에 대한 동원된 근육이 미치는 영향을 근육의 생리적 단면적과 모멘트팔을 고려하여 전체 영향의 비로 나타낸 표준화된 근전도값을 제시하고, 표준화된 근전도값의 비중을 이용하여 각 근육의 역할분담을 파악할 수 있도록 한다. 앉은자세와 수축강도별(10%MVC에서 100%MVC까지 10% MVC간격으로)로 근전도값을 측정하여 각 자세별로 근육의 동원형태와 동원된 근육간의 역할분담을 파악한다.

본 연구에서 제안한 수축강도에 따른 근육의 동원형태와 동원된 근육간의 역할분담분석은 앉은자세에서 하지를 사용하는 페달장치의 인간공학적 설계 및 평가에 유용하게 이용될 수 있을 것이다. 또한 하지근육의 동원형태 파악과 역할분담은 하지근육이 손상된 사람을 위한 재활 의학 분야에 기초 자료로 제공되어 활용 할 수 있을 것이다.

## 2. 하지근육의 생리적단면적 및 좌표결정

인체역학모형을 이용하여 작업자세의 변화에 따른 발휘근력 예측의 연구는 모멘트팔 길이의 변화와 길이-장력 관계를 이용하고, 신체동작시 동원되는 각 근육의 두

께와 발휘근력이 비례한다. 근육의 起始部와 停止部사이를 직선으로 표시하는 여러 연구가 있다. Dostal 과 Andrews[5]는 골반과 대퇴골에 뼈 標識點을 찍어 엉덩이를 지나는 27개 근육의 삼차원 직선좌표를 측정하였다. 몇개의 근육에 대해서는 가상의 골반과 대퇴골에 착지점을 표시하였다. 또한 여러가지 인체측정학적 요인을 사용하여 그들의 좌표계획을 개발하였고 근력예측에서 오차를 줄이기 위한 계획을 발표하였다. Jensen 과 Davy[6]는 엉덩이를 지나는 세개의 근육을 사용하여 근육을 직선으로 표시하는 방법과 중심선을 따라 표시하는 방법을 비교한 결과 근육을 중심선으로 표시하는 방법과 근육을 직선으로 표시하는 것은 전체 모멘트계산에 별 차가 없음을 보였다. 근육의 생리적 단면적에 대하여도 여러 연구가 발표되었다. Alexander 와 Vernon[2]은 무릎과 발목을 지나는 관련된 17개 주근육의 좌표를 해부학적 관측으로 계산하였다. Pierrynowski[10]는 생리적 단면적을 계산하기 위하여 여러가지 자료로부터 下肢의 47개 근육의 해부학적 단면적을 예측하였다. Brand[4]등은 생리적 단면적을 근육체적에 평균 근섬유길이로 나눈 것으로 정의하고, 남녀에 대하여 下肢의 47개 근육에 대하여 계산하고 Pierrynowski[10]의 것과 비교하였다. Dostal 과 Andrews [5]는 대퇴골과 골반에 대한 뼈 標識點 자료를 갖고 엉덩이에 관한 27개 근육을 삼차원 직선모형을 세웠다. 몇 개의 근육은 대퇴골과 골반에 가상의 착지점을 설정하여 起始部와 停止部를 직접 연결할 수 없는 근육을 나타내었다. Brand 와 Crowninshield[3]는 엉덩이, 무릎과 발목에 관련된 47개의 근육에 대한 起始部와 停止部의 삼차원 좌표를 설정하여 직선으로 근력방향을 표현하였다. Jensen 과 Davy[6]는 근력작용방향 표현방법에서 직선 표현방법과 중심선 표현방법 간에 차이점은 중둔근, 대퇴직근과 봉궁근을 사용하여 비교하였다. 직선으로 근력작용을 표현하는 방법의 수치예를 적용한 결과 중심선 표현방법과 큰 차이가 없는 것으로 나타났다. 인체역학모형을 개발하기 위한 하지 근육의 생리적단면적과 근육의 起始部와 停止部의 좌표를 얻는 것은 매우 중요한 일이다.

본 연구에서는 47개의 下肢근육을 고려하여 앉은자세에서 인체역학모형을 개발하기 위한 하지 근육의 생리적 단면적 과 근육의 起始部와 停止部의 좌표를 각 자세별로 변환하여 근육별 모멘트팔을 계산할 수 있도록 하고,

근육 생리적 단면적은 몸무게를 고려한 가중치를 주어 정상화한 생리적 단면적 자료를 제시한다. 무릎관절 메카니즘은 선행연구자의 자료를 이용하여 인체역학모형을 수립할 수 있도록 하였다. 무릎관절의 근육 모멘트팔은 Spoor 와 Van Leeuwen[12]의 자료를, 무릎관절의 각도 변화에 따른 슬개골건의 모멘트팔은 Nisell등의 자료를 [9], 무릎관절의 屈伸(flexion-extension)각도에 따른 슬개골 움직임 자료는 Eijden등의 자료를 사용하였다[13]. 근육의 모멘트팔은 Mikosz[7]의 인체측정학적 뼈조절인자 자료와 Brand등의 근육 起始部(origin)와 停止部(insertion)의 좌표를 사용하여 앉은자세별로 변환할 수 있는 전체 좌표계를 제시하였다.

2.1 下肢근육의 좌표결정

각 관절에 걸리는 모멘트를 담당하기 위한 발휘근력의 예측에는 근육의기학적 데이터와 생리적 단면적의 자료가 필요하다. 下肢근육의 起始部와 停止部는 Brand[3]등의 자료를 사용한다. Brand 등은 골반, 대퇴골, 경골에 대하여 해부학적 기초로 기준점을 Figure 1(a)과 같은 좌표계를 설정하였다. 근육의 起始部와 停止部를 고정좌표계

로 용이하게 나타내기 위하여 Brand가 사용한 세계의 국부좌표계를 사용한다. 국부좌표계의 원점은 각 관절로 하였으며 각 좌표계의 좌표축은 경골좌표계를 제외한 두 좌표계에서는 고정된 절대좌표계의 축방향과 일치시켰다. 경골좌표계의 Y축은 내외과의 중간에서 경골조면(tibial tuberosity)을 잇는 선이므로 이 좌표계는 고정된 전체 좌표계에 대하여 Z축을 중심으로 X-Y축이 5.483°만큼 시계방향으로 기울어져 있다. 똑바로 선 자세는 국부좌표계에서 고정된 전체 좌표계로의 좌표변환을 위해 국부좌표계의 방향 조사인 행렬을 이용하였다. 본 연구에서는 Brand등[3]의 좌표계를 참조하여 앉은자세의 국부좌표계를 전체 좌표계로 변환할 수 있도록 하였다.

본 연구의 좌표계는 Figure 1(b)과 같이 설정하였다. 좌표계0( $x_0, y_0, z_0$ )은 요추 L<sub>5</sub>점을 기준으로 한다. 좌표계1( $x_1, y_1, z_1$ )은 골반의 고관절을 기준으로 하고 시상면에 대한 대퇴골 변화를 나타낸다. 좌표계2( $x_2, y_2, z_2$ )는 골반의 고관절을 기준으로 하고 수평면에 대하여 대퇴골의 내전이나 외전의 변환을 나타낸다. 좌표계3( $x_3, y_3, z_3$ )은 무릎관절을 기준으로 하고 고관절에 대한 무릎관절의 변환을 나타낸다. 좌표계4( $x_4, y_4, z_4$ )는 발목관절을 기준으로 하

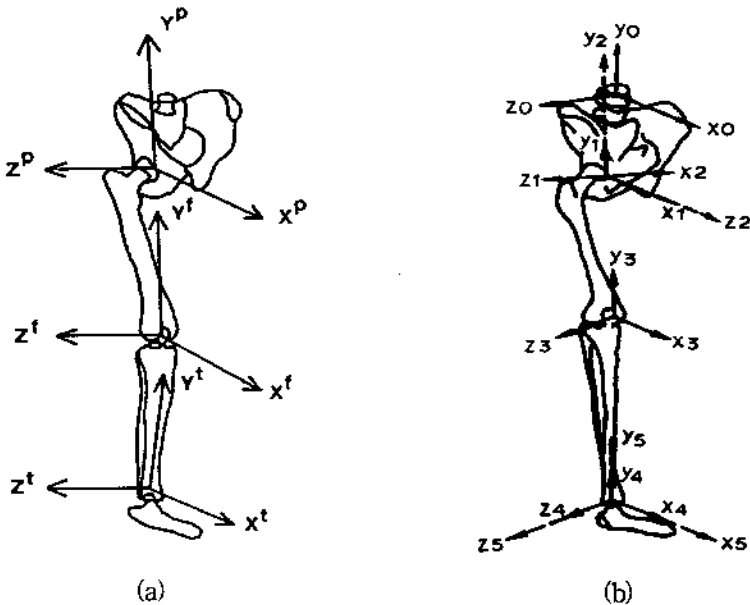


Figure 1. (a) Anatomically based pelvic ( $X^p, Y^p, Z^p$ ), femoral( $X^f, Y^f, Z^f$ ) and tibial( $X^t, Y^t, Z^t$ ) reference frames. (b) Reference frames used in the model of the lower extremity.

고, 무릎관절에 대한 발목관절의 변환을 나타낸다. 좌표계5( $x_5, y_5, z_5$ )는 발목관절을 기준점으로 하고, 발목관절에 대한 발의 변환을 나타낸다. 이와같은 좌표계를 사용하여 근육의 起始部와 停止部の 전체좌표로 나타내어 자세에 따른 근육들의 모멘트팔을 계산할 수 있는 자료를 산출할 수 있다. 좌표계의 변환의 수식을 다음과 같이 나타낼 수 있다. 로보틱스에 사용하는 운동방정식을 사용하여 하나의 링크와 다음 링크사이의 同次變換 표현으로 변환된 좌표계는 다음과 같이 나타낼 수 있다. 고정된 전체좌표계와 국부좌표계간의 관계는 식 (1) 와 같다.

$$\vec{G} = T \times \vec{u} \tag{1}$$

- 여기서,  $\vec{G}$  : 전체좌표계로 표현된 벡터
- $T$  : 각 부위의 전체좌표계로의 변환행렬
- $\vec{u}$  : 국부좌표계로 표현된 벡터

이 때 사용된 국부좌표계상에서의 起始部와 停止部에 대한 자료를 얻기 위해서는 대퇴골, 경골, 족골의 위치에 대한 근육의 起始部와 停止部の 상대적인 위치를 정확히 조절하여야 한다. 이를 위해서 Brand의 정규화된 근육의 起始部와 停止部에 대한 자료에 조절인자를 고려하여야 한다. 본 연구에서는 Mikosz(7)의 인체측정학적 뼈의 조절인자 자료를 사용하였다. 조절인자는 Table 1에 나타나 있다. 이와 같은 방법으로 인체역학 모형화에 필요한 下肢 근육의 좌표를 결정할 수 있다. 실험자세의 오른쪽 下肢 근육들의 起始部와 停止部の 직선 발휘근력모형의 전체좌표계로 나타낼 수 있다. 각 둔부근육의 힘 발휘방향은 고관절 아래부분의 起始部를 사용하였고 대퇴근막장근은 두개의 직선으로 나타낸다. 각 둔부근육의 힘 발휘방향은 고관절 아래부분의 起始部를 사용하였고 대퇴근막장근은 두개의 직선으로 나타낸다.

Table 1. Anthropometric scaling factors.

Reference coord.frame	Data (cm)	Scaling factor
Pelvis		
x	5.18	AP distance from pelvic frontal plane to the top of the sciatic notch
y	16.68	Vertical height of iliac crest (iliac crest-ischial tuberosity y coordinate difference)
+z	2.23	ASIS-hip center z-coordinate difference
-z	1.92	Ischial tuberosity-hip center z-coordinate difference
Femur		
x	6.68	Femoral epicondylar width
y	42.28	Femoral head center y coordinate
+z	6.68	Femoral epicondylar width (used only for the gastrocnemius)
-z	5.07	Lateral distance from the femoral head center to the top of the greater trochanter (used for all other muscles)
Tibia		
x	7.95	Tibial plateau width
y	33.13	Tibial tubercle y-coordinate
z	7.95	Tibial plateau width

2.2 筋肉의 生理的 斷面積의 計算

근육이 하중을 지탱하는 능력은 근육의 생리적 단면적과 비례한다. 그러므로 입력자료인 각 근육에 해당하는 FSCA의 정확한 계산은 모형의 타당성과도 밀접하게 관련된다. 본 연구에서는 Brand 등이 발표한 자료를 이용하였다[4]. 그러나 발표된 자료는 37세 남자(키 183cm, 몸무게 91 kg)와 63세 여자(키 163cm, 몸무게 59 kg)에 대한 수치로 두 자료 사이에는 상당한 차이가 있으므로 본 모형에서는 근육의 생리적 단면적을 몸무게를 고려한 가중치를 사용하여 정상화한 생리적 단면적을 식(2)과 식(3)으로써 계산한다. 이계산 결과는 Table 2와 같으며, 이를 생리적 단면적의 입력자료로 사용하였다.

$$AREA = AREA_{LOWER} + WBD \times DIF \quad (2)$$

$$WBD = \frac{(BW - BW_{LOWER})}{(BW_{UPPER} - BW_{LOWER})} \quad (3)$$

- 여기서, AREA : 근육의 단면적
- WBD : 가중치
- DIF : 두 측정치간의 몸무게 차이
- BW : 실험자의 몸무게

3차원 근육체계는 下肢의 47개의 근육중 기능적 중요성, 생리적 단면적을 고려하여 24개 주동근과 슬개골근으로 구성하였다. 이 근육은 외부 모멘트에 대응하기 위하여 내부 관절모멘트를 생성한다. 각 근육의 모멘트 생성능력은 모멘트 중심에 관한 모멘트팔과 그 근육의 생리적 단면적에 의하여 표시된다. 下肢의 모멘트중심은 엉덩이관절 중심, 무릎의 경골-대퇴골 접촉점, 발목관절 중심이다. 근육의 생리적 단면적은 Brand 등의 데이터를 이용하였다. 下肢근육은 직선발휘근력 모형에 의하여 기본적으로 구하였다. 대둔근 그룹과 대퇴근막장근 근육은 예외이다. 직선발휘근력으로 모형화한 근육의 모멘트팔의 벡터는 Brand 등에 의하여 주어진 자료의 起始部와 停止部를 자세에 따라 변환하여 계산하였다. 둔부근육은 Nemeth와 Ohlsen[8]의 자료를 참조하여 Figure 2과 같이 자세에 따른 하지근을 나타내었다. 대퇴근막장근은 Sobotta

와 Figge[11]에 기초하여 두 직선발휘 근력모형으로 나타내었다.

Table 2. Physiologic cross sectional areas of the lower extremity muscles.

Muscle	PCSA	Muscle	PCSA
PSO	15.90	SMM	31.93
CUS	16.87	STN	8.63
GMA	47.54	GRA	2.28
GME	49.40	SAR	2.80
GMI	25.71	VAS	140.25
PIR	15.47	BFS	6.60
ADD	16.95	GAM	35.66
ADM	44.33	GAL	11.76
TFL	5.53	SOL	129.26
RFM	27.93	TPO	22.98
BFL	19.23	PER	17.06
TAN	13.14	EDL	5.94

엉덩이 관절을 지나가는 근육으로 요근(PSO: iliopsoas), 장골근(CUS: iliacus), 대둔근(GMA: gluteus maximus), 중둔근(GME: gluteus medius), 소둔근(GMI: gluteus minimus), 대퇴근막장근(TFL: tensor fasciae latae)이다. 고관절을 움직이는 근육으로 이상근(PIR: piriformis), 장내전근(ADD: adductor longus), 대내전근(ADM: adductor magnus), 박근(GRA: gracilis)이다. 대퇴의 전면근육으로 봉공근(SAR: sartorius), 대퇴직근(RFM: rectus femoris), 광근(VAS: vasti)이다. 대퇴 후면근육으로 대퇴장두이두근(BFL: biceps femoris longus), 대퇴단두이두근(BFS: biceps femoris short), 반건양근(STN: semitendinosus), 반막양근(SMM: semimembranosus)이다. 하퇴 전면근육으로 전경골근(TAN: tibialis anterior), 장지신근(EDL: extensor digitorum longus)이다. 하퇴 후면근육으로 내측 비복근(GAM: gastrocnemius medialis)과 외측비복근(GAL: gastrocnemius lateralis), 가계미근(SOL: soleus), 후경골근(TPO: tibialis posterior), 장비골근(PER: peroneus longus)이다.

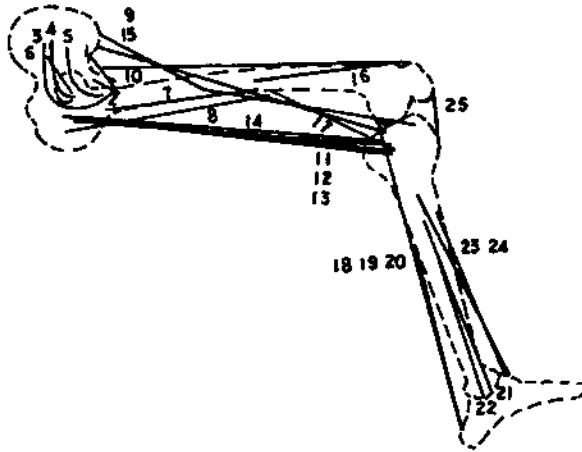


Figure 2. Schematic representation of the lower extremity model with major muscles and muscle equivalents. These represent the PSO (1); the CUS (2); the GMA (3); the GME (4); the GMI (5); the PIR (6); the ADD (7); the ADM (8); the TFL (9); the SFM (10); the BFL (11); the SMM (12); the STN (13); the GRA (14); the SAR (15); the VAS (16); the BFS (17); the GAM (18); the GAL (19); the SOL (20); the TPO (21); the PER (22); the TAN (23); the EDL (24); and the patellar tendon (25).

### 3. 실험방법 및 절차

#### 3.1 실험계획

일반적으로 등장성운동시 근육의 발휘근력과 REMG진폭과는 階段線形函數의 관계가 있다고 알려져 있다. 또한 앉은자세에서 가제미근이 내는 힘과 근전도 진폭과는 선형관계를 유지하며 동적인 보행자세에서 근전도 진폭과

관절의 모멘트 그리고 뒤편기 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 앉은 자세에 따른 下肢근육들의 근전도 진폭을 측정하여 하지 근육의 수축강도에 따라 추출된 근전도 신호를 분석하여

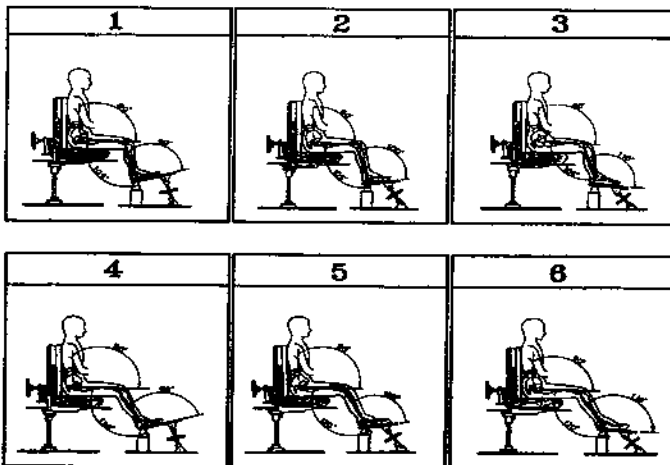
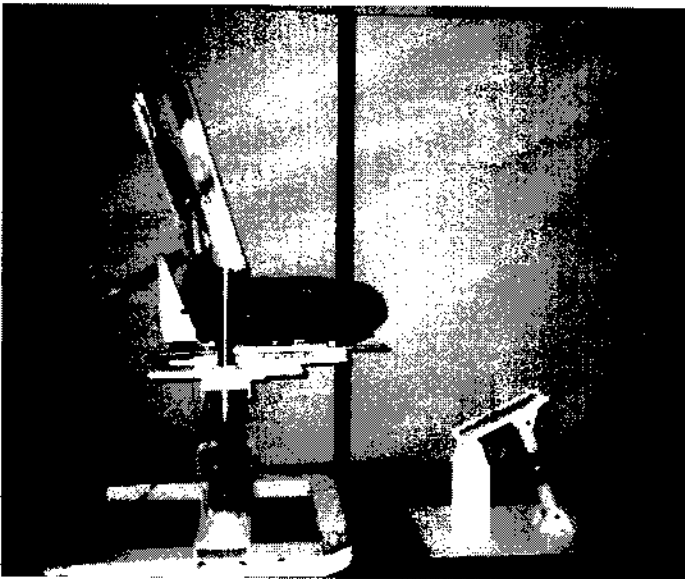


Figure 3. Diagram of the seated posture in the experiment.

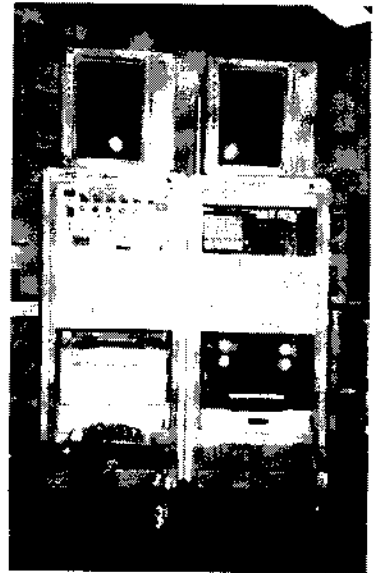
동원된 근육간의 역할분담과 자세에 따른 하지근육의 동원형태를 앉은자세와 수축강도별(10%MVC에서 100%MVC까지 10% MVC간격으로)로 근전도값을 측정하여 각 자세별로 근육의 동원형태와 동원된 근육간의 역할분담을 파악한다. 실험은 피실험자가 앉은자세에서 오른쪽 下肢에 힘을 가할 때의 근력의 크기, 근육의 동원형태 및 근육의 역할분담을 규명하기 위하여 독립변수로는 피실험자 개인에 따른 MVC (maximum voluntary contraction)와 앉은자세를 설정하였다. 앉은자세에서 페달작동 등의 下肢동작은 동적인 동작이나 보행이나 뛰뛰기 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°, 100°, 110°로 측정함으로써 페달작동 동작의 동적인 특성을 나타낼 수 있도록 실험자세를 선정하였다. 자세1, 자세2, 자세3(페달을 작동하는 연속동작, 자세 I)과 자세4, 자세5, 자세6(페달을 작동하는 연속동작, 자세 II)로 페달을 작동하는 연속동작중 특성을 파악할 수 있도록 하였다.

3.2 실험기기

본 실험에 사용된 기기는 Polygraph(Figure 4(b)), Force plate, Strain gauge, A/D converter, Oscillograph, Dynamometer, Dynamic Amp., IBM-PC, GLOBAL LAB software 및 자세를 취할 수 있도록 제작된 의자장치이며(Figure 4(a)), 실험기기의 기능적 배치를 하였다. 의자 및 발판장치는 실험에서 요구되는 자세를 취할 수 있도록 제작된 장치이다. 의자는 등받이의 각도를 조절할 수 있으며, 등받이에 스트레인이 게이지가 부착된 힙판이 있어 등받이에 가해지는 힘을 측정할 수 있도록 하였다. 의자의 높이는 유압장치를 사용하여 원하는 대로 높이조절을 할 수 있으며 의자가 앞뒤로 움직일 수 있도록 제작하였다. 발판은 힙판 위에 부착하여 下肢에 가해지는 힘을 측정할 수 있는 장치로서, 발판의 각도를 변화시킬 수 있도록 하여 실험에서 원하는 자세를 취할 수 있도록 제작된 장치이다. 피실험자는 근육 및 신경계통의 질환 경력이 없는 6~7년 경력의 유도선수(3명)로 각 자세에서의 동작성 발휘근력 측정과 %MVC측정을 성실히 수행하였다.



(a)



(b)

Figure 4. Photography (a) The seat and pedal equipment, (b) The EMG equipment.

### 3.3 실험절차

下肢의 47개 근육중에서 관절운동에 기여도가 높은 근육 아홉개를 선택하였다. 고관절 신전운동의 주동근인 대둔근, 고관절의 신전운동과 슬관절의 굴곡근인대퇴이두근, 반건양근, 반막양근, 슬관절의 굴곡과 내방 회전의 주동근인 봉근근, 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 전경골근등 이다. 근전도전극은 직경10mm Ag-Agcl 디스크형태의 표면양극전극(surface bipolar electrode)을 사용하였다. 전극은 해



Figure 5. Photography of EMG electrode placement.



Figure 6. Photography of the data acquisition.



부하문헌을 참조하여 근섬유방향에 따라 부착하였다 (Figure 5). 전극으로부터의 근전도 신호는 예비증폭기 (Gain500)를 통하여 증폭되었으며, 주증폭기에서 밴드패스 필터(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(Figure 6). 힘의 신호는 증폭시켜서(Gain4000) A/D 변환기를 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 있도록 만들었다.

### 3.4 근전도신호의 표준화

추출된 근전도 신호에 영향을 미치는 요인은 근육의 두께, 근육과 측정부위와의 거리, 전극의 특성등이 있다. 이로 인하여 측정된 근전도 신호는 절대치에 의한 상호비교를 할 수 없다. 따라서 실험결과를 이용하여 작업자세와 수축강도에 따른 근육의 역할분담을 분석하기 위하여 추출된 근전도 신호를 각 근육별로 표준화하는 것이 필요하다. 생체역학 모형에서 근육이나 내부 발휘힘을 계산하고 근전도를 이용하여 모형에 대한 검정을 행하였다. Tani와 Masuda는 몸통의 굴곡과 신전시 척추기립근(erector spinae), 대둔근(gluteus maximus), 반건양근(semi-iterdonosus), 복직근(rectus abdominis), 외복사근(external obique)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 다음 식과 같이 근전도 신호를 변환하였다.

$$SEMG(i) = \frac{(O(i) - BL(i))}{(MVC(i) - BL(i))}$$

여기서,

$i$  : 측정대상의 근육

$SEMG(i)$  : 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 최대 근전도값

이렇게 근전도 신호를 표준화하는 것은 원래 자료의 합수형태를 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.

## 4. 분석결과 및 고찰

### 4.1 근육의 동원형태

앉은자세와 수축강도에 따라 근육의 동원형태 파악은 앉은자세에서 폐달설계시 부하의 허용한계 및 작업시간을 결정하기 위한 근력의 수축능력을 파악하는데 있어서 반드시 필요하다. 수축강도의 변화에 따른 근전도 실험은 앉은자세에서 0~100%MVC 범위를 10%MVC 간격으로 측정하여 근육의 동원형태를 파악하였다. 앉은자세는 6개의 앉은자세에 대하여 측정하여 평균값을 사용하였다. 앉은자세에서 측정한 근육은 대둔근, 봉공근, 대퇴직근, 외측광근, 대퇴장두 이두근, 반건양근, 전경골근, 외측 비복근과 가계미근이다. 따라서, 작업자세별로 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100%MVC의 강도로 수축할 때 피로가 발생하기 전인 수축초기의 근전도를 측정하였다. 작업자세와 수축강도가 측정된 평균 근전도 진폭에 미치는 영향을 분석하기 위하여 분산분석을 수행한 분석결과(Table 3) 작업자세와 수축강도의 변화는 동원된 근육에서 측정된 근전도에 유의한 영향을 미치는 것으로 나타났다. 과 실험자간의 차이는 대퇴직근과 광근이 유의하지 않고 다른 근육들은 유의한 영향을 미치는 것으로 분석되었다.

각 작업자세별로 동원된 근육의 수축강도에 따른 근전

Table 3. Analysis of variance of muscles for subjects and postures.

Muscle	Factor	Degree of freedom	Sum of squares	Mean of square	F-value	P-value
Glutius maximus	Subject(A)	2	1883.40	941.70	9.06	0.000
	Posture(B)	23	17062.50	741.80	7.14	0.000
	A × B	46	2542.60	55.30	0.53	0.988
	Error	144	7482.70	51.960		
	Total	215	28971.90			
Sartorius	Subject(A)	2	12300.56	6150.23	108.65	0.000
	Posture(B)	23	1084.73	47.16	0.83	0.680
	A × B	46	1333.31	28.98	0.51	0.992
	Error	144	4075.65	29.30		
	Total	215	18794.15			
Rectus femoris	Subject(A)	2	91.07	45.54	0.96	0.389
	Posture(B)	23	2665.14	115.88	2.44	0.002
	A × B	46	1259.24	27.37	0.58	0.977
	Error	144	3424.69	23.78		
	Total	215	7440.14			
Biceps femoris	Subject(A)	2	61.14	30.57	1.19	0.311
	Posture(B)	23	848.71	37.77	1.47	0.112
	A × B	46	988.73	21.49	0.83	0.742
	Error	144	1853.68	12.87		
	Total	215	3772.26			
Semitendinosus	Subject(A)	2	13890.90	6795.40	36.84	0.000
	Posture(B)	23	12872.10	559.70	3.03	0.000
	A × B	46	6686.60	145.40	0.79	0.805
	Error	144	13282.20	92.24		
	Total	215	46431.80			
Vastus laterior	Subject(A)	2	9223.40	4611.7	35.78	0.000
	Posture(B)	23	17241.90	749.6	2.82	0.000
	A × B	46	6227.40	135.4	1.05	0.419
	Error	144	9278.90	64.44		
	Total	215	41971.70			
Tibial anterior	Subject(A)	2	24740.30	12370.10	40.83	0.000
	Posture(B)	23	12046.00	523.70	1.73	0.041
	A × B	46	17956.90	390.40	1.29	0.165
	Error	144	21813.80	151.49		
	Total	215	76557.10			
Gastrocnemius	Subject(A)	2	192.89	96.45	1.48	0.233
	Posture(B)	23	3325.19	144.57	2.23	0.005
	A × B	46	3574.56	77.71	1.20	0.245
	Error	144	4678.00	32.49		
	Total	215	11770.63			
Soleus	Subject(A)	2	1674.86	837.43	24.86	0.000
	Posture(B)	23	4306.94	187.26	5.56	0.000
	A × B	46	931.06	20.24	0.60	0.967
	Error	144	2425.62	16.85		
	Total	215	9338.50			

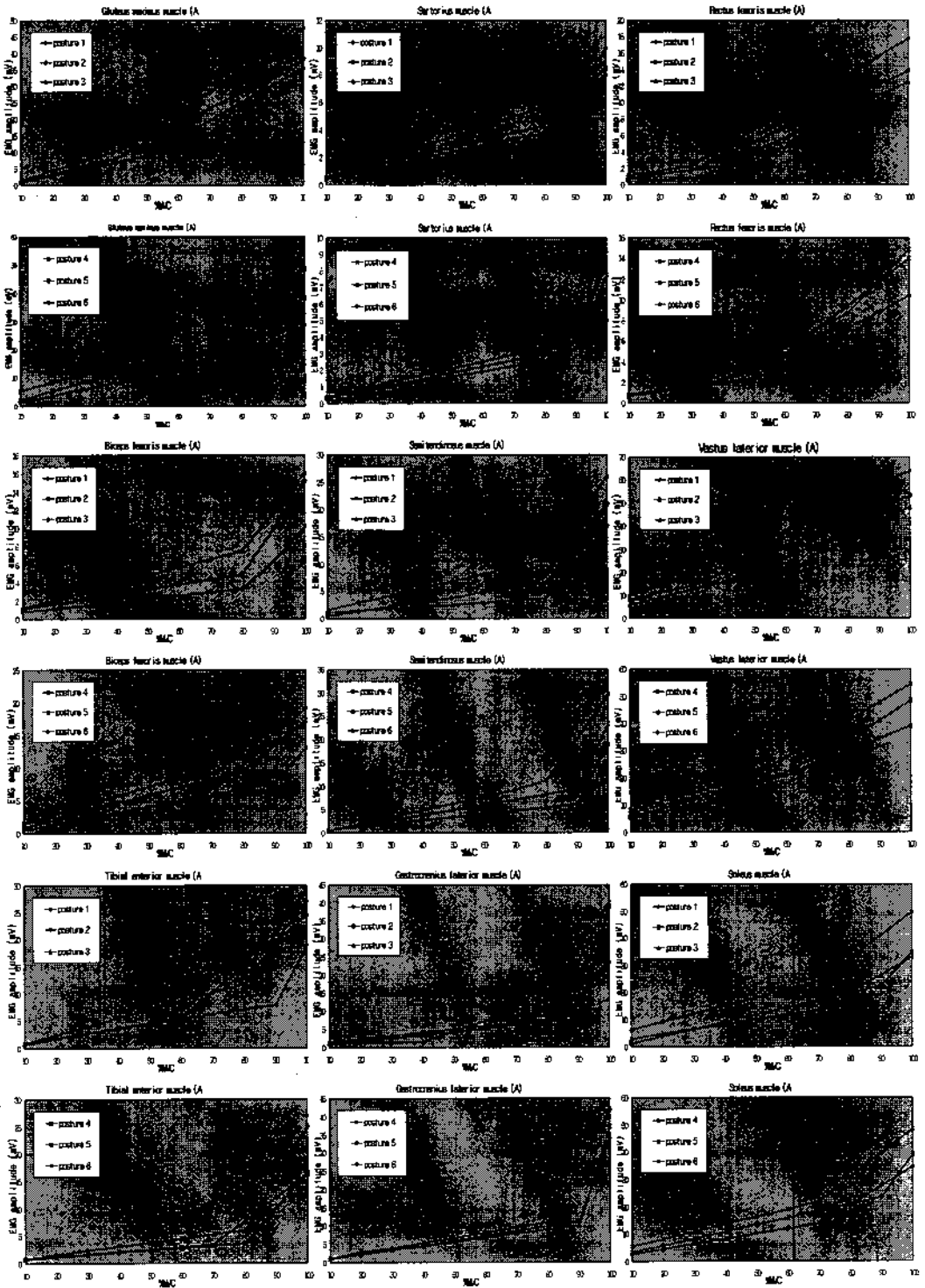


Figure 7. EMG amplitude variation for muscle contraction forces.

드변화는 Figure 7 과 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 자세 I (페달을 작동하는 연속동작, 자세 I, 자세2, 자세3)에서 근전도 진폭이 떨어지면서 F형 운동단위 동원시점도 40%MVC에서 50% MVC로 변화하고, 자세II(페달을 작동하는 연속동작, 자세4, 자세5, 자세6)에서 근전도 진폭이 떨어지면서 F형 운동단위 동원시점도 50% MVC에서 70%MVC로 변화함을 보여준다. 대둔근은 자세 I 보다 자세II에서 부가되는 근력이 작고, 페달 작동시작(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 자세II에서 발휘근력에 차이가 없음을 알 수 있다. 대퇴직근은 자세 I 에서 근전도 진폭이 떨어지면서 F형 운동단위 동원시점이 30%MVC에서 40%MVC로 변화하고, 자세II에서 근전도 진폭이 떨어지면서 F형 운동단위 동원시점이 40%MVC에서 50%MVC로 변화함을 보여 준다. 대퇴직근은 자세 I 보다 자세II에서 F형 운동단위가 늦게 동원되고 페달작동 초기(자세1, 자세4)에서 페달작동 말기(자세3, 자세6)로 변화함에 따라 발휘근력이 작아짐을 파악할 수 있었다. 대퇴장두이두근은 자세 I 보다 자세II에서 근전도진폭이 증가하고 F형 운동단위 동원시점도 90%MVC에서 80%MVC로 빨라짐을 볼 수 있다. 반건양근은 대퇴장두이두근과 같은 현상을 보인다. 대퇴장두이두근과 반건양근은 자세 I 보다 자세II에서 발휘근력이 크고, 페달작동 초기에서 페달작동 말기로 진행됨에 따라 발휘근력이 커진다. 외측광근은 자세 I 에서 근전도 진폭이 떨어지고 F형 운동단위 동원시점이 30% MVC에서 40% MVC로 늦어짐을 보인다. 자세II에서 근전도 진폭은 떨어지며 F형 운동단위 동원시점도 50%MVC에서 60% MVC로 늦어짐을 볼 수 있다. 외근광근은 자세 I 보다 자세II에서 F형 운동단위가 늦게 동원되고, 페달작동 초기에서 페달작동 말기로 감에 따라 발휘근력이 작아진다. 전경골근은 자세 I 보다 자세II에서 근전도 진폭이 증가하며 F형 운동단위 동원시점이 80%MVC~90%MVC이다. 전경골근은 자세 I 과 자세II에서 F형 운동단위가 같

은 수축강도에서 동원되나, 근전도 진폭은 자세 I 보다 자세II에서 큰 것으로 나타났다. 이는 자세 I 보다 자세II에서 전경골근의 발휘근력이 큼을 알 수 있다. 외측비복근은 자세 I 보다 자세II에서 근전도 진폭이 떨어지며 F형 운동단위 동원시점이 80%MVC~90%MVC이다. 가제미근은 자세 I 보다 자세II에서 근전도 진폭이 떨어지며 F형 운동단위 동원시점이 70%MVC에서 80%MVC이다. 비복근과 가제미근은 자세 I 보다 자세II에서 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 끝날 때는 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 근력발휘시 안정성 문제로 길항근인 전경골근이 근력을 발휘함을 볼 수 있고, 수축강도 80%MVC~90%MVC에서 F형 운동단위가 동원된다. 이 결과는 피로분석과 연관된 분석이 필요할 것이다.

#### 4.2 근육의 역할분담분석

작업자세와 수축강도의 변화로 인해 동원되는 수축력 변화를 규명하기 위한 역할분담은 앉은자세에서 페달설계시 중요한 요소이다. 발목관절 저축골근의 역할분담을 변화는 자세변화와 수축강도 변화에 따라서 달라진다. 작업자세별로 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100%MVC의 강도를 수축할 때 피로가 발생하기전인 수축초기의 근전도를 측정하였다. 표준화된 근전도값은 각 근육의 근육

내 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. Brand자료를 이용한 근육의 생리적 단면적과 각 자세에서 근육의 모멘트팔 계산값을 이용한다. 각 자세에서 각 관절의 각도변화시 동원된 근육의 비중은 다음과 같이 산출할 수 있다.  $A_{pcsa}$ 는 근육의 생리적 단면적, K는 비례상수, R은 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 저축굴곡근의 역할분담, 슬관절 굴곡근의 역할분담, 슬관절 신전근의 역할분담과 고관절 신전근의 역할분담을 분석하였다. 발목관절 저축굴곡근은 내측비복근, 외측비복근, 가제미근을 고려하였다. 슬관절 신전근은 대퇴직근, 내측광근, 중간광근, 외측광근, 봉공근을 고려하였고, 슬관절 굴곡근은 내측비복근, 외측비복근, 반건양근, 반막양근, 대퇴장두어두근, 대퇴단두어두근을 고려하였다. 고관절 신전근은 대둔근, 대퇴장두어두근, 반건양근, 반막양근을 고려하였다. 근전도를 직접 측정하지 않은 내측비복근, 반막양근, 내측광근 및 중간광근은 각각 외측비복근, 반건양근, 외측광근의 표준화된 근전도값을 따른다고 가정하였다. 발목관절 저축굴곡근에 대한 근육의 역할분담율은 다음과 같이 계산할 수 있다. 근육의 생리적 단면적과 모멘트팔을 고려하여 자세1에서 각 근육에 작용하는 모멘트는 다음과 같다.

즉 가제미근, 외측비복근, 내측비복근이 자세1에서 저축굴곡시 미치는 영향은 0.732, 0.067, 0.201로 나타낼 수 있다. 이를 표준화된 근전도값의 비중으로 이용하면 각 근육의 역할분담율은 다음 식으로 구할 수 있다.

$$\text{TOTAL SEMG} = 0.732 \times \text{SEMG}(\text{SOL}) + 0.067 \times \text{SEMG}(\text{GAL}) + 0.201 \times \text{SEMG}(\text{GAM})$$

$$\text{가제미근} : \frac{0.732 \times \text{SEMG}(\text{SOL})}{\text{SEMG}}$$

$$\text{외측 비복근} : \frac{0.067 \times \text{SEMG}(\text{GAL})}{\text{SEMG}}$$

$$\text{내측 비복근} : \frac{0.201 \times \text{SEMG}(\text{GAM})}{\text{SEMG}}$$

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

이와같은 방법을 이용하여 작업자세와 수축강도에 따른 동원된 근육의 역할분담 변화를 산출할 수 있다. 발목관절 저축굴곡근들의 역할분담율은 Figure 8, 무릎관절 굴곡근들의 역할분담율은 Figure 9, 무릎관절 신전근들의 역할분담율은 Figure 10, 고관절 신전근들의 역할분담율은 Figure 11이다.

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

- 가제미근 : 523.500K
- 외측비복근 : 47.8630K
- 내측비복근 : 144.066K

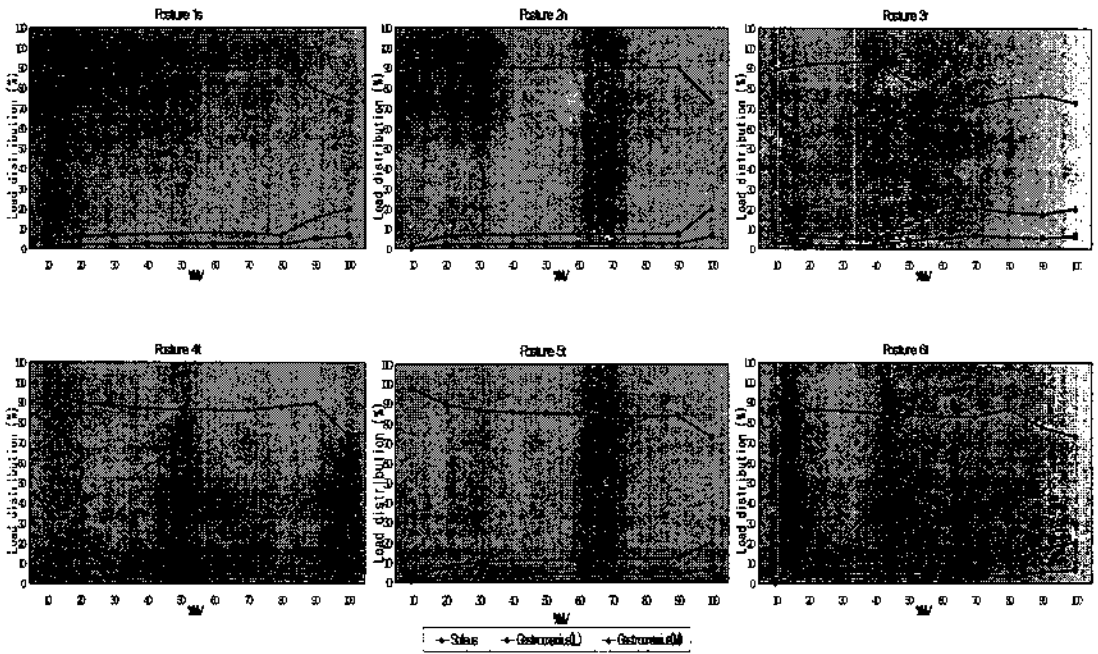


Figure 8. Load distribution of recruited muscles for contraction forces and postures at plantar flexion of ankle joint.

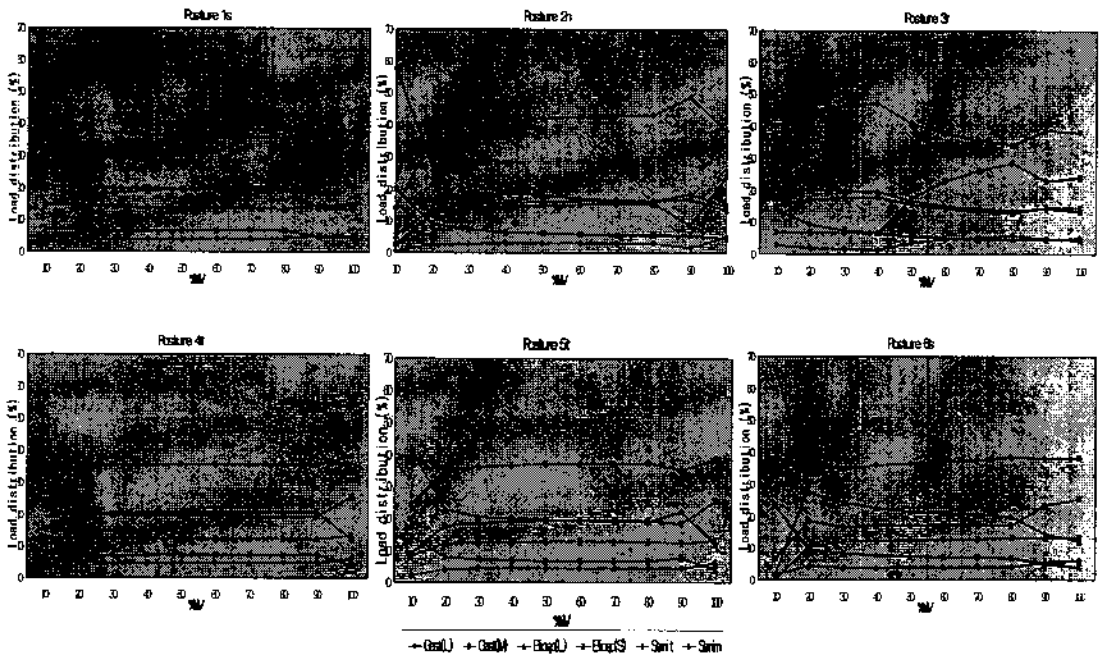


Figure 9. Load distribution of recruited muscles for contraction forces and postures at flexion of knee joint.

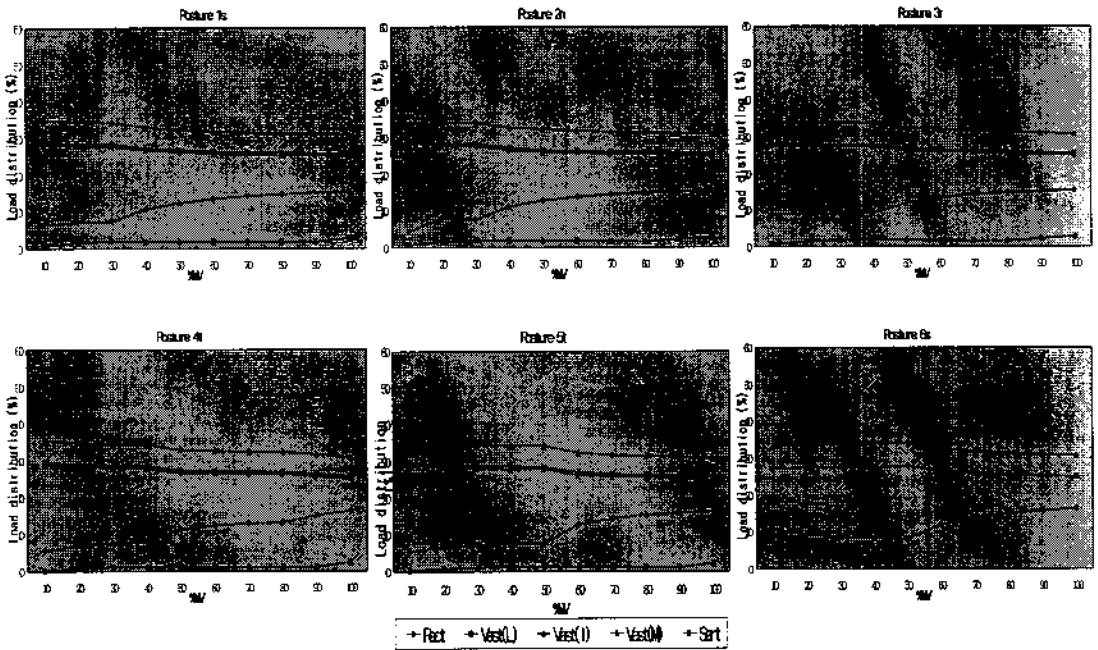


Figure 10. Load distribution of recruited muscles for contraction forces and postures at extension of Knee joint.

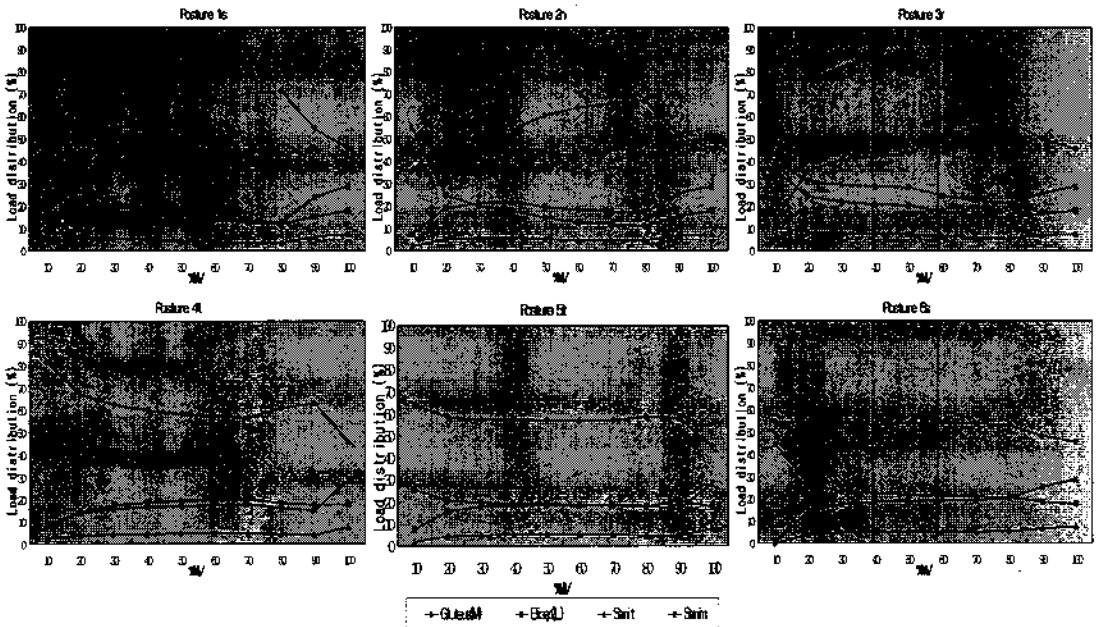


Figure 11. Load distribution of recruited muscles for contraction forces and postures at extension of hip joint.

일어남을 볼 수 있다. 특히 자세3에서는 50~100%MVC에서 가제미근은 75%로 떨어지고 외측비복근은 6%, 내측비복근은 20%로 증가함을 볼 수 있다. 따라서 발목관절 저축골근의 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 내외측 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 변화함에 따라 역할분담율이 급격히 감소하고 내외측비복근은 높아진다. 페달작동 초기에서 페달작동 말기로 감에 따라 반건양근과 반막근의 역할분담율이 낮아지고 내외측비복근은 역할분담율이 높아지며 대퇴이두근은 변화가 없다.

무릎관절 신전근의 역할분담을 변화는 자세1, 자세2에서 10~30%MVC, 40~100%MVC로 자세3에서 10~40%MVC, 50~100%MVC로 구분된다. 수축강도 변화에 따

라서 역할분담율이 변화하는 시점은 30~40%MVC이고 변환시점을 기준으로 저강도수축에서 고강도수축으로 변화함에 따라 광근의 역할분담율이 낮아지고 대퇴직근의 역할분담율이 높아짐을 볼 수 있다. 이와같은 형태는 페달작동 초기에서 페달작동 말기에까지 변화가 없다. 자세4, 자세5, 자세6으로 변화함에 따라 역할분담을 변화는 자세4에서 10~40%, 50~100%MVC로 자세5와 자세6에서 10~50%MVC, 60~100%MVC로 구분된다. 수축강도 변화에 따른 역할분담을 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 역할분담을 변화는 없고 수축강도에 따른 변화를 볼 수 있다.

고관절 신전근의 역할분담을 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 역할분담을 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 알 수 있다.

## 5. 결론

수축강도의 변화에 따른 근전도 실험의 측정결과는 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 동



원시점도 50%MVC에서 70%MVC로 변화함을 보여준다. 봉공근은 자세 I, 자세 II에서 근전도진폭이 떨어지고 F형운동단위 동원시점이 80%MVC~90%MVC이다. 봉공근은 자세 I 과 자세 II에서 발휘근력에 차이가 없다. 대퇴직근은 자세 I 에서 근전도진폭이 떨어지면서 F형운동단위 동원시점이 30%MVC에서 40%MVC로 변화하고, 자세 II에서 근전도진폭이 떨어지면서 F형운동단위 동원시점이 40%MVC에서 50%MVC로 변화함을 보여 준다. 대퇴장두이두근은 자세 I 보다 자세 II에서 근전도진폭이 증가하고 F형 운동단위 동원시점도 90%MVC에서 80%MVC로 빨라진다. 반건양근은 대퇴장두이두근과 같은 현상을 보인다. 대퇴장두이두근과 반건양근은 자세 I 보다 자세 II에서 발휘근력이 크고, 페달작동 시작에서 페달작동이 끝나감에 따라 발휘근력이 커진다. 외측광근은 자세 I 에서 근전도진폭은 떨어지고 F형운동단위 동원시점이 30%MVC에서 40%MVC로 늦어짐을 보인다. 자세 II에서 근전도진폭은 떨어지고 F형운동단위 동원시점도 50%MVC에서 60%MVC로 늦어진다. 외근광근은 자세 I 보다 자세 II에서 F형운동단위가 늦게 동원되고, 페달작동초기에서 페달작동이 말기로 감에 따라 발휘근력이 작아진다. 전경골근은 자세 I 보다 자세 II에서 근전도진폭이 증가하지만 F형 운동단위 동원시점은 80%MVC~90%MVC이 된다. 전경골근은 자세 I 과 자세 II에서 F형운동단위가 같은 수축강도에서 동원되나, 근전도진폭은 자세 I 보다 자세 II에서 큰 것으로 나타났다. 이는 자세 I 보다 자세 II에서 전경골근의 발휘근력이 크다. 외측비복근은 자세 I 보다 자세 II에서 근전도 진폭이 떨어지며 F형 운동단위 동원시점이 80% MVC~90%MVC이다. 가제미근은 자세 I 보다 자세 II에서 근전도진폭이 떨어지며 F형운동단위 동원시점이 70%MVC에서 80%MVC이다. 비복근과 가제미근은 자세 I 보다 자세 II에서 F형운동단위가 늦게 동원되고, 페달작동 초기에서 페달작동 말기로 변화하면 발휘근력이 떨어진다. 페달동작 초기에서 페달작동 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 저축굴곡근의 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 페달동작 초기에서 페달작동 말기(자세1, 자세2, 자세3 ; 자세4, 자세5, 자세6)로 감에 따라 가제미근은 역할분담율은 떨어지고 비복근은 증가한다. 무릎관절 굴곡근의 역할분담을 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 역할분담을 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 역할분담을 변화는 광근, 대퇴직근과 봉공근 모두가 변화하지 않았다. 고관절 신전근의 역할분담을 변화는 저강도 수축에서 고강도 수축으로 변화하면 대둔근의 역할분담율은 낮아지고 대퇴장두이두근, 반건양근과 반막근은 높아진다. 이변화는 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 연구에서 제안한 수축강도에 따른 근육의 동원형태와 동원된 근육간의 역할분담분석은 앉은자세에서 하지를 사용하는 페달장치의 인간공학적 설계 및 평가에 유용하게 이용될 수 있을 것이다. 또한 하지근육의 동원형태 파악과 역할분담은 하지근육이 손상된 사람을 위한 재활 의학 분야에 기초 자료로 제공되어 활용할 수 있을 것이다.

## 참고문헌

- [1] 황규성 · 정의승 · 이동춘, “非線形 最適化技法을 이용한 하지근력 예측 인체역학모형”, 인간공 학회지, 13 권, 제2호, pp. 65 - 79, 1994.
- [2] Alexander, R. McN. and Verson, A., “The Dimensions of Knee and Ankle Muscles and the Forces They Exert”, *J. Human Movement Studies* 1, pp. 115-123, 1975.
- [3] Brand, R. A., Crowninshield, R. D., Wittstock, C. E., Pedersen, D. R., Clark, C. R., and Van Krieken, F. M., “A Model of Lower Extremity Muscular Anatomy”, *Transactions of AMSE*, Vol.104, pp. 304-310, 1982.
- [4] Brand, R. A., Pederson, D. R. and Friederich, J. A., “The Sensitivity of Muscle Force Prediction to Changes in Physiologic Cross-Sectional Area”, *J. Biomechanics*, Vol.19, No.8, pp. 589-596, 1986.
- [5] Dostal, W. F. and Andrew, J. G., “A Three-Dimensional Biomechanical Model of Hip Musculature”, *J. Biomechanics*, Vol.14, No.14, pp. 803-812, 1981.
- [6] Jensen, R. H. and Davy, D. T., “An Investigation of Muscle Lines of Action About the Hip: A Centroid Line Approach vs the Straight Line Approach”, *J. Biomechanics*, Vol.8, pp. 103-110, 1975.
- [7] Mikosz, R. P., “Mathematical Model for the Study of Forces in the Human Knee Joints During Lockomotion”, Ph.D., Dissertation, Univ. of Illinois at Chicago, 1985.
- [8] Nemeth, G., and Ohlsen, H., “In Vivo Moment Arm Lengths for Hip Extensor Muscles at Different Angles of Hip Flexion”, *J. Biomechanics*, Vol.18, No.2, pp. 129-140, 1985.
- [9] Nisell, R., Nemeth, G. and Ohlsen, H., “Joint Forces in Extension of the Knee”, *Acta. Orthop. Scand.*, Vol. 57, pp. 41-46, 1986.
- [10] 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.
- [11] Sobotta, J. and Figge, F. H. J., “Atlas of Human Anatomy(Vol. 1): Regions, Bones, Ligaments, Joints and Muscles”, 9th English Ed., Hafner Press, N.Y., 1974.
- [12] Spoor, C. W. and Van Leeuwen, J. L., “Knee Muscle Moment Arms From MRi and from Tendon Travel”, *J. Biomechanics*, Vol.25, No.2, pp. 201-206, 1992.
- [13] 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, pp. 803-809, 1985.