■ 研究論文

Journal of the Human Engineering Society of Korea
Vol.11, No.1, 1992

착좌시 하지 동작의 생체역학적 모델

A Biomechanical Model of Lower Extremity for Seated Operators

황규성* · 이동춘* · 최재호**

ABSTRACT

A two-dimensional static biochemical model of lower extremity in the seated posture was developed to assess muscular activities of lower extremity required for a variety of foot pedal operations. We found that the double linear optimization method that has been used for modelling articulated body segments does no predict the forces generated by biarticular muscles reasonably, so the revised double linear optimization scheme was used to consider the synergistic effects of biarticular muscles in our model, assuming that the muscle forces are distributed proportionally based on their physiological cross sectional area. The model incorporated three rigid body segments with six muscles to represent lower extremity. For the model validation, three male subjects performed the experiments in which EMG activities of six lower extremity muscles were measured. Predicted muscle forces were compare with the corresponding EMG amplitudes and it showed no statistical difference. The model being developed can be used to design and assess pedal and foot-related tool design.

1. 서 론

인체의 생체역학적 모델에 관심은 많았지만, 모델개발은 1960년대에 이르러 본격화되었다. 초기의 모델들은 신체 각 부위를 제한된 몇개의 강체(Rigid body)와 관절로 연결된 것으로써, 외력, 지면 반발력, 중력 등을 고려하여 각 관절에 걸리는 힘과 모멘트를 결정하거나 동작의 예측 및 평가를 위하여 연구되어왔다[15].

이후 신체 전반에 대한 모델(Whole-body articulated model)들이 개발되었으나, 특정 지체의 운동평가에 이용될 정도의 정확성을 갖지 못한 단점들을 가지고 있다. 또한 인체의 운동에는 근육의 힘(Muscle force)이 필수적으로 요구되므로 인체의 운동을 설명하기 위해서는 관절에 관련된 근육을 고려한 모델 개발이 필요하다.

고도의 산업화가 진행되면서 Man-machine system내에 인간에게 요구되는 작업이 증가되었

* 동아대학교 산업공학과
** 포항공과대학 산업공학과

으며, 따라서 하지(Lower extremity)동작이 요구되는 작업도 증가하였다. 그러나 하지의 자세 및 부하 등의 변화에 따른 근육의 요구근력, 동원 등에 대한 연구비는 상지에 비해 미미한 실정이다. 스포츠과학분야에서는 보행, 런닝(Running)과 점핑(Jumping) 등에 관한 연구가 상대적으로 많이 진행되어 왔으며 특히 보행연구에 관해서는 각 관절에 작용하는 모멘트와 관련근육을 고려한 다양한 연구가 진행되어 왔다[24,28,34]. 앉은자세에 대한 연구가 대부분 몸통과 Pelvis에 촛점을 맞추고 있고 몇몇 연구는 앉은자세의 안정성을 위한 하지의 역할에 대한 연구가 되어져 왔다[37,38]. 앉은자세에서의 하지와 몸통 주 근육에 대한 생체역학적 모델 분석은 거의 없는 실정이다. 예를들어 하지로 작동하는 페달장치를 다룰때, 페달장치를 작동하는 하지와 안정성을 유지하기 위한 반대편 하지와 몸통은 어떻게 작용하는지에 대한 지식을 갖고 있지 못하다. 따라서, 앉은자세에서 하지를 이용한 페달장치 작동시 어떻게 하지와 몸통의 근육이 몸의 안정성과 기기 작동에 필요한 근력을 발휘하는지에 대한 연구가 필요하다.

국내의 생체역학에 대한 관심과 연구는 미진한 실정인 반면에 국내산업의 발달은 한국인에 알맞는 생체역학 모델의 개발을 필요로 하고 있다. 특히 자동차의 페달 등 하지를 이용하는 여러가지 기기작업 등에 인간공학적 설계를 위한 적절한 모델의 개발이 필수적이다. 본 연구에서는 하지를 3개의 강체로 표현하고 강체를 연결하는 6개의 근육을 고려한 모델을 수립하였으며, 최적화기법중 이중선형계획법(Double linear programming method)을 수정한 생체역학 모델을 개발하여 앉은 자세에서 하지근육의 발휘근력을 예측하였다[1,3,7,33]. 또한 모델의 타당성을 검정하기 위해 하지근육들의 EMG측정실험을 수행하여 모델의 예측치와 비교, 분석하였다[4,14]. 이 모델은 페달설계나 하지를 이용한 기기작업의 적정설계 및 평가에 이용될 수 있을 것이며, 3차원, 동적모델의 개발에 도움이 될 것이다.

2. 생체역학 모델링

2-1. 하지 생체역학 모델

생체 내부에서 작용하는 힘은 직접적인 측정이 불가능하므로 이의 적절한 예측 및 평가를 위해 생체역학적 모델이 개발되어 왔다. Hugh-jones[15]은 앉은자세에서 하지와 상지의 각도변화에 따라서 Maximum contractile force을 측정하였는데 Muscle은 고려하지 않고 자세변화에 따른 발휘힘 만을 측정하였다. Penrod et al[27]은 손목관절의 근력합의 최소화를 위해 손목관절의 두 Tendon모델로 협력근의 힘 분배를 설명하였다. 생체역학의 문제는 근력분석시스템의 Redundant 성질을 갖고 있다. 이러한 성질에서 유일한 해를 얻기 위해 EMG data로 활동근육을 확인하는 방법이 시도되었으며 이는 보행분석에 Sorbie and Zalter[39], Paul[25] 그리고 Andrews et al.[2] 등을 적용하였다. 그러나 이 적용은 Redundancy 성질을 제거하지는 못하였다. Seire와 Arvikar[33,34]는 보행시 하지 근육들의 발휘근력을 예측하기 위하여 신체를 7부분의 강체로 구분하고 31개의 근육을 고려한 선형계획법을 처음으로 사용하여 발휘근력의 합을 최소로 하는 최적화기법을 사용하였다. Pedotti[26]는 보행시 12개의 근육을 고려한 2차원 모델로 목적함수를 ΣF_i, ΣF^2_i, $\Sigma (F_i/F_{max})^2$을 사용하여 발휘근력을 예측하였다. 비선형 최적화기법을 사용하여 앞에서 발표한 선형계획법에 비하여 근육의 활동 형태가 EMG amplitude에 근접함을 보였다. 그러나 Pedotti[26]는 생리적 단면적을 고려하지 않음으로써 논쟁의 대상이 되었다. Crowninshield[7]의 팔은 2차원 모델에서 생리적 발휘근력 최대한계를 고려하여 근력 스트레스 합을 최소로하는 최적화기법을 사용하였다. 목적함수에 따라 근육활동의 형태를 정략적으로 나타내었다. Crowninshield et al[8]는 근력 예측의 목적함수를 비선형으로 확장하여 근육기능의 최대 내구력의 비선형성을 사용 근력을 예측하였다. 이와같은 기준은 평상시 편안한 보행과 같은 활동에는 적당하나, 달리기 계단오르기와 비정상 보행과 같은 경우는 다른 기준이 필요하다. Hardt[12]는 보행시 하지에 관련된 31개

근육의 활동을 예측하기 위해 고관절과 발목관절은 완전히 Ball joint로, 슬관절은 Hinge joint로 나타내어 모델링하여 다리와 고관절에 걸리는 반력을 예측하였다. Rohrle et al.[30]은 하지의 42개 근육을 고려하여 고관절을 Ball joint로, 슬관절은 Hinge joint로, 발목관절은 두개의 자유도를 갖는 2차원 모델링을 하였다. Dul et al.[10]는 Knee flexion동안에 부하분배를 얻기위해 근육피로를 최소화하는 비선형 기준을 사용하여 3개의 Muscle Group을 고려한 2차원 모델링을 하였다. 비교적 많은 힘들이 피로를 덜어주게 할당되었고 근육의 Moment arm의 크기는 부하분배와 관련이 없는 것으로 나타났다. An et al.[1]은 상지 근육의 발휘근력 예측에 근육의 스트레스를 최소화하는 새로운 선형계획기법을 제시하였다. Brend et al.[6]은 보행중 생리적 단면적의 변화가 발휘근력의 민감도를 얻기 위해 근육의 스트레스 입방합의 최소화 하는 비선형 목적함수를 사용하였다. Pierrynowski[28]가 발표한 생리적 단면적을 포함한 세개의 생리적 단면적 자료를 사용하여서 근력을 예측하였는데 생리적 단면적의 변화에 따라서 민감하게 변화하였다. 반면 고관절의 반력 최대치는 차이가 없는 것으로 나타났다. Bean et al.[3]은 1단계에서 근육 스트레스를 최소로 하는 해 영역을 구하고 2단계에서는 1단계에서 구한 가능해 영역을 이용 근력합의 최소화, 근육 스트레스합의 최소화등 다양하게 적용할 수 있는 이중선형계획법을 제시하였다. Pandy et al.[24]은 몸을 4개의 강체로 구분하고 점핑시 하지근육 8개를 고려하여 각 근육에 작용하는 힘을 예측하고 기여도를 분석하였다.

본 연구에서는 하지의 47개 근육 중에서 협력근(Synergistic muscles)을 하나의 근육으로 묶고 관절의 운동에 기여도가 상대적으로 낮거나 근육 단면적이 작은 근육을 제외한 페달작동시의 주동근 6개를 선택하여 모델에 고려하였다. 선택된 근육들은 고관절 신전운동의 주동근인 대둔근(Gluteus maximus), 고관절 신전운동의 주동근이며 슬관절 굴곡운동의 주동근인 슬근(Hamstring), 고관절 굴곡운동 및 슬관절 신전운동의 주동근인 대퇴직근(Rectus femoris), 슬관절 신전운동의 주동근인 광근(Vasti), 슬관절 굴곡운동의 보조 주동근이며 발목관절의 저측굴곡(Plantar flexion)의 주동근인 비복근(Gastrocnemius), 발목관절의 저측굴곡의 주동근인 가제미근(Soleus)이다. 본 모델에 고려된 근육들의 위치는 그림 1과 같다.

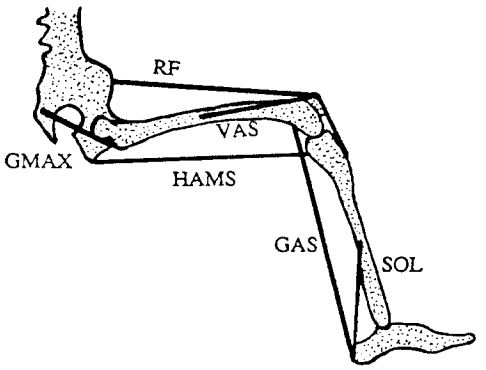

그림 1. 하지 모델에 고려된 근육 :
대둔근(Gluteusmaximus : GMAX),
슬근(Hamstring : HAMS),
대퇴직근(Rectusfemoris : RF),
광근(Vasti : VAS),
비복근(Gastrocneminus : GAS),
가제미근(Soleus : SOL).

본 모델에서 고려된 근육 중 대둔근, 광근, 가제미근은 1관절 근육(Uniarticular muscle)으로서 관절의 상태를 유지하거나 굴곡-신전운동에 참여하고, 슬근, 대퇴직근, 비복근은 2관절 근육(Biarticular muscle)으로서 관절의 상태유지 및 굴곡-신전운동뿐 아니라 몸체 한부분에서 발생한 힘을 연결된 다른 부분으로 전달하는 역할을 수행한다[24]. 또한 앉은 자세에서의 하지동작은 점핑시 관절의 굴곡, 신전운동과 유사하며, 페달작동 등의 동작은 동적인 동작이나 보행이나 점핑 등에 비해 상대적으로 동작의 범위가 작고 움직임의 속도도 빠르지 않으므로 정적모델링으로 표현히 가능하다.

2-2. 발휘근력 예측기법

인간의 관절들은 여러개의 근육들로 연결되어 있으며 관절에 작용하는 힘과 모멘트를 알아도 연

관된 각 근육들의 발휘근력을 정확히 예측하기는 어렵다. 그러나, 근육에 분배되는 힘은 아마도 최적화 할 것이라는 가정에서부터 출발하게 된다. 접근방법으로 최적화기법을 사용하여 관절에 작용하는 힘을 각 근육에 분배하는 방법이 연구되어졌다. Seireg와 Arvikar[33,34]의 선형계획법은 최적화는 달성하였지만 Tibalis anterial muscle의 발휘근력이 2100N이나 되는 생리적 한계를 벗어나는 해를 갖는 단점이 있다. Crowninshield et al.[7]의 생리적 단면적을 고려한 비선형계획법은 Seireg와 Arvikar보다 좋은 해를 얻을 수 있었지만 비선형계획법의 해를 구하기 쉽지 않다. An et al.[1]의 근육의 스트레스를 최소화하는 선형계획법은 좋은 해를 얻을 수 있지만 안정해를 갖지 못하는 단점이 있다. Bean et al.[3]이 제시한 이중선형계획법은 일반적으로 사용하는 근육 스트레스와 발휘근력 최소화등의 목적을 함께 고려할 수 있는 방법이다.

본 연구에서는 근육 스트레스의 상한을 최소화하면서 발휘근력의 합을 최소화하는 이중선형계획법으로 각 근육의 발휘근력을 예측하였다[1,3]. 이중선형계획법은 다음과 같이 나타낼 수 있다. 하지의 근육들이 힘을 발휘하여 나타난 외력으로부터 각 관절들에 작용하는 모멘트를 계산할 수 있으며 이러한 관절의 모멘트는 그 관절에 작용하는 근육들의 모멘트의 합으로 식(1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$M_{fj} = \Sigma r_{ij} F_{ij} \quad \begin{matrix} j = 1,2,\cdots,m \\ j = 1.2.\cdots.n \end{matrix} \quad \cdots\cdots (1)$$

M_{fj} : j번째 관절에서 외력에 의해 발생한 모멘트
F_{ij} : j번째 관절, i번째 근육의 힘
r_{ij} : j번째 관절, i번째 근육의 Moment arm

근육의 스트레스는 식(2)와 같이 그 근육이 발생하는 힘을 근육의 생리학적 단면적(Physiological Cross Sectional Area:PCSA)으로 나눈 값으로 나타낼 수 있다.

$$\sigma = F_{ij}/PCSA_{ij} \quad \cdots\cdots (2)$$

σ : 근육의 스트레스
$PCSA_{ij}$: j번째 관절, i번째 근육의 생리학적 단면적

이중선형계획법의 1단계에서 식(1),(2)를 만족하는 최소의 스트레스 상한값을 구하기 위해 식(3)과 같은 이중선형계획법의 1단계 식을 수립할 수 있다.

$$\text{Minimize } \sigma \quad \cdots\cdots (3)$$

$$\text{s.t.} \quad M_{fj} = \Sigma r_{ij} F_{ij}$$
$$F_{ij}/PCSA_{ij} \leq \sigma$$
$$F_{ij} \geq 0$$
$$j = 1.2.\cdots.n$$
$$j = 1,2,\cdots,m$$

위 선형계획법의 해로부터 구해진 최소 스트레스 값 σ를 식(2)에 대입하여 제약식을 수정한뒤 근육들의 발휘근력의 합을 최소화하는 식(4)를 목적함수로 하여 2단계 선형계획식을 수립한다.

$$\text{Minimize } \Sigma F_{ij} \quad \cdots\cdots (4)$$

· F_{ij} : j번째 관절, i번째 근육의 힘
$j = 1,2,\cdots,m$
$j = 1.2.\cdots.n$

근육의 힘을 결정하는 방법으로는 몸 중심부에서 먼쪽 관절 근육의 힘을 우선 결정하고 가까운 쪽으로 순차적으로 계산하는 Distal-to-Proximal Scheme(DPS)방법과 반대로 중심에서 가까운 쪽에서 부터 결정하는 Proximal-to-Distal Scheme (PDS)방법이 있으며, 모든 관절을 동시에 고려하여 결정하는 Global Scheme(GS)방법이 있다[37,38].

이중선형계획법을 사용하여 DPS방법으로 각 관절에 작용하는 근육의 힘을 계산할 경우 슬관절에서 슬근의 힘이 0(Zero)이 된다. 그런데 슬근은 2관절근육이므로 고관절 모멘트 계산시 슬관절에서 얻은 값이 0(Zero)을 갖게되어 대둔근이 과도한 힘을 갖게된다. GS방법으로 예측한 결과 역시 비

복근과 대퇴직근의 힘이 0(Zero)이 되었다. 이는 이중선형계획법의 목적함수 성질상 항근(Agonist)과 길항근(Antagonist)의 힘의 합을 동시에 최소화하기 때문에 나타나는 결과이다. 그러나 실험결과 EMG activity를 고려하여 볼때 슬근, 비복근, 대퇴직근도 실제로는 상당한 힘을 발휘함을 알 수 있다. 따라서 이중선형계획법은 2관절근육의 발휘근력을 정확하게 예측하지 못함을 알았다. 본 연구에서는 이중선형계획법을 다음과 같이 수정된 발휘근력모델을 개발하였다.

2-3. 본 연구의 근육 발휘근력 예측기법

단계 1 : 측정된 발휘근력으로부터 각 관절의 모멘트 M_{fj}를 계산한다.

단계 2 : 최소의 스트레스 상한가를 구하기 위한 선형계획식 (3)의 해를 구한다.

단계 3 : 단계 2에서 구한 스트레스의 상한가를 식(2)에 대입하고 발휘근력은 생리적 단면적과 비례관계가 있음으로 협력근들의 발휘근력을 근육의 생리학적 단면적의 비로 분배하도록 식(5)를 제약식에 첨가하여 식(6)과 같은 2단계 선형계획식을 수립한 후 발휘근력의 합을 최소화하는 각 근육의 힘을 구한다.

$$F_i = (PCSA_i / PCSA_j) * F_j \quad \cdots\cdots\cdots\cdots \quad (5)$$

F_i : 근육 i의 발휘근력
F_j : 근육 j의 발휘근력
$PCSA_i$: 근육 i의 생리학적 단면적
$PCSA_j$: 근육 j의 생리학적 단면적
: 근육 i와 근육 j는 협력근

$$\text{Minimize } \Sigma F_{ij} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots \quad (6)$$

$$\text{s.t.} \quad M_{fj} = \Sigma r_{ij} F_{ij}$$
$$F_{ij} / PCSA_{ij} \leq \sigma$$
$$F_i = (PCSA_i / PCSA_j) * F_j$$
$$F_{ij} \geq 0$$
$$j = 1, 2, \cdots, n$$
$$j = 1, 2, \cdots, m$$

본 연구에서 근육은 중력과 외력에 의해 발생하는 모멘트의 평형을 유지하기 위한 내부 관절의 모멘트 생성에만 작용한다고 가정하였으며, 인대나 관절피막 등과 같은 Passive tissue의 관절에 대한 작용은 Shultz and Andesson[31]이 가정한 것과 같이 고려하지 않았다. 슬개골(Petellar)은 대퇴골(Femur)의 일부로 가정하여 슬개골과 대퇴골의 슬관절에 대한 상세한 작용은 고려하지 않고 단순화하였다[35]. 모델에 사용된 근육의 생리학적 단면적(PCSA)과 Moment arm의 길이는 Brand 등의 자료를 참조하였다[5,6].

3. EMG에 의한 모델의 검정

일반적으로 등척성운동(Isometric contraction)시 근육의 발휘근력과 Rectified EMG(REMG) amplitude와는 Stepwise linear relation이 있다고 알려져 있다[1,4,14,16,17,23,29]. 또한 앉은자세에서 가제미근이 내는 힘과 EMG amplitude와는 선형관계를 유지하며[8], 동적인 보행자세에서 EMG amplitude와 관절의 모멘트[17,23], 점핑시 동원되는 근육의 발휘근력과 EMG amplitude 간에도 선형관계를 나타낸다[24]. 따라서 본 모델에 의해서 예측된 근육의 발휘근력과 실험에서 측정된 근육의 EMG amplitude간의 비교로서 모델의 타당성을 검정할 수 있다. 본 연구에서는 하지 생체역학모델의 타당성을 검정하기 위해 하지의 자세변화에 따른 근육의 EMG activity를 측정, 분석하였다.

EMG전극은 직경 8mm, Ag-AgCl disk 형태의 표면양극전극(Surface bipolar electrode)을 사용하였다. 전극 중심간의 거리는 3cm로 하였으며 전해질 겔(Electrolytic gel)을 사용하였다[17]. 전극은 피실험자가 똑바로 선 자세에서 근육의 방향에 따라 부착하였다[35]. A/D converter의 7개 채널을 사용하여 6개 근육의 EMG signal과 Strain gauge로부터 하지의 발휘근력을 동시에 측정하였

다. 전극으로부터의 EMG signal은 프리앰프(Gain 500)를 통해 증폭되었으며 A/D converter에 의해 1000Hz로 10초간 Sampling하여 PC에 기록되었다. 밴드 패스 필터(Band pass filter, bandwidth 30 -500Hz)를 사용하여 필터링한후 최대근력발휘시의 1초간(전후 0.5초)의 REMG amplitude의 평균을 구하여 최대근력시의 EMG amplitude로 사용하였다. 힘판의 Strain gauge로부터 측정된 발휘근력을 모델에 입력하여 각 관절의 모멘트를 계산하고 이로부터 이중선형계획법을 사용하여 6개 근육의 발휘근력을 예측하였으며, 이 예측치와 EMG amplitude를 Normalize하여 비교, 검정하였다. 데이타의 처리과정은 그림 2와 같다.

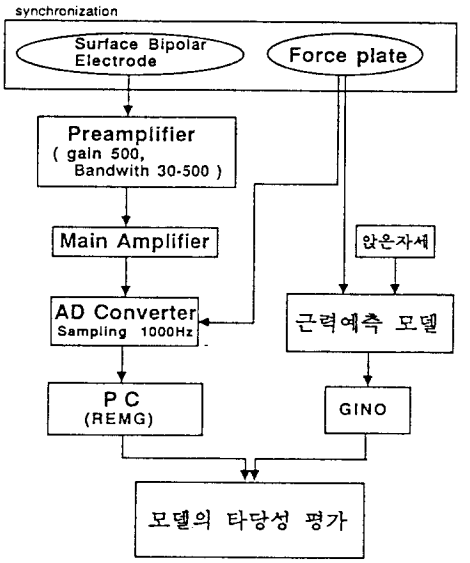

그림 2. EMG signal의 측정 및 처리과정

4. 실험방법 및 절차

실험은 3명의 피실험자에 대해 앉은자세, 슬관절의 각도와 발목관절의 각도를 변수로 하여 각기 3회 반복하는 3원 배치법으로 수행하였다. 슬관절의 각도는 앉은 자세에서 페달 작동시의 적정범위인 105°~120°서 105°와 120°를 선정하였으며, 고관절의 각도는 적정범위인 75°와 105°사이에서 70°와 90°를, 발목관절은 90°~120°사이에서90°와 120°를 선정하여 실험을 수행하였다[20]. 실험자세 및 관절의 각도는 그림 3과 같다.

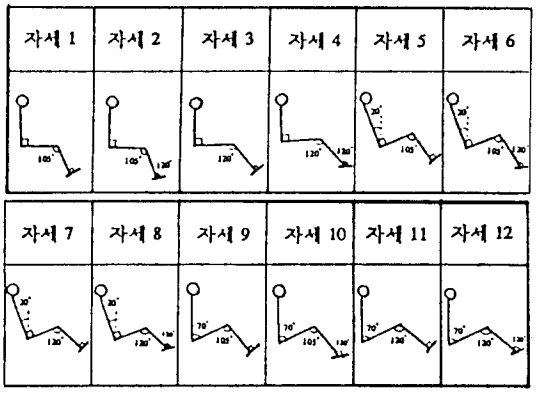

그림 3. 실험자세 및 관절 각도

피실험자는 건강한 20대 남자 3명(신장 : 173± 4cm, 몸무게 : 64± 4Kg)을 선정하였다. 실험기기는 발에 의해 가해지는 힘을 측정하기 위한 Strain gauge로 제작된 힘판과 각 자세를 취할 수 있도록 의자와 힘판의 각도를 조절할 수 있게 제작된 장치, EMG signal을 처리하는 프리앰프, 메인앰프, 오실로스코프, A/D converter와 PC를 사용하였다.

피실험자의 오른쪽 다리에 전극을 부착하고 난수에 의해 랜덤화 한 순서에 의해 실험을 수행하였으며 측정 전에 피실험자에게 자세를 숙지시키고 실험자세의 연습을 통해 정의된 자세를 유지할 수 있도록 하였다. 피실험자는 등받이가 있는 의자에 앉아서 팔을 지지하지 않고 움직이지 않은 자세에서 하지에 점진적으로 힘을 가해 6~7초 만체 최대발휘근력(Maximum voluntaryu contraction)에 도달하도록 하고 3~4초간 최대근력을 유지하도록 하였다.

5. 실험결과

세명의 피실험자가 각 자세에서 발휘한 근력의 변화는 그림 4와 같다. 피실험자 간의 근력의 차이는 있으나 자세변화에 따른 근력의 변화형태는

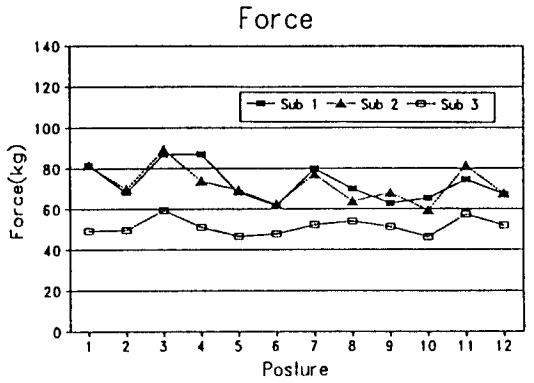

그림 4. 자세에 따른 발휘근력의 변화

피실험자 별로 Strain gauge로부터 측정된 힘의 평균값을 생체역학모델에 대입하여 각 관절에 모멘트를 계산하고 이로부터 본 연구에서 제안한 방법을 사용하여 각 근육의 힘을 예측하였다. 이 예측치와 평균 EMG amplitude를 Normalize하여 그림 6에 비교하여 나타내었다. 고관절의 각도 90°, 슬관절 각도 120°에 자세(자세 2,3,4)는 모든 피실험자의 대둔근과 슬근의 EMG amplitude가 예측된 근육의 힘에 비해 떨어지고 있다.

그림 6에 나타난 각 Normalized된 근력의 예측치와 EMG amplitude 간의 유의한 차이가 있는지를 검정하기 위해 Pairwise T-test를 실시하

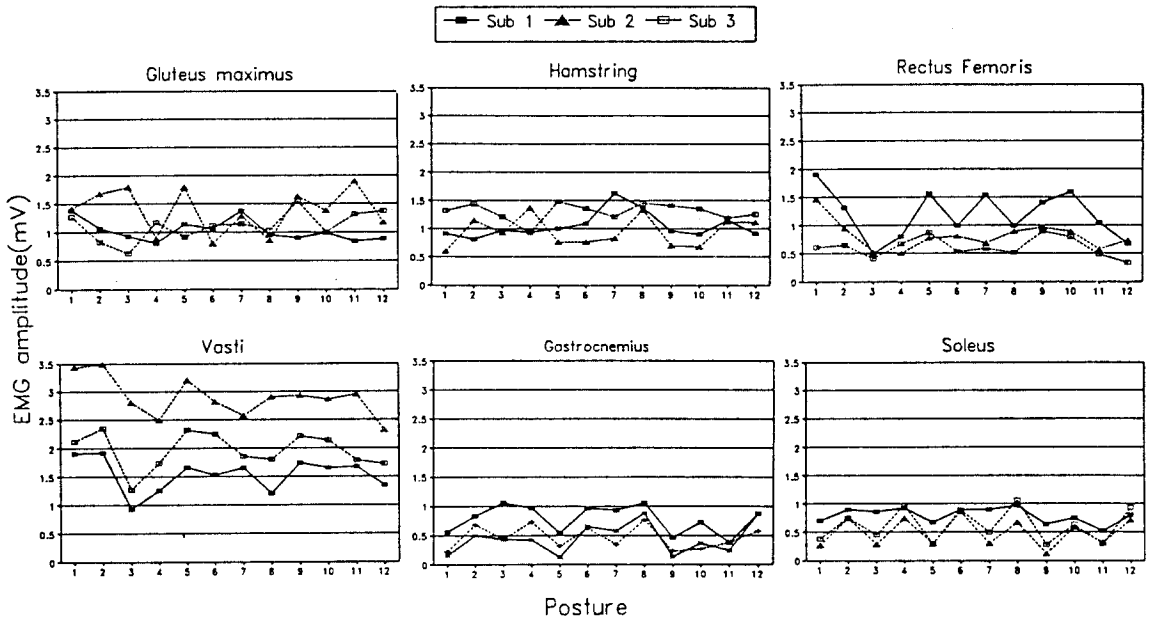

그림 5. 평균 EMG amplitude의 변화

였다. 그 결과 대둔근, 슬근, 광근, 가제미근과 비복근은 $\alpha = 0.05$ 수준에서 차이가 없었지만, 대퇴직근은 차이가 있는 것으로 나타났다. 즉 본 연구에서 수립한 생체역학모델은 하지의 6개근육 중 5개 근육의 발휘근력을 유의하게 예측할 수 있었다.

6. 고 찰

본 연구의 생체역학 모델은 하지의 많은 근육 중 6개의 주동근만을 고려하였지만, 앉은자세에서 정적인 작업시 각근육의 발휘근력을 잘 예측할 수 있음을 보였다.

자세 2,3,4에서 모든 실험자의 대둔근과 슬근은 EMG amplitude가 근력예측 모델의 예측치보다 작게 나타나고 있다. 이는 자세의 특성상 대둔근과 슬근에 부착된 전극이 의자와 압박됨으로 인해서

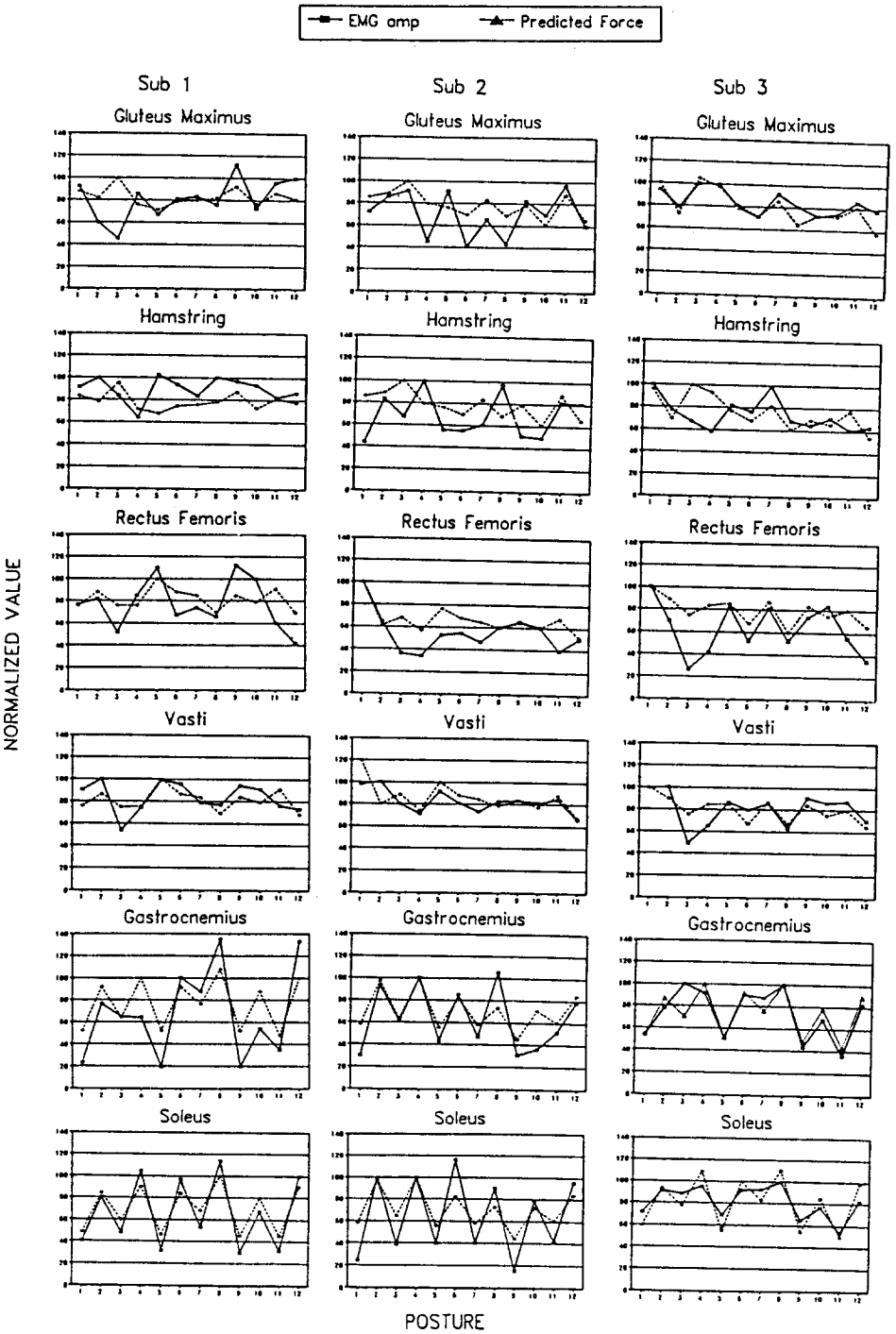

그림 6 . EMG amplitude와 모델의 예측치와의 비교

EMG amplitude가 실제보다 낮게 측정되었다고 생각되어진다.

각 근력의 예측치와 EMG amplitude간의 Pairwise T-test결과 대퇴직근 차이가 있는 것으로 나타났다. 그러나 자세에 따른 EMG amplitude의 변화 유형은 비슷하므로 모델의 문제라기보다는 이는 모델 수립시 근육의 단면적을 실제 피실험자의 근육보다 크게 적용하였거나 또는 관절각도 등의 오차로 인해 예측치가 실제보다 Overestimate된 것으로 여겨지며 이에 대한 자세한 고찰이 이루어져야 할 것이다.

이중선형계획법을 사용한 각 근육의 발휘근력에 대한 예측치는 2관절 근육의 힘을 어떠한 방법으로 결정하느냐에 따라 차이를 나타낸다. DPS 또는 PDS, GS 어느 방법을 사용하여 근육의 힘을 계산하여도 2관절 근육중 발휘근력이 0이 되는 근육이 있어서 타 근육들의 힘이 Overestimate 되는 것을 피할 수 없다. 이는 선형계획법의 목적함수 성질상 항근(Agonist muscle)과 길항근(Antagonist muscle)의 힘의 합을 동시에 최소화하기 때문에 나타나는 결과이다. 그러나 실험에서 측정된 슬근, 비복근, 대퇴직근은 그림 4에 나타난 EMG amplitude와 같이 상당한 힘이 발휘되고 있음을 알 수 있다. 따라서 이중선형계획법은 2관절근육의 발휘근력을 정확하게 예측하지 못하고 있다. 본 연구에서 이중선형계획법을 수정한 방법으로 각 근육의 발휘근력을 예측한 결과와 EMG amplitude의 변화를 비교해본 결과 그림 6에 나타난 바와 같이 실제 근육의 동원현상을 잘 설명하고 있음을 알 수 있다. 이중선형계획법을 사용하여 DPS법으로 근력을 예측할 경우 슬근의 힘이 0(Zero)이 되었을 경우 대둔근에 과도한 힘이 분배되었지만 본 연구방법의 적용시 슬근이 힘을 분배하여 대둔근의 힘이 감소하게 되고 이에따라 광근, 대퇴직근, 비복근들의 힘도 재분배됨으로서 실제 EMG activity와 유사한 결과를 얻을 수 있어 본 연구에서 적용한 방법이 타당함을 보이고 있다. 그러나 이 방법의 적용시에도 근육의 생리학적 단면적에 따라 결과가 민감하게 변화하므로 정확한 단면적의 적용이 매우 중요하다.

본 연구에서 어떤 자세에서나 발목의 각도를 90°~120°로 유지하여 경골과 힘판에 힘을 가했으나 힘판에 가해지는 힘의 작용방향은 자세에 따라 일정하게 유지되지 못하였다. 이는 힘을 가할때 등받이의 위치에 따라서 달라짐을 알게 되었다. 피실험자가 발휘하는 힘의 방향(θ)은 그림 7과 같다.

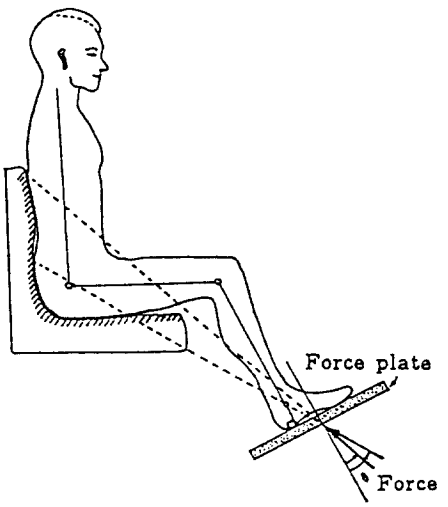

그림 7 . 앉은자세에서 힘의 작용방향

그림 7에 나타난 바와 같이 동일한 자세에서도 의자 등받이에 가해지는 힘의 위치에 따라 전체적인 힘의 방향이 변환한다. 이러한 힘의 방향을 변화시켜 각 관절에 작용하는 모멘트를 계산한 결과 민감한 차이를 나타내었으며 이는 각 근육의 힘 예측치에도 큰 차이를 가져왔다. 즉 착좌시 하지를 이용한 작업은 동일한 자세에서도 힘의 작용방향이 중요한 요소로서 고려되어야 할 것이다. 본 실험에서 방향을 변화시켜 얻은 근력의 예측치와 EMG activity를 비교, 분석한 결과, 작용한 힘의 방향(θ)은 힘판에 대해 10°~18°의 범위 내인 것으로 판단된다.

이러한 결과는 하지를 이용한 작업의 인간공학적 설계시 힘 작용의 작은 변화에도 근육들이 민감하게 반응하므로 세심한 고려가 요구되어야 함을 나타내며, 반면에 동일한 자세에서도 동원되는 근육에

변화를 줌으로서 특정근육의 피로누적을 피할 수 있는 방법도 개발될 수 있을 것으로 생각된다.

7. 결 론

본 연구의 하지 생체역학 모델은 하지의 발휘근력을 잘 예측할 수 있음을 보였다. 이중선형계획법은 2관절근육의 발휘근력이 Zero가 되어 다른 근육의 발휘근력이 Overestimate되는 결과를 가져왔으나 본연구 하지모델은 2관절 근육의 발휘근력을 정확히 예측함으로 이중선형계획법의 문제점을 해결할 수 있었다. 본 연구를 통하여 한국인의 하지 Muscle model을 개발함으로써 한국인에 적합한 페달 및 하지이용기기작업의 인간공학적 설계와 평가에 이용될 수 있을 것이다.

본 연구에서 수립된 모델은 6개의 주동근 만을 고려한 2차원 모델이나, 관련근육의 수를 증가시키고 2차원상에서 단순화한 근육의 기능을 3차원 모델로 확장할 수 있는 기초로서 그 의미가 있다고 할 수 있다. 또한 Surface electrode의 사용은 근육이 압박되는 경우나 심층 근육의 근전도를 정확히 측정하지 못함으로 Needle electrode의 사용이 필요하며, 정적인 모델에서 동적모델로의 연구도 이루어질 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

[1] An, K.N., Kwak, B.M., Chao, E.Y. and Morrey, B.F., "Determination of Muscle and Joint Force ; A New Technique to Solve the Indeterminate Problem", ASME, *J. Biomech. Eng.*, Vol.106(4), pp.363-367, 1984.

[2] Andrews, J.G., Chao, E.Y., Johston, R.C., Stanffer, R.N. and Smidt, G.L., "A General Method for Accurate Kinetic Analysis of Biomechanical Systems in Motion", Unpublished report, University of Iowa, Iowa city, 1971.

[3] Bean, J.C., Chaffin, D.B. and Schultz, A.B., "Biomechanical Model Calculation of Muscle Contraction Forces ; A Double Linear Programming Method", *J. Biomechanics*, Vol.21(1), pp.59-66, 1988.

[4] Bouisset, S. and Marton, B., "Quantitative Relationship between Surface EMG and Intramuscular Electromyographic Activity in Voluntary Movement", *Am. J. Phys. Med.*, Vol.51(6), pp.285-295, 1972.

[5] Brand, R.A., Crownishield, R.D., Wittstock, C.E., Pederson, D.R., Clark, C.R. and Krieken, F.M., "A Model of Lower Extremity Muscular Anatomy," ASME, *J. Biomech. Eng.*, Vol.104(4), pp.304-310, 1982.

[6] Brand, R.A., Pederson, D.R. and Friederich, J.A., "The Sensitivity of Muscle Force Predicition to Changes in Physiologic Cross-sectional Area," *J. Biomechanics*, Vol.19(8), pp.589-596, 1986.

[7] Crownishield, R.D., "Use op Optimization Techniques to Predict Muscle Force," ASME, *J. Biomech. Eng.*, Vol.100(2), pp.88-92, 1978.

[8] Crownishield, R.D., and Brand, R.A., "A Physiologically Based Criterion of Muscle Force Prediction in Locomotion.", *J. Biomechanics*, Vol.14, No.11, pp.793-801, 1981.

[9] Dostal, W.F. and Andrews, J.G., "A Three-Dimensional Biomechanical Model of Hip Musclulature," *J. Biomechanics*, Vol.14(11), pp.803-812, 1981.

[10] Dul, J., Johnson, G.E., Shiavi, R., and Townsend, M.A., "Musclar Synergism-II. A Minimum-fatigue Criterion for Load Sharing between Synergistic Muscles," *J. Biomechanics*, Vol.17, No.9, pp.675-684, 1984.

[11] Ellis, M.I., Seedhom, B.B. and Wright,

V., "Force in the Knee Joint Whilst Rising form A Seated Position," *J. Biomed. Eng.* Vol.6, pp.113-120, 1984.

[12] Hardt, D.E., "Determining Muscle Force in the Leg During Normal Human Walking - An Application and Evaluation of Optimization Method," *J. Biomech. Eng.*, Vol. 100, pp.72-78, 1978.

[13] Hof, A.L. and Van den Berg, Jw., "Linearity between the weighted sum of the EMGs of Model Parameters for the Human Triceps Surae and the Total Torque," *J. Biomechanics*, Vol.10, No.9, pp.529-539, 1977.

[14] Hof, A.L. and Van den Berg, Jw., "EMG to Force Processing III. Estimation of Model Parameters for the Human Triceps Surae Muscle and Assessment of the Accuracy by means of a Torque Plate," *J. Biomechanics*, Vol.14(11), pp.771-785, 1981.

[15] Hugh-Jones, P., "The Effect of Limb Position in Seated Subjects of Their Ability to Utilize the Maximum Contraction Force of the Limb Muscles," *J. Physiol*, Vol.105, pp.332-344, 1947.

[16] Johnson, J.C., "Comparison of Analysis Techniques for Electromyographic Data," *Avitac. Space Environ.*, Vol.49(1), pp.14-18, 1978.

[17] Louie, J.K., Kuo, C.Y., Gutierrez, M. D. and Mote, C.D. Jr., "Surface EMG and Torsion Measurements During Snow Skiing : Laboratory and Field Tests," *J. Biomechanics*, Vol.17, NO.10, pp.713-724, 1984.

[18] King, A.I., "A Review of Biomechanical Models," *J. Biomechanics*, Vol.106, pp.97-104, 1984.

[19] Nashner, L.M. and Frssberg, H., " Phase-Dependent Organization of Postural Adjustments Associated with Arm Movement While Walking," *J. Neurophysiology*, Vol.55(6), pp.1382-1394, 1986.

[20] Niels Diffrient, Alvin R., Tilley and Joan C., Bardagiy, "Humanscale," *Henry Dreyfuss Associates*, The MIT Press Massachusetts Institute of Technology Cambrige, 1985.

[21] Nisell, R. and Ekholm, J., "Patellar Forces During Knee Extension," *Scand. J. Rehab. Med*, Vol.17, pp.63-74, 1985.

[22] Nisell, R., Nemeth, G. and Ohlsen, H., "Joint Forces in Extension of the Knee," *Acta. Orthop. Scand.*, Vol.57, pp.41-46, 1986.

[23] Olney, S.J. and Winter, D.A., "Predictions of Knee and Ankle Movements of Force in Walking from EMG and Kinnematic Data," *J. Biomechanics*, Vol.18(1), pp.9-20, 1985.

[24] Pandy, M.G. and Zatac, F.E., "Optimal Muscular Coordination Strategies for Jumping," *J. Biomechanics*, Vol.24(1), pp.1-10, 1991.

[25] Paul, J.P., "Bio-engineering Studies of the Force Transmitted by Joint-II. Engineering Analysis," *Proc. Symposium on Biomechanics and Related Bio-engineering Topics, Glasgow*, Pergamon Press, Oxford, pp. 369-380, 1964.

[26] Pedtti, A., "Optimization of Muscle-Force Sequencing in Human Locomotion," *Mathemtical Biosciences*, Vol.38, pp.57-76, 1978.

[27] Penrod, D.D., Davy, D.T. and Singh, D.P., "An Optimization Approach to Tendon Force Analysis," *J. Biomechanics*, Vol.7, pp.123-129, 1974.

[28] Pierrynowski, M.R., "A Physiological

Model for the Solution of Individual Muscle Force During Normal Human Walking," Ph.E. Dissertation, Simon Fraser Univ., B.C., Canada, 1982.

[29] Pruim, G.J., Ten Bosch, J.J. and De Jongh, H.J., "Jaw Muscle EMG Activity and Static Loading of the Mandible," *J. Biomechanics*, Vol.11(7/8), pp.389-395, 1978.

[30] Rohrle, H., Scholten, R., Sigolotto, C., and Sollbach, W., "Joint Forces in the Human Pelivs-leg Skeleton during Walking," *J. Biomechanics*, Vol.17, No.6, 1984.

[31] Schultz, A.B. and Anderson, G.B.J., "Analysis of Loads on the Lumbar Spine," *Spine*, Vol.6, No.1, pp.76-82, 1981.

[32] Schultz, A.B. and Anderson, G.B.J., Ortengren, R., Bjork, R. and Nordin, M., "Analysis and Quantitative Myoelectric Measurements of Loads on the Lumbar Spine when Holdin Weights in Standing Postures," *Spine*, Vol.7, No.4, pp.390-397, 1982.

[33] Seireg, A. and Arvikar, R.J., "Mathematical Model for Evaluation of Force in Lower Extremities of the Muscleo-Skeletal System," *J. Biomechanics*, Vol.6, No.3, pp.313-326, 1973.

[34] Seireg, A. and Arvikar, R.J., "The Prediction of Muscular Load Sharing and Joint Force in the Lower Extremities During Walking," *J. Biomechanics*, Vol.8, No.2, pp.89-102, 1975.

[35] Smidt, G.L., "Biomechanical Analysis of Knee Flexion and Extension," *J. Biomechanics*, Vol.6, pp.79-92, 1973.

[36] 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.

[37] Son, K., "Biomechanical Analysis of Weight-Moving Tasks in the Seated Posion," Ph.D. Dissertation, University of Michigan, Ann Arbor, MI, 1988.

[38] Son, K., Miller, J.A.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, pp.97-103, 1988.

[39] Sorbie, C. and Zalter, R., "Bio-engineering Studies of the Forces Transmitted by Joint-I. The Phasic Relationship of the Hip Muscles in Walking", *Proc. Symposium on Biomechanics and Related Bio-engineering Topics, Glasgow*, Pergamon Press, Oxford, pp.359-367, 1964.