

앉은 자세에서의 페달설계를 위한 생체역학 모델의 개발

황규성*, 최재호**, 정의승**, 이동춘*

*동아대학교 산업공학과, **포항공과대학 산업공학과

Abstract

A two-dimensional static biomechanical 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. Muscle forces of the model were predicted using the double linear optimization scheme. For the model validation, three subjects performed the experiments which measured EMG activities of six lower extremity muscles. Predicted muscle forces were compared with the corresponding rectified intergrated EMG amplitudes and it showed reasonable results.

1. 서 론

산업화가 진행되면서 Man-machine system 내에서의 인간에게 요구되는 작업이 증가되고 이에 따라 하지(Lower extremity)의 동작이 요구되는 작업도 증가하였다. 그러나 하지의 자세 및 부하 등의 변화에 따른 근육의 요구근력, 동원 등에 대한 연구는 상지에 비해 미미한 실정이며, Sport science분야에서는 보행, 런닝(Running)과 점핑(Jumping) 등에 관한 연구가 상대적으로 많이 진행되어 왔다. 따라서 페달 등 하지를 이용하는 여러가지의 기기 작업 등의 인간공학적 설계를 위한 적절한 모델의 개발이 필수적이다.

본 연구에서는 하지를 3개의 관절과 6개의 근육으로 고려한 모델을 수립하였으며, 최적화 기법 중 이중선형계획법(Double linear programming method)을 이용하여 앉은 자세에서 하지근육의 발휘근력을 예측할수 있는 생체역학 모델을 개발하였다(1)(2)(6)(13). 또한 모델의 타당성 검정을 위하여 하지근육들의 EMG activity를 측정하여 모델의 예측치와 비교, 분석하였다(3)(7).

2. 모델링

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 저축굴곡(plantar flexion)의 주동근인 비복근(Gastrocnemius), 발목관절의 저축굴곡의 주동근인 가제미근(Soleus)이다. 본 모델에 고려된 근육들은 그림1과 같다.

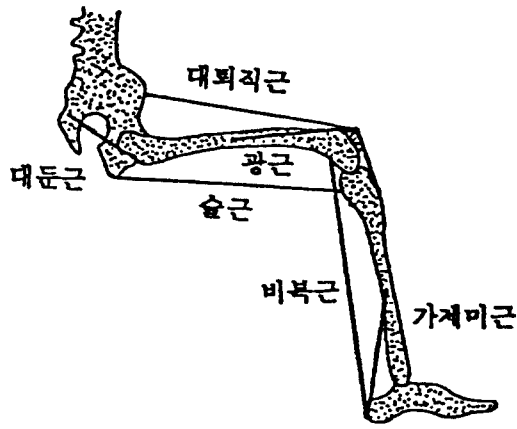


그림1. 하지 모델에 고려된 근육

본 모델에서 고려된 근육 중 대둔근, 광근, 가제미근은 1관절 근육(Uniarticular muscle)으로서 관절의 상태를 유지하거나 굴곡-신전 운동에 참여하고, 슬근, 대퇴직근, 비복근은 2관절 근육(Biarticular muscle)으로서 관절의 상태유지 및 굴곡-신전 운동뿐 아니라 몸체 한부분에서 발생한 힘을 연결된 다른 부분으로 전달하는 역할을 수행한다(12).

본 연구에서는 근육 스트레스의 상한을 최소화 하면서 발휘근력의 합을 최소화 하는 이중선형계획법으로 근육의 발휘근력을 예측하였다(1)(2).

이중선형계획법의 1단계에서 최소의 스트레스 상한값을 구하기위한 식은 (1)과 같다.

$$\text{Minimize } \sigma \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \text{s. t. } \quad & M_{fi} = \sum r_{ij} F_{ij} \\ & F_{ij} / PCSA_{ij} \leq \sigma \\ & F_{ij} \geq 0 \end{aligned}$$

M_{fi} : j번째 관절에서 외력에 의해 발생한 모멘트

F_{ij} : j번째 관절, i번째 근육의 힘

r_{ij} : j번째 관절, i번째 근육의 moment arm

$PCSA_{ij}$: j번째 관절, i번째 근육의 생리학적 단면적

근육의 힘을 결정하는 방법으로는 몸 중심부에서 먼쪽 관절 근육의 힘을 우선 결정하고 가까운 쪽으로 순차적으로 계산하는 Distal-to-Proximal Scheme(DPS)과 반대로 중심에서 가까운 쪽에서 부터 결정하는 Proximal-to-Distal Scheme(PDS)이 있으며, 모든 관절의 근육을 동시에 고려하여 결정하는 Global Scheme(GS)이 있다(17)(18).

DPS 방법으로 각 관절에 작용하는 근육의 힘을 계산할 경우 슬관절에서 슬근의 힘이 0 (Zero)이 된다. 그런데 슬근은 2관절근육이므로 고관절 모멘트 계산시 슬관절에서 얻은값이 0 (Zero)을 갖게되어 대둔근이 과도한 힘을 갖게된다. GS 방법으로 예측한 결과 역시 비복근과 대퇴직근의 힘이 0(Zero)이 되었다. 이는 이중선형계획법의 목적함수 성질상 항근(Agonist)과

길항근(Antagonist)의 힘의 합을 동시에 최소화하기 때문에 나타나는 결과이다. 그러나 실험결과와 EMG activity를 고려하여 볼때 슬근, 비복근, 대퇴직근도 실제로는 상당한 힘을 발휘함을 알수있다. 따라서 본 연구에서는 협력근들의 발휘근력을 근육의 생리학적 단면적의 비로 분배하도록 제약식에 첨가하여 식(2)와 같은 2단계 선형계획식을 수립한 후 GS 방법으로 근육의 힘을 예측하였다.

$$\text{Minimize } \Sigma F_{ij} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \text{s. t.} \quad & M_{fi} = \Sigma r_{ij} F_{ij} \\ & F_{ij} / \text{PCSA}_{ij} \leq \sigma \\ & F_i = (\text{PCSA}_i / \text{PCSA}_j) * F_j \quad (\text{근육 } i \text{와 근육 } j \text{는 협력근}) \end{aligned}$$

3. 실험

일반적으로 등척성운동(Isometric contraction)시 근육의 발휘근력과 rectified intergrated EMG(REMG)amplitude와는 Stepwise linear 관계가 있다고 알려져 있다(3) [7][11]. 따라서 근육의 발휘근력과 EMG amplitude 간의 비교로서 모델의 타당성을 검증할 수 있다. 본 연구에서는 하지 생체역학모델의 타당성을 검증하기 위해 하지의 자세변화에 따른 근육의 EMG activity를 측정, 분석하였다.

EMG 전극은 직경 8mm, Ag-AgCl disk 형태의 표면양극전극(Surface bipolar electrode)를 사용하였으며, 전극 중심간의 거리는 3cm로 하였다(12).

AD converter의 7개 채널을 사용하여 6개 근육의 EMG signal과 Strain gauge로부터 발휘근력을 동시에 측정하였다. 전극으로부터의 EMG signal은 프리앰프(Gain 500)를 통해 증폭되었으며 AD converter에 의해 1000Hz로 10초간 Sampling 하여 PC에 기록되었다. 밴드 패스 필터(Band pass filter, bandwidth 30-500Hz)를 사용하여 필터링한 후 최대근력 발휘시의 1초간(전후 0.5초)의 REMG amplitude의 평균을 구하여 최대근력시의 EMG amplitude로 사용하였다.

실험은 3명의 피실험자에 대해 앉은 자세와 슬관절의 각도를 변수로 하여 각기 3회 반복하였다. 슬관절의 각도는 앉은 자세에서 패달 작동시의 적정 범위인 105° - 120° 서 105°와 120°를 선정하였으며, 고관절의 각도는 적정 범위인 75°와 105° 사이에서 70°와 90°를, 발목관절은 90° - 100°사이에서 90°를 선정하여 실험을 수행하였다.

4. 결 과

세명의 피실험자가 각 자세에서 발휘한 근력의 변화는 그림2와 같다. 피실험자 간의 근력의 차이는 크지만 자세변화에 따른 근력의 변화형태는 비슷한 유형을 나타내고 있다.

Strain gauge로 부터 측정된 힘의 평균값을 생체역학모델에 대입하여 각 관절의 모멘트를 계산하고 이로부터 이중선형계획법을 사용하여 각 근육의 힘을 예측하였다. 이 예측치와 평균 EMG amplitude를 Normalize하여 그림 3에 비교하여 나타내었다.

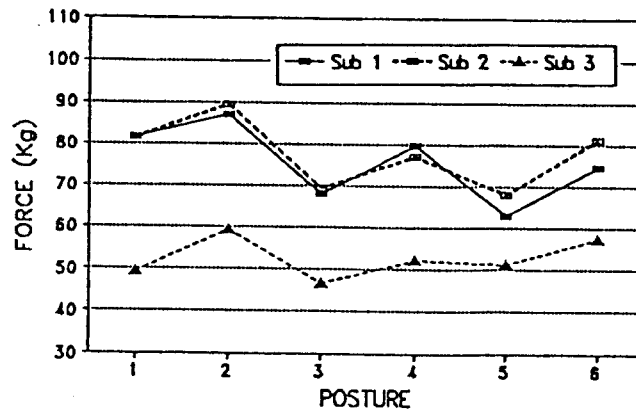


그림 2. 자세에 따른 발휘근력의 변화

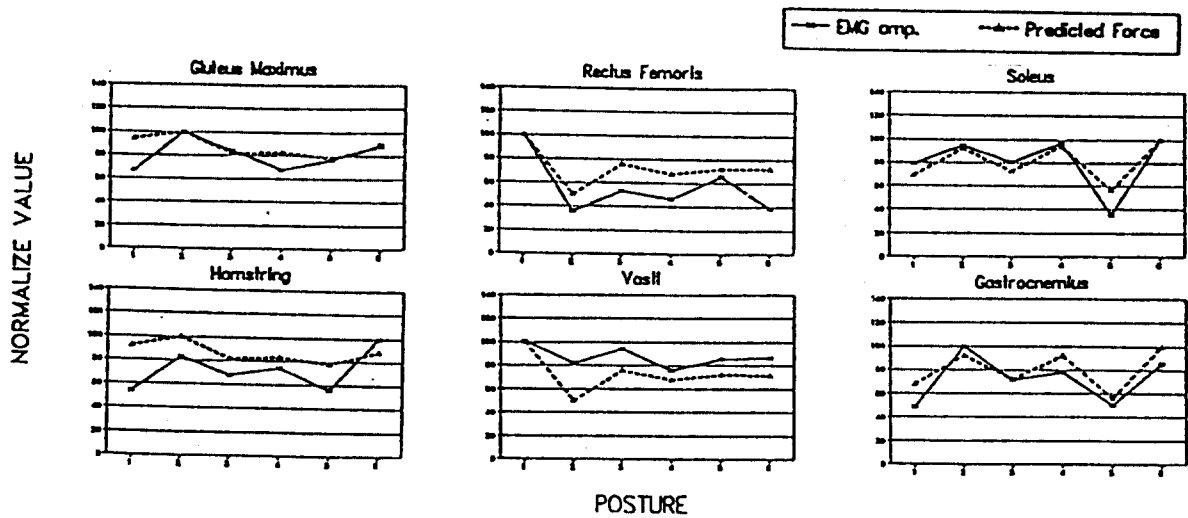


그림 3. EMG amplitude와 예측치와의 비교

그림 3에 나타난 각 근육의 예측치와 EMG amplitude 간의 유의한 차이가 있는지를 검정하기 위해 Pairwise T-test를 실시하였다. 그 결과 대둔근은 $\alpha = 0.01$ 수준에서, 슬근, 광근, 가제미근은 $\alpha = 0.05$ 수준에서 차이가 없었지만, 대퇴직근과 비복근은 차이가 있는 것으로 나타났다.

5. 토 의

본 연구의 생체역학 모델은 하지의 많은 근육 중 6개의 주동근만을 고려하였지만, 앉은 자세에서 정적인 작업시 각 근육의 발휘근력을 잘 예측할수 있음을 보였다.

이중선형계획법을 사용한 각 근육의 발휘근력에 대한 예측치는 2관절 근육의 힘을 어떠한 방법으로 결정하느냐에 따라 상당한 차이를 나타낸다.

DPS 또는 PDS, GS 어느 방법을 사용하여 근육의 힘을 계산하여도 2관절 근육의 힘이 0이 되고 타 근육들의 힘이 Overestimate 되는것을 피할수 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 2에 나타난 EMG amplitude와 같이 상당한 힘이 발휘되고 있음을 알수있다. 따라서 본 연구에서는 협력근들의 발휘근력을 근육의 생리학적 단면적의 비로 분배하도록 제약식을 수정하여 GS 방

법을 적용하였다. 이 방법으로 각 근육의 힘을 예측한 결과와 EMG amplitude의 변화를 비교 해본 결과 그림 3에 나타난 바와 같이 실제 근육의 동원현상을 잘 설명하고 있음을 알수있다. 예를 들어 슬근의 힘이 0(Zero)이 되었을 경우 대둔근에 과도한 힘이 분배되었지만 위 방법의 적용시 슬근이 힘을 분배하여 대둔근의 힘이 감소하게되고 이에따라 광근, 대퇴직근, 비복근들의 힘도 재분배 됨으로서 실제 EMG activity와 유사한 결과를 얻을수 있어 본 연구에서 적용한 방법이 타당함을 보이고 있다. 그러나 이 방법의 적용시에도 근육의 생리학적단면적에 따라 결과가 매우 민감하게 변화하므로 정확한 단면적의 적용이 매우 중요하다.

자세 2에서 모든 실험자의 대둔근과 슬근의 EMG amplitude가 예측치보다 작게 나타나고 있다. 이는 자세의 특성상 대둔근과 슬근에 부착된 전극이 의자와 압박됨으로 인해서 EMG amplitude가 실제보다 낮게 측정되었다고 생각되어진다.

각 근육의 예측치와 EMG amplitude 간의 Pairwise T-test 결과 대퇴직근과 비복근만이 차이가 있는 것으로 나타났다. 그러나 자세에 따른 EMG amplitude의 변화 유형은 비슷하다. 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 할것이다.

참고 문헌

- [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. 364-367, 1984.
- [2] 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.
- [3] 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.
- [4] Brand, R. A., Crownshield, R. D., Wittstock, C. E., Pederson, D. R., Clark, C. R. and Krieken, F. M., "A Model of Lower Extremity Muscular Anatomy," ASME J. Biomechanical Eng., Vol. 104(4), pp. 304-310, 1982.
- [5] 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(8), pp. 589-596, 1986.
- [6] Crownshield, R. D., "Use of Optimization Techniques to Predict Muscle Force," ASME J. Biomech. Eng., Vol. 100(2), pp. 88-92, 1978.
- [7] 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.
- [8] King, A. I., "A Review of Biomechanical Models," J. Biomechanics, Vol. 106, pp. 97-104, 1984.
- [9] Nisell, R. and Ekholm, J., "Patellar Forces During Knee Extension," Scand. J. Rehab. Med, Vol. 17, pp. 63-74, 1985.

- [10] Nisell, R., Nemeth, G. and Ohlsen, H., "Joint Forces in Extension of the Knee," *Acta. Orthop. Scand.*, Vol. 57, pp. 41-46, 1986.
- [11] Olney, S. J. and Winter, D. A., "Predictions of Knee and Ankle Movements of Force in Walking from EMG and Kinematic Data," *J. Biomechanics*, Vol. 18(1), pp. 9-20, 1985.
- [12] Pandy, M. G. and Zatac, F. E., "Optimal Muscular Coordination Strategies for Jumping," *J. Biomechanics*, Vol. 24(1), pp. 1-10, 1991.
- [13] Seireg, A. and Avikar, R. J., "Mathematical Model for Evaluation of Force in Lower Extremities of the Musculo-Skeletal System," *J. Biomechanics*, Vol. 6(3), pp. 313-326, 1973.
- [14] Seireg, A. and Avikar, R. J., "The Prediction of Muscular Load Sharing and Joint Force in the Lower Extremities During Walking," *J. Biomechanics*, Vol. 8(2), pp. 89-102, 1975.
- [15] Smidt, G. L., "Biomechanical Analysis of Knee Flexion and Extension", *J. Biomechanics*, Vol .6, pp. 79-92, 1973.
- [16] 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.
- [17] Son, K., "Biomechanical Analysis of Weight-Moving tasks in the seated position", Ph.D. Dissertation, University of Michigan, Ann Arbor, MI, 1988.
- [18] 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.