

발뒤꿈치들기 시 근력 추정을 위한 혼합 정적 최적화

A Hybrid Static Optimization for Estimating Muscle Forces during Heel-rise Movements

손종상¹, 손량희¹, 김영호^{1,2,✉}

Jongsang Son¹, Ryanghee Sohn¹ and Youngho Kim^{1,2,✉}

¹ 연세대학교 의공학부 (Department of Biomedical Engineering, Yonsei University)

² 연세의료공학연구원 (Institute of Medical Engineering, Yonsei University)

✉ Corresponding author: younghokim@yonsei.ac.kr, Tel: 033)760-2859

Manuscript received: 2008.9.18 / Revised: 2008.11.12,11.28 / Accepted: 2008.11.28

The estimation of muscle force is important to understand the roles of the muscles. The static optimization method can be used to figure out the individual muscle forces. However, muscle forces during the movement including muscle co-contraction cannot be considered by the static optimization. In this study, a hybrid static optimization method was introduced to find the well-matched muscle forces with EMG signals under muscle co-contraction conditions. To validate the developed algorithm, the 3D motion analysis and its corresponding inverse dynamics using the musculoskeletal modeling software (SIMM) were performed on heel-rise movements. Results showed that the developed algorithm could estimate the acceptable muscle forces during heel-rise movement. These results imply that a hybrid numerical approach is very useful to obtain the reasonable muscle forces under muscle co-contraction conditions.

Key Words: Hybrid Static Optimization (혼합 정적 최적화), Muscle Force (근력), Co-contraction (근육 동시 수축), EMG (근전도), Heel-rise (발뒤꿈치 들기)

1. 서론

근육은 개별적으로 힘을 발생시키지만, 주동근과 길항근 간의 상호작용을 통해 관절각도를 결정함으로써 최종적으로 부드러운 움직임을 만들어낸다. 임상가들이 환자의 기능 능력을 평가하기 위해서는 각 근육의 역할이 무엇인지에 대한 정확한 이해가 필요하고, 이에 근력은 개별 근육의 역할을 이해하는 데 도움을 줄 수 있다. 많은 연구자들이 개별 근력을 알기 위해 노력해왔으나 여전히 명확하게 밝혀지지 않고 있다. 직접적으로 근력을 측정하는 것은 근력 변환기와 같은 침습적 방법을 사용하지 않고서는 어렵다. 그러나 침습적 방법 역시 정확도가 떨어지며 동적 상황에서 사용할 수

없다는 단점이 있다. 무엇보다도 인체 내에 근력 변환기를 삽입하여야 한다는 위험 요소도 가지고 있다. 따라서 많은 연구자들이 근력을 추정하기 위한 다양한 비침습적 방법들을 제안하고 있다. 비침습적인 접근 중 하나로 많은 연구자들에 의해 인체를 수학적 모델로 표현한 근골격 모델이 개발되었고,^{1,3} 이로 인해 움직임의 정량화가 가능하였으며 더 나아가 근력을 추정할 수 있게 되었다. 현재까지 제안된 근력을 추정하는 기법 중 널리 쓰이고 있는 것은 근조직동역학(muscle tissue dynamics)을 이용한 방법과 최적화를 이용한 방법 등이 있다.

근조직동역학 방법은 근골격 모델과 근육 모델 그리고 근전도 신호를 이용하여 근력을 추정하는

방법이다.^{4,5} 근육 모델은 Hill 이 제안한 모델로부터 많은 변화를 거치며 수정되어 왔다. 각 근육에 대한 파라미터들(기시점, 정지점, 근섬유 길이, 건 길이, 최대근력 등)은 Delp, Brand, Friederich, Wick 등에 의해 제안된 값을 참조하고 있다.⁶⁻¹⁰ 근골격 모델은 근육 길이의 변화와 근육 길이의 변화량(속도)에 대한 정보를 제공할 수 있다. 근육 모델은 기본적으로 스프링과 댐퍼를 포함하고 있으므로 근육 모델을 이용한 근력 추정에서 근육 길이 정보를 아는 것은 매우 중요하다. 일반적으로 이 방법은 널리 받아 들여지고 있고, 근골격 모델과 근육 모델이 포함된 상용 소프트웨어를 이용하고 있다.⁵ 그러나 근조직동역학은 정확한 근육 물성치(muscle properties)를 이용했을 때에만 신뢰할 수 있고, 또한 근조직동역학을 통해 얻은 근력을 이용하여 구한 관절모멘트가 역동역학으로 계산한 관절모멘트와 일치하지 않는다는 단점이 있다.

최적화 방법은 목적함수를 최소화하여 근력을 추정하는 방법으로,¹¹⁻¹⁷ 근육 물성치에 대한 정보 없이도 사용 가능하고 추정된 근력에 의해 발생하는 관절모멘트와 역동역학을 통해 계산된 관절모멘트가 일치한다는 장점이 있다. 최적화 방법은 정적 최적화 방법과 동적 최적화 방법으로 나눌 수 있는데 선행 연구에 의하면 둘 다 비슷한 결과를 얻을 수 있으나 계산 비용면에서 정적 최적화 방법이 효율적이다.¹¹ 정적 최적화 방법의 기본 개념은 개별 근육 모멘트들이 각 관절모멘트를 만족시키면서 목적함수를 최소화하는 개별 근력을 찾아내는 것이다. 보행과 같이 일반적인 운동에서 정적 최적화를 통해 계산한 근력은 근전도 신호와 유사한 패턴을 얻을 수 있으나,¹² 근육의 동시 수축이 주로 일어나는 운동에서는 추정된 근력이 근전도 신호 패턴과 유사하지 않기 때문에, 이를 해결하기 위해 근전도 신호를 이용한 최적화 방법들이 제안되었다.¹³⁻¹⁶ Cholewicki 등이 제안한 EMGAO (EMG Assisted Optimization)는 단순히 근전도 신호 패턴과 가능한 가장 근접하는 근력을 추정하는 것이기 때문에,^{13,14} 이를 위해 사용한 목적함수는 직접적인 생리학적 근거가 없다는 단점을 가지고 있다.¹³ Vigouroux 등은 근전도 기반 근력 추정 방법(EMG-based muscle force estimation)으로 부등제약조건을 줌으로써 근력을 추정하였으나,¹⁶ 근전도를 측정할 근육에 대해서만 유효한 결과를 얻을 수 있다는 단점을 가지고 있다.

본 연구에서는 정적 최적화 방법이 근육의 동

시 수축이 주로 일어나는 운동에서 유효하지 않은 이유를 제한조건에 사용한 관절모멘트가 합모멘트(net moment)이기 때문이라고 보고, 합모멘트를 신전/굴곡 모멘트로 나누어 제한조건을 줌으로써 생리학적으로 근거한 목적함수^{11,17}를 최소화하는 혼합 정적 최적화 방법을 개발하였다. 또한, 개발한 혼합 정적 최적화 방법을 검증하기 위해 근육의 동시 수축이 많이 일어나는 발뒤꿈치 들기 운동(heel-rise)^{18,19} 시 혼합 정적 최적화를 통해 얻은 결과와 근조직동역학을 통해 얻은 결과와 비교하였다.

2. 방법

2.1 피검자와 동작분석

본 연구를 위해 근골격계 질환이 없는 건강한 남성 한 명(키 : 169.8cm, 몸무게 : 72.2kg, 나이 : 21세)이 참여하였다. 피검자는 본인의 의지대로 발뒤꿈치를 들었다 놓았다를 3 회 반복하였다. Helen-Hayes 마커 셋에 따라 해부학적 위치에 반사마커를 부착하였다.²⁰ 발뒤꿈치 운동을 하는 동안 삼차원 동작 분석 시스템(VICON612, Motion Systems Ltd., 영국)과 6 대의 적외선 카메라를 이용하여 피검자에게 부착된 반사마커들의 궤적을 120Hz 로 저장하였다. 동시에 2 개의 힘측정판(OR6-6, AMTI, 미국)을 이용하여 지면반발력도 측정하였다. 이와 연동된 근전도 측정 시스템(MA300, Motion Lab Systems Inc., 미국)을 이용하여 대퇴직근(rectus femoris, RF), 내측광근(vastus medialis, VM), 외측광근(vastus lateralis, VL), 대퇴이두근(biceps femoris, BF), 내측비복근(gastrocnemius medialis, GCM), 외측비복근(gastrocnemius lateralis, GCL), 전경골근(tibialis anterior, TA)으로부터 1080Hz 의 샘플링율로 근전도를 측정하였다. 발뒤꿈치 들기 운동은 시상면에서 가장 크게 나타나고, 그 운동이 좌우 대칭이라고 가정할 수 있으므로 오른쪽 하지의 시상면에 해당하는 값들만 활용하였다.

측정된 근전도 신호는 MATLAB 6.0(The Mathworks Inc., 미국)을 이용하여 신호처리 하였다. 근전도 신호의 Offset 을 없애고 대역통과필터(50-500Hz)를 취한 후 전파정류(full wave rectification)를 하였고 이를 다시 저역통과필터(3Hz)를 취하여 선형포락선(linear envelope) 처리하였다. 모든 필터 처리는 데이터 지연을 없애기 위해 영상필터(zero-phase filter)를 이용하였다. 근전도 신호의 정규화

(normalization)를 위해 최대 수의적 수축(Maximal Voluntary Contraction, MVC) 검사를 수행하였고, 이를 통해 얻은 데이터로 MyoResearch 1.06(Noraxon Inc., 미국)을 이용하여 MVC 레벨을 결정하였다.

2.2 근골격계 모델링 소프트웨어

실험을 통해 얻은 데이터로 상용 근골격계 모델링 소프트웨어인 SIMM(Musculographics Inc. a division of Motion Analysis Corporation, 미국)을 이용하여 각 근육의 모멘트 팔을 얻었고, 근력을 계산하였다. SIMM 으로부터의 근력 계산(근조직동역학, muscle tissue dynamics)은 크게 활성화동역학(activation dynamics)과 근수축동역학(muscle contraction dynamics)으로 나눌 수 있다. 활성화동역학은 근전도 신호로부터 근활성도를 계산하고, 근수축동역학은 근활성도로부터 근력을 계산한다.^{4,5} 근육 물성치나 구조 정보는 기존 선행 연구에서 제시한 값을 그대로 이용하였고,⁶⁻¹⁰ Zajac 에 의해 제안된 근육 모델을 사용하였다.⁴ 근조직동역학으로부터 계산된 근력은 최적화 방법으로부터 얻은 근력과 비교하는 데 사용되었고, 모멘트 팔은 최적화 방법을 위한 제한조건을 만드는 데 사용되었다.

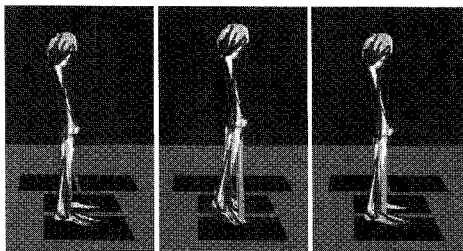


Fig. 1 Musculoskeletal model including right lower extremity muscles during heel-rise

2.3 근력 추정 방법

본 연구에서는 세 가지 다른 방법인 근조직동역학(muscle tissue dynamics, MTD), 일반적인 정적 최적화(general static optimization, GSO), 혼합 정적 최적화(hybrid static optimization, HSO)를 통해 근력을 계산하였다.

근조직동역학은 근전도와 근육의 특성을 바탕으로 근력을 추정한다(Fig. 2). 근육의 길이에 관련된 정보들이 입력되고, 이에 해당하는 값을 정규화된 근력으로 얻을 수 있다. 특히, 근육 길이-근력 관계 그래프에서는 활성화동역학으로부터 계산한 근활성도에 따라 능동근력의 스케일(scale)이 결정

된다. 각 근육 특성 그래프를 통해 나온 근력은 정규화된 값이므로, 최종값은 그 근육의 최대근력을 곱해서 얻어진다.

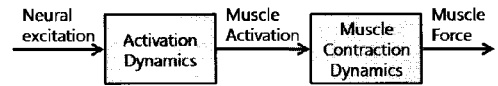


Fig. 2 Muscle tissue dynamics

일반적인 정적 최적화 방법은 응력 제공의 합을 최소화하는 목적함수를 가진다. 각 근육의 응력은 최대근력을 생리학적 횡단면적으로 나눔으로써 계산할 수 있고, 생리학적 횡단면적은 최대근력과 비례한다고 가정하였다.⁴ 본 연구에서 사용한 목적함수와 제한조건들은 아래와 같다.

Find f so that

$$\text{minimize } C(f) = \sum_{i=1}^n \left(\frac{f_i}{PCSA_i} \right)^2$$

$$\text{subject to } M_{X|Hip} = \sum_{i=1}^{n_H} (MA_i \times f_i)$$

$$M_{X|Knee} = \sum_{i=1}^{n_K} (MA_i \times f_i)$$

$$M_{X|Ankle} = \sum_{i=1}^{n_A} (MA_i \times f_i)$$

$$0 \leq f_i \leq F_m \tag{1}$$

여기서 f 는 근력이며, $PCSA$ 는 생리학적 횡단면적이다. 또 MA 는 근육의 관절에 대한 모멘트암을 의미하며 M_X 는 관절모멘트이다. n 은 하지 근육의 개수이고 H, K, A 는 각 관절에 대한 근육의 개수이며, F_m 은 최대근력을 의미한다.

혼합 정적 최적화 방법은 일반적인 정적 최적화 방법의 목적함수를 유지하면서 동시 수축 운동 시에도 적용 가능하도록 제한조건을 수정한 것이다. 일반적인 정적 최적화 방법은 근육의 동시 수축 운동이 많이 일어나지 않는 운동에는 적용이 가능하나, 동시 수축 운동이 주로 일어나는 운동에는 적용될 수 없다. 그 이유는 일반적인 정적 최적화 방법에서 제한조건으로 굴곡모멘트와 신전모멘트의 비를 알 수 없는 합모멘트(net moment)를 사용하였기 때문이다. 따라서, 합모멘트를 굴곡 모멘트와 신전 모멘트로 분리하기 위해 모멘트와 근

전도 신호 사이의 관계가 선형적이라는 가정을 하였고,^{21,22} 각 관절에 대한 근육군 근전도 신호는 아래와 같이 계산되었다.

$$\begin{aligned} nEMG_{KE} &= \frac{\alpha_1 EMG_{RF} + \alpha_2 EMG_{VM} + \alpha_3 EMG_{VL}}{\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3} \\ nEMG_{KF} &= \alpha_4 EMG_{BF} + offset_K \\ nEMG_{AP} &= \frac{\alpha_5 EMG_{GCM} + \alpha_6 EMG_{GCL}}{\alpha_5 + \alpha_6} + offset_A \\ nEMG_{AD} &= \alpha_7 EMG_{TA} \end{aligned} \quad (2)$$

KE 는 무릎관절 신전근육군, KF 는 무릎관절 굴곡근육군, AP 는 발목관절 저굴근육군 그리고 AD 는 발목관절 배굴근육군을 의미한다. 근육군 근전도 신호를 얻기 위해 사용한 근전도 신호는 모두 MVC 값으로 정규화된 값이다. α 는 가중치로, 선정된 근육군들의 최대근력에 비례하여 결정되었다 (Table 1). 직립 자세에서는 몸의 평형을 이루기 위해 발목관절에서는 저굴모멘트가 발생하고 무릎관절에서는 굴곡모멘트가 발생한다. 그러나 근전도 신호 처리 과정 중 근전도 신호에서의 offset 을 제거했기 때문에 직립자세에서 발생하는 관절모멘트를 얻을 수 없었고, 따라서 이를 고려해 주기 위해 무릎관절에서는 굴곡근에, 발목관절에서는 저굴근에 offset 이라는 개념을 도입하였다. 관절모멘트를 피검자의 몸무게로 정규화하고, 직립자세 구간에서 발생하는 정규화된 모멘트의 평균을 offset 으로 정하였고, 본 연구에서 사용한 값은 $offset_K=0.1286$, $offset_A=0.2435$ 이었다.

Table 1 Value of weight factors

| Weight factor | Value |
|---------------|--------|
| α_1 | 1.0000 |
| α_2 | 1.6611 |
| α_3 | 2.2402 |
| α_4 | 1.0000 |
| α_5 | 2.2807 |
| α_6 | 1.0000 |
| α_7 | 1.0000 |

EMGAO 알고리즘을 적용하여 무릎관절에 대

한 신전근(KE; RF, VM, VL)과 굴곡근(KF; BF)의 근육군 근전도 신호에 따라 무릎관절 신전모멘트와 굴곡모멘트를 나누어주었고, 발목관절에 대한 신전근(AP; GCM, GCL)과 굴곡근(AD; TA)의 근육군 근전도 신호에 따라 발목관절의 신전모멘트와 굴곡모멘트를 나누어주었다. 모멘트 분리를 위한 과정은 아래와 같다.

Find g so that

$$\begin{aligned} \text{minimize } C(g) &= EMG_F(1-g_F)^2 + EMG_E(1-g_E)^2 \\ \text{subject to } nM_{X|Joint} &= g_F nEMG_F - g_E nEMG_E \\ g_F, g_E &\geq 0 \end{aligned} \quad (3)$$

g 는 이득이고, 첨자 F 와 E 는 각각 굴곡 (flexion)과 신전(extension)을 의미한다. nM_X , $g_F * nEMG_F$, $g_E * nEMG_E$ 는 피검자의 몸무게로 정규화된 관절모멘트, 굴곡모멘트, 신전모멘트를 의미한다. 각 관절에 대해 분리된 모멘트들은 피검자의 몸무게와 곱해진 후 혼합 정적 최적화 방법의 제한조건을 결정하는데 이용하였다. 본 연구에서 개발한 혼합 정적 최적화 방법은 다음과 같다.

Find f so that

$$\begin{aligned} \text{minimize } C(f) &= \sum_{i=1}^n \left(\frac{f_i}{PCSA_i} \right)^2 \\ \text{subject to } M_{X|Hip} &= \sum_{i=1}^{n_H} (MA_i \times f_i) \\ M_{XE|Knee} &= \sum_{i=1}^{n_{KE}} (MA_i \times f_i) \\ M_{XF|Knee} &= \sum_{i=1}^{n_{KF}} (MA_i \times f_i) \\ M_{AP|Ankle} &= \sum_{i=1}^{n_{AP}} (MA_i \times f_i) \\ M_{AD|Ankle} &= \sum_{i=1}^{n_{AD}} (MA_i \times f_i) \\ 0 \leq f_i &\leq F_m \end{aligned} \quad (4)$$

M_{XE} 는 신전모멘트이고, M_{XF} 는 굴곡모멘트이다. 엉덩관절 근육에 대해서는 근전도 측정을 하지 않았기 때문에 모멘트 분리는 발목관절과 무릎관절

에 대해서만 적용을 하였다. 앞에서 언급한 모든 알고리즘은 MATLAB 6.0(The Mathworks Inc., 미국)으로 구현되었다.

2.4 통계분석

본 연구에서 개발한 혼합 정적 최적화 방법을 검증하고, 세 가지 다른 방법을 통해 얻은 근력을 비교하기 위해 SPSS 12K(SPSS Inc., 미국)를 이용하여 상관계수(r)와 유의확률(p)을 계산하였다. 근조직동역학을 통해 얻은 결과는 통상적으로 받아들여질 수 있다는 가정 하에 일반적인 정적 최적화 방법과 근조직동역학 방법 그리고 혼합 최적화 방법과 근조직동역학 방법을 비교하였다.

3. 결과 및 토의

저굴근과 배굴근의 근육군 근전도 신호에 따라 발목관절 모멘트를 저굴모멘트와 배굴모멘트로 나누었다(Fig. 3(a)). 배굴모멘트는 배굴근육군 근전도 신호와 아주 좋은 음적 선형관계를 보여주었고($r=-0.999$), 저굴모멘트와 저굴근육군 근전도 신호와의 관계에서도 좋은 선형관계를 얻었다($r=0.686$). 첫 번째 발뒤꿈치들기 동작에서 저굴모멘트값이 발목관절 모멘트값보다 큰 것을 알 수 있다. 이는 측정 시 동잡음 오류라고 보여지며, 근전도 측정의 중요함을 말해준다.

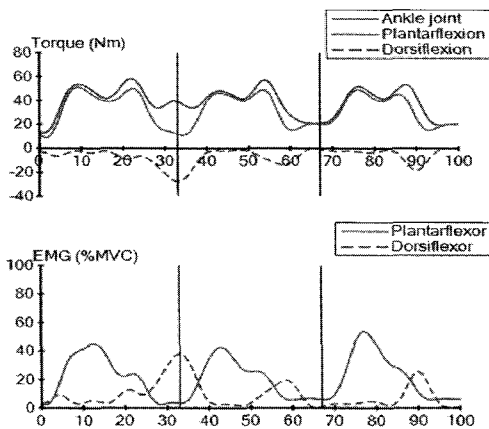


Fig. 3(a) Ankle joint moment and plantar/dorsiflexion moment during three cycles(the vertical line was indicated one cycle)

발목관절에서의 비슷한 방법으로 굴곡근과 신

전근의 근육군 근전도 신호에 따라 무릎관절 모멘트를 굴곡모멘트와 신전모멘트로 나누었다(Fig. 3(b)). 신전근육군 근전도 신호와 신전모멘트와의 관계는 좋은 선형성을 보여주었고($r=0.812$), 굴곡근육군 근전도 신호와 신전모멘트 사이에서도 아주 좋은 음적 선형관계를 얻었다($r=-0.964$). 위에서 언급한 모든 상관계수는 $p < 0.01$ 수준에서 유의하였다.

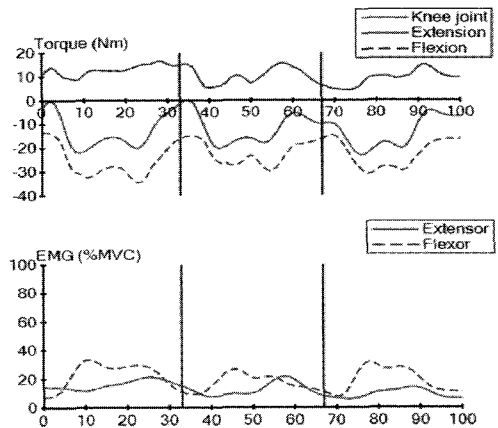


Fig. 3(b) Knee joint moment and flex/extension moment during three cycles(the vertical line was indicated one cycle)

동시 수축 운동 시 일반적인 정적 최적화 방법의 한계점을 확인하기 위해서 일반적인 정적 최적화 방법과 근조직동역학 방법을 통해 얻은 근력값을 비교해보았다(Fig. 4). 발목관절 저굴근(내측비복근 : $r=0.865$, 외측비복근 : $r=0.749$, $p<0.01$, Fig. 4(a))과 무릎관절 굴곡근(대퇴이두근 : $r=0.818$, $p<0.01$, Fig. 4(b))에 대해서는 좋은 상관관계를 보였으나, 발목관절 배굴근(전경골근 : $r=-0.066$, Fig. 4(a))과 무릎관절 신전근(대퇴직근 : $r=0.208$, 내측광근 : $r=0.204$, $p<0.05$, 외측광근 : $r=0.108$, Fig. 4(b))에 대해서는 상관관계가 거의 없음을 확인할 수 있었다. 이를 통해 일반적인 정적 최적화 방법을 통해 계산된 근력은 관절모멘트와 일치하는 방향으로 모멘트를 발생시키는 근육에 대해서는 좋은 상관관계를 보여주지만, 관절모멘트와 일치하지 않는 방향으로 모멘트를 발생시키는 근육에 대해서는 상관관계가 거의 없고, 이는 일반적인 정적 최적화 방법은 근육의 동시수축 운동에 적합하지 않음을 보여준다.

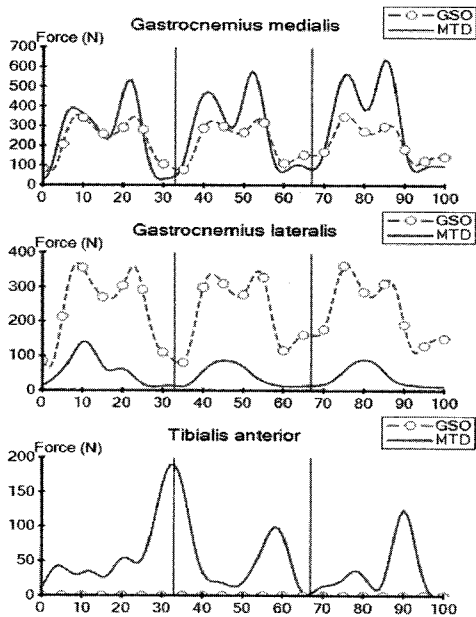


Fig. 4(a) Ankle muscle forces from GSO and from MTD during three cycles(the vertical line was indicated one cycle)

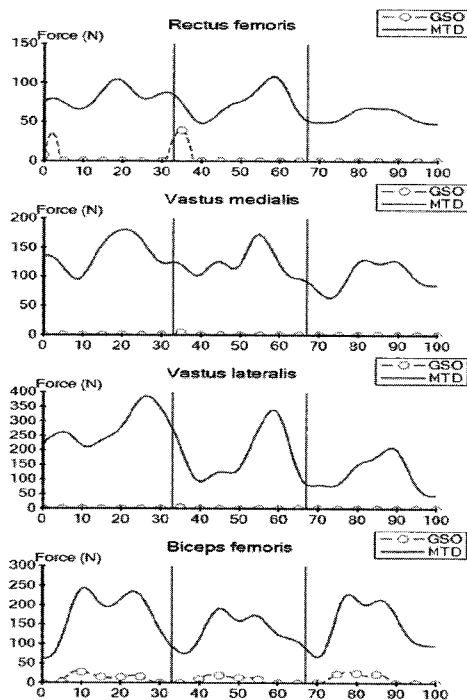


Fig. 4(b) Knee muscle forces from GSO and from MTD during three cycle(the vertical line was indicated one cycle)

동시 수축 운동 시 본 연구에서 개발한 혼합 정적 알고리즘의 평가를 위해서 근조직동역학을 통해 얻은 결과와 비교하였다(Fig. 5). 발목관절 근육에 대해서 좋은 상관관계를 보여주었다. 내측비복근에서 상관관계는 좋았고($r=0.872$), 외측비복근에서도 좋은 상관관계를 얻었다($r=0.984$). 특히 일반적인 정적 최적화 방법으로부터 얻은 근력값이 거의 0 이었던 전경골근에서는 아주 좋은 상관관계를 얻었다($r=0.980$). 무릎관절 근육에 대해서도 내외측광근을 제외하고는 좋은 결과를 보여주었다 (내측광근 : $r=0.374$, 외측광근 : $r=0.485$). 대퇴이두근에서 좋은 상관관계를 보였고($r=0.905$), 대퇴직근에서는 아주 좋은 상관관계를 얻었다($r=0.949$). 앞에서 언급한 모든 상관관계수는 $p<0.01$ 수준에서 유의하였다.

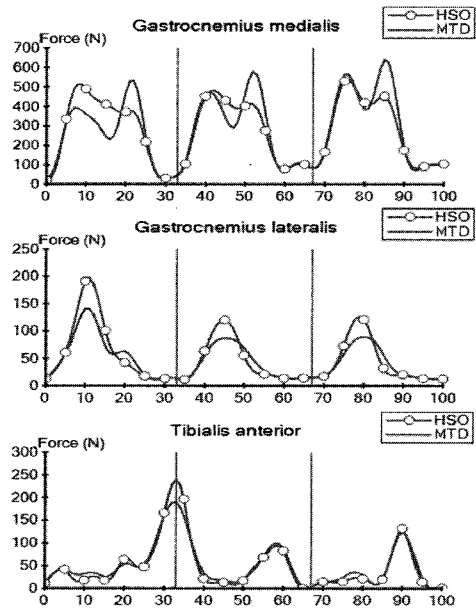


Fig. 5(a) Ankle muscle forces from HSO and from MTD during three cycles(the vertical line was indicated one cycle)

일반적인 정적 알고리즘에서 고려할 수 없었던 근육의 동시 수축 상황을 혼합 정적 알고리즘을 적용함으로써 해결할 수 있음을 확인하였다. 혼합 정적 알고리즘을 통해 얻은 결과와 근조직동역학을 통해 얻은 결과를 비교하였을 때, 본 연구에서 선정한 대부분의 근육에서는 유사 결과를 얻었다. 그러나 내외측광근에서 상관관계가 떨어지는 것을

확인할 수 있었고, 이는 이관절 근육인 대퇴직근 (엉덩관절 굴곡근, 무릎관절 신전근)으로 인해 근력 분리가 제대로 되지 않았음을 보여준다. 본 연구에서 근전도 측정의 어려움 때문에 엉덩관절 근전도 신호를 획득하지 못하여 엉덩관절 모멘트는 분리할 수 없었는데, 이러한 이유가 내외측광근 결과값에 영향을 끼친 것으로 생각된다. 이는 차후 연구에서 이루어져야 할 부분이며 모든 하지관절에 대한 근전도 신호를 이용한다면 더 좋은 결과를 기대할 수 있을 것으로 생각된다.

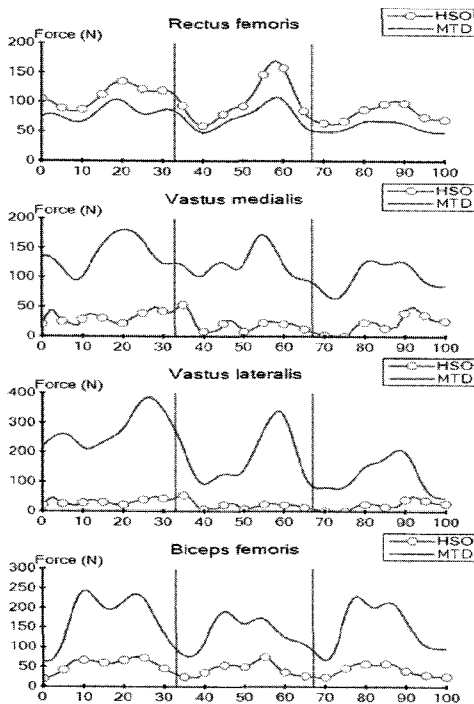


Fig. 5(b) Knee muscle forces from HSO and from MTD during three cycles(the vertical line was indicated one cycle)

4. 결론

본 연구에서는 일반적인 정적 최적화 방법을 수정하여 동시 수축이 일어나는 발뒤꿈치 들기 운동에서도 혼합 정적 최적화 방법으로 적합한 근력을 얻었다. 동시 수축 상황을 고려하기 위해서 근전도 신호를 이용하여 합모멘트를 신전모멘트와 굴곡모멘트로 나누었고, 분리된 모멘트를 제한조건으로 사용하였다. 그 결과로 동시 수축 운동 시 혼합 정적 최적화 방법은 일반적인 정적 최적화

방법보다 의미있는 근력값을 보여주었다. 본 연구 결과를 통해, 개발된 혼합 최적화 알고리즘이 근육의 동시 수축 상황에서 근력을 추정하는데 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

후 기

위 논문은 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의거 국민체육진흥공단의 국민체육진흥기금을 지원받아 연구되었고, 교육과학기술부와 한국산업기술재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과입니다.

참고문헌

1. Seireg, A. and Arvikar, R. J., "A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system," *Journal of Biomechanics*, Vol. 6, No. 3, pp. 313-326, 1973.
2. Crowninshield, R. D., Johnston, R. C., Andrews, J. G. and Brand, R. A., "A biomechanical investigation of the human hip," *Journal of Biomechanics*, Vol. 11, No. 1-2, pp. 75-85, 1978.
3. Hoy, M. G., Zajac, F. E. and Gordon, M. E., "A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship," *Journal of Biomechanics*, Vol. 23, No. 2, pp. 157-169, 1990.
4. Zajac, F. E., "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 17, No. 4, pp. 359-411, 1989.
5. Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L. and Rosen, J. M., "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 8, pp. 757-767, 1990.
6. Brand, R. A., Crowninshield, R. D., Wittstock, C. E., Pederson, D. R., Clark, C. R. and van Krieken, F. M., "A model of lower extremity muscular anatomy," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 104, No. 4, pp. 304-310, 1982.
7. Brand, R. A., Pederson, D. R. and Friederich, J. A., "The sensitivity of muscle force predictions to

- changes in physiologic Cross-Sectional Area," *Journal of Biomechanics*, Vol. 19, No. 8, pp. 589-596, 1986.
8. Friederich, J. A. and Brand, R. A., "Muscle fiber architecture in human lower limb," *Journal of biomechanics*, Vol. 23, No. 1, pp. 91-95, 1990.
 9. Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L. and Edgerton, V. R., "Muscle architecture of the human lower limb," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 179, pp. 275-283, 1983.
 10. Delp, S. L., "Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb," Department of Mechanical Engineering, Ph. D. Dissertation, Stanford University, 1990.
 11. Anderson, F. C. and Pandy, M. G., "Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent," *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 2, pp. 153-161, 2001.
 12. Heintz, S. and Gutierrez-Farewik, E. M., "Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach," *Gait & Posture*, Vol. 26, No. 2, pp. 279-288, 2007.
 13. Cholewicki, J. and McGill, S. M., "EMG assisted optimization: a hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model," *Journal of Biomechanics*, Vol. 27, No. 10, pp. 1287-1289, 1994.
 14. Cholewicki, J., McGill, S. M. and Norman, R. W., "Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and emg assisted lumbar spine model: towards development of a hybrid approach," *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, No. 3, pp. 321-331, 1995.
 15. Amarantini, D. and Martin, L., "A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions," *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 9, pp. 1393-1404, 2004.
 16. Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., Amarantini, D. and Moutet, F., "Using EMG data to constrain optimization procedure improves finger tendon tension estimations during static fingertip force production," *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, No. 13, pp. 2846-2856, 2007.
 17. Crowninshield, R. D. and Brand, R. A., "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion," *Journal of Biomechanics*, Vol. 14, No. 11, pp. 793-801, 1981.
 18. Lunsford, B. R. and Perry, J., "The standing heel-rise test for ankle plantar flexion: criterion for normal," *Physical Therapy*, Vol. 75, No. 8, pp. 694-698, 1995.
 19. Österberg, U., Svantesson, U., Takahashi, H. and Grimby, G., "Torque, work and EMG development in a heel-rise test," *Clinical Biomechanics*, Vol. 13, No. 4, pp. 344-350, 1998.
 20. Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K. and Wootten, M. E., "Measurement of lower extremity kinematics during level walking," *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 8, No. 3, pp. 383-392, 1990.
 21. Kellis, E., Kouvelioti, V. and Ioakimidis, P., "Reliability of a practicable EMG-moment model for antagonist moment prediction," *Neuroscience Letters*, Vol. 383, No. 3, pp. 266-271, 2005.
 22. Kellis, E. and Katis, A., "Hamstring antagonist moment estimation using clinically applicable models: muscle dependency and synergy effects," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 18, No. 1, pp. 144-153, 2008.