

# 근육 파라미터 최적화를 통한 발목관절 모멘트 추정 모델 개발 및 평가

손종상, 황성재, 이진섭, \*김영호  
연세대학교 의공학부, 연세의료공학연구원

## Development and evaluation of estimation model of ankle joint moment from optimization of muscle parameters

J. Son, S. Hwang, J. Lee, \*Y. H. Kim

Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, Institute of Medical Engineering, Yonsei University  
(Received April 19, 2010. Accepted August 4, 2010)

### Abstract

Estimation of muscle forces is important in biomechanics, therefore many researchers have tried to build a muscle model. Recently, optimization techniques for adjusting muscle parameters, i.e. EMG-driven model, have been used to estimate muscle forces and predict joint moments. In this study, an EMG-driven model based on the previous studies has been developed and isometric and isokinetic contraction movements were evaluated to validate the developed model. One healthy male participated in this study. The dynamometer tasks were performed for maximum voluntary isometric contractions (MVIC) for ankle dorsi/plantarflexors, isokinetic contraction at both 30°/s and 60°/s. EMGs were recorded from the tibialis anterior, gastrocnemius medialis, gastrocnemius lateralis and soleus muscles at the sampling rate of 1000 Hz. The MVIC trial was used to customize the EMG-driven model to the specific subject. Once the subject's own model was developed, the model was used to predict the ankle joint moment for the other two dynamic movements. When no optimization was applied to characterize the muscle parameters, weak correlations were observed between the model prediction and the measured joint moment with large RMS error over 100% ( $r = 0.468$  (123%) and  $r = 0.060$  (159%) in 30°/s and 60°/s dynamic movements, respectively). However, once optimization was applied to adjust the muscle parameters, the predicted joint moment was highly similar to the measured joint moment with relatively small RMS error below 40% ( $r = 0.955$  (21%) and  $r = 0.819$  (36%) and in 30°/s and 60°/s dynamic movements, respectively). We expect that our EMG-driven model will be employed in our future efforts to estimate muscle forces of the elderly.

Key words : EMG, Musculoskeletal model, Muscle force, Joint moment

### 1. 서론

근력을 추정하는 것은 생체역학 분야에서 중요한 영역을 차지하고 있다. 이에 많은 연구자들은 근력 추정을 가능하게 하는 수학적 모델 개발에 관심을 가져왔다. 근육 모델을 통해 근력을 계산하는 과정은 그동안 많은 문헌들을 통해 일반화되었고 [1-4], 그 중 가장 보편적인 Hill형 근육 모델은 점차 변형되어 사용되고 있다[3-5]. 특히, Zajac이 제안한 근육 모델[2]은 계산 속도

는 매우 빠르다는 장점이 있지만 힘줄길이가 긴 근육이나 큰 근력을 발생시키는 경우에는 부적절하다는 단점이 있어서 최근에는 이를 보완한 Shuttle가 제안한 근육 모델[3]을 널리 사용하고 있다. 현재 사용하고 있는 근육 모델 변형된 Hill형 근육 모델에서는 스프링(spring)과 댐퍼(damper)를 포함하기 때문에 근육길이와 관련하여 근력이 발생된다[2]. 스프링과 댐퍼에 대한 계수들에 영향을 미치는 근육 파라미터들은 선행 연구자들에 의해 발표된 값을 이용하고[5-9], 근육길이에 관련된 정보들은 많은 사체 연구를 통해 개발된 해부학적 근골격 모델로부터 쉽게 얻을 수 있다[1]. 근력은 능동근력과 수동근력으로 나눌 수 있고, 특히 능동근력은 신경의 흥분으로 발생한 근육의 활성을 고려하여 얻어진다. 이런 근활성도는 측정된 근전도 신호를 적절히 신호처리하여 얻을 수 있다 [2,10]. 그러나 개발된 근골격 모델과 근육 모델에서 가장 큰 문제

Corresponding Author : 김영호  
(220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234  
연세대학교 첨단의료기기 테크노타워 204호  
Tel : +82-33-760-2859 / Fax : +82-33-760-2806  
E-mail : younghokim@yonsei.ac.kr  
위 논문은 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의해 국민체육진흥공단  
단의 국민체육진흥기금을 지원받아 연구되었고, 산학협력 기업부설연구소 설치  
지원사업을 통해 개발된 결과물입니다.

는 모델로부터 계산한 관절모멘트와 동력계를 이용하여 측정하거나 역동역학을 통해 계산하여 얻은 관절모멘트가 일치하지 않는 것이다. 사람마다 서로 다른 근육 파라미터들을 갖고 있다는 것이 한 가지 이유가 될 수 있고, 이런 이유로 선행 연구에서 밝혀진 평균값을 이용한 근육 모델은 의미 있는 결과를 줄 수 없다.

최근 최적화 기법을 이용하여 근육 파라미터들을 조정하여 모델로부터 계산한 관절모멘트와 실험을 통해 획득한 관절모멘트를 맞추기 위한 연구가 진행되고 있다. 서로 다른 근육 파라미터들에 대한 정보를 얻기 위해서는 개인에 맞춰진 근육 파라미터들을 찾는 보정 과정을 통해야만 한다. 예를 들어, 사람마다 무릎굴곡근과 무릎신전근의 상대적인 근력도 다르고[11-13], 게다가 최대관절모멘트를 발생시킬 수 있는 관절각도도 다르다[13,14]. 따라서 이러한 개인에 따른 차이를 고려해줄 수 있는 보정 근육 모델이 필요하다.

본 연구의 목표는 근육 파라미터를 최적화하여 보정 근육 모델을 개발하고, 개발된 모델을 통해 다양한 발목운동 시 발목관절 모멘트를 추정함으로써 개발된 모델을 평가하는 것이었다. 개발된 모델을 평가하기 위해 등척성운동 및 등속성운동 시 획득한 발목관절 모멘트와 개발된 모델을 통해 예측한 발목관절 모멘트를 비교하였다.

## II. 연구방법

본 연구에서 개발된 보정 근육 모델은 운동 데이터와 근전도 신호를 입력으로 하여 근력과 관절모멘트를 추정한다. 개발된 모델은 해부학적 모델, 근활성동역학 모델, 근수축동역학 모델, 파라미터 최적화 모델로 구성되어 있다. 본 연구 그룹에서 개발한 모델은 어떠한 관절에도 적용 가능하지만 발목관절에 초점을 두어 연구를 진행하였다.

### A. 보정 근육 모델의 개발

#### (1) 해부학적 모델

발목관절 모델은 근골격 모델링 상용소프트웨어인 SIMM (MusculoGraphics, 미국)을 기반으로 하여 개발되었다. 개발된 발목관절 모델은 발목관절을 제어하는 4개의 주요 근육(배굴근 : 앞정강근(tibialis anterior); 저굴근 : 안쪽장딴지근(gastrocnemius medialis), 바깥쪽장딴지근(gastrocnemius lateralis), 가자미근(soleus))을 포함한다. 해부학적 모델은 개별 근육길이와 근육모멘트팔을 구하기 위해 사용되었다.

#### (2) 근활성동역학 모델

4개의 주요 근육으로부터 획득된 근전도 신호는 20Hz의 차단주파수를 가진 영위상(zero-phase) 버터워스 4차 고역통과필터를 이용하여 움직임 잡음을 제거하였고[15], 오프셋을 0으로 맞춘 후 전파정류(full-wave rectification)를 취하였다. 그런 다음에 4Hz의 차단주파수를 가진 영위상 버터워스 4차 저역통과필터를 통해 선형포락선(linear envelope)을 하였고, 마지막으로 최대수의적

수축(maximal voluntary contraction) 시 획득한 값으로 나누어 정규화(normalization)하였다. 따라서 정규화된 근전도 신호( $e$ )는 0(비활성)에서 1(최대 활성) 사이의 값을 갖게 된다[2]. 그러나 선행연구에 따르면 근전도와 그에 해당하는 근력 발생 사이의 시간 지연(10ms ~ 100ms)을 고려해야 하고[16], 근육연축반응은 2차 임계감쇠진동에 의해 나타내어질 수 있기 때문에 이를 고려해 줄 필요가 있다[17].

$$u(t) = \alpha e(t-d) - \beta_1 u(t-1) - \beta_2 u(t-2) \quad (1)$$

여기서  $e$ 는 정규화된 근전도 신호이고,  $u$ 는 신경활성도이다. 또한,  $d$ 는 전기기계학적 시간 지연을 의미하고,  $\alpha_1, \beta_1, \beta_2$ 는 2차 차분방정식의 계수들이다. 시스템의 안정화를 위해 아래와 같은 조건들을 이용해 각 계수들을 구하게 된다.

$$\begin{aligned} \beta_1 &= \gamma_1 + \gamma_2 \\ \beta_2 &= \gamma_1 \times \gamma_2 \\ |\gamma_1| &< 1 \\ |\gamma_2| &< 1 \\ \alpha - \beta_1 - \beta_2 &= 1 \end{aligned} \quad (2)$$

$\gamma_1$ 과  $\gamma_2$ 는  $\beta_1$ 과  $\beta_2$ 를 정의하기 위한 변수이다. 식 1을 통해 얻어낸 신경활성도( $u$ )는 근전도와 근력과의 선형 또는 비선형적인 관계로 변환하기 위해 아래 식을 통한 비선형화 과정이 필요하다 [18].

$$\begin{aligned} a(t) &= n \ln(cu(t) + 1) & 0 \leq u(t) < \sim 0.3 \\ a(t) &= m u(t) + b & \sim 0.3 \leq u(t) < 1 \end{aligned} \quad (3)$$

여기서  $a$ 는 근활성도,  $b, c, m, n$ 은 상수이고, 4개의 상수값들은 선행연구에서 제안한 방법으로 구할 수 있다[19]. 식 3을 통해 구해진 근활성도( $a$ )는 근수축동역학 모델의 입력으로 사용된다.

#### (3) 근수축동역학 모델

근수축동역학 모델은 변형된 Hill형 근육 모델에 기반을 두어 개발되었으며, 근활성도( $a$ )와 근육길이를 이용하여 근력을 계산하게 된다.

$$\begin{aligned} F^{mt}(\theta, t) &= f(a, l^{mt}, v^{mt}, F_o^m, l_o^m, l_s^t, \phi_o) \\ &= [F_A^m + F_P^m] \cos(\phi) \\ &= [f_A(l) f(v) a(t) + f_P(l)] F_o^m \cos(\phi) \end{aligned} \quad (4)$$

근력은  $a$ (근활성도),  $l^{mt}$ (근육길이),  $v^{mt}$ (근육수축속도),  $F_o^m$ (최대근력, maximum isometric force),  $l_o^m$ (최적근섬유길이, optimal fiber length),  $l_s^t$ (힘줄이완길이, tendon slack length),  $\phi_o$ (우모각, pennation angle)의 함수로 나타낼 수 있고, 힘-길이

표 1. 측정된 관절모멘트와 계산한 관절모멘트의 선형상관계수 및 상대오차율 비교

Table 1. Correlation coefficients between the measured and calculated joint moments and relative RMS error rate

Task	NOT optimized		Optimized	
	Correlation coefficient (r)	RMS error (%)	Correlation coefficient (r)	RMS error (%)
Isometric	0.570	87	0.952	7
Isokinetic 30°/s	0.468	123	0.949	21
Isokinetic 60°/s	0.060	159	0.881	36

(능동근력  $f_A(l)$ 와 수동근력  $f_P(l)$ ) 및 힘-속도( $f(v)$ ) 관계 특성은 선행연구에서 밝혀진 값을 보간(interpolation)하여 사용하였다[5].

(4) 근육 파라미터 최적화

관절각도는 실험을 통해 측정하여 입력으로 준 값이므로 변하지 않기 때문에 근육의 모멘트팔도 변하지 않으나, 근육 파라미터를 조정하면 근력은 변하게 된다. 결국 모멘트팔과 근력의 곱의 합으로 계산되어지는 관절모멘트와 실험을 통해 측정된 관절모멘트와의 차이가 최소화되도록 하는 최적화 과정을 수행함으로 근육 파라미터를 조정하게 된다.

$$\min \sum_t (M_m(t) - M_c(t))^2$$

$$M_c(t) = \sum_{i=1}^4 (r_i(t) \times F_i(t)) \tag{5}$$

$M_m$ 은 측정된 관절모멘트이고,  $M_c$ 는 계산한 관절모멘트이다.  $M_c$ 를 구하는 데 사용된  $r$ 은 모멘트팔(저굴근은 양수값을 가지며 배굴근은 음수값을 가짐)이며,  $F$ 는 근력이다.  $i$ 는 1부터 4까지의 값을 가지고 순서대로 앞장딴지근(1), 안쪽장딴지근(2), 바깥쪽장딴지근(3), 가자미근(4)을 의미한다. 최적화에 사용된 근육 파라미터는 최적근섬유길이( $l^{mt}$ ), 힘줄이완길이( $l_s^t$ ), 최대근력( $F_o^m$ )이었고, 각 근육마다 고려하여 총 12개의 변수를 최적화하였다. 근육 파라미터의 초기값은 문헌에서 주어진 값을 이용하였다[5-9]. 최적근섬유길이는 초기값에서  $\pm 5\%$ , 힘줄이완길이는  $\pm 15\%$ , 최대근력은 50~200%의 변화를 허용하였다[10].

B. 보정 근육 모델의 평가

개발된 보정 근육 모델을 평가하기 위해 근골격계 질환이 없는 건강한 남성 한 명(키: 166.8cm, 몸무게: 62.7kg, 나이: 27세)이 참여하였다. 실험 전에 피험자는 Biodex(System3, Biodex Medical Systems, 미국)의 회전축에 발목관절을 맞춘 자세에서 5분간 근육을 풀어주었다. 보정 근육 모델을 평가하기 위한 실험으로는 등척성운동과 등속성운동을 선정하였다. 등척성운동을 통해 최대수축속도를 유도하였고, 등속성운동은 30°/s와 60°/s의 속도에 대해서 동심성수축(concentric contraction)을 유도하였다.

동력계로부터 측정된 모멘트는 1000Hz로 저장하였고, 이와 동기화하여 앞장딴지근, 안쪽장딴지근, 바깥쪽장딴지근, 가자미근 총 4개의 근육으로부터 근전도측정장비(MyoSystem1200, Noraxon Inc., 미국)를 이용하여 근전도 신호도 획득하였다. 측정된 모멘트 신호와 해부학적 모델로부터 계산된 근육길이, 모멘트팔, 근활성도역학 모델로부터 계산된 근활성도 신호는 100Hz로 다운샘플링(downsampling)하여 사용하였다. 등척성운동 시 획득한 데이터를 이용하여 근육 모델을 보정하였고, 보정된 근육 모델을 등속성운동 시 획득한 데이터에 적용하였다. 보정 전 근육 모델로부터 계산된 발목관절 모멘트와 보정 후 근육 모델로부터 계산된 발목관절 모멘트를 비교하기 위해 상관계수와 정규오차를 계산하여 비교하였다. 또한, 등척성운동 및 등속성 운동에 대해서 Biodex를 이용하여 측정된 발목관절 모멘트의 평균값과 근육 모델을 이용하여 계산한 발목관절 모멘트의 평균값의 차이를 Bland-Altman 방법[20]을 이용하여 분석하였다.

III. 결과 및 고찰

근육 파라미터를 보정한 후의 결과는 평가를 위해 실시한 등척성운동 및 등속성운동에서 향상되었다(표1). 근육 모델 보정을 위해 사용한 등척성운동 시 보정하기 전에는 측정된 발목관절 모멘트와 계산한 발목관절 모멘트의 상관관계는 낮았고( $r = 0.570, p < 0.01$ ), 상대오차율도 87%였다(그림 1). 보정 근육 모델을 적용한

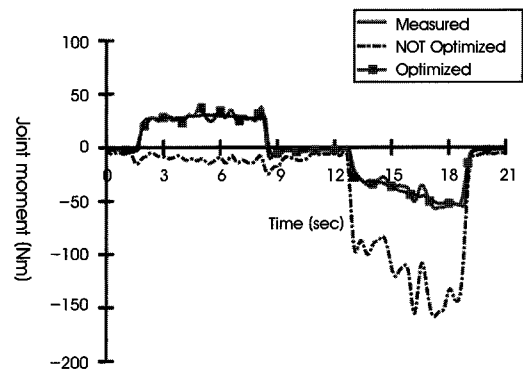


그림 1. 등척성운동 시 발목관절 모멘트 비교 결과  
Fig. 1. The results of joint moments during isometric contraction

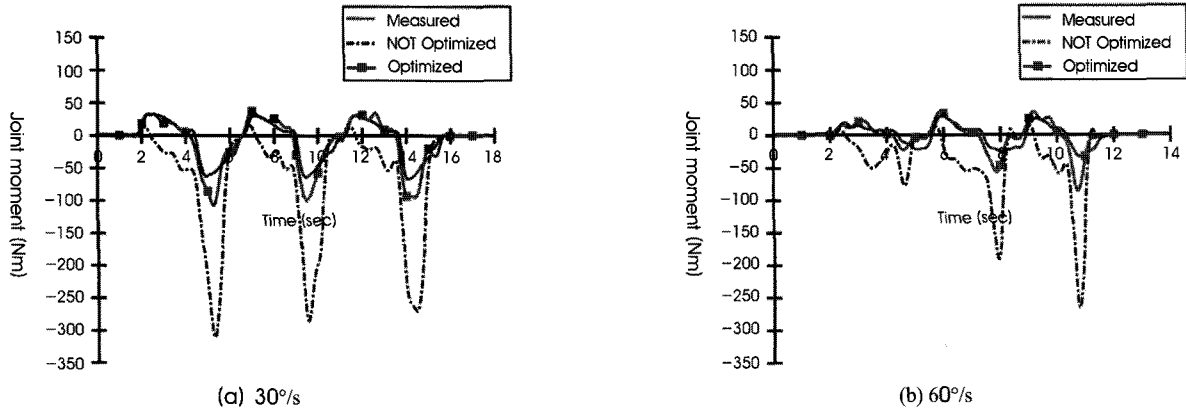


그림 2. 등속성운동 시 발목관절 모멘트 비교 결과  
 Fig. 2. The results of joint moments during isokinetic contraction

후에는 측정된 발목관절 모멘트와 계산한 발목관절 모멘트의 상관 관계는 매우 높아졌으며( $r = 0.952$ ), 평균 제곱 실효값 차이는 4Nm로, 상대오차율은 7%로 줄어들었다.

등척성운동을 통해 보정된 근육 파라미터 값들을 이용한 등속성 운동에서도 발목관절 모멘트는 좋은 결과를 보여주었다(그림 2). 30%/s의 등속성 운동에서 측정된 발목관절 모멘트와 계산한 발목

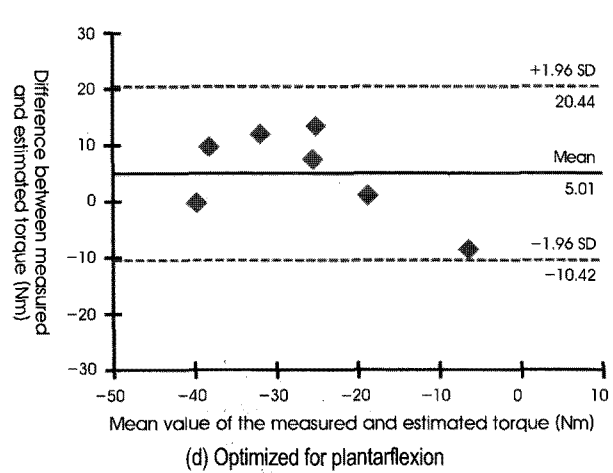
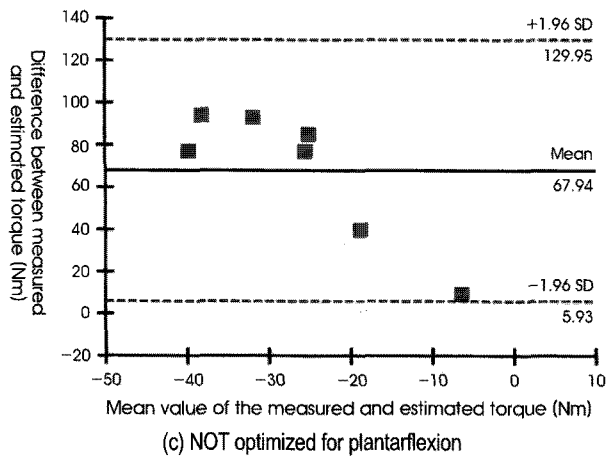
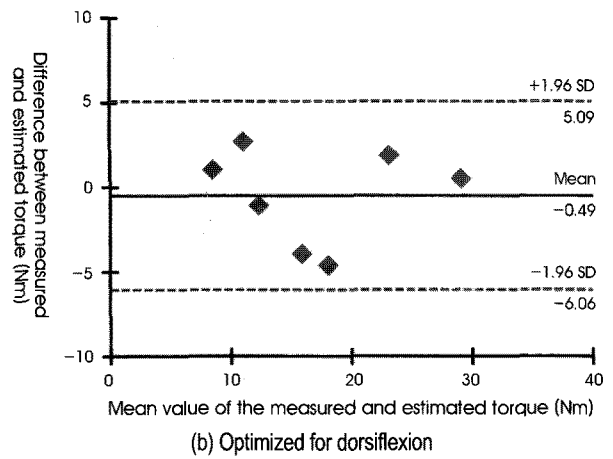
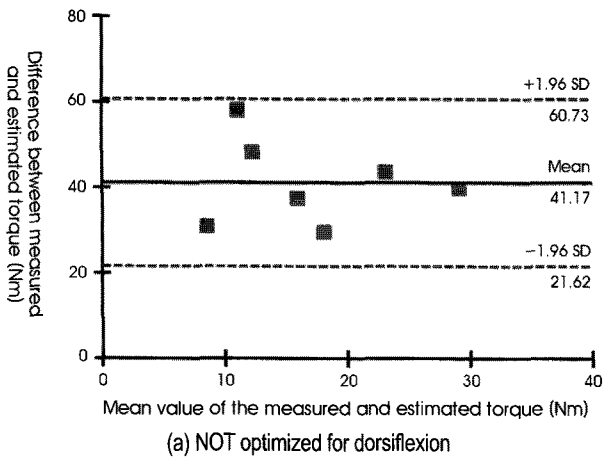


그림 3. 측정된 관절모멘트와 계산한 관절모멘트의 평균값 및 평균값 차이 비교 결과  
 Fig. 3. Scatter plot of the measured and calculated mean joint moment values and Bland-Altman plot of differences between them

관절 모멘트는 보정 근육 모델을 통해 상관관계는 높아졌으며( $r = 0.949, p < 0.01$ ), 상대오차율도 21%로 줄어들었다. 60%/s의 등속성 운동에서도 역시 측정된 발목관절 모멘트와 계산한 발목관절 모멘트는 보정 근육 모델을 통해 상관관계도 높아졌으며( $r = 0.881, p < 0.01$ ), 상대오차율도 36%로 줄어들었다.

Bland-Altman 분석을 한 결과로는 보정을 하기 전에 비해 보정을 한 후의 평균과 편차는 감소하였다(그림 3). 발목관절 배굴 시 보정을 하기 전에는 산술평균은 41.17Nm, 95% 신뢰구간은 [31.95 50.40]Nm였으나, 보정을 한 후에는 산술평균은 -0.49Nm, 95% 신뢰구간은 [-3.12 2.14]Nm로 줄어든 것을 확인하였다. 발목관절 저굴 시에도 보정을 하기 전에는 산술평균은 67.94Nm, 95% 신뢰구간은 [38.68 97.20]Nm였으나, 보정을 한 후에는 산술평균은 5.01Nm, 95% 신뢰구간은 [-2.27 12.29]Nm로 줄어든 것을 확인하였다.

근육 모델을 보정하는 것은 기존의 문제를 해결할 수 있는 몇 가지 장점을 가지고 있다. 먼저, 기존 근육 모델을 이용한 정동역학(forward dynamics) 해석에서는 실험 결과와 일치하는 결과를 기대하기 힘들다. 이는 선행연구에서 밝혀진 근육 파라미터들의 평균값을 사람마다 공통적으로 적용할 수 없다는 의미로 해석할 수 있다. 본 연구에서 개발된 보정 근육 모델은 피험자의 실험을 통해 얻은 결과를 가장 잘 나타낼 수 있는 근육 파라미터 값들을 추정함으로써 피험자 맞춤형 근육 모델 개발이 가능할 수 있고, 이는 정동역학 해석에 도움을 줄 수 있을 것으로 보인다[10,21,22]. 또 다른 장점으로는 노인이나 편마비 환자에 대한 근육 모델 개발에도 유용하게 쓰일 수 있을 것이다. 선행연구에서 밝혀진 근육 파라미터들은 성인에 대한 평균값이기 때문에 이를 노인이나 편마비 환자에 대해 적용하기에 쉽지 않았기 때문에 성인에 대해 적용된 연구가 주로 이루어져왔다[21,22]. 이 역시 보정 근육 모델을 이용함으로써 노인이나 편마비 환자의 근골격계 특성 또는 질환을 이해하거나 기능적전기자극(functional electrical stimulation, FES)의 적용에 대한 프로토콜 설계 등이 가능할 것으로 보인다[23,24].

#### IV. 결론

본 연구에서 개발된 보정 근육 모델은 기존 근육 파라미터를 최적화함으로써 보정 근육 모델로부터 계산한 관절모멘트와 측정된 관절모멘트의 오차를 줄여줌을 확인하였다. 근육 보정 모델은 이론상으로 근육 파라미터를 피험자의 나이, 근육 상태에 관계없이 피험자의 실험 결과에 맞도록 변경해 주기 때문에 피험자 맞춤형 근육 모델 개발에 도움을 줄 수 있으며, 더 나아가 정동역학 문제를 해결하는 데 도움을 줄 수 있을 것으로 기대한다.

#### 참고문헌

[1] M.G. Hoy, F.E. Zajac, M.E. Gordon, "A musculoskeletal model

of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship," *J. Biomech.*, vol. 23, pp.157-169, 1990.

- [2] F.E. Zajac, "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control," *CRC Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 17, pp.359-411, 1989.
- [3] M.S. Lisa, "Using musculoskeletal models to explore strategies for improving performance in electrical stimulation-induced leg cycle ergometry," *Ph.D. Dissertation, Stanford University*, 1992.
- [4] S.L. Delp, J.P. Loan, M.G. Hoy, F.E. Zajac, E.L. Topp, J.M. Rosen, "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures," *IEEE T. Biomed. Eng.*, vol. 37, pp.757-767, 1990.
- [5] S.L. Delp, "Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb," *Ph.D. Dissertation, Stanford University*, 1990.
- [6] R.A. Brand, R.D. Crowninshield, C.E. Wittstock, D.R. Pederson, C.R. Clark, F.M. van Krieken, "A model of lower extremity muscular anatomy," *J. Biomech. Eng.*, vol. 104, pp.304-310, 1982.
- [7] R.A. Brand, D.R. Pederson, J.A. Friederich, "The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic Cross-Sectional Area," *J. Biomech.*, vol. 19, pp.589-596, 1986.
- [8] J.A. Friederich, R.A. Brand, "Muscle fiber architecture in human lower limb," *J. Biomech.*, vol. 23, pp.91-95, 1990.
- [9] T.L. Wickiewicz, R.R. Roy, P.L. Powell, V.R. Edgerton, "Muscle architecture of the human lower limb," *Clin. Orthop. Relat. R.*, vol. 179, pp.275-283, 1983.
- [10] T.S. Buchanan, D.G. Lloyd, K. Manal, T.F. Besier, "Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command," *J. Appl. Biomech.*, vol. 20, pp.367-395, 2004.
- [11] P. Aagaard, E.B. Simonsen, N. Beyer, B. Larsson, P. Magnusson, M. Kjaer, "Isokinetic muscle strength and capacity for muscular knee joint stabilization in elite sailors," *Int. J. Sport. Med.*, vol. 18, pp.521-525, 1997.
- [12] K.W. Hayes, J. Falconer, "Differential muscle strength decline in osteoarthritis of the knee. A developing hypothesis," *Arthrit. Care Res.*, vol. 5, pp.24-28, 1992.
- [13] M.T. Read, M.J. Bellamy, "Comparison of hamstring/quadriceps isokinetic strength ratios and power in tennis, squash and track athletes," *Brit. J. Sport. Med.*, vol. 24, pp.178-182, 1990.
- [14] W. Herzog, A.C. Guimaraes, M.G. Anton, K.A. Carter-Erdman, "Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners," *Med. Sci. Sport. Exercise*, vol. 23, pp.1289-1296, 1991.
- [15] D.G. Lloyd, T.F. Besier, "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo," *J. Biomech.*, vol. 36, pp.765-776, 2003.
- [16] A.C. Guimaraes, W. Herzog, T.L. Allinger, Y.T. Zhang, "The EMG-force relationship of the cat soleus muscle and its association with contractile conditions during locomotion," *J. Exp. Biol.*, vol. 1995, pp.975-987, 1995.
- [17] H.S. Milner-Brown, R.B. Stein, R. Yemm, "Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary

- contractions," *J. Phys.*, vol. 230, pp.371-390, 1973.
- [18] J.J. Woods, B. Bigland-Ritchie, "Linear and nonlinear surface EMG/force relationships in human muscles. An anatomical/functional argument for the existence of both," *Am. J. Phys. Med.*, vol. 62, pp.287-299, 1983.
- [19] K. Manal, T.S. Buchanan, "A one-parameter neural activation to muscle activation model: estimating isometric joint moments from electromyograms," *J. Biomech.*, vol.36, pp.1197-1202, 2003.
- [20] J.M. Bland, D.G. Altman, "Statistical method for assessing agreement between two methods of clinical measurement," *The Lancet*, vol. 327, pp.307-310, 1986.
- [21] T.K.K. Koo, A.F.T. Mak, "Feasibility of using EMG driven neuromusculoskeletal model for prediction of dynamic movement of the elbow," *J. Electromyo. Kinesiol.*, vol. 15, pp.12-26, 2005.
- [22] R.S. Barrett, T.F. Besier, D.G. Lloyd, "Individual muscle contributions to the swing phase of gait: An EMG-based forward dynamics modelling approach," *Simul. Model. Pract. Th.*, vol. 15, pp.1146-1155, 2007.
- [23] Q. Shao, T.S. Buchanan, "A biomechanical model to estimate corrective changes in muscle activation patters for stroke patients," *J. Biomech.*, vol. 41, pp.3097-3100, 2008.
- [24] Q. Shao, D.N. Bassett, K. Manal, T.S. Buchanan, "An EMG-driven model to estimate muscle forces and jointmoments in stroke patients," *Comput. Biol. Med.*, vol. 39, pp.1083-1088, 2009.