

최적화기법에 의한 근육-건 모델 파라미터들의 추정

Estimation of Muscle-tendon Model Parameters Based on a Numeric Optimization

남윤수^{1,✉}
Yoonsu Nam^{1,✉}

1 강원대학교 기계·메카트로닉스공학부 (Division of Mechanical and Mechatronics Engineering, Kangwon National Univ.)
✉ Corresponding author: nys@kangwon.ac.kr, Tel: 033-250-6376

Manuscript received: 2008.2.13 / Revised: 2008.8.28 / Accepted: 2008.12.17

The analysis of human movement requires the knowledge of the Hill type muscle parameters, the muscle-tendon and moment arm length change as a function of joint angles. However, values of a subject's muscle parameters are very difficult to identify. It turns out from a sensitivity analysis that the tendon slack length and maximum muscle force are the two critical parameters among the Hill-type muscle model. Therefore, it could be claimed that the variation of the tendon slack length and maximum muscle force from the Delp's reference data will change the muscle characteristics of a subject remarkably. A numeric optimization method to search these tendon parameters specific to a subject is proposed, and the accuracy of the developed algorithm is evaluated through a numerical simulation.

Key Words: Hill Type Muscle Model (Hill의 근육모델), Tendon Slack Length (건의 슬랙길이), Optimization (최적화), Sensitivity Analysis (민감도 해석), Knee Joint Moment (무릎관절 모멘트)

1. 서론

인체의 운동 메커니즘은 오래 전부터 많은 사람들의 연구의 대상이었다. 인체 해부학, 특히 근육 운동에 대한 다이나믹 모델과 함께 3 차원 영상신호 처리기술을 바탕으로 한 동작 분석 소프트웨어가 개발되면서, 이에 대한 연구 성과는 최근 수십 년 동안 많은 진전을 이루어 내었다. 최근에 들어서 관심이 확대되고 있는 외골격 로봇(exoskeletal robot) 분야는 인체 운동 메커니즘에 대한 연구 결과가 매우 중요하게 응용되는 연구 분야이다.¹⁻³ 이 장치의 주요 작동 메커니즘은 인체의 운동 의도를 추정하고, 이를 바탕으로 외골격에 부착된 힘 증폭장치를 사용하여 적절한 관절 모멘트를 착용자에게 제공하는 것이다. 인체의 운동 의도를 파악할 수 있는 가장 현실적인 방법은 근

전도(EMG) 신호를 이용하는 것인데, 이 신호를 적절하게 신호 처리 하면, 해당 근육의 힘 생성 요구 정도를 나타내는 정보를 얻을 수 있다.^{4,5} 인체 운동 메커니즘에 대한 분석은 인체 근골격계에 대한 정확한 데이터의 확보를 기본적으로 요구한다. Hill의 근육 모델 파라미터 값들뿐 아니라 관절의 움직임에 따라 변하는 근육-건의 길이 그리고 해당 관절에 대한 모멘트 팔 길이 변화량도 알고 있어야 한다. 그러나, 특정 개인에 대하여 위와 같은 데이터를 정확히 안다는 것은 거의 불가능하다. 단지, 사체 실험이나 MR(magnetic resonance) 이미징 분석 등에 기초하여, 관절 회전에 따른 이들의 값 변화를 측정 또는 추정한 연구 사례들이 보고되어 왔지만, 그 결과도 특정 개인이나 그룹을 대상으로 하여 얻은 것이다.⁶⁻¹⁰ Delp¹¹는 1990년 이전까지 보고된 모든 자료를 참조하고, 젊은 사체를

기준으로 하여, 하지(lower limb) 운동에 관여하는 총 43 개 근육들에 대한 근육-건 파라미터 값들을 정의하였다. 이 데이터를 바탕으로 근골격계 운동 해석 프로그램인 SIMM(software for interactive musculoskeletal modeling)이 개발되었고, Menegaldo 등¹⁰은 이 프로그램을 사용하여, 각 관절 회전 각도의 함수로 근육 길이와 관절 모멘트 팔 길이의 변화량을 표현하는 식을 제안 하였다.

동작 분석기(motion analyzer)에 의한 인체 운동 데이터, 각 근육으로부터 측정된 EMG 신호, 근육 운동에 대한 다이내믹 모델과 함께 인체 운동에 대한 순방향(forward) 또는 역방향 해(inverse solution) 정보를 모두 결합하여, 특정 운동에 대한 각 근육 단위의 운동 상태를 결정하려는 연구가 계속되고 있다. 즉, 근력 측정장비로 측정된 인체 운동 데이터와 운동 모델로부터 추정된 값들과의 편차가 최소가 되는 최적 해 문제로 변환하여 특정 근육에서의 힘을 결정하는 방법 등이 연구되고 있다.¹³⁻¹⁶ 한편, Garner¹⁷는 상지(upper limb)를 구동하는 26 개 주요 근육에 대하여 최대 등척 근력(isometric maximum muscle force), 최적 근섬유 길이(optimal fiber length), 건의 슬랙 길이(tendon slack length)를 최적화 방법으로 결정하는 연구를 하였으며, Manal¹⁸은 관절의 회전에 대하여, 건의 길이 보다는 근육의 길이변화가 클 것이라는 가정하에서 각 근육에 대한 건의 길이를 최적화시키는 방법을 제안하였다.

앞서도 언급되었지만, 각 개인마다의 고유한 근육-건 특성을 정확히 기술하는 것은 불가능하다. 그러나, 근력 특성 결정에 가장 민감한 영향을 미치는 파라미터인 건의 슬랙길이, l_s' 와 최대 등척 근력(maximum muscle force)을 나타내는 파라미터, F_o^m 의 값을 개인 특성에 맞도록 적절히 변화시키면, Delp 에 의한 Hill 모델 파라미터들은 개인간의 편차를 반영하면서 보다 정확한 분석 결과를 생산할 수 있으리라고 예상된다. 본 논문에서는 등척(isometric) MVC(maximum voluntary contraction, 최대 자발수축) 상태에서 무릎 회전각도를 변화시켜 가면서 얻어진 특정 개인의 무릎관절 신전 모멘트 실험 데이터를 활용하여, 이 피실험자의 사두근(quadriceps) 근력 특성을 적절하게 표현할 수 있는 각 근육에 대한 건의 슬랙 길이, l_s' 와 최대 등척 근력, F_o^m 의 값을 결정하는 방법에 관한 논의를 한다. 이를 위하여 최적화 알고리즘이 개발되었고, 그 효용성은 수치 시뮬레이션을 통하여 평가된다.

2. 무릎관절 모멘트 추정

2.1 Hill 근육 모델

관절의 운동을 조절하는 골격근은 신경흥분 전달에 의한 생화학적 작용으로 근육 수축운동을 하게 되고, 이에 의한 인장력은 건(tendon)을 통하여 골에 전달된다. 이러한 근육과 건의 작용을 모형화한 Hill 의 근육 모델이 Fig. 1 에 도시되어 있다. 이 때, 근의 최대 등척 근력(isometric maximum muscle force), F_o^m 으로 무차원화 된 건의 인장력은 아래의 식으로 표현된다.⁵

$$\begin{aligned} \tilde{F}^t &= F^t / F_o^m \\ &= \{ f_{act}(a, \tilde{l}_m) f(v) + f_{psv}(\tilde{l}_m) \} \cos \phi \end{aligned} \quad (1)$$

여기서 $f_{act}(a, \tilde{l}_m)$ 는 정적인(static) 상태에서 근육 수축운동에 의한 근력을 나타내며, 활성화 지수, $a(t)$ 와 무차원 근 섬유 길이, \tilde{l}_m 에 따라 그 값이 Fig. 2 와 같이 변화된다. 이 때, \tilde{l}_m 은 근육의 길이, l_m 를 근육이 최대 힘(F_o^m)을 생산하는 조건인 최적 근섬유 길이(optimal fiber length), l_m^o 로 무차원화 시킨 근육 길이이다. 만약, 근육이 수축하는 방향으로 일정 속도로 수축운동을 한다면, 또는 그 반대 방향의 속도로 인장 운동을 하게 되면, 근육이 생성할 수 있는 힘은 정적인 상태에서 낼 수 있는 힘과는 다르게 될 것이다. 동적인 운동 상태에 있는 근육에서 건으로 전달되는 근력은 Fig. 2 의 정적인 상태에서 전달되는 근력과 비교할 때, 수축운동(concentric contraction)에서는 작아지고, 확장운동(eccentric contraction)에서는 커지게 될 것이라 예상된다. 이 효과는 식 (1)에서 $f(v)$ 로 표

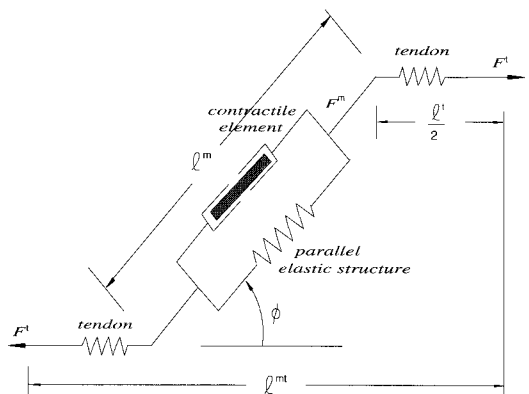


Fig. 1 Hill type muscle model

현되고, 근육의 운동 상태에 따라 다음과 같이 결정된다.⁵

$$f(v) = F(v)/F_o^m = \begin{cases} \frac{b - av/F_o^m}{b + v} & (v \geq 0) \\ F_{ECC}^m - (F_{ECC}^m - 1) \frac{b' + a'v/F_o^m}{b' - v} & (v < 0) \end{cases} \quad (2)$$

여기서 v 는 근육의 운동 속도이며, 양의 값은 근육의 길이가 줄어들 때를 나타낸다. 한편, a, b, a', b', F_{ECC}^m 는 $f(v)$ 의 특성을 결정하는 파라미터들이다. 식 (1)에서 $f_{psv}(\tilde{l}_m)$ 와 ϕ 는 근육 조직의 수동적 근력 특성과 우모각(pennation angle)을 각각 나타내며, 다음과 같이 표현된다.⁵

$$\tilde{f}_{psv}(\tilde{l}_m) = \frac{e^{10(\tilde{l}_m - 1)}}{e^5} \quad (3)$$

$$\phi = \sin^{-1} \left(\frac{l_o^m \sin \phi_0}{l^m} \right) = \sin^{-1} \left(\frac{\sin \phi_0}{\tilde{l}_m} \right) \quad (4)$$

건도 수동적 근력 특성처럼 건의 길이가 건 슬랙길이(tendon slack length), l_s^t 보다 클 경우에만 근력을 골에 전달할 수 있으며, 그 관계는 다음 식으로 주어진다.⁵

$$\tilde{F}^t = \frac{F^t}{F_o^m} = \begin{cases} 1480.3\varepsilon^2 & 0 < \varepsilon < 0.0127 \\ 37.5\varepsilon - 0.2375 & \varepsilon \geq 0.0127 \end{cases} \quad (5)$$

여기서 ε 는 건의 변형률(strain)이며, $(l^t - l_s^t)/l_s^t$ 로 정의된다. 지금까지의 결과를 모두 종합하면, 건을 통하여 골에 작용하는 힘, $F^t(t)$ 을 유도할 수 있다.

$$\tilde{F}^t = \begin{cases} 1480.3\varepsilon^2 & 0 < \varepsilon < 0.0127 \\ 37.5\varepsilon - 0.2375 & \varepsilon \geq 0.0127 \end{cases} \quad (6)$$

$$= \{ f_{act}(a, \tilde{l}_m) f(v) + f_{psv}(\tilde{l}_m) \} \cos \phi$$

$$\varepsilon = \frac{l^t - l_s^t}{l_s^t} = \frac{l^m(\theta) - l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi - l_s^t}{l_s^t}$$

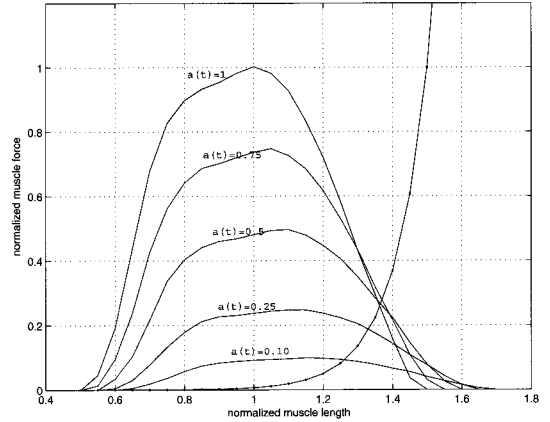


Fig. 2 Normalized muscle length and force relation

위 식에서 $l^m(\theta)$ 는 관절 회전각, θ 에 따라 변하는 근육-건 전체 길이를 나타낸다.

2.2 모델 파라미터들의 민감도 해석

앞 절로부터, 근육의 특성은 l_o^m, F_o^m, ϕ , 그리고 l_s^t 의 4 개 파라미터들에 의하여 결정된다는 것을 논의하였다. 이들의 값은 유전적 또는 신체적인 차이로 인하여 개인마다 서로 다르다. Table 1 에 무릎관절 신전운동에 관여하는 사두근 근육들에 대한 근육-건 모델 파라미터들을 정리하였다. 이 데이터들은 Delp 에 의한 것으로, 1990 년 이전까지 보고된 모든 자료를 참조하여, 젊은 사체를 기준으로 제안된 것이다. 이제 위의 4 개 파라미터들 중에서 어떤 것이 건의 장력, $F^t (= F_o^m \tilde{F}^t)$ 에 가장 민감한 영향을 미치는 지 살펴 보기 위하여 아래와 같은 민감도 해석(sensitivity analysis)를 하여 보자. 즉, F^t 에 대한 F_o^m 파라미터의 민감도, $S_{F_o^m}^{F^t}$ 는 아래와 같다.

$$S_{F_o^m}^{F^t} \equiv \frac{F_o^m}{F^t} \frac{\partial F^t}{\partial F_o^m} = 1 \quad (7)$$

건의 변형률에 따라 건의 장력이 식(6)과 같이 표현되므로, $S_{l_o^m}^{F^t}$ 은 변형률, ε 의 조건에 따라 아래와 같이 유도된다.

$$S_{l_o^m}^{F^t} = \begin{cases} -\frac{5921.2\varepsilon l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi}{\tilde{F}^t l_s^t} & (\varepsilon < 0.0127) \\ -\frac{37.5 l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi}{\tilde{F}^t l_s^t} & (\varepsilon \geq 0.0127) \end{cases} \quad (8)$$

Table 1 Muscle-tendon parameters for quadriceps

muscle	$F_o^m (N)$	$l_o^m (cm)$	$\phi_o (deg)$	$l_s^t (cm)$	l_s^t / l_o^m	joints involved
VM (vastus medialis)	1295	8.9	5	12.6	1.4	knee
VI (vastus intermedialis)	1235	8.7	3	13.6	1.6	knee
VL (vastus lateralis)	1870	8.4	5	15.7	1.9	knee
RF (rectus femoris)	780	8.4	5	34.6	4.0	knee, hip

한편, $S_{\phi_0}^{F^t}$ 와 $S_{l_s^t}^{F^t}$ 는 $S_{l_o^m}^{F^t}$ 에 관하여 아래와 같은 관계식을 갖는다는 것을 쉽게 유도할 수 있다.

$$S_{\phi_0}^{F^t} = S_{l_o^m}^{F^t} \left(\frac{\phi_0 \sin \phi}{\sqrt{\tilde{l}_m^2 - \sin^2 \phi_0}} \right) \tag{9}$$

$$S_{l_s^t}^{F^t} = S_{l_o^m}^{F^t} \left(\frac{l_s^t}{l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi} \right)$$

Table 1 에 정리된 사두근 그룹 근육들에 대하여, $\phi < \phi_0 \leq 5^\circ = 0.0873 \text{ rad}$ 이고, $l_s^t \geq 1.4l_o^m$ 의 관계가 성립함을 알 수 있다. 또한, 대부분의 근육 작동 범위에 대하여 $\tilde{F}^t \leq 1$ 이고 $0.5 < \tilde{l}_m < 1.5$ 이므로, 식 (8)로부터 $S_{l_o^m}^{F^t} \gg S_{F_o^m}^{F^t} = 1$ 의 관계를 유도할 수 있다. 위와 동일한 조건을 식 (9)에 적용하면, 4 개 파라미터들에 대한 민감도 크기의 순서는 다음과 같이 됨을 증명할 수 있다.

$$S_{l_s^t}^{F^t} > S_{l_o^m}^{F^t} \gg S_{F_o^m}^{F^t} > S_{\phi_0}^{F^t} \tag{10}$$

즉, 특정 근육이 골에 전달하는 힘 (F^t) 에 대하여, 가장 중요하고 민감한 파라미터는 건의 슬랙 길이, l_s^t 라는 것을 알 수 있다.

2.3 관절 모멘트 추정

앞 절에서도 설명되었지만, 식 (6)은 근육이 골에 전달하는 힘을 표현한다. 임의의 시간, t 에 대하여 하지 관절의 운동 조건(즉, 각 관절의 회전각과 회전 각속도)과 이에 따라 함께 변하는 근육-건 길이, $l^m(\theta)$ 변화, 그리고 근육의 활성화 지수, $a(t)$ 에 대한 정보를 모두 얻을 수 있다면, 식 (6)은 수치 해석적인 방법으로 풀 수 있고, 이로부터 순간 t 에서 근육이 생성하는 힘, $F^t(t)$ 을 결정할 수 있다. 여기서, 중요한 가정은 관절 회전에 따른 근육-건 길이의 변화를 미리 알고 있어야 한다는 것이다. 본 논문에서는 Menegaldo 등이 2004 년 발

표한 연구결과를 활용한다. 이들은 하지 운동에 대한 3 차원 근골격계 운동해석 소프트웨어인 SIMM (software for interactive musculoskeletal modeling)을 바탕으로, 하지 운동에 관여하는 모든 근육에 대한 근육-건 길이와 모멘트 팔 길이 변화를 각 관절의 회전각 함수로 표현한 식들을 제안하였다.

사두근 근육들에 의하여 무릎 관절 신전 모멘트가 생성되는 과정을 Fig. 3 에 개략적으로 도시하였다. 무릎 관절 굴곡 모멘트도 유사한 과정을 통해 계산될 수 있는데, 이 때 필요한 입력 정보는 각 근육에 부착된 EMG 출력 신호와 각 관절의 회전각과 회전 각속도 신호이다. EMG 신호에 대하여 적절한 신호 처리를 하면 근육의 활성화 지수, $a(t)$ 를 산출할 수 있다. 또한, Menegaldo 등이 제안한 근육-건 길이와 모멘트 팔 길이 변화에 관한 계산식을 사용하면, 관절 회전에 따른 각 근육에 대한 근육-건 길이 $l^m(\theta)$ 와 근육의 수축-이완 속도, $v(t)$, 그리고 모멘트 팔 길이, $r(t)$ 를 모두 구할 수 있다. Fig. 3 의 비선형 방정식 블록의 해, 즉 식 (6)의 결과는 미리 계산하여 참조표(look up table)로 만들 수 있으므로, Fig. 3 의 모든 계산 과정은 실시간 처리가 가능하다.

Fig. 3 에 의한 무릎 관절 모멘트 추정이 신뢰성 있는 결과가 되려면, 각 근육에 대한 모델 파라미터들의 값들 뿐 아니라 Menegaldo 등이 제안한 수식들이 분석 대상 인체의 근육 특성과 그대로 일

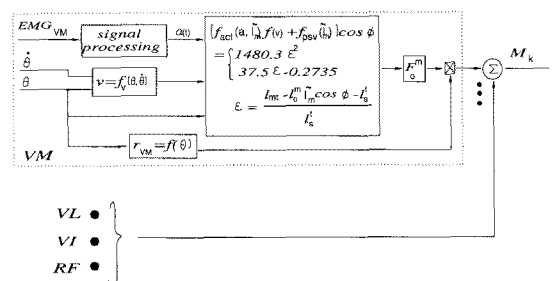


Fig. 3 A model for estimating knee joint moment

$$\begin{aligned} \tilde{F}^t &= \begin{cases} 1480.3\varepsilon^2 & 0 < \varepsilon < 0.0127 \\ 37.5\varepsilon - 0.2375 & \varepsilon \geq 0.0127 \end{cases} \quad (11) \\ &= \left\{ f_{act}(\tilde{l}_m) \Big|_{a(t)=1} + f_{psv}(\tilde{l}_m) \right\} \cos\phi \\ \varepsilon &= \frac{l^t - l'_s}{l'_s} = \frac{l^m(\theta) - l'_o \tilde{l}_m \cos\phi - l'_s}{l'_s} \end{aligned}$$

식 (11)은 무릎 관절 회전각, θ , 건의 슬랙길이, l'_s , 최적 근섬유 길이, l'_o , 그리고 무차원 근섬유 길이, \tilde{l}_m 의 함수이다. 여기서, l'_o 은 Delp의 데이터를 그대로 사용하므로, θ 와 l'_s 가 정해진다면, 식 (11)의 비선형 방정식으로부터 \tilde{l}_m 을 구할 수 있다.

이제 특정 개인의 근육 특성을 표현하는 근육-건 모델 파라미터들을 결정하는 Fig. 4의 최적화 알고리즘을 설명해 보자. 이 알고리즘을 사용하려면, 특정 개인에 대하여 무릎 관절 회전각, θ 를 변화시켜 가면서, 등척 최대자발수축 조건에서 얻어진 무릎 관절 신전 모멘트 실험 데이터가 필수적으로 요구된다. Fig. 4의 상단부는 이러한 인체 실험 데이터를 나타낸다. 또한, Fig. 4의 중간과 하단부는 사두근 그룹 근육들에 의하여 무릎관절 신전 모멘트가 해석적으로 결정되는 과정을 나타낸다. 그림의 간편성을 위해, RF 근육만을 나타내었는데 나머지 3개 근육도 동일한 구조를 갖는다. Fig. 4의 중간 부분에서 실선으로 둘러싼 가장 작은 네모 상자는 앞서 설명한 식 (11)의 해를 결정하는 과정을 나타낸다. 이 과정을 통해 건의 인장력, F^t 가 결정되면, 이 값에 모멘트 팔 길이를 곱하여 RF 근육이 기여하는 신전 모멘트 값을 구할 수 있다. 나머지 근육들에 대하여도 동일한 과정이 적용된다. 특정 무릎관절 회전각, θ_i 에 대하여, 앞서 설명된 5개 최적화 변수에 대한 초기 값들이 설정되면, 이 무릎 회전각도에 대한 신전 모멘트 오차의 2 제곱, $f_i(x)$ 를 계산할 수 있다. 즉,

$$f_i(x) = \{M_{anal}(\theta_i) - M_{exp}(\theta_i)\}^2 \quad (12)$$

여기서 $M_{anal}(\theta_i)$ 와 $M_{exp}(\theta_i)$ 는 무릎 관절 각도, θ_i 에 대하여 해석적 방법으로 구한 무릎관절 모멘트와 실험적으로 측정된 모멘트를 각각 나타낸다. 또한, 이 식에서 x 는 $[l'_{sRF} \ l'_{sVM} \ l'_{sVL} \ l'_{sVI} \ k]^T$ 로 주어지는 5 차원 벡터이며, 최적화 기법을 적용하여 결정될 최적화 변수이다. 여러 무릎 관절각도

에 대한 오차를 모두 고려하려면, 아래의 벡터 함수, $F(x)$ 를 정의해야 한다.

$$F(x) = \begin{Bmatrix} f_1(x) \\ \vdots \\ f_n(x) \end{Bmatrix} \quad (13)$$

이제 사두근 근육들에 대한 l'_s 와 조절 인자, k 를 결정하는 문제는 아래와 같은 전형적인 최적화 문제로 기술된다. 즉, 식 (13)으로 정의되는 성능지수(performance index), $F(x)$ 에 대하여, 각 원소, $f_i(x)$ 의 제곱들의 합을 최소화시키는 변수 x 를 찾는 문제이다.

3.2 시뮬레이션 평가

앞 절에서 제시된 최적화 문제에 대한 해는 Matlab Optimization toolbox를 활용하여 해결하였다. Fig. 5의 Simulink 모델은 Fig. 4의 중간 부분에 해당한다. 무릎관절 신전 운동에 관여하는 4개 근육들에 대한 모델 파라미터 데이터와 함께, 무릎 관절과 고관절 회전각(th_kn과 th_hp)이 입력되면, 이 조건에 상응하는 최대자발수축상태의 무릎관절 신전 모멘트가 계산된다. 사두근 그룹의 각 근육마다 한 개의 블록이 대응되는데, 이 블록의 내부는 식 (11)의 비선형 방정식을 포함한다. 예를 들어, Fig. 6의 모델은 RF 근육에 대한 아래의 비선형 방정식을 나타낸 것이다.

$$\begin{aligned} &\left\{ f_{act}(\tilde{l}_m) \Big|_{a(t)=1} + f_{psv}(\tilde{l}_m) \right\} \cos\phi \\ &- 1480.3 \left\{ \frac{l^m(\theta) - l'_o \tilde{l}_m \cos\phi - l'_s}{l'_s} \right\}^2 = 0 \quad (14) \end{aligned}$$

현 시점에서 인체 실험에 의한 데이터가 없으므로, Table 1로 주어진 Delp의 근육-건 모델 파라미터를 그대로 사용하여 구한 무릎 관절 신전 모멘트 데이터를 실험 데이터인 것처럼 활용하였다. 즉, Delp가 제안한 근육-건 모델 파라미터 값들을 그대로 적용하여 계산한 무릎 관절 모멘트를 식 (12)의 $M_{exp}(\theta)$ 로 하였다. 최적화 변수 x 의 초기 값을 Table 2에 명시된 값들로 설정한 후, 앞 절에서 설명된 최적화 과정을 거치면, x 의 값은 Delp가 제안한 값으로 수렴해야 한다. Fig. 7에서 'o'를

포함한 실선은 Delp 의 데이터를 기준으로 계산된 최대자발수축 상태에서의 무릎 관절 신전 모멘트 (즉, $M_{exp}(i)$)를 나타낸 것이고, 'x'와 함께 그려진 실선은 Table 2 의 초기 값을 적용하여 계산한 관절 모멘트이다. Table 2 를 참조하면, 최적화 변수의 초기 값은 최적화 과정을 통하여 결정될 최종 값들

에서 크게 벗어나 있지 않음을 알 수 있다. 이로 부터 각 근육의 대한 l'_s 값을 조금만 변화시켜도 무릎 각도 변화에 따른 관절 모멘트 형상이 크게 달라지고 있음을 확인할 수 있다. 조절 인자, k 의 초기값을 1.5 로 설정했음에도, Fig. 7 에서 초기값에 상응하는 관절 모멘트 값들이 Delp 의 데이터를 기

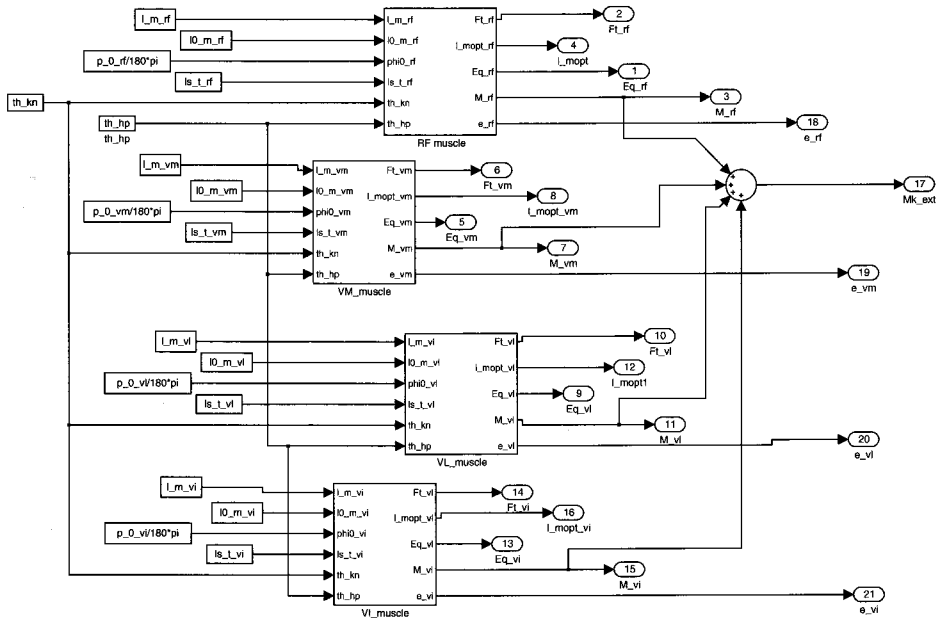


Fig. 5 Simulink model of determining a knee joint extension moment

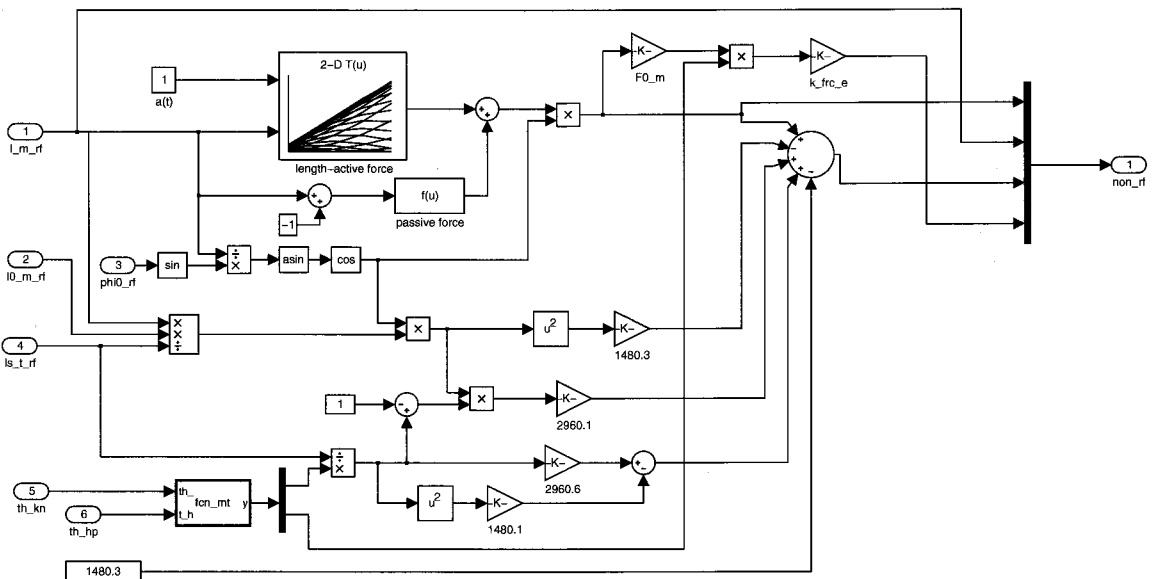


Fig. 6 Simulink model of the nonlinear equation determining a tendon force

Table 2 Optimized values for muscle parameters

	Delp's data	initial value	optimized value	error(%)
l'_{sRF}	0.346	0.37	0.3460	0
l'_{sVM}	0.126	0.15	0.1240	-1.59
l'_{sVL}	0.157	0.18	0.1577	0.45
l'_{sVI}	0.136	0.15	0.1371	0.81
k	1	1.5	1.0001	0.01

준으로 계산된 모멘트의 1.5 배가 되지 않는 이유는 각 근육에 대한 모멘트 팔 길이가 무릎 회전 각도가 커질수록 더욱 작아지기 때문에 생긴 결과이다. 이 시뮬레이션에서 고관절의 각도는 0° 로 고정하였다.

앞 절에서도 논의되었지만, 본 논문의 최적화 과정은 Fig. 7 의 2 개 모멘트 차이 값의 2 제곱을 최소화하는 최적화 변수를 찾는 것이다. 이에 대하여 최적화 결과가 Table 2 에 요약되었다. 최적화 변수들은 1.6%이하 오차 범위 내에서 Delp 가 제안한 값들로 수렴되고 있음을 볼 수 있다.

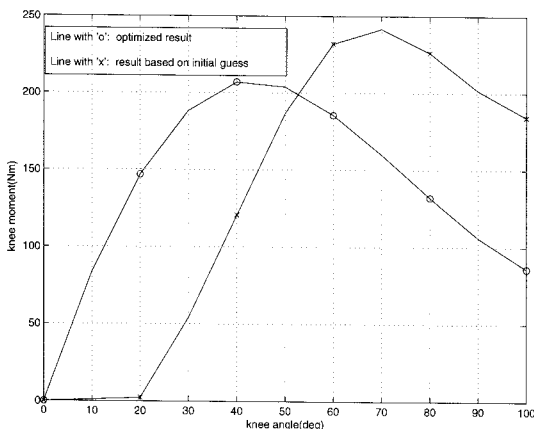


Fig. 7 Knee joint extension moment(optimized vs. initial guess)

4. 결론

인체의 근골격계를 구성하는 골격의 물리적 크기나 각 근육의 형상, 물성치등에 대한 정보는 인체 운동 메커니즘 분석에 있어서 가장 중요한 요소들이다. 신체적 또는 유전적인 차이로 개인마다 고유한 근골격 특성을 갖고 있는데, 이들은 측정이 거의 불가능한 데이터들이다. Hill 근육 모델 파

라미터들에 대한 민감도 해석을 통하여, 근력 결정에 가장 큰 영향을 미치는 파라미터는 건의 슬랙 길이라는 것을 보였다. 개인마다 고유한 근육-건 특성을 표현하기 위하여, Delp 가 제안한 근육-건 파라미터 값들을 기준으로, 건의 슬랙길이와 최대 등척 근력 값을 변화시켰다. 특정 개인의 근력 특성에 부합되는 건의 슬랙 길이와 최대 등척 근력 파라미터 값들을 구하기 위하여, 최적화 기법이 도입되었다. 또한, 제안된 방법의 효용성을 평가하기 위한 수치 시뮬레이션이 수행되었으며, 제안된 최적화 알고리즘은 최적화 변수들의 오차를 1.6%이하로 수렴시키는 좋은 결과를 생성하였다.

후 기

이 논문은 2008 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. R01-2008-000-20375-0).

참고문헌

1. Fleischer, C. and Hommel, G., "Torque Control of an exoskeletal knee with EMG signals," Proc. of the Joint Conf. on Robotics, 2006.
2. Lee, S. and Sankai, Y., "Power assist control for walking aid with HAL-3 based on EMG and Impedance adjustment around knee joint," Proc. of the 2002 IEEE/RSJ Intl. Conf. on Intelligent Robots and Systems, pp. 1499-1504, 2002.
3. Bernhardt, M., Frey, M., Colombo, G. and Riener, R., "Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot LOKOMAT," Proc. of the 2005 IEEE 9th International Conf. on Rehabilitation Robotics, pp. 536-539, 2005.
4. Winter, D. A., "Biomechanics and motor control of human movement, 3-rd Ed.," John Wiley & Sons, 2005.
5. Buchanan, T. S., Lydod, D. G., Manal, K. and Besier, T. F., "Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command," Journal of Applied Biomechanics, Vol. 20, No. 4, pp. 367-395, 2004.
6. Jacob, R. and van Ingen Schenau, G. J., "Control of

- external force in leg extensions in humans,” *Journal of Physiology*, Vol. 457, pp. 611-626, 1992.
7. Buford, W. L., Ivey, F. M., Malone, J. D., Patterson, R. M., Pearce, G. L., Nguyen, D. K. and Stewart, A. A., “Muscle balance at the knee - moment arms for the normal; knee and the ACL-minus knee,” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 5, No. 4, pp. 367-379, 1997.
 8. Visser, J. J., Hoogkamer, J. E., Bobbert, M. F. and Huijing, P. A., “Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles,” *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Vol. 61, No. 5-6, pp. 453-460, 1999.
 9. Blemker, S. S. and Delp, S. L., “Rectus femoris and vastus intermedius fiber excursions predicted by three-dimensional muscle models,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 8, pp. 1383-1391, 2006.
 10. Menegaldo, L. L., de Toledo Fleury, A. and Weber, H. I., “Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower limb model,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 9, pp. 1447-1453, 2004.
 11. Delp, S. L., “Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb,” Ph. D. Dissertation, Department of Mechanical Engineering, Stanford University, 1990.
 12. Anderson, D. E., Madigan, M. L. and Nussbaum, M. A., “Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, No. 14, pp. 3105-3113, 2007.
 13. Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W. and Bogert, A. J., “Model based estimation of muscle forces exerted during movements,” *Clinical Biomechanics*, Vol. 22, No. 2, pp. 131-154, 2007.
 14. Bogey, R. A., Perry, J. and Gitter, A. J., “An EMG to force processing approach for determining ankle muscle forces during normal human gait,” *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 13, No. 3, pp. 302-310, 2005.
 15. Amarantini, D. and Martin, L., “A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamics conditions,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 9, pp. 1393-1404, 2004.
 16. Cho, H. S., Bae, T. S., Kang, S. J., Lee, J. Y. and Mun, M. S., “Bio-mechanical Study on Human Muscle Parameters,” *J. of KSPE*, Vol. 22, No. 11, pp. 16-23, 2005.
 17. Garner, B. A. and Pandy, M. G., “Estimation of musculotendon properties in the human upper limb,” *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 31, No. 2, pp. 207-220, 2003.
 18. Manal, K. and Buchanan T. S., “Subject-specific estimates of tendon slack length: A numerical method,” *Journal of Applied Biomechanics*, Vol. 20, No. 2, pp. 195-203, 2004.