

동적 최적화 방법을 이용한 근육의 에너지 소모를 최소화하는 인체 하지부 근력 예측 및 모달해석

An estimation of lower extremity muscle forces by employing a dynamic optimization method and modal analysis

조영남* · 강문정* · 유흥희†

Young Nam Jo, Moon Jeong Kang and Hong Hee Yoo

1. 서 론

여러 산업 분야에서 인체공학적인 제품의 설계를 위해 인체 각 근육의 근력이나 관절에 작용하는 하중에 관한 연구가 많이 진행되고 있다. 하지만 이러한 정보를 실험을 통해 직접 측정하는 것은 많은 시간과 비용이 필요할 뿐 아니라 안전 및 윤리적인 문제로 인하여 많은 제약이 따른다. 따라서 인체의 해석적 모델을 이용해 체내에서 발생하는 힘들을 예측하기 위한 연구가 많이 이루어지고 있다.

Hill 이나 Huxley 등은 근력을 계산하기 위한 근육의 수학적 모델을 제안하였고 Brand 등은 근육이 뼈에 연결되어 있는 위치에 대해 연구하였고 Leva 등은 인체 각 관절의 물성치에 대해 연구하였다. 인체 모델을 이용하여 근력을 예측하는 방법으로는 주로 최적화 방법을 많이 사용되고 있다. Pandy 등은 제자리에서 점프하는 동작을 할 때, Anderson 등은 걷는 동작을 할 때, Raasch 등은 페달을 구르는 동작을 할 때의 근력을 최적화 방법을 통해 예측하였다.

본 연구에서는 일상생활에서 가장 빈번하게 일어나는 동작 중 하나인 의자에서 일어서는 동작을 할 때 인체 하지부의 근력을 최적화 방법을 이용하여 구하였다.

2. 하지부 모델

2.1 근육 모델

본 연구에서는 인체의 근육을 Hill-type 근육 모

델을 이용하여 모델링하였다(Figure 1). 근육은 길이에 따라서 수축력을 발생시키는 수동요소(Passive element, PE)와 액추에이터와 같이 자발적으로 수축력을 발생시키는 수축요소(Contractile element, CE)로 구성되어 있다. 수축요소가 발생시키는 수축력은 근육의 길이, 수축 속도, 활성화도에 따라 달라지게 되는데 이는 아래와 같은 식으로 표현할 수 있다.

$$\tilde{F}^m = \left\{ f_a(a, \tilde{l}^m) f(v) + f_p(\tilde{l}^m) \right\} \cos \phi(\tilde{l}^m)$$

위 식에서 활성화도(Activation)는 신경흥분(Neural excitation)에 따라 달라지는데 이는 아래와 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$\dot{a}(t) = (e(t) - a(t))(c_1 e(t) + c_2)$$

그리고 근육에서 발생된 수축력은 건(힘줄)을 통해 뼈에 전달된다. 건 역시 수동요소와 마찬가지로 길이에 따라 발생시키는 수축력이 달라지게 되는데 그 관계는 아래와 같은 식으로 근사할 수 있다.

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

2.2 근-골격계 모델

본 연구에서는 인체 하지부를 정강이, 허벅지, 골반, 상체의 네 강체와 8개의 근육으로 이루어진 다물체 시스템으로 모델링하였다(Figure 2). 양쪽 다

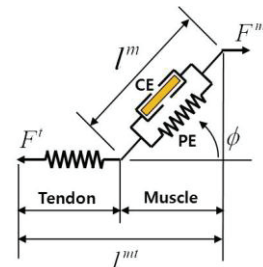


Figure 1 Musculotendon model

† 한양대학교 기계공학부

E-mail : hhyoo@hanyang.ac.kr

Tel : 02-2220-0446, Fax : 02-2299-8169

* 한양대학교 기계공학과

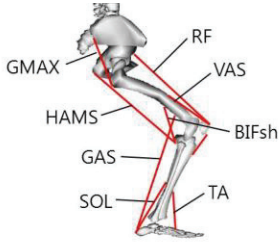


Figure 2 Musculoskeletal model

리에 동일한 하중이 가해진다고 가정하여 한쪽 다리만을 모델링하였다. 또한 시상면(Sagittal plane)에서 평면운동을 한다고 가정하였고, 각 관절들은 핀조인트로 모델링 하였다.

3. 근력의 결정

본 연구에서는 의자에서 일어서는 동작 시 하지부 근력을 예측하는 연구를 수행하였다. 의자에서 일어서는 동작은 Nuzik의 연구 결과를 참고하였고 이 동작을 발생시키기 위해 각 분절에 가해져야 할 모멘트를 계산하였다. 하지부 근육의 근력들은 계산된 모멘트를 발생시키면서 근육이 소모한 에너지가 최소화 되도록 최적화 방법을 이용하여 결정하였다. 이를 식으로 나타내면 아래와 같다.

$$\begin{aligned}
 &\text{Find} && e_1, e_2, \dots, e_8 \\
 &\text{Minimize} && \sum_1^8 E_n \\
 &\text{subject to} && (M_{\text{muscle}} - M_{\text{motion}})_{\text{shank}} = 0 \\
 &&& (M_{\text{muscle}} - M_{\text{motion}})_{\text{thigh}} = 0 \\
 &&& (M_{\text{muscle}} - M_{\text{motion}})_{\text{pelvis}} = 0
 \end{aligned}$$

일어서는 동작을 100개의 단계로 나누고 각 단계에서의 근력을 위의 방법을 통해 구하였다. 이를 통해 시간에 따른 근력의 변화를 구할 수 있다.

4. 해석 결과

위에서 설명한 방법으로 구한 각 분절에 가해져야 할 모멘트와 하지부 근력을 Figure 3에 나타내었다. 결과를 보면 골반과 종아리에 가해져야 할 모멘트가 상당히 크기 때문에 GMAX근과 SOL근의 근력이 상당히 큰 것을 알 수 있다. 반면에 허벅지에 가해져야 할 모멘트는 상대적으로 작아서 대퇴사두근의 근력들은 상대적으로 작게 계산되었다. 따라서 계산된 근력은 대체로 합리적인 결과라고 판단되지만 실험 결과와의 비교를 통해 결과를 검증해야 할

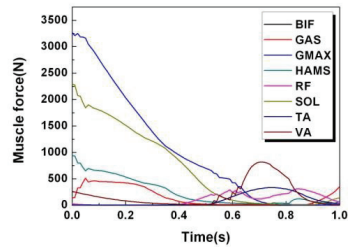
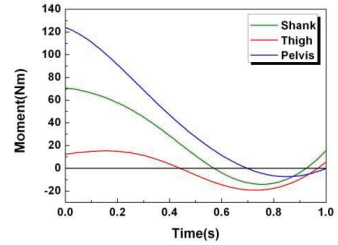


Figure 3 moment and muscle forces

필요성이 있다.

또한 자세 변화에 따른 모달해석을 수행하였다 (Figure 4). 첫 번째 모드는 발목 관절의 움직임이 지배적이고 두 번째 모드는 고관절, 세 번째 모드는 무릎 관절의 움직임이 지배적으로 나타난다. 결과를 보면 첫 번째 모드는 일어서면서 점점 줄어들고 두 번째와 세 번째 모드는 커지는 것을 확인할 수 있다.

후 기

이 논문은 2013년 국방과학연구소 생존성 기술 특화연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었음.

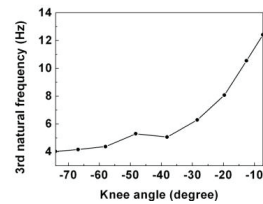
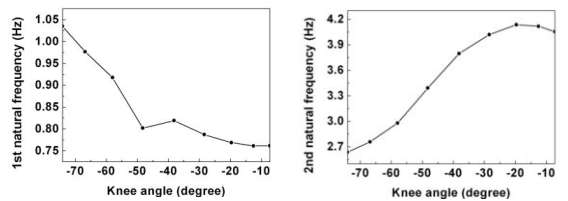


Figure 4 Natural frequencies