한국소음진동공학회 2012년 춘계학술대회논문집, pp.467~468

의자에서 일어서는 동작 시 최적화 기법을 이용한 근력 예측

An estimation of lower extremity muscle forces employing an optimization technique while rising from a seated position

조영남* · 강문정* · 유홍희†

Young Nam Jo, Moon Jeong Kang and Hong Hee Yoo

1. 서 론

생활수준의 향상 및 그에 따른 건강에 대한 관심 증가로 인해 인간중심적인 제품에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 전통적으로는 이러한 인체공학적인 제품을 만들기 위해 직접 사람을 대상으로 실험을 하거나 인체와 유사한 모형을 만들어 실험을 하였다. 하지만 인체실험의 경우 위험성과 윤리적인 문제로 인해 많은 제약이 따르고 인체 모형을 이용한 실험의 경우 상당한 시간 및 비용이 필요하다. 때문에 오래 전부터 신뢰할 수 있는 인체 해석 모델을 만들기 위한 노력을 기울여 왔고 최근에는 더욱 활발한 연구가 이루어지고 있다.

Hill 은 근육의 수학적 모델을 제안하였고 Zajac 은 Hill 의 근육 모델을 발전시켜 현재 가장 널리 쓰이고 있는 근육-건 모델을 제안하였다. Brand 등은 건이 뼈에 연결되어 있는 위치에 대해 연구하였다. Delp 는 인체 하지부의 근육들에 대한 Hill-type 근육 모델의 물성치를 제안하였고 Menegaldo 등은 해석 시간을 단축시키기 위해 하지부의 근육들을 보다 적은 수로 단순화하고 그 물성치들을 제안하였다. 또한 Ellis, Dahlkvis, Smith 등은 특정 동작을 할 때 인체에서 발생되는 근전도(EMG) 신호를 분석하여 각 근육이 얼마만큼의 힘을 발생시키고 있는지를 예측하는 연구를 수행하였다.

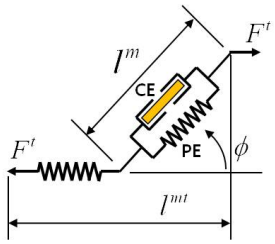

Fig. 1 The musculotendon model

† 교신저자; 유홍희, 한양대학교 기계공학부
E-mail : hhyoo@hanyang.ac.kr
Tel : 02-2220-0446, Fax : 02-2299-8169
* 한양대학교 기계공학과

본 연구는 의자에서 일어서는 동작을 할 때 인체 하지부의 근력을 예측하는 것을 목표로 하고 있다. 인체의 근골격계를 단순화하여 다물체 시스템으로 모델링 하였고 Hill-type 근육 모델을 이용하여 근력을 계산하였다. 또한 그 결과를 바탕으로 슬관절에 가해지는 힘을 예측해 보았다.

2. 인체 하지부 모델

2.1 근육 모델

근육은 Hill-type 근육 모델(Fig. 1)을 이용하여 모델링 하였다. 본 연구에서 사용된 모델에서 근육은 수축요소(Contractile Element)와 수동요소(Passive Element)로 이루어져 있다. 수축요소는 자발적으로 수축력을 발생시키는 부분으로 수축력의 크기는 근육의 길이(l^m), 활성도(a), 수축속도(v^m)에 따라 달라진다(Fig. 2(a)). 활성도는 자발적으로 힘을 발생시키는 정도를 나타낸 것으로 0에서 1사이의 값을 가진다. 수축요소와 건은 의지와 상관

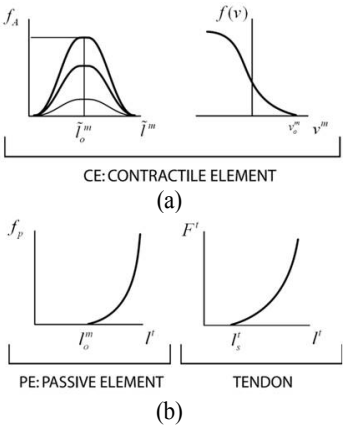

Fig. 2 Change of contraction force of CE, PE and tendon

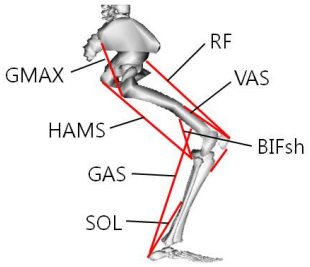

Fig. 3 Musculoskeletal model

없이 일정길이 이상이 되면 수축력을 발생시킨다 (Fig. 2(b)). 근육은 건과 우모각(pennation angle, $\emptyset$) 만큼 기울어져 연결되어 있다. 근육의 수축력을 식으로 나타내면 아래와 같다.

$$\tilde{F}^m = \left\{\tilde{f}_a\left(a,\tilde{l}^m\right)\tilde{f}(\tilde{v}) + \tilde{f}_p\left(\tilde{l}^m\right)\right\}\cos\phi\left(\tilde{l}^m\right) \quad (1)$$

본 연구에서는 등척성(isometric) 운동을 한다고 가정하였고 그 때의 $\tilde{f}(\tilde{v})$값은 1이 된다. 건의 수축력은 건의 변형률(ε)에 따라 달라지고 식으로 나타내면 아래와 같다.

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

위 식에서 θ는 관절의 각도를 나타낸다.

2.2 근골격계 모델

의자에서 일어서는 운동을 하는 동안 발은 지면에 고정되어 미끄러지지 않고 양쪽 다리에 같은 하중이 가해진다고 가정하여 인체 하지부 정강이, 허벅지, 골반, 상체의 네 분절로 모델링 하였다. 또한 측면방향으로의 움직임은 상대적으로 작기 때문에 시상면(sagittal plane)에서 평면운동을 한다고 가정하고 각 관절을 레볼루트 조인트로 모델링 하였다. 하지부 근육들은 시상면 운동에 거의 관여하지 않는 근육은 무시하고 비슷한 역할을 하는 근육은 하나의 근육으로 치환하여 일곱 개의 근육으로 단순화하였다. 이 모델을 Fig. 3에 나타내었다.

3. 해석 방법

등척성 운동에서는 근육의 수축력과 건의 수축력이 같다. 그러므로 식 (1)과 식 (2)에서 미지수는 근육의 길이(l^m), 활성도(a), 근력(F^m)으로 세 개가 된다. 따라서 활성도를 0과 1로 결정하고 두 식을 풀면 각각 근육이 발생시키는 최소등척근력과 최대등척근력을 구할 수 있다. 근력은 운동을 하는 동안 최대등척근력과 최소등척근력 사이에서 에너지 소모를 최소화 하도록 결정된다는 가정하에 정적평형 해석을 통하여 구하였다. 에너지 소모는 운동을 하는 동안 근육이 수행한 역학적 일을 의미한다.

또한 근력을 결정하기 위해 최적화 기법을 이용하였다. 각각의 근력을 설계변수로 결정하고 정적평형 상태를 유지해야 한다는 구속조건 하에 근육이 수행한 역학적 일을 최소화하도록 목적함수를 결정하였다. 최적화는 MATLAB을 이용하여 수행하였다.

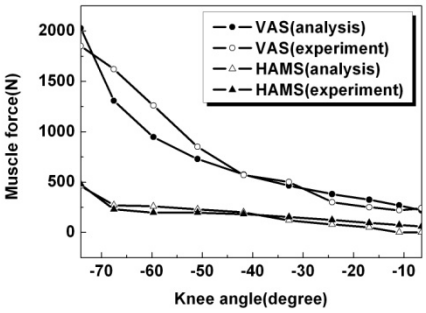

Fig. 4 Comparison of muscle forces

4. 결 과

위에서 설명한 방법으로 근력을 구하고 Ellis(1984)의 실험 결과와 비교해 보았다(Fig. 4). 비교 결과 슬관절의 각도가 -15° 이후에 HAMS근의 근력이 매우 작아져 약간의 차이로도 큰 오차로 계산되는 부분을 제외하면 전체적으로 약 16% 정도로 비교적 잘 일치했다. -60° 부근에서는 상대적으로 큰 오차가 발생하는 것을 볼 수 있는데 이는 운동을 하는 동안 해석과 실험의 자세가 일치하지 않기 때문일 것이라 생각된다. 실험 결과에서 슬관절 이외의 다른 관절의 각도는 제시되어 있지 않아 해석에서의 자세와 약간의 차이가 있을 수 있다.

후 기

이 논문은 2012년 국방과학연구소 생존성 기술 특화연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었음.

이 논문은 2012년도 2단계 두뇌한국21 사업에 의하여 지원되었음.