

실시간 무릎 관절 모멘트 추정 모델 개발 및 평가 Real - time Estimation of Knee Moment and Evaluation

*#김성남¹, 남윤수¹, 이건재², 김정환²

*S. N. Kim¹(tooziiis@nate.com), Y. S. Nam¹, K. J. Lee², J. H. Kim²

¹ 강원대학교 기계메카트로닉스공학과, ² 강원대학교병원 재활의학 교실

Key words : exoskeletal robot, tendon slack length, muscle activation, signal process

1. 서론

최근 3차원 운동 해석 소프트웨어의 개발로 외골격 로봇(exoskeletal robot) 분야에 대한 관심이 커지고 있다. 외골격 로봇 장치는 거동이 불편한 사람들의 움직임을 용이하게 보조하는 역할을 하며, 재활기구로도 사용 될 수 있다. 외골격 시스템에서 가장 큰 논쟁거리는 어떻게 각기 다른 사람들의 움직임을 예측하며, 근육에 필요한 힘을 어떻게 가해주는가이다. 사람의 움직임에 가장 큰 영향력을 끼치는 요소 중 하나는 무릎 관절 모멘트이기 때문에 본 논문에서는 실시간 무릎 관절 모멘트 추정 모델을 개발하고 평가하려고 한다. 특히 인장 모멘트(extension moment)에 관해서 연구 하려고 한다. 그 처음은 근육 파라미터(muscle parameter) 중, 하지 근육이 내는 힘이 가장 민감한 건의 슬랙 길이(tendon slack length)를 1.78m의 키와 75kg의 몸무게를 가지는 실험대상에 맞게 최적화(optimization) 하고, 그 최적화된 건의 슬랙 길이를 근육의 기하학적인 구조 및 S, L. Delp의 실험 자료를 토대로 특정 개인에 맞는 Look-up Table을 작성하는 것이다. Look-up Table은 관절의 각도와 근육활성화지수(muscle activation), 그리고 근육의 수축 속도를 입력으로 하고 근육의 무차원화된 길이가 출력으로 나오게 된다. 따라서 Look-up table과 인체 근육과 관련된 식을 사용하면, 하지 각 근육에서 내는 힘을 계산할 수 있을 것이다. 거기에 모멘트 팔의 길이도 계산할 수 있다면 무릎 관절 모멘트를 추정할 수 있는 모델을 완성할 수 있다. 그리고 그 만들어진 모델에 관하여 평가 하려고 한다.

2. 무릎 관절 모멘트 추정

2.1 Hill의 근육 모델

근육들은 Fig. 1과 같이 도시화 할 수 있다. 근육이 수축 운동을 할 때 생성되는 힘은 근육의 기하학적인 구조(geometry structure), 그리고 힘과 근육의 길이 관계 및 수축되는 속도와 힘의 관계를 통하여 아래식과 같이 표현된다.[2]

$$\begin{aligned}
 F^t &= f_{act}(a, \bar{l}_m) f(v) + f_{psv}(\bar{l}_m) F_o^m \cos \phi \\
 &= 1480.3 \epsilon^2 F_o^m \quad 0 < \epsilon < 0.0127 \\
 &= (37.5 \epsilon - 0.2375) F_o^m \quad \epsilon \geq 0.0127 \\
 \epsilon &= \frac{l^{mt}(\theta) - l_o^m \bar{l}_m \cos \phi - l_s^t}{l_s^t} \\
 \phi &= \sin^{-1} \left(\frac{l_o^m \sin \phi_o}{l} \right)
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

근육에서 생성되는 힘과 모멘트 팔의 길이는, 위의 식과 같이 Hill 모델의 파라미터들인 최대 등척근력(F_o^m), 최적 근 섬유 길이(l_o^m), 최대 등척근력을 낼 때의 우모 각(ϕ_o)과 건의 슬랙 길이(l_s^t)에 대한 값과 근육활성화지수(a), 최적 근 섬유 길이(l_o^m)로 정규화(normalization)된 무차원 근육 길이(\bar{l}_m), 근육 운동 속도(v), 근육-건 전체 길이(l^{mt})와 관절각도(θ)만 알면 그 크기를 낼 수 있다.[1] 모든 근육 파라미터를 직접적으로 측정 하는 것은 거의 불가능 하다. 하지만 근력에 가장 민감한 파라미터인 건의 슬랙 길이를 조절하면 실제 실험값과 거의 유사한 모멘트를 추정할 수 있다. 특히 최대자발수축운동(MVC)상태에서는 근육 활성화 지수와 속도지수가 1이므로 위의 식을 간단히 표현 할

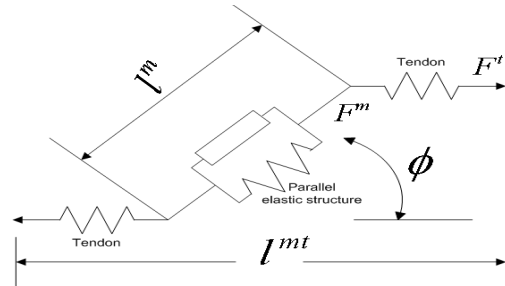


Fig. 1 Hill-type muscle model

수 있을 뿐만 아니라 손쉽게 최적화된 건의 슬랙 길이를 계산할 수 있다.[2] 본 논문에서는 정확한 실험 데이터를 얻기 위해 CONTREX-MJ 시스템을 사용하였다. 고관절 각도는 85°로 유지 시켰고, 그 상태에서 무릎각도를 변화 시키면서 실험을 수행 하였다. 최적화하는 방법으로는 최소자승법(least squares error)을 사용하였다. 세 번의 실험 결과에 관해 scale factor 및 사두근의 건의 슬랙 길이를 최적화 한 값들을 Table. 1에 나타냈다. Table. 1에서의 1번 데이터를 적용시켜 계산된 모멘트 값과 실험으로 측정된 모멘트 차이를 Fig. 2로 나타냈다. 별표(*)는 실제 실험으로 측정된 값이고, 직선(-)으로 그려진 것은 최적화된 건 슬랙 길이를 적용시켜 계산된 모멘트 값이다. 여기서 보여 지는 것처럼 실제 계산된 값과 측정된 모멘트 값은 각도의 변화에 따라 부분적으로 오차가 나타났지만 인체 실험은 항상 약간의 오차를 포함하므로, 이 데이터를 사용하여도 무방한 것으로 판단된다. 최적화된 건의 슬랙 길이와 근육의 기하학적인 구조를 토대로 근육활성화 지수, 관절의 각도, 근육운동 속도를 입력으로 하여 무차원 근육 길이를 나타낼 수 있는 Look-up table을 작성하였다.

2-2 신호처리를 통한 근육 활성화 지수 추정

어떤 근육에서의 활성화 지수가 1이라 함은, 그 근육 전체 근 섬유가 수축 운동을 하고 있다는 것을 의미한다. 그리고 외골격 시스템이 사용자의 움직임을 예측하기 위해서 필요한 신호가 바로 이 근육활성화지수이다. 근육활성화지수를 계산하기 위해서, 본 논문에서는 EMG센서를 통해 측정된 신호를 30Hz의 차단 주파수를 갖는 4차 Butterworth, 고역통과필터(Highpass filter)를 이용하여 필터 처리하였으며 이 신호를 정류(rectification)하고 MVC상태에서 측정된 최대 EMG신호에 관하여 정규화(normalization)하였다. 정규화 된 신호를 저역통과 필터 처리한 후, 아래의 activation dynamics를 이용하여 근육 활성화 지수를 계산하였다.[3]

$$a(t) = \frac{e^{Au(t)} - 1}{e^A - 1}
 \tag{2}$$

Table 1 Optimized tendon slack length

Muscle /Scale factor	Optimized Value			Delp's data
	1	2	3	
RF	0.3323	0.3281	0.3351	0.3460
VI	0.1252	0.1316	0.1379	0.1360
VM	0.1719	0.1803	0.1805	0.1260
VL	0.1368	0.1290	0.1279	0.1570
k	1.3275	1.2897	1.3552	1.0000

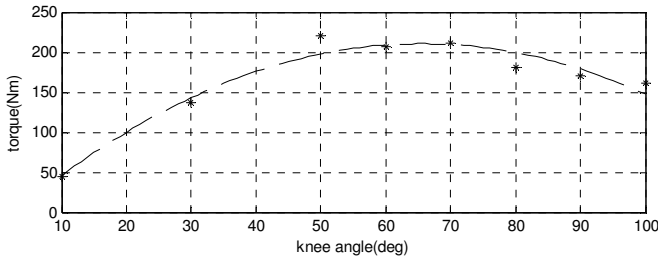


Fig. 2 Results of optimization

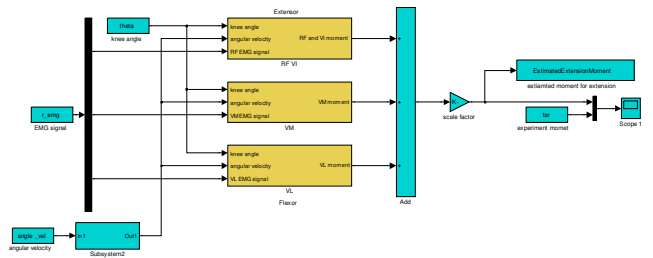


Fig. 3 Simulink model for real-time measurement

3. 알고리즘의 적용

앞서 소개된 Look-up table과 식(1)의 알고리즘을 이용하여 Fig. 3과 같이 MATLAB® SIMULINK®를 사용하여 모델을 구현하였다. 알고리즘의 정확성을 판단하기 위한 방법으로 CONTREX MJ 시스템을 이용하여 각속도 변화가 일정한 상태에서의 모멘트를 실시간으로 측정하였고, 이때 추정되는 모멘트 값을 실제 실험된 결과 값과 비교하였다.

4. 결론

외골격 로봇 분야에서 중요한 요소 중 하나인 무릎 관절 모멘트 추정은 건의 슬랙 길이의 최적화와 근육으로부터 나오는 전기적 신호의 처리과정을 통해서 이루어진다. 본 논문의 경우 신전(extension) 모멘트를 담당하는 사두근(quadriceps)만을 고려하였다. Fig. 4와 Fig 5는 무릎 관절의 각도의 변화에 따른 모멘트의 변화를 나타낸다. 모멘트가 양의 값을 가질 때는 인장 모멘트를 나타내며 음의 값을 지닐 때는 굴곡(flexion) 모멘트를 나타낸다. 신전 모멘트가 나타나는 구간에 대해 CONTREX-MJ 시스템에서 측정된 실험결과(-)와 MATLAB® SIMULINK®를 사용하여 추정된 결과(...)를 비교해 보면 그 값이 거의 일치하는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 굴곡 모멘트에 영향을 주는 햄스트링(hamstring) 근육들까지 추후에 고려된다면 EMG센서를 이용하여 무릎관절의 전체적인 움직임 추종 및 예측 할 수 있을 것으로 생각 된다. 추후 연구는 햄스트링 근육의 운동에 관해서 행해질 것이다.

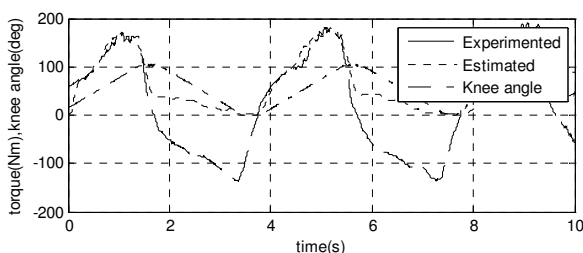


Fig. 4 Comparison between estimated and experimented knee moments as knee angle changes in 60°/s isokinetic eccentric contraction

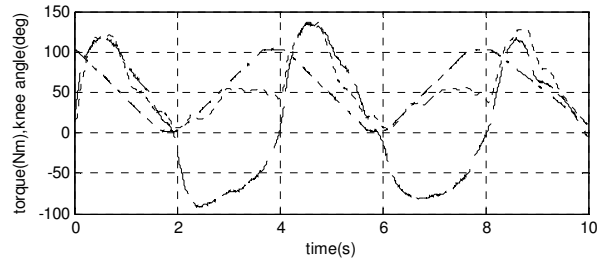


Fig. 5 Comparison between estimated and experimented knee moments as knee angle changes in 60°/s isokinetic concentric contraction

후기

본 논문은 교육과학기술부의 지원으로 수행한 연구 결과입니다.

참고문헌

1. L. L. Menegaldo, A.de T. Fleury, H. I. Weber, "Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower limb model," *Journal of Biomechanics*, 37, 1447-1453, 2004.
2. 남윤수, 이우은, "MVC 상태에서의 무릎관절 모멘트 추정을 위한 모델 개발," *J. Biomed. Eng.*, 222-223, 2008
3. David G. Lloyd, Thor F. Besier, 2003, "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joints in vivo," *Journal of Biomechanics*, 36, 765-776, 2003