

최적화 기법을 이용한 무릎관절 모멘트 추정 Estimation of Knee Joint Moment using Optimization Process

*#김성남¹, 남윤수¹, 최한순¹, 백소라²

*#S. Kim(tooziiis@nate.com)¹, Y. Nam¹, H. Choi¹, S. R. Baek²

¹강원대학교 기계메카트로닉스공학과, ²강원대학교병원 재활의학 교실

Key words : Knee joint moment, Hill's muscle model, Electromyography, Optimization process

1. 서론

외골격시스템(exoskeleton system)은 재활 및 보조기구로 사용 될 수 있다. 외골격시스템의 설계 시 가장 중요한 것 중 하나는 정확한 관절 모멘트를 추정하는 것이다. 정확한 관절 모멘트를 추정하기 위해서는 사용자의 근육에 관한 정보가 필요하다. 사용자의 모든 근육-건 파라미터(parameter)를 아는 것은 현실적으로 거의 불가능 하기 때문에 대부분의 연구자들은 S. L. Delp 의 연구 자료를 이용한다 [1]. 하지만, 이것 또한 개인의 특성을 명확하게 나타내지는 않는다. 따라서 본 논문에서는 개인의 신체적 특성을 명확하게 나타낼 수 있도록 건의 슬랙 길이(tendon slack length)를 최적화하는 과정을 제시한다. 최적화는 등척성 운동(isometric motion)에서 이루어 진다. 근육-건 길이와 모멘트 팔이 관절 각(joint angle)들의 함수라는 L. L. Menegaldo 의 연구와 Hill 의 근육 모델 및 Delp 의 근육-건 파라미터를 이용하여 모멘트 추정 알고리즘을 MATLAB Simulink[®] 를 사용하여 구현한다. 마지막으로 무릎 관절 모멘트 추정 알고리즘을 등속성 운동(isokinetic motion)에서 최적화 전후의 실험 결과의 비교를 통해서 평가 하고자 한다.

2. 무릎 관절 모멘트 추정

2.1 Hill 의 근육 모델

Hill 의 근육 모델이 무릎관절 모멘트 추정을 위해 사용된다 [2]. 건의 무차원 힘 (\tilde{F}')은 다음과 같이 표현된다.

$$\tilde{F}' = F' / F_o^m = \{f_{act}(a, \tilde{l}_m, v) + f_{psv}(\tilde{l}_m)\} \cos \phi \quad (1)$$

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

여기서, F' 는 건의 힘이고, F_o^m 는 근육이 최적 근섬유 길이 (l_o^m)일 때 낼 수 있는 최대 등척 근력이다. ϕ 는 우모각이다. $f_{act}(a, \tilde{l}_m, v)$ 는 근육활성화 지수 (a)와 무차원 근육길이(\tilde{l}_m) 및 근육의 수축 속도(v)로 이루어진 함수로서 근육의 능동적인 힘을 무차원화 한 것이다. $f_{psv}(\tilde{l}_m)$ 는 근육의 수동적인 무차원 힘을 나타낸다. 건의 변형률(ϵ)은 다음과 같다.

$$\epsilon = \frac{l' - l'_s}{l'_s} = \frac{l^m(\theta) - l_o^m \tilde{l}_m \cos \phi - l'_s}{l'_s} \quad (3)$$

l' 는 건의 길이이고, l'_s 는 건의 슬랙 길이이다. $l^m(\theta)$ 는 근육-건 길이로 관절 각들의 함수로 이루어진다.

2.2 최적화 과정

근육이 낼 수 있는 힘은 근육의 PSCA (physiological cross sectional area)의 비에 따라서 달라지므로, Table 1 에서와 같이 하지에서 그 비율이 큰 근육들만을 고려한다. 무릎 관절 신근(extensor)들의 건의 슬랙 길이 및 스케일 팩터(scale factor, k)를 결정하는 과정은 다음과 같다. 무릎 관절 운동을 최대 등척성 운동으로 가정하고, 무릎 각을 변화시키면서 동력계(dynamometer, CON-TREX MJ system)로부터 최대 신장 모멘트(max extension moment)를 수집한다. 최대 등척성 운동에서는 근육활성화 지수의 값이 1 로 주어진다. 근육 관절의 각도 및 각속도의 정보와 Delp 및 Menegalo 의 연구 자료를 토대로 비선형 식 (1)-(3)을 계산 할 수 있다. 실험 데이터(experimental data)와 계산된

모멘트(estimated moment)의 차를 최소화하는 방법으로 식 (4)와 같이 최소 제곱법을 사용하여 건의 슬랙 길이 및 k 를 결정한다. 굴근(flexor)들의 건의 슬랙길이와 k 도 같은 방법으로 결정 지을 수 있다.

$$f_i(l_{sRF}^i, l_{sVM}^i, l_{sVL}^i, l_{sVI}^i, k) = (M_{EXP}^i - M_{EST}^i)^2 \quad (4)$$

여기서, M_{EXP}^i 와 M_{EST}^i 는 $\theta = \theta_i$ 일 때의 실험 및 추정 무릎 관절 모멘트이다.

2.3 최적화 결과

CON-TREX MJ system 을 이용하여 등척성 및 등속성 무릎 관절 모멘트를 측정하였다. EMG(electromyography) 옵션 보드를 연결하여 EMG 신호를 측정 모멘트와 동기화 시켰다. 실험 대상의 키는 1.78m 이고 체중은 75kg 이다. 고관절의 각도는 85° 그리고 발목 관절은 0°로 고정시킨 상태로 무릎의 각도를 0° (knee is fully extended) 에서 120°로 변화시키면서 실험을 진행하였다. Table 1 은 최적화된 근육들의 건의 슬랙 길이 및 scale factor 를 보여준다.

2.4 무릎관절 모멘트 추정 알고리즘의 평가
MATLAB Simulink®를 통해 무릎관절모멘트 추정 알고리즘을 구현 하였다. Fig. 1 은 등척성 운동에서의 실험 결과를 나타낸다. 위의 두 그림은 30%/s 로 실험한 결과로, 처음은 최적화 된 근육 파라미터를 사용하였을 때의 결과이고, 다음은 Delp 의 실험 자료만을 사용하였을 때이다. 실선은 CON-TREX 에서 측정 된 데이터고, 일점쇄선은 알고리즘을 통해서 추정한 결과이다. Fig. 1 의 아래 두 그림은 60%/s 로 실험한 결과를 나타낸다.

Table 1 Optimization results

Muscle and scale factor	Optimized results(m)	Delp's data
RF (rectus femoris)	0.3219	0.3460
VI (vastus intermedius)	0.1444	0.1360
VM (vastus medialis)	0.1285	0.1260
VL (vastus lateralis)	0.1592	0.1570
BFL (biceps femoris long)	0.3521	0.3410
BFS (biceps femoris short)	0.0873	0.1000
SM (semimembranosus)	0.4036	0.3590
ST (semitendinosus)	0.2974	0.2620
GM (medial gastrocnemius)	0.3980	0.4080
GL (lateral gastrocnemius)	0.3712	0.3850
k_extensor	1.4945	1.0000
k_flexor	1.3813	1.0000

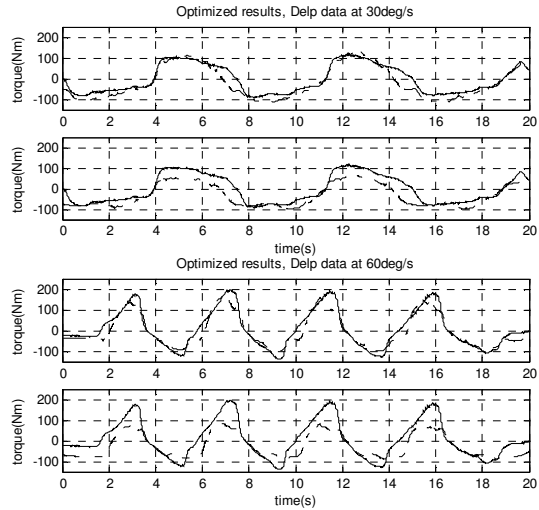


Fig. 1 Comparison of the estimated knee joint moment with experimental data

Delp 의 실험 자료만을 사용할 경우, 추정 모멘트는 실제 운동과 유사한 패턴을 보이지만, 오차가 상대적으로 최적화된 파라미터를 사용하였을 때보다 큰 것을 확인 할 수 있다.

3. 결론

무릎관절 모멘트 추정 알고리즘 개발에 관하여 본 논문은 다루었다. 알고리즘의 성능은 각 개인의 특성을 반영하는 근육 파라미터를 찾는 것에 좌우된다. 따라서 최적화하는 방법 및 과정을 제시하였으며 이 결과를 실험 데이터와 비교함으로써 평가 하였다.

후기

본 논문은 교육과학기술부의 지원으로 수행한 결과 입니다. (2010-0027556)

참고문헌

1. Delp, S. L., "Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb," Ph.D. Dissertation, Stanford Univ., 1990.
2. Winter, D. A., "Biomechanics and motor control of human movement," John Wiley & Sons, 3rd ed 2004.