

EMG 신호를 이용한 무릎 근육들의 힘 추정에 대한 연구

Force estimation using EMG signal for knee muscles

*#이재강, 박해균, 이우은, 김재우, 남윤수

*# J. K. Lee(margrave@dreamwiz.com), H. K. Park, W. E. Lee, J. W. Kim, Y. S. Nam
 강원대학교 기계 메카트로닉스 공학부

Key words : EMG, Muscle force

1. 서론

움직임이 불편한 사람들의 활동을 보조해 주는 보조기의 개발에 있어서 관절의 움직임에 기여하는 근육들의 힘을 추정하는 것은 중요한 요소이다. 근육은 움직임이라는 신호가 전달된 후에 실제 힘을 발생하는데 약간의 시간이 걸리는데 근전도 신호는 그 과정에서 실제 근육의 움직임이 발생하기보다 조금 미리 추출할 수 있다는 장점이 있다. 따라서 근전도 신호를 이용하면 현재의 움직임이 아니라 인간이 움직이고자 하는 의도를 미리 파악해 낼 수 있고 이 특징을 이용하면 몸이 불편한 사람들의 움직임을 능동적으로 보조하는 보조기구조에도 적용할 수 있다는 장점이 있다. 본 연구에서는 근전도 신호를 이용하여 무릎의 움직임에 기여하는 근육들의 힘을 추정하는 한 가지 방법을 제안한다. Fig. 1은 근육 힘 추정의 전체 흐름을 보여주고 있다. 적절한 위치에 부착된 근전도 센서에서 검출된 근전도 신호가 제한된 범위 내에서 임의로 초기화 된 EMG-to-Activation 관계 특성을 나타내는 파라미터(parameter)를 이용해 근육 활성화 신호로 계산되어지고, 그 활성화 신호와 해부학적 데이터, 운동 데이터를 활용하여 Hill-type 근육 모델을 거쳐 근육의 힘이 계산 되고, 다음으로 근육의 힘으로부터 관절의 모멘트를 계산한다. 이렇게 계산된 모멘트와 anatomical model과 운동 데이터를 활용해 역동 역학(inverse dynamics)를 통해 구해진 관절의 모멘트와의 오차를 최소화 하는 방향으로 EMG-to-Activation 관계 특성을 나타내는 파라미터를 최적화하여 최종적으로는 이 최적화 된 파라미터를 이용하여 근전도 신호로부터 근육의 힘을 추정하게 된다. 본 연구에서는 실제 근육 힘을 추정하는데 있어서 최적화해야 하는 다양한 파라미터들 중에서 EMG-to-Activation 관계 특성을 나타내는 파라미터만을 최적화 하고 나머지 파라미터는 해부학적 데이터를 근거로 추측하는 방법을 이용하여 최적화 하는데 걸리는 시간을 줄이는 방법을 제안하였고, 앉은 상태에서 일어나는 동작을 통해 확인하였다.

때문에 그 조직의 상태에 따라 근전도 신호는 달라질 수 있기 때문에 그러한 변화에 대한 영향을 없애기 위해 MVC값을 이용하여 정규화하는 과정을 거친다.

$$a_j(t) = \frac{e^{Au_j(t)} - 1}{e^A - 1} \quad (1)$$

여기서 $a_j(t)$ 는 시간 t 에서 근육 j 의 활성화 수치를, $u_j(t)$ 는 근육 j 에 대해서 시간 t 에서 정규화 과정까지 후처리된 근전도 신호를, A 는 $-10 < A_j < 0$ 로 제한된 비선형 특성을 나타내는 인자이다.

이 논문에서 이용된 근전도 신호는 1000배의 증폭기와 20~450Hz의 대역통과 필터를 내장한 Delsys 2.3이라는 차동 증폭 센서를 이용하여 1KHz로 샘플링되었고, 이 신호를 정류한 후 5Hz의 저역통과 필터를 이용하여 평탄화 하고 MVC값을 이용하여 정규화 하는 후처리 과정을 거쳐 이용된다.

3. Hill-type 근육 모델

근육 활성화 수치로부터 실제 근육의 힘을 구하기 위해서 Hill-type 근육모델을 이용하였다. Hill-type 근육 모델은 근육을 수축하는 부분과 힘줄 부분이 연결된 형태로 표현하며, 정규화된 근육의 길이와 힘의 관계와 근육 활성화 수치를 이용하여 근육의 힘을 계산 할 수 있다.

$$F_j(t) = F_{j,max} (f_{a(t)} a(t) + f_{p(t)}) \cos(\theta(t)) \quad (2)$$

여기서 $F_j(t)$ 는 시간 t 에서 근육 j 의 힘, $F_{j,max}$ 는 근육 j 의 최대 등척운동시의 힘, $f_{a(t)}$ 는 근육의 active force-length curve factor, $f_{p(t)}$ 은 근육의 passive force-length curve factor, $\theta(t)$ 는 시간 t 에서의 근육 j 의 pennation 각도를 나타낸다. 이 연구에서는 eq. [2]에 포함된 요소들 중 근육의 최대 등척운동시의 힘과 살아있는 생체로부터 측정하기 어려운 근육의 길이, 근육의 pennation 각도, S. L. Delp 등의 연구와 J.J. Visser 등의 연구에서 제안한 해부학적 데이터와 관절의 각도 데이터로부터 수립한 방법을 통해 구해진 값을 이용하였다. 이렇게 구해진 근육의 힘에 의해 발생하는 관절의 모멘트를 계산하기 위해서는 각 근육의 모멘트 암(moment arm)을 알아야 하는데 이 모멘트 암 역시 살아있는 생체로부터 실시간으로 알아내는 것이 매우 어렵기 때문에 이것을 추정하는 방법에 대해서도 여러 연구가 진행되었으며 대부분의 연구에서는 해부학적 데이터를 이용하여 추정하고 있다. 이 논문에서는 앞서 근육의 길이를 구하는 방법과 마찬가지로 관절 각도와 해부학적 데이터를 이용하여 모멘트 암을 구하는 방법을 이용한다. Eq [3], [4]는 각각 무릎 관절 각도로부터 근육의 길이와 모멘트 암을 추정하는 수식이다.

$$\Delta l_i = A_0 + A_1 \theta_i + A_2 (\theta_i)^2 \quad (3)$$

여기서 Δl_i 는 대퇴부 길이에 대한 백분율 형태로 표현되는 근육의 길이를 나타내며, θ 는 무릎 관절의 각도(degree)를 의미한다. A_0, A_1, A_2 는 해부학적 데이터를 바탕으로 구해진 2차 다항식

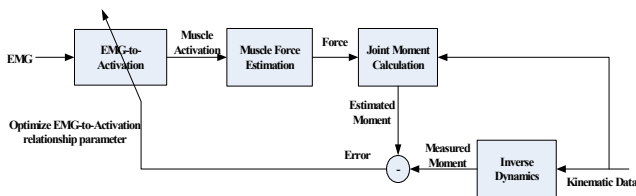


Fig. 1 Muscle force estimation

2. EMG-to-Activation

EMG-to-Activation 모델은 근전도 신호와 근육의 활성화 특성 사이의 관계를 표현하기 위한 것으로 검출된 근전도 신호는 적절한 증폭과 필터링의 전처리과정과 저역통과 필터를 이용한 평탄화(smoothing)를 거친 후 MVC(Maximum Voluntary Contraction) 근전도 값을 이용하여 정규화 하는 후처리 과정을 거쳐서 EMG-to-Activation에 이용된다. 근전도 신호를 측정하기 위해 피부에 부착하는 센서를 이용할 때 센서와 실제 피부 속의 근육 사이의 조직 상태가 여러 가지 요소에 의해 매일매일 같지 않

의 계수로 각각의 근육마다 다른 값을 가진다.

$$d = (A_1 + 2A_2\theta_i) \times 180/\pi \tag{4}$$

여기서 d 는 대퇴부 길이의 백분율로 표시되는 근육의 모멘트 arm이며, θ 는 무릎 관절의 각도(degree)를 의미한다. A_1, A_2 는 해부학적 데이터를 바탕으로 구해진 다항식의 계수로 Eq [3]에 이용된 값과 같은 값으로 각각의 근육마다 다른 값을 가진다. Table 1.은 eq.[3], [4]에 이용된 다항식의 계수이다.

Table 1 coefficient of polynomials relating length of muscle to joint angle

muscle	A0	A1	A2
VL	-0.43341	0.15349	-0.00047
VM	-0.29879	0.23517	-0.0007
BF	0.19826	-0.0460	0
TFL	-0.0924	0.0722	-0.00015

4. Anatomical Model

앞서 말한바와 같이 인체의 관절 운동 데이터로부터 관절의 모멘트를 구하는데 있어서 anatomical model을 이용된다. 이 연구에서 이용하는 anatomical model은 SIMM™ (Musculographics Inc.)을 이용하여 인간의 하체에 대한 모델로 S. L. Delp 등의 연구를 토대로 개발된 것이다. 이 anatomical model은 하체근육 중 semimembranosus, semitendinosus, biceps femoris long head, biceps femoris short head, sartorius, tensor fascia latae, gracilis, vastus lateralis, vastus intermedius, vastus medialis, rectus femoris, medial gastrocnemius 그리고 lateral gastrocnemius의 13개 근육에 대한 정보를 포함하고 있으며 관절에 영향을 크게 미치지 못하는 2개의 근육은 제외시킨 모델이다.

5. Parameter Optimization

기존의 anatomical model과 근전도 신호, Hill-type 근육 모델을 이용하여 근육 힘을 추정하는 연구들에서는 최적화해야 하는 parameter의 수가 적게는 3개부터 많게는 15개까지 다양하다. 이 논문에서는 해부학적 데이터를 최대한 활용하여 최적화 대상으로 EMG-to-Activation 관계의 특성을 나타내는 parameter 1개만을 사용하며, 최적화 방법으로는 역동역학으로 구해진 모멘트와 근육의 힘과 모멘트 암으로부터 계산된 모멘트의 차이를 최소화하기 위해 비선형 최소자승법을 이용하였다.

6. Experiment

앉은 상태에서 일어서는 동작(sit-to-stand movement)에서 무릎 관절을 펴는 근육들로부터 검출한 근전도 신호와 동작동안의 관절의 운동 데이터를 이용하여 제안하는 방법에 대해 검증해 보았다. 실험에 사용된 근전도 신호는 biceps femoris, vastus lateralis, vastus medialis, tensor faciae latae 4개의 근육으로부터 검출하였으며, 역동역학으로 모멘트를 구하기 위한 운동 데이터로 무릎, 발목, 힙의 관절 각도를 함께 이용하였다. 실험에서 무릎을 굽히는데 큰 기여를 하는 biceps femoris의 근전도 신호는 일정 값을 넘지 못하는 매우 작은 크기의 신호를 나타냈기에 sit-to-stand 동작의 주요 움직임인 무릎 관절을 펴는 동작에 기여하지 못하는 것으로 간주하여 모멘트 계산에 포함시키지 않았다. Fig. 2는 EMG-to-Activation 관계 parameter를 최적화 한 후 추정된 근육 힘으로부터 구해진 모멘트와 역동역학으로 구해진 모멘트를 함께 표시한 그래프로 해부학적 데이터를 최대한 이용하여 최적화 대상을 최소화 한 형태의 결과로는 매우 근사한 값을 보이고 있다.

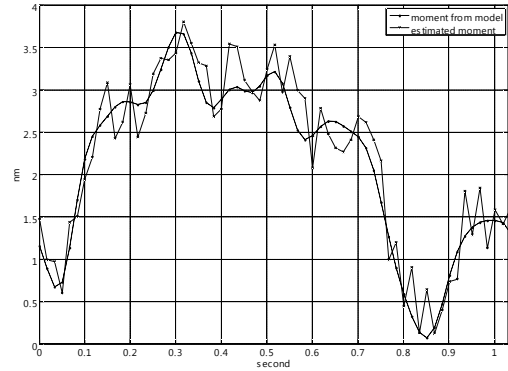


Fig. 2 estimated moment and induced moment from anatomical model

6. 결론

이 연구에서는 근전도 신호와 적절한 anatomical model 그리고 Hill-type 근육 모델을 이용하여 해부학적 데이터를 최대한 활용하여 최적화 할 대상 parameter의 수를 하나로 줄여서 근육의 힘을 추정하는 방법을 제안하고 있으며 sit-to-stand 동작을 통해 제안한 방법을 검증하였다. 실험 결과를 보면 최적화 대상을 최소화하였지만 전반적인 추정 결과는 실제 값과 매우 근사한 형태를 보여주는 것을 확인 할 수 있었다.

후기

본 연구는 강원대학교 BK21 프로젝트의 지원을 받아 수행되었습니다.

참고문헌

1. D. Amarantini, L. Martin, "A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions," J. Biomechanics, vol. 37, pp.1393-1404, 2004
2. A. Erdemir, S. McLean, W. Herzog, A. J. van den Bogert, "Model-based estimation of muscle forces exerted during movements," J. Clinical Biomechanics, vol. 22, pp.131-154, 2007
3. H. Hatzee, "Estimation of myodynamic parameter values from observations on isometrically contracting muscle groups," Eur J. Appl. Physiol, vol. 46, pp.325-338, 1981
4. D. G. Lloyd, T.S. Buchanan, "A model of load sharing between muscles and soft tissues at the human knee during static tasks," J. Biomechanical Eng. vol. 118, pp.367-376, 1996
5. D. G. Lloyd, T. F. Besier, "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo," J. Biomechanics, vol. 36, pp.765-776, 2003
6. S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, "An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures," IEEE Trans. Biomedical Eng., vol. 37, no. 8, pp.757-767, 1990
7. J.J. Visser, J.E. Hoogkamer, M.F. Bobbert, and P.A. Huijting, "Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles," Eur J. Appl. Physiol., vol.61, pp.453-460, 1990
8. T.Spaugele, A. Kistner, A. Gollhofer, "Modeling, simulation and optimization of a human vertical jump," J. Biomechanics, vol. 32, pp.521-530, 1999