

# 무릎 관절 모멘트를 이용한 근육-건 파라미터 추정 Estimation of muscle-tendon parameter using a moment of knee joint

\*#이우은<sup>1</sup>, 엄현우<sup>1</sup>, 남윤수<sup>1</sup>

\*#W. E. Lee(leewoo@kangwon.ac.kr)<sup>1</sup>, H. W. Uhm<sup>1</sup>, Y. S. Nam<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 강원대학교 기계메카트로닉스공학과

Key words : tendon slack length, knee moment, quadriceps

## 1. 서론

본 연구는 인간의 하지 관절 중 슬관절의 운동을 보조하는 외골격형 슬관절 운동 보조 기구에 관한 것이다. 이 기구가 제대로 작동하기 위해서는 사용자의 운동의도를 파악하고, 이에 따른 적당한 힘을 사용자에게 작용하게 하는 것이다. 운동의도는 근전도(Electromyography, EMG)신호를 통하여 파악할 수 있다. 이 신호를 신호처리를 하면 근육의 활성화 지수(muscle activation,  $a(t)$ )를 구할 수 있게 된다. 활성화 지수는 근육의 힘 생성 요구 정도를 나타내게 된다.

슬관절 운동에 작용하는 주 근육은 13 개[1]이다. 정확한 슬관절 모멘트를 계산하기 위해서는 모든 근육의 운동의도를 파악하고, 이를 이용하여 관절 모멘트가 구성되어야 한다. 그러나 우리가 제작하고자 하는 기구에서 이 과정을 실시간으로 처리하는 것은 어려운 문제이다. EMG 신호 획득에서도 표면 근전도 센서(Surface EMG sensor)만을 사용하게 되므로 깊은 곳의 근육의 근전도는 측정할 수 없다. 따라서 전체 근육이 아닌 일부의 근육으로 관절 모멘트를 예측하기 위해서는 근육-건 파라미터(muscle-tendon parameter)의 조정이 필요하다.

또한, Delp[1]는 1990 년 이전까지 보고된 모든 자료를 참조하고, 젊은 사체를 기준으로 하여, 하지 운동에 관여하는 총 43 개의 근육들에 대한 근육-건 파라미터를 정의하였다. 하지만 Delp 가 제안한 파라미터들은 모두 시체에서 얻은 데이터이고 이것을 특정개인의 파라미터와 같다고 보기는 어렵다.

따라서 본 논문에서는 슬관절의 신전 모멘트에 관하여, 위의 두 가지 문제를 고려하여 근력 특성 결정에 가장 민감한 영향을 미치는 파라미터인 건의 슬랙 길이( $l'_s$ )를 조절하는 문제에 대해 연구한다.

## 2. 근육-건 파라미터

Delp 가 제시한 하지 운동 근육 중 슬관절 운동에 작용하는 근육은 13 개이다. 이중 신전근은 외측광근(Vastus lateralis, VL), 중간광근(Vastus intermedius, VI), 내측광근(Vastus medialis, VM), 대퇴직근(Rectus femoris, RF), 대퇴장막근(Tensor fascia latae, TFL)이다. 이때 주된 근육은 사두근(Quadriceps)으로 Table. 1 에 특성이 정리되어있다. 대퇴장막근은 PCSA(physiological cross sectional area)가 너무 작으므로 무시한다. VI 는 깊은 근육(deep muscle)이므로 표면 근전도 센서를 사용하여 측정하기는 어렵다. Vaughan[3] 에 따르면 사두근은 운동시에 비슷한 근전도를 갖게 된다. 따라서 특성이 비슷한 VM, VL 을 이용하여 VI 의 힘을 유추할 수 있을 거라 예상된다.

Table. 1 muscle-tendon parameter for Knee extension muscle

muscle	PCSA(%)	Peak muscle force(N)	Optimal fiber length(Cm)	Pennation angle(°)	Tendon slack length(Cm)
VL	20	1870	8.4	5	15.7
VM	15	1295	8.9	5	12.6
VI	13	1235	8.7	3	13.6
RF	8	780	8.4	5	34.6

개개인의 특성에 맞는 관절 모멘트를 추정하기 위해서는 정확한 근육-건 파라미터들이 필요하다. Table.1 에 Delp 가 정의한 근육-건 파라미터들이 있지만 이것은 시체를 사용해 얻은 데이터이고, 이 값을 사용하여 특정개인의 신체 특성을 표현하기는 어렵다. 네 개의 근육-건 파라미터들에 대해 민감도 해석을 하면 건의 슬랙 길이( $l'_s$ )가 가장 민감하게 근육 특성 변화에 영향을 주는 것을 알 수 있다. 따라서 건의 슬랙 길이를 조절하면 슬관절 모멘트의 값을 개인의 특성에 맞게 계산할 수 있다고 예상된다.

## 3. 건의 슬랙 길이 추정 모델

건의 슬랙 길이 추정 모델은 다음과 같은 가정하에 구현되었다. 가정.1: 최대 등척 신전 모멘트(MVC isometric extension moment)를 사용하여 최적화 한다. 가정.2: 무릎의 각도에 관계없이 모든 근육은 MVC(Maximum voluntary contraction)상태라고 가정한다. 즉, 모든 근육의 활성화 지수는 1 이다.

추정모델은 크게 두 부분으로 나누어진다. 그림의 점선의 위 부분은 실험 데이터를 나타내고, 아래 부분은 근육-건 파라미터를 사용하여 무릎 신전모멘트를 추정하는 부분이다. 실험 데이터는 Cybex dynamometer 를 사용하여 측정하였다. 고관절은 85° 로 고정된 자세에서, 슬관절 각도를 변화 시키가며 신전 모멘트를 측정하였다.

아래 부분의 모멘트 추정 모델은 근육모델을 사용하여 각 근육에서 발생하는 관절 모멘트를 계산하는 부분과 두 개의 최적화 인자부분, 실험데이터와 계산된 모멘트를 차이를 최소 자승법(least squares method)으로 줄이는 부분으로 구성된다. 근육 모델은 아래 식(1)로 표현되는 Hill type muscle model 을 사용하였다.

$$\tilde{F}^t = \{f_{act}(a(t), \tilde{l}_m) f(v) + f_{psv}(\tilde{l}_m)\} \cos \phi \quad (1)$$

위 식에서  $f_{act}(a, \tilde{l}_m)$  는 정적인(static) 상태에서 근육 수축운동에 의한 근력,  $f(v)$  는 근육의 속도항,  $f_{psv}(\tilde{l}_m)$  는 수동적 근력 특성,  $\phi$  는 우모각(pennation angle),  $\tilde{l}_m$  은  $l_m^m$  으로

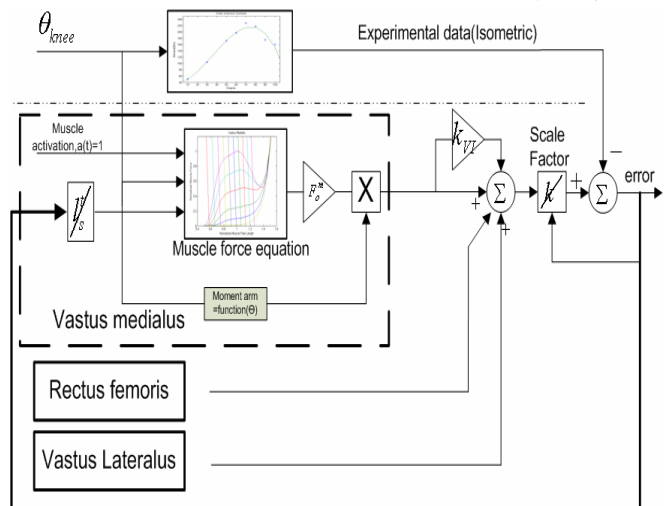


Fig. 1 estimation Model of tendon slack length & moment scale factor

정규화 된 근육길이이다.

한편  $F^t$  는 건의 변형률(strain)을 사용하여 식(3)와 같이 표현 된다.

$$\varepsilon = \frac{l^t - l'_s}{l'_s} = \frac{l^m(\theta) - l'_o \tilde{l}_m \cos \phi - l'_s}{l'_s} \quad (2)$$

$$\tilde{F}^t = F^t / F_o^m$$

$$= \begin{cases} 1480.3\varepsilon^2 & 0 < \varepsilon < 0.0127 \\ 37.5\varepsilon - 0.2375 & \varepsilon \geq 0.0127 \end{cases} \quad (3)$$

$l^m(\theta)$  는 근육-건 길이로 이 논문에서는 Menegaldo[4] 가 제안한 방법을 사용한다.  $l'_s$  는 건의 슬랙 길이이다. 식 (3)과 식(1)은 같은 값을 가져야 하며, 임의의  $l'_s$  가 정의 되었을 때,  $\tilde{l}_m$  의 방정식이 되어  $F^t$  가 계산된다. 계산된 힘에 곱하여 지는 모멘트 팔길이(moment arm)도 Menegaldo 가 제안한 방법을 사용하였다.

각 근육은 위와 설명한 것과 동일한 구조를 가지며 VM 으로 VI 의 결과를 유추하기 위해서,  $k_{VI}$  값을 VI 대 VM 의 PCSA(%)비율인 0.8667 로 설정하여 입력하였다. 모멘트 크기인자(moment scale factor)는 각 근육의 PCSA 의 비율은 각 개인 별로 인정하고, 전체 모멘트의 크기 차이만이 있을 거라 가정하여 전체의 크기를 조절하도록  $k$  하나만 부여하였다. 따라서 계산되는 신전모멘트는 식(4)와 같이 표현 되며 모델은 식(5)를 최소화 하도록  $l'_s, k$  를 추정하는 문제로 정의 된다.

$$M_{est}(\theta_{knee}) = k \times \{M_{RF} + M_{VL} + M_{VM} \times (1 + k_{VI})\} \quad (4)$$

$$f(\theta) = \{M_{exp}(\theta_{knee}) - M_{model}(\theta_{knee})\}^2 \quad (5)$$

아래 그림 Fig. 2 는 위의 모델을 사용한 시뮬레이션 결과이다. 실선은 실험 데이터를 나타낸다. ‘—●—’선은 Delp 가 제안한 건의 슬랙 길이를 사용하여, 4 개의 근육이 작용할 때의 모멘트를 계산한 것이고, ‘—○—’은 위에서 제안한 식(4)의 방법으로 계산된 값이다. 두 값의 차이의 평균은 3.8534[Nm]으로 위에서 제안한 방법으로 하여도 무리가 없다는 것을 보여준다. 하지만 Delp 의 건의 슬랙길이를 사용하였을 때 나온 관절 모멘트는 실험 데이터와 상당한 차이를 보인다. 따라서 건의 슬랙 길이를 실험자에 맞도록 조절이 필요하다. Fig. 2 에서 ‘—▼—’는 4 개의 근육을 사용할 때, 추정된 건의 슬랙 길이로 계산된 모멘트이고, ‘—▽—’는 위의 식(4)를 사용 할 때의 계산된 관절 모멘트이다. 두 값의 차이의 평균은 5.64[Nm]로 두 모멘트는 상당히 유사하다 볼 수 있다. 또한 Delp 의 파라미터를 사용했을 경우

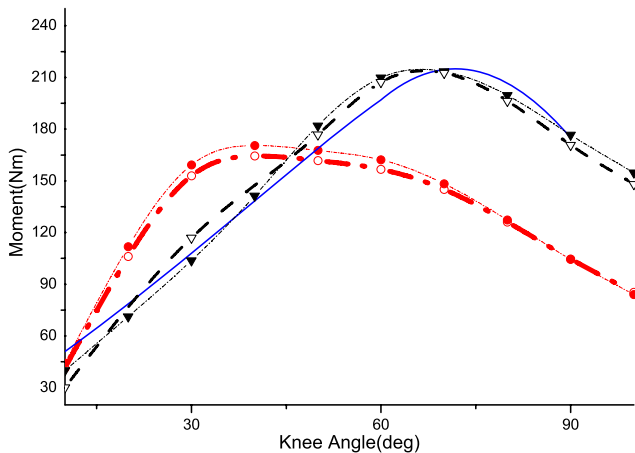


Fig.2 Simulation result: Moment of knee extensor muscle

보다 실험데이터에 훨씬 근접한 결과가 나온 것도 알 수 있다.

#### 4. 결론

외골격형 슬관절 운동 보조기구를 제어하기 위해서는 근전도 신호를 통하여 하지의 운동의도를 정확히 파악하여야 한다. 하지만 모든 근육의 근전도 신호를 파악하여 관절 모멘트를 계산하기는 어렵다. 본 논문에서는 이를 해결하기 위하여 무릎 신전근에서 비슷한 근전도 패턴과 특성을 갖는 VM,VI 를 이용하여 적은 수의 근육으로 전체 무릎 신전모멘트를 계산하는 방법을 제안하였다. 또, 개개인의 근육-건 파라미터는 다를 거라 예상되므로, 그 중 가장 민감한 인자인 건의 슬랙 길이를 조절하여 슬관절 신전 모멘트를 추정하는 모델도 제안하였다. 실험데이터와 모델을 사용하여 위의 두 제안을 시뮬레이션 하였고, 결과를 Table. 2 에 정리 하였다.

Table. 2 Simulation result

muscle	—●—	—○—	—▼—	—▽—
VL	15.7	15.7	18.05	18.05
VM	12.6	12.6	12.06	12.66
VI	13.6	Not use	14.78	Not use
RF	34.6	34.6	33.37	32.95
k	1	1	1.4209	1.3841

#### 후기

이 연구는 강원대학교 BK21 의 지원을 받아 이루어졌습니다.

#### 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 University, 1990.
2. Lloyd, G. D., Buchanan, T. S., Manal, k., Besier, T. F., "Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle force and joint moment and movement from measurements of neural command," Journal of biomechanics, Vol.20,367-395,2004
3. Vaughan, C. L., David, B. L., O'Connor, J.C., "Dynamics of Human Gait," 2-nd Ed., Kiboho Publishers,1999
4. Menegaldo, L. L., Fleury, A. de T., Weber, H. I., "Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower limb model," Journal of Biomechanics, Vol. 37,1447-1453, 2004
5. Winter, D. A., Biomechanics and motor control of human movement, 3-rd Ed., John Wiley & Sons, 2005