

# 질량과 무게중심의 최적화 기법을 이용한 무릎 관절 모멘트의 중력효과 보상 및 실험 결과 분석

## Gravity Effect Compensation of Knee Joint Moment by Using Optimization Technique of Mass and Center of Gravity & Analysis of Experimental Data

\*#엄현우<sup>1</sup>, 이우은<sup>1</sup>, 조장환<sup>2</sup>, 남윤수<sup>3</sup>

\*#H. W. Uhm(crazy\_kooki@naver.com)<sup>1</sup>, W. E. Lee<sup>1</sup>, J. H. Cho<sup>2</sup>, Y. S. Nam<sup>3</sup>

<sup>1</sup> 강원대학교 대학원 메카트로닉스전공, <sup>2</sup> 강원대학교 메카트로닉스전공, <sup>3</sup> 강원대학교 공과대학 기계·메카트로닉스공학부

Key words : Optimization, Knee joint moment, Gravity compensation

### 1. 서론

군사적 목적과 재활 목적 또는 인체운동을 보조를 위하여 최근 외골격 로봇(exoskeletal robot)이 활발히 연구되고 있다. 이러한 외골격 로봇을 제작하는데 있어서 선행되어야 할 중요한 연구는 인체의 운동의도를 파악하고 그에 따른 관절에서 발생하는 모멘트를 예측하는 것이다. 이는 관절의 각도가 변함에 따라 측정된 모멘트와 인체의 각 파라미터, 그리고 인체의 운동의도를 파악할 수 있는 EMG(Electromyograph)신호를 분석함으로써 수치해석적으로 구해낼 수 있다. 허나 모멘트와 EMG 신호를 동시에 측정해 내기 위해서는 기존에 나와 있는 dynamometer 에 특정 회로를 설치하여 이 신호들을 동시에 받아 낼 수밖에 없으며 이렇게 모아진 신호는 가공되거나 calibration 이 이루어지지 않은, 즉 다리의 질량에 따른 중력효과가 고려되지 않은 raw signal 의 형태를 띄게 된다. 이 논문에서는 dynamometer 로부터 받아낸 무릎 회전모멘트 raw signal 에 중력효과를 고려하여 무릎 아래 부분의 질량과 무게중심의 최적화 기법을 이용하여 중력효과 보상치를 합하여 이 결과가 실제로 dynamometer 기기로부터 도출된 값과 일치하는지를 살펴볼 수 있다. Optimization 은 MATLAB optimization toolbox 를 통해 이루어졌으며 이렇게 모아진 결과값들이 기존에 보고된 자료들과 얼마나 상응하는지를 알아보려고 한다.

### 2. 중력 효과로 인한 회전 모멘트의 계산

모든 사물의 무게를 측정하거나 무게로 인해 발생하는 모멘트를 측정할 때는 반드시 중력효과가 고려되기 마련이다. 물론 무릎 관절 모멘트를 측정하는데 있어서도 마찬가지로 중력 효과는 반드시 고려되어야 할 사항이다. 기존에 나와 있는 관절 모멘트 측정 장치, 즉 dynamometer 에는 이러한 중력효과가 고려되어 있으며 이번 논문에서 사용된 CON-TREX MJ 역시 이 효과가 고려되어 있다. 허나 이 기기를 활용하여 EMG 신호를 동시에 받아내기 위해서는 별도의 장치를 설치해야 하며 이로부터 검출된 신호는 calibration 이 진행되지 않았으며 중력효과 또한 전혀 고려되지 않은 수 volts 단위의 raw signal 의 형태로 LabVIEW 의 data acquisition system 을 통하여 수집되게 된다. 이러한 수 volts 단위의 신호는 간단한 calibration 과정을 거쳐 원하는 N.m 단위의 값으로 변환할 수 있다. 또한 여기에서 무시된 중력효과는 무릎 아래 부분의 질량과, 무게중심까지의 거리를 알 수 있다면 아래의 그림을 참조하여 식 (1)을 활용, 간단한 계산을 통하여 얻어낼 수 있다.

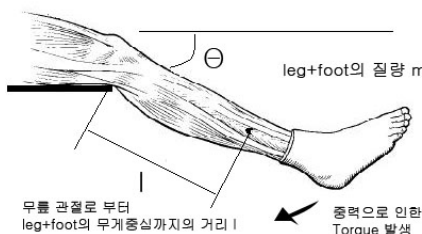


Fig. 1 A sketch of developing gravity effect

$$T_{lf} = mgl \cos \theta \quad (1)$$

위 식에서 g 는 중력 가속도를 의미하며  $\theta$  는 무릎이 굽혀진 정도를 나타내는 무릎의 회전각을 의미한다. 위에서 언급된 신체 각 부분의 질량과 어떠한 기준으로부터의 무게중심까지의 거리는 기준에 발표된 키와 몸무게에 따른 인체 비례법을 활용하여 구할 수 있다.[1] 허나 모든 사람의 신체 데이터가 같을 수 없으며 이를 통하여 구한 신체 지표라 할 지라도 정확하다는 가정은 성립할 수 없다. 따라서 무릎 관절 아래 부분의 질량을 m, 그리고 무릎으로부터 그 질량의 무게 중심까지의 거리를 l 로 놓은 다음 두 변수에 대해 각 실험체에 대해 최적화된 변수 값을 구하기 위한 optimization algorithm 을 작성하였다.

### 3. 질량과 무게중심의 최적화

먼저 optimization 을 수행하기 전 David A. Winter 의 자료를 바탕으로 무릎 아래 부분의 질량과 무게중심까지의 거리를 산출해 내었다. 이 값을 초기값으로 하여 dynamometer 로부터 산출되어 나온 무릎 관절 모멘트, A 와 raw signal 을 calibration 한 후 구해진 모멘트, B 의 차이만큼의 모멘트와 식 (1)의 중력효과로 인하여 발생한 모멘트의 차이가 최소가 되도록 하는 m, l 값을 구하는 최적화 기법을 사용하였다.

$$f_i(x) = \{M_{Gapexp}(i) - M_{est}(i)\}^2 \quad (2)$$

위의 식 (2)에서  $M_{Gapexp}$  는 A-B 의 차이 값을 의미하며  $M_{est}$  는 m, l 을 대입하여 구하여진 중력효과로 인한 모멘트를 의미한다. 또 i 는 무릎 관절의 각도가 변함에 따라 이루어진 실험의 수를 의미한다. Optimization 은 식 (2)의 값이 최소가 되도록 m, l 의 값을 산출해내게 되며 그 값의 searching range 는  $\pm 50\%$ 로 설정하였으며 최종 각 실험체에 맞는 m, l 값을 유도함으로써 그 과정을 마치게 된다. Table 1 에 그 결과가 정리 되어 있으며 그 결과의 타당성을 확인하기 위하여 Fig 2 에 그 결과를 검증해 놓았다. 실험체는 29세의 남성으로 173cm, 73kg 의 신체 치수를 지닌다.

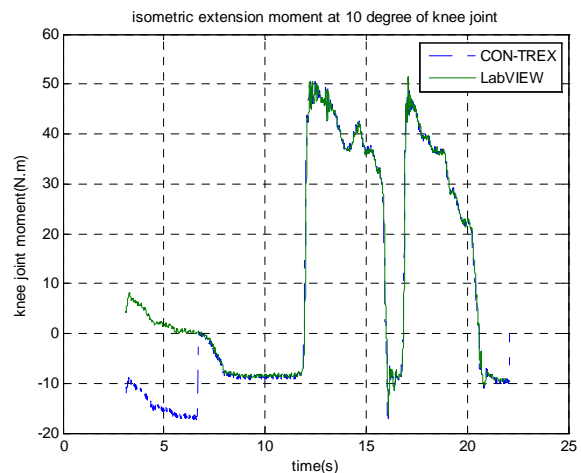


Fig. 2 Verification of optimization result by applying optimized values of m and l

Table 1 A result of m, l after optimization

Optimization variables	Before optimization	After optimization
m(kg)	4.452	6.1635
l(m)	0.2988	0.4137

Table 2 A result of  $f_i(x)$  from equation (2)

Knee angle	$f_i(x)$	Ratio M(%)
10	-0.0399	0.05
30	0.5858	0.45
50	-0.0042	0.002
60	-0.9797	0.56
70	-0.2356	0.13
80	-0.9518	0.56
90	-1.800	1.31
100	-1.5482	1.49

\*Ratio M =  $f_i(x)$  / Max moment at specific knee joint angle

실험은 isometric contraction 상태의 knee extension moment 를 기준으로 하였으며 검증에 사용된 data 는 무릎의 각이 10 도일 때의 moment 를 사용하였다.

#### 4. 결론

위의 검증 결과에서 볼 수 있듯이 CON-TREX 로부터 구해진 knee joint moment 와 optimization 을 통하여 구해진 m, l 의 값을 적용하여 얻어진 moment 를 더하여 구한 LabVIEW 의 knee joint moment 사이의 차이는 거의 없음을 볼 수 있다. 이는 Table 2 에도 두 moment 의 차이 값이 각 무릎 각에서 측정된 최대 moment 에 비해 무시할 정도로 미비함을 나타내고 있다. 이로써 optimization 을 통해 이루어진 중력 효과 보상이 타당하게 이루어졌음을 알 수 있으며 중력 효과 보상을 통해 모아진 data 를 기존에 보고된 data 와 얼마나 상응하는 모습을 보이는지 알아본다.

Fig. 3 은 근육의 force, velocity 그리고 length 의 관계를 나타내는 3 차원 그래프이다. 이 그래프에서 이번 실험을 통해 나온 결과인 Fig. 4 와 비교해 주목하여 볼 부분은 Force-Velocity Plane 에 있는 근육의 힘과 속도와의 관계를 나타낸 부분이다.

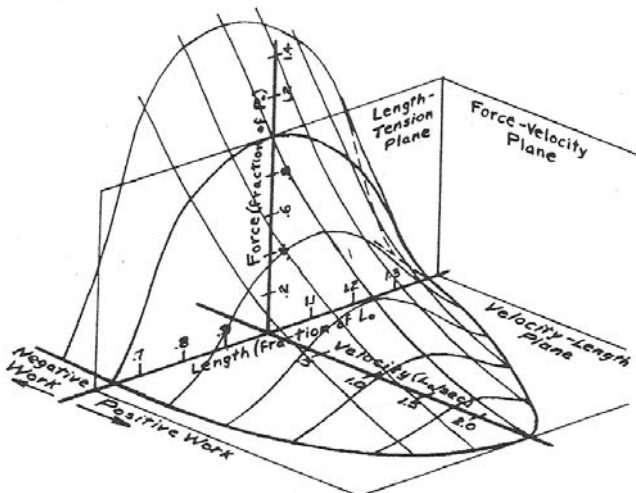


Fig. 3 Three-dimensional plot showing relation between muscle velocity, force and length from "Biomechanics and Motor Control of Human Movement" by David A. Winter

relation of moment, velocity and knee angle

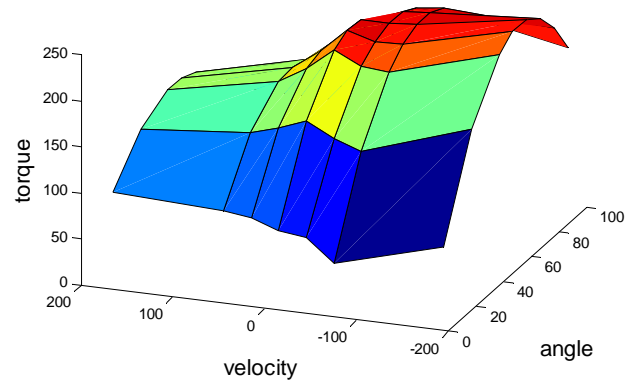


Fig. 4 Three-dimensional plot showing relation between muscle velocity and force at the specific knee joint angle

이 그래프에서 Positive Work 은 근육의 속도가 양의 값을 가질 때를 의미하며 Negative Work 은 그 반대를 의미한다. 이를 토대로 Fig. 4 에 나와있는 근육의 moment 와 velocity 의 관계를 살펴보면 근육의 속도가 양에서 음으로 향할 때, 생성된 moment 는 점점 증가함으로써 Fig. 3 의 패턴과 유사한 양상을 보여줄을 알 수 있다. 이를 통하여 중력효과의 보상 및 무릎 관절 모멘트 측정 실험이 적절히 이루어졌음을 알 수 있다.

#### 후기

이 연구는 한국과학재단의 지원을 받아 이루어졌습니다 (R01-2008-000-20375-0).

#### 참고문헌

1. David A. Winter, "Biomechanics and Motor Control of Human Movement", John Wiley & Sons, INC. 2005.
2. Anderson, D. E., Madigan, M. L., Nussbaum, M. A., "Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb," *Journal of Biomechanics*,.
3. Woo-Eun Lee, Hyun-Woo Uhm, Yoon-Su Nam, "Estimation of tendon slack length of knee extension/flexion muscle", *International Conference on Control, Automation and System* 2008, 2008.