

# EMG 센서를 이용한 재활 목적을 지닌 보행 보조 기구의 실시간 제어 Real Time Control of Exoskeletal Rehabilitation Orthosis for The Lower Limb Using EMG Sensors

\*#엄현우<sup>1</sup>, 최한순<sup>1</sup>, 남윤수<sup>2</sup>

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

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

Key words : EMG, orthosis, real-time simulation, knee joint moment

## 1. 서론

이 논문은 EMG 센서를 이용한 재활 목적의 보행 보조 기구의 제작에 관한 연구이다. EMG 센서를 표피에 부착하여 근육의 활성화 지수를 구하고, 설치된 센서로부터 kinematic 데이터를 수집하여 근육의 힘을 구하는 모델에 입력하면 근육에서 건으로 전달되는 힘을 구할 수 있다. 여기에 무릎 각의 함수로 표현되는 모멘트 암을 곱하게 되면 하나의 근육의 모멘트를 구할 수 있으며 이렇게 구한 여러 개의 근육 모멘트를 합하면 관절에 작용하는 모멘트의 합을 구할 수 있게 된다. 이에 dSPACE 를 통하여 실시간으로 모멘트를 계산하고 간단한 제어를 통하여 보행 보조 기구와 다리의 움직임을 돕고자 한다.

## 2. Tendon slack length 와 scale factor 의 최적화

근육의 힘을 구하기 위해서는 각 개인에 맞는 근육-건 파라미터가 적용되어야 한다. 허나 각 개인의 정확한 근육-건 파라미터를 알기란 그리 쉽지 않은 일이다. Delp 는 1990 년 이전까지 보고된 자료를 참조하고, 젊은 사체를 기준으로 하여 하지 운동에 관여하는 총 43 개의 근육들에 대한 근육-건 파라미터를 정의하였다. 하지만 Delp 가 제시한 근육-건 파라미터들은 모두 사체에서 얻은 데이터이고 이것을 특정개인의 파라미터와 같다고 보기는 어려울 것이다. 따라서 근육 힘 생성에 가장 민감한 영향을 주는 tendon slack length 와 최대 등척 근력을 선정하여 최적화를 실행하였다. Fig. 1 은 무릎 신전 모멘트에 대한 tendon slack length 와 최대 등척 근력( $F_o^m$ )의 최적화 알고리즘을 나타낸 것이다.

Fig. 1 에서 그림 상단의 점선 위 부분은 Dynamometer 에서 측정된 실제 무릎 관절 모멘트를 말하여 점선의 아래 부분은 근육-건 파라미터를 대입하여 무릎 관절 모멘트를 추정하는 부분을 의미한다. 여기에서 실제로 측정된 무릎 관절 모멘트는 CON-TREX MJ System 에서 측정된 것으로 이 논문에서는 Isometric extension moment 값을 사용하여 무릎의 신전에 대하여 연구하였다.

실험은 고관절 각을 85° 로 고정 시킨 후, 무릎 관절을 10, 30, 50, 60, 70, 80, 90, 100° 로 변화시켜가며 Isometric knee extension moment 를 측정하는 것으로 진행되었다.

앞서 언급한 최적화를 진행하기 위해서는 위와 같은 실제 Isometric knee extension moment 측정 실험이 필요하며 두 가지의 가정이 필요하게 된다.

첫째, 실험에서 측정된 무릎 관절 모멘트는 MVC (Maximum Voluntary Contraction) 상태에서 측정되었다. 즉 모든 근육이 활성화 된 상태로 근육 활성화 지수 (Muscle Activation)가 1 이다. 둘째는 최적화에 사용될 실험 데이터는 최대 등척(Isometric) 무릎 관절 모멘트로 속도가 없다.

이렇게 측정된 실험 데이터를 바탕으로 최적화를 진행하게 되는데 Delp 의 데이터를 초기값으로 정하여 각 개인에 맞는 tendon slack length 와 최대 등척 근력의 값을 구하게 된다. 모멘트 추정 모델은 근육 모델을 이용하여 각 근육에서 발생하는 관절 모멘트를 계산하는 부분과 두 개의 최적화 인자부분, 실험데이터와 계산된 모멘트의 차이를 최소 차승법(Least Squares Method)으로 줄이는 부분으로 구성된다. 또한 이 결과를 내기 위하여 사용된 근육 모델은 Hill type muscle model 로 다음과 같이 표현된다.

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

위 식에서  $f_{act}(a, \vec{l}_m)$  는 정적인 상태에서 근육 수축운동에 의한 근력,  $f(v)$  는 근육의 속도항,  $f_{psv}(\vec{l}_m)$  는 수 동적 근력 특성,  $\phi$  는 우모각(pennation angle),  $\vec{l}_m$  은  $l_o^m$  으로 정규화된 근육길이이다.

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

$$\varepsilon = \frac{l^t - l_s^t}{l_s^t} = \frac{l^m(\theta) - l_o^m \vec{l}_m \cos \phi - l_s^t}{l_s^t} \quad (2)$$

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

$l^m(\theta)$  는 근육-건의 길이를 말하는 것으로 이 논문에서는 L. L. Menegaldo 가 근골격계 운동해석 프로그램인 SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling)을 이용하여 제안한 방법을 사용하기로 한다.  $l_s^t$  는 건의 슬랙 길이, 즉 tendon slack length 이다. 식(1)과 식(3)이 동일한 값을 가지고 임의의  $l_s^t$  가 정의 되면 식은  $\vec{l}_m$  에 관한 방정식이 되어  $F^t$  가 계산 된다. 이렇게 계산된  $F^t$  에 Menegaldo 가 제시한 방법을 사용하여 각 관절의 함수로 표현되는 모멘트 암을 구하여 곱하면 추정하고자 하는 모멘트를 구할 수 있게 된다. 무릎에 신전에 관여하는 각 근육은 위와 동일한 구조를 가지며 VI(Vastus Intermedius)의 경우 VM 의 값으로부터 그 값을 유추하기 위하여 PCSA(physiological cross sectional area)에 의거,  $k_{VI}$  값을 0.8667 로 설정하였다. 각 근육의 PCSA 비율은 개인 별로 일정하며, 전체 모멘트의 크기만 차이 있을 것이라 가정하고 최적화 인자 중 하나인 최대

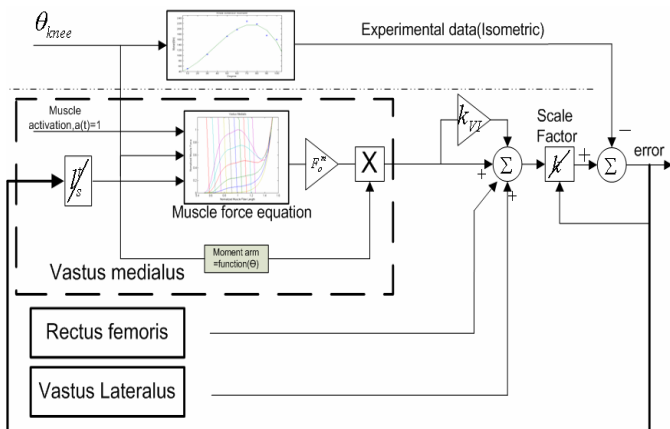


Fig. 1 Optimization algorithm of tendon slack length and scale factor

Table 1 optimized tendon slack length and scale factor

|            | A: Initial values<br>(Delp) | B: optimized<br>values | (A-B)/A(%) |
|------------|-----------------------------|------------------------|------------|
| $l'_{sRF}$ | 0.346                       | 0.3239                 | 6.387      |
| $l'_{sVM}$ | 0.126                       | 0.1299                 | -3.095     |
| $l'_{sVL}$ | 0.157                       | 0.1490                 | 5.096      |
| k          | 1                           | 1.4361                 | -43.61     |

등척 근력은 전체 모멘트의 크기를 조절하는 k 하나로 대체하여 선정하였다. 최종적으로 계산되는 무릎 신전 모멘트는 다음과 같이 표현된다.

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

또한 이렇게 구해진 모멘트는 다음의 식의 값을 최소로 만드는 과정(Least Squares Method)을 거치게 된다.

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

여기에서  $M_{exp}$ 는 실제로 측정된 무릎 관절 모멘트를 의미하며  $M_{est}$ 는 근육 모델을 통하여 추정된 무릎 관절 모멘트 값이다.

이 과정에서 구해진 최적화 인자 두 가지는 Table 1에 정리되어 있으며 그 중 A는 초기값으로 Delp가 조사한 tendon slack length의 값을 의미하며 B는 최적화의 결과로 나온 값을 의미한다. Tendon slack length와 scale factor의 최적화 searching range는 각각 초기값에서 15%와 50%를 넘지 않는 범위로 설정하였으며 결과적으로 최적화 된 각 tendon slack length의 길이 변화율은 10%이내로 나타난 것을 확인할 수 있다.

### 3. dSPACE를 이용한 보행 보조기구의 실시간 제어

위의 과정을 거쳐 구한 최적화된 tendon slack length와 모멘트 조절 인자, k를 무릎 모멘트 추정 알고리즘에 적용한 후 실시간으로 무릎 모멘트를 추정하여 보행 보조 기구를 제어하여 보았다. 실험에 앞서서 MATLAB® SIMULINK®에서 구현된 무릎 신전 모멘트 추정 알고리즘을 dSPACE의 실시간 코드로 변환시켰다. 또한 실험과정에 있어 피실험자는 의자에 앉아 오른쪽 다리에 보행 보조 기구를 착용한 상태이며 피실험자는 다리를 움직이는데 아무런 불편함이 없는 정상인이다.

먼저 RF(Rectus Femoris), VM(Vastus Medialis), VL(Vastus Lateralis)의 각 근육에 EMG 센서를 부착한 후 그 신호를 dSPACE를 통하여 실시간으로 처리하여 muscle activation, 즉 근육의 활성화 지수를 구하고, 착용한 보행 보조 기구에 설치된 Encoder로부터 신호를 받아 무릎의 각을 계산하며, 이렇게 구해진 두 가지 값을 아래 Fig. 2에 나와있는 무릎 관절 모멘트 추정 알고리즘에 적용하게 된다. 마지막으로 계산되어 나온 무릎 관절 모멘트를 일정 비율로 제어하여 보행 보조 기구에 설치된 DC motor로 명령신호를 보내게 된다.

보행 보조 기구의 무릎 관절 부분에는 Maxon사의 DC motor와 encoder가 설치되어 있으며 4-Q-EC 모터 드라이브를 사용하여 최종적으로 모터를 구동하였다.

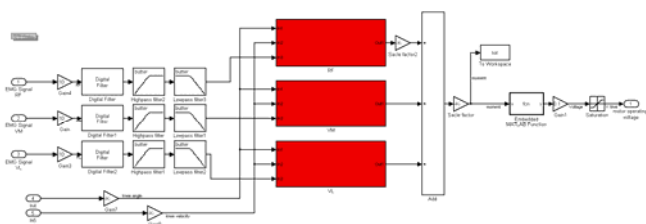


Fig. 2 dSPACE Real time algorithm of estimating knee joint moment developed by MATLAB® SIMULINK®

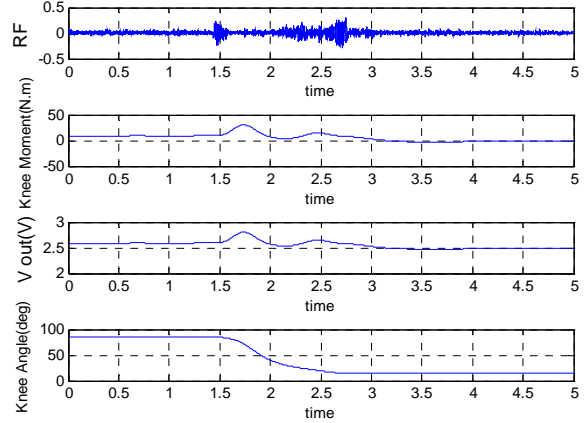


Fig. 3 Experiment result of exoskeletal rehabilitation orthosis

### 4. 결론

Fig. 3에 나타난 바와 같이 피실험자가 보조 기구를 착용한 상태에서 무릎을 펴려고 할 때, 즉 1.5 초 부근에서 RF의 EMG 신호가 강하게 발생하는 것을 볼 수 있으며 이는 무릎을 펴려고 하는 운동의도가 발생함을 나타낸다. 이에 따라 dSPACE를 통하여 무릎 관절 모멘트가 계산되고 최종적으로 모터를 구동하는 신호가 발생하여 보조 기구에 장착된 모터를 구동하게 된다. 허나 보조 기구의 착용이 익숙하지 않은 착용자는 기기의 도움에 의해 평소보다 무릎관절의 회전운동이 더 빠르게 일어나는 것을 느끼며 무릎 회전 속도를 조절하려 한다. 이러한 보조 기구의 작용으로 인하여 피실험자는 펴는 힘을 줄이려 하며 그 결과는 1.7~2 초 사이의 EMG 신호가 현저히 작아지는 것을 통하여 확인할 수 있다. 이러한 인간과 기기의 상호작용에 의해 무릎 회전 운동이 둔화되고 피실험자는 2.2 초부터 다시 무릎을 펴는 근육을 사용하려 하며 그에 따라 EMG 신호가 발생 하는 것을 확인할 수 있다. 따라서 다시 모터가 구동하게 되고 3 초경에는 무릎의 신전 운동이 마무리 된 것을 볼 수 있다.

위의 경우에서 확인할 수 있듯이 차후에 연구될 사항은 인간의 장애 정도와 인간과 기기의 상호 작용을 고려한 정밀한 제어가 필요함을 알 수 있다.

### 후기

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

### 참고문헌

- 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.
- 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
- Winter, D. A., "Biomechanics and motor control of human movement," 3-rd Ed., John Wiley & Sons, 2005
- 남윤수, 이우은, "MVC 상태에서의 무릎관절 모멘트 추정을 위한 모델 개발," 대한 의용생체공학회지, Vol. 29, 222-230, 2008.