

표면 근전도신호 기반 근력 보조시의 근육 활성화도 변화 Muscle Activity Decrease by Power Assistive System Using Surface Electromyography

*권순철¹, 김연주¹, 이동주¹, 김영진¹, #김정¹

*S. Kwon¹, Y. Kim¹, D. Lee¹, Y. Kim¹, #J. Kim(jungkim@kaist.ac.kr)¹

¹한국과학기술원 기계공학과

Key words : Muscle activity, Power assistance, Surface electromyography

1. 서론

근력보조 시스템은 기계적 힘/토크를 생성해 사람에게 전달해 노동자/군인 등의 근력을 보조하거나 재활시스템에 사용하기 위한 목적으로 개발되고 있으며, 사람의 동작의도 획득과 로봇 제어에 대한 연구가 진행되고 있다 [1-3].

시스템을 제어하고 보조할 힘의 크기와 보조 시간을 결정하기 위한 방법들 중 한 가지는 사람의 생체신호를 측정하여 관절 토크 등을 예측하는 것이다. 생체신호를 이용하는 경우, 사람의 관절 토크 예측치에 미리 설정한 증폭비를 곱한 수치를 구동기에서 토크로 전달해 근력을 보조한다. 표면 근전도신호(Surface electromyography, SEMG)는 골격근의 수축도를 나타내는 신호로, 비침습적 측정이 가능하며 근수축 정도를 미리 알 수 있다는 장점으로 다수 연구진이 사용하고 있다 [3, 4]. 또한 실제로 신체 동작이 불가능했지만 근수축은 가능한 장애인의 경우에도 근전도 신호로부터 의도를 예측하고 근력 보조를 통해 동작을 가능하게 해줄 수 있다 [4].

표면 근전도신호를 이용한 근력보조 선행 연구들은 증폭비가 증가함에 따라 사람이 내는 근력이 감소하는 결과를 보였다. 하지만 부하(payload) 등 외부환경에 대해 적절한 근력 보조를 제공하기 위해서 외부 하중과 증폭비의 변화에 따른 영향을 살펴볼 필요가 있음에도 해당 부분에 관한 연구는 매우 부족하다.

본 연구에서는 팔꿈치 굽힘/펴 동작에 1 자유도 로봇을 이용한 근전도 신호 기반의 관절 토크 보조를 통해 외부 하중과 근력

증폭비 대비 근육 활성화도의 변화를 살펴보고자 한다. 또한 정상인 대비 상지의 거동이 불편한 장애인의 근육활성도 변화 추이를 비교하여 동작을 가능하게 하는 증폭비를 살펴본다.

2. 근력보조 전략

연구에 사용된 1 자유도 보조 로봇은 감속기(113:1)를 포함한 60W DC 모터와 16bit AD/DA 보드, 표면근전도 신호 증폭기(Bagnoli-8), 플라스틱 부목 연결부로 구성했으며 1KHz 데이터샘플링 및 제어루프를 구성했다. 로봇 시스템은 위치 조절 가능한 테이블에 설치해 사람의 착석시 팔꿈치 높이와 로봇 동력전달 축에 맞추어 조절했다.

팔꿈치 토크를 예상하기 위해 상지의 이두근(BB, Biceps Brachii)과 삼두근(TB, Triceps Brachii)에서 근전도 신호를 측정했으며, 전파정류 후 1.6Hz 차단주파수를 가지는 2 차 저역대역필터에 통과시켰다. 이 신호가 휴지기 신호진폭의 2 배 이하인 경우 0 으로 설정해 0-1 사이 값으로 정규화하였고, 근전도 신호와 토크 사이의 비선형성을 고려해 다음과 같은 수식으로 표면 근전도신호와 토크 사이의 관계를 설정하고, 최소사승 회귀법을 이용해 계수를 계산했다.

$$aEMG_k(i) = \frac{e^{\alpha \cdot EMG_k(i)} - 1}{e^\alpha - 1}$$

$$\hat{T}_{Elbow}(i) = K_{BB} \cdot aEMG_{BB}(i) + K_{TB} \cdot aEMG_{TB}(i) + K_{Bias}$$

여기에서 EMG_k 는 정규화된 근전도신호를, α 는 비선형 지수를 나타낸다.

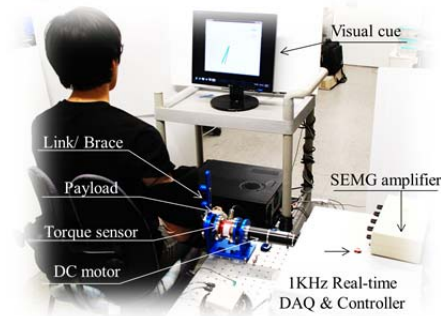


Fig. 1 Experimental setup: elbow torque assistance

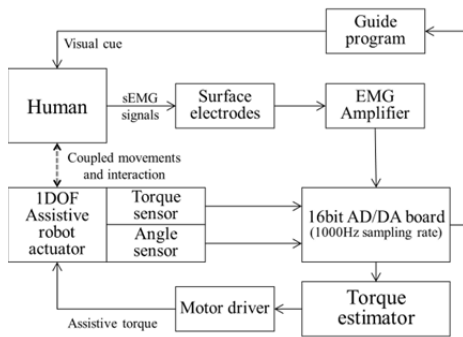


Fig. 2 Architecture of the developed assistive robotic system

피실험자가 1) 등척성 팔꿈치 굽힘시 최대힘 측정 및 근전도신호 정규화, 2) 최대힘의 10-40% 등척성 팔꿈치 굽힘시 데이터를 이용한 근전도-토크 관계식 계산, 3) 화면에서 표시되는 0-90°의 팔꿈치 굽힘 각도를 추적하는 실험을 진행했다. 3)의 실험에서는 2)에서 관계식으로부터 도출한 토크 예측값과 증폭비를 곱한 토크값을 피실험자에게 보조해주었다. 정상 피실험자는 증폭비 0, 1, 2와 0, 1, 2 kg의 외부 하중을 인가했고, 상지 장애 피실험자는 증폭비 0.2, 0.3과 0, 0.5 kg의 외부 하중을 인가했다. 실험과정(KH2010-25)은 한국과학기술원 생명윤리 심의위원회에서 승인을 받았다.

3. 실험 결과 분석 및 결론

정상인과 상지 장애인의 실험 결과에서 이두근 근전도 신호의 실효값(RMS)을 계산해 근력 보조시 근육 활성화도 변화를 알아보았다.

Table 1 RMS of BB EMG of normal subject

외부하중	증폭비		
	0	1	2
0.0 Kg	0.06±0.02	0.05±0.05	0.03±0.03
1.0 Kg	0.14±0.12	0.06±0.05	0.05±0.04
2.0 Kg	0.27±0.24	0.09±0.07	0.07±0.05

Table 2 RMS of BB EMG of abnormal subject

외부하중	증폭비	
	0.2	0.3
0.0 Kg	0.40±0.02	0.13±0.06
0.5 Kg	0.57±0.02	0.23±0.05

외부 하중이 증가할수록 피실험자의 근육 활성화도가 증가하고, 증폭비가 증가할수록 근육 활성화도가 감소했다 (Table 2, 3). 정상인은 외부하중과 증폭비 변경 시 근육 활성화율이 비선형적인 증-감소를 나타냈다. 장애인은 추세가 동일하나 피실험자의 장애 및 피로로 여러 차례 실험을 수행하기 어려워 선형성을 살펴보기 어려웠다. 또한 증폭비가 0인 경우 전혀 동작을 할 수 없었기 때문에 실험에서 제외하였으며, 작은 증폭비 변화에도 근육 활성화도가 크게 변했다. 따라서 장애인의 근력 보조시 보수적 증폭비 설정이 필요하다.

본 연구에서 살펴본 근력보조시 근육 활성화도 변화 추이를 기반으로 근전도 이용 근력보조의 모델 검증에 대한 연구를 수행할 것이다.

후기

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단 공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2011-0020934).

참고문헌

1. C. Fleischer and Gü. Hommel, "A Human-Exoskeleton Interface Utilizing Electromyography," *IEEE Trans. on Robotics*, 24(4), pp. 872-882, 2008.
2. J. Rosen et al., "A Myosignal-Based Powered Exoskeleton System," *IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics Part A* 31(3), pp. 210-222, 2001.
3. B. Y. B. Dellon and Y. Matsuoka, "Prosthetics, Exoskeletons, and Rehabilitation," *IEEE Robotics and Automation Magazine*, vol. 14, no. 1, pp. 30-34, 2007.
4. R. Merletti and P. Parker, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. Hoboken, NJ: Wiley, 2004.