

표면근전도 기반 근력보조가 동작안정성에 미치는 영향 Movement Stability Analysis of Surface Electromyography-based Power Assistance

*권순철¹, 김연주¹, #김정¹

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

¹한국과학기술원 기계공학과

Key words : Power assistance, Surface electromyography, Movement Stability

1. 서론

표면 근전도신호 (Surface electromyography, SEMG) 기반의 근력보조 시스템은 근수축도를 비침습적으로 측정하고 이에 비례하는 기계적 힘/토크를 생성해 사람에게 전달해 근력을 보조해 준다 [1, 2]. 이러한 시스템은 신체 동작을 측정할 수 없는 장애인과 같은 경우에도 근전도 신호만으로 의도를 예측하고 근력 보조를 통해 동작을 가능하게 해줄 수 있다는 장점이 있다 [2].

표면 근전도신호를 근력보조에 이용하는 데 어려운 점은 신호의 비정상성(nonstationary)과 잡음이 근력보조를 부자연스럽게 만든다는 것이다. 선행 연구에서는 성공적인 근력보조 결과를 보였지만 한편으로 근력보조량이 증가하면서 동작이 부자연-불안정해졌다는 점을 지적했다. 그러나 정성적인 결과 분석 이상으로 근력보조량과 동작안정성의 상관 관계를 정량적으로 살펴본 연구는 부족하다.

본 연구에서는 팔꿈치 굽힘 동작에서 표면근전도신호 기반의 관절토크를 보조하고 근력보조량과 굽힘동작의 안정성의 상관관계를 정량화했다. 비선형 시스템 해석에 사용되는 최대 유한시간 리아프노프 지수(Maximum finite time Lyapunov exponent, MFTLE)를 계산해 동작 안정성이 어떻게 달라지는 지 분석했다.

2. 근력보조실험 및 안정성 정량화

굽힘동작 보조실험은 60W DC 모터 세트와 표면근전도 신호 증폭기(Bagnoli-8)로 구성된 1 자유도 기구를 통해 이루어 졌다. 굽힘 동작에서의 팔꿈치 토크를 예상하기 위해 상지 이두근(Biceps Brachii)에서 근전도 신호를

측정했으며, 전과정류 후 2Hz 차단주파수를 가지는 저역 대역필터에 통과시켰다. 신호크기가 휴지기 신호 진폭의 2 배 이하인 경우를 0 으로 설정해 0-1 사이 값으로 정규화했다.

5 명의 피실험자들(오른손잡이, 21.3 ± 1.6 세)은 2kg 의 외부하중을 인가한 후 0-90° 범위로 팔꿈치를 굽히는 실험을 진행했다. 피실험자에게는 근전도신호로부터 도출한 굽힘토크 추정치에 보조비율 상수를 곱한 토크를 보조해 주었다. 0, 0.5, 1, 1.5 2 다섯 종류의 보조비율 상수를 인가하고 각 조건 당 30 회 반복 실험을 진행했다. 본 실험과정 (KH2010-25)은 한국과학기술원 생명윤리 심의 위원회 승인을 받았다.

최대 유한시간 리아프노프 지수(MFTLE)는 반복되는 운동에서 이웃한 궤적 간의 거리를 기준으로 일정시간 간격 사이 발산율을 자연로그로 변환하여, 시간 당 변화율을 평균한 수치이다 (식(1-2), [3]).

$$d(t) = De^{\lambda_{\max} t} \quad (1)$$

$$y(i) \approx \frac{1}{T} \left\langle \ln d_j(i) \right\rangle \quad (2)$$

서로 다른 조건에서 구한 운동 궤적으로부터의 MFTLE 가 크다는 것은, 외란 등 어떠한 원인에 의해, 조건에 따라 상대적으로 이웃한 궤적이 더 빨리 발산했다는 것을 의미하며 해당 조건에서 더 불안정한 움직임을 보였다고 해석할 수 있다. MFTLE 의 이러한 물리적 의미는 인체 동작의 상대적 안정성을 나타내는 지표로서 사용되어 왔다 [4].

표 1 피실험자의 팔꿈치 굽힘 궤적으로부터 계산된 MFTLE 수치

	Age	근력보조비율상수				
		0.0	0.5	1.0	1.5	2.0
P1	23.4	3.5	4.4	5.0	5.4	6.0
P2	23.8	4.2	5.3	5.1	5.2	5.4
P3	19.7	3.6	4.4	4.6	5.0	4.9
P4	21.7	3.7	4.3	4.1	4.9	4.6
P5	24.6	3.8	4.6	5.3	5.3	5.0

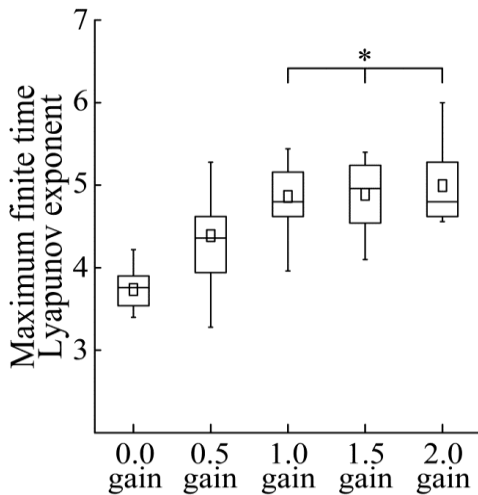


그림 1 근력보조량 대비 MFTLE 추세

3. 실험결과 분석 및 결론

보조비율의 증가에 따라 근전도 신호의 전체적인 크기는 감소했지만 반복실험에서의 편차는 보조비율 변화에 상관없이 일정했다. 이러한 결과는 근력보조에 의해 사용자가 팔을 움직이는 데 필요한 노력은 감소하는데 비해 근전도의 비정상성은 근력보조에 영향을 받지 않음을 나타낸다.

MFTLE 는 보조비율 0-1 까지 증가하는 추세를 보였다, 이는 근력보조를 받는 동안의 인체동작이 상대적으로 불안정해짐을 나타낸다. 그러나 보조비율 1-2 범위에서는 지수가 정체된 추세를 보였다 (표 1, 그림 1). 이러한 결과로 근전도 신호로 인한 근력보조의

노이즈에 대응하는 사람의 반응 궤적이 보조비율 1 이상에서는 이미 최대 발산율에 근사했음을 유추할 수 있다. 본 연구 결과와 유사하게, 외란에 대한 보행 안정성 연구에서 외란 크기가 증가시키라도 MFTLE 가 일정한 수준을 유지했다 [5].

본 연구에서는 표면근전도신호를 이용한 팔꿈치 굽힘 동작보조시 동작의 안정성을 정량화했다. 근력 보조량이 증가 할수록 사용자가 내야 할 힘은 감소하지만 이에 반해 동작은 상대적으로 점차 불안정해졌다. 이러한 결과는 표면근전도신호를 근력보조에 활용할 때 상해를 야기할 만큼의 동작 불안정성에 다르지 않을 조건을 결정하는 데 가이드 역할을 할 것이다.

후기

이 논문은 2012 년도 정부 (미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단 - 공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2010-0020449).

참고문헌

1. T. Lenzi *et al.*, "Intention-based EMG Control for Powered Exoskeletons," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 59, No. 8, pp. 2180-2190, 2012.
2. R. Song *et al.*, "Assistive Control System Using Continuous Myoelectric Signal in Robot-Aided Arm Training for Patients After Stroke," *IEEE Trans. Neural Sys. Rehab. Eng.*, Vol. 16, No. 4, pp. 371-379, 2008.
3. M. T. Rosenstein *et al.*, "A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets," *Physica D: Nonlinear Phenomena*, Vol. 65, No. 1-2, pp. 117-134, 1993.
4. J. B. Dingwell and J. P. Cusumano, "Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking," *Chaos*, Vol. 10, No. 4, pp. 848-863, 2000.
5. E. H. Sinitksi *et al.*, "Effects of perturbation magnitude on dynamic stability when walking in destabilizing environments," *J. Biomech.*, Vol. 45, No. 12, pp. 2084-2091, 2012.