

일반 보행과 계단 보행 시 착용형 외골격 로봇의 표면 근전도에 대한 영향 분석 Analysis about Effect of Wearable Exoskeleton on Surface Electromyography (sEMG) during Normal Walking and Stair Walking.

박정훈* 김홍철** 김 정*
Junghoon Park Hongchul Kim Jung Kim
* 한국과학기술원
** 국방과학연구소
(junghoon.park@kaist.ac.kr)

ABSTRACT

There have been a lot of researches about developing the lower limb exoskeleton not only for elderly and disabled people but also ordinary people. The users could feel uncomfortable when wearing the robot because rotation axes of the lower limb joints are different with that of the robot and the robot is too heavy to disturb the natural lower limb movements. However, the evaluation index of the uncomfortableness has not been completely established yet. In this paper, we decided surface electromyography (sEMG) level as the index of uncomfortableness because the activation level of human muscle is different when the load is added during walking. We compared sEMG of vastus medialis (VM), hamstring (HAM), tibialis anterior (TA) and gastrocnemius (GAS) during normal walking and stair walking whether the user wearing the system or not.

Key Words : Lower limb exoskeleton, surface electromyography (sEMG), normal walking, stair walking

1. 서론

최근 착용형 외골격 로봇이 의료 분야에서 이상 보행 환자들의 보행을 보조하거나 재활을 도와주는 용도로 제작되고 있을 뿐만 아니라 산업 분야와 군수 분야에서도 일반인의 근력을 증강시켜주는 용도로 제작되고 있다. 하지만 현재 개발되어 있는 로봇은 큰 무게와 센서 기술 부족 등의 문제점으로 인해 인간과 로봇 사이의 상호작용을 방해하고 그 정도를 객관화하기 어렵다는 단점이 존재한다. 한 연구에서는 상호작용의 정도를 객관화하기 위해 관절에 설치된 힘 토크 센서를 이용하여 돌림힘 (Torque)과 소비 에너지를 계산하여 로봇 착용 전과 착용 후의 상호작용 정도를 객관화하였다 [1]. 다른 연구에서는 물질 대사 에너지 (Metabolic energy)의 차이를 이용하여 로봇과의 상호작용 정도를 객관화하였다 [2]. 하지만 관절의 돌림힘과 에너지를 측정하기 위해서는 각 관절에 각도를 측정할 수 있는 센서가 필요하므로 하드웨어의 크기를 불필요하게 커질 뿐 아니라 미분 과정 등의 계산 과정에서의 오차가 발생할 수 있다는 단점이 있다. 또한 물질 대사 에너지를 이용할 경우, 외부 환경에서 측정이 불가능하여 다양한 환경에서의 상호작용 정도를 측정할 수 없다는 단점이 있다.

이 연구에서는 위의 문제점들을 해결하기 위해 표면 근전도 (Surface electromyography (sEMG))를 이용하여 인간과 로봇 사이의 상호작용 정도를 객관화하고자 한다. 근전도란 인간의 근육 세포에서 발생하는 전기적 신호를 의미하며 이는 피부 표면에서 측정 가능하다. 표면 근전도를 사용하면 전기적 신호의 크기 차이를 통

해 사용자에게 의해 발생하는 힘의 크기를 직관적으로 분석이 가능하며 또한 무선 표면 근전도 측정 센서를 사용하면 다양한 환경에 대해서도 근육 활성화도를 측정할 수 있다는 장점이 존재한다.

2. 일반 보행과 계단 보행 시의 근전도 비교

그림 1은 연구팀에서 개발한 착용형 외골격 로봇이다. 위 로봇의 무게는 발 2kg, 경골 1kg, 대퇴골 1.5kg으로 제작되었다 [3]. 개발한 시스템은 액츄에이터를 이용한 보조 기능 없이 외골격 로봇의 골격만으로 이루어져 있다.

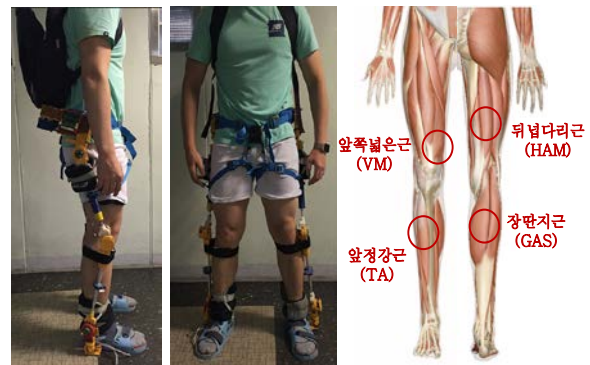


그림 1. (a) 착용형 외골격 로봇과 (b) 근전도 신호 추출 근육위치.

그림 1 (b)는 이번 연구에서 측정하고자 하는 근육 부위에 표면 근전도 센서를 부착한 모습이다. 안쪽넓은근 (VM), 뒤넓다리근 (HAM), 장딴지근 (GAS), 앞장딴

근 (TA) 에서 근전도 신호를 추출하였다. 근전도 신호는 표면 근전도 센서 (Trigno, Delsys, USA)를 이용하여 2kHz로 측정하였다.

실험은 착용형 외골격 로봇의 착용 전후에 따른 일반 보행과 계단 보행 시의 근전도 신호를 비교하였다. 그림 2 은 일반 보행 시의 시스템 착용 전후에 따른 근전도 신호를 나타낸다. 그림 3 은 계단 보행 시의 시스템 착용 전후에 따른 근전도 신호를 나타낸다. 근전도 신호는 시스템 착용 전의 각 근육의 신호의 실효값 (Root mean square)의 최대값을 기준으로 정규화하였다. 그림 2에서 볼 수 있듯이 안쪽넓은근, 앞정강근, 뒤넓다리근은 모두 신호가 착용 후에 증가함을 확인할 수 있었다. 특히, 장딴지근이 약 150% 증가하여 가장 크게 증가함을 확인할 수 있었다. 계단 보행 시에서는 모든 근육의 신호가 착용 후에 커짐을 확인할 수 있었고, 장딴지근이 약 190% 증가함을 확인하였다.

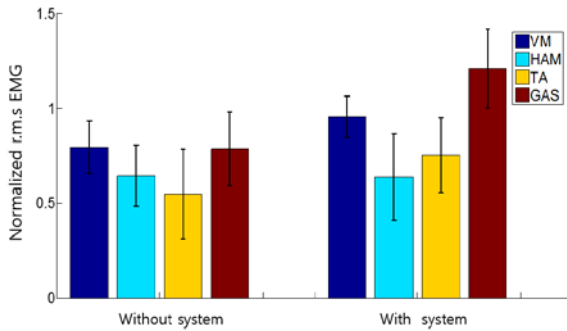


그림 2. 착용형 외골격 로봇 착용 전과 후에 따른 일반 보행 시 근전도 신호 비교

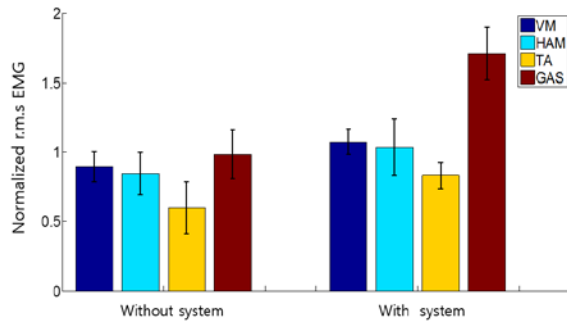


그림 3. 착용형 외골격 로봇 착용 전과 후에 따른 계단 보행 시 근전도 신호 비교

위의 실험 결과를 종합해보면 로봇의 착용으로 인해 하지에 하중이 추가되었을 경우, 하지 근육에 전반적으로 근전도 신호가 상승하였으며 이는 사용자로 하여금 더 큰 힘을 요구함을 의미한다. 그 중 장딴지근이 가장 상승폭이 큰 것을 확인하였고, 그 다음으로 앞정강근, 안쪽넓은근, 뒤넓다리근 순으로 상승폭이 큼을 확인하였다. 장딴지근과 앞정강근의 상승폭이 다른 두 근육에 비해 뚜렷하게 나타나는 이유는 표면 근전도에서 근육 활성화도를 측정하기 때문에 피부에 지방층이 얇을수록 근전도 신호가 더 크게 측정된다.

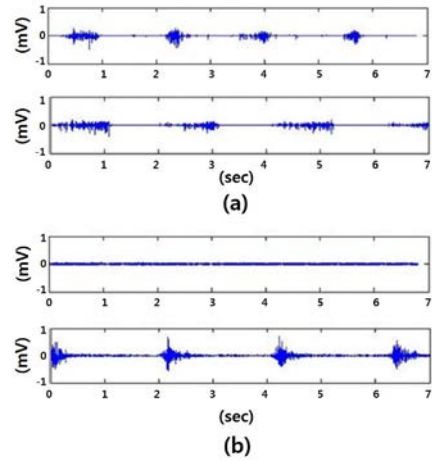


그림 4. (a) 상단 : 일반 보행 시 장딴지근 근전도 신호, 하단 : 계단 보행 시 장딴지근 근전도 신호, (b) 상단 : 일반 보행 시 안쪽넓은근 신호, 하단 : 계단 보행시 안쪽넓은근 신호

그 다음으로 일반 보행과 계단 보행 시 근전도 크기 및 활성화 시간을 비교해 본 결과, 장딴지근과 안쪽넓은근에서 가장 큰 차이가 나타났다. 장딴지근의 경우 (그림 4(a)), 신호 활성화 시간이 계단 보행 시 길게 측정되었고, 안쪽넓은근의 경우 (그림 4(b)), 계단 보행 시 근전도 크기가 더 크게 측정되었다. 위 정보를 이용하면 사용자의 보행 환경을 분석할 수 있는 실시간 모니터링 시스템 개발의 기준으로 사용할 수 있다.

3. 결론

일반 보행과 계단 보행 시 착용형 외골격 로봇의 착용 여부에 따른 근전도 활성화도 비교를 통해 착용형 외골격 로봇으로 인한 인간과 로봇 사이의 상호작용에서의 불편함을 객관화할 수 있었다. 사용자에게 하중이 부가되었을 때 근육 활성화도는 일반 보행 시와 계단 보행 시 로봇을 착용한 후에 모두 크게 나타나는 현상을 발견하였다. 이를 통해 인간과 로봇 사이의 상호작용을 객관적으로 평가할 수 있는 지표로 표면 근전도 신호를 사용할 수 있음을 확인하였다. 위 연구 결과를 토대로, 추후에 다양한 센서와 통합된 형태의 표면 근전도 센서를 개발하여 실시간으로 사용자와의 상호작용을 측정할 수 있는 시스템을 개발하고자 한다.

참고문헌

[1] R. L. Waters and S. Mulroy, "The energy expenditure of normal and pathologic gait," vol. 9, pp. 207-231, 1999.

[2] A. T. Asbeck, S. M. M. De Rossi, K. G. Holt, and C. J. Walsh, "A biologically inspired soft exosuit for walking assistance," pp. 1-19, 2015.

[3] H. Kim, C. Seo, Y. J. Shin, J. Kim, and Y. S. Kang, "Locomotion Control Strategy of Hydraulic Lower Extremity Exoskeleton Robot," 2015.