

편마비 환자를 위한 근전도 기반 상지 재활훈련시스템 개발

The Development of an EMG-Based Upper Extremity Rehabilitation Training System for Hemiplegic Patients

*손종상¹, 한진권¹, 송기복¹, 김영호^{1,2}*J. S. Son¹, J. K. Han¹, K. B. Song¹, *Y. H. Kim^{1,2} (younghokim@yonsei.ac.kr)¹ 연세대학교 의공학부, ² 의료공학연구원

Key words : orthosis, orthotics, EMG, hemiplegia, rehabilitation

1. 서론

뇌손상에 의한 편마비 증세는 출혈에 의한 전두엽, 소뇌와 같은 중요 부위의 기능 장애로 인한 것이다. 이런 기능 장애는 마비 증세가 있는 부위에 지속적으로 반복적인 운동을 통한 재활 훈련을 하여 관련 뇌 기능을 회복시킴으로써 상태를 호전시킬 수 있다. 지금까지 이루어진 주된 재활 방법은 타인이 강제로 수의운동이 불가능한 환자를 운동시키는 방법과 타인의 도움 없이 환자 스스로 운동을 하는 방법이 있다.

선행연구에 따르면 재활치료 중에 환자의 적극적인 의지와 상상이 개입될 경우 치료 효과는 더 크지만[1], 지금까지 이루어진 치료방법과 훈련기기는 환자의 주관으로 이루어지기 보다는 재활치료사의 주관으로 이루어지기 때문에 환자의 능동적 의지가 개입될 여지가 적은 상황이다. 뿐만 아니라, 재활 시설에서 이루어지는 치료효과보다 재택 치료 효과가 더 높지만[2], 기존의 재활훈련기기는 수동적 운동을 제공하거나 개인목적으로 사용하기에 부적합한 공간적인 문제를 가지고 있는 것이 대부분이기 때문에 거동이 불편한 환자들은 재활 시설을 이용하고 있다.

본 연구에서는 지금까지 잘 이루어지지 않았던 부분에 대해 새롭게 접근하고자 상지의 가장 크고 기초적인 움직임인 굽힘과 폼을 제어하기 위해 근전도 신호를 이용한 상지 재활훈련시스템을 개발하였다. 근전도 신호는 근육에 대한 정보를 알 수 있는 유일한 도구이며, 근육의 활성화 정도를 나타내는 척도이다. 따라서, 근전도 신호는 환자의 의지를 반영한다고 볼 수 있다. 또, 소형화된 사이즈를 통해서 공간적 제약을 최소화하였고, 이를 통해 재택 치료의 가능성을 제공하여 이를 통한 장점을 취할 수 있다.

2. 방법

2.1. 피검자와 기초 실험

본 실험을 위해 평소에 특별한 근력 운동을 하지 않고, 근골격계 질환이 없는 건강한 남성 3 명을 선정하였다 (Table 1).

Table 1 Information of subjects (n = 3)

	A	B	C
Age (years)	23	23	23
Height (cm)	168	169	171
Weight (kg)	72	62	74

상지의 굽힘/ 폼 운동을 할 때 필요한 토크가 얼마나 되는지를 알아보기 위해 Biodex(Biodex Medical Systems, 미국)를 이용하였다. 또, 운동 시 근전도의 패턴도 같이 보기 위해 근전도 측정 시스템(Noraxon U.S.A. Inc., 미국)을 Biodex와 연동하여 측정하였다. 근전도 신호는 팔꿈치관절의 굽힘과 폼을 제어하는 주 근육인 이두박근과 삼두박근으로부터 얻었다. 10deg/sec의 일정한 속도로 0~100°의 운동범위 내에서의 굽힘과 폼을 3 번씩 반복하여 총 3 번의 실험을

하였다. Fig. 1 은 실험에서 얻은 토크와 근전도 신호를 나타낸 것이다.

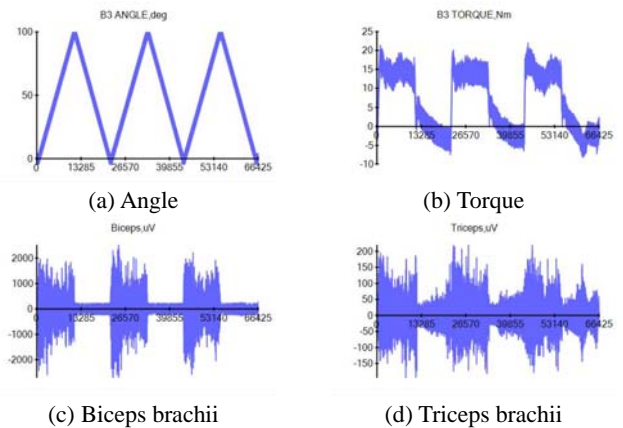


Fig. 1 Joint angles, torques and EMG signals from the experiment

기초 실험을 통하여 정상인이 상지의 굽힘/ 폼 운동을 할 때 필요한 토크는 -10~25N·m 정도라는 것을 기반으로 모터를 선정하였다. 선정한 모터는 RE 40(Maxon, 스위스)이고, 모터의 정보는 Table 2에 나타내었다.

Table 2 Motor specification

voltage	24 V
speed	33 rpm
torque	39 N·m



Fig. 2 The developed orthosis and control part

2.2. 근전도 신호 처리와 제어 알고리즘

Fig. 2는 본 연구에서 개발한 보조기와 제어부의 모습이다. 근전도 신호는 근전도 측정 시스템에서 정렬되어 나온 신호를 1Hz 버터워스 저역 통과 필터를 거쳐 linear envelope를 취한 형태로 만들어주었다. 처리된 근전도 신호는 근전도-토크 변환 알고리즘을 통해 모터 제어를 하는데 사용된다. 제어 알고리즘은 크게 두 가지로 설정하였다. 첫 번째는 수의운동이 가능한 환자를 대상으로 하는 근력 강화를 위한 알고리즘이고, 두 번째는 수의운동이 불가능한 환자를 위한 운동 모방을 위한 알고리즘이다. 근력 강화 알고리즘의 경우에는 등속 운동을 하계속 제어를 하였다. Fig. 3과 같이 바이오텍스를 통해 얻은 근전도 데이터로부

터 토크와 이두박근 근전도 사이에 상관식을 얻을 수 있었다. 이후 이두박근과 삼두박근의 근전도 신호를 통해 환자의 움직임을 포착한 후 사용자에게 모터가 역토크를 가하여 저항을 발생시킨다. 이로 인하여 증가된 저항은 사용자로 하여금 더 큰 힘을 쓰게끔 만들고 이 때 발생하는 근전도를 통하여 얼마나 큰 토크를 발생시키고 있는지 추정하고, 이 값이 임계값(threshold) 이상의 토크를 발생시키면 역토크가 해지되어 팔을 움직일 수 있게 된다. 이 모션이 짧고 연속적으로 이루어져 사용자로 하여금 아령을 든 것과 같은 효과를 낸다. 아령을 이용한 근력 운동 방식과의 차이점은 역토크가 언제나 일정하게 주어진다는 것과 사용자에게 맞추어 최적의 부하를 걸어줄 수 있다는 것, 그리고 이 부하를 상태에 맞추어 조절할 수 있으며 속도를 조절할 수 있다는 점이다.

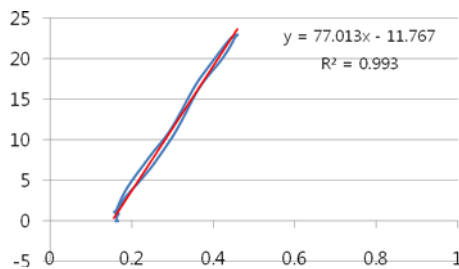


Fig. 3 The relationship between normalized EMG signal and torque (x axis: (V), y axis: (N-m))

운동 모방 알고리즘의 경우에는 환측을 건측에 따라 움직이도록 제어를 하였다. 환측에는 개발한 보조기를 착용시키고, 건측에서 근전도 신호와 관절각도를 피드백(feedback) 받는다. 각도만 피드백 받으면 능동 움직임인지 수동 움직임인지 알 수 없기 때문에, 근전도 신호를 이용하여 근육 활성화도에 대한 정보를 얻는다. 이를 통해 환자의 능동적 의지로 팔을 움직일 때에만 건측의 움직임을 따라 환측이 움직이도록 하였다.

3. 결론

본 연구에서는 편마비 환자의 상지 재활을 목적으로 근전도 신호 기반의 재활훈련시스템을 개발하였다. 환자의 의지가 반영되어 있는 근전도 신호를 이용함으로써 재활 효과를 높였고, 크기도 작게 만듦으로써 공간적 효용성도 높였다. 하지만 아직까지 정상인을 대상으로 실험을 하고 있는 단계이며 앞으로 환자 실험을 통해 완성도를 높여야 할 것이다. 본 시스템으로 정상인 실험을 하는 도중 설계한 보조기에 부하가 가해지면 프레임이 조금씩 변형되는 문제점이 있었는데, 이는 프레임 강화를 통해 개선될 수 있을 것이라고 생각한다. 본 연구에서 적용한 운동 모방 알고리즘은 mirror therapy를 응용한 것인데, 이는 환측이 움직인다는 상상을 통해 이루어지는 치료보다 실제로 환측의 움직임을 유도하는 치료가 더욱 효과적일 것이라고 기대한다.

후기

위 논문은 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의거 국민체육진흥공단의 국민체육진흥기금을 지원받아 연구되었습니다.

참고문헌

1. Sütbeyaz S., Yavuzer G., Sezer N. and Koseoglu B. F., "Mirror Therapy Enhances Lower-Extremity Motor Recovery and Motor Functioning After Stroke : A Randomized Controlled Trial,"

Arch Phys Med Rehabil., 88, 555-559, 2007.

2. Herbold J., Walsh M., Reding M., "Rehabilitation Hospital Versus Nursing Home Setting for Rehabilitation Following Stroke: A Case-Matched Controlled Study," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 88, e17-e18, 2007.
3. Fellows S. J., Kaus C., Ross H. F. and Thilmann A. F., "Agonist and antagonist EMG activation during isometric torque development at the elbow in spastic hemiparesis," Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 93, 106-112, 2004.