

편마비 환자의 재활운동치료를 위한 EMG feedback 상지 보조기 개발 Development of an EMG-feedback Upper Extremity Orthosis to Rehabilitation Exercise Therapy of Hemiplegic Patients

*김정윤¹, 박세희^{2,3}, 이민현², #김영호^{2,3}

*J. Y. Kim¹, S. H. Park², M. H. Lee², #Y. H. Kim(youngbokim@yonsei.ac.kr)^{2,3}

¹연세대학교 대학원 의공학과, ²연세대학교 의공학부, ³연세의료공학연구소

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

1. 서론

뇌손상에 의한 편마비 증세는 출혈에 의한 전두엽, 소뇌와 같은 운동기능을 관장하는 부위의 기능 장애로 인한 것이다. 이런 기능 장애의 마비 증세는 마비 발생 부위에 지속적으로 반복적인 운동을 함으로써 상태를 호전시킬 수 있는데, 그 방식은 크게 두 가지로 나누어진다. 하나는 마비 증상이 발생하는 부위의 근력을 강화시킴으로써 운동 능력을 향상시키는 것으로서, 경직(Spasticity) 증상이 발생하는 환자들에게 적합한 치료법이다. 다른 하나는 재활 훈련을 통하여 관련 뇌 부위의 기능을 회복시키는 방법으로, 자신의 움직임에 마비 측으로 하여금 모방케 하거나 Mirror Therapy를 통한 이미지 훈련 등이 수의 운동이 불가능한 환자들에게 효과적이다. 다만 기존에 존재하는 치료방법들은 그 대부분이 재활 치료사의 도움을 필요로 하는 것으로 환자 혼자서는 하는 것이 불가능하다.

선행연구에 따르면 재활치료 중에 환자의 적극적인 의지와 상상이 개입될 경우 치료 효과는 더 크다고 한다[1]. 하지만 지금까지 이루어진 치료방법과 훈련기기는 환자의 주관으로 이루어지기 보다는 재활치료사의 주관으로 이루어지기 때문에 환자의 능동적 의지가 개입될 여지가 적다. 뿐만 아니라, 이러한 재활 치료는 재활 시설에서 하는 것보다 자신의 집에서 하는 재택 치료가 더욱 효과적인 것으로 밝혀졌지만[2], 앞에서의 문제점과 같이 재활치료가 필요하고, 치료를 위해 많은 공간을 차지하기에 재택치료 역시 힘들다.

이번 연구에서는 강직 증세와 심한 마비 증세를 가진 환자를 위해 근력 강화와 움직임 모방을 가능케 하는 재활치료를 보조기를 개발하였으며, 환자의 자율 의지를 반영하기 위하여 근전도를 바탕으로 제어 하도록 만들었다. 또한 그 크기 역시 가능한 작게 만들어 자택 재활을 가능케 하였다.

2. 방법

1. 피검자 선정과 기초 실험

본 실험을 위해 평소에 특별한 근력 운동을 하지 않고, 근골격계 질환이 없는 건강한 남성 3명을 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/펴 운동을 할 때 필요한 토크가 얼마나 되는지를 알아보기 위해 Biodex(Biodex Medical Systems, 미국)를 이용하였다. 또, 운동 시 근전도의 패턴을 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 3번씩 반복하여 총 3번의 실험을 하였다. Fig. 1은 실험에서 얻은 토크와 근전도 신호를 나타낸 것이다.

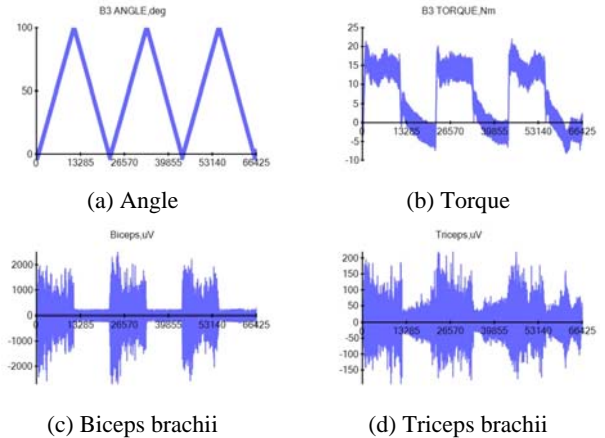


Fig. 1 Joint angles, torques and EMG signals from the experiment

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

Table 2 Motor specification

voltage	24 V
speed	33 rpm
torque	39N-m



Fig. 2 The developed orthosis and control part

2. 근전도 신호 처리와 제어 알고리즘

Fig. 2는 본 연구에서 개발한 보조기와 제어부의 모습이다. 근전도 신호는 1Hz의 임계 주파수를 가지는 베셀 저역 통과 필터를 거쳐 linear envelope을 한 뒤 제어에 사용하였다. 처리된 근전도 신호는 근전도-토크 변환 알고리즘을 통해 모터 제어를 하는데 사용된다.

Fig. 3은 제어 알고리즘의 Flow Chart를 나타낸 것으로 알고리즘은 크게 세 가지로 설정하였다.

첫 번째: 근전도 센서의 보정과 MVC를 측정하는 보정 알고리즘, 두 번째: 경직 증상을 가지고 있는 편마비 환자를 위한 근력 강화 알고리즘, 세 번째: 수의 운동이 불가능한 환자를 위한 운동 모방 알고리즘이다.

보정 알고리즘의 경우 근전도 센서에서 측정된 데이터를 그래프로 나타낸다. 이 그래프로 센서가 정확한 위치에 부착이 되었는지 보정한다. 그리고 근전도 신호를 토크로 변환하여 근력 강화 알고리즘에서 필요한 역부하를 선정하기 위한 토크를 측정한다.

근력 강화 알고리즘의 경우에는 등속 운동을 할 수 있게 제어를

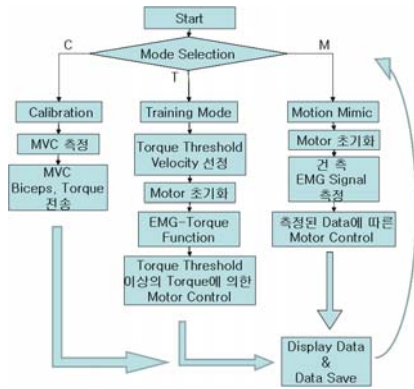


Fig. 3 Control Algorithm Flow Chart

하며, 근전도-토크의 관계식은 이두박근의 근전도와 토크의 자료를 바탕으로 회귀분석을 통해 얻었다(Fig. 4). 이후 이두박근과 삼두박근의 근전도 신호를 통해 환자의 움직임을 읽어 들인 후, 사용자에게 모터로 역부하 토크를 가하여 저항을 발생시킨다. 증가된 저항은 사용자로 하여금 더 큰 힘을 쓰게끔 만들고 그 결과 발생하는 근전도가 커진다. 이 근전도를 통하여 얼마나 큰 토크를 발생시키고 있는지 역산, 만일 이 값이 임계값(threshold) 이상이 되면 역부하 토크가 해지되어 팔을 움직일 수 있게 된다. 이 모션은 짧고 연속적으로 이루어져 스무스한 움직임을 만들고, 착용자로 하여금 아령을 든 것과 같은 부하를 만드는 효과를 낸다.

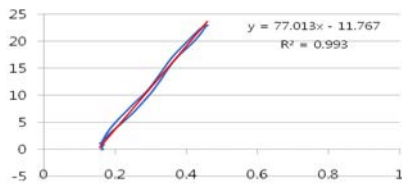


Fig. 4 The relationship between normalized EMG signal and torque (x axis: (V), y axis: (N-m))

이 근력 강화 알고리즘과 아령을 이용한 근력 운동 방식의 가장 큰 차이점은 이 알고리즘이 경직(Spasticity)을 가진 환자로 하여금 스스로 운동을 할 수 있도록 만들어줬다는 것이다. 이 알고리즘은 읽어 들이는 근전도 신호로부터, 환자가 경직 증상을 일으키는 지 아닌지를 판단하며 경직이 발생할 경우 역토크가 아닌 정토크를 발생시켜 움직임을 돕는다. 기존의 경우엔 이를 재활 치료사가 옆에서 도와주어야 했으므로 이점이 가장 큰 차이점이라 할 수 있다. 그 외의 차이점은 역토크가 모멘트 양의 변화와는 관계 없이 언제나 일정하게 주어진다라는 것, 사용자에게 맞추어 최적의 부하를 걸어줄 수 있다는 것, 그리고 이 역부하 토크와 속도를 상황에 맞추어 조절할 수 있다는 점이다.

운동 모방 알고리즘의 경우에는 환측을 건측에 따라 움직이도록 제어를 하는 알고리즘이다. 환측에 개발한 보조기를 착용, 그 후 건측에서 발생하는 근전도 신호를 읽어 들인다. 활성화된 건측의 근전도 신호를 바탕으로, 건측의 움직임에 대한 정보를 얻는다. 이를 통해 환자의 능동적 의지로 팔을 움직일 때 건측의 움직임을 따라 환측이 움직이게 된다.

3. 결과

Fig. 5 는 본 보조기의 작동시 디스플레이 되는 파형들이다. 본 경우 실험자는 3번에 걸쳐서 팔을 굽히고 폈다. 위에서부터 차례대로 이두박근과 삼두박근의 근전도, 근전도-토크 알고리즘을 통한 토크, 마지막으로 보조기가 움직인 각도를 나타낸다. 이두박근의 근전도 같은 경우는 각도와 유사한 패턴을 이룬다. 삼두박근의 경우 굽히는 동작에서나 펴는 동작 두 경우 모두 크게 나타나지 않는다. 이는 삼두박근이 굴곡과 신전에 있어 크게 참여하지 않음을 알 수 있다. 각도의 경우 노이즈가 긴 형태로 그 값이 나타나는데 이는

포텐셜 미터를 통해 읽어 들이는 각도의 값이 모터의 미세한 변화를 그대로 읽어 들이기 때문에 발생하는 노이즈이다.

Fig. 6 은 보조기의 테스트다. 근전도 신호를 받아서 근전도 신호를 토크로 변환하여 동작하는 모습이다. 차례대로 움직임의 모방과 근력의 강화를 위한 알고리즘을 테스트하고 있는 모습이다.

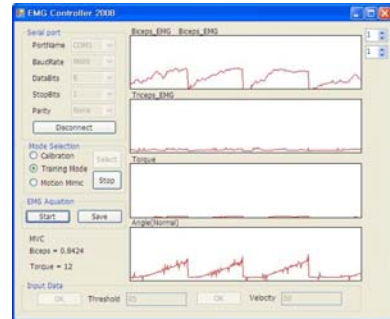


Fig. 5 Display of Bi, Tri EMG & Torque, Angle



Fig. 6 Experimentation Mimic And Training

4. 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 만들어서 공간적 효율성도 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 가해지는 부하로 인하여 프레임이 조금씩 변형되는 문제점이 있었는데, 이는 프레임 강화를 통해 개선될 것이다. 본 연구에서 적용한 운동 모방 알고리즘은 mirror therapy 방식과 연계하여 사용한다면 치료가 더욱 효과적일 것이다.

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.