

공압 고무 인공근육을 장착한 주관절 보조기 피드백 제어 시 근력 특성

論 文
57-4-28

Characteristics of the Muscular Activities on the Feedback Control of Elbow Orthosis Using Pneumatic Rubber Artificial Muscle

洪 暻 珠* · 金 暻* · 權 大 奎† · 金 東 郁** · 金 南 均**
(Kyung-Ju Hong · Kyung Kim · Tae-Kyu Kwon · Dong-wook Kim · Nam-Gyun Kim)

Abstract - An elbow orthosis with a pneumatic rubber actuator has been developed to assist and enhance upper limbs movements and has been examined for the effectiveness. The effectiveness of the elbow orthosis was examined by comparing muscular activities during alternate dumbbell curl motion wearing and not wearing the orthosis. The subjects participated in the experiment were younger adults in their twenties. The subjects were instructed to perform dumbbell curl motion in a sitting position wearing and not wearing orthosis in turn and a dynamometer was used to measure elbow joint torque outputs in an isokinetic mode. Orthosis was controlled using contractile muscle force that is measured from force sensor through cDAQ-9172 board. The air pressure of the pneumatic actuator was 0.3MPa the most suitable air pressure. For the analysis of muscular activities, Electromyography of the subjects was measured during alternate dumbbell curl motion. The experiment results showed that the muscular activities wearing the elbow orthosis were reduced. With this, we confirmed the effectiveness of the developed elbow orthosis.

Key Words : Elbow orthosis, Active control, Muscular activities

1. 서 론

주관절 보조기가 적용되는 주관절은 견관절과 수부사이의 중간 관절로 상지의 신장과 단축을 유도한다. 주관절은 근 조직과 함께 구조적으로 안정적인 손 자세를 위해 구성되어 있다. 완관절과 견관절에서 작용하는 많은 근육들이 주관절을 지나고, 안정성을 부여하며, 수부의 기능을 향상시키는 역할을 한다.

주관절 운동기능 회복 기술로써 근력 운동 보조기에 관한 연구가 많은 곳에서 진행되고 있다. 외골격 근력 보조기는 환자 자신의 근력 또는 외부 동력을 이용하거나 두 방식을 혼합한 하이브리드형 동력 상지 보조기 타입이 개발되고 있다. 대부분의 외골격 보조기에는 서보 모터 액추에이터 또는 유압 구동기가 사용되며, 액추에이터로 전기 모터를 사용하는 대부분의 경우[1,2] 구동회로의 복잡함, 이동성의 어려움, 장치의 중량화 등의 단점을 가지고 있다. Jacob은 근육 신호를 기본으로 하여 주관절 보조를 받을 수 있는 외골격 시스템을 개발하였으며[3], Kiguchi는 인간의 주관절 운동을 지지하기 위하여 상지 외골격 보조기를 퍼지-신경 방법을 이용하여 구동시켰다[4]. 1999년에 Tsuruga 등[5]은 인공지능 Elbow 보조기를 개발하였고, 2002년에는 수작업 보조를 위한 보조시스템인 글로브형 핑거 시스템이 일본 재활연구

원에 의하여 개발되었다[6]. 이러한 상지근력 보조기에 관한 연구가 진행되고 있지만 유압, 공압 구동기 및 모터를 이용한 무거운 외골격 타입으로 에너지 과다 및 근육의 피로가 크고 실효성이 낮은 단점이 있고, 상지 근력 보조기에 대한 근력 효과 및 특성 분석이 미비한 실정이다.

본 논문에서는 경량의 착용형 외골격 타입의 주관절 보조기를 개발하고 젊은 성인을 대상으로 팔꿈치를 구부리고 펴는 운동(Alternate Dumbbell Curl motion, ADC motion)을 시행했을 때 보조기 착용 유무에 따른 상지 근력의 특성과 근력 운동 부하량 측정 시스템을 이용한 등속성 운동을 하였을 때 근력 특성을 고찰하여 개발된 주관절 보조기의 운동 보조 효율을 고찰하고자 하였다.

2. 시스템 구성

2.1 주관절 보조기

본 연구를 위하여 제작된 주관절 보조기는 기본 프레임에 공압 고무 액추에이터가 부착 되어 있다. 본 연구에서 사용된 공압 고무 액추에이터는 작고 가벼운 특성을 가지며 부드럽게 동작하며 제어하기 쉬운 장점을 가지고 있다. 공압 고무 액추에이터는 고무튜브를 고강성의 플라스틱 그물망이 감싸고 있는 구조이며, 공기의 압력을 높이면 고무튜브가 수축되고, 공기의 압력을 낮추면 이완되어 인간의 근육 운동 형태와 유사하게 동작된다. 자유로운 움직임과 경량화를 위해 바깥쪽에 지지대를 만들었고 체격에 상관없이 착용할 수 있도록 손목부분은 밴드 형식으로 구성하였다. 또한 공압 고무 액추에이터를 부착하기 위한 지그를 제작하여 팔 부분과 전완 부분을 연결하여 제작하였다.

* 學生會員 : 全北大學校 醫用生體工學科 碩士課程
** 正 會 員 : 全北大學校 바이오메디컬工學科 副教授
† 교신저자, 正會員 : 全北大學校 바이오메디컬工學科 助教授
E-mail : Kwon10@chonbuk.ac.kr
接受日字 : 2007年 12月 11일
最終完了 : 2008年 1月 18일

주관절 보조기의 운동 보조 방법은 ADC 운동 시 상지의 신전 운동이 구현되기 전에 발생되어지는 상완이두근의 수축근 힘 신호를 계측하여 이를 솔레노이드 밸브의 전압 인가 신호로 보낸다. 상용프로그램인 LabVIEW 8.0을 이용하여 수축근 힘 측정 센서로부터 얻어진 전압 신호를 받아서 이를 솔레노이드 밸브로 보내지는 프로그램을 구현하였다. LabVIEW 8.0을 통하여 구현된 6V 전압 신호는 cDAQ-9472보드의 AO4463 모듈을 통하여 솔레노이드 밸브를 작동시킬 수 있는 6V가 인가된다. 이 신호를 통하여 작동되는 공기압 고무 액추에이터는 4초에 한 번의 ADC 운동을 실행시킨다.



그림 1 능동 주관절 보조기에 장착한 수축근 힘 측정용 센서
Fig. 1 Contractile muscle force sensor used to the elbow orthosis for active power assist

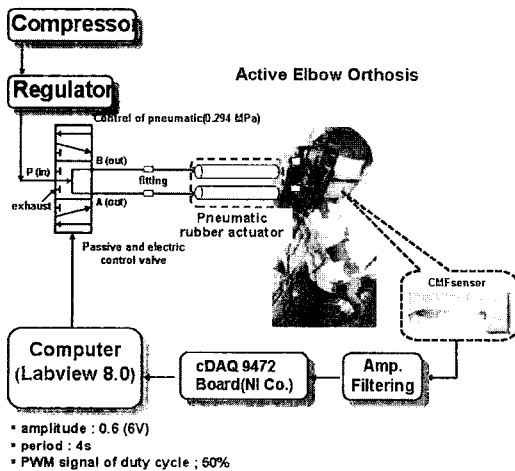


그림 2 공압 고무 액추에이터를 장착한 주관절 보조기의 피드백 시스템의 블록선도
Fig. 2 Block diagram for the feedback system of elbow orthosis utilizing the pneumatic rubber actuator

2.2 수축근 힘 센서

그림 1은 주관절 보조기에 적용된 수축근 힘 센서를 나타내고 있다. 주관절 보조기를 동작시키기 위해서 사용자의 동작을 하고 싶다는 의지를 검출하는 방법이 필요하다. 인간이 동작을 할 경우, 뇌로부터의 명령을 신경이 근육에게 전달하여 동작을 하게 된다. 본 연구에서는 사용자가 움직이고자 하는 정보를 근육이 활동했을 때 근육의 수축 변화를 계측하는 수축근 힘 센서를 이용하였다.

3. 실험 방법

3.1 근력 특성 측정 방법

본 연구에서는 제작된 주관절 보조기의 상지 근력 보조 정도를 알아보기 위하여 주로 상지 운동에 관여하는 ADC

운동을 시행하였다. 피험자는 5명의 젊은 성인을 대상으로 하였다. 피험자는 주관절 보조기 착용 유무에 따라 ADC 운동을 실시하였다. 이 때, 하중을 0kg, 1kg, 3kg, 5kg의 순서로 변화시켜 총 40초의 실험 시간동안 10회 시행하였다.

ADC운동을 할 때, 피험자의 상지 근력을 알아보기 위하여 근전도를 측정하였다. 각각의 상지 근력을 측정하여 하중의 변화에 따른 근력의 특성과 주관절 보조기를 착용하지 않았을 때와 착용했을 때의 상지 근력 특성을 비교하였다. 측정된 근육은 ADC 운동 시 관여하는 근육 중 상완이두근(biceps brachii, BB), 상완삼두근(triceps brachii, TB), 완요관근(brachioradialis, Bo), 척측수근굴근(flexor carpi ulnaris, FCU)을 선정하여 근전도를 측정하였다. 측정된 근전도 신호는 각종 신호처리 방법 중, 주파수 스펙트럼 분석을 이용하였다. 근력의 크기는 FFT(fast fourier transform) 방법을 통하여 얻어지는 파워 스펙트럼의 면적으로 분석하였다. 근육의 수축 힘을 이용한 피드백 제어 방법은 그림 2의 능동 제어 블록도와 같다. 이를 보면, 주관절 보조기에 장착된 2개의 공기압 고무 액추에이터 솔레노이드 밸브를 통하여 조절하였다.

3.2 등속 운동 측정 방법

개발한 시스템의 유효성을 고찰하기 위하여 근력측정시스템인 Biodex medical Inc. 가 개발한 다용도 근기능 평가 훈련 장치(이하 BIODEX 약어 사용)를 이용해 일정 부하에서의 운동 능력의 향상이 가능하다는 것을 고찰하였다. 그림 3은 등속 운동 시 최대 토크 측정을 위한 다용도 근기능 평가 훈련 시스템의 모습이다. 등속성 주관절 굴곡 운동 시 최대토크 측정을 위한 기본적인 실험 조건은 표 1에서 나타내었다. Dynamometer의 본체의 회전 각도를 30°로 고정하였고, 초기 경사각도는 0°로 초기화 하였다. 피험자는 젊은 남성 10명으로 실시하였다. 이들 평균 몸무게는 72.2kg (63~80kg)이다. 실험은 피험자 1인당 총 3회 실험을 실시하였으며, 1회 운동 당 등속성 주관절 굴곡 운동을 총 5회 반복할 때의 주관절 최대 근력을 측정하였다. 총 5번 반복 운동할 때의 최대 근력값과 체중당 최대 근력값을 계측하여 주관절 보조기를 착용하여 능동 제어를 받았을 때와 받지 않았을 때를 비교 분석하였다.

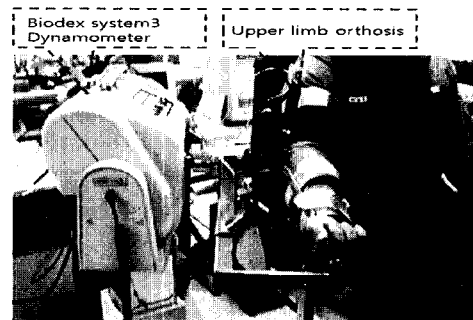


그림 3 공압 고무 액추에이터를 장착한 주관절 보조기의 등속성 주관절 굴곡 운동 사진
Fig. 3 Isokinetic motion of elbow flexion with elbow orthosis using pneumatic rubber actuator

압축기에서 생성되는 공기압은 조절기(regulator)를 통해서 조절되고 이 공기압은 솔레노이드 밸브를 통해서 공기압

고무 액추에이터에 인가된다. 주관절 보조기의 운동 보조 방법은 등속성 주관절 굴곡 운동을 할 때, 상지에서 가장 먼저 발생하는 상완이두근의 수축근 힘 신호를 계측하여 이를 솔레노이드 밸브의 전압 인가 신호로 보낸다. 상용프로그램인 LabVIEW 프로그램을 이용하여 수축근 힘 측정 센서로부터 얻어진 전압 신호를 받아서 이를 솔레노이드 밸브로 보내지는 프로그램을 구현하였다.

표 1 ADC 운동 시 최대토크 측정조건

Table 1 Experiment condition of maximum torque on ADC motion

Away	Extension
Toward	Flexion
Ready position	Full flexion
Dynamometer orientation	30°
Dynamometer tilt	0°
Seat orientation	0°

4. 실험 결과 및 고찰

4.1 주관절 보조기 착용 유무에 따른 상지 근력 특성

수축근의 힘을 측정하기 위하여 그림 1과 같이 수축근 힘 측정용 센서(contractile muscle force sensor, CMF sensor)를 제작하였다. 제작된 CMF 센서를 테스트하기 위하여 하중의 변화에 따른 전압 신호를 측정하였고 그림 4와 같다.

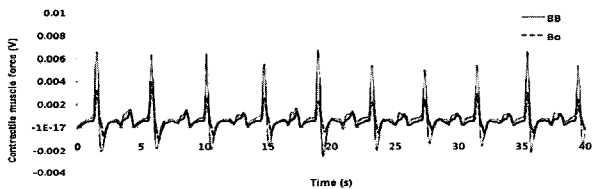


그림 4 ADC 운동 시 근수축 힘 피크값
Fig. 4 Contractile muscle force peak value in ADC motion

그림 5는 피험자가 ADC 운동을 할 때, 주관절 보조기를 착용했을 때와, 착용하지 않았을 때의 상지 근육 활성도를 나타내고 있다. 가로축은 근육의 위치를 나타낸 것이고, 세로축은 측정된 근육의 근전도를 분석하여 얻은 IEMG 값을 나타내고 있다(*p<0.01, **p<0.05).

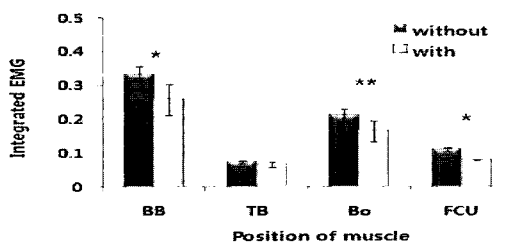


그림 5 주관절 보조기 착용 유무에 따른 상지 근력 (BB: 상완이두근, TB: 상완삼두근, Bo: 완요골근, FCU: 척추수근굴근)
Fig. 5 Characteristics of upper limb muscle activity on with and without the elbow orthosis on ADC motion (BB: Biceps brachii, TB: Triceps brachii, Bo: Brachioradialis, FCU: Flexor carpi ulnaris)

주관절 보조기를 착용과 미착용 경우를 비교해보면, 주관절 보조기 착용 시 ADC 운동을 했을 때 상완이두근, 상완삼두근, 완요골근, 척추수근굴근들이 미착용의 경우 보다 상대적으로 근육의 쓰임이 적음을 알 수 있었다. 특히, 상완이두근, 완요골근이 상완삼두근, 척추수근굴근보다 근력보조를 많이 받고 있음을 알 수 있었다. 주관절 보조기는 공압 고무 액추에이터로 공급되는 공압을 수축근 힘 신호에 따라 능동 제어를 받아 운동을 보조한다. 이에 주관절 보조기를 착용하고 ADC 운동을 할 때 적은 근력을 사용함으로써 효과적인 힘 보조를 받은 것을 확인하였다.

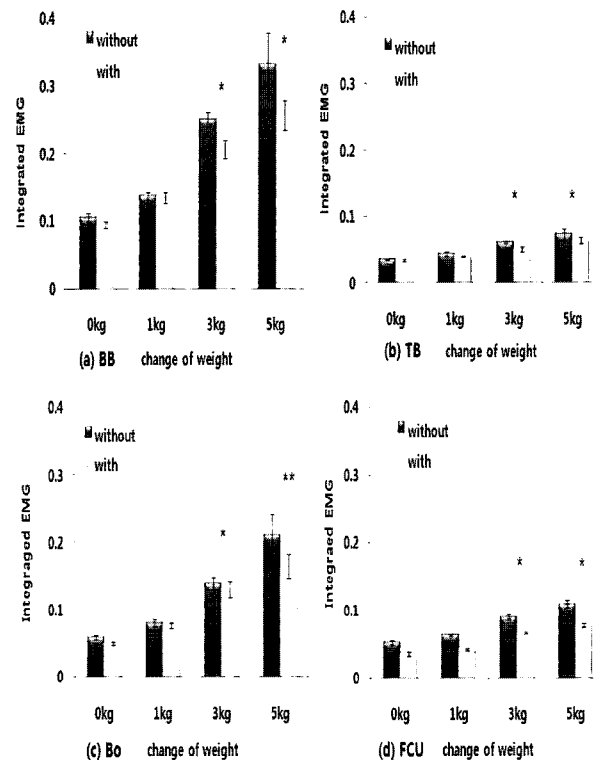


그림 6 주관절 보조기 착용 유무 시 하중에 변화에 따른 상지 근력 (a)상완이두근(BB), (b)상완삼두근(TB), (c)완요골근(Bo), (d)척추수근굴근(FCU)
Fig. 6 Characteristics of upper limbs muscle according to the variation of weight on ADC motion, (a) Biceps brachii (BB), (b)Triceps brachii (TB), (c) Brachioradialis (Bo), (d) Flexor carpi ulnaris (FCU)

그림 6은 ADC 운동 시 하중의 변화에 따른 근활성도 특성을 나타낸 그래프이다(*p<0.01, **p<0.05). 그림 6의 (a), (b), (c), (d)는 각각 상완이두근, 상완삼두근, 완요골근, 척추수근굴근의 IEMG값을 나타낸 그래프이다. 가로축은 하중의 변화를 나타내며, 세로축은 IEMG 값을 나타낸다. 제작된 주관절 보조기를 착용하고 운동했을 때의 상지 근력은 주관절 보조기를 착용하지 않았을 때 보다 상대적으로 적게 측정되었고, 부하가 증가할수록 힘 보조 효과도 높게 발생됨을 알 수 있었다.

그림 7은 등속성 근력측정 장치를 이용하여 주관절 보조기를 착용과 미착용했을 때의 피험자 근력의 최대 토크

(maximum peak torque)를 비교 분석한 그림이다(*p<0.01). 피험자는 총 10명의 피험자 한 사람당 3회 실시한 실험 결과를 평균화 한 값이다. 피험자 개인에 따라 보조 정도의 차이가 보였으나, 대체적으로 모두 보조기를 착용하였을 때 최대 토크 값이 더 높게 측정되었다.

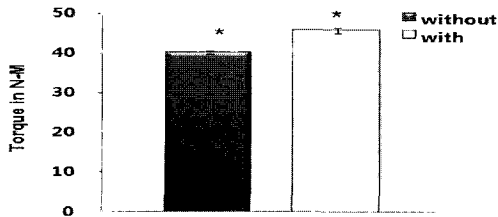


그림 7 능동 주관절 보조기 착용 유무에 대한 최대토크
Fig. 7 Maximum torque with and without active elbow orthosis

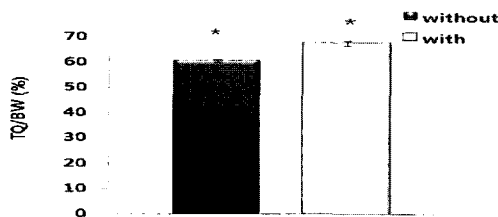


그림 8 능동 주관절 보조기 착용 유무에 대한 체중에 따라 정규화된 최대토크
Fig. 8 Maximum torque normalized on body weight with and without active elbow orthosis

그림 8은 주관절 보조기 착용 유무에 대한 상지근력의 최대 토크 값을 체중에 따라 정규화한 그림이다(*p<0.01). 개인 간의 근력차이를 고려하기 위하여 체중당 최대 토크(PK TQ/Body Weight)를 분석하였다. 피험자가 등속성 주관절 굴곡 운동 시 체중 당 최대 토크 값이 증가함을 알 수 있었다. 이는 피험자가 등속성 주관절 굴곡 운동을 수행할 때 주관절 보조기를 착용하여 근력 보조를 받음으로써 기존의 미착용 시 최대토크보다 높게 나타났고, 정규화를 했을 경우도 체중 당 최대 토크 수치가 높게 나타난 것으로 사려 된다.

5. 결 론

본 연구에서 제작된 주관절 보조기의 효율을 알아보기 위하여 보조기 착용 유무에 관한 근력을 비교 분석한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 상지의 상완이두근과 완요골근의 근전도 신호를 측정하여 근육 활성도를 분석한 결과, 주관절 보조기를 착용한 운동이 보조를 받았다. 이는 개발된 주관절 보조기 착용에 따라 힘 보조를 받음으로써 적은 근력으로 효과적인 운동을 할 수 있음을 알 수 있었다.
2. 측정된 최대토크 수치를 보면 보조기를 착용하였을 때 최대 토크의 수치가 상대적으로 더 높게 나타났다. 이

는 피험자가 등속성 주관절 굴곡 운동을 수행할 때 주관절 보조기를 착용하여 근력 보조를 받음다는 것을 알 수 있다.

본 연구에서 제작된 주관절 보조기는 운동 시, 보다 적은 힘으로 운동이 가능하다는 것을 보여주었다. 이와 같이 주관절 보조기를 이용하여 상지 관련 운동 시 운동 보조를 받고 또한 운동 수행 시 보조기를 착용함으로써 더 큰 힘을 낼 수 있음을 보여주었다. 향후 연구에는 노약자를 대상으로 실험하여 보조기의 효율을 검증하여 일상생활에 필요한 상지의 움직임을 보조할 수 있도록 할 것이다.

감사의 글

이 논문은 2007년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(지방연구중심대학육성사업/헬스케어기술개발사업단)

참 고 문 헌

- [1] J. M. Hollerbach, "Some Current Issues in Haptics Research", Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 757-762, 2000.
- [2] M. Bergamasco, B. Allotta, L. Bosio, L. Rerretti, G. Parrini, G. M. Prisco, R. Salsedo, G. Sartini, "An Arm Exoskeleton System for Teleoperation and Virtual Environments Applications", Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 1449-1454, 1994.
- [3] R. Jacob, B. Moshe, B. Moshe, Fuchs, and A. Mircea, "A Myosignal-Based Powered Exoskeleton System", IEEE Transaction on systems, Man, and cybernetics-part A : Systems and humans, Vol. 31, No.3, pp. 210-222, 2001.
- [4] K. Kiguchi, S. Kariya, K. Watanabe, and T. Fukuda, "Application of Multiple Fuzzy-Neuron Controllers of an Exoskeletal Robot for Human Elbow Motion Support", Transactions on Control, Automation, and Systems Engineering, Vol. 4, No. 1, pp. 49-55, 2002.
- [5] J. H. Hong "Physical Restoring and Recovering Technology for the Elderly", Journal of the Korean Society of Precision Engineering Vol. 21, No. 1, pp. 17-25, 2004
- [6] T. Tsuruga, S. Ino, T. Ifukube, M. Sato, T. Tanaka, T. Izumi and M. Muro, "A Basic Study for a Robotic Transfer Aid System Based on Human Motion Analysis", Advanced Robotics, 14, No. 7, pp. 579-596. 2000.