

공압 고무 액추에이터를 장착한 주관절 보조기 착용에 따른 상지 근력 특성

홍경주¹, 김 경¹, 권대규^{2,3}, 김동욱², 김남균²,

¹전북대학교 공과대학 의용생체공학과, ²전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부, ³전북대학교 실버공학연구센터

Characteristics of the Muscular Activities with Elbow Orthosis using Pneumatic Rubber Muscle

K. J. Hong¹, K. Kim¹, T. K. Kwon^{2,3}, D. W. Kim², N. G. Kim²

¹Dept. of Biomedical Engineering Graduate School, Chonbuk National University

²Div. of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University

³Bioengineering Research Center for Aged, Chonbuk National University

(Received May 22, 2007. Accepted November 15, 2007)

Abstract

An elbow orthosis with a pneumatic rubber actuator has been developed to assist and enhance upper limb movements and has been examined for the effectiveness. The effectiveness of the elbow orthosis was examined by comparing muscular activities during alternate dumbbell curl exercises with and without 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 with and without orthosis in turn and a dynamometer was used to measure elbow joint torque outputs in an isovelocity mode. The measurements were done with four various dumbbell loads: 0 kg, 1 kg, 3 kg, and 5 kg. The orthosis was pneumatically actuated and controlled in a passive mode. The most comfortable air pressure to the pneumatic actuator was determined to be 0.294MPa. Electromyography(EMG) was also measured during curl exercises. The muscles of interest were biceps brachii(BB), triceps brachii(TB), brachioradialis(Bo), and flexor carpi ulnaris(FCU) in the upper limbs. The experimental results showed that the muscular activities themselves significantly reduced with elbow orthosis on in performing similar activities without orthosis. As a result of this experiment, the effectiveness of the developed upper limb orthosis was confirmed and the level of assistance was quantified.

Key words : elbow orthosis, pneumatic rubber actuator, muscular activity

1. 서론

교 통사고, 산업재해 등으로 인해 상지 마비가 일어나는 인구가 꾸준히 늘고 있고, 대부분의 상지 마비는 운동기능 상실을 나타내어 근력의 약화, 감각기능의 손실 및 자율 신경의 이상 증상을 나타낸다. 이들의 재활 치료를 위하여 보조기를 이용한 재활 훈련은 상지 관절의 구축방지 및 강직의 감소뿐만 아니라 일상생활 동작을 스스로 유지할 수 있도록 향상시키고 있다. 이러한 근골격계의 저하로 인해 약화되는 근력을 보조할 수 있는 보조기의 착

용이 증가되고 있고 근력훈련을 통한 근지구력 증진에 관한 기기가 많이 개발되고 있는 실정이다. 근력을 보조해 줌으로써 상지 마비 환자나 운동감각이 저하된 노인들의 활동성을 높여 일상생활 기능을 잘 할 수 있게 할 뿐만 아니라 운동, 여행 등 일상생활 기능 및 여가활동을 증가시켜 고령자 및 장애인의 독립적인 생활을 할 수 있게 하며 인생을 즐기게 도와 삶의 질을 향상시키게 한다.

동력 보조기에 관한 연구는 독립적으로 자립할 수 있도록 하기 위해 많은 연구자들이 진행하여 왔다. 외골격 근력 보조기는 환자 자신의 근력 또는 외부 동력을 이용하거나 두 방식을 혼합한 하이브리드형 동력 상지 보조기 타입이 개발되고 있다. 사용하는 구동 방식 또한 다양하여, 대부분의 외골격 보조기에는 서보 모터 액추에이터 또는 유압 액추에이터가 사용되며, 액추에이터로 전기 모터를 사용하는 대부분의 경우[1,2] 구동 회로의 복잡함, 이동성의

이 논문은 2007년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(지방연구중심대학육성사업/벨스케어기술개발사업단)
Corresponding Author : 권대규
(561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가
전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부
Tel : 063-270-4066 / Fax : 063-270-2247
E-mail : kwon10@chonbuk.ac.kr

어려움, 장치의 중량화를 단점으로 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 피지-신경 방법을 이용하여 구동시켰다[4]. 1999년에 Suga 등[5]은 인공지능 Elbow 보조기(Intelligent Orthosis, IO)를 개발하였다. 2002년에는 수작업 보조를 위한 보조시스템인 글로브형 핑거(glove-type finger) 시스템이 일본 재활연구원에 의하여 개발되었다[6].

외골격 동력 보조기는 근육병 환자를 위한 재활보조기구로부터 최근에는 무거운 군장을 지는 군인을 위한 근력 증폭기까지 광범위하게 연구되고 있다[7,8]. 사용하는 구동방식 또한 다양하여, HAL(hydride assistive leg)[9,10] 등은 대부분의 외골격 동력 보조기에 서보 모터 액추에이터가 채택되었고, Yamamoto[11] 등은 공압 액추에이터를 이용하여 간호사를 위한 외골격 동력 보조기를 개발하였다. 이러한 상지근력 보조기에 관한 연구가 진행되고 있지만 유압, 공압 구동기 및 모터를 이용한 무거운 외골격 타입으로 에너지 과다 및 근육의 피로를 줄이고 실효성이 낮은 단점이 있고, 상지 근력 보조기에 대한 근력효과 및 특성 분석이 미비한 실정이다.

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

II. 주관절 보조기 시스템 구성

A. 주관절 보조기

그림 1은 주관절 보조기의 기본 프레임과 공압 고무 액추에이터가 부착되어 있는 사진이다. 주관절 보조기는 상지 운동을 할 때에 보조할 수 있는 수단으로써 제작하였고 상지근육 역할을 하는 공압 고무 액추에이터를 부착하여 제작하였다.

본 연구에서 사용된 작고 가벼운 특성을 가진 공압 고무 액추에이터는 영국 Shadow Robot사 제품으로써 부드럽게 동작하며 제어하기 쉬운 장점을 가지고 있다. 공압 고무 액추에이터는 고무튜브를 고강성의 플라스틱 그물망이 감싸고 있는 구조이며, 공기의 압력을 높이면 근육이 수축되고, 공기의 압력을 낮추면 이완되어 인간의 근육 운동 형태와 유사하게 동작된다. 공압 고무 액추에이

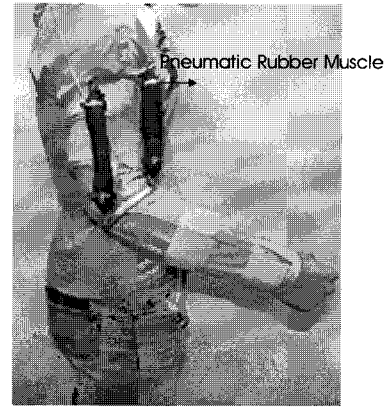


그림 1. 공압 고무 액추에이터를 장착한 주관절 보조기 적용 피험자 사진
Fig. 1. Apparatus of the subject using elbow orthosis with pneumatic rubber actuator

터는 중량 대 파워비가 400 : 1로 일반 공압 실린더나 DC모터의 16 : 1에 비하여 크며, 0-70psi(0-0.5Mpa)범위의 압축공기(compressed air)에 의하여 동작이 이루어진다. 공압 고무 액추에이터의 내부에는 고무 튜브가 있으며 튜브 바깥 부분은 플라스틱 그물이 감싸고 있는 구조로 구성되어 있다. 표 1은 주관절 보조기에 사용된 공압 고무 액추에이터의 사양을 나타내었다. 사용된 공압 고무 액추에이터는 상지의 상완이두근과 상완삼두근을 보조하는 역할을 한다. 자유로운 상지의 움직임과 무게 경량화를 위해 바깥쪽에만 지지대를 만들었고 체격에 상관없이 착용할 수 있도록 손목 부분은 밴드형식으로 구성하였다. 또한 공압 고무 액추에이터를 부착하기 위한 지그를 제작하여 팔 부분과 전완 부분을 연결하여 제작되었다.

B. 제어 시스템

본 연구에서는 주관절 보조기에 장착한 공압 고무 액추에이터를 조절하기 위하여 솔레노이드 밸브(SY3520-VLZ-C6-F2, SMC Korea Inc.)를 사용하였다. 주관절 보조기의 공압 고무 액추에이터 2개를 조절하기 위하여 사용된 솔레노이드 밸브는 직동식 5포트 밸브로써, 압력중심(pressure center) 방식을 사용하여 코일에 의해 밸브를 직접 전환하여 2개의 액추에이터 중 한 곳으로만 공압이 들어가고 나머지 한 쪽은 공압이 배기되어 빠지는 형태로 구성되어 있다. DC 6V가 인가되어 작동되는 밸브는 양쪽에 리드선이 나와 있어 컴퓨터를 통하여 제어전압을 인가하였다. 그림 2는 주관절 보조기에 장착된 2개의 공압 고무 액추에이터를 솔레노이드 밸브를 제어하여 조절하는 방법을 블록선도로 나타내고 있다. 보

표 1. 공압 고무 액추에이터의 사양

Table 1. Specification of rubber actuator

| Diameter | Length | Weight | Pull(0.35MPa) | Max Pull |
|----------|--------|--------|---------------|----------|
| 20 mm | 210 mm | 40 g | 12 kg | 20 kg |

조기 착용 시 보조기의 공압 고무 액추에이터에 가해지는 압력은 0.294MPa이고, 보조기의 제어입력은 dSPACE1104 제어보드와 Matlab/Simulink를 사용하였다. 밸브의 전압은 컴퓨터에서 구현된 시뮬레이터에 의하여 생성되고 이는 dSPACE 1104 제어보드를 통하여 솔레노이드 밸브에 전달되어 밸브를 작동시켜 공압 고무 액추에이터를 작동시킨다. 이때 주기는 4초, PWM 신호의 듀티사이클(duty cycle)는 50%로 하였다. 공압 고무 액추에이터에 의하여 주관절 보조기는 기본적인 근육의 수축(flexion)과 이완(extension) 운동이 가능하다.

III. 실험방법

A. 근력 특성 측정방법

상지 근력 특성을 알아보기 위해 근전도를 측정하였고, 동시에 근육의 피로 정도를 알아보기 위해 근피로도를 분석하였다. 또한 근력 운동 부하량 측정 시스템을 통하여 등속운동 시, 주관절 보조기를 착용하였을 때와 착용하지 않았을 때의 최대 근력을 측정하였다.

제작된 보조기의 근력 보조 정도를 알아보기 위하여 주관절 보조기를 착용하였을 때와 착용하지 않았을 때 ADC 운동을 하여 근력을 비교하였다. 측정된 근육은 팔꿈치를 구부리고 펴는 동작에 기여하는 상지 근육으로써, 상완이두근(biceps brachii, BB), 상완삼두근(triceps brachii, TB), 완요골근(brachioradialis, Bo), 그리고 척추수근굴근(flexor carpi ulnaris, FCU)이다. 의자에 앉은 자세로 0kg, 1kg, 3kg, 5kg의 부하를 부여하고 각각의 힘마다

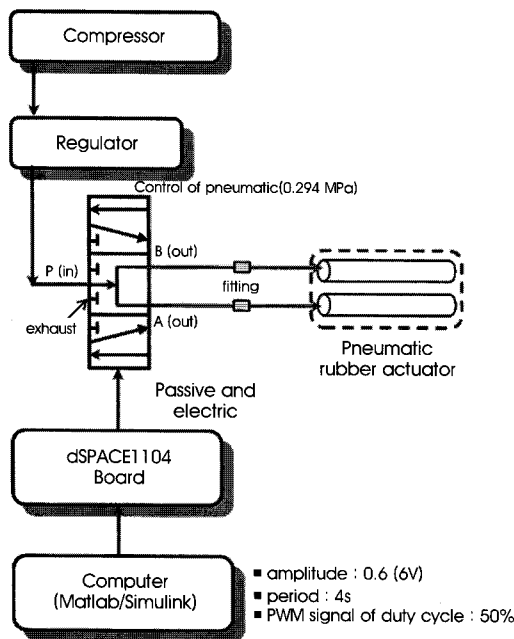


그림 2. 공압 고무 액추에이터 구동 블록선도
Fig. 2. Block diagram of the driving part of pneumatic rubber actuator

구부리고 펴는 동작 1회에 4초, 총 10회 40초간 실시하였다.

그림 3은 공압 고무 액추에이터를 장착한 주관절 보조기 착용에 따른 상지 근력을 측정하는 블록선도를 표시하고 있다. 피험자가 ADC 운동을 할 때, 상지 근육의 근육 신호는 전극을 통하여 근전도(Electromyography, EMG) 모듈에 아날로그 신호가 인가된다. 근육 신호는 A/D 변환기를 통하여 디지털 신호로 바뀌고 신호처리(signal processing)를 거쳐서 컴퓨터로 인가된다.

B. 등속 운동시 최대 토크 측정 방법

등속 운동은 가해진 토크(torque)에 따라 인위적으로 저항을 변화시켜 고정된 속도를 유지하는 운동이며, 등속 운동에 의해 발생된 모든 힘의 합을 계측한다. 또한, 근력, 순발력, 지구력 향상 등을 위한 훈련방법에 관한 연구와 근력과 근수축 속도의 연구, 재활운동, 운동효과의 판정 그리고 운동상태의 진단과 처방의 수단으로써 광범위하게 이용되고 있다. 등속성 근력 훈련에 관련되는 운동 부하 속도는 가장 중요한 변수가 된다[12,13].

등속 운동은 다른 운동에 비해 전 운동범위에 걸쳐 근력이 발휘할 수 있는 최대 근력의 부하를 제공하고, 피험자의 근육계에 과부하로 인한 부상의 위험이 적으며, 등속성 기기가 제공하는 다양한 속도에 의해 속근과 지근 모두에 효과적으로 조절하여 사용될 수 있는 등속성 근력 훈련 및 측정장치인 근력 운동 부하량 측정시스템(Biodex Medical System, Inc.)를 사용하여 계속 분석하였다. 본 연구에서는 주관절 부하속도 60°/sec 상에서 근력을 측정하였다.

그림 4는 공압 고무 액추에이터를 장착한 주관절 보조기 착용에 따른 등속성 운동의 근력 측정을 실험하는 모습이다. 주관절 등속

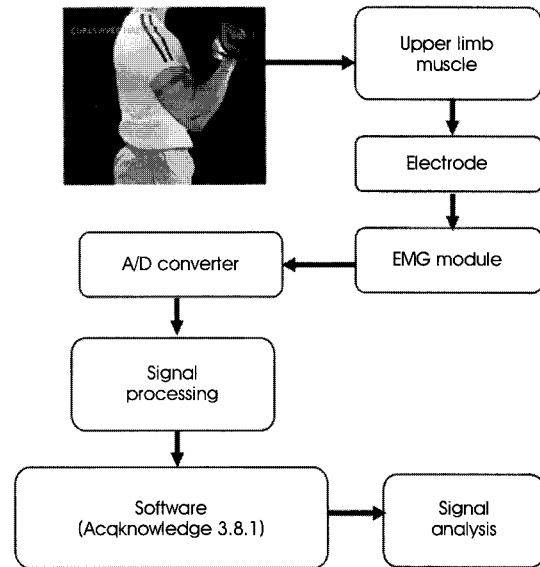


그림 3. 근전도 측정 블록선도
Fig. 3. Block diagram for measuring the EMG

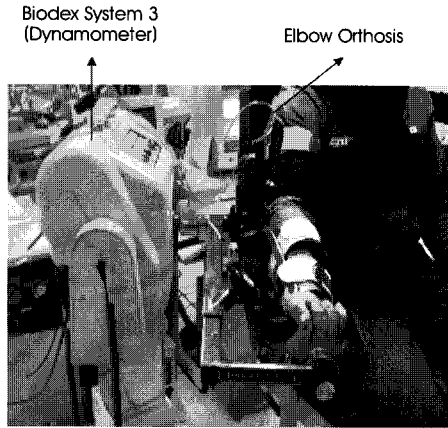


그림 4. 공압 고무 액츄에이터를 장착한 주관절 보조기의 주관절 등속성 굴곡 운동 사진
 Fig. 4. Photo for isokinetic motion of elbow flexion using elbow orthosis with pneumatic rubber actuator

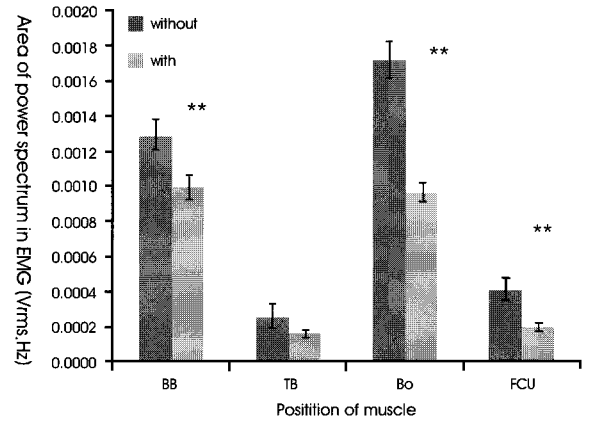


그림 5. ADC 운동에 따른 주관절 보조기의 상지 근활성도 특성
 Fig. 5. Characteristics of upper limb muscle activity using elbow orthosis on ADC motion

성 굴곡 운동 시 최대토크 측정을 위한 기본적인 실험 조건은 표 2에서 나타내었다. 다이내모미터(dynamometer)의 본체의 회전각도를 30°로 고정하였고, 초기 경사각도는 0°로 초기화하였다.

측정방법은 피험자를 근력측정시스템인 BIODEX 장치에 앉게 한 후 팔꿈치 관절의 중심점이 다이내모미터 회전축과 일치하도록 조정된 뒤, 주관절 등속성 굴곡 운동 시 다른 신체부위에 힘이 가해지지 않도록 가슴부위와 대퇴부위를 고정시킨다. 피험자는 앉은 자세에서 0° ~ 60°의 범위로 움직이도록 하고 팔꿈치 관절을 중심으로 운동을 실시하였다. 이때 0° 이하 또는 60° 이상을 벗어나지 않는 ROM (range of motion)을 유도한다. 측정 시 피험자가 기기에 대한 적응력을 높이기 위하여 3회의 예비 운동을 실시하였다. 피험자는 젊은 남성 10명으로 실시하였다. 이들 평균 몸무게는 72.2kg (63~80kg)이다. 실험은 피험자 1인당 총 3회 실험을 실시하였으며, 1회 운동 후 약 10분의 휴식시간을 가졌다.

C. 근활성도 측정 방법

EMG 신호는 근육의 수축과 이완에 의하여 일어나는 이온의 이동으로 인하여 발생하는 전위이다. EMG 측정은 MP100(BIOPAC Systems, Inc.)을 이용하였으며, 초당 1024개의 데이터를 검출하였다. EMG 측정 근육은 상완이두근(biceps brachii, BB), 상완삼

두근(triceps brachii, TB), 완요골근(brachioradialis, Bo), 척추수근굴곡근(flexor carpi ulnaris, FCU)을 측정하였다. 측정된 근전도 신호는 주파수 스펙트럼 분석을 이용하여 근력의 쓰인 정도를 알아보았다. 근력의 크기는 FFT(fast fourier transform) 방법을 통하여 얻어지는 파워 스펙트럼의 면적으로 분석하였다.

근피로도도는 특정 부위의 근육을 계속 사용하게 되면 근육이 피로해지고 고통을 유발하는 것을 말한다. 이러한 근육의 피로도도는 근전도의 주파수 분석을 통해 나타나는데 근전도 주파수의 중심대가 저주파 영역으로 옮겨지는 특징을 보인다. 따라서 본 연구에서는 총 40초의 시간을 10초 간격으로 4개의 영역(part 1~4)으로 나누어 각 영역의 중간 주파수 값을 구하여 총 실험 시간 동안 어떠한 경향을 나타내는지 고찰하였다.

IV. 결과 및 고찰

A. 근활성도 특성

근육의 위치에 따른 근활성도 특성

얻어진 신호는 Acqknowledge 3.8.1을 통하여 신호를 분석하고 화면에 표시하였다. 통계분석은 Window용 SPSS 12.0 version을 이용하여 paired t-test를 실시하여 결과 값의 유의성을 획득하

표 2. 주관절 등속성 굴곡운동 시 최대토크 측정조건

Table 2. Experiment condition of maximum torque on isokinetic motion of elbow flexion

| Condition | State |
|-------------------------|--------------|
| Away | Extension |
| Toward | Flexion |
| Ready position | Full flexion |
| Dynamometer orientation | 30° |
| Dynamometer tilt | 0° |
| Seat orientation | 0° |

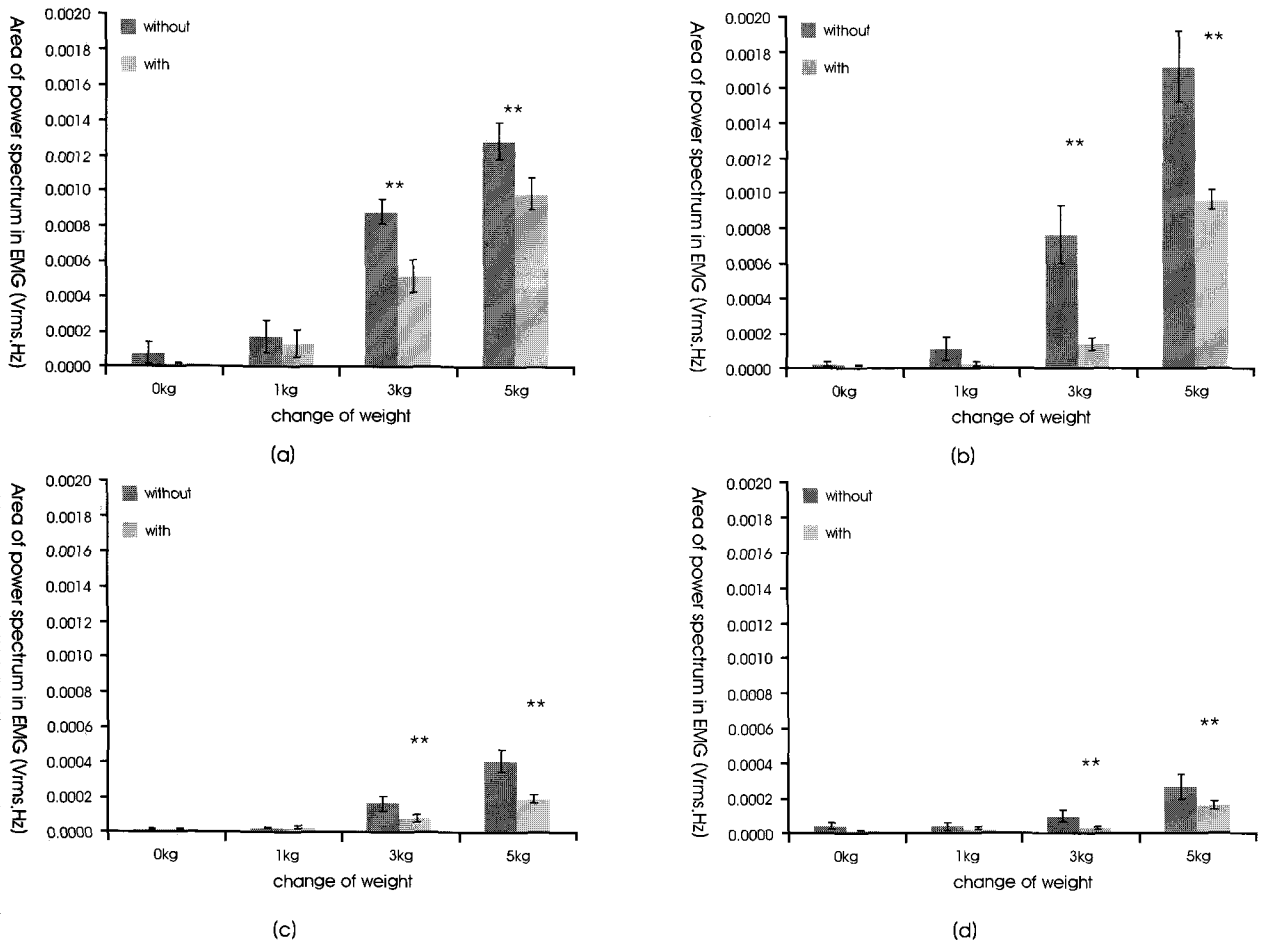


그림 6. ADC 운동 시 하중의 변화에 따른 상지 근력 특성(a) 상완이두근, (b) 완요골근, (c) 상완삼두근, (d) 척측수근굴근
 Fig. 6. Characteristics of upper limbs muscle according to the variation of weight on ADC motion, (a) Biceps brachii, BB, (b) Brachioradialis, Bo, (c) Triceps brachii, TB, (d) Flexor carpi ulnaris

였다. 통계적 유의성 검정을 위한 p값은 0.05 미만으로 하였다.

그림 5는 피험자가 ADC 운동을 할 때의 주관절 보조기를 착용했을 때와, 착용하지 않았을 때의 상지 근활성도 특성을 나타내고 있다(**, $p < 0.05$). 가로축은 근육의 위치를 나타낸 것이고, 세로축은 측정된 근육의 근전도를 분석하여 얻은 파워 스펙트럼의 면적을 나타내고 있다. 주관절 보조기를 착용과 미착용 경우를 비교해 보면, 착용하고 ADC 운동을 했을 때 각각의 상완이두근, 상완삼두근, 완요골근, 척측수근굴근이 상대적으로 적게 사용하고 있음을 알 수 있었다. 특히, 주관절 보조기의 특성 상 근육의 사용 정도를 보면 굴곡과 신전운동 시 상완이두근, 완요골근이 상완삼두근, 척측수근굴근이 보다 근력보조를 많이 받고 있음을 알 수 있었다. 주관절 보조기를 착용했을 경우, 상완이두근에서는 약 23%의 보조 효과를 보이며, 완요골근에서는 약 41%의 보조 효과를 보인다. 이는 공압 고무 액츄에이터에 의한 주관절 보조기 착용에 따라 기존의 근력을 사용한 것보다 효과적으로 힘 보조를 받음으로써 적은 근력으로 효과적인 운동을 할 수 있음을 알 수 있었다.

하중의 변화에 따른 근활성도 특성

그림 6은 ADC 운동을 할 때, 하중의 변화에 따른 근활성도를 분석한 그림이다. Fig. 6의 (a), (b), (c), (d)는 각각 상완이두근, 완요골근, 상완삼두근, 척측수근굴근의 파워 스펙트럼의 면적을 나타낸 것으로, 그래프의 가로축은 운동 시 부여된 하중의 무게이며 세로축은 측정된 근육의 활성도 정도를 나타낸 것이다(**, $p < 0.05$). 본 연구에서 제작된 주관절 보조기를 착용하고 운동을 하였을 때의 상지 근력은 주관절 보조기를 착용하지 않고 운동했을 때보다 상대적으로 적게 측정되었다. Fig. 6 (a), (b)에서 알 수 있듯이 상완이두근, 완요골근이 상대적으로 많이 사용되어졌고, 1kg, 3kg, 5kg의 부하를 인가하였을 때, 상완이두근의 경우 근력이 25%, 33%, 20%의 힘 보조를 받았다. 이와 같이 부하에 따라라도 효과적으로 힘 보조를 받음으로써 적은 근력으로 효과적인 운동을 할 수 있음을 알 수 있었다. 이는 제작된 주관절 보조기의 공압 고무 액츄에이터가 인공 근육의 역할을 수행하여 운동 시 근력을 보조해 주고 있다.

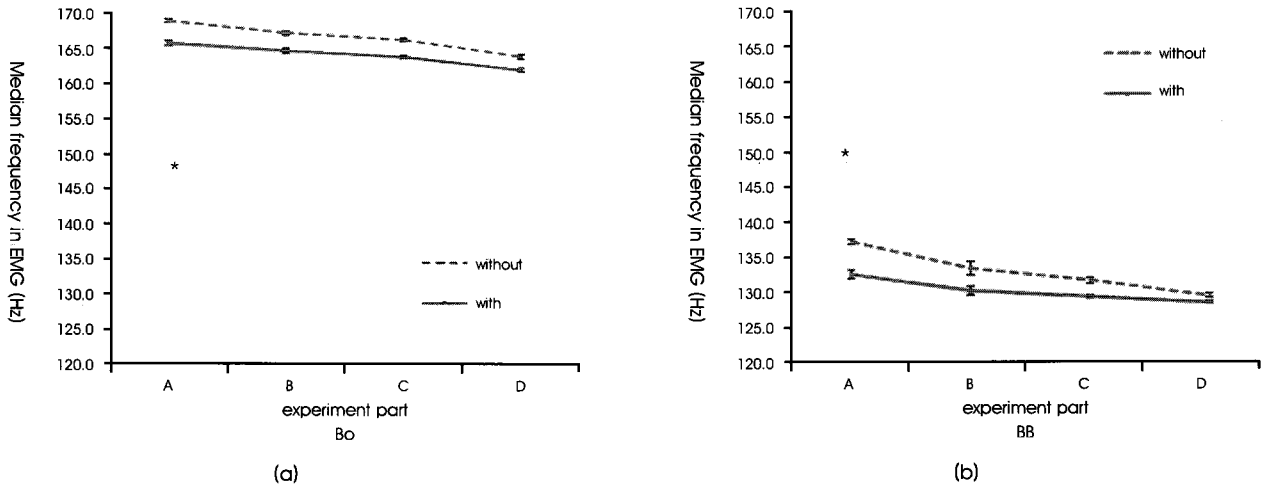


그림 7. ADC 운동에 따른 상지 근피로도; (a) 상완이두근 (b) 완요골근
 Fig. 7. Fatigue analysis of the upper limbs during ADC motion; (a) Biceps brachii, Bo, (b) Brachioradialis, BB

B. 근피로도 분석

그림 7은 주관절 보조기를 착용 후 ADC 운동을 했을 때의 근피로도 결과를 나타내고 있다. 가로축은 총 40초의 실험 중 10초씩 4개의 구간으로 나눈 영역이며 (표 2), 세로축은 근피로도를 나타내는 중간주파수 값이다. 주관절 보조기 착용 전후의 10초 간격으로 근피로도를 분석하였다. 그림 7(a)는 주관절 보조기의 착용 및 미착용 시 상완이두근의 근피로도를 나타내고 있다. ADC 운동 시간이 진행이 경과할수록 중간주파수 값이 작아졌고, 이는 근육이 운동효과에 의해 피로한 결과로 분석된다(*, $p < 0.01$). 상완삼두근의 피로도는 주관절 보조기 미착용 시 약 4%의 감소를 나타냈으며 착용 시에는 약 3.7%의 감소를 나타냈다. 또한, 그림 7(b)는 완요골근의 근피로도를 나타내고 있다. 이는 완요골근의 피로도는 보조기 미착용 시 약 2.9%의 감소를 나타냈으며 착용 시에는 약 2.4%의 감소를 나타냈다(*, $p < 0.01$). 이는 주관절 보조기 착용에 따라

기존의 근력을 사용한 것 보다 힘 보조를 받음으로써 적은 근력으로 효과적인 운동을 할 수 있기 때문에 근 피로도가 적게 나타남을 알 수 있었다. 본 연구에서 제작된 주관절 보조기를 착용 후 운동을 하였을 경우, 근력은 충분한 보조를 받을 수 있었고 근 피로도는 상대적으로 낮게 나타남을 알 수 있었다.

C. 등속성 근력 측정 분석

그림 8는 등속성 근력 측정 장치를 이용하여 주관절 보조기를 착용과 미착용했을 때의 피험자 근력의 최대 토크(torque)를 비교 분석한 그림이다. 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 골곡과 신전 시 각각 8.8%, 4.3%씩 더 높게 측정되었다(*, $p < 0.01$).

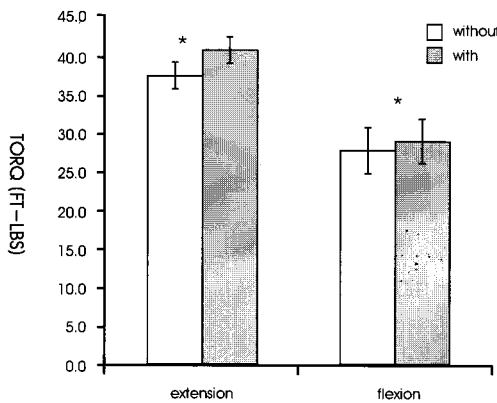


그림 8. 주관절 보조기 착용 유무에 대한 최대토크
 Fig. 8. Maximum torque with and without elbow orthosis

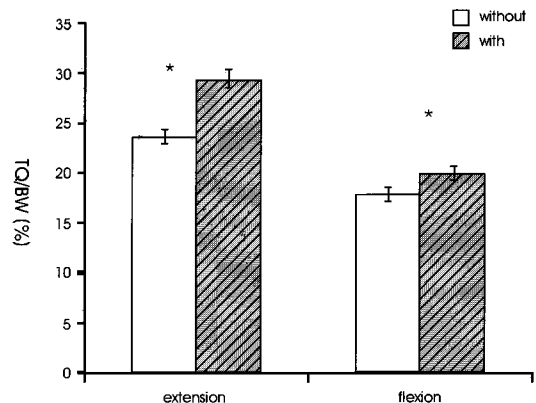


그림 9. 주관절 보조기 착용 유무에 대한 체중에 따라 정규화된 최대토크
 Fig. 9. The results of maximum torque normalized on body weight with and without elbow orthosis

그림 9은 주관절 보조기 착용 유무에 대한 상지근력의 최대 토크 값을 체중에 따라 정규화한 그림이다. 개인간의 근력차이를 고려하기 위하여 체중당 최대 토크(PK TQ/Body Weight)를 분석하였다. 피험자가 ADC 운동의 굴곡과 신전 시 체중당 최대 토크 값이 각각 3.5%, 6.1%로 증가함을 알 수 있었다(*, $p < 0.01$). 이는 피험자가 ADC 운동을 수행할 때 주관절 보조기를 착용하여 근력 보조를 받음으로써 기존의 미착용 시 최대토크보다 높게 나타났고, 정규화를 했을 경우에도 체중당 최대 토크 수치가 높게 나타난 것으로 사려된다.

V. 결론

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 근활성도를 분석한 결과 주관절 보조기를 착용한 운동의 파워 스펙트럼 면적이 착용하지 않았을 때보다 21% 이상의 보조효과를 나타내었다. 이는 개발된 주관절 보조기 착용에 따라 기존의 근력을 사용한 것보다 효과적으로 힘 보조를 받음으로써 적은 근력으로 효과적인 운동을 할 수 있음을 알 수 있었다.

2. 측정된 근전도를 통해 근피로도를 분석한 결과 주관절 보조기를 착용하였을 때의 중간주파수의 감소 수치가 적게 측정되었고, 이는 주관절 보조기를 착용함으로써 적은 근력으로 효과적인 운동을 할 수 있어서 근 피로도가 적게 나타남을 알 수 있었다.

3. 측정된 최대토크 수치를 보면 보조기를 착용하지 않았을 때보다 착용하였을 경우 최대 토크의 수치가 상대적으로 더 높게 나타났다. 이는 피험자가 ADC 운동을 수행할 때 주관절 보조기를 착용하여 근력 보조를 받음으로써 기존의 미착용 시 최대토크보다 높게 나타났다.

본 연구에서 제작된 주관절 보조기는 일상 생활의 운동을 할 때보다 적은 힘으로 운동이 가능하다는 것을 보여주었으며, 근육의 피로도 역시 줄어드는 것으로 나타났다. 이와 같이, 주관절 보조기를 이용하여 상지 관련 운동 시 힘 보조를 받음과 동시에 근육의 피로도 역시 감소하는 결과를 보임으로써 제작된 주관절 보조기의 효율을 검증하였다.

REFERENCES

[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*, vol.14, no. 7, pp. 579-596. 2000.
- [7] P. Daniel, Rerris, M. Joseph, Czerniecki, B. Hannaford, "An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles," *J. Appl. Biomech.*, pp. 189-197, 2005.
- [8] H. Kobayashi, H. Suzuki, "A muscle suit for the upper body development of a new shoulder mechanism," *2005 IEEE Workshop on Advanced Robotics and its Social Impacts*, pp. 149-154, 2005.
- [9] H. Imai, M. Nozawa, Y. Kawamura, Y. Sankai, "Human motion oriented control method for humanoid robot," in *Proc. 11th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication(ROMAN 2002)*, pp. 221-226, 2002.
- [10] Kawamoto, W. Sankai, "Power assist method based on phase sequence driven by interaction between human and robot suit," in *Proc. the 2004 IEEE international Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, pp. 491-496, 2004
- [11] K. Yamamoto, M. Ishii, H. Noborisaka, and K. Hyodo, "Stand alone wearable power assisting suit sensing and control systems," in *Proc. IEEE international Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, pp. 661-666, 2004.
- [12] Y. K. Kim, H. J. Lee, J. G. Jung, "The influences of isokinetic exercise during short time on the variation of muscular function and the level of muscular enzyme," *The Korean Journal of Exercise Nutrition*, vol. 5, no. 2, pp. 93~102, 2001.
- [13] C. H. Lee, J. U. Heo, C. S. Kim, G. M. Eom, "Identification of spastic joint pathologies using isokinetic movement," *The Korea Society for Emotion & Sensibility*, vol. 7, no. 4, pp. 19~24, 2004.