

# 근육 강성도 힘 피드백을 이용한 하지 보조기의 무릎 신전 운동 보조 특성 분석

김 경<sup>1</sup>, 강승록<sup>3</sup>, 정구영<sup>4</sup>, 주수종<sup>6</sup>, 김남균<sup>5</sup>, 권대규<sup>2,5</sup>

<sup>1</sup>전북대학교 대학원 의용생체공학과, <sup>2</sup>전북대학교 바이오메디컬공학부,  
<sup>3</sup>전북대학교 대학원 헬스케어공학과, <sup>4</sup>전북대학교 헬스케어기술개발사업단,  
<sup>5</sup>전북대학교 고령친화복지기기연구센터, <sup>6</sup>원광대학교 전기전자 및 정보공학부

## Analysis on the Assist Characteristics for the Knee Extension Motion of Lower Limb Orthosis Using Muscular Stiffness Force Feedback

K. Kim<sup>1</sup>, S. R. Kang<sup>3</sup>, G. Y. Jeong<sup>4</sup>, S. J. Joo<sup>6</sup>, N. G. Kim<sup>5</sup>, T. K. Kwon<sup>2,5</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomedical Engineering, Chonbuk National University,

<sup>2</sup>Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National University,

<sup>3</sup>Department of Healthcare Engineering, Chonbuk National University,

<sup>4</sup>Center for healthcare technology development, Chonbuk National University

<sup>5</sup>Research Center of Healthcare & Welfare Instrument of the Aged, Chonbuk National University

<sup>6</sup>Division of electrical and information engineering, Wonkwang University

(Received November 18, 2009. Accepted May 17, 2010)

### Abstract

The lower limb orthosis with a pneumatic rubber actuator, which is intended for the assistance and the enhancement of muscular activities of lower limbs was developed in this study. Compared to other knee extension assistive devices being developed by other researchers, our device is designed especially for the elderly people and intended only for slight assistance so that the subjects can keep their muscular strength. For the effectiveness of system, muscular activities of major muscles in lower limbs during sit-to-stand (STS) and squat motion were measured and analyzed. Subjects were performed the STS and squat motion with and without lower limb orthosis. We made comparison muscular activities between with and without lower limb orthosis. Lower limb orthosis was controlled using muscular stiffness force feedback that is controlled by muscular activities of the measured muscle from force sensor. For analysis of muscular activities, electromyography of the subjects was measured during STS and squat motion, and these were measured using MP 150(BIOPAC Systems, Inc.). Muscles of interest were rectus femoris(RF), vastus lateralis(VL), vastus medialis(VM) and vastus intermedius(VI) muscles in lower limbs of the right side. A biodex dynamometer was used to measure the maximal concentric isokinetic strength of the knee extensors of wearing and not wearing orthosis on right side. The test were performed using the concentric isokinetic mode of test with the velocity set at 60°/s for muscles around the knee joints. The experimental result showed that muscular activities in lower limbs wearing orthosis using muscular stiffness force of a vastus medialis muscle was reduced and knee extension torque of an knee joint wearing lower limb orthosis was increased. With this, we confirmed the effectiveness of the developed lower limb orthosis.

**Key words :** muscular stiffness force feedback, lower limb orthosis, knee extension motion

### 1. 서론

**교** 통사고, 산업재해 등으로 인하여 하지마비가 일어나는 인구가 꾸준히 늘고 있으며, 대부분의 하지마비는 운동기능 상실에 따른 근력의 약화, 감각기능의 손실 및 자율 신경의 이상 증상을 나타낸다[1]. 이들의 재활 치료를 위하여 보조기를 이용한 재

**Corresponding Author :** 권대규

(561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14, 전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부

Tel : +82-63-270-4066 / Fax : +82-63-270-2247

E-mail : kwon10@chonbuk.ac.kr

\*본 논문은 2009년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국과학기술재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (지역거점연구단육성사업/헬스케어기술개발사업단)

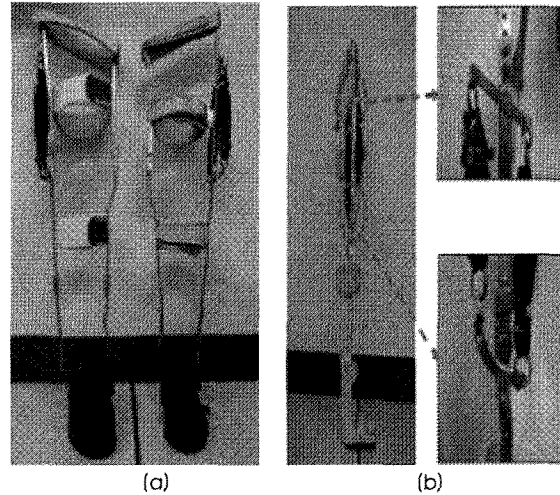


그림 1. 공압 고무 액츄에이터를 장착한 하지 보조기 (a) 전면부 (b) 측면부  
 Fig. 1. lower limb orthosis with pneumatic artificial actuator (a) front part, (b) side part

활훈련은 하지 관절의 구축방지 및 강직을 감소시켜 준다[2,3, 5-7]. 또한, 근골격계의 근력 저하로 인하여 약화되는 근력을 보조할 수 있는 보조기의 착용 인구가 증가되고 있고, 근력훈련을 통한 근지구력 증진에 관한 기능성 재활 보조기구들이 개발되고 있는 실정이다. 이러한 보조기는 근력을 보조해 줌으로써 하지마비 환자나 운동감각이 저하된 노인들의 활동성을 높여 일상생활 기능을 향상시킬 수 있다. 또한, 운동, 여행 등과 같은 일상생활 기능 및 여가활동을 증가시켜 고령자 및 장애인의 독립적인 생활을 가능하게 하고, 삶의 질을 향상시킨다.

이러한 일상생활 기능을 보조해 주는 외골격 보조기는 환자 자신의 근력 또는 외부 동력을 이용하거나 두 방식을 혼합한 하이브리드형 동력 하지 보조기 타입으로 개발되고 있고[2-11], 사용하는 구동방식 또한 다양하여, 대부분의 외골격 보조기에는 유·공압 및 모터 구동기가 사용되고 있다. K. P. Granata와 K. E. Gorden은 보행 시의 발목 관절의 배측굴곡 힘을 도와주는 족관절 보조기 (ankle-foot orthosis)를 개발하였다[2-4]. 이외에도 환자를 위한 재활보조기기에서부터 최근에는 무거운 군장을 지는 군인을 위한 동력보조기기까지 광범위하게 연구되고 있다[5-8].

HAL (hybride assistive leg) 등을 포함한 대부분의 외골격 보조기는 서보 모터 구동기가 채택되고 있으며[9-11], K. Yamamoto 등은 공압 구동기를 이용하여 간호사를 위한 외골격 보조기를 개발하였다[12-15]. 이러한 하지 보조기에 관한 많은 연구가 많이 진행되고 있지만, 유·공압 및 모터를 이용한 무거운 외골격 형태를 지

넘으로써 구동 시 에너지 소비가 크고 착용부위를 제외한 다른 근육의 피로도가 높아지게 됨으로 실효성이 낮은 단점이 있다. 또한, 하지 근력 보조기에 대한 사용자의 근력 효과 및 특성 분석도 미비한 실정이다. 따라서 보행 및 일상생활에서의 일어서기 운동 등을 보조할 수 있는 다양한 기능이 장착된 하지 보조기의 개발과 특성 분석이 요구되고 있다.

본 논문에서는 일상생활의 일어서기 운동을 보조할 수 있는 슬관절 신전 운동 보조 효과분석에 관한 것으로, 슬관절 신전 운동 보조 기능이 장착된 경량의 착용형 하지 보조기를 개발하고, 이를 이용하여 젊은 성인을 대상으로 일어서기 운동과 스쿼트 운동을 시행했을 때 보조기 착용 유무에 따른 하지 근력을 비교하였다. 그리고, 등속성 근력 측정 장비를 이용한 슬관절의 최대 근력을 측정함으로써 하지 보조기의 보조 효과에 대한 정량적인 근거를 제시하였다.

## II. 시스템 구성

### A. 하지 보조기

그림 1은 본 연구에서 제작된 하지 보조기를 나타내고 있다. 하지 보조기는 사용자의 하지를 지지해 주는 기본 골격 프레임, 두 개의 공기압 고무 액츄에이터(pneumatic rubber actuator, Shadow Robot Company Ltd., London, UK) 및 사용자의 하지를 고정시켜 주는 고정대로 이루어져 있다. 하지 보조기는 모든 피험자가 착

표 1. 공기압 고무 액츄에이터의 사양

Table 1. Specification of pneumatic rubber actuator

Diameter	Length	Weight	Pull	Max Pull
20 mm	210 mm	40 g	12 kg	20 kg

용할 수 있도록 밴드를 이용하여 각자의 하지 체형에 따라 조절이 가능하게 제작되었으며, 세부 구조는 다음과 같다.

하지 보조기의 기본 프레임은 크게 무릎 관절을 기준으로 윗부분과 아래 부분으로 나누어져 있으며, 공기압 고무 액추에이터를 고정시키기 위한 지그를 제작하여 그림 1의 (b)와 같이 부착하였다. 공기압 고무 액추에이터를 고정시키기 위한 지그는 사용자의 움직임에 따라 공기압 고무 액추에이터가 횡 방향과 종 방향 움직임이 가능하도록 제작되었으며, 외부의 공기 압축기와 연결된 공기압 고무 액추에이터는 수축과 이완 동작을 통하여 슬관절 신전과 굴곡 운동을 보조할 수 있다. 2개의 공기압 고무 액추에이터는 각각 허벅지 근육의 대퇴직근과 대퇴이두근의 역할을 한다. 본 논문에서는 슬관절 신전 운동에 관련된 일어서기 운동과 스퀴트 운동을 수행했을 때, 슬관절 신전 운동을 보조하기 위하여 개발된 하지 보조기의 신전 기능만을 사용하였다. 공기압 고무 액추에이터의 사양은 표 1과 같다.

**B. 하지 보조기 피드백 제어**

근육의 수축 힘을 이용한 피드백 제어 방법은 그림 2의 블록선도와 같다. 이를 보면, 하지 보조기에 장착된 두 개의 공기압 고무 액추에이터는 솔레노이드 밸브를 통하여 조절된다. 압축기에서 생성되는 공기압은 조절기(regulator)를 통해서 조절되고 솔레노이드 밸브를 통해서 공기압 고무 액추에이터에 인가된다. 하지 보조기의 운동 보조는 슬관절 신전 운동을 할 때, 하지에서 가장 먼저 발생하는 근육의 근육 강성도 힘 신호를 계측하고 이를 이용하여 솔

레노이드 밸브의 전압을 조절함으로써 수행된다.

근육 강성도 힘 측정 센서로부터 얻어진 전압 신호는 cDAQ-9472보드(LabVIEW, NI Co.)의 출력 모듈(AO4463)을 통하여 솔레노이드 밸브를 작동시킬 수 있는 6V의 전압이 인가된다. 이 신호를 통하여 작동되는 공기압 고무 액추에이터는 슬관절 신전 운동을 보조해준다.

**C. 근육 강성도 힘 측정용 센서**

근육의 수축되는 힘을 측정하기 위하여 그림 3과 같이 근육 강성도 힘 측정용 센서(muscular stiffness force sensor, MSF sensor)를 제작하였다. Moromugi[3]는 움직임에 따라 사용자의 일정 근육이 딱딱해지는 정도를 계측하여 장애자들을 위한 보조 장치를 제어하였다. 본 논문에서도 움직임에 의하여 근육이 수축할 때 발생하는 근육의 딱딱한 정도를 이용하여 하지 보조기를 제어하였다.

일반적으로 근육의 상태를 계측하는 시스템은 근육의 활동 전위(EMG) 계측 시 피부 표면에 붙인 전극을 이용하는 근전위 계측법을 활용하지만, 이는 근전위가 미약하고 노이즈의 영향을 받기 쉽기 때문에 증폭 및 필터 회로설계 등의 추가적인 작업이 필요하며, 경우에 따라서 분석이 어려운 상황도 발생하는 실정이다. 또한 전극을 붙일 때 사용되는 크림은 사용자에게 불편감을 주기 때문에 착용형 동력 보조 장치에 적합하지 않다. 따라서 본 연구에서는 사용자의 의지 정보로서 인간의 동작에 비교적 용이하게 그 상태를 검출할 수 있는 근육 강성도 힘 신호를 이용하였다. 이 방법의 경우, 압전 저항형 압력 센서(FlexiForce, A201, Tekscan Inc.,

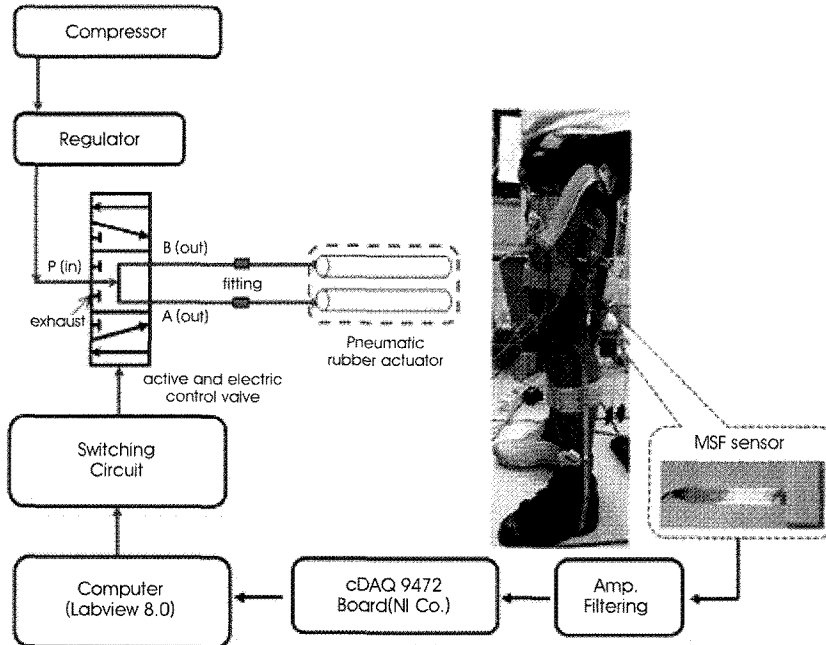
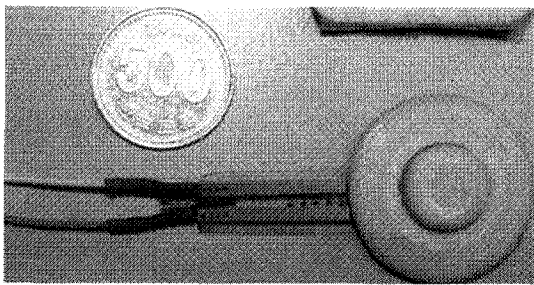
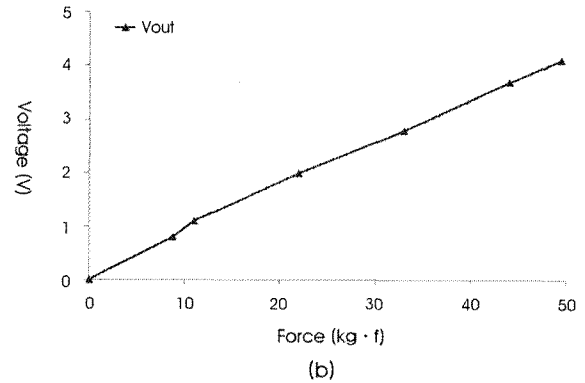


그림 2. 근육 강성도 힘 신호를 이용한 피드백 제어 블록도  
Fig. 2. Block diagram of feedback control using muscular stiffness force



(a)



(b)

그림 3. 근육 강성도 힘 측정용 센서와 보정; (a) 근육 강성도 힘 측정용 센서, (b) 근육 강성도 힘 측정용 센서의 보정  
Fig. 3. Muscular stiffness force sensor and calibration (a) muscular stiffness force (MSF) sensor, (b) calibration of MSF sensor

USA)를 이용하며, 슬관절 신전 운동 시 근육 활동으로 인한 수축 압력을 측정한다. 압전저항형 압력 센서는 커프 밴드(calf band)에 부착되어 측정 근육 표면에 밀착되며, 이는 근전위 계측법과 비교해서 노이즈에 영향을 받지 않고 또한 전용 크림을 바를 필요도 없기 때문에, 착용형 동력 보조 장치에 보다 적합하다.

제작된 근육 강성도 힘 측정용 센서를 테스트하기 위하여 하중의 변화에 따른 전압 신호를 측정하였다. 측정 결과, 그림 3 (b)와 같이 일정한 하중에 따른 압력 센서의 전압 신호가 선형적으로 출력되는 것을 확인하였다.

슬관절 신전 운동 보조 시, 근육 강성도 힘을 계측하기 위한 근육을 선정하기 위하여 슬관절 신전 운동에 관여하는 외측광근(Vastus lateralis, VL)과 중간광근(Vastus intermedius, VI)의 근육 강성도 힘을 측정하여 비교하였다. 그림 4는 무릎 굴곡(flexion) - 신전(extension) 운동을 10회 반복 시행했을 때, 근육 강성도 힘 센서를 이용하여 외측광근과 중간광근의 근육 강성도 힘을 측정한 결과 그래프이다. 이를 보면, 슬관절 신전 운동을 할 때, 중간광근의 전압 신호가 더 크게 검출된 것을 확인하였다. 따라서 본 논문에서는 하지 보조기의 피드백 제어 시, 근육 강성도 힘

피크 값 계측을 보다 용이하게 하기 위한 근육으로서 중간광근을 선정하였다. 또한, 모든 피험자는 예비실험을 통하여 슬관절 신전 운동 시, 각자의 중간광근 강성도 힘 피크 값을 여러 번 측정하여, 공기압 고무 액츄에이터에 공압을 인가하기 위한 각 피험자에 대한 역치값(Threshold)를 설정하였다. 이 때, 모든 피험자는 압전 센서의 위치를 중간광근의 표면 위에 위치시키고, 커프를 착용했을 때 일정한 긴장도(tightness)를 유지시켰다.

MSF 센서로부터 측정된 중간광근의 강성도 힘 피크값을 이용하여 하지 보조기를 제어하는 방법의 유효성을 검증하기 위하여, 중간광근의 강성도 힘 신호와 중간광근의 표면 근전도 신호를 비교 분석하였다. 이를 위하여, 슬관절 신전 운동 시, MSF 센서로부터 측정되는 중간광근의 강성도 힘 신호와 중간광근의 표면 근전도 신호를 비교하였다. 그림 5는 무릎 굴곡(flexion) - 신전(extension) 운동을 수행할 때, 중간광근의 표면 근전도(sEMG)와 근육 강성도 힘을 측정, 비교한 그래프이다. 첫 번째 그림은 중간광근의 표면 근전도를 나타내며, 두 번째 그림은 MSF 센서로부터 얻어진 중간광근의 강성도 힘 신호이다. 마지막 그림은 강성도 힘 신호의 역치값을 넘었을 때 발생하는 트리거 신호를 나타낸다.

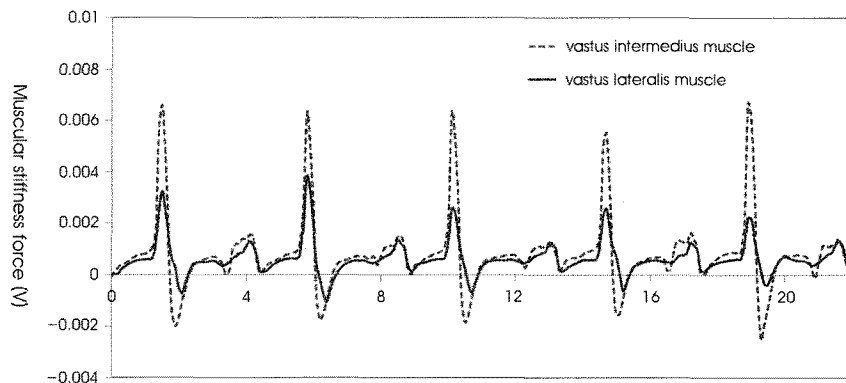


그림 4. 슬관절 신전 운동 시 근육 강성도 힘 신호의 피크 값  
Fig. 4. Peak value of muscular stiffness force of knee extension motion

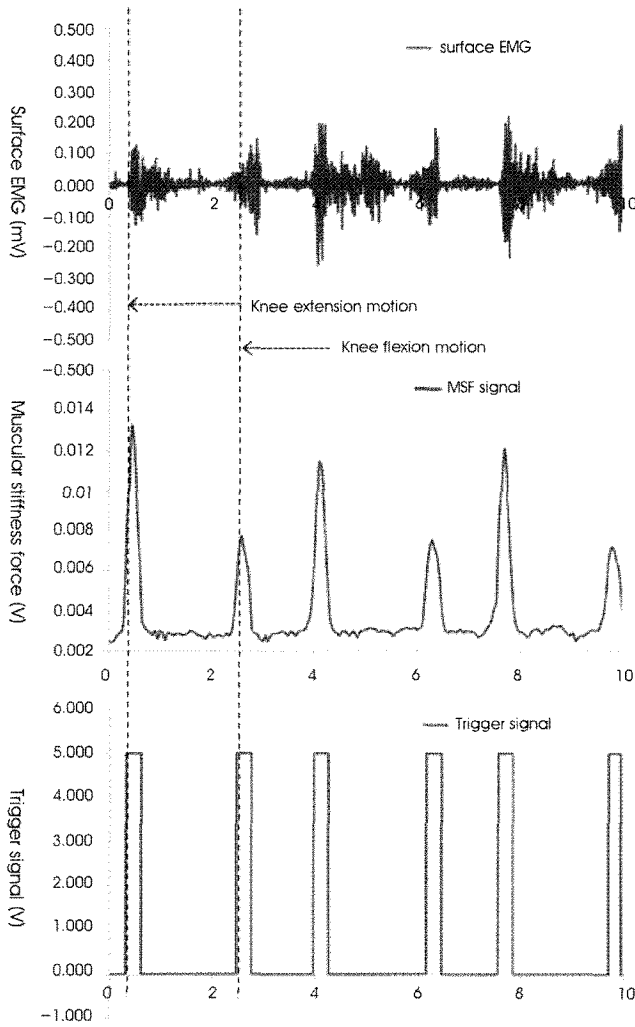


그림 5. 표면 근전도와 근육 강성도 힘 신호의 동기화  
 Fig. 5. Synchronization of surface electromyography and muscular stiffness force

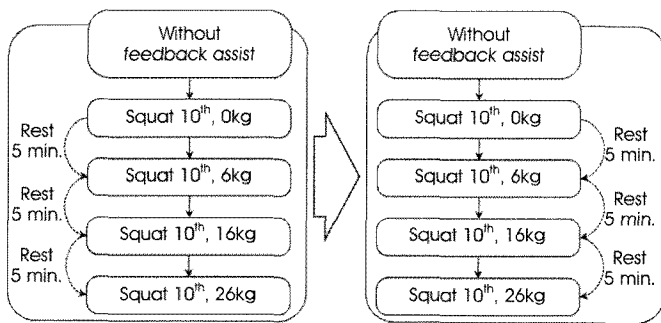


그림 6. 실험 순서도  
 Fig. 6. Flowchart of experiments

그림에서 알 수 있듯이, 모든 피험자는 중간광근의 강성도 힘 신호가 일정한 값(역치값)을 넘었을 때만 솔레노이드 밸브에 의하여 공기압 고무 액추에이터에 공압이 인가되고, 이에 따라 슬관절의 신전 운동이 보조가 된다. 따라서 본 연구를 위하여 제작된 근육 강성도 힘 측정용 센서를 이용하여 하지 보조기의 피드백 제어가 가능하다는 것을 확인하였다.

### III. 실험 방법

본 연구에서는 제작된 하지 보조기의 효과를 알아보기 위하여 피드백 제어를 이용한 보조 유무에 따른 하지 근력 특성과 슬관절의 등속성 운동 시 최대 근력 특성을 비교 분석하였다. 이를 위하여, 슬관절 신전 운동에 관여하는 일어서기(Sit-to-stand, STS) 운동과 스쿼트 운동을 수행하였다. 슬관절 신전 운동의 보조 특성을 분석하기 위하여, 일어서기 및 스쿼트 운동이 가능한 건강한 젊은 성인을 대상으로 실험을 수행하였다.

#### A. 일어서기 운동 시 피드백 제어에 따른 동력 보조 특성

피험자 실험은 열 명의 젊은 성인(height 1.75±5.2m; body mass 71.6±6.5kg; 24.2±0.89years of age; mean±s.d.)을 대상으로 하지 보조기를 착용하고 앉은 상태에서 일어서기-앉기 운동을 10회 연속적으로 시행하였으며, 이 때, 피험자의 하지 근력을 알아보기 위하여 근전도를 측정하였다. 측정 근육은 하지의 대퇴직근(Rectus femoris, RF), 대퇴이두근(Biceps femoris, BF), 전경골근(Tibialis anterior, TA), 비복근(Gastrocnemius, Gn)이다. 하지 보조기를 착용하고 피드백 제어를 이용한 보조 유무에 따른 하지 근력 특성을 비교하였다. 피험자가 일어서기 운동을 할 때, 하지 근육의 근육 신호는 근육 위에 부착된 전극(electrode)을 통하여 EMG module에 아날로그 신호가 인가된다. 근육 신호는 A/D converter를 통하여 디지털 신호로 바꾸고 신호 처리(Signal processing)를 거쳐서 컴퓨터로 인가된다. 인가된 근육 신호는

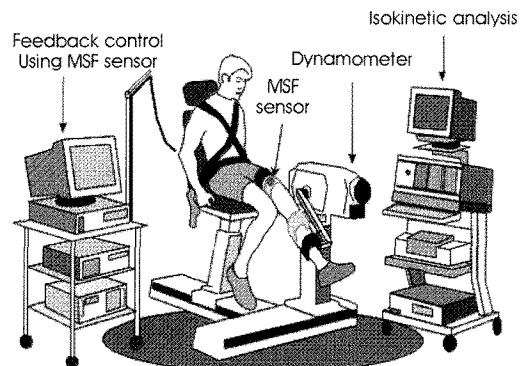


그림 7. 슬관절의 등속성 근력 측정  
 Fig. 7. Apparatus of the experimental measurement of the isokinetic strength in the knee joint

Acqknowledge 3.8.1에 의하여 분석되고 화면에 표시된다. 근전도 신호의 샘플링율은 1KHz, 필터링 대역은 10~500Hz 로 하였으며, 근력의 크기는 FFT(fast fourier transform) 방법을 통하여 얻어지는 파워 스펙트럼의 면적을 분석하여 IEMG(Integrated EMG) 값을 얻었다. 정확한 측정을 위하여 알코올 솜으로 측정부위의 땀, 습기 등을 제거한 후 표면 전극을 부착하였다.

**B. 스쿼트 운동 시 피드백 제어에 따른 하지 근력 특성**

피험자 실험은 젊은 성인 열 명(height 1.75±5.2m; body mass 71.6±6.5kg; 24.2±0.89years of age; mean±s.d.)을 대상으로 하지 보조기를 착용하고 피드백 제어를 이용한 보조 유무에 따라 스쿼트 운동을 실시하였다. 그림 6은 스쿼트 운동에 따른 실험 순서도를 나타내고 있다. 스쿼트 운동은 총 40초의 실험 시간동안 10회 시행하였으며, 실험 하중은 바벨의 바 무게(6kg)에 양쪽 5kg씩을 추가시키면서, ‘0 kg, 6 kg, 16 kg, 26 kg’의 중량이 적은 순서로 수행되었고, 슬관절 신전 운동 보조 유무에 따른 하지 근력 특성을 비교 분석하였다. 스쿼트 운동 실험에 측정된 근육은 대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근, 비복근이다.

**C. 등속 운동에 따른 슬관절 최대 토크 측정**

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 효과적이다. 그림 7과 같은 등속성 근력 훈련 및 측정 장치인 근력운동 부하량 측정 시스템(Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA)를 사용하여 계측 분석하였다.

피험자 실험은 젊은 성인 열 명을 대상으로 하지 보조기를 착용하고 근육 강성도 힘 신호를 이용한 피드백 제어를 받았을 때와 받지 않았을 때의 슬관절 최대 토크를 측정하였다. 하지 보조기 착용 유무에 따른 슬관절 신근의 근력을 측정하기 위하여, 슬관절 이의

의 다른 부위의 근육이 관여하지 못하도록 측정 장치에 신체를 고정시켰다. 그리고 슬관절을 측정 전 해부학적 자세 90°에서 운동축과 다이내모미터(dynamometer)의 회전축을 일치시키고 신전이 일어나지 않도록 범위 한계 조정 장치를 이용하여 ROM(range of motion) 가동 범위를 60°로 고정시켰다. 측정 부하 속도는 60°/s 로 무릎 신전-굴곡 운동을 5회 했을 때의 최대 토크를 측정하였다.

**D. 통계 처리**

본 연구의 모든 작업과 통계처리는 SPSS(v.12)를 이용하여 평균과 표준편차를 산출하였다. 본 연구에서는 피드백 제어를 이용한 보조를 받았을 때와 받지 않았을 때의 일어지기 운동을 할 때의 하지 근전도, 스쿼트 운동 시의 근전도, 슬관절 신전 토크 등 각 파라미터의 차이를 비교하기 위하여 쌍체 t 검증(paired t-test)을 이용하였으며, 변화량의 차이를 검증하기 위하여 t 검정을 이용하였다. 유의 수준은 \*p<0.05, \*\*p<0.001 로 하여 검정하였다.

**IV. 결과 및 고찰**

**A. 일어지기 운동 시 피드백 제어에 따른 동력 보조 특성**

일어지기 운동 시, 하지 보조기 착용 유무에 따른 표면 근전도를 측정하여 비교하였다. 측정된 표면 근전도는 파워스펙트럼 분석 및 IEMG 분석을 통하여 근력의 활성화 정도를 비교하였다. 총 10 회 실시된 일어지기 운동의 IEMG를 계산하여 최대 피크값의 평균을 구하였다.

그림 8은 일어지기 동작을 할 때, 하지 보조기의 피드백 제어를 받았을 때와 받지 않았을 때의 IEMG를 비교한 그래프이다. 측정된 모든 근육에서 피드백 제어를 받았을 때 IEMG가 낮게 측정된 것을 확인하였다. 이는 일어지기 운동을 할 때, 먼저 측정된 중간광근의 근육 강성도 힘 신호를 이용한 피드백 제어에 따른 하지 보조기의 보조를 받았기 때문인 것으로 판단된다.

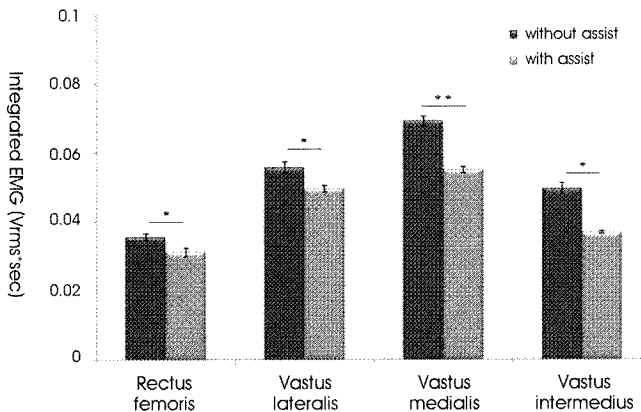


그림 8. 슬관절 신전 운동의 근력 특성

Fig. 8. Characteristic of muscular activities of knee extension motion

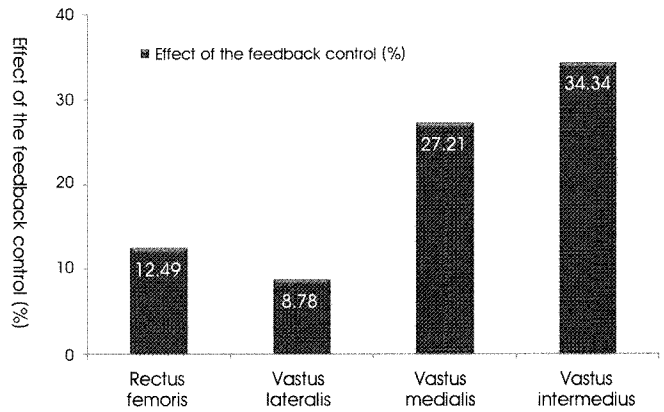


그림 9. 피드백 제어에 따른 근육의 보조 효과

Fig. 9. Effect of assist of muscular activities to the feedback control

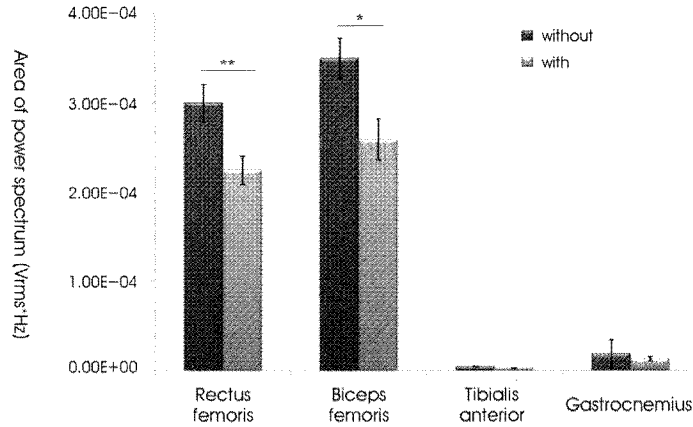


그림 10. 스쿼트 운동에 따른 하지 근력 특성 (\* p<0.05, \*\* p<0.001)  
 Fig. 10. Characteristics of the muscular activities in the lower limbs to the squat motion (\* p<0.05, \*\* p<0.001)

그림 9는 각 근육이 피드백 제어를 받지 않았을 때와 받았을 때의 피드백 보조 효과를 정량적으로 계산하여 비교 분석한 그래프이다. 대퇴직근은 12.49%, 외측광근 8.78%, 내측광근 27.21% 그리고 중간광근 34.34%의 보조효과를 나타내고 있으며, 전체적인 하지 근육은 약 20.73% 정도 보조 받는 것을 알 수 있다. 각 근육의 보조 받는 정도를 비교해보면, 일어서기 동작에서 가장 큰 역할을 하는 중간광근의 보조율이 가장 큰 것으로 확인되고 있다. 이는 일어서기 운동에서 가장 주요하게 쓰이는 중간광근이 가장 큰 보조를 받은 것으로 판단된다.

**B. 스쿼트 운동 시 피드백 제어에 따른 하지 근력 특성**

그림 10은 피험자가 스쿼트 운동을 할 때의 하지 근력 특성을 비교한 그래프이다. 그래프의 가로축은 근전도가 부착된 위치를 나타내며, 세로축은 측정된 근전도를 FFT 분석하여 얻은 파워 스펙

트럼의 면적이며, 이는 근육의 활성화 정도를 나타내고 있다. 실험 결과, 무릎 아래쪽의 근육보다 무릎 위쪽의 근육인 대퇴직근과 대퇴이두근이 많이 사용되고 있음을 알 수 있다. 또한 하지 보조기를 착용하고 피드백 제어를 받았을 때 적은 근력이 측정되었다. 이는 MSF 센서를 이용하여 스쿼트 운동이 시작되는 시점에서 공압 고무 액추에이터를 피드백 제어함으로써 근육을 보조했기 때문이다. 그림 11은 스쿼트 운동을 할 때, 하중의 변화에 따른 피드백 제어 유무에 따른 하지 근력의 변화를 분석한 결과이다. 그림 11 (a), (b)는 각각 대퇴직근, 대퇴이두근의 근력을 나타낸 것으로서 가로축은 스쿼트 운동의 하중 변화를 나타내며, 세로축은 측정된 근육의 활성화 정도를 나타낸 것이다. 본 연구에서 제작된 하지 보조기를 착용하고 피드백 제어를 받으며 스쿼트 운동을 할 때의 하지 근력은 피드백 제어를 받지 않을 때보다 낮게 측정되었다. 이는 근육 강

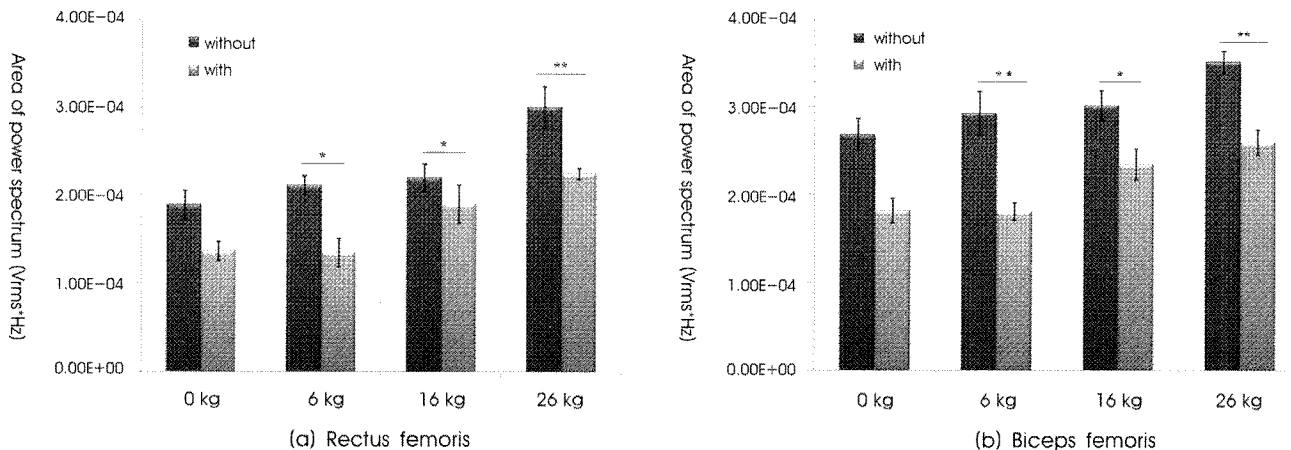


그림 11. 하중에 따른 하지 근력 특성; (a) 대퇴직근, (b) 대퇴이두근 (\* p<0.05, \*\* p<0.001)  
 Fig. 11. Characteristics of the muscular activities according to the load; (a) rectus femoris, (b) biceps femoris (\* p<0.05, \*\* p<0.001)

표 2. 스쿼트 운동 시 피드백 제어에 따른 근피로도 분석

Table 2. Analysis of muscular fatigue to feedback control in squat motion

Rectus femoris m.	part 1	part 2	part 3	part 4	part 5	decreasing rate(%)
without feedback control	144	142	140.48	137.86	134.48	6.61
with feedback control	141.11	138.52	136.11	134.48	132.86	5.85
Rectus femoris m.	part 1	part 2	part 3	part 4	part 5	decreasing rate(%)
without feedback control	159	156.12	153.73	152.61	149.61	5.91
with feedback control	157.61	154.61	152.5	150.55	148.83	5.57

성도 힘 신호를 이용한 피드백 제어를 받음으로써 공압 고무 액추에이터가 인공근육 역할을 하였기 때문으로 판단된다.

스쿼트 운동 시 본 연구에서 제작된 하지 보조기가 근육의 피로도에 미치는 영향을 알아보기 위하여 정량적인 근피로도 분석을 수행하였다. 근피로도 분석은 스쿼트 운동을 하는 40초의 시간을 총 5 개의 파트로 구분하여, 각 파트의 근전도의 중간주파수를 분석하였다. 근피로도를 분석한 결과, 5개의 파트에 따른 중간주파수 값은 표 2와, 그림 12와 같이, 시간이 경과할수록 중간 주파수의 값은 작아졌고, 이는 대퇴직근과 대퇴이두근의 근육이 연속적인 스쿼트 운동으로 피로도가 증가된 결과로 분석된다. 대퇴직근의 피로도는 하지 보조기 미착용 시 6.61%의 감소를 나타냈으며, 착용 시에는 5.85%의 감소를 나타냈다. 대퇴이두근의 경우, 하지 보조기 미착용 시 5.91%의 감소를 나타낸 반면, 착용 시 5.57%의 감소를 나타냈다. 이와 같이, 하지 보조기를 착용하고 중간광근의 근육 강성도 힘 신호를 이용한 피드백 제어를 받았을 때의 중간 주파수 값이 피드백 제어를 받지 않았을 때의 값보다도 작게 측정되었으며, 이는 하지 보조기를 착용하고 피드백 제어를 받았을 때, 전체적인 근육의 피로도가 낮기 때문이다. 그러나 하중에 따른 중간주파수 값은 변화하지 않는 경향을 나타냈다. 본 연구에서 제작된 하

지 보조기를 착용하고 사용자의 근육 신호를 이용한 피드백 제어를 받았을 때, 근력은 충분한 보조를 받을 수 있었고 근 피로도는 상대적으로 낮게 나타남을 알 수 있었다.

C. 등속 운동에 따른 슬관절 최대 토크 측정 결과

그림 13 (a)는 중간광근의 근육 강성도 힘 신호를 이용한 피드백 제어를 받았을 때와 받지 않을 때의 슬관절의 신전 운동 시 최대 토크(Peak torque)를 비교한 그래프이다. 하지 보조기의 피드백 제어를 받지 않았을 때의 최대 토크는 195.5±4.86N-m이며, 받았을 때는 220.6±3.81N-m가 측정되었다. 이로부터 하지 보조기의 피드백 제어를 받았을 때 최대 토크가 약 11.37% 증가함을 알 수 있고, 이는 하지 보조기의 무릎 신전 운동을 할 때, 중간광근의 근육 강성도 힘을 이용한 피드백 제어에 의하여 최대 근력이 크게 측정되었기 때문이다.

그림 13 (b)는 개인차를 고려하기 위해서 체중으로 정규화된 최대 토크(Peak torque/body weight)를 나타내고 있다. 피드백제어를 받지 않았을 때는 정규화된 최대 토크는 279.63±6.96%이며, 받았을 때는 315.57±5.45%이다. 체중으로 정규화된 최대 토크 역시 피드백 제어를 받았을 때, 약 11.38% 정도 증가하는 경향을

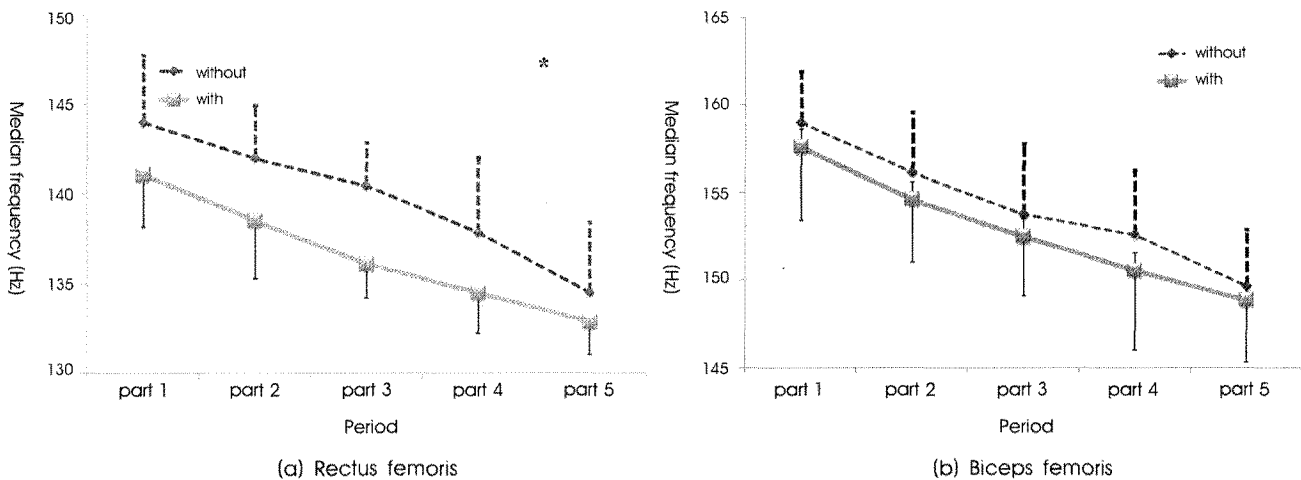


그림 12. 스쿼트 운동 시 피드백 제어에 따른 대퇴직근의 근피로도 비교 (\* p<0.05)

Fig. 12. Comparison of the Muscular fatigue of rectus femoris muscle to the feedback control in squat motion (\* p<0.05)



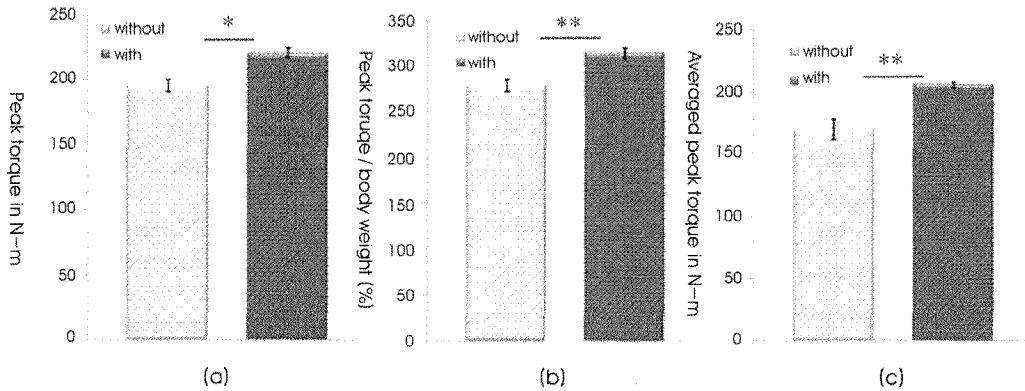


그림 13. 슬관절의 등속성 근력 특성: (a) 최대 토크, (b) 정규화된 최대 토크, (c) 평균 토크 (\* p<0.05, \*\* p<0.001)

Fig. 13. Characteristic of the isokinetic strength in the knee joint; (a) peak torque, (b) normalized peak torque, (c) averaged peak torque (\* p<0.05, \*\* p<0.001)

보였다.

그림 13 (c)는 5회의 슬관절 신전 운동 시 측정된 토크의 평균값으로서 피드백 제어를 받지 않았을 때의 평균 토크값은 169.5 ± 8.39N-m, 피드백 제어를 받았을 때는 205.95 ± 2.62N-m임을 알 수 있다. 최대 토크뿐만 아니라, 평균 토크에서도 피드백 제어를 받았을 때의 토크 값이 증가함을 확인하였다. 평균 토크는 약 17.68%로 최대 토크의 증가보다 더 크게 증가한 값을 얻었다. 이는 중간광근의 근육 강성도 힘 신호를 이용한 피드백 제어에 따른 무릎 신전 운동이 최대 토크뿐만 아니라, 운동을 하는 중에도 지속적으로 토크를 증가시켰기 때문이라 판단된다.

그림 14는 최대 토크, 정규화된 최대 토크, 평균 토크가 피드백 제어를 통하여 보조를 받았을 때, 얼마나 증가되었는지를 보여주고 있다. 최대 토크는 약 11.37%, 체중으로 정규화된 최대 토크는 11.38%, 평균 토크는 17.68%의 증가된 경향을 보였다. 이는 근육 강성도 힘 신호에 따른 피드백 제어가 가능한 하지 보조기를 착용했기 때문에 사용자의 기본 슬관절 토크에 하지 보조기의 토크가

더해졌기 때문이다.

## V. 결론

본 논문에서 제작된 하지 보조기의 효과를 알아보기 위하여 하지 보조기를 착용하고 피드백 제어를 이용한 보조 여부에 따른 슬관절 운동 보조 특성을 비교 분석한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 슬관절 신전 운동 시 가장 먼저 측정되는 중간광근의 근육 강성도 힘 측정용 센서 신호를 이용하여 하지 보조기의 피드백 제어를 수행하였으며, 이를 일어서기 운동과 스쿼트 운동 중 슬관절 신전 운동 보조에 적용하였다.
2. 하지 보조기의 피드백 제어를 이용한 슬관절 신전 운동 보조 유무에 따른 하지 근력을 분석한 결과, 피드백 제어를 이용한 신전 운동 보조를 받았을 때, 슬관절 신전 운동에 주로 관여하는 중간광근이 가장 많이 보조를 받았으며, 피험자의 하지 근력은 전체적으로 21.83% 보조받는 결과를 얻었다.

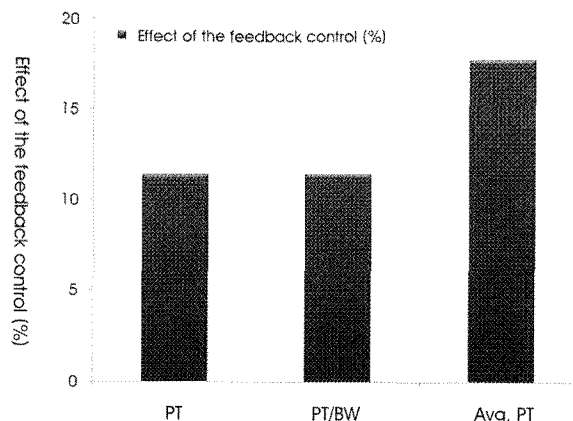


그림 14. 피드백 제어에 따른 근력 증가율

Fig. 14. Ratio of muscular activities increasing of the feedback control

3. 근피로도를 분석한 결과, 근육 강성도 힘 신호에 따른 피드백 제어를 이용한 슬관절 신전 운동 보조 시, 중간주파수 감소 수치가 낮게 측정되었고, 이는 하지 보조기를 착용하고 피드백 제어를 받음으로써 적은 근력으로 효과적인 운동을 할 수 있어서 근피로도가 낮게 나타남을 알 수 있었다.
4. 하지 보조기를 착용했을 경우 최대 토크의 수치가 상대적으로 더 높게 나타났다. 이는 피험자가 슬관절 신전 운동을 수행할 때, 근육 강성도 힘 신호를 이용한 피드백 제어를 이용하여 토크가 더해졌기 때문에 기존의 피드백 제어를 이용한 신전 운동 보조를 받지 않았을 때보다 높게 측정되었다.

하지 보조기를 이용하여 슬관절 신전 운동 시 슬관절 운동 보조를 받음과 동시에 근육의 피로도 역시 감소하는 결과를 보임으로써 제작된 하지 보조기의 효과를 검증하였다. 또한, 본 논문에서 개발된 경량형 하지 보조기는 힘이 적은 노인, 환자 및 장애인들의 슬관절 신전 운동 보조에 많은 도움이 될 거라 판단된다.

### 참고문헌

- [1] K. Kim, S. R. Kang, T. K. Kwon, N. G. Kim, "Assist of the Extension Motion of Knee joint on with and without Active Knee Orthosis," *Conference on The Korean Society Medical and Biological Engineering*, 2009.
- [2] J. A. Norris, K. P. Granata, M. R. Mitros, E. M. Byrne, A. P. Marsh, "Effect of augmented plantarflexion power on preferred walking speed and economy in young and older adults," *Gait & Posture*, vol. 25, pp. 620-627, 2007.
- [3] K. E. Gorden, G. S. Sawicki, D. P. Ferris, "Mechanical performance of artificial pneumatic muscles to power an ankle-foot orthosis," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, pp. 1832-1841, 2006.
- [4] S. Moromugi, Y. Koujina, S. Arika, A. Okamoto, T. Takayuki, M. Feng, T. Ishimatsu, "Muscle stiffness sensor to control an assistance device for the disabled," *Artificial Life and Robotics*, vol. 8, no. 1, pp. 42-45, 2004.
- [5] D. P. Ferris, J. M. Czerniecki, B. Hannaford, "An Ankle-Foot Orthosis Powered by Artificial Pneumatic Muscles," *Journal of Applied Biomechanics*, pp. 189-197, 2005.
- [6] D. P. Ferris, K. E. Gordon, G. S. Sawicki, A. Peethambaran, "An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control," *Gait and Posture*, vol. 23, no. 4, pp.425-426, 2006.
- [7] K. E. Gordon, D. P. Ferris, "Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 12, pp.2636-2644, 2007.
- [8] <http://bleex.me.berkeley.edu/bleex.htm>
- [9] H. Kawamoto, Y. Sankai, "Power assist method based on Phase Sequence and muscle force condition for HAL," *Advanced Robotics*, vol. 19, no. 7, pp. 717-734, 2005.
- [10] S. Lee, Y. Sankai, "Power assist control for walking aid with HAL-3 based on EMG and impedance adjustment around knee joint," in *Proceeding International Conference of Intelligent Robots and Systems*, 2002.
- [11] H. Kawamoto, Y. Sankai, "Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller," in *Proceeding International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, pp.1648-1653, 2003.
- [12] Yamamoto, K., Miyanishi, H. and Imai, M., "Development of pneumatic actuator for powered arm," *Proceeding JHPS Autumn Meeting*, p.85-88, 1991.
- [13] Yamamoto, K., Hyodo, K. and Imai, M., "Development of Powered Suit for Assisting Nurse Labor," *Research Reports of Kanagawa Institute of Technology, Part B*, vol.20, p.29-43, 1996.
- [14] Yamamoto, K., Ishii, M., Hyodo, K., Yoshimitsu, T. and Matsuo, T., "Development of Power Assisting Suit for Assisting Nurse Labor -Miniaturization of supply system to realize wearable suit-," *JSME International Journal, Series C*, vol.46, no.3, pp.923-930, 2003.
- [15] Ishii, M., Yamamoto, K. and Hyodo, K., "A Stand-Alone Wearable Power Assist Suit - Development and Availability-," *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol.17, no.5, pp.575-583, 2005.