

## 족배굴곡 보조용 외골격 보조기가 보행자의 보행패턴 및 하지근육에 미치는 효과

### Effect of Exoskeleton Orthosis for Assistance of Dorsiflexion Torque in Walking Pattern and Lower-limb Muscle

오혜진, 김 경, 정구영, 정호춘, 권대규\*

H. J. Oh, K. Kim, G. Y. Jeong, H. C. Jeong, T. K. Kwon

#### 요 약

본 연구에서는 하지마비 장애인의 족하수 방지를 위하여 족배굴곡 보조를 위한 외골격 보조기를 개발하였다. 본 보조기는 인공 근육형 공압 액추에이터를 이용한 동력 전달부, 동력부의 고정을 위한 무릎 관절 착용부 및 보행 신호 검출을 위한 발목 관절 착용부로 구성되었다. 보조기는 무릎 관절 착용부와 발목 관절 착용부에 고정되어 족배굴곡 토크를 발생시켰으며, 발바닥 압력센서를 통해 사용자의 보행 단계를 검출하고, 족배굴곡 보조 타이밍을 감지하도록 하였다. 보행에 이상이 없는 건강한 65세 이상 고령자 7명과 20대 성인 10명을 대상으로 외골격 보조기의 족배굴곡 보조에 대한 성능을 확인한 결과, 인공 근육형 공압 액추에이터의 보조 시 전경골근의 근활성이 감소하는 결과가 나타났다. 향후 연구에서는 하지마비 환자를 대상으로 외골격 보조기의 효과를 검증할 것이다.

#### ABSTRACT

In this study, the exoskeleton orthosis for the assistance of dorsiflexion torque in ankle joint to prevent foot-drop was developed. It was consist of three part; 1) the power part using artificial pneumatic actuator, 2) wearing part of ankle and knee joints to fix the orthosis, and 3) control part to detect the gait phase using physiological signal. The dorsiflexion torque was generated by the artificial pneumatic actuator connected with wearing part between ankle and knee joint. The accurate timing to assist dorsiflexion torque is made up of physiological signal in foot sole part that detect the gait phase, that is, stance and swing phase in each foot. We conduct the experiment to investigate the effect of exoskeleton orthosis to the 7 elderly people and 10 healthy people. The result showed that the muscular activities in tibialis anterior muscle were reduced because of the assistance of dorsiflexion torque in ankle joint using the exoskeleton orthosis.

**Keyword** : Exoskeleton orthosis, Dorsiflexion, Foot-drop

접 수 일 : 2014.08.04

심사완료일 : 2014.08.21

게재확정일 : 2014.08.26

오혜진 : 전북대학교 헬스케어공학과 석사과정  
vikialeclove@naver.com (주저자)

김 경 : 전북대학교 자동차부품금형기술혁신센터  
kkim@camtic.or.kr (공동저자)

정구영 : 전북대학교 헬스케어기술개발사업단

jung902@jbnu.ac.kr (공동저자)

정호춘 : ㈜싸이버메딕

jhc8881@hanmail.net (공동저자)

\* 권대규 : 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수

kwon10@jbnu.ac.kr (교신저자)

※ 본 연구는 보건복지부 보건의료연구개발사업(과제고유번호 : A120162)과 2013년도 산업통상자원부(국민편익증진기술개발사업(QoLT), No. 10048001)의 지원에 의하여 이루어진 연구임.

## 1. 서론

인간의 신경과 근골격 등이 총괄적으로 사용되는 보행은 입각기의 안정된 상태를 유지하면서 동시에 신체를 앞으로 움직이는 하지의 반복적인 동작이다 [1]. 이러한 반복적인 동작에 의해 인간은 신체를 이동시키게 되는데 원활한 이동을 하기 위한 중요한 요소 중 하나는 유각기에서의 안정적인 발목 관절의 족배굴곡(dorsiflexion) 동작으로 인한 족하수(foot-drop)를 방지하는 기능이다. 그러나, 고령자들은 약화된 하지 근력 때문에 발목 관절의 족배굴곡 동작에 관여하는 전경골근(tibialis anterior muscle)의 활동이 정상적으로 이루어지지 않는다. 이 경우에 발끝을 제대로 들어 올리지 못하는 족하수 증상이 발생하게 된다. 특히, 이러한 족하수 증상은 경련성 마비환자들에게 자주 발생된다[2-4].

최근 하지마비 환자 및 고령자들의 효율적인 보행을 위하여 족관절 보조기에 관한 연구가 진행되고 있다. 강성재 등은 FSR 센서를 이용하여 족하수를 방지하기 위한 족관절 보조기를 개발하였고, 기존 보조기에 비해 보다 효과적으로 정상보행을 유도할 수 있음을 검증하였다[5]. 황성재 등은 보행주기 검출 알고리즘을 통해 보행 주기에 따라 발목관절의 저축굴곡 및 배축굴곡 토크를 발생시킬 수 있는 족관절 보조기를 개발하였으며[6], Daniel P. Ferris 등은 풋 스위치를 통해 보행 시 저축굴곡(plantarflexion)을 발생시키는 능동제어 동력 족관절 보조기(powered ankle-foot orthosis)를 개발하였다[7-8]. Theresa Hayes Cruz 등은 족관절 보조기 착용 전·후에 따라 3차원적 운동학의 변화를 측정할 결과 발목관절의 족배굴곡 각도가 유의하게 증가함을 나타냈다[9]. 또한, K. A. Shorter 등은 족저굴곡 장애인을 대상으로 휴대용 동력 발목보조기를 통하여 족저굴곡 시 무릎관절 모멘트가 증가함을 나타냈다[10]. M. R. Mitros 등은 보행 시 발목관절의 저축굴곡을 보조하는 공압 인공 근육을 이용한 족관절 보조기를 개발하였다[11]. Kim 등은 족저굴곡 토크를 보조하는 장하지 보조기를 개발하여 동력을 통한 보행운동 보조 시 하지 근활성이 감소함을 입증하였다[12]. T. Noritsugu 등은 공압 인공 근육의 수축력을 이용하여 배축굴곡을 보조하는 것을 목적으로, 공압 인공근육을 이용한 보행보조 장치를 개발하였다[13]. 강성재 등은 심폐기능 허약자를 위한 보행보조장치 제어기를 개발하여 에너지 소모도를 감소시켰으며[14], 권용찬 등은 편마비 환자를 대상으로 청각적 피드백 보행훈련 시스템 개발을 통하

여 보행 속도와 보행 시 입각기 비율이 증가함을 입증하였다[15]. 이처럼 외골격 보조기 개발에 관한 다양한 연구가 진행되고 있지만 보행자의 보행 의지에 따라 정확한 타이밍을 보조하는 보조기에 대한 연구는 많이 이루어지지 않았으며, 보조기의 착용으로 인한 사용자의 보행패턴 변화와 그에 따른 낙상 및 부상 유발의 위험성과 하지 근육의 활성도 변화에 대한 연구도 미미한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 사용자의 보행의지 검출에 따라, 가벼운 인공 근육형 공압 액추에이터를 이용하여 보행 시 족배굴곡을 보조할 수 있는 외골격 보조기를 개발하였고 그 성능을 확인하고자 인체영향평가를 실시하였다.

## 2. 시스템 구성 및 실험방법

### 2.1 시스템 구성

그림 1은 발바닥 기구부의 압력센서를 이용한 인공 근육형 공압 액추에이터의 피드백 제어 방법을 나타낸 블록 다이어그램이다.

그림 2는 무릎 관절에 고정되는 외골격 보조기(Townsend A Thuasne Company, USA)로 무릎을 지지해주고 기본 골격을 이루는 프레임이며 탄력밴드를 이용하여 쉽게 탈부착이 가능한 형태로 제작되었다. 인공 근육형 공압 액추에이터(Shadow Robot Company Ltd., UK)를 프레임의 맨 아래 중앙부분에 부착함으로써 발목의 족배굴곡을 일으키는 전경골근 역할을 하도록 하였다. 또한, 인공 근육형 공압 액추에이터와 발목 당김 고리링과의 연결을 위하여 0~10cm 사이의 길이 조절이 가능한 줄 장력 조절 캡을 인공 근육형 공압 액추에이터의 끝부분에 부착하였다.

그림 3과 같이, 본 연구에서 사용된 작고 가벼운 특성을 가진 인공 근육형 공압 액추에이터는 부드럽게 동작하며 제어하기 쉬운 장점을 가지고 있다 [16]. 또한 플라스틱 재질의 그물망이 고무튜브를 감싸고 있는 구조로 되어 있으며, 공기의 압력을 높이면 근육이 수축되고, 공기의 압력을 낮추면 근육이 이완되어 인간의 근육운동 형태와 유사하게 동작된다. 지름은 20mm, 길이는 210mm, 무게는 약 40g이며 평균적으로 당기는 힘은 12kg이고 최대 당김힘은 20kg에 달한다. 또한 중량 대 파워비가 400 : 1로 일반 공압 실린더나 DC모터의 16 : 1에 비하여 크며, 0~70psi(0~0.5Mpa)범위의 압축공기에 의하여 동작이 이루어진다[17].

그림 4와 같이 압력센서를 이용한 발바닥 압력센서 기구부가 그림 2의 발목 당김 후크와 연결되도록 기구부 앞쪽에 고리를 부착하였다. 발바닥 압력센서 기구부는 발목고정 스트랩을 이용하여 쉽게 탈부착이 가능한 형태로 제작하였으며, 신발을 신고도 착용할 수 있고 쉽게 들어 올릴 수 있도록 경량화 하여 제작하였다.

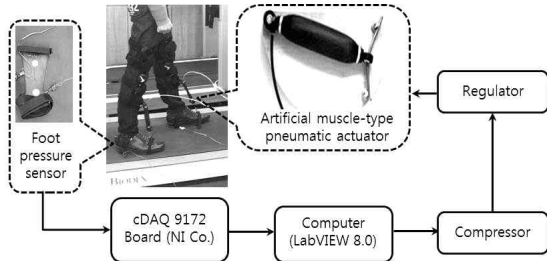


그림 1. 압력센서 신호를 이용한 피드백 제어 블록 다이어그램

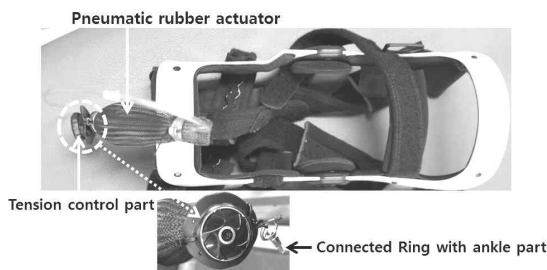


그림 2. 외골격 보조기의 무릎관절 착용부

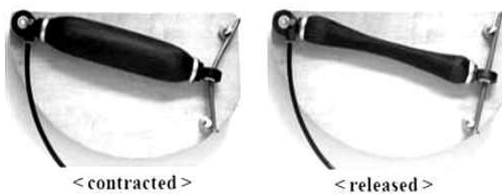


그림 3. 인공 근육형 공압 액추에이터

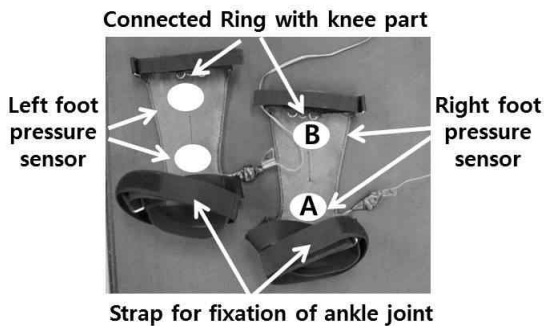


그림 4. 발바닥 압력센서 기구부

## 2.2 외골격 보조기 제어 시스템

그림 5는 발목관절의 족배굴곡을 보조하기 위하여 사용자의 보행의지 검출방법을 이용한 보조기의 제어방법을 나타낸 블록 다이어그램이다.

전경골근은 발목 관절의 족배굴곡 운동 시 많은 기여를 하는 근육으로써[18], 보행자의 족배굴곡 운동 시 발바닥 기구부의 발바닥 압력센서를 통해 인공 근육형 공압 액추에이터에 인가되는 공기압의 타이밍을 정하였다. 이때 풋 압력센서를 통해 얻어지는 값은 솔레노이드 밸브를 제어하기 위한 명령신호로 사용된다. 제어 프로그램은 상용프로그램인 NI LabVIEW 8.0(National Instruments Co., USA)을 이용하여 구현하였다.

본 연구에서 사용된 제어 프로그램은 보행보조 제어 알고리즘으로써, 발바닥 기구부의 발바닥 앞부분과 뒷부분의 압력센서 신호를 이용하였다. 그림 6과 같이 각각 두 개의 발바닥 압력센서 중 뒷꿈치 압력센서가 높고 난 뒤 발바닥 앞쪽의 압력센서가 높고, 발바닥의 체중지지가 감소하는 부분에서 다시 신호의 감쇠가 일어나는 시점을 족배굴곡 보조가 시작되는 시간으로 감지한다. 외골격 보조기에 장착된 인공 근육형 공압 액추에이터는 압축기(compressor)에서 생성되는 공기압에 의하여 조절기(AR2000-01BG, SMC Ltd., JAPAN)를 통해서 수축과 이완이 조절되었다. 이 공기압은 족배굴곡 보조가 이루어질 때, 솔레노이드 밸브를 통해서 인공 근육형 공압 액추에이터에 인가된다.

하지 근육의 활성도를 분석하기 위하여 Bagnoli EMG System(Delsys, USA)을 사용하였고, Sampling rate는 100Hz로 설정하였으며, 분석 방식으로는 RMS(root mean square)를 사용하였다.

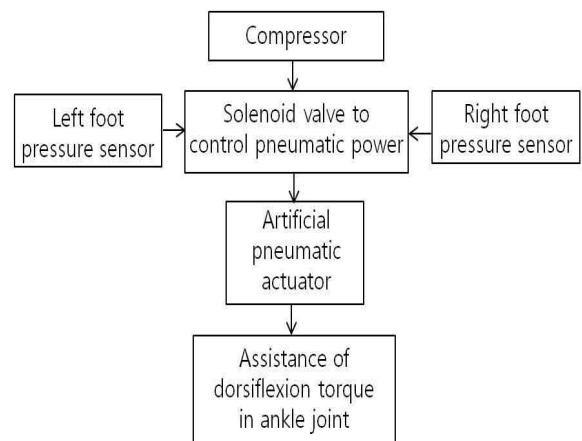


그림 5. 외골격 보조기 제어 시스템

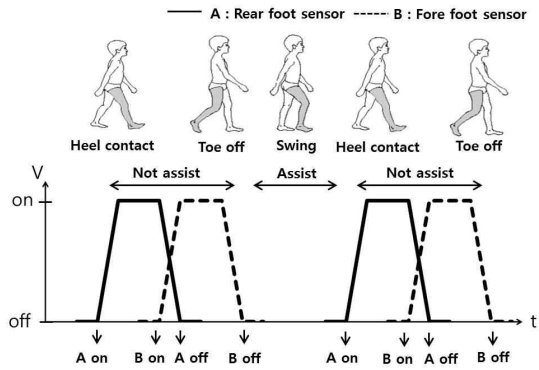


그림 6. 시간에 따른 압력센서의 신호와 액추에이터의 보조 타이밍

### 2.3 실험방법

#### 2.3.1 피험자

본 연구에서는 족하수 방지용 외골격 보조기를 평가하기 위하여 보행 시 하지근육의 활성도를 측정하였다. 피험자들은 보행에 문제가 없는 65세 이상의 고령자 7명과 20대 성인 10명이며, 표 1은 참여한 피험자들의 정보를 나타낸 것이다. 또한, 하지 근력에 이상이 없고 최근 3개월간 임상시험에 참여하지 않았으며 피험자들은 모두 평가에 참가하기 전, 평가 전체과정에 대한 설명을 듣고 자발적 동의를 하였다.

#### 2.3.2 실험방법

그림 7은 실험 프로토콜 블록 다이어그램으로써 17명의 피험자들은 3가지 조건에 따라 트레드밀 위에서 20초씩 보행을 실시하였으며, 보행하는 동안의 하지 근 활성도를 평가하였다.

평가에 앞서 근전도 센서에 가해지는 초기 압력을 일정하게 유지시키기 위하여 예비실험을 진행하였으며, 외골격 보조기의 고정 밴드의 위치를 각 피험자의 다리길이에 맞추어 고정시킴으로써 족배굴곡 운동에 따른 하지근육의 정확한 근전도 신호를 측정하였다. 또한, 피험자들이 트레드밀 위에서의 보행에 익숙해지기 위하여 5분간 걷기를 실시하였다.

평가는 보조기 착용 유무와 인공 근육형 공압 액추에이터의 보조 유무에 따른 보행 시 근 활성도를 비교하기 위하여 외골격 보조기를 착용하지 않은 상태(No orthosis, NO)와 외골격 보조기를 착용한 상태에서 인공 근육형 공압 액추에이터의 보조를 받지 않았을 때(Non active with orthosis, NA), 외

골격 보조기를 착용한 상태에서 인공 근육형 공압 액추에이터의 보조를 받았을 때(Active with orthosis, A)의 3가지 조건으로 나누어 진행하였다. 이 때 측정 근육은 오른 다리의 대퇴직근(rectus femoris muscle, RF), 대퇴이두근(biceps femoris muscle, BF), 전경골근(tibialis anterior muscle, TA), 및 비복근(gastrocnemius muscle, Gn)이다.

그림 8은 인공 근육형 공압 액추에이터를 장착한 외골격 보조기와 훈련용 트레드밀(Gait trainer 2, BIODEX Co., USA)을 나타내고 있다.

#### 2.3.3 데이터 처리 및 분석

통계적 유의성을 확인하기 위하여 통계분석 프로그램인 SPSS 18.0 kor.(SPSS Inc., Chicago, USA)을 사용하여 하지 근활성의 변화에 대한 각각의 평균과 표준편차를 계산하였다. 모든 결과는 Kolmogorov-smirnov 검정을 통해 정규성 검정을 하였으며, 보조기 착용 유·무와 공압 제어 유·무에 따른 대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근, 비복근의 차이 변화를 분석하기 위하여 대응표본 T 검정을 실시하였다. 또한 사후검정(Post hoc analysis)을 통하여 측정 시 발생하는 측정 오차 사이의 통계적 유의성을 검증하였으며, 유의수준은  $p < 0.05$ 이다.

표 1. 피험자들의 정보

	Elderly people	Young male
Age	67.5 ± 2.5year	22.5 ± 1.5year
Height	160 ± 6cm	179.5 ± 4.5cm
Weight	58.5 ± 11.5kg	79 ± 14kg

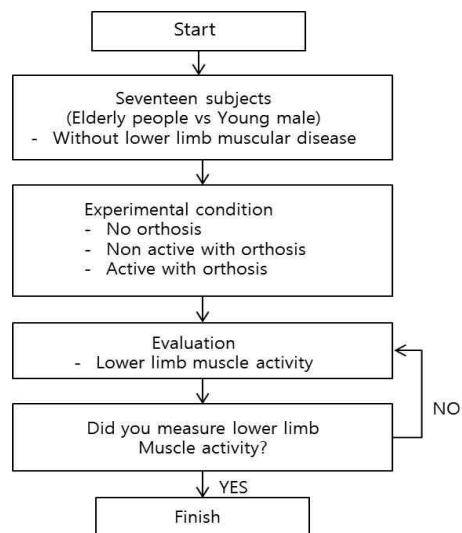


그림 7. 실험 프로토콜 블록 다이어그램

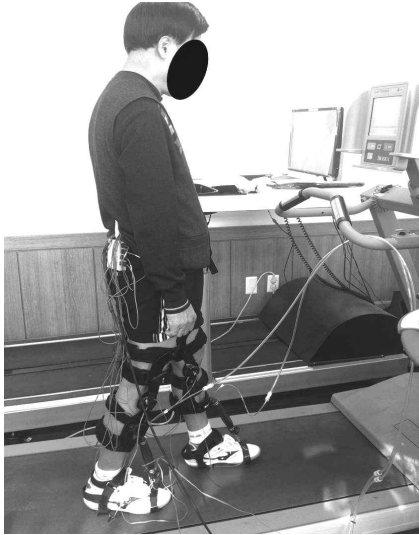


그림 8. 보조기 착용에 따른 트레드밀 보행

### 3. 결과 및 고찰

본 연구에서는 인체의 근육 신호를 이용한 인공 근육형 공압 액추에이터 제어가 가능하도록 외골격 보조기를 개발하였고, 그에 따라 보행에 문제가 없는 건강한 65세 이상 고령자와 20대 성인을 대상으로 보조기 착용이 하지 근육의 활성화 변화와 보행 패턴에 미치는 영향을 평가하였다.

보행은 인간생활에서 공간적 이동을 하기 위한 원초적이자 필수적인 인간의 여러 행동 중 하나로, 단순히 신체적 움직임을 요구하는 것이 아니라 신경과 근육, 근골격계의 협응을 통한 복합적이고 신체적인 활동이다[19]. 그 중 전경골근은 비골신경의 신호를 받아 발목관절의 족배굴곡을 일으켜 족하수를 방지하는 근육으로, 보행의 초기접지기와 유각기에서 중요한 역할을 한다[20]. 이러한 전경골근에 이상이 생겨 근육이 마비되거나 정상적인 수축을 하지 못하면 발목관절이 족배굴곡을 수행하는데 문제가 생기고, 발바닥을 지면에서 들어올리기가 어려워진다[21].

그림 9-12는 보행 시 NO, NA, A 조건에 따른 하지 근육의 활성화변화를 나타낸 결과이다. X축은 고령자와 20대 피험자의 각 조건을 나타내고, Y축은 조건에 대한 하지근육의 근 활성화도 값을 나타낸다.

그림 9, 10은 대퇴직근과 대퇴이두근의 근 활성화

변화를 나타낸 그래프이다. 그 결과 모든 조건에서 근 활성화도의 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 대퇴직근과 대퇴이두근은 보행 시 무릎관절의 굴곡과 신전에 많은 기여를 하는 근육으로, 본 실험에서 개발한 족하수 방지용 외골격 보조기는 족관절의 족배굴곡을 보조하기 때문에 대퇴직근과 대퇴이두근의 근활성 변화에 영향을 미치지 않아 차이가 없는 것으로 판단된다[22].

그림 11은 보행 시 조건에 따른 전경골근의 근활성을 나타낸 결과이다. 65세 이상 고령자의 경우 조건 NO와 NA를 비교하였을 때 NA에서 근활성이 증가하였으며, NO와 A를 비교하였을 때 A에서 근활성이 유의한 차이를 보이며 감소하는 결과가 나타났다. 또한, 20대 성인의 경우 조건 NA와 A를 비교하였을 때 A에서 근활성이 유의하게 감소하는 결과가 나타났다. 이는 보행 시, 보조기 앞쪽에 부착된 인공 근육형 공압 액추에이터가 유각기에서 족배굴곡을 보조하기 때문에 발등을 들어 올리는 역할을 하는 전경골근의 근활성이 적게 나타난 것으로 사료된다. 특히, 20대 성인의 조건 NO와 NA를 비교하였을 때 NA에서 근활성이 감소하는 경향을 보이는 듯 했으나 유의한 차이가 없는 반면에, 고령자는 근활성이 증가한 결과를 얻었다. 이는 20대 성인의 경우 보조기 착용이 20대의 근력에 민감하게 영향을 미치지 않은 반면 고령자는 경량의 보조기 무게라도 고령자의 근력에 영향을 주는 것으로 판단된다.

그림 12는 비복근의 근활성을 나타낸 결과로 세 조건에서 모두 유의한 차이를 보이지 않았다. 비복근은 발목관절의 족저굴곡을 일으키는 근육으로, 족배굴곡 운동 시 주동근인 전경골근의 반대되는 길항근이지만 본 연구에서 사용된 보조기의 액추에이터는 보조기 프레임의 앞쪽에 부착되어 있어 발목관절의 족배굴곡만을 보조하기 때문에 족저굴곡 시 활성화되는 비복근의 근활성에는 영향을 미치지 않은 것으로 판단된다[23].

그림 13은 피험자들의 평균 보폭을 나타낸 결과로, X축은 고령자와 20대 피험자의 각 조건을 나타내며 Y축은 평균 보폭을 나타낸 값이다. 트레드밀에서 보행 시 측정되는 양발의 보폭을 평균 낸 결과로 조건에 따라 양발의 변화가 없음을 알 수 있다.

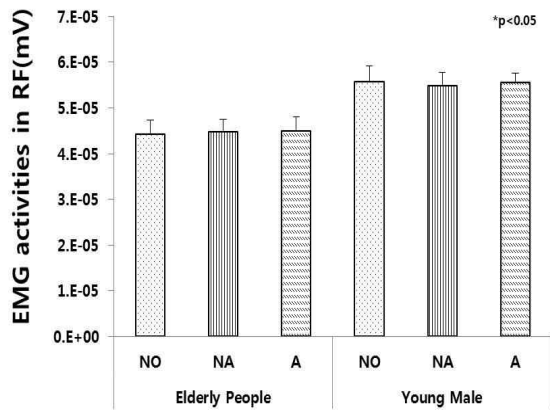


그림 9. NO, NA, A 조건에 따른 대퇴직근의 근활성

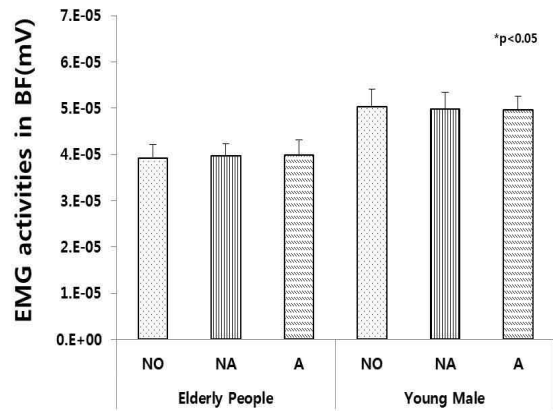


그림 12. NO, NA, A 조건에 따른 대퇴이두근의 근활성

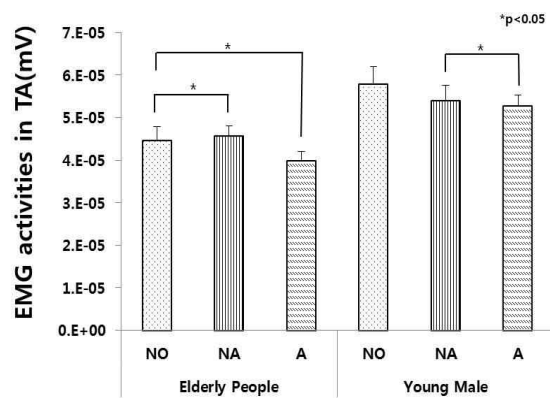


그림 10. NO, NA, A 조건에 따른 전경골근의 근활성

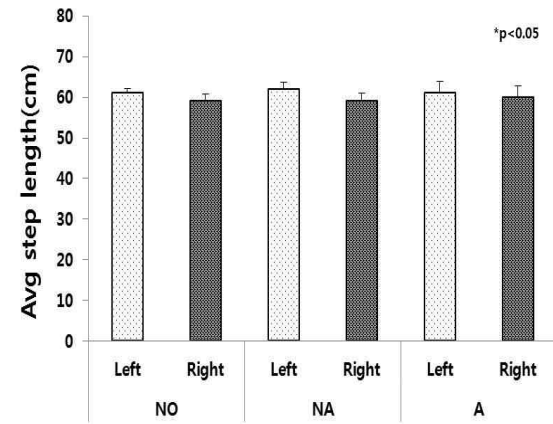


그림 13. 피험자들의 평균 보폭길이

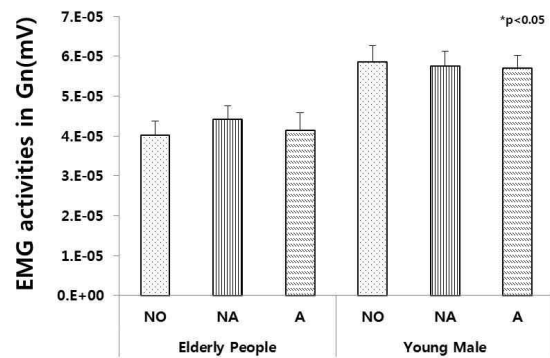


그림 11. NO, NA, A 조건에 따른 비복근의 근활성

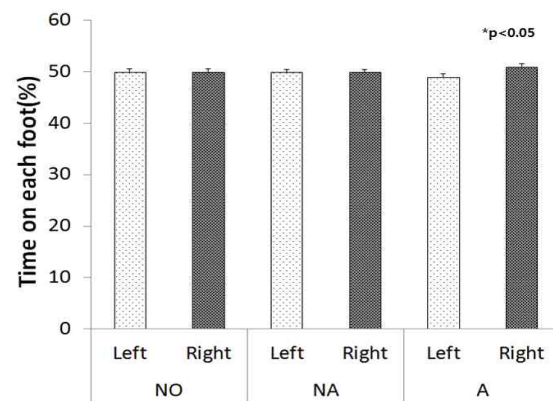


그림 14. 보행 시 입각기 비율

그림 14는 조건에 따라 트레드밀 위에서 보행 시 양발의 입각기를 비율로 나타낸 결과로, X축은 고령자와 20대 피험자의 각 조건을 나타내며 Y축은 양발의 입각기 비율을 나타낸다. 그 결과 모든 조건에서 양발의 입각기 비율 변화가 없는 것으로 나타

났다. 이러한 결과는 족하수 방지용 외골격 보조기가 피험자의 보행패턴 변화에 영향을 미치지 않기 때문이라 판단된다. 즉, 피험자가 보조를 받을 시 새로운 자극으로 인하여 보행패턴이 변경될 수 있지만, 본 연구에서 개발한 공압 액추에이터를 이용

한 보조기는 보행패턴의 변화를 주지 않기 때문에 그로 인하여 발생하는 낙상 및 부상에 대하여 위험이 없을 것으로 사료된다.

따라서, 발목관절의 족배굴곡 보조는 보행자의 보행패턴에 영향을 미치지 않으며, 발바닥 기구부에 내장된 압력센서가 보행 의지를 검출하고 적절한 족배굴곡 보조 타이밍을 통해 전경골근을 보조하기 때문에 족배굴곡 보조가 필요한 고령자나 환자들의 보행 능력 향상에 큰 도움이 될 것이라 판단된다. 또한 경량화로 제작하였고 정해진 보행패턴을 강요하는 것이 아니기 때문에 인체에 무리를 주지 않고 효율적으로 족배굴곡을 보조할 수 있을 것으로 판단된다.

#### 4. 결론

본 연구에서는 인공 근육형 공압 액추에이터를 이용하여 보행 시 발목관절의 족배굴곡(Dorsi flexion)을 보조하는 외골격 보조기를 개발하였으며, 외골격 보조기 착용 후 인공 근육형 공압 액추에이터의 제어 유·무에 따른 보행 패턴과 하지근육에 대한 효과를 검증하였다. 그 결과, 인공 근육형 공압 액추에이터가 장착된 보조기를 착용한 상태에서의 보행 시 발목관절의 족배굴곡을 보조하기 때문에 전경골근의 근활성이 유의하게 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 또한, 보조기의 착용으로 인하여 피험자들의 보행패턴에 변화가 없음을 알 수 있었다.

본 연구의 결과 노화로 인하여 정상 보행을 수행하지 못하는 고령자, 사고로 인하여 정상적인 발목관절의 족배굴곡이 불가능한 환자, 뇌졸중이나 척수 장애로 인하여 하지마비가 있는 장애인들의 보행을 보조할 수 있는 보조기에 관한 기초자료로 활용될 수 있을 것이다.

향후 연구에서는 장애인과 같은 저속 보행자를 대상으로 공압 액추에이터를 장착한 보조기의 보조 효과를 평가하기 위한 연구를 진행할 것이다. 특히, 장애인과 일반인의 센서로부터 나오는 출력값의 차이를 감안하여 장애인의 생체신호 패턴에 맞는 족하수 방지용 외골격 보조기 제어 알고리즘을 개발하는 연구를 진행할 것이다.

#### 참 고 문 헌

- [1] J. Perry, "Kinesiology of lower extremity bracing," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 102, pp. 18-31, 1974.
- [2] C. M. Sackley, B. I. Baguley, S. Gent, and P. Hodson, "The use of a balance performance monitor in the treatment of weight-bearing and weight-transference problems after stroke," *Physiotherapy*, vol. 78, no. 12, pp. 907-913, 1992.
- [3] J. H. Carr, R. B. Shepherd, L. Nordholm, and D. Lynne, "Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients," *Physical therapy*, vol. 65, no. 2, pp. 175-180, 1985.
- [4] J. H. Burridge, D. E. Wood, P. N. Taylor, and D. L. McLellan, "Indices to describe different muscle activation patterns, identified during treadmill walking, in people with spastic drop-foot," *Medical Engineering & Physics*, vol. 23, no. 6, pp. 427-434, 2001.
- [5] S. C. Ahn, S. J. Hwang, S. J. Kang, and Y. H. Kim, "Development of a portable gait phase detection system for patients with gait disorders," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 26, no. 3, pp. 145-150, 2005.
- [6] S. J. Hwang, and J. Y. Kin, "Development of the Active Ankle Foot Orthosis to Induce the normal Gait for the Paralysis patients," *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, vol. 21, no. 2, pp. 131-136, 2007.
- [7] D. P. Ferris, J. M. Czernieckim, and B. Hannafordm, "An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles," *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 21, no. 2, pp. 189-197, 2005.
- [8] K. E. Gordon, G. S. Sawichi, and D. P. Ferris, "Mechanical performance of artificial pneumatic muscles to power an ankle-foot orthosis," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 10, pp. 1832-1841, 2006.
- [9] T. H. Cruz, and Y. Y. Dhaher, "Impact of ankle-foot-orthosis on frontal plane behaviors post-stroke," *Gait & Posture*, vol. 30, no. 3, pp. 312-316, 2009.
- [10] K. A. Shorter, and Y. Li, "Experimental Evaluation of a Portable Powered Ankle-Foot Orthosis," *IEEE EMBS*, Boston, USA, pp. 624-627, Aug. 2011.
- [11] J. A. Norris, K. P. Granata, M. R. Mitros, E. M. Byrne, and A. P. Marsh, "Effect of augmented plantarflexion power on preferred

walking speed and economy in young and older adults,” *Gait & Postures*, vol. 25, no. 4, pp. 620-627, 2007.

[12] K. Kim, J. J. Kim, M. Heo, G. Y. Jeong, M. H. Ko, and T. K. Kwon, “Development of Knee Ankle Foot Orthosis for Gait Rehabilitation Training using Plantaflexion and Knee Extension Torque,” *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems*, vol. 16, no. 9, pp. 948-956, 2010.

[13] D. Sasaki, T. Noritsugu and M. Takaiwa, “Development of Pneumatic Power Assist Splint “Assist” Operated by Human Intention,” *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 17, no. 5, pp. 568-574, 2005.

[14] 강성재, 김규석, 박세훈, 문무성, 서수원, 김진국, 류제청, “심폐기능 허약자를 위한 보행보조장치 제어기 개발,” *한국재활복지공학회논문지*, 제 4권, 제 1호, 한국재활복지공학회, pp. 23-28, 2010.

[15] 권용찬, 이현주, 태기식, “편마비 환자의 대칭적 체중부하 유도를 위한 청각적 피드백 보행훈련 시스템 개발 및 평가,” *한국재활복지공학회논문지*, 제 6권, 제 2호, 한국재활복지공학회, pp. 23-30, 2012.

[16] C. P. Chou, and B. Hannaford, “Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles,” *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 12, no. 1, pp. 90 - 102, 1996.

[17] K. Kim, S. R. Kang, Y. J. Piao, G. Y. Jeong, and T. K. kwon, “Analysis of the Assist Characteristics for Torque of the Ankle Plantarflexion in Elderly Adults Wearing the Ankle-Foot Orthosis,” *The Journal of Korea Robotics Society*, vol. 5, no. 1, pp. 48-54, 2010.

[18] G. S. Moon, “The kinematic analysis of the ankle joint and EMG analysis of the lower limbs muscle for the different walking speed,” *Korean Journal of Sport Biomechanics*, vol. 15, no. 1, pp. 177-195, 2005.

[19] J. Crosbie, and R. Vachalathiti, “Synchrony of pelvic and hip joint motion during walking,” *Gait & Posture*, vol. 6, no. 3, pp. 237-248, 1997.

[20] F. Camerota, C. Celletti, R. Don, and F. Nucci, “Preliminary evidence of the efficacy of

the repetitive muscle vibration therapy in chronic foot drop,” *Acupuncture and Related Therapies*, vol. 1, no. 2~3, pp. 27-30, 2013.

[21] S. J. Jang, B. J. Kim, C. W. Kim, M. J. Kim, and B. S. Kim, “Effect of Plastic Ankle Foot Orthosis and Functional Electrical Stimulation on Hemiplegic Gait,” *J. of Korean Acad of Rehabil. Med.*, vol. 23, no. 4, pp. 853-860, 1999.

[22] 문곤성, 보행 속도 변화에 따른 하지의 운동역학적 분석과 근활동의 근전도 분석, 연세대학교 박사학위논문, 2004.

[23] 박건보, 초음파 영상기법과 동작 분석을 이용한 뇌성마비 환자의 하퇴삼두근의 내적 구조 평가, 연세대학교 박사학위논문, 2008.



**오혜진**

2013년 2월 전북대학교 바이오메디컬공학부 졸업(학사)  
 2013년 - 현재 전북대학교 헬스케어공학과 석사과정

관심분야 : 재활공학, 헬스케어



**김경**

2003년 2월 전북대학교 전자정보공학부(생체공학전공) 졸업(학사)  
 2005년 2월 전북대학교 의용생체공학과 졸업(석사)  
 2010년 8월 전북대학교 헬스케어공학과 졸업(박사)  
 2010년 11월-2012년 12월 국립재활원 재활연구소 박사연구원  
 2012년 12월 - 현재 전북대학교 자동차부품금형기술혁신센터 R&D 사업단 신기술융합팀 선임연구원

관심분야 : 바이오메카닉스, 재활공학, 헬스케어 및 웰니스 기기



**정 구 영**



2000년 2월 전북대학교 항공우주공학과 졸업 (학사)  
2002년 2월 전북대학교 대학원 항공우주공학과 졸업 (석사)  
2009년 2월 전북대학교 대학원 항공우주공학과 졸업 (박사)  
2009년 9월 - 현재 전북대학교 헬스케어기술개발사업단 post.Dr

관심분야 : 생체신호 모니터링, 메카트로닉스, 헬스케어기기

**정 호 춘**



1997년 2월 원광대학교 전자공학과 졸업(학사)  
1999년 2월 원광대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사)  
2004년 8월 원광대학교 대학원 전자공학과 졸업(박사)  
1999년 - 현재 ㈜싸이버메딕 대표이사 재직

관심분야 : 재활공학, 헬스케어 및 웰니스기기

**권 대 규**



1993년 2월 전북대학교 기계공학과 졸업(학사)  
1995년 2월 전북대학교 기계공학과 졸업(석사)  
1999년 2월 일본 동북대학교 기계전자공학과 졸업(박사)  
2004년 3월 - 현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수

관심분야 : 바이오메카트로닉스, 재활공학, 헬스케어, 웰니스, 스포츠과학