

## 족저굴곡과 무릎 신전 토크를 이용한 보행 재활 훈련용 장하지 보조기 개발

### Development of Knee Ankle Foot Orthosis for Gait Rehabilitation Training using Plantaflexion and Knee Extension Torque

김 경, 김 재 준, 허 민, 정 구 영, 고 명 환, 권 대 규\*

(Kyung Kim<sup>1</sup>, Jae-Jun Kim<sup>1</sup>, Min Heo<sup>1</sup>, Gu-Young Jeong<sup>1</sup>, Myoung-Hwan Ko<sup>1</sup>, and Tae-Kyu Kwon<sup>1</sup>)

<sup>1</sup>Chonbuk National University

**Abstract:** The purpose of this study was to test the effectiveness of a prototype KAFO (Knee-Ankle-Foot Orthosis) powered by two artificial pneumatic muscles during walking. We had previously built powered AFO (Ankle-Foot Orthosis) and KO (Knee Orthosis) and used it effectively in studies on assistance of plantaflexion and knee extension motion. Extending the previous study to a KAFO presented additional challenges related to the assistance of gait motion for rehabilitation training. Five healthy males were performed gait motion on treadmill wearing KAFO equipped with artificial pneumatic muscles to power ankle plantaflexion and knee extension. Subjects walked on treadmill at 1.5 km/h under four conditions without extensive practice: 1) without wearing KAFO, 2) wearing KAFO with artificial muscles turned off, 3) wearing KAFO powered only in plantaflexion under feedforward control, and 4) wearing KAFO powered both in plantaflexion and knee extension under feedforward control. We collected surface electromyography, foot pressure and kinematics of ankle and knee joint. The experimental result showed that a muscular strength of wearing KAFO powered plantaflexion and knee extension under feedforward control was measured to be lower due to pneumatic assistance and foot pressure of wearing KAFO powered plantaflexion and knee extension under feedforward control was measured to be greater due to power assistance. In the result of motion analysis, the ankle angle of powered KAFO in terminal stance phase was found a peak value toward plantaflexion and there were difference of maximum knee flexion range among condition 2, 3 and 4 in mid-swing phase. The current orthosis design provided plantaflexion torque of ankle joint in terminal stance phase and knee extension torque of knee joint in mid-swing phase.

**Keywords:** knee-ankle-foot orthosis, plantaflexion torque, knee extension torque, gait rehabilitation

#### I. 서론

보행은 인간의 신경과 근골격 등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정이며, 신체가 입각기의 안정된 상태를 유지하는 동안 다른 한 체지가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적인 동작이다[1]. 입각기 말기의 발끝밧기(push off) 단계에서 이루어지는 발목 관절의 족저굴곡 토크는 발바닥이 바닥을 미는 동작과 연결되어 추진력을 발생시키고 인간의 하지를 앞으로 이동시키는 중요한 요인이다. 그러나 고령자의 경우, 하지 근력 약화로 족저굴곡 토크가 감소하게 되며, 이는 발목 관절의 비정상적인 족저굴곡 운동으로 연결되고

이동을 위한 추진력이 감소함으로써, 보행능력은 떨어지게 된다.

특히, 뇌졸중 환자는 감각장애, 지각장애, 지각상실, 언어장애 및 운동장애로 인하여 일상생활을 위한 활동들(걷기, 계단 오르기, 의자에서 일어서기)의 수행능력에 제한을 받게 된다[2]. 뇌졸중 발병 후 운동능력의 저하와 기동성의 약화는 정상 보행에 있어서 큰 문제를 발생시킨다. 진영완 [3]은 뇌졸중 환자를 대상으로 6개월간 재활 운동을 실시한 결과, 뇌졸중 환자의 경우 보폭이 증가하고 보행 속도가 빠르게 나타나는 결과를 얻었다. 황성재[4,5] 등은 적절한 보행 운동을 수행하기 위하여 발목관절의 배측/족저 굴곡을 제어하는 능동형 족관절 보조기와 무릎관절 제어를 위한 장하지 보조기를 개발하였다. Daniel P. Ferris [6,7]는 발바닥에 풋 스위치를 설치하고 능동제어 명령신호를 생성함으로써, 보행 시 족저굴곡 토크를 발생시키는 동력 족관절 보조기를 개발하였다. Furusho [8] 등은 MR 유체를 이용한 반 능동제어 단하지 장비를 개발하였다. 개발과정에서 가속도 센서를 이용하여 보행 상태를 검출하고 유각기와 입각기에서 유압 댐퍼의 점성을 변화시킴으로써 보행이 개선되는 것을 검증하였다. K. P. Granata [9]는 보행 시 발목 관절의 배측굴곡 힘을 도와주는 족관절 보조기를 개발하였으나, 압축기(compressor)가 필요하기 때문에 아직까지 실용화되지

\* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2010. 6. 10., 수정: 2010. 7. 12., 채택확정: 2010. 7. 20.

김 경, 정구영: 전북대학교 헬스케어기술개발사업단

(kkruddy@hotmail.com/jung902@jbnu.ac.kr)

김재준, 허 민: 전북대학교 헬스케어공학과

(juni0911@nate.com/heomin1202@hotmail.com)

고명환: 전북대학교 의학전문대학원 재활의학교실, 의과학 연구소 및 임상의학 연구소(mhko@jbnu.ac.kr)

권대규: 전북대학교 바이오메디컬공학부, 고령친화복지기기연구 센터(kwon10@jbnu.ac.kr)

※ 본 논문은 2010년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단에서 지원하여 연구하였음(지역거점연구단육성사업/헬스케어기술개발사업단).

못하고 있다. G. S. Sawicki [10] 등은 보행 재활 치료를 위한 도구로 유용하게 사용되는 동력 하지 보조기를 개발하였으며, 신경역학론(neuromechanics)과 에너지론(energetics)의 관점에서 연구가 진행되고 있다. 김 경 등은 인공 공압근육을 이용하여 발목 관절의 족저굴곡 운동과 무릎 관절의 신전 운동을 보조하는 족관절 보조기와 무릎 보조기를 개발하였고[11,12], 또한 슬관절의 운동 보조를 위하여 일어서기 운동과 스쿼트 운동 시 발생하는 슬관절 신전 운동 보조를 위한 슬관절 보조기를 개발하였다[13]. 이와 같이, 보행 운동을 보조하기 위한 많은 보조기들이 연구되고 있으나, 이러한 대부분의 보조기는 구동부가 무거운 모터로 구성되어 있기 때문에 환자들이 사용하기에 무게에 대한 부담감이 발생할 수 있고, 또한 현재 보행 보조를 위한 보조기는 족관절과 슬관절 운동을 따로 보조하는 형태로 개발되었으며, 족관절과 슬관절의 운동을 동시에 보조할 수 있는 보조기는 전무한 실정이다.

본 연구에서는 보행 시 족관절과 슬관절의 운동을 동시에 보조하기 위하여, 족저굴곡 토크와 무릎 신전 토크를 발생시킬 수 있는 장하지 보조기를 개발하였다. 족저굴곡 토크와 무릎 신전 토크는 발목과 무릎 관절에 부착된 인공 공압근육을 이용하여 각각 보행 단계에서 발생되었다. 본 논문은 장하지 보조기를 착용하고 발목과 무릎 관절의 토크 보조를 받았을 때의 하지 근력과 족압 특성을 분석하였으며, 발목과 무릎 관절의 각도 변화를 분석함으로써 장하지 보조기의 보조 효과를 검증하였다.

II. 시스템 구성

1. 장하지 보조기

그림 1은 본 연구에서 제작된 장하지 보조기(KAFO: Knee Ankle Foot Orthosis)를 나타내고 있다. 장하지 보조기는 사용자의 한쪽 하지를 지지해 주는 기본 골격 프레임과

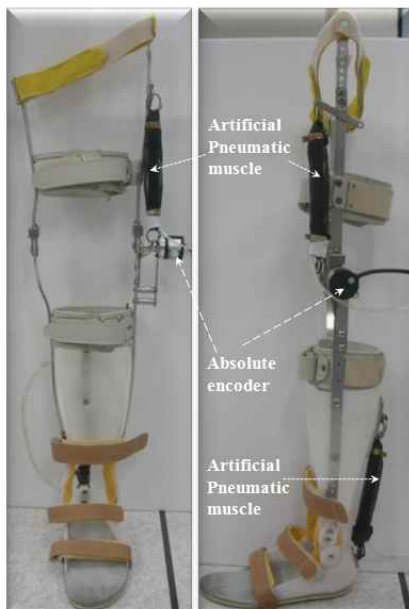


그림 1. 보행재활 훈련을 위한 장하지 보조기.  
Fig. 1. Knee ankle foot orthosis for gait rehabilitation training.

사용자의 하지를 고정시켜 주는 고정대, 두 개의 인공 공압근육(Shadow Robot Company Ltd., London, UK), 족관절을 보조하는 족관절 보조기로 이루어져 있다. 장하지 보조기는 피험자 스스로 착용 할 수 있도록 밴드를 이용하였으며, 각자의 하지 체형에 따라 조절이 가능하도록 제작되었다.

장하지 보조기의 프레임은 크게 무릎 관절을 기준으로 윗부분과 아래 부분으로 나누어져 있다. 먼저 무릎 윗부분을 보면, 무릎관절 신전 운동의 기능을 보조하기 위하여 한 개의 인공 공압근육이 장착되어 있으며, 무릎관절 신전 운동 보조용 인공 공압근육을 고정시키기 위한 지그는 사용자의 움직임에 따라 인공 공압근육이 횡 방향과 종 방향의 움직임이 가능하도록 제작되었다. 외부의 공기 압축기와 연결된 인공 공압근육은 수축 동작을 통하여 무릎 관절 신전 운동을 보조할 수 있다. 무릎 아래 부분은 기본 골격 프레임에 족관절 보조기가 접합된 형태로 이루어져 있으며, 종아리 부분을 지지해주는 프레임과 발을 지지해주는 기본 골격 프레임은 발목 관절의 역할을 하는 경첩 관절(hinge joint)을 기준으로 연결되어 있다. 또한, 발뒤꿈치 부분과 종아리 지지 프레임 뒤쪽으로 1개의 인공 공압근육이 연결되어 있으며, 이는 보행의 말기 입각기에서 발목의 족저굴곡 토크를 발생하여 발목 관절의 족저굴곡 운동을 보조한다.

본 연구에서 사용된 소형, 경량의 인공 공압근육은 동작이 부드러우며, 제어하기 쉽다는 장점을 가지고 있다. 사용된 액추에이터는 고무튜브를 고강성의 플라스틱 그물망이 감싸고 있는 구조로 되어 있으며, 공기의 압력을 높이면 근육이 수축되고, 공기의 압력을 낮추면 이완되어 인간의 근육 운동 형태와 유사하게 동작한다. 인공 공압근육은 중량대 파워비가 400 : 1로 일반 공압 액추에이터나 DC모터의 16 : 1에 비하여 매우 크며, 0~70psi(0~0.5Mpa)범위의 압축 공기에 의하여 동작이 이루어진다. 표 1은 인공근육형 공압 액추에이터의 사양을 나타낸다. 무릎관절 신전 운동 보조를 위한 인공근육형 공압 액추에이터는 대퇴사두근의 역할을 하며, 족저굴곡 운동 보조를 위한 액추에이터는 하퇴삼두근의 역할을 한다.

본 논문에서 개발된 장하지 보조기에 사용된 인공 공압근육은 기존의 유압 및 공압 액추에이터나 모터에 비하여 사용자가 실제로 느끼는 구동부 무게에 대한 부담감이 작기 때문에 착용자의 활동상 편의를 제공할 수 있지만, 인공 공압근육 구동에 사용되는 공기 압축기로 인하여 보행재활 훈련을 위한 실내용으로 제한되었다.

2. 보행 운동 보조를 위한 제어 알고리즘

보행 운동 시 말기 입각기의 발끝밀기 단계에서 전족(forefoot) 부위가 바닥을 밀면서 발생하는 추진력은 한 체

표 1. 인공 공압근육의 사양.

Table 1. The specification of the artificial pneumatic muscle.

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

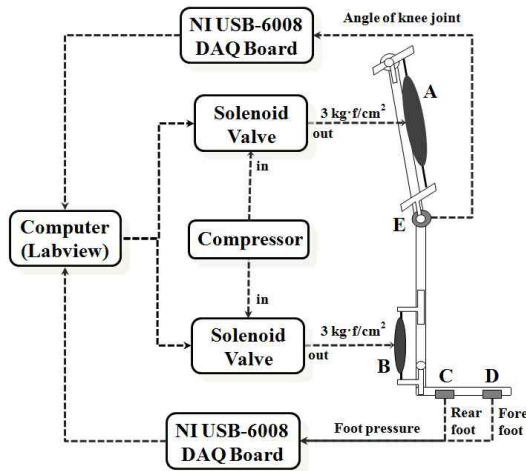


그림 2. 장하지 보조기와 보행 보조를 위한 제어 블록도.  
 Fig. 2. Knee ankle foot orthosis and control block diagram for gait assist(A, B: artificial pneumatic muscle, C, D: foot pressure sensor, E: absolute encoder).

지의 이동이 가능하게 하는 원동력이다. 추진력에 의하여 유각기 단계에 들어온 체지는 중간 유각기(mid-swing) 단계에서 굴곡된 무릎관절이 신전되면서 앞으로 나아가는 관성력을 제공받게 된다. 본 논문에서는 추진력과 앞으로 나아가는 관성력을 제공하기 위하여 2개의 인공 공압근육을 이용하여 장하지 보조기를 개발하였다.

그림 2는 보행 운동을 보조하기 위한 제어 과정을 보여준다. 보행 운동을 보조하기 위하여, 무릎 관절의 신전 운동 보조를 위한 인공 공압근육(A), 무릎 관절 각도 계측을 위한 절대값 엔코더(C), 발목 관절 족저굴곡 운동 보조를 위한 인공 공압근육(B), 보행 단계를 검출하기 위한 발바닥 압력센서(C, D)가 장하지 보조기에 부착되었다. 발바닥의 전족에 부착된 압력센서(FlexiForce, A201, Tekscan Inc., USA)를 통하여 발끝밀기 단계를 검출하고, 무릎관절에 장착된 절대값 엔코더(Absolute encoder, AEW-8-GC-H6-100-00, Nemicon Inc, Japan)를 이용하여 중간유각기 단계를 검출하였다. 두 개의 압력센서와 절대값 엔코더로 부터 얻어진 신호는 NI USB-6008 DAQ 보드(National Instruments Co., USA)를 통하여 수집되고 이 신호들을 분석하여 보행의 단계를 검출하였다.

그림 3은 두 개의 발바닥 압력 신호와 무릎 관절 각도를 이용하여 보행의 단계를 검출하는 방법이다. 보행 운동 시 후족 부위의 압력센서로부터 압력 피크값( $\alpha_{peak}$ )이 계측됨으로써, 입각기가 발생하는 뒤꿈치 접지기(heel contact)가 검출된다. 이후, 전족 부위의 압력센서로부터 측정된 압력값이 역치값( $\beta_f$ ) 이상이 되는 시점에서 발끝밀기 단계가 검출되며, 압력 피크값( $\beta_{peak}$ )이 계측된 이후에 초기 유각기(Initial swing)로 전이된다. 체지가 입각기에서 유각기로 바뀌면서 무릎 관절의 각도가 굴곡 방향으로 커지게 되며, 무릎 관절 각도가 굴곡 방향으로 최대가 이루는 시점( $\theta_{peak}$ )에서 중간 유각기가 검출된다.

발바닥 전족 부위의 압력값이 역치값( $\beta_f$ )을 넘는 발끝밀기 단계가 검출 될 때, 압축기에서 공급되는 공압이 솔레노이드

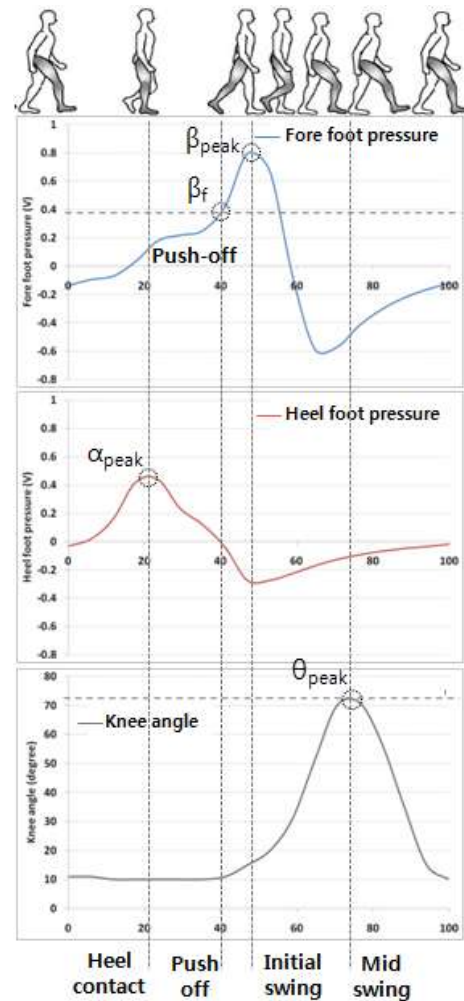


그림 3. 발바닥 압력과 무릎관절 각도를 이용한 보행 단계 검출.  
 Fig. 3. Detection of gait phase using the foot pressure and the angle of knee joint.

표 2. 실험 조건.

Table 2. Experimental condition.

	Condition
Experiment 1	without KAFO (baseline)
Experiment 2	with KAFO and no assistance
Experiment 3	with KAFO and only assistance of ankle
Experiment 4	with KAFO and assistance of ankle and knee

이드 밸브(SY3520-VLZ-C6, SMH Inc., Japan)를 통하여 발목 관절 뒤쪽에 부착된 인공근육형 공압 액추에이터(B)에 공급된다. 이 액추에이터(B)에 공급된 공압은 발목 관절의 족저굴곡 토크를 발생시키고, 이 토크는 바닥을 밀어냄으로써 추진력을 발생시킨다. 다음으로 입각기에서 유각기로 전환되고 무릎 관절의 각도가 굴곡 방향으로 최대 피크값( $\theta_{peak}$ )이 발생하는 중간 유각기가 검출될 때, 압축기에서 공급되는 공압이 솔레노이드 밸브를 통하여 무릎 관절 윗부분에 부착된 인공근육형 공압 액추에이터(A)에 공압이 인가된다. 이 액추에이터(A)에 공급된 공압은 무릎 신전 토크를 발생시키고 이 토크에 의하여 무릎 신전 운동은 앞으로

나아가는 관성력을 발생시킨다. 이와 같이, 장하지 보조기에서 제공되는 발목 관절의 추진력과 무릎 관절 신전 운동의 앞으로 나아가기 위한 관성력은 보행 운동을 보조한다.

III. 실험 방법

제작된 장하지 보조기의 보조 효과를 알아보기 위하여 트레드밀 보행 운동 시 하지 근력과 족압을 측정하였으며, 장하지 보조기를 착용한 왼쪽 하지의 무릎과 발목 관절의 각도 변화를 측정하였다. 피험자는 건강한 젊은 성인 5명 (height 1.75 ± 5.2m; weight 71.6 ± 6.5kg; age 24.2 ± 0.89 years)을 선정하였다.

피험자가 트레드밀에서 2Km/h의 속력으로 30초 동안 보행 운동을 수행하는 동안 왼쪽 하지에 장하지 보조기를 착용하고 발목 관절의 족저굴곡과 무릎관절의 신전 운동 보조를 받았다. 이때 피험자 하지 근육의 표면 근전도(surface electromyography, sEMG)와 발바닥의 족압(foot pressure)이 측정되었으며, 모든 피험자는 네 가지 조건의 실험을 수행하였다. 첫 번째 조건은 장하지 보조기를 착용하지 않고 보행 운동을 수행하는 것으로(실험 1; without KAFO) 이는 다른 조건과 비교할 수 있는 기준점을 제공한다. 두 번째 조건은 장하지 보조기를 착용하고 보조를 위한 제어를 받지 않고 보행을 수행하는 것이며(실험 2; with KAFO), 세 번째 실험은 장하지 보조기를 착용하고 발목 관절의 족저굴곡 토크 보조에 의한 추진력을 받는 실험이다(실험 3; powered AFO, pAFO). 네 번째 실험은 장하지 보조기를 착용하고 발목 관절의 추진력과 함께 무릎 관절 신전 운동 보조에 의한 관성력을 보조 받는 실험으로(실험 4; powered KAFO), 피험자가 네 가지 조건에서 트레드밀 보행을 수행했을 때, 보행 운동에 관여하는 하지 근력과 족압 특성을 비교 분석하였다.

그림 4는 트레드밀 보행 시 장하지 보조기 착용에 따른 하지 근력과 족압의 특성 분석 및 하지의 3차원 동작 분석을 위한 실험 구성이다. 각 조건에서 트레드밀 보행 시 하지 근육의 sEMG는 MP150 EMG module(Biopac System Inc., USA)를 통하여 측정되었다. 본 논문에서는 보행 운동 보조

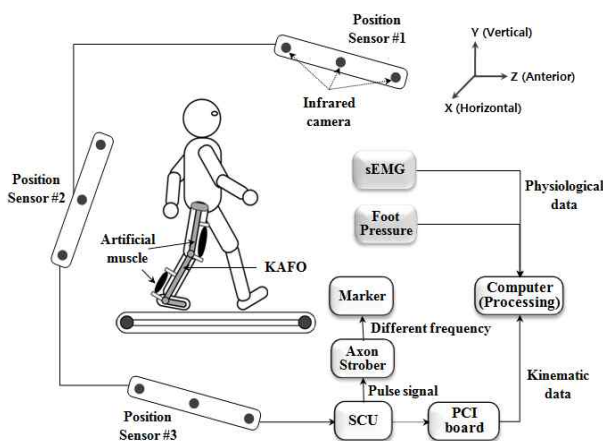


그림 4. 생리 신호와 운동학적 신호 측정을 위한 실험 구성.  
Fig. 4. Experimental set-up for measurement of physiological and kinematical signal.

표 3. Pedar-X system 의 사양.

Table 3. Specification of Pedar-X system.

	Specification
Dimensions	150×100×40 mm
Weight	400 g
Number of sensors(max)	256(1024)
Measurement frequency	8 MB internal flash
Storage type	fiber optic/USB and Bluetooth TM
Operation system	Windows
Sync option	fiber optic/TTL, in and out
Power supply	Li-Ion battery
Insole sizes	22 to 49 (european)

토크가 발생하는 말기 입각기와 중간 입각기의 하지 근력을 분석하였다. 측정 근육은 전경골근(TA: Tibialis Anterior muscle), 외비복근(LGn: Lateral gastrocnemius muscle), 내비복근(MGn: Medial gastrocnemius muscle)와 가자미근(Sol: Soleus muscle) 등 네 가지 근육이다. 각 근육의 활성화 전위는 각 근육에 부착된 전극(electrode)을 통하여 수집되고 A/D 변환기를 통하여 디지털 신호로 변환된다. 변환된 디지털 신호는 신호 처리에 의하여 분석된다. sEMG의 샘플링율은 1Khz, 필터링 대역은 10~500Hz이다.

근력의 활성화 분석은 FFT와 IEMG (Integrated EMG)를 이용하였으며, 발바닥의 압력은 족압 측정 장비인 Pedar-X system (Novel GmbH Inc., Germany)를 이용하였다. 본 연구에서 개발된 시스템은 압력이 측정되는 센서부, 컴퓨터와 무선 통신을 위한 블루투스, 데이터 수집 및 분석부로 구성되며, 발바닥의 족압은 최대 힘(maximum force)으로 분석되었다. 족압 측정 장비의 세부사항은 표 3과 같다.

네 가지 조건의 트레드밀 보행 운동 시 동작 분석을 위하여 0.01mm의 해상도와 0.1mm의 정밀도를 가진 3차원 동작 분석 시스템(Optotrak Certus, Northern Digital Inc., Canada)을 이용하였다. 샘플링 주파수는 100Hz이고, 적외선 발광 마커(Infrared light Emitting Diode maker)의 공간 데이터는 적외선 카메라로 수집되며, 수집된 3차원 공간좌표 데이터의 분석은 Motion Monitor (Innovative Sport, Inc., USA) 소프트웨어를 이용하였다.

하지의 주요관절에 부착된 16개의 적외선 발광 마커의 데이터를 수집함으로써 왼쪽 하지의 주요 관절에 대한 동작 분석을 수행하였다. 적외선 발광 마커를 통하여 수집된 3차원 공간좌표 데이터는 가상 모델링 프로그램인 LifeMOD (Life Modeler, Inc., USA)을 이용하여 모델링하였고, 다물체 동역학 해석 프로그램인 ADAMS (MSC. Software Co., USA)를 이용하여 3차원 동작을 분석하였다.

IV. 결과 및 토의

본 논문에서는 발바닥 압력 신호와 무릎의 관절각도 신호를 이용하여 보행 운동을 보조할 수 있는 제어 알고리즘을 구현하고 제어에 따른 발목 관절과 무릎 관절의 운동 보조 유무에 따라 하지 근력과 족압을 비교함으로써, 보행 보조 효과를 알아보려고 하였다. 이를 위하여 피험자는 30



초 동안 트레드밀 보행을 수행하고 네 가지의 서로 다른 조건에서 왼쪽 하지의 근력과 족압 데이터가 비교 분석되었다.

1. 보행 운동 보조에 따른 하지 근력 특성 분석

그림 5는 장하지 보조기를 착용하고 보행 운동을 보조 받을 때의 하지 근력 특성을 나타낸다. 제어 알고리즘을 이용하여 발목 관절의 족저굴곡 토크와 무릎 관절의 무릎 신전 토크를 발생시키고, 보행 운동을 보조 하였다. 그 결과, 말기 입각기의 발끝밀기 단계에서 발목 관절의 족저굴곡 운동에 의하여 내/외비복근과 가자미근의 하퇴삼두근이 활성화되었다. 발끝밀기 단계 이후, 발끝이 떨어지는 것을 막고 전입각기의 뒤꿈치 접지기를 위하여 발목 관절의 배측 굴곡이 유지되는 유각기 동안에는 전경골근이 계속적으로 활성화되었다. 그러나 무릎 관절 신전 토크가 발생하는 중간 유각기에서는 대퇴사두근의 어떠한 근육 활동도 발생되지 않았다.

인공근육의 공압에 의하여 발생된 족저굴곡 토크와 무릎 신전 토크의 효과를 알아보기 위하여 실험은 네 가지 서로 다른 조건에서 수행되었다. 먼저 실험 1을 통하여 피험자의 기본 하지 근력이 측정되었다. 실험 1을 통하여 측정된 근력과 실험 2의 근력을 비교하여 장하지 보조기 착용에 의한 변화를 알 수 있었다. 그리고 실험 2와 실험 3의 근력을 비교함으로써, 말기 입각기의 발끝밀기에서 공압에 의한 족저굴곡 토크, 즉 추진력에 의한 족저굴곡 운동 보조 시 하지 근력 차이를 알 수 있었다. 마지막으로, 실험 2와 실험 4의 값을 비교함으로써, 보행 운동 중, 발끝밀기의 추진력과 중간 유각기의 앞으로 나아가는 관성력에 의하여 함께 보행 운동 보조를 받을 때의 하지 근력을 분석할 수 있었다.

그림 6은 트레드밀 보행 시, 보조기 착용과 발목과 무릎 관절에서 공압 보조를 받았을 때의 왼쪽 하지 근육의 IEMG를 비교한 그래프로써, (a)~(d)는 외비복근, 내비복근,

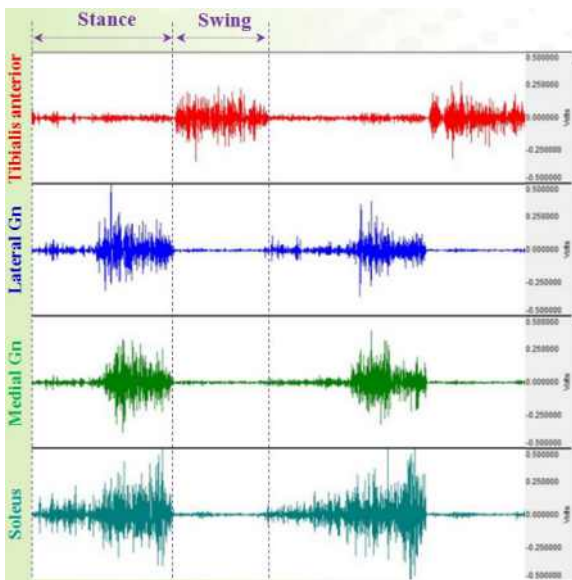
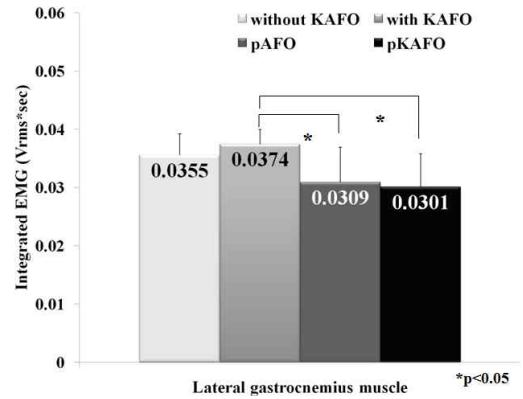
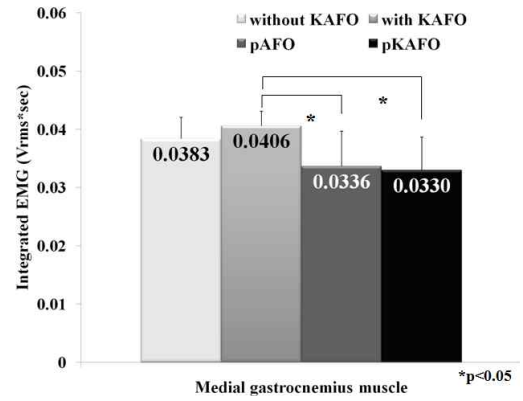


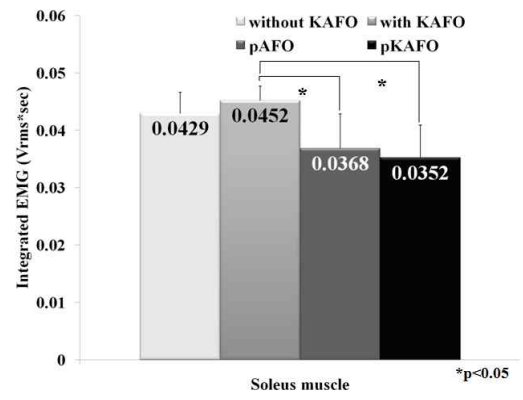
그림 5. 보행 운동 보조에 따른 하지 근육의 근전도 신호.  
Fig. 5. EMG signal of muscles in lower limbs according to assistance of gait motion.



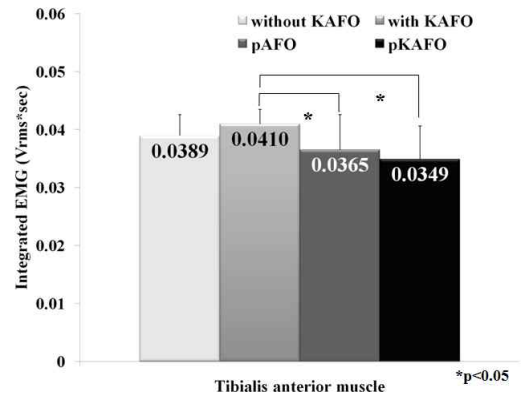
(a) Lateral gastrocnemius muscle



(b) Medial gastrocnemius muscle



(c) Soleus muscle



(d) Tibialis anterior muscle

그림 6. 보행 운동 보조에 따른 하지의 근력 특성.  
Fig. 6. Characteristic of muscular activities in lower limbs according to assist of gait motion.

가자미근 및 전경골근의 값을 나타내고 있다.

족저굴곡 토크(plantarflexion torque, PF torque)와 무릎 신전 토크(Knee extention torque, KE torque)를 이용한 보행 운동 보조에 따른 외비복근의 근력 분석 결과, 장하지 보조기를 착용하지 않은 외비복근의 IEMG 값은 0.0355Vrms·sec 이고, 장하지 보조기를 착용하고 제어에 의한 보조를 받지 않았을 때의 IEMG 값은 0.0374Vrms·sec로 측정되었다. 보조기 착용으로 인하여 외비복근의 근력은 5.35% 증가한 결과를 보였으며, 이는 보조기 무게에 의하여 근육 사용량이 증가한 것으로 판단된다. 장하지 보조기를 착용하고 족저굴곡 토크에 의한 보조를 받은 외비복근 IEMG 값은 0.0309Vrms·sec로 측정되었다. 족저굴곡 토크는 보조기만 착용했을 때의 근력과 비교하여 17.57% 감소되었다(p=0.037). 인공 공압근육의 공압에 의한 족저굴곡 토크는 발목 관절의 족저굴곡 운동을 도와주고 이 운동에 관여하는 하지 근력의 사용을 감소시킨 것으로 판단된다. 족저굴곡 토크와 무릎 신전 토크를 동시에 보조받았을 때의 IEMG 값은 0.0301Vrms·sec로 측정되었으며, 장하지 보조기만 착용하고 제어에 의한 보조를 받지 않았을 때와 비교하여 19.72% 감소된 결과를 얻었으며(p=0.018), 이는 발끝밀기의 족저굴곡 운동만 보조받았을 때보다 더 감소된 근력값이다.

그림 6에서 (b)-(d)의 내비복근, 가자미근 및 전경골근의 근력도 외비복근의 결과와 비슷한 경향을 보이고 있다. 보조기를 착용(orthosis)하고 족저굴곡 토크(PF torque) 및 족저굴곡 토크와 무릎 신전 토크(PF & KE torque)를 동시에 보조받았을 때의 근력 변화율은 표 4에서 나타내고 있다. 장하지 보조기를 착용한 하지 근력은 보조기의 무게로 인하여 모든 근육에서 5% 이상 증가하였으나, 통계적인 유의성은 확인되지 않았다. 보행 운동의 보조를 받은 경우에는 발목 관절과 무릎 관절의 운동 보조를 받음으로써 근력이 감소하였다. 족저굴곡 토크를 보조 받을 때와 족저굴곡과 무릎 신전 토크를 동시에 보조 받을 때의 하지 근력은 모든 근육에서 통계적으로 유의성을 보이며 10%이상 감소하였다(p<0.05).

족저굴곡 토크는 족저굴곡 운동에 관여하는 하퇴 삼두근의 근력을 감소시키면서 뒤꿈치 들기를 보조함과 동시에, 전족 부위의 바닥 미는 힘을 증가시키며, 바닥을 미는 힘의 반작용으로 인하여 배측굴곡 토크 값은 증가하게 된다. 이러한 증가된 배측굴곡 토크는 체지를 전방으로 이동시키는 역할을 하게 된다. 또한 배측굴곡 토크는 하수족(foot drop)

표 4. 보조기 착용과 공압 보조에 의한 근력 변화율.

Table 4. Rate of change in muscular strength according to the orthosis and pneumatic assistance.

	LGn	MGn	Sol	TA
orthosis(%)	5.35	5.83	5.22	5.32
p value	-	-	-	-
PF torque(%)	-17.57	-17.15	-18.47	-10.88
p value	* 0.037	* 0.024	* 0.041	* 0.048
PF & KE torque(%)	-19.72	-18.79	-22.08	-14.87
p value	* 0.018	* 0.021	* 0.011	* 0.019

방지를 위하여 유각기동안 사용되는 전경골근의 근력 역시 감소시키게 된다.

2. 보행 운동 보조에 따른 족압 특성 분석

인공 공압근육에 의하여 추가 발생된 발목 관절의 추진력과 무릎 관절의 앞으로 나아가는 관성력, 즉, 족저굴곡 토크와 무릎 관절 신전 토크의 효과를 알아보기 위하여 네 가지 서로 다른 조건에서 수행되었다. 먼저 실험 1을 통하여 장하지 보조기를 착용하지 않은 왼쪽 발바닥 족압이 측정되었다. 이 기준값은 실험 2의 값과 비교하여 장하지 보조기 착용에 의한 왼쪽 발바닥의 족압 변화를 알 수 있었다. 실험 2와 실험 3의 족압 값을 비교함으로써, 말기 입각기의 발끝밀기에서 공압에 의한 족저굴곡 토크, 즉 추진력에 의한 족저굴곡 운동 보조를 받을 때의 왼쪽 발바닥 족압을 분석할 수 있었다. 또한, 실험 2와 실험 4의 값을 비교함으로써, 보행 운동 중, 발끝밀기의 추진력과 중간 유각기의 앞으로 나아가는 관성력에 의하여 보행 운동 중, 족저굴곡 운동과 무릎 관절 신전 운동 보조를 받을 때의 발바닥 족압을 분석할 수 있었다.

그림 7은 장하지 보조기를 착용하고 공압 보조를 받았을 때의 왼쪽 발바닥의 족압 특성을 나타낸 그래프이다. 장하지 보조기를 착용하고 보조를 받지 않았을 때의 족압은 장하지 보조기를 착용하지 않았을 때의 왼쪽 발바닥의 족압보다 5.21% 증가한 결과를 보였으며, 이는 하퇴 삼두근의 증가량과 비슷한 결과를 보였다. 이와 같이, 족압도 보조기 무게로 의하여 증가된 값이 측정되었다. 장하지 보조기를 착용하고 말기 입각기의 발끝밀기 힘을 보조받았을 때의 왼쪽 발바닥의 족압은 장하지 보조기만 착용했을 때의 족압보다 증가하였다(10.39%, p=0.039). 발끝밀기와 무릎 신전 운동을 동시에 보조받았을 때의 족압은 장하지 보조기만 착용하고 보조를 받지 않았을 때와 비교하여 6.92% 증가된 족압이 측정되었다(p=0.037).

발목 관절 뒷부분과 무릎 관절에 부착된 공압 액추에이터에 공급된 공압은 각각 족저굴곡 토크와 무릎 신전 토크를 발생시켰다. 장하지 보조기를 착용한 왼쪽 발바닥 족압은 공압 보조에 의하여 크게 측정되었다. 이는 발목 관절의 공압 보조에 의한 족저굴곡 토크로 인하여 전족 부위의 바닥 미는 힘을 증가시켰기 때문이다.

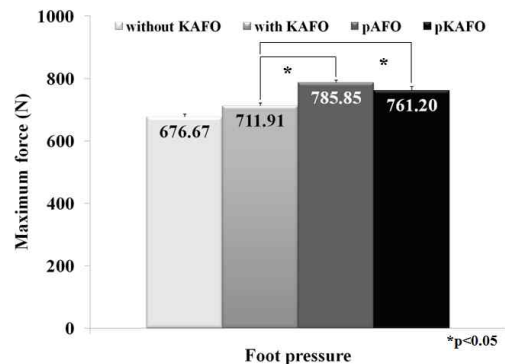


그림 7. 보행 운동 보조에 따른 왼쪽 족압 특성.

Fig. 7. Characteristic of foot pressure of left side according to assist of gait motion.

3. 보행 운동 보조에 따른 운동학적 특성 분석

인공근육형 공압 액추에이터에 의하여 발생하는 족저굴곡 토크와 무릎 관절 신전 토크를 이용한 보조 효과를 알아보기 위하여 왼쪽 발목 관절과 무릎 관절 각도가 측정되었다. 족저굴곡과 무릎 신전 운동의 보조 특성을 알아보기 위하여, 실험 2~4에서 관절의 각도 변화를 비교하였다.

그림 8~9에서, 실선(solid line)은 실험 2의 각도 결과, 일점쇄선(one dot dashed line)은 실험 3의 각도 결과를 나타내고, 이점쇄선(two dot dashed line)은 실험 4의 각도 결과를 나타낸다. 그림 8은 발목 관절의 각도 변화를 나타낸 그래프이다. 가로축은 보행 주기를 나타내고, 세로축은 발목 관절의 각도를 나타낸다. (+) 방향은 배측굴곡 운동, (-) 방향은 족저굴곡 운동을 표시한다. 발목 관절 각도의 분석 결과, 말기 입각기의 발목 관절 각도가 족저굴곡 방향 쪽으로 피크 값이 검출되었다. 이는 말기 입각기의 발끝밀기 때문에 발목 관절이 최대 족저굴곡 운동을 수행하였기 때문이다. 특히, 보조를 받은 실험 3과 4의 각도는 족저굴곡 토크와 무릎 신전 토크의 추가적인 발생 때문에 족저굴곡 운동 범위가 증가하였다.

그림 9는 무릎 관절의 각도 변화를 나타낸 그래프로써,

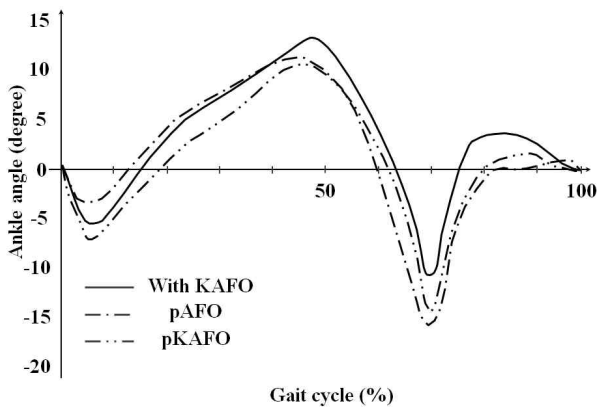


그림 8. 보행 운동 보조에 따른 발목 관절각도 특성.  
Fig. 8. Characteristic of ankle angle of left side according to assist of gait motion.

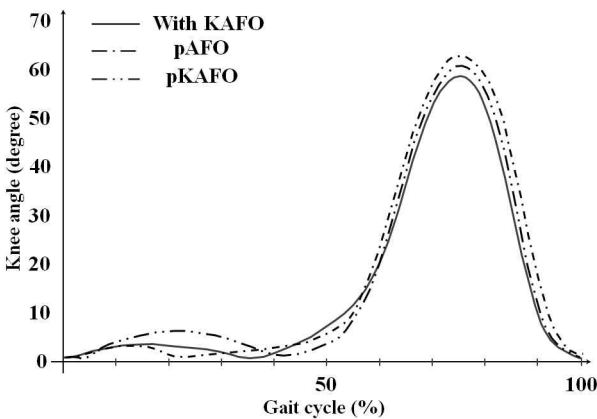


그림 9. 보행 운동 보조에 따른 무릎 관절각도 특성.  
Fig. 9. Characteristic of knee angle of left side according to assist of gait motion.

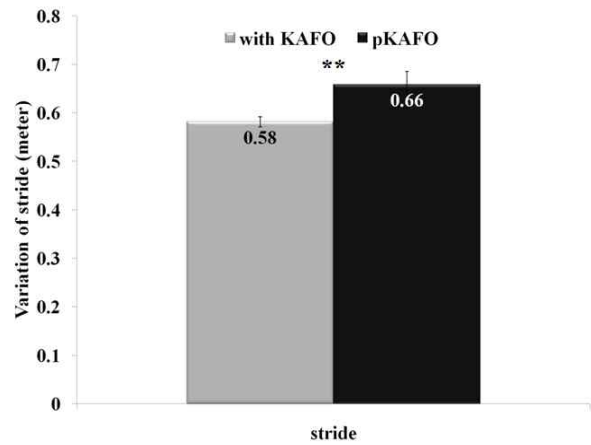


그림 10. 보행 운동 보조에 따른 보폭 비교.  
Fig. 10. Comparison of stride between with KAFO and powered KAFO.

가로축은 보행 주기, 세로축은 무릎 관절 각도를 나타내고 있다. (+) 방향은 무릎 관절 굴곡 운동, (-) 방향은 신전 운동 방향을 표시한다. 무릎 관절 각도 분석 결과, 실험 2~4의 조건에 따라 중간 입각기의 최대 굴곡 범위가 차이가 발생하였다. 족저굴곡 운동 보조로 인하여 실험 3과 4의 무릎 관절 굴곡 범위는 실험 2보다 크게 측정이 되었으며, 실험 4의 최대 굴곡 범위는 무릎 신전 운동 보조로 인하여 실험 3보다는 약간 작은 범위가 측정되었다.

그림 10은 트레드밀 보행 시 보폭을 나타낸 그래프로써, KAFO를 착용하고 보조를 받지 않았을 때와 KAFO를 착용하고 공압에 의한 보조를 받았을 때의 보폭을 비교하였다. 중간 유각기의 무릎 신전 토크에 의하여 무릎 신전 운동을 보조받았을 때, 피드포워드 제어에 의한 공압 보조를 받음으로써, 보폭이 58cm에서 66cm로 증가하였다. 이는 중간 유각기에서 발생된 무릎 신전 토크에 의하여 보폭이 증가된 것으로 판단된다. 진영환[3]은 6개월 동안의 물리치료를 통하여 뇌졸중 환자의 보폭을 11cm 정도의 증가시켰다. 본 논문에서 무릎 신전 토크 보조는 정상인을 대상으로 8cm의 보폭 증가를 이뤘기 때문에 향후 노인 및 환자를 대상으로 보행재활 훈련 시 좀 더 큰 효과를 볼 것이라 기대된다.

V. 결론

본 논문에서는 보행 운동 보조용 제어 알고리즘을 이용하여 족저굴곡 토크와 무릎 신전 토크를 발생시키는 보행 재활 훈련용 장하지 보조기를 개발하였다. 정상 성인을 대상으로 족저굴곡 토크와 무릎 신전 토크에 의한 보행 운동 보조 실험에서, 족저굴곡 운동에 관여하는 하퇴삼두근의 근력은 17.15~22.08%, 족하수 방지에 관여하는 전경골근의 근력은 10.88~14.87%의 감소하였으며, 보행 운동 보조에 따른 왼쪽 하지의 족압은 6.92~10.39% 증가함을 알 수 있었다. 3차원 동작 분석을 통하여 측정된 발목과 무릎 관절의 운동을 분석한 결과 말기 입각기의 최대 족저굴곡과 중간 유각기의 무릎 신전 운동 범위가 증가되었고, 무릎 신전 토크 보조로 인하여 보폭이 증가되는 것을 확인하였다. 이로써,

본 논문에서 개발된 장하지 보조기를 이용하여 노인 및 환자를 대상으로 보행 재활 훈련을 수행했을 때, 적은 근력으로 보행 운동이 가능하고 증가된 추진력과 보폭을 이용하여 효과적인 보행 재활 훈련이 가능할 것이라 생각된다. 향후 연구에서는 노인 및 환자를 대상으로 보행 재활 훈련 효과를 검증할 것이다.

**참고문헌**

[1] J. Perry, "Kinesiology of lower extremity bracing," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 102, pp. 18-31, Jul. 1974.

[2] Y. J. Yu and B. O. Lim, "Kinematic analysis of rising from a chair in healthy and stroke subjects," *Korean J. of Sport Biomechanics*, vol. 17, pp. 103-112, 2007.

[3] Y. W. Jin, "The comparison research on walking pattern of rehabilitation training program participants in stroke patients," *Journal of Life Science* 2009, vol. 19, no. 9, pp. 1299-1303, 2009.

[4] S. J. Hwang, J. Y. Kim, S. H. Hwang, S. W. Park, J. B. Yi, and Y. H. Kim, "Development of the active ankle foot orthosis to induce the normal gait for the paralysis patients," *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, vol. 26, no. 2, pp. 131-136, May 2007.

[5] S. J. Hwang, S. J. Kang, K. H. Cho, and Y. H. Kim, "Biomechanical effect of electromechanical knee-ankle-foot orthosis on knee joint control in patients with poliomyelitis," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 46, no. 6, pp. 541-549, Feb. 2008.

[6] D. P. Ferris, K. E. Gordon, and G. S. Sawichi, "An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles," *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 21, pp. 189-197, May 2005.

[7] 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, pp. 1832-1841, Jul. 2006.

[8] M. Sakaguchi and J. Furusho, "Force display system using particle-type electrorheological fluids," *Proc. of the 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Leuven, Belgium, vol.3, pp. 2586-2590, May 1998.

[9] 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, Apr. 2007.

[10] G. S. Sawicki and D. P. Ferris, "A pneumatically powered KAFO (Knee-Ankle-Foot Orthosis) with myoelectric activation and inhibition," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 23, pp. 6-23, Jun. 2009.

[11] 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," *Journal of Korea Robotics Society*, vol. 5, no. 1, pp. 48-54, 2010.

[12] K. Kim, T. K. Kwon, S. R. Kang, Y. J. Piao, and G. Y. Jeong, "Evaluation of plantarflexion torque of the ankle-foot orthosis using the artificial pneumatic muscle," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, vol. 27, no. 6, pp. 82-89, 2010.

[13] K. Kim, S. R. Kang, G. Y. Jeong, S. J. Ju, N. G. Kim, and T. K. Kwon, "Analysis on the assist characteristics for the knee extension motion of lower limb orthosis using muscular stiffness force feedback," *The Korean Society Medical and Biological Engineering*, vol. 30, no. 3, in press, 2010.



**김 경**

2003년 전북대학교 전자정보공학부(생체공학전공) 졸업. 2005년 전북대학교 의용생체공학과 석사. 2005년 동대학원 박사. 2010년~현재 전북대학교 헬스케어기술개발사업단 Post Doc. 관심분야는 바이오메카닉스 및 재활공학.



**김 재 준**

2010년 전북대학교 생체정보공학부 졸업. 2010년~현재 전북대학교 헬스케어공학과 석사과정. 관심분야는 바이오메카닉스 및 재활공학.



**허 민**

1991년 전북대학교 정밀기계공학화 졸업. 2007년 동대학원 석사 졸업. 2007년~현재 전북대학교 헬스케어공학과 박사과정 관심분야는 바이오 메카트로닉스 및 바이오시스템 제어 및 응용, 전자 회로 및 기계설계.



**정 구 영**

2000년 전북대학교 항공우주공학과 졸업. 2002년 동 대학원 석사. 2009년 동 대학 박사. 2009년~현재 전북대학교 헬스케어기술개발사업단 Post Doc. 관심분야는 생체신호 모니터링, 메카트로닉스 및 헬스케어기기.





### 고 명 환

1993년 전북대학교 의학과 졸업 및 의사 자격증 취득. 2000년 동 대학원 의학박사 및 재활의학과 전문의 취득. 2003년~현재 전북대학교 의학전문대학원 재활의학교실 교수. 관심분야는 뇌 질환 환자의 재활치료.



### 권 대 규

1993년 전북대학교 기계공학과 졸업. 1995년 동 대학원 석사. 1999년 일본 동북대학 기계전자공학과 박사. 2004년~현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수. 관심분야는 바이오메카트로닉스 및 재활공학.