

인공공압근육 엑츄에이터를 이용한 족관절 보조기의 족저굴곡 토크 평가

Evaluation of Plantarflexion Torque of the Ankle-Foot Orthosis Using the Artificial Pneumatic Muscle

김경¹, 권대규^{2,✉}, 강승륙³, 박용준⁴, 정구영⁵
Kyung Kim¹, Tae-Kyu Kwon^{2,✉}, Seung-Rok Kang³, Yong-Jun Piao⁴ and Gu-Young Jeong⁵

1 전북대학교 의공생체공학과 (Department of Biomedical Engineering, Chonbuk Univ.)

2 전북대학교 바이오메디컬공학부 (Division of Biomedical Engineering, Chonbuk Univ.)

3 전북대학교 헬스케어공학과 (Department of healthcare Engineering, Chonbuk Univ.)

4 전북대학교 자동차부품·금형기술센터 (Chonbuk National University Automobile-parts & Mold Technology Innovation Center)

5 전북대학교 헬스케어기술개발사업단 (Center for Healthcare Technology Development, Chonbuk Univ.)

✉ Corresponding author: kwon10@chonbuk.ac.kr, Tel: 063-270-4066

Manuscript received: 2009.8.31 / Revised: 2010.2.25 / Accepted: 2010.4.8

Ankle-foot orthosis with an artificial pneumatic muscle which is intended for the assistance of plantarflexion torque was developed. In this study, power pattern of the device in the various pneumatics and the effectiveness of the system were investigated. The pneumatic power was provided by ankle-foot orthosis controlled by user's physiological signal, that is, muscular stiffness in soleus muscle. This pneumatic power can assist plantarflexion torque of ankle joint. The subjects performed maximal voluntary isokinetic plantarflexion motion on a biodex-dynamometer in different pneumatics, and they completed three conditions: 1) without wearing the orthosis, 2) wearing the orthosis with artificial muscles turned off, 3) wearing the orthosis activated under muscular stiffness control. Through these experiments, we confirmed the effectiveness of the orthosis and muscular stiffness control using the analyzing isokinetic plantarflexion torque. The experimental results showed that isokinetic torques of plantarflexion motion of the ankle joints gradually increased in incremental pneumatic. The effectiveness of the orthosis was -7.26% and the effectiveness of the muscular stiffness control was 17.83% in normalized isokinetic plantarflexion torque. Subjects generated the less isokinetic torques of the ankle joints in wearing the orthosis with artificial muscles turned off, but isokinetic torques were appropriately reinforced in condition of wearing the orthosis activated under muscular stiffness control(17.83%) compared to wearing the orthosis(-7.26%). Therefore, we respect that developed powered orthosis is applied in the elderly that has weak muscular power as the rehabilitation equipment.

Key Words: Ankle-Foot Orthosis (족관절 보조기), Performance Evaluation (성능 평가), Soleus Muscle (가자미근), Muscular Stiffness Control (근육 강성도 제어)

1. 서론

보행은 인간의 신경과 근육력 등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정이며, 한 체지가 입각기의

안정된 상태를 유지하는 동안 동시에 다른 한 체지가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작이다.¹ 이러한 반복적인 동작에 의하여 인간은 신체를 ‘이동’시키게 되는데, 이동을 하기 위한 가장 중요한 요소는 추진력이다. 특히, 족관절의 토크 발생 능력은 보행의 추진력에 가장 밀접한 연관을 지녔다. 그러나 나이가 들에 따라 약화된 하지 근력으로 인하여 족관절의 토크 발생 능력 또한 떨어지고 있으며, 보행의 추진력 또한 떨어지는 실정이다. 또한, 뇌혈관계 질환 등으로 인한 뇌졸중 환자의 보행은 편마비로 나타나는 좌우 비대칭성으로 직립 자세의 유지가 어렵고, 비정상적인 보행 패턴과 함께 약한 추진력이 나타나게 된다.^{2,3}

마비 환자 및 노인들의 효율적인 보행을 위한 족관절 보조기에 관한 연구가 진행되고 있다. 안승찬⁴ 등은 족하수를 방지하기 위한 족관절 보조기를 개발하여 기존 보조기에 비해 효과적으로 정상적인 보행을 유도할 수 있음을 확인하였다. 그러나 전 유각기에 이동을 위한 효율적인 추진력을 충분히 발생시키지 못하였다. 황성재⁵ 등은 정확한 보행 주기를 검출하여 보행 주기에 따라 발목관절의 배측/족저 굴곡운동을 제어하는 족관절 보조기를 개발하였다. 그러나 사용된 구동부는 회전운동을 직선운동으로 바꾸는 모터와 지그로 구성되어 있어 환자들이 사용하기에 무겁다.

Daniel P. Ferris^{6,7} 는 보행 시 족저굴곡 토크(plantarflexion torque) 를 발생시키는 powered ankle-foot orthosis 를 개발하였다. 하지만, 본 족관절 보조기는 발바닥의 풋 스위치와 사용자의 근육 신호를 이용하여 제어 명령 신호를 보냈다. 또한, 수동적인 기구를 가지는 족관절 보조기로서 실용화되고 있는 것은 일본의 Yamamoto^{8,9} 등이 개발한 유압 댐퍼를 이용한 족관절 보조기가 있다. 이 장비는 비선형성의 유압 댐퍼를 이용해 족저굴곡 동작에 대해서만 제동 모멘트를 발생시키는 기구로 되어 있다. 반 능동제어를 이용한 족관절 보조기로서, Furusho¹⁰ 등이 MR 유체를 이용한 족관절 보조기를 개발하고 있다. 이는 가속도 센서를 이용해 보행 상태를 검출해, 유각기와 입각기에 의해 점성을 변화하는 실험을 실시해 보행이 개선되는 것을 검증하였다. 또는 Takaiwa¹¹ 등은 공기압 인공근육의 수축력을 이용해 배측굴곡 동작을 보조하는 것이 목적으로 공압 고무 인공근육을 이용한 보행 지원 장치를 개발하고 있다. Granata 와 Gorden¹² 은

보행 시의 발목 관절의 배측굴곡 힘을 도와주는 족관절 보조기를 개발하였으나, 현 단계에서는 압축기는 외부로부터 공급하고 있어 실험 단계로 이른다.

이와 같이, 족관절 보조기의 족저굴곡 토크 보조를 위한 연구들은 많이 진행되고 있으나, 보조기 착용으로 인한 피험자의 감소되는 효과에 관한 연구는 진행이 되지 않고 있으며, 족관절 보조기에 의해 보조되는 족저굴곡 토크($50.09 \pm 12.05 \text{Nm}$)는 기계적인 보조를 받지 않았을 때의 발목 족저굴곡 모멘트(ankle plantarflexion moment, $116.48 \pm 26.10 \text{Nm}$)보다 부족하였다.¹³ 또한, 구동부가 모터로 제어되기 때문에 환자나 노인에게 무게에 대한 부담감이 발생하게 된다.^{14,15} 이러한 뇌졸중 장애 등에 의한 반신불수 환자는 보행 개선이나 보행 보조를 목적으로 족관절 보조기를 이용되고 있지만 이동을 위한 추진력을 위한 족관절 보조기는 미비한 실정이다.

본 연구에서는 인공공압근육 액츄에이터를 이용하여 보행 시 족저굴곡 토크를 발생시킬 수 있는 족관절 보조기를 개발하였다. 가자미근(soleus muscle)의 강성도를 이용한 제어 알고리즘을 통하여 족저굴곡 토크를 제어하였으며, 보조기 착용 유무와 피드-포워드 제어(feed-forward control) 유무에 따른 족관절의 최대 토크를 비교하여 족관절 보조기의 효율을 검증하였다.

2. 시스템 구성

2.1 족관절 보조기

본 논문에서 제작된 족관절 보조기는 Fig. 1 과 같이, 발목을 지지해주는 기본 골격을 이루는 프레임, 발목의 족저굴곡 토크를 발생시키는 가자미근

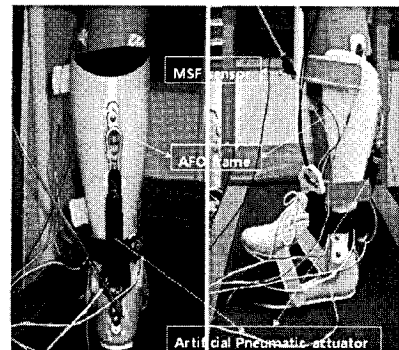


Fig. 1 Ankle-foot orthosis with artificial pneumatic actuator

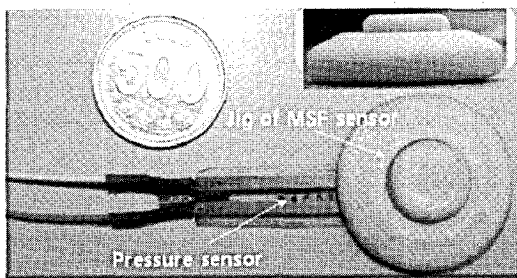
역할을 하는 1 개의 인공공압근육 액츄에이터 (Shadow Robot Company Ltd., UK)로 이루어져 있으며, 프레임의 뒤쪽에 부착하였다. 인공공압근육 액츄에이터의 사양은 표 1 과 같다.

Table 1 Specification of artificial pneumatic actuator

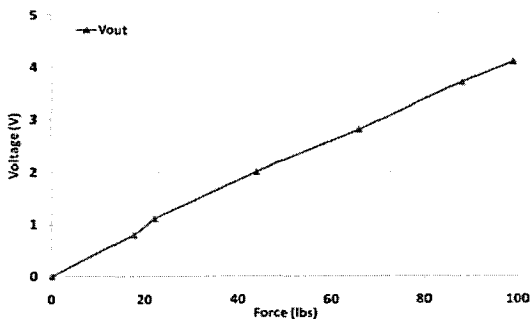
Diameter	Length	Weight	Pull	Max Pull
20 mm	210 mm	40 g	12 kg	20 kg

2.2 근육 강성도 측정용 센서

족관절 보조기의 인공공압근육 액츄에이터를 제어하기 위해서 피험자의 동작 패턴 인식을 통한 사용자의 Push-off 시간을 검출하여 사용자의 의지 정보로써 인간의 동작에 비교적 용이하게 그 상태를 검출할 수 있는 근육의 단단해지는 정도를 이용하였다. 이를 위하여 Fig. 2 와 같이 근육 강성도 측정용 센서(muscle stiffness force sensor, MSF sensor)를 제작하고, 제작된 MSF 센서를 검증하기 위하여 하중의 변화에 따른 센서의 전압 신호를 측정함으로써 보정 작업을 수행하였다. 실제 근육과 MSF 신호의 일치성을 알아보기 위하여 MSF 신호와 표면 근전도(surface EMG, sEMG)를 비교하였다.



(a) Muscular stiffness force (MSF) sensor



(b) Relation between output voltage and muscular stiffness force sensor

Fig. 2 Muscular stiffness force sensor and calibration

Fig. 3 은 족관절의 족저굴곡 운동과 배측굴곡 운동을 시행할 때의 가자미근의 표면 근전도와 MSF 값을 비교한 그래프이다. 가자미근의 강성도 신호는 족저굴곡 운동을 할 때 주동근으로써 큰 피크 값을 보인 반면, 길항근으로써 작용하는 배측굴곡 운동에서는 작은 피크 값을 보였다. 표면 근전도와 MSF 값은 트리거 신호에 의하여 동기화 되었으며, 근육의 표면 근전도와 MSF 신호가 운동 시점에서 동시에 측정되는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 운동 보조 시, 근육의 강성도를 이용하여 보조기를 제어할 수 있음을 확인하였다.

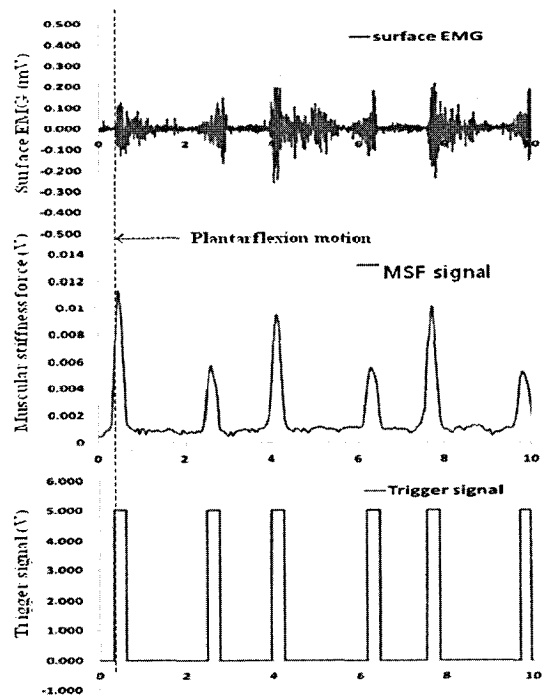


Fig. 3 Comparison of Surface EMG and the MSF sensor

2.3 족관절 보조기 피드-포워드 제어

족관절의 족저굴곡 운동을 보조하기 위하여 가자미근의 MSF 신호를 이용한 피드-포워드 제어 방법을 이용하였다. Fig. 4 는 본 제어방법을 설명한 블록 다이어그램이다. 가자미근은 족저굴곡 운동 시 근육 중에서 가장 먼저 발생하는 근육으로써, 족저굴곡 운동 시 가자미근의 강성도 피크 값은 증폭 회로와 cDAQ-9172 보드(National Instruments Co., USA)의 출력 모듈(AO4463)를 통하여 계측된다. 이때 얻어지는 피크값은 슬레노이드 밸브를 제어하기 위한 명령 신호로 사용된다. 가자미근의

강성도 신호 피크 값 검출과 솔레노이드 밸브 제어까지 20msec 의 시간지연이 있었지만 본 실험의 족저굴곡 운동 시 최대토크 측정 실험에는 큰 문제가 되지 않았다. 제어 프로그램은 상용프로그램인 NI LabVIEW 8.0 (National Instruments Co., USA)을 이용하여 구현하였다. 족저굴곡 운동이 이뤄지는 시간을 가자미근의 강성도 피크값을 이용하여 감지하고, 족관절 보조기에 장착된 인공공압근육 액츄에이터는 압축기에서 생성되는 공기압에 의하여 조절기(AR2000-01BG, SMC Ltd., JAPAN)를 통해서 조절되고 이 공기압은 족저굴곡 운동이 이뤄질 때, 솔레노이드 밸브를 통해서 인공공압근육 액츄에이터에 인가된다.

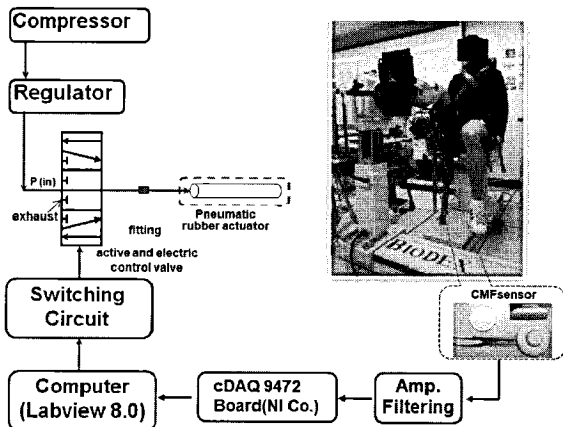


Fig. 4 Block diagram of the feed-forward control using muscular stiffness force in soleus muscle

3. 실험방법

제작된 족관절 보조기의 효율을 알아보기 위하여 족관절의 족저굴곡 운동 시 최대 토크를 측정하였다. 이를 위하여 10 명의 젊은 성인(height 1.75 ± 5.2 m; body mass 71.6 ± 6.5 kg; 24.2 ± 0.89 years of age)을 피험자로 선정하였으며, 등속성근력측정장비(Biodex System 3 Pro, Biodex Medical Systems, Inc.)를 이용하여 족관절의 최대 토크를 측정하였다.

먼저, 제작된 족관절 보조기의 보조 정도를 알아보기 위하여 공기압별 차이에 따른 족관절 최대 토크를 비교하기 위하여 1 기압, 2 기압, 3 기압, 4 기압, 5 기압으로 인가했을 때의 족관절 최대 토크를 측정하였다. 또한, 근육의 강성도 신호를 이용한 제어 시의 보조되는 정도를 알아보기 위하여 보조

기를 착용한 상태에서 보조를 받았을 때와 받지 않았을 때의 족관절 최대 토크를 측정하여 비교하였다. 이 때 피드-포워드 제어를 하기 위한 근육은 발목 관절의 족저굴곡 운동에 가장 크게 기여하는 가자미근으로 정하였으며, 가자미근의 강성도 신호를 측정할 수 있는 MSF 센서를 통하여 측정함으로써 보조기에 인가되는 공기압의 시간을 정하였다. 각 실험 전에 MSF 센서에 가해지는 초기 압력을 일정하게 유지시키기 위하여 고정 밴드의 길이를 각 피험자마다 다르게 하여 고정시킴으로써, 족저굴곡 운동에 따른 가자미근의 정확한 MSF 신호를 계측하는 예비 실험을 거쳐서 본 실험에 참여하였다.

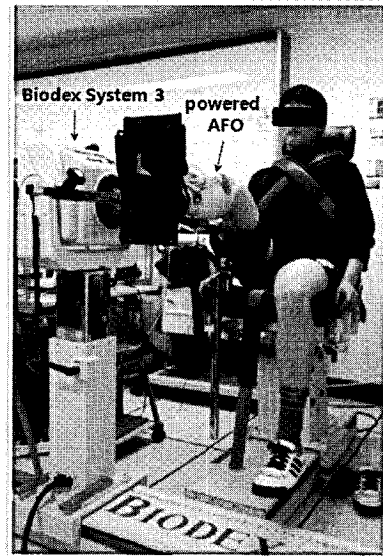


Fig. 5 Experimental apparatus of maximum ankle torque

Fig. 5는 족저굴곡 운동 시, 가자미근을 이용한 피드-포워드 제어를 통한 보조를 받았을 때의 족관절 최대 토크를 측정한 그림을 나타내고 있다. 족관절 보조기 착용 유무에 따른 족관절의 토크를 측정하기 위하여 Biodex System 3를 사용하였으며, 족관절 이외의 다른 부위의 근육들이 관여하지 못하도록 측정 장치에 신체를 고정시켰다. 그리고 족관절을 측정 전 해부학적 자세 0°에서 운동축과 다이내모미터의 회전축을 일치시키고 운동 범위 한계 조정 장치를 이용하여 가동 범위(range of motion, ROM)을 30°로 고정시켰다. 측정 부하 속도는 30°/s로 족저굴곡 운동을 5회 했을 때의

최대 토크를 측정하였다. 본 실험은 일반보행 시 족저굴곡 운동 범위인 $-20^{\circ} \sim 10^{\circ}$ 에서 사용된 가동범위와 측정부하 속도 $30^{\circ}/s$ 를 고려하여 수행되었다.^{16,17}

공압은 1~5 기압으로 조정되었으며, 피드-포워드 제어 시, 공압 변화에 따른 족관절의 최대 토크(Peak torque, PT), 표준화된 최대 토크(Peak torque/body weight, PT/BW), 총 일(Total work, TW), 평균 파워(Averaged power, avg. P), 평균 피크 토크(Averaged peak torque, avg. PT)를 측정하였다.

최대 토크는 각 실험에서 족저굴곡 운동 중에서 최대 값을 나타낸 파라미터이며, 표준화된 최대 토크는 피험자의 최대 토크를 체중으로 표준화한 파라미터이다. 총 일과 평균 파워는 족저굴곡 운동 중 행한 일과 평균 파워값을 나타내는 파라미터이며, 평균 최대 토크는 5 번의 족저굴곡 토크를 평균화한 파라미터이다.

족관절 보조기와 피드-포워드 제어의 효율을 알아보기 위하여 보조기를 착용하지 않은 상태, 보조기를 착용하고 피드-포워드 제어를 받지 않은 상태, 보조기를 착용하고 피드-포워드 제어를 받은 상태로 나누어서 발목 관절의 최대 토크를 측정하였다.

4. 결과 및 고찰

본 논문에서는, 피험자의 근육 신호를 이용한 피드-포워드 제어할 수 있는 족관절 보조기를 개발하여 젊은 성인을 대상으로, 개발된 보조기가 얼마나 효율적인지를 알아보려고 하였다. 이를 위하여 족저굴곡 운동을 할 때, 피드-포워드 제어에 따른 가자미근의 MSF 신호를 비교 하였으며, 또한 등속성근력측정장비를 통하여 피험자가 낼 수 있는 최대 토크가 족관절 보조기 착용 유무와 제어 유무에 따른 비교를 고찰하였다.

4.1 보조 유무에 따른 가자미근의 MSF 신호 특성

족관절의 족저굴곡 운동 시, 족관절 보조기를 착용하고 피드-포워드 제어에 따른 보조를 받았을 때와 받지 않았을 때의 MSF 신호를 측정하여 비교하였다. 족저굴곡 운동을 했을 때의 가자미근의 MSF 신호는 Fig. 6 과 같이, 총 5 번의 피크값이 나타났으며, 공압보조를 받았을 때의 피크값이 받지 않았을 때보다 작게 측정되는 결과를 보였다. 이

는 족저굴곡 운동 시, 가자미근은 족관절 보조기에 인가된 공기압의 보조로 인하여 적게 발생된 것으로 여겨진다. 피드-포워드 제어를 이용한 공압 보조를 받았을 때와 받지 않았을 때의 피험자 10 명에 대한 평균값을 구한 결과, Fig. 7 과 같은 결과를 얻었다. 피드-포워드 제어를 사용했을 때의 평균값은 0.4054V 이며, 보조를 받았을 때의 값은 0.3732V 이다. Fig. 2 의 MSF 센서의 보정 그래프를 이용하여 가자미근의 강성도 신호를 분석한 결과, 제어 유무에 대한 가자미근의 강성도 측정값은 4.59kg 중, 4.23kg 중으로 분석되었다. 이는 족저굴곡 운동을 할 때, 가자미근은 족관절 보조기의 피드-포워드 제어를 이용한 공압보조로 인하여 7.9%의 근력 보조를 받았다.

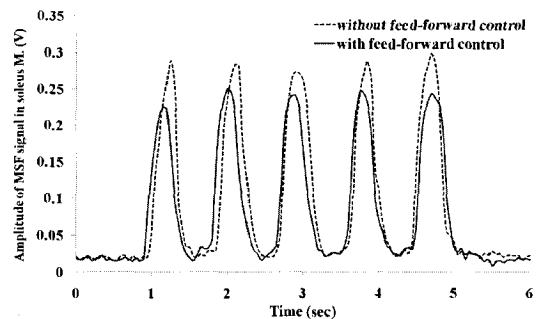


Fig. 6 MSF signal of soleus muscle with and without feed-forward control (sample value of one subject)

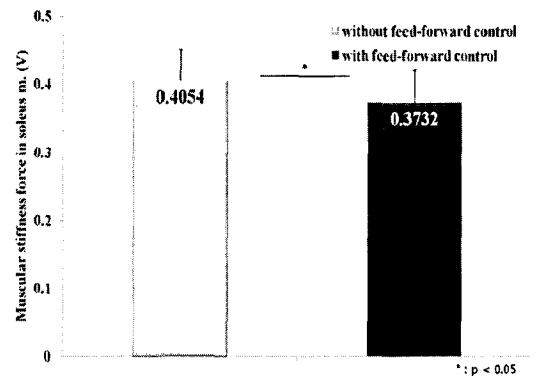


Fig. 7 Comparison of averaged peak value of MSF signal with and without feed-forward control

4.2 공기압 변화에 따른 발목관절의 최대 토크 특성

가자미근의 강성도 신호를 이용한 피드-포워드

제어 시, 족관절 보조기에 부착된 인공공압근육에 인가된 공압 보조 유무에 따른 족관절의 최대 토크를 비교하였다.

Fig. 8은 압력 변화에 따른 대표적인 특성 그래프를 나타낸 결과로써, 공기압의 변화에 따른 족관절의 표준화된 최대 토크가 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 최대토크, 총일, 평균 파워 및 평균 최대토크 파라미터 분석 역시 Fig. 8 처럼, 공기압이 증가함에 따라 각 값들은 선형적으로 증가하는 경향을 확인하였다. 1기압이 증가할 때, 최대 토크는 5.75N·m, 체중당 최대 토크는 7.12%, 총 일은 7.60J, 평균 파워는 1.95W, 그리고 평균 토크는 4.86N·m 가 증가하는 것을 확인하였다.

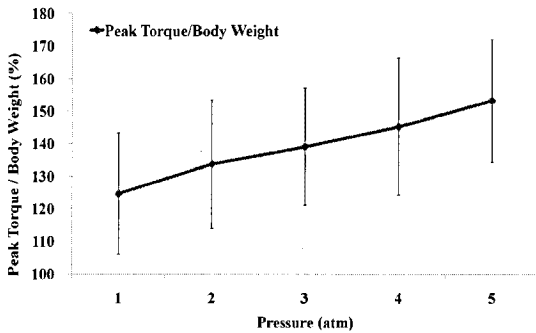


Fig. 8 Characteristic graph of normalized peak torque by body weight according to variation of pressure

4.3 족관절 보조기와 피드-포워드 제어의 효율

Fig. 9는 실험방법에서 설명한 3 가지 상태에서 족관절의 최대 토크, 체중당 최대 토크, 총 일, 평균 파워, 평균 최대 토크를 나타내는 그래프이다. 모든 파라미터에서 보면, 족관절 보조기를 착용하면 최대 토크가 떨어지고, 피드-포워드 제어를 통한 보조를 받았을 때 토크가 증가하는 경향을 확인할 수 있었다. 보조기 착용은 족저굴곡 운동에 대한 불편감을 야기시키기 때문에 보조기를 착용하지 않은 상태보다 피험자가 발생시킬 수 있는 족저굴곡 최대 토크를 감소시킨다. 그러나, 족관절 보조기를 착용한 상태에서 피드-포워드 제어를 통하여 공압보조를 받았을 때의 값은 족관절을 착용하지 않았을 때보다 더 증가된 최대 토크가 측정되었다. 이는 족저굴곡 운동 시, 가자미근의 신호를 계측하여 인공공압 근육에 인가된 공기압 때문에 증가된 것으로 사려된다. Kao¹³에 의하면, 정상 보행 시 족관절의 116.48±26.10Nm 족저굴곡 모멘

트가 요구된다. 본 논문에서는 피드-포워드 제어를 이용한 공압 보조를 받았을 때의 족저굴곡 최대 토크는 116.97±20.55Nm 로 측정되었으며, 이는 정상 보행 시 요구되는 족저굴곡 모멘트를 제공할 수 있다고 판단된다.

Fig. 10은 본 논문에서 개발된 족관절 보조기와 피드-포워드 제어에 의한 공압보조의 효율을 나타낸 그래프로써, 가로축은 각 파라미터에 대한 값이고, 세로축은 족저굴곡 토크에 대한 파라미터를 나타내고 있다. 그래프를 보면, 족관절 보조기에 의하여 각 파라미터는 7~12%의 최대 토크가 감소되는 경향을 보였다. 반면에 피드-포워드 제어에 의한 보조를 받았을 때는 오히려 17~20%의 증가되는 경향을 나타냈다. 이는 족관절 보조기를 착용함으로써 감소된 최대 토크는 피드-포워드 제어를 이용한 공압보조를 통하여 보상을 받았음을 알 수 있었다. 또한, 보조기를 착용하고 피드-포워드 제어를 이용하여 보행 시 족저굴곡 토크 보조는

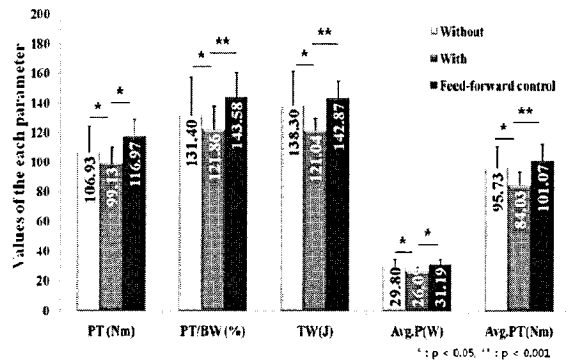


Fig. 9 Comparison of isokinetic strength according to the conditions

Efficiency of the orthosis and feed-forward control (%)

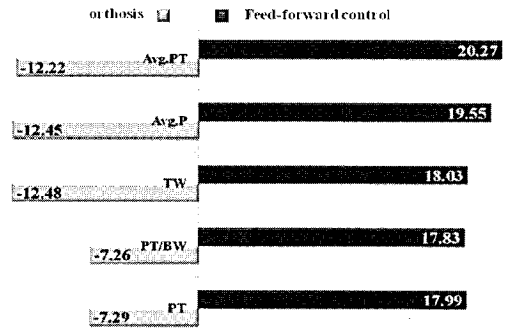


Fig. 10 Efficiency of ankle-foot orthosis and feed-forward control

보행 시 느껴지는 무게와 착용자의 불편함에 대한 영향을 최소화할 수 있을 거라 기대된다. 하지만, 보조기의 피드-포워드 제어 시 가자미근의 표면 근전도의 발생 시간(onset time)과 MSF 신호의 피크값에 대하여 20msec 의 시간지연이 있었지만 본 실험의 족저굴곡 운동 시 족관절의 최대토크 발생 시키는 데는 큰 문제가 되지 않았다. 이로 인하여 피드-포워드 제어에 대한 효율이 Ferris¹⁸ 의 35% 보다 낮게 측정되었다. 향후 연구에서 두 신호의 시간차를 줄임으로써, 보조기의 피드-포워드 제어에 대한 효율이 좀 더 높아질 거라 기대된다.

Perry¹ 에 따르면 족저굴곡 토크에 관여하는 7 개의 근육이 있으며, 이 중 가자미근과 비복근이 차지하는 비율이 각각 55%, 37%라고 보고하고 있다. Perry 의 연구와 비교할 때, 족저굴곡 운동 시, 가자미근은 9.8%, 비복근은 6.6%의 보조를 받는 것으로 분석된다. 본 논문에서는, 사용자의 생체신호인 근육의 강성도 신호를 이용하여 피드-포워드 제어를 시행한 결과, 17.99%(PT)의 족저굴곡 운동 보조를 받았고, 가자미근은 7.9%의 보조를 받은 것으로 확인되었다. 이는 Perry 의 결과인, 가자미근이 차지하는 비율과 유사한 측정값을 얻을 수 있었다. 또한, 비복근을 포함한 나머지 6 개의 근육에서 10.09%의 보조를 받은 것으로 확인된다.

5. 결론

본 논문에서는 개발된 족관절 보조기의 효율을 분석하고자, 젊은 성인을 대상으로 가자미근을 이용한 피드-포워드 제어를 이용한 공압보조를 받았을 때의 족저굴곡 토크를 분석하였다. 기존 보조기만 착용했을 때는 감소된 토크를 얻은 반면에, MSF 센서를 통해 측정된 가자미근의 MSF 신호를 이용하여 족저굴곡 운동을 보조한 결과, 17~20%의 증가된 토크를 확인할 수 있었다. 또한, 가자미근은 7.9%의 보조를 받음을 알 수 있었다. 향후 연구에서는 족저굴곡 운동보조의 증가율을 높여 족관절 보조기의 제어 알고리즘 효율을 높이는 연구를 진행할 것이다.

후 기

이 논문 또는 저서는 2009 년 정부 (교육 인적 자원부) 의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (지방연구 중심대학 육성사업/

헬스케어기술개발사업단).

참고문헌

1. Perry, J., "Kinesiology of lower extremity bracing," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 102, pp. 18-31, 1974.
2. Bobath, B., "Adult hemiplegia; Evaluation & treatment (3rd ed.)," Butterworth-Heinemann, pp. 80-85, 1990.
3. Carr, J. H. and Shepherd, R. B., "Physiotherapy in disorders of the brain," Petrocelli Books, pp. 95-110, 1980.
4. Ahn, S. C., Hwang, S. J., Kang, S. J. and Kim, Y. H., "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.
5. Hwang, S. J., Kim, J. Y., Hwang, S. H., Park, S. W., Yi, J. B. and Kim, Y. H., "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, 2007.
6. Ferris, D. P., Czerniecki, J. M. and Hannaford, B., "An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles," *Journal of Applied Biomechanics*, Vol. 21, No. 2, pp. 189-197, 2005.
7. Gordon, K. E., Sawichi, G. S. and Ferris, D. P., "Mechanical performance of artificial pneumatic muscles to power an ankle-foot orthosis," *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 10, pp. 1832-1841, 2006.
8. Yamamoto, S., Ebina, M., Kubo, S., Hayashi, T., Akita, Y. and Hayakawa, Y., "Development of an ankle-foot orthosis with dorsiflexion assist. Part 2: structure and evaluation," *J. Prosthet. Orthot.*, Vol. 11, No. 2, pp. 24-28, 1999.
9. Yokoyama, O., Sashika, H., Hakiwara, A., Yamamoto, S. and Yasui, T., "Kinematic Effects on Gait of a Newly Designed Ankle-Foot Orthosis with Oil Damper Resistance: A case Series of 2 patients With Hemiplegia," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 86, No. 1, pp. 162-166, 2005.
10. Sakaguchi, M. and Furusho, J., "Force Display System Using Particle-Type Electrorheological Fluids," *Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2586-

- 2590, 1998.
11. Sasaki, D., Noritsugu, T. and Takaiwa, M., "Development of Pneumatic Power Assist Splint "ASSIST" Operated by Human Intention," *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 17, No. 5, pp. 568-574, 2005.
 12. Norris, J. A., Granata, K. P., Mitros, M. R., Byrne, E. M. and Marsh, A. P., "Effect of augmented plantarflexion power on preferred walking speed and economy in young and older adults," *Gait & Posture*, Vol. 25, No. 4, pp. 620-627, 2007.
 13. Kao, P. C., Lewis, C. L. and Ferris, D. P., "Invariant ankle moment patterns when walking with and without a robotic ankle exoskeleton," *Journal of Biomechanics*, Vol. 43, No. 2, pp. 203-209, 2010.
 14. Perry, J., "Gait Analysis-Normal and pathological Function," SLACK, Inc., pp. 54-62, 1992.
 15. Choi, Y. C., Rhee, K. M. and Choi, H. S., "The Stress Distribution Property on the Customized Ankle Foot Orthoses During the Gait Period," *J. of the Korea Society for Precision Engineering*, Vol. 25, No. 3, pp. 165-175, 2008.
 16. Perry, J. and Burnfield, J., "Gait Analysis: Normal and Pathological Function," SLACK, Inc., pp. 53-91, 1992.
 17. Kim, K., Kang, S. R., Piao, Y. J., Jeong, G. Y. and Kwon, T. K., "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. Gordon, K. E. and Ferris, D. P., "Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton," *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, No. 12, pp. 2636-2644, 2007.