

마비 환자를 위한 능동형 단하지 보조기의 개발

Development of an Active Controlled Ankle-Foot-Orthosis for Paralysis Patients

황성재*, 김정윤**, 김영호***

Hwang Sung-Jae, Kim Jung-Yoon, Kim Young-Ho

Abstract - In this study, we developed an active controlled ankle-foot orthosis(AAFO) which can control the dorsiflexion/plantarflexion of the ankle joint during gait to prevent foot drop and toe drag for paralysis patients. To prevent dropping foot after heel strike, ankle joint was actively controlled to minimize forefoot collision with the ground. It was also controlled to provide toe clearance and to help push-off during late stance. The 3D gait analysis was performed on two healthy subjects equipped with the developed AAFO to compare with the normal gait and the conventional AFO gait. In the developed AAFO gait, differently from the conventional AFO gait, significant push-off was observed during pre-swing and the maximum flexion moment during pre-swing phase was similar to that of normal gait. A remarkable dorsiflexion also occurred during initial swing. These results indicated that the developed AAFO could have certain clinical benefits to prevent foot drop for paralysis patients, compared to conventional AFOs.

Key Words : Foot drop, Toe drag, Active controlled Ankle-Foot-Orthosis, Gait, Paralysis

1. 서 론

뇌혈관 질환으로 인한 마비 환자는 신경계의 마비로 인하여 발목관절 주위의 근육활동이 약화되어 보행 시 발목의 배굴/저굴 및 내변/외변이 자발적으로 이루어지지 않는 보행 양상을 보인다. 즉, 족저굴근의 경직성 마비로 인해 초기입각기에 발뒤축이 지면에 닿지 않고 발바닥이나 발끝으로 딛게 되는 족하수(foot drop) 현상을 보이고 유각기에 발이 지면에 끌리게 되는 발끌림(toe drag) 현상을 보이게 된다. 이를 보상하기 위해 마비 환자는 회선보행(circumduction gait)을 하게 되어 보행속도가 느려지고 에너지 소모가 크게 증가되는 등의 비효율적 보행양상을 보이게 된다[1].

이러한 마비 환자의 보행을 효율적으로 보조하기 위하여 일반적으로 단하지 보조기(ankle foot orthosis)가 사용되었다. Lehmann 등[2]은 유각기(swing phase)에 족하수가 있거나 발목의 내외측 불안정, 말기입각기에 충분하지 못한 추진(push off)을 하는 편마비 환자와 같은 비정상적인 보행을 하는 환자들을 위해 플라스틱 단하지 보조기가 필요하다고 주장하였다. Carlson 등[3]은 소아 뇌성마비환자를 대상으로 단하지 보조기의 착용 전·후를 비교한 결과 입각기의 배굴 각도와 말기입각기의 저굴 모멘트는 증가하지만 보행 속도와 보장(step length)이 향상되지 않았으며 중간입각기와 말기입

각기시 발목에서의 일률은 감소한다고 하였다. 최근 이러한 기존 AFO의 문제점을 해결하기 위해 전자-기계적으로 AFO의 발목관절을 제어하는 능동형 단하지 보조기 개발에 대한 연구가 진행되었다. 안[4]은 족하수를 방지하기 위한 능동형 단하지 보조기를 개발하여 기존 단하지 보조기에 비해 효과적으로 정상적인 보행을 유도할 수 있음을 확인하였다. 그러나 전유각기에 효율적인 추진력을 발생시키지 못했고 발끌림 현상을 방지하기 위한 제어가 이루어지지 않아 정상보행에 필요한 충분한 ROM(range of motion)이 유도되지 않아 정상보행과는 큰 차이를 보였다.

본 연구에서는 보조기 착용자의 정확한 보행주기를 검출하여 보행주기에 따라 발목 관절의 배굴/저굴을 제어하는 능동형 단하지 보조기(active ankle foot orthosis: AAFO)를 개발하고, 삼차원 동작분석 시스템을 통해 기존의 일반 플라스틱 AFO와 AAFO를 비교하였다.

2. 본 론

2.1 능동형 단하지 보조기(Active controlled AFO)

급속 힌지조인트가 삽입된 플라스틱 단하지 보조기를 사용하여 발목관절의 배굴/저굴 운동을 제어할 수 있도록 하였고, 발 뒤축부분과 하藐 위부분에 구동부의 연결부위를 제작하였다 (그림 1). 구동부는 불스크류와 볼너트에 의해서 모터의 회전운동이 직선운동으로 바뀌고 DC 모터(RE30, 맥슨모터, 스위스)의 회전량과 회전방향에 따라 이동거리와 이동방향을 변화시킴으로써 AAFO의 관절각도를 제어하였다[4].

저자 소개

*延世大學校 保健科學大學 醫工學科 博士課程

**延世大學校 保健科學大學 醫工學科 學士課程

***延世大學校 保健科學大學 醫工學科 教授·工博

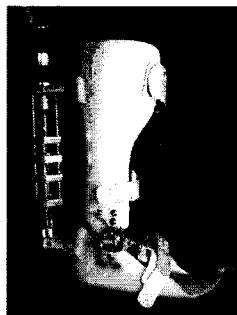


그림 1. 개발된 능동형 단하지 보조기(AAFO)

2.2 보행주기 검출 알고리즘

정확한 보행주기 검출을 위해, 그럼 2와 같이, AAFO의 바닥부위(엄지발가락, 첫째 중족골두, 다섯째 중족골저, 발뒤꿈치)에 FSR(force sensing resistor) FSR 센서(MA-152, Motion Lab Systems Inc., 미국)들을 부착하였다. 또한 다음과 같은 알고리즘을 사용하여 보행주기를 검출하였다[5].

- T1: 유각기 이후 발뒤꿈치의 센서 접촉 ($TO \Leftrightarrow HC$)
- T2: 발뒤축접지기 이후 모든 센서가 접촉 ($HC \Leftrightarrow FF$)
- T3: 발바닥접지기 이후 발뒤꿈치의 센서 해제 ($FF \Leftrightarrow HO$)
- T4: 발뒤축들립기 이후 모든 센서 해제 ($HO \Leftrightarrow TO$)
- T5: 발뒤축들립 후 다시 모든 센서 접촉 ($HO \Leftrightarrow FF$)

(HC : Heel contact; FF : Foot flat; HO : Heel off; TO : Toe off)

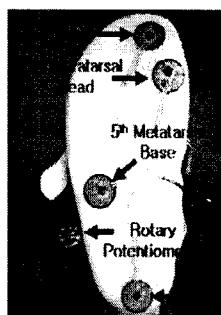


그림 2. FSR 센서의 부착 위치

2.3 모터 제어 알고리즘

그림 3은 보행주기에 따른 AAFO의 구동부 제어를 설명하고 있다. 하중수용기인 D1에서는 로 구동부의 길이를 감소시켜 저굴이 일어나도록 하였고, 중간입각기와 말기입각기인 D2에서는 구동부를 길이를 증가시켜 배굴이 일어나도록 하였다. 전유각기 구간인 D3에서는 크고 빠른 저굴이 요구되므로 구동부의 길이를 최대속도로 감소시켰다. 유각기인 D4에서는 다음 발뒤축 접지까지 발이 땅에 끌리지 않도록 충분한 배굴이 일어나도록 제어하였다.

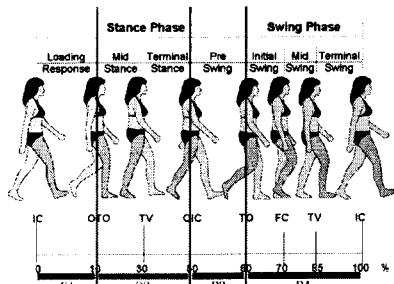
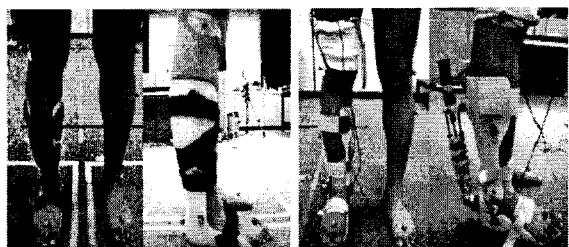


그림 3. 보행주기에 따른 AAFO의 구동부 제어

2.4 보행분석 실험

개발된 능동형 단하지 보조기(AAFO)와 일반 플라스틱 단하지 보조기(SAFO)의 성능을 비교하기 위하여 2명의 건강한 성인남자를 피검자로 선정하고 삼차원 동작분석 시스템 (Vicon 612 system, Vicon, U.S.A.)을 이용하여 보행분석을 수행하였다. 동일한 피검자에 대해서 단하지 보조기를 착용하지 않은 정상보행, 기존의 일반 플라스틱 단하지 보조기를 착용한 보행, 그리고 개발된 단하지 보조기를 착용한 보행 등 3 종류의 보행을 실시하였다 (그림 4). 하지 관절의 운동특성을 분석하기 위해 plug-in marker set에 따라 총 16개의 반사마커를 피검자의 몸에 부착하였다 (그림 4). 또한 힘측정판 (AMTI, 미국)을 사용하여 보행 시 지면반발력을 측정하였다. 각 보행조건에 대해 충분한 연습을 거친 후 총 5회의 반복실험을 시행하였다.



3. 결과 및 토의

3.1 AAFO 모터 회전수 제어

개발된 AAFO의 구동부의 모터 회전수를 제어하여 표 1과 같이 발목관절을 제어할 수 있었다. 중립상태에서 모터를 1회 정회전(CW)시켜 구동부의 길이가 최소가 되고 약 21.5°의 최대저굴이 이루어졌다. 또한, 중립상태에서 모터의 10회 역회전(CCW)시켜 구동부의 길이가 최대가 될 때 약 11.9°의 최대배굴이 일어났다. 전체 ROM은 약 33.4°로 정상보행의 발목관절 ROM인 약 25°에 비해 충분히 큰 ROM을 제공할 수 있었다.

표 1. AAFO 발목관절의 제어 가능 범위

	Max. ROM	Max. Plantarflexion	Max. Dorsiflexion
Ankle joint angle (°)	33.35 ± 1.36	-21.46 ± 1.36	11.89 ± 1.03
Motor rotation (number)	28	18	10

3.2 발목관절 운동특성

그림 5는 세 가지 보행에 대한 발목관절의 배굴/저굴 운동을 나타낸다. SAFO 보행의 경우 전체 ROM이 약 10°로, 정상보행에 비해 발목관절의 유행직이 매우 적었다. 반면에 AAFO 보행의 경우 보행주기 동안 전체 ROM이 약 25°로 정상보행과 유사한 운동범위를 보였고 운동 패턴도 유사하였다. 이는 SAFO에 비해 AAFO가 정상보행에 가깝게 보행을 유도할 수 있음을 의미한다.

그림 6은 세 가지 보행에 대한 발목관절의 배굴/저굴 모멘트이다. 정상보행의 경우 전유각기에 약 17N·m/kg의 최대 저굴모멘트를 보였다. SAFO의 경우 최대 저굴모멘트가 약 11N·m/kg로 정상보행의 약 65%의 크기를 보였고 AAFO의 경우 약 20N·m/kg으로 정상보행의 약 118%의 크기를 보였다. 이는 적절한 push-off를 위해 AAFO가 충분한 저굴모멘트를 발생시킬 수 있음을 의미한다.

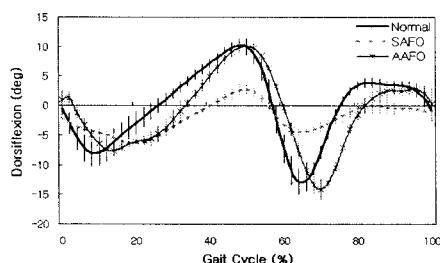


그림 5. 발목관절 각도

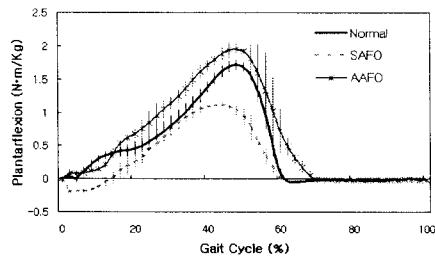


그림 6. 발목관절 모멘트

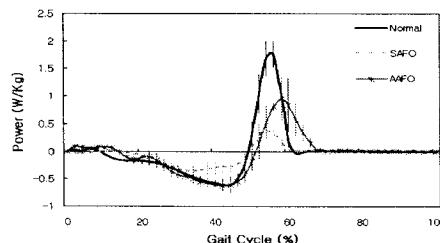


그림 7. 발목관절 일률

그림 7은 세 가지 보행에 대한 발목관절의 일률(power)이다. 정상보행의 경우 전유각기에 약 1.7W/kg의 최대 일률을 보였고 SAFO 보행의 경우 약 0.4W/kg, AAFO 보행의 경우 약 1W/kg의 최대 일률을 보였다. 이는 SAFO 보행에 비해 약 2.5배의 일률이지만, 정상보행에 비하면 약 0.6배의 일률에 불과해 전유각기의 저굴 시 구동부의 속도를 더 높여줄 필요성이 있음을 알 수 있었다.

4. 결론

본 논문에서는 보행주기에 따라 발목관절의 저굴 및 배굴을 제어하는 능동형 단하지 보조기를 개발하여 정상보행 및 기존의 일반 플라스틱 AFO 보행과 비교해 보았다. 개발된 능동형 단하지 보조기는 보행 시 이 정상인의 발목관절 최대 ROM을 충분히 만족하였다. 또한, 일반 플라스틱 AFO 보행에서는 말기입각기에 추진(push off)과 초기유각기에 배굴이 약해서 발끌림이 발생할 수 있으나, 개발한 단하지 보조기를 착용한 보행에서는 말기입각기에 충분한 추진(push off)이 일어나고, 초기유각기에 배굴이 일어남으로써 유각기의 발끌림(toe drag)현상과 초기 접지기에 발바닥이 먼저 닿는 현상(foot drop)을 방지할 수 있었다. 그리고 능동형 단하지 보조기를 착용한 보행에서 발생된 최대 저굴 모멘트가 기존의 일반 플라스틱 단하지 보조기와 비교해 큰 향상을 보였으며 정상보행에 매우 근접함을 알 수 있었다. 본 연구를 통해서 개발된 능동형 단하지 보조기는 보행시 안정성을 제공하며 정상보행과 유사한 발목관절의 저굴 및 배굴을 발생시킬 수 있음을 확인하였다.

후기

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업(02-PJ3-PG6-EV03-0004)의 지원에 의하여 이루어진 것임.

참 고 문 헌

- [1] 김연희, 장인수, 김봉옥, "편마비 환자에서 Plastic Ankle Foot Orthosis(AFO)의 사용", 대한재활의학회지, 제8권, pp. 50-54, 1984.
- [2] Lehmann, J., Condon, S., deLateur, B., Price, R., "Gait abnormalities in peroneal nerve paralysis and their corrections by orthosis : A biomechanical study," Arch Phys Med Rehabil, vol. 67, pp. 380-386, 1986.
- [3] Carlson, W., Vaughan, C., Damiano, D., Abel, M., "Orthotic management of gait in spastic diplegia," Arch Phys Med Rehabil, vol. 76, pp. 219-225, 1997.
- [4] 안승찬, "족하수 방지를 위한 능동형 단하지 보조기의 개발 및 평가," 연세대학교 석사논문, 9-13, 2005.
- [5] Seung Chan Ahn, Sung Jae Hwang, Sung Jae Kang, Young Ho Kim, "Development of a portable gait phase detection system for patients with gait disorders", J. Biomed. Eng. Res., vol. 26, no. 3, 145-150, 2005.