

발끝림 및 족하수 방지를 위한 능동형 단하지 보조기의 개발

*황성재¹, 김정윤², 김영호^{2,3}

¹ 연세대학교 대학원 의공학과, ²연세대학교 의공학부, ³연세의료공학연구원

Development of an Active Ankle-Foot-Orthosis to Prevent Dragging and Dropping Foot

*S. J. Hwang¹, J. Y. Kim², Y. H. Kim^{2,3}

¹ Dept. of Biomed. Eng., Graduate School, Yonsei Univ., ² Dept. of Biomed. Eng., Yonsei Univ., ³ Institute of Medical Eng., Yonsei Univ.

Key words : Actuator, Active Ankle-Foot-Orthosis, Dragging foot, Dropping foot, Gait

1. 서론

편마비 환자의 보행은 초기입각기에 발뒤축보다 발바닥이나 발끝으로 지면에 닿게 되는 족하수(foot drop) 현상과 유각기에 발이 지면에 끌리게 되는 발끝림(toe drag) 현상을 보인다. 이를 보상하기 위한 회선(circumduction) 보행으로 속도가 느려지고 에너지 소모가 증가하는 비효율적 보행양상을 보이게 된다[1-3].

이러한 편마비 환자의 보행양상을 효율적으로 보조하기 위하여 일반적으로 단하지 보조기(ankle foot orthosis)가 사용된다. 마비환자의 AFO 착용 보행에 대한 많은 연구들이 진행되었다. Lehmann 등[4]은 족하수, 발목의 내외측 불안정, 충분하지 못한 추진(push off)등의 비정상적인 보행을 보이는 환자들을 위해 플라스틱 AFO가 필요하다고 주장하였다. Carlson 등[5]은 뇌성마비 소아환자를 대상으로 AFO 착용 전후를 비교한 결과 입각기의 배굴 각도와 말기입각기의 저굴 모멘트는 증가하지만 보행 속도와 보폭이 향상되지 않으며 중간입각기와 말기입각기에 발목에서의 파워는 감소한다고 하였다. 최근 기존 AFO의 문제점들을 보완하기 위해 전자기계적으로 AFO의 발목관절을 제어하는 능동형 AFO 개발에 대한 연구가 진행되었다. 안승찬[6]은 족하수 방지를 위한 능동형 AFO를 개발하여 기존 AFO에 비해 효과적인 보행을 유도할 수 있음을 확인하였다. 그러나 추진력을 발생시키며 발끝림 현상을 방지해주는 전유각기의 추진을 위한 제어가 이루어지지 않아 정상보행과 큰 차이를 보였다.

본 연구에서는 보조기 착용자의 정확한 보행주기를 검출하여 보행주기에 따라 발목 관절의 배굴/저굴을 제공하는 능동형 단하지 보조기(active ankle foot orthosis: AAFO)를 개발하고, 기존의 일반 플라스틱 AFO와 AAFO를 비교, 평가하였다.

2. 연구방법

1) 능동형 단하지 보조기(Active AFO)

금속 힌지조인트가 삽입된 플라스틱 단하지 보조기를 사용하여 발목관절의 배굴/저굴 운동을 제어할 수 있도록 하였고, 발뒤축부와 하퇴 위부분에 구동부의 연결부위를 제작하였다(Fig. 1). 구동부는 DC 모터(RE30, 맥슨모터, 스위스)의 회전운동을 볼스크류와 볼너트를 사용해 직선운동으로 바꾸어 구동부의 길이를 변화시킴으로써 AAFO의 관절각도를 조절하였다[6].



Fig. 1 Developed active ankle foot orthosis(AAFO)

2) 보행주기 검출 알고리즘

AAFO의 발바닥부(엄지발가락, 첫째 중족골두, 다섯째 중족골저, 발뒤꿈치)에 FSR(force sensing resistor) 센서를 부착하여 Fig. 2와 같은 알고리즘을 통하여 보행주기를 검출하였다. (HC: Heel contact; FF: Foot flat; HO: Heel off, TO: Toe off)

- T1: 유각기 이후 발뒤꿈치의 센서 접촉
- T2: 발뒤축접지기 이후 모든 센서 접촉
- T3: 발바닥접지기 이후 발뒤꿈치의 센서 해제
- T4: 발뒤축들림기 이후 모든 센서 해제
- T5: 발뒤축들림 후 다시 모든 센서 접촉

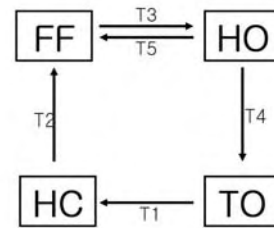


Fig. 2 Gait cycle sensing algorithm

3) 구동부 제어 알고리즘

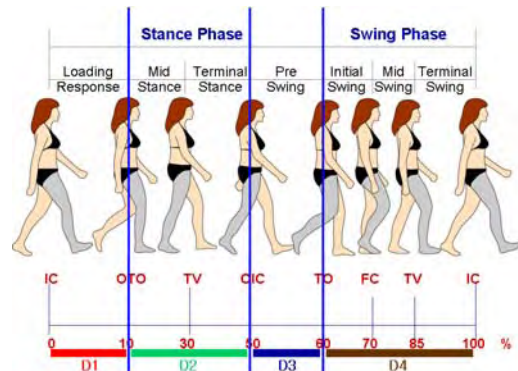


Fig. 3 Actuator control algorithm

Fig. 3은 AAFO의 구동부 제어 알고리즘이다. D1은 하중수용기로 구동부의 길이를 줄여 저굴이 일어나도록 하였다. D2는 중간입각기와 말기입각기로 구동부를 길이를 증가시켜 배굴이 일어나도록 하였다. D3는 전유각기 구간으로 크고 빠른 저굴이 요구되므로 구동부의 길이를 최대속도로 감소시켰다. D4는 유각기 구간으로 다음 발의 발뒤축 접지까지 발이 땅에 끌리지 않도록 충분한 배굴을 유도하였다.

4) 보행분석 실험

개발된 능동형 단하지 보조기(AAFO)와 일반 플라스틱 단하지 보조기(SAFO)의 성능을 비교하기 위하여 3차원 운동특성 분석 시스템(Vicon 612 system, Vicon, U.S.A.)을 통해 정상 보행, SAFO 착용보행, AAFO 착용보행의 각각의 운동특성을 분석하였다. 하지 관절 운동특성 분석을 위해 총 16개의 반사마커를 plug-in marker set에 따라 피검자의 몸에 부착하였고, 힘측정판(AMTI, 551 U.S.A)을 사용하여 각 보행에 대하여 지면반발력을 측정하였다.

3. 결과 및 토의

1) AAFO 모터 회전수 제어

Table 1과 같이 구동부의 모터 회전수를 제어하여 AAFO의 발목관절 ROM을 제어할 수 있었다. AAFO의 최대 저굴은 중립상태에서 모터의 18회 역회전(CCW)으로 구동부의 길이가 최소가 되어 약 21.5°의 저굴이 이루어졌다. 또한, 최대 배굴은 중립상태에서 모터의 10회 정회전(CW)으로 구동부의 길이가 최대로 약 11.9°의 배굴이 일어났다. 전체 ROM(range of motion)은 약 33.4°로 정상인의 보행 시 발목관절 ROM인 약 25°에 비해 충분히 큰 ROM을 제어할 수 있었다.

Table 1 AAFO ankle joint angle ROM

	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

2) 발목관절 운동특성

Fig. 4는 세 가지 보행에 대한 발목관절의 배굴/저굴 운동을 나타낸다. 정상보행에 비해 SAFO 보행의 경우 전체 ROM이 약 10°로 발목관절의 움직임이 거의 없었다. 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.

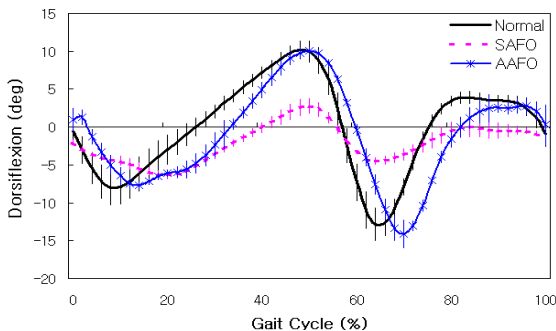


Fig. 4 Ankle joint angle

Fig. 5는 세 가지 유형의 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.

Fig. 6은 세 가지 유형의 보행에 대한 발목관절의 일률이다. 정상보행의 경우 전유각기에 약 1.7W/kg의 최대 일률을 보였고 SAFO 보행의 경우 약 0.4W/kg, AAFO 보행의 경우 약 1W/kg의

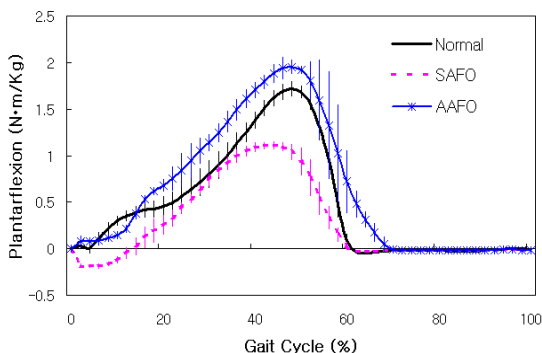


Fig. 5 Ankle joint moment

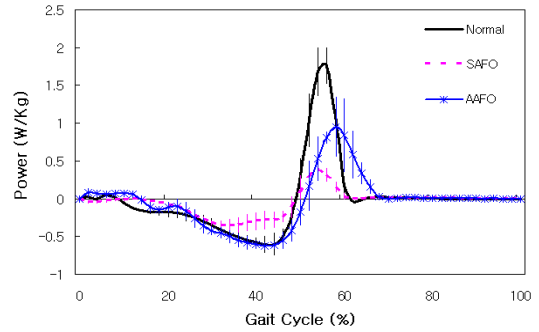


Fig. 6 Ankle joint power

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 연구에서는 보행주기를 분석하여 보행주기에 따라 발목관절의 저굴 및 배굴을 발생시키는 능동형 단하지 보조기를 제작하여 정상보행 및 기존의 일반 플라스틱 AFO 보행과 비교, 평가해 보았다. 일반 AFO 보행에서는 전유각기에 추진(push off)과 초기유각기에 배굴이 약해서 발끝림이 발생할 수 있으나, 개발한 AAFO를 착용한 보행에서는 전유각기에 충분한 추진(push off)이 일어나고, 초기유각기에 배굴이 일어남으로써 유각기의 발끝림(toe drag)현상과 초기 접지기에 발바닥이 먼저 닿는 현상(foot drop)을 방지할 수 있었다. 그리고 AAFO를 착용한 보행에서 발생된 최대 저굴 모멘트가 기존의 일반 플라스틱 AFO와 비교해 큰 차이를 보였으며 정상보행에 매우 근접했음을 알 수 있었다. 이러한 결과를 볼 때, 본 연구에서 개발한 AAFO는 보행시 안정성을 제공하며 정상보행과 유사한 발목관절의 저굴 및 배굴을 발생시킬 수 있음을 확인할 수 있었다.

차후 보행속도에 따른 모터 속도 컨트롤과 구동부의 소형화를 할 계획이며 환자군의 임상실험을 통해 아직 발견되지 않은 문제점을 보완한다면 보다 편마비 환자의 정상적인 보행을 보조하는데 큰 도움이 될 것으로 기대된다.

후기

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

참고문헌

1. 김연희, 장인수, 김봉옥, "편마비 환자에서 Plastic Ankle Foot Orthosis(AFO)의 사용," 대한재활의학회지, 8, 50-54, 1984.
2. Bohannon, R., "Walking after stroke : comfortable versus maximal safe speed," Int Rehab Research, 15, 246-248, 1992.
3. Lehmann, J., Condon, S., Price, R., deLateur, B., "Gait abnormalities in hemiplegia : their correction by ankle foot orthosis," Arch Phys Med Rehabil, 68, 763-771, 1987.
4. 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, 67, 380-386, 1986.
5. Carlson, W., Vaugar, C., Damiano, D., Abel, M., "Orthotic management of gait in spastic diplegia," Arch Phys Med Rehabil, 76, 219-225, 1997.
6. 안승찬, "족하수 방지를 위한 능동형 단하지 보조기의 개발 및 평가," 연세대학교 석사논문, 9-13, 2005.