Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 26, No. 2 pp.131-136, May 2007

마비 환자의 정상적 보행을 위한 능동형 단하지 보조기 개발*

황성재[1] · 김정윤[1] · 황선홍[1] · 박선우[1] · 이진복[1,2] · 김영호[1,3]

[1]연세대학교 의공학과 / [2]한서대학교 의료보장구학과 / [3]연세의료공학연구원

Development of the Active Ankle Foot Orthosis to Induce the Normal Gait for the Paralysis Patients

Sung Jae Hwang[1], Jung Yoon Kim[1], Seon Hong Hwang[1], Sun Woo Park[1], Jin Bock Yi[1,2], Young Ho Kim[1,3]

[1]Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, Wonju, 220-710
[2]Department of Prosthetics & Orthotics, Hanseo University, Seosan, 356-706
[3]Institute of Medical Engineering, Yonsei University, Wonju, 220-710

ABSTRACT

In this study, we developed an active ankle-foot orthosis(AAFO) which can control dorsi/ plantar flexion of the ankle joint to prevent foot drop and toe drag during walking. 3D gait analyses were performed on five healthy subjects under three different gait conditions: the normal gait without AFO, the SAFO gait with the conventional plastic AFO, and the AAFO gait with the developed AFO. As a result, the developed AAFO preeminently induced the normal gait compared to the SAFO. Additionally, AAFO prevented foot drop by proper plantarflexion during loading response and provided enough plantarflexion moment as a driving force to walk forward by sufficient push-off during pre-swing. AAFO also could prevent toe drag by proper dorsiflexion during swing phase. These results indicate that the developed AAFO may have more clinical benefits to treat foot drop and toe drag, compared to conventional AFOs, and also may be useful in patients with other orthotic devices.

Keyword: Active ankle foot orthosis, 3D motion analysis, Gait cycle detection, Foot drop, Toe drag

1. 서 론

뇌혈관계 질환으로 인한 마비 환자는 신경계의 마비로 인하여 발목관절 주위의 근육활동이 약화되어 보행 시 발목의 배굴/저굴 및 내번/외번이 자발적으로 이루어지지 않는 보행 양상을 보인다. 즉, 족저굴근의 경직성 마비로 인해 초기입각기에 발뒤축이 지면에 닿지 않고 발바닥이나 발끝으로 딛게 되는 족하수(foot drop) 현상을 보이게 된다. 이를 보상하기 위해 마비 환자는 회선보행(circumduction gait)을 하게 되어 보행속도가 느려지고 에너지 소모가 크게 증가되는 등의 비효율적 보행 양상을 보이게 된다(김연희 등, 1984).

이러한 마비 환자의 보행을 효율적으로 보조하기 위하여 일반적으로 단하지 보조기(ankle foot orthosis)가 사용되어

*본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업(02-PJ3-PG6-EV03-0004)의 지원 및 산업자원부 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RIC)의 지원에 의한 것임.
교신저자: 김영호
주 소: 220-710 강원도 원주시 흥업면 매지리, 전화: 033-760-2492, E-mail: younghokim@yonsei.ac.kr

왔다. Lehmann 등(1986)은 유각기(swing phase)에 족하수가 있거나 발목의 내/외측이 불안정하고, 말기입각기에 충분하지 못한 추진(push off)을 하는 편마비 환자의 보행을 보조하기 위해서 플라스틱 단하지 보조기가 필요하다고 주장하였다. Carlson 등(1997)은 소아 뇌성마비 환자를 대상으로 단하지 보조기의 착용 전/후를 비교한 결과 입각기의 배굴 각도와 말기입각기의 저굴 모멘트는 증가하지만 보행속도와 보장(step length)이 향상되지 않았으며 중간입각기와 말기입각기에 발목관절 일률은 감소한다고 보고하였다.

이러한 기존 AFO의 문제점들을 해결하기 위해 최근 전자-기계적으로 AFO의 발목관절을 제어하는 능동형 단하지 보조기 개발에 대한 연구가 진행되었다. 안승찬(2005)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 발목관절의 배굴/저굴을 제어하는 능동형 단하지 보조기(active ankle foot orthosis: AAFO)를 개발하고, 삼차원 동작분석 시스템을 통해 기존의 일반 플라스틱 AFO(static ankle foot orthosis: SAFO)와 AAFO를 비교하였다.

2. 연구 방법

2.1 능동형 단하지 보조기(Active AFO) 시스템 개요

그림 1은 개발된 능동형 단하지 보조기의 시스템 모식도이다. AAFO는 크게 힌지 발목 조인트를 삽입한 폴리프로필렌 재질의 단하지 보조기부, 보행주기를 결정하도록 입력신호를 제공하는 센서부, 센서의 출력신호를 이용하여 발목관절의 배굴/저굴 운동을 제어하는 제어부, 제어부에서 발생된 제어신호에 따라 발목관절의 굴곡각도를 조절하는 구동부로 구성된다. 센서부는 보행주기를 검출하기 위한 저항센서와 발목관절 각도를 측정하기 위한 회전형 포텐셔미터로 구성되며, 제어부는 증폭회로, 주변 제어회로, 전원회로 및 마이크로건트롤러로 구성되었다. 구동부는 볼스크류와 볼너트에 의해서 모터의 회전운동이 직선운동으로 바뀌고 모터의 회전량과 회전방향에 따라 이동거리와 이동방향을 변화시킴으로써 AAFO의 관절 각도를 제어하였다.

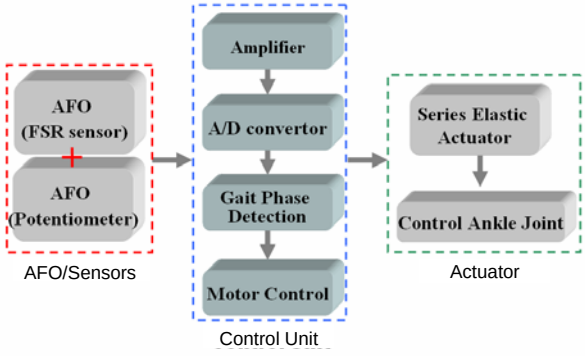

그림 1. AAFO 시스템 모식도

그림 2. 개발된 능동형 단하지 보조기(AAFO)

2.2 보행주기 검출 알고리즘

정확한 보행주기 검출을 위해, 그림 3과 같이 AAFO의 바닥부위(엄지발가락, 첫째 중족골두, 다섯째 중족골저, 발뒤꿈치)에 FSR(force sensing resistor) 센서(MA-152, Motion Lab System Inc., 미국)들을 부착하고, 다음과 같은 알고리즘을 사용하여 보행주기를 검출하였다(Ahn et al., 2005). 또한 회전형 포텐셔미터(RV16YP, Violet, 한국)를 사용하여 AAFO 발목관절의 저굴/배굴 각도를 측정하였다.

T1: 모든 센서가 OFF된 시점부터 발뒤꿈치 센서가 ON될 때까지, 유각기(TO → HC)

T2: 발뒤꿈치 센서가 ON된 시점부터 모든 센서가 ON될 때까지, 발뒤축 접지기(HC → FF)

T3: 모든 센서가 ON된 시점부터 발뒤꿈치의 센서가 OFF될 때까지, 발바닥 접지기(FF → HO)

T4: 발뒤꿈치 센서가 OFF된 시점부터 모든 센서가 OFF될

때까지, 발뒤축 들림기(HO → TO)
T5: 예상치 못한 센서입력이 들어올 경우, 안전 모드
(HC: Heel contact; FF: Foot flat; HO: Heel off; TO: Toe off)

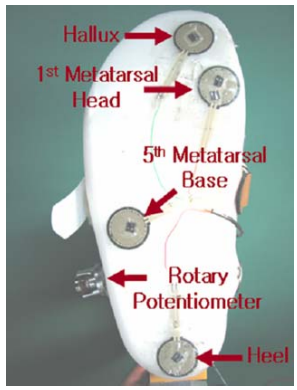

그림 3. FSR 센서의 부착 위치

2.3 모터 제어 알고리즘

그림 4는 보행주기에 따른 AAFO의 구동부 제어를 설명하고 있다. 하중수용기(T2)에서는 구동부의 길이를 감소시켜 저굴이 일어나도록 하였고, 중간입각기와 말기입각기(T3)에서는 구동부의 길이를 증가시켜 배굴이 일어나도록 하였다. 전유각기 구간(T4)에서는 크고 빠른 저굴이 요구되므로 구동부의 길이를 최대속도로 감소시켰다. 유각기(T1)에서는 다음 발뒤축 접지까지 발이 땅에 끌리지 않도록 충분한 배굴이 일어나도록 제어하였다. 안전 모드(T5)에서는 구동부 제어를 멈추어 고정된 AFO가 되도록 하였다.

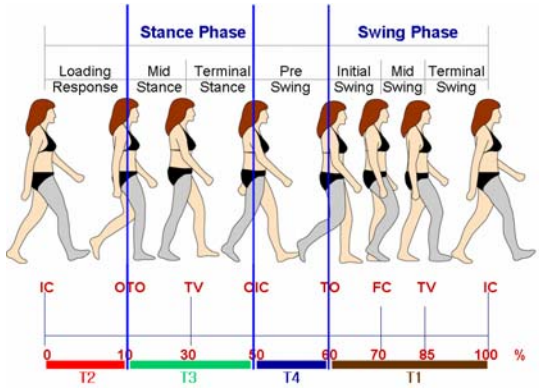

그림 4. 보행주기에 따른 AAFO의 구동부 제어

2.4 3차원 보행분석

개발된 능동형 단하지 보조기(AAFO)와 일반 플라스틱 단하지 보조기(SAFO)의 성능을 비교하기 위하여 5명의 건강한 성인남자(나이: 27.5±2.1세, 키: 169.4±4.3cm, 몸무게: 66.4±2.3kg)를 피검자로 선정하고 삼차원 동작분석 시스템(Vicon 612 system, Vicon, U.S.A.)을 이용하여 보행분석을 수행하였다. 동일한 피검자에 대해서 단하지 보조기를 착용하지 않은 정상보행(Normal), 기존의 일반 플라스틱 단하지 보조기를 착용한 보행(SAFO gait), 그리고 개발된 능동형 단하지 보조기를 착용한 보행(AAFO gait) 등 3종류의 보행을 실시하였다(그림 5). 실험에 사용된 기존의 일반 플라스틱 단하지 보조기(SAFO)는 저굴을 제한하며 약해진 배굴근의 기능을 보조하기 위해 사용되고, 폴리프로필렌 재질로 제작되어 사용자의 하퇴 후면에 접촉되는 장딴지 쉘(calf shell), 사용자의 발바닥과 접촉되는 슈 인서트(shoe insert), 그리고 장딴지 쉘을 고정하는 장딴지 스트랩(calf strap)으로 구성되어 있고 SAFO는 이 구성원들이 모두 하나로 통합되어 있다.

Plug-in marker set에 따라 총 16개의 반사 마커를 피검자의 몸에 부착하여 발목관절의 움직임(저굴/배굴)과 골반관절의 움직임(기울임, 내/외회전)을 측정하였고, 힘측정판(AMTI, 미국)을 사용하여 보행 시 지면반발력을 측정하였다. 또한, 측정된 발목관절의 움직임과 지면반발력을 이용하여 발목관절의 모멘트 및 일률을 계산하였다. 일률은 단위시간 동안 발생, 소비한 일(에너지)을 뜻한다. 즉, 일률이 부족하다는 것은 빠른 시간에 많은 에너지를 발생하지 못함을 의미한다. 각 보행조건에 대해 충분한 연습을 거친 후 총 5회의 반복실험을 시행하여 측정된 값의 평균을 취하였다.

(a) SAFO gait b (b) AAFO gait

그림 5. 3차원 보행분석: 정상, SAFO, AAFO 보행

3. 연구결과

3.1 AAFO 모터 회전수 제어

개발된 AAFO의 구동부의 모터 회전수를 제어하여 표 1과 같이 발목관절을 제어할 수 있었다. 중립상태에서 모터를 18회 정회전(CW)시켜 구동부의 길이가 최소가 되고 이 때

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. 또한 모터의 회전수를 확인함으로써 AAFO의 발목관절의 저굴/배굴 각도를 파악하고, AAFO의 발목관절의 각도를 제어할 수 있었다.

표 1. AAFO 발목관절의 제어 가능 범위

	Max. ROM	Max. Plantarflexion	Max. Dorsiflexion
Ankle joint angle (°)	33.4±1.4	21.5±1.4	11.9±1.0
Motor rotation (number)	28	18	10

3.2 AAFO 구동부 동적 토크 측정

AAFO가 보행 중 필요한 토크를 발생시킬 수 있는지 확인하기 위해 토크 변환기(YDN-10KC, SETech, 한국)를 사용하여 개발된 AAFO의 구동부 동적 토크를 측정하였다. 모터 드라이브의 입력인 PWM의 양을 0%, 25%, 50%, 75% 및 100%로 설정하여 각 3회 반복 시행에서 얻은 측정값의 평균을 취하였다.

표 2에서와 같이 PWM의 양이 증가할수록 구동부에 의해서 발생되는 동적 토크는 증가하였으며, 최대 100%의 PWM이 주어졌을 경우 구동부에 의해 발생되는 최대 토크는 97.2Nm임을 알 수 있었다. 이는 60kg의 정상인의 발목 저굴 모멘트인 90Nm보다 충분히 큰 값이다(Winter, 1990).

표 2. AAFO 구동부의 동적 토크

% of PWM	Dynamic torque of the actuator (Nm)
0	0
25	24.7±1.3
50	48.8±0.9
75	75.8±0.9
100	97.2±0.9

3.3 발목관절 운동특성

그림 6은 세 가지 보행에 대한 발목관절의 배굴/저굴 운동을 나타낸다. SAFO 보행의 경우 전체 ROM이 약 10°로, 정상보행에 비해 발목관절의 움직임이 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 7은 세 가지 보행에 대한 발목관절의 배굴/저굴 모멘트다. 정상보행의 경우 전유각기에 약 1.7N · m/kg의 최대 저굴 모멘트를 보였다. SAFO의 경우 최대 저굴 모멘트가 약 1.1N · m/kg로 정상보행의 약 65%의 크기를 보였고 AAFO의 경우 약 2N · m/kg으로 정상보행의 약 118%의 크기를 보였다. 이는 적절한 push-off를 위해 AAFO가 충분한 저굴 모멘트를 발생시킬 수 있음을 의미한다.

그림 8은 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

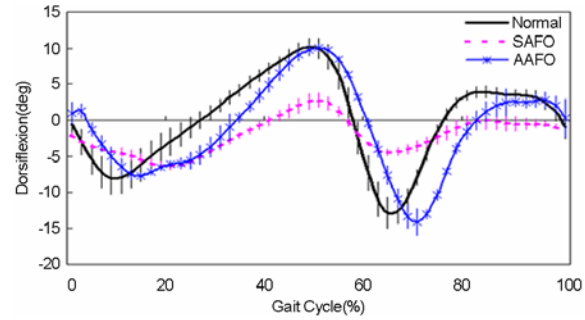

그림 6. 발목관절 각도

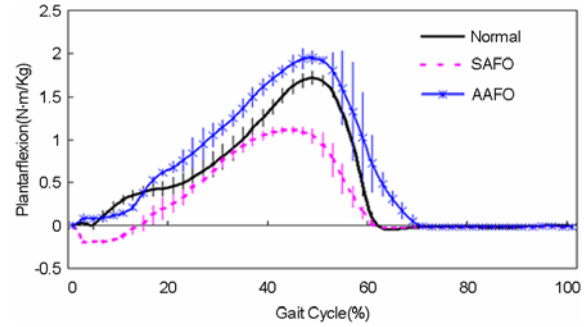

그림 7. 발목관절 모멘트

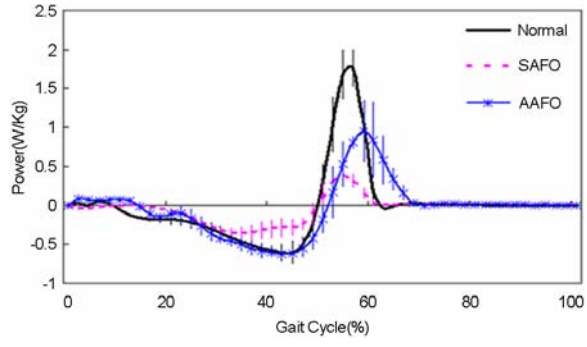

그림 8. 발목관절 일률

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 높여 줄 필요성이 있음을 알 수 있었다.

3.4 골반 운동특성

그림 9는 세 가지 유형의 보행에 대한 골반 기울임 각도 변화를 나타낸다. 정상보행에 비해 SAFO 보행 시 전유각기와 초기유각기에 골반이 급격히 위쪽으로 기울어짐으로써 골반상승(hip hiking)의 특성을 보였다. 반면에 AAFO 보행 시 정상보행에 비해 약간 작은 위쪽 기울어짐을 보였지만 전체적으로 거의 유사한 각도 변화를 보였다.

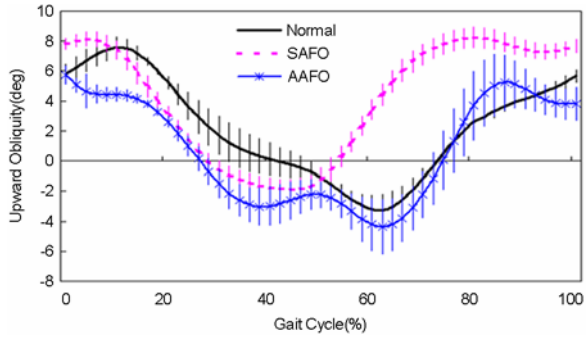

그림 9. 골반 기울임 각도 변화

그림 10은 세 가지 유형의 보행에 대한 골반 회전 각도 변화를 나타낸다. 정상보행에 비해 SAFO 보행 시 말기입각기, 전유각기, 초기유각기, 중간유각기 및 말기유각기에 큰 외회전을 하는 골반외회전(hip external rotation)의 특성을 보였다. 그러나 AAFO 보행의 경우 정상보행에 비해 하중수용기 동안 약간의 내회전을 보이고 전유각기에 약간의 외회전을 보였으나 전체적으로 정상보행과 거의 유사한 운동특성을 보였다. 이는 SAFO 보행의 경우 발목관절의 운동이 제한되어 있으므로 이를 보상하기 위해 골반의 움직임이 비정상적으로 움직이게 되고 이는 에너지 소모에 큰 영향을 미치게 됨으로써 매우 비효율적인 보행을 초래하게 된다. 이에 반해 AAFO 보행의 경우 정상보행과 거의 유사한 운동특성을 보임으로써 에너지 소모 측면에서도 매우 효율적인 특성을 보일 수 있음을 알 수 있다.

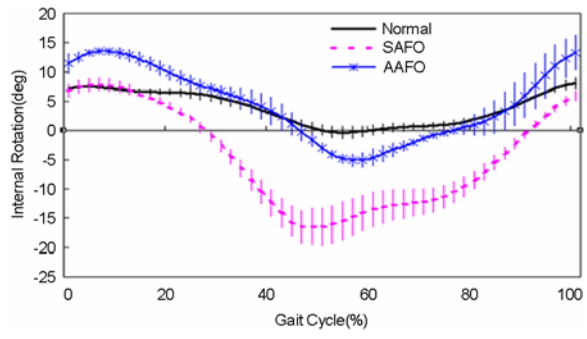

그림 10. 골반 회전 각도 변화

4. 결론 및 검토

본 논문에서는 보행주기에 따라 발목관절의 저굴 및 배굴을 제어하는 능동형 단하지 보조기를 개발하여 정상보행 및 기존의 일반 플라스틱 AFO 보행과 비교해 보았다. 일반 플라스틱 AFO는 조인트가 삽입되지 않아 발목관절을 중립상태로 고정시켜 주는 것을 사용하였다. 일반 플라스틱 AFO 보행에서는 말기입각기에 추진(push off)과 초기유각기에 배굴이 약해서 발끌림이 발생할 수 있으며 이를 방지하기 위한 보상작용으로 인해 골반상승과 골반외회전 등의 비효율적인 보행특성이 나타날 수 있음을 알 수 있었다. 이러한 결과는 김연희 등(1984)의 연구결과에서 나타나는 마비 환자의 보조기 보행 시 보상작용의 특성과 매우 유사하다.

반면 개발된 능동형 단하지 보조기는 보행 시 정상인의 관목관절 최대 ROM을 충분히 만족하였고, 말기입각기 및 전유각기에 충분한 추진(push off)을 일으킨 후, 초기유각기의 배굴로 발목관절을 중립상태로 돌려 놓아 발을 지면으로부터 멀리 떨어뜨림으로써 유각기의 발끌림(toe drag) 현상과 초기 접지기에 발바닥이 먼저 닿는 현상(foot drop)을 방지할 수 있었다. 이러한 결과는 안승찬(2005)의 연구결과와 비교하여 전유각기에 충분한 추진력을 발생시키고, 초기유각기의 배굴을 통해 발끌림을 방지시킬 수 있는 능력이 매우 향상 되었음을 알 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 보행 시 안정성을 제공하며 정상보행과 유사한 발목관절의 저굴 및 배굴을 발생시킬 수 있음을 확인하였다.

5. 후 기

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업 (02-PJ3-

PG6-EV03-0004)의 지원 및 산업자원부 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RIC)의 지원에 의한 것임.

참고 문헌

김연희, 장인수, 김봉옥, 편마비 환자에서 Plastic Ankle Foot Orthosis (AFO)의 사용, *대한재활의학회지*, 8권, 50-54, 1984.

Ahn, S. C., Development and Evaluation of an Active Ankle-Foot Orthosis for the Prevention of Foot Drop, *MSc Thesis*, Yonsei univ., 9-13, 2005.

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.*, 26(3), 145-150, 2005.

Bohannon, R. W., Walking after stroke: comfortable versus maximal safe speed, *Int Rehab Research*, 15, 246-248, 1992

Burridge, J. H., Taylor, P. N., Hagan, S. A., Wood, D. E. and Swain, I. D., The effects of common peroneal stimulation on the effort and speed of walking, A randomized controlled trial with chronic hemiplegic patients, *Clin Rehab*, 11, 111-121, 1997.

Burridge, J. H., Wood, D. E., Taylor P. N. and McLellan D. L., Indices to describe different muscle activation patterns, identified during treadmill walking, in people with spastic drop-foot, *Medical Eng and Phys*, 23, 427-434, 2001.

Carlson, W. E., Vaughar, C. L., Damiano, D. L. and Abel, M. F., Orthotic management of gait in spastic diplegia, *Amer J Phys Rehab*, 76, 219 -225, 1997.

Carr, J. H., Shepherd R. B., Nordholm, L. and Lynne, D., Investigation of a new motor assessment scale for strike patients, *Arch Phys Med Rehabil*, 65, 175-180, 1985.

Lehmann, J. F., Condon, M., de Lateur, B. J. and Price, R., Gait abnormalities in peroneal nerve paralysis and their corrections by orthosis: A biomechanical study, *Arch Phys Med Rehab*, 67, 380-386, 1986.

Sackley, C. M., Baguley, B. I., Gent, S. and Hodson, P., The use of a balance performance monitor in the treatment after stroke, *Physiother*, 78, 907-913, 1992.

Winter D. A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd ed. Wiley-Interscience Publication, 1990.

◐ 저자 소개 ◑

❖ 황 성 재 ❖ hwangsj@yonsei.ac.kr
연세대학교 의공학과 석사
현 재: 연세대학교 의공학과 박사과정
관심분야: 생체역학, 재활공학

❖ 김 정 윤 ❖ crowseal@bioemcha.yonsei.ac.kr
연세대학교 의공학과 학사
현 재: 연세대학교 의공학과 석사과정
관심분야: 생체역학, 재활공학

❖ 황 선 홍 ❖ sunhong@bioemcha.yonsei.ac.kr
연세대학교 재활학과 학사
현 재: 연세대학교 의공학과 석사과정
관심분야: 생체역학, 재활공학

❖ 박 선 우 ❖ joyasdf@bioemcha.yonsei.ac.kr
연세대학교 의공학과 학사
현 재: 연세대학교 의공학과 석사과정
관심분야: 생체역학, 재활공학

❖ 이 진 복 ❖ relizion@hanseo.ac.kr
연세대학교 의공학과 석사
현 재: 연세대학교 의공학과 박사과정
관심분야: 생체역학, 재활공학

❖ 김 영 호 ❖ younghokim@yonsei.ac.kr
The Univ. of Iowa 의공학과 박사
현 재: 연세대학교 의공학부 교수
관심분야: 생체역학, 재활공학, 동작분석

논 문 접 수 일 (Date Received) : 2007년 01월 15일
논 문 수 정 일 (Date Revised) : 2007년 03월 06일
논문게재승인일 (Date Accepted) : 2007년 03월 12일