

# 편마비 환자를 위한 보행 재활기구 개발

남태우<sup>1,2</sup>, 조종만<sup>1,2</sup>, 김수홍<sup>1,2</sup>, 임재홍<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>인제대학교 의생명공학대학 의용공학과

<sup>2</sup>인제대학교 BK21 바이오장기 조직재생 고급인력양성 사업팀

(Received August 18, 2006. October 16, 2006)

## Development of the Gait Rehabilitation Equipment for Hemiplegic Patients after Stroke

T.W. Nam<sup>1,2</sup>, J.M. Cho<sup>1,2</sup>, S.H. Kim<sup>1,2</sup>, J.H. Lim<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae 621-749, Korea (Rep)

<sup>2</sup>BK21 Bio-Organ Tissue Regeneration Project Team, Inje University, Gimhae 621-749, Korea (Rep)

### Abstract

The aim of this study is to design and develop the gait rehabilitation equipment that judge patient's movement of his/her center of gravity using pressure sensors, and to aid hemiplegic patients to balance themselves using an automatic stepper that changes the patient's center of gravity. It is hard to bear the weight on the affected side for hemiplegic patients. The gait rehabilitation equipment detects the footing phase of hemiplegic patient during training and moves the unaffected footing side of the stepper up and moves the affected footing side down simultaneously so that the patient's center of gravity can shift from unaffected side to affected side. The gait rehabilitation system was developed and applied for hemiplegic patients during exercise. Eight hemiplegic patients and one normal adult were studied. The developed gait rehabilitation system could judge not only the normal adult's intention but also the patient's intention to move his/her center of gravity. Even though the most of hemiplegic patients exercised in automatic mode and a few hemiplegic patients exercised in manual mode, the developed gait rehabilitation system can aid the hemiplegic patients to train more easily.

**Key words :** gait phases detection, hemiplegic patients, gait rehabilitation equipment.

### 1. 서 론

뇌졸중은 성인 장애의 주요인이다. 발생비율이 수십 년 동안의 감소에도 불구하고 뇌졸중은 미국에서 성인의 장애를 유발하는 것으로 존재한다[1]. 뇌졸중의 2/3은 영구적인 신경 장애를 초래하며, 일상생활동작에서의 기능을 손상시킨다[2]. 지속적인 기능적 장애를 일으키는 신경 후유증인 편마비는 뇌졸중 이후 6개월 이상 손상을 받은 전체 환자의 반이 차지하는 가장 흔한 증상이다[3]. 일반적으로 균형 및 자세조절에 어려움을 지니고 있는 편마비 환자들은 비대칭적인 자세, 비정상적인 신체의 균형, 체중을 이동하는 능력의 결함 및 섬세한 기능을 수행하는 특수한 운동요소의 상실 등으로 기립과 보행을 하는데 장애를 받는다[4].

편마비 환자들은 기립자세에서 체중부하를 판단하는 능력이 손

상되어 비대칭적 체중부하를 하게 되어 기립자세와 평형기능에 문제가 흔히 발생된다[5]. 편마비 환자의 불안정한 기립균형은 손상된 평형반응으로부터 나타난다. 대부분의 편마비 환자들은 불균형한 기립자세를 보이며, 체중의 많은 부분을 손상 받지 않은 하지 쪽에 지지한다. 구조적 불균형으로 인접근육과 관절부위 동작의 유연함과 자연스러움이 없어지고 통증과 운동 제한으로 비정상적인 상태가 되어 중력으로부터 보상하려는 작용들이 인체를 불균형과 부조화로 변하게 한다[6].

보행체계에서 최대의 작용을 하는 필수적인 요소는 균형조절이며, 다른 여러 연구에서도 기립균형 능력이 보행 능력과 유의한 상관관계가 있음을 보고하였다[7].

따라서 편마비 환자의 기능적 움직임에서 이상적인 목표는 운동 패턴의 비대칭성을 감소시키는데 있으며, 균등한 체중부하를 하여 균형 잡힌 기립자세를 취하게 함으로써 최종적으로는 대칭적 보행을 회복시키는 것이다[8][9].

현재 재활의학이나 물리치료실에서는 편마비 환자의 환측 다리의 신경회복을 위하여 환측 다리를 인위적으로 들어주어 무릎을 굽혔다 폈다 하는 동작을 반복 훈련한다. 따라서 환자가 계단 오르

이 논문은 산업자원부 지역산업 기술개발사업 (No. 10025080-2005-01) 지원을 받아 수행된 연구임

Corresponding Author : 조종만  
(621-749) 경남 김해시 여방동 607번지 인제대학교 의용공학과  
Tel : (055) 320-3293 / Fax : (055) 327-3292  
E-mail : minerva@ieee.org

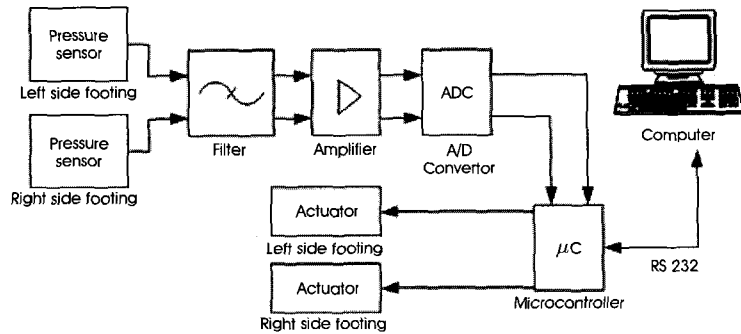


그림 1. 편마비 환자를 위한 보행 재활훈련 시스템의 블록다이어그램

Fig. 1. Block diagram of the gait rehabilitation equipment system for hemiplegic patients

기나 스텝퍼 운동을 하면 하지의 근력이 길러질 뿐 아니라 무릎을 굽혔다 폈다하는 동작을 반복할 수 있어 재활에 도움이 된다 [10][11].

이에 본 연구는 압력센서를 이용하여 환자의 무게중심 이동의 의지를 판단하고, 자동 스텝퍼를 동작하여 환자의 무게중심 이동에 도움을 주었다. 이로 인해 환자의 환측 무릎을 굽혔다 폈다하는 반복 운동을 돕고, 환자의 균형조절 능력을 기르며, 나아가 환자의 근력과 지구력 향상 및 보행의 질 향상을 목적으로 한다.

## II. 연구방법

뇌졸중 후 초기 회복단계에 있는 환자의 경우 환측으로 체중부하가 어렵고 환측의 발판을 누르는 힘이 부족하기 때문에 스텝퍼를 이용한 보행 재활훈련 시 인위적으로 비환측은 올려주고 환측은 내려주어야 한다. 그러면 무게중심이 자연스럽게 환측으로 이동할 수 있다. 또한 스텝퍼 운동에서 비환측의 발판을 환자 스스로 눌러 내릴 경우 비환측의 발판이 자연적으로 올라감에 따라 비환측 다리의 무릎이 굽혀지는 효과를 볼 수 있다.

따라서 시스템은 환자의 무게중심 이동의 의지를 판단하기 위한 압력센서, 압력센서에서 나오는 신호를 디지털로 변환하기 위한 A/D Converter, 획득한 신호를 처리하고 기기적인 동작을 제어하기 위한 마이크로프로세서, 기기적인 동작을 제공하는 Actuator로 구성된다.

그림 1은 편마비 환자를 위한 보행 재활 시스템의 블록 다이어그램이다.

환자의 무게중심 이동의 의지를 판단하기 위해 스트레인지지(AE-11-S30N-350, CAS CO.)를 이용하여 압력센서를 제작하였다. 만들어진 센서는 스텝퍼의 발판 아래에 부착하였다.

압력센서를 통해 획득한 출력전압은 Low-pass 필터(LM224N, Motorola Inc.)를 이용하여 노이즈를 제거하고 증폭기(AD524, Analog Devices Inc.)를 이용하여 1000배 증폭시켜준다.

증폭된 신호는 Dual Channel 12bit A/D Converter(MCP3202, Microchip technology Inc.)를 통해 디지털 신호로 변환되며, 이

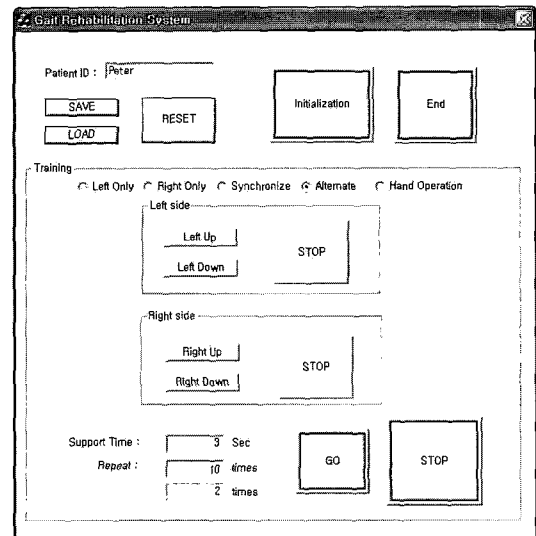


그림 2. 보행 재활기기의 소프트웨어 사용자 인터페이스 소프트웨어

Fig. 2. The software program of the gait rehabilitation equipment for user interface

디지털 신호는 마이크로컨트롤러로 보내진다. 마이크로컨트롤러는 신호처리를 통해 스텝퍼 움직임 여부를 판단하고, 스텝퍼가 움직여야 할 경우 Actuator를 구동시킨다. 그림 2는 사용자 인터페이스를 위한 소프트웨어 프로그램이며, 자동·수동모드 설정, 운동방법 및 운동시간 설정, 환자의 운동기록 저장 및 로드 그리고 스텝퍼의 초기화를 위해 이용된다. 소프트웨어는 Visual C++ 6.0 (Microsoft CO.)을 이용하여 개발하였다. 컴퓨터와 마이크로컨트롤러는 RS-232C serial cable을 통하여 통신한다. 그림 3은 편마비 환자를 위한 보행 재활기구이다.

환자의 무게중심 이동 의지를 판단하기 위해 예비 실험을 하였다. 피 실험자는 시스템의 발판에 올라서서 자신의 무게중심을 자신의 능력만큼 좌우로 움직인다. 양쪽 발판이 같은 높이에 고정되어 있기 때문에 편마비 환자들은 무게중심을 환측으로 이동할 수 있었다. 이때 무게중심이 이동하면서 발판을 누르는 하중을 좌우 발

판에 설치된 압력센서를 통하여 획득하고 그래프로 나타내었다.

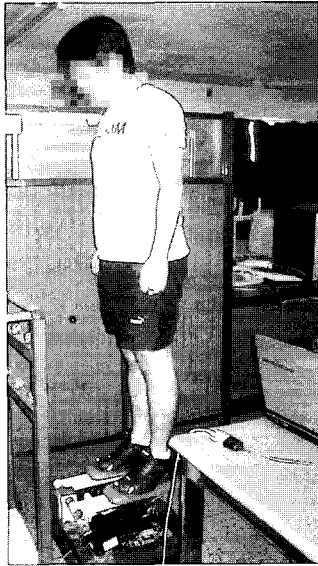


그림 3. 편마비 환자를 위한 보행 재활기구  
 Fig. 3. Apparatus of the gait rehabilitation equipment for hemiplegic patients

양쪽 센서로부터 각각 100개씩의 데이터를 획득하였으며, 본 실험이 보행 시 지면 반발력을 측정하는 것이 아니라 스텝퍼 발판을 누르는 하중을 측정하는 것이기 때문에 높은 Sampling rate를 요구하지 않는다. 따라서 본 실험에서의 Sampling rate는 5 samples/sec로 하였다.

여덟 명의 편마비 환자와 한 명의 정상인이 실험하였다. 표 1은 환자와 정상인의 특징이다.

표 1. 피 실험자들의 특징  
 Table 1. Characteristic of the subjects

No.	Gender	Age	Weight	Aff.side	Group
1.	F	64yrs	45kg	Lt	C.S
2.	M	70yrs	82.9kg	Lt	C.S
3.	M	71yrs	60.5kg	Lt	C.S
4.	F	35yrs	50kg	Rt	C.S
5.	M	37yrs	72kg	Rt	D.S
6.	F	58yrs	53kg	Rt	D.S
7.	F	47yrs	60kg	Rt	D.S
8.	M	62yrs	78kg	Rt	D.S
9.	M	56yrs	70kg	N	-

M : male, F : female,  
 C.S : close supervision, D.S : distant supervision  
 Lt : left hemiplegic , Rt : right hemiplegic, N: normal adult

### III. 실험 결과

그림 4는 정상인이 운동하는 동안의 결과 데이터이다. 스텝퍼 운

동을 하는 동안 오른쪽 발판을 누르는 하중의 변화는 왼쪽 발판을 누르는 하중의 변화와 정반대의 양상을 보였으며, 두 하중의 크기는 거의 같았다.

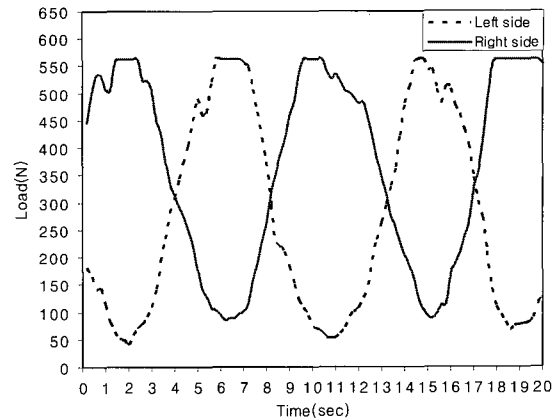


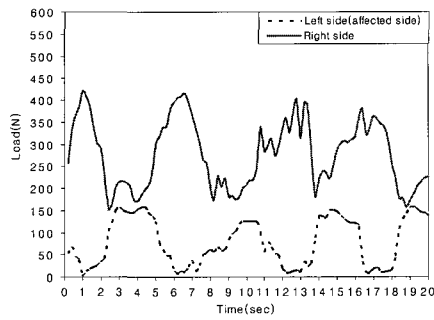
그림 4. 정상인의 운동 중 양발의 하중 (표1의 No.9)  
 Fig. 4. The load of both sides from the normal adult of case 9 in the Table. 1

편마비 환자의 경우 두 가지 양상을 보였다.

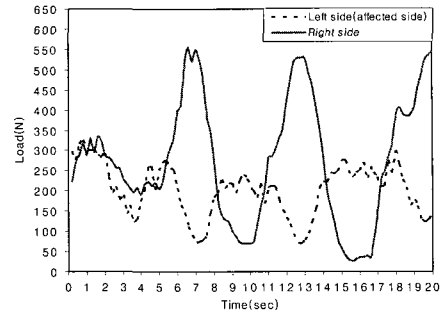
첫 번째 경우는 Close supervision 그룹에 속하는 환자였다. Close supervision 그룹에 속해있는 환자들은 보호자나 물리치료사의 도움 없이는 보행을 할 수 없었다. 그림 5에서 보는 바와 같이 Close supervision 그룹에 속한 환자들은 자신의 무게중심을 환측으로 옮기기가 어려웠다. 무게중심을 환측으로 옮기려 할 때 발판을 누르는 하중의 크기도 무게중심을 비환측으로 옮기려 할 때의 발판을 누르는 하중의 크기만큼 크지 못했다. 다시 말해 자신의 모든 무게중심을 환측으로 옮기지 못하고 비환측에 남겨두었다. 이는 환측에 대한 비환측의 보상작용으로 여겨진다.

두 번째 경우는 Distant supervision 그룹에 속해있는 환자들이다. Distant supervision 그룹에 속해있는 환자들은 보호자의 도움 없이도 보행할 수 있는 환자이다. 하지만 환자의 안전을 위하여 보호자들은 환자의 곁에 있다. 그림 6에서 보는 바와 같이 그들은 정상인만큼 자신의 무게중심을 좌우로 이동할 수 있다. 하지만 그 동작이 안정적이지는 못하다. 개발된 보행 재활기구는 정상인뿐만 아니라 편마비 환자의 무게중심 이동 의지를 판단할 수 있었다.

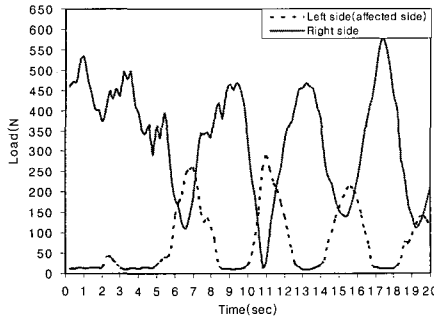
개발된 보행 재활기구는 환측 압력센서를 누르는 하중이 전압으로 출력될 때 환자 각자의 최저전압에서 증가하다가 기준전압 이상이 되면 환자가 환측으로 자신의 무게중심을 이동하려는 의지가 있다고 판단하고 동작하게 된다. 하지만 초기 회복단계에 있는 환자의 경우는 스텝퍼가 자동으로 움직일 수 있도록 하는 발판을 누르는 최저의 하중조차도 측정되지 않았다. 그래서 뇌졸중 후 초기 회복단계에 있는 Close supervision 그룹의 몇몇 환자의 경우는 환자의 보행 의지를 판단하기가 어려웠다. 이런 환자의 경우는 수동모드로 운동하였다.



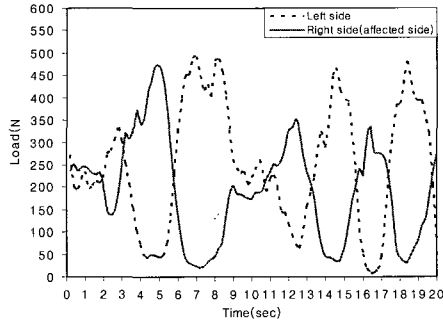
(a) The load of both sides from the patient of case 1 in the Table. 1



(b) The load of both sides from the patient of case 2 in the Table. 1

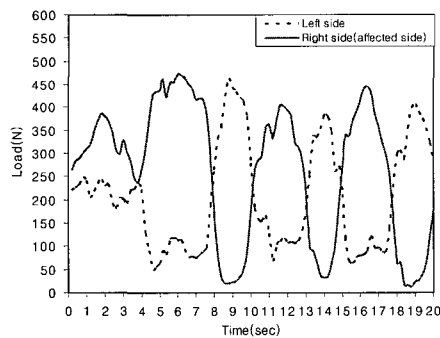


(c) The load of both sides from the patient of case 3 in the Table. 1

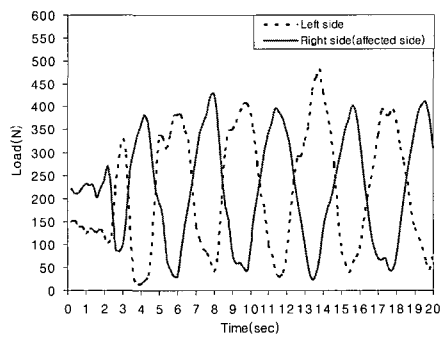


(d) The load of both sides from the patient of case 4 in the Table. 1

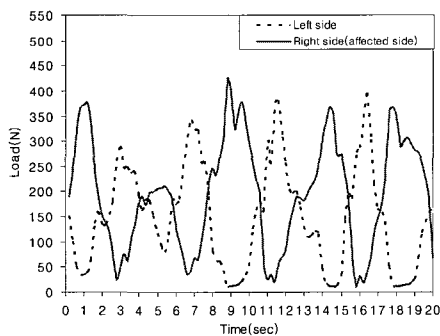
그림 5. Close supervision 그룹 환자의 운동 중 양발의 하중  
Fig. 5. The load of both sides from the patients in close supervision case



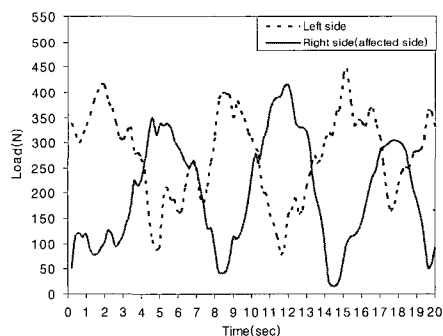
(a) The load of both sides from the patient of case 5 in the Table. 1



(b) The load of both sides from the patient of case 6 in the Table. 1



(c) The load of both sides from the patient of case 7 in the Table. 1



(d) The load of both sides from the patient of case 8 in the Table. 1

그림 6. Distant supervision 그룹 환자의 운동 중 양발의 하중  
Fig. 6. The load of both sides from the patients in distant supervision case

#### IV. 결 론

본 연구를 통해 편마비 환자를 위한 보행 재활 훈련 시스템을 개발하고 환자에게 적용하였다. 정상인의 경우 좌우가 대칭적인 보행 양상을 보였으나 편마비 환자의 경우 비대칭적인 보행 양상을 보였다. 하지만 이는 좌우 보행 양상을 구별하기에 충분한 정보를 제공한다.

편마비 환자의 경우 보행 재활훈련을 하는 동안 자신의 무게중심을 환측으로 옮기는 것이 어렵다. 그래서 오랜 시간 동안 운동하는 것에 고통이 따른다. 하지만 보행 재활기기는 환자가 더욱 쉽게 운동할 수 있도록 돕는다.

앞으로 단순한 기준전압을 이용한 방법이 아닌 신경회로망(Neural Network)등의 방식을 이용하여 환자의 보행 의지를 보다 확실하게 판단할 수 있는 진보된 보행 재활기구를 개발할 것이며, 편마비 환자에 대한 실험을 통하여 환자의 회복 정도를 알 수 있는 정량적인 데이터를 획득하여 개발한 보행 재활기구의 효과에 대하여 연구할 것이다.

이번 연구를 통하여 개발한 보행 재활기구를 이용하여 환자의 근력과 지구력의 향상을 돕고 궁극적인 목표인 발병 전 일상생활로의 복귀에 도움이 될 것으로 사료된다.

#### 참고문헌

[1] G. E. Gresham and T. R. Dawber, "Residual disability in survivors of stroke : The Framingham Study," *N. Engl. J. Med.*, vol. 293, pp.954-956, 1975.

[2] D. T. Wade and R. L. Hewer, "Functional abilities after stroke : Measurement, national history and prognosis," *J. Neurol. Nerosurg. Psychiatry*, vol. 50, pp.177-182, 1987.

[3] G. R. Williams, J. G. Jiang, D. B. Matchar and G. P. Samsa, "Incidence and occurrence of total(first ever and recurrent) stroke," *Stroke*, vol. 30, pp.2523-2528, 1999.

[4] J. H. Carr and R. B. Shepherd, "Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients," *Phy. Ther.*, vol. 65, pp.175-180, 1985.

[5] R. W. Bohannon and K. M. Leary, "Standing balance and function over the course of acute rehabilitation," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 76, pp.994-996, 1995.

[6] R. Dickstein, S. Hecherman and T. Pillar, "Platform training and postural stability in hemiplegia," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 71, pp.365-371, 1990.

[7] C. J. Winstein, E. R. Gardner and D. R. McNeal, "Standing balance training: Effect on balance and locomotion in hemiparetic adult," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 70, pp.755-762, 1989.

[8] J. C. Wall and G. I. Turnbull, "Gait asymmetries in residual hemiplegia," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 67, pp.550-553, 1986.

[9] R. G. Hamman, I. Mekjavic, A. I. Mallinson and N. S. Longridge, "Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 73, pp.738-744, 1992.

[10] J. H. Carr and R. B. Shepherd, *Stroke Rehabilitation : Guidelines for exercise and training to optimize motor skill*, Butterworth-Heinemann, 2003.

[11] D. K. Kim, "Change of walking and stair up in hemiplegia by proprioceptive neuromuscular facilitation techniques," *J. of Korean Society of Physical Therapy*, vol. 11, pp.57-64, 1999.