

## 편마비 환자의 대칭적 체중부하 유도를 위한 청각적 피드백 보행훈련 시스템 개발 및 평가

### Development and Evaluation of the Auditory Feedback Gait Training System Induced Symmetrical Weight-Bearing in Hemiplegic Patients

권용찬\*, 이현주, 태기식

Y. C. Kwon, H. J. Lee, K. S. Tae

#### 요 약

본 연구에서는 로드셀 센서를 활용하여 편마비 환자의 환측에 부하되는 체중부하에 따른 청각적 피드백을 적용한 대칭 보행유도와 보행패턴 분석이 가능한 무선 보행훈련 시스템을 개발하였다. 또한 개발된 시스템의 유효성을 검증하기 위해 정상인군 및 편마비군 대상자에게 수행한 임상실험을 진행하였으며, 각 대상군마다 피드백 적용 후 보행 속도와 체중 부하량, 그리고 보행 시 입각기비율과 분속수가 증가하였음을 확인하였다. 연구 결과를 토대로 편마비 환자 뿐만 아니라 대칭적 체중부하가 요구되는 다양한 하지 질환자들에 대한 임상실험을 확대하고 장기간 훈련의 효과를 관찰한다면, 본 연구에서 개발된 청각적 대칭 체중부하 피드백 보행 시스템은 다양한 패턴 분석과 함께 보행 향상을 위한 기기 적용이 가능할 것으로 기대된다.

#### ABSTRACT

In this study, we developed a wireless rehabilitation auditory feedback gait training system for symmetrical weight-bearing in patient with CVA. The device consists of an instantaneous shoe equipped with two load-cell sensors. Auditory feedback can be applied according to the weight-bearing. For gait patterns analysis, cadence, walking velocity, stance/swing phase ratio and gait cycle were examined. The clinical test with six healthy volunteers and two hemiplegic patients was performed applying the auditory feedback system. Both normal subjects and hemiplegic patients were increased strength on weight-bearing in affected limb, walking velocity, and cadence after biofeedback device. Also, the stance time with weight-bearing was increased while the swing time was decreased in gait phase. It can be expected that by using the feedback system, the patient with lower limb disorder will be able to reach a better quality of weight-bearing during gait.

**Keyword** : Gait Training System, Load-Cell, Weight-Bearing, Auditory Feedback, Hemiplegic Patients

접 수 일 : 2012.11.15

심사완료일 : 2012.12.07

게재확정일 : 2012.12.11

\* 권용찬 : Corentec 중앙기술연구소 연구원

kwon@corentec.com (주저자)

이현주 : 건양대학교 물리치료학과 교수

leehj@konyang.ac.kr (공동저자)

태기식 : 건양대학교 의공학부 교수

tae@konyang.ac.kr (교신저자)

#### 1. 서론

보행(gait)은 인간이 생활하는 데 매우 중요한 활동 요소이다. 또한 일상생활을 성공적으로 수행하기 위해서는 자세를 유지하고 수의적으로 움직이기 위한 자세안정과 체중부하(weight-bearing)가 지면에 균형 및 대칭적으로 분포되어야 한다[1]. 균형(balance)능력은 인체의 중력 중심축(center of gravity: CoG)이 지형의 상황에 따른 환경에서 체중 지지 기저면(base of support: BoS) 위에 일치하도록

록 조절하는 능력이라고 할 수 있다[2]. 또한 일상 생활의 모든 동작수행(activities of daily living: ADL)에 균형은 주요한 영향을 미치며 신체를 평형 상태로 유지시킨다.

이러한 능력에 장애를 일으키는 원인으로 뇌졸중(stroke)으로 인한 편마비(hemiparesis)를 들 수 있다[3]. 뇌졸중은 뇌혈관의 장애로 인해 발생하는 질환으로, 발병 후 한쪽 상하지의 운동기능을 손상시켜 대칭성을 상실하게 된다. 적절한 보행 자세를 유지하기 위해서는 양측 다리에 동등한 체중부하가 이루어져 대칭이 되어야 하며, 보행훈련을 통한 회복은 편측 마비환자들의 재활에 있어서 가장 중요한 목표가 된다[4].

현재 물리치료가 시행하는 재활치료로는 손상된 환측 다리에 대하여, 제한적 혹은 부분적인 체중부하(PWB)나 완전 체중부하(FWB)를 유도하는 방법이다. 가장 많이 사용하는 체중부하 방법으로는 1) 환자가 서있는 동안 물리치료가 손상측 다리의 발 밑에 손을 넣어 체중이 얼마나 부하되는지 평가하거나 2) 환자가 두 개의 체중계 위에 올라서서 분포되는 체중의 차이를 관찰하고 조절하게 하는 것, 또는 3) 진진기울을 사용하여 환자로 하여금 시각적 피드백을 받으면서 비대칭적인 자세를 교정하게 하거나 4) 양 다리에 체중을 똑같이 신고서 서 있거나 걸으라고 구두로 지시하는 것 등이다. 그러나 이러한 방법은 주관적이고 정적인 치료방법으로 편마비 대상자의 비대칭적인 신체 움직임에 대한 복잡하고 다양한 요인들로 인해 치료가 수월하지 않을 뿐더러 최종 목표인 동적 보행유도 방법으로 다소 수동적이며 비연계적이다[5].

이를 해소하기 위하여 대칭 훈련에 대한 객관적인 평가와 체계적인 치료적 훈련 방법들에 대한 연구가 이루어져 왔고[6], 센서를 활용하여 시각적 및 청각적 피드백 기법과 병행하여 정적 및 동적 자세에서 신체 움직임에 대해 여러 연구가 진행되었다. 연구결과에서 피드백 적용이 대칭적 체중부하 능력에 효과적인 향상을 보였다고 보고되고 있다[7]. 특히 보행에 있어 족저압을 획득하고, 시·청각적 피드백을 활용한 대칭체중부하 훈련에 관한 다양한 연구가 진행 중이다[8, 9]. 족저압에 대한 평가는 보행연구에 있어 매우 중요한 요인이며 보행과 관련지어 분석하는 것이 환자의 족부에 대한 문제를 정확하게 분석하는 방법이다[10].

Avni 등[11]은 튜브형 센서를 설계하여, 환자 42명을 대상으로 하중에 따른 유압의 변이에 따라 압력을 측정하는 원리인 체중부하 피드백 장치 Smartstep을 활용하였는데, 보행 이동 훈련 시 청각

적 피드백 적용하여 보행패턴을 분석하여 환자의 체중부하가 유의하게 향상됨을 보고하였다.

그러나 훈련을 위해 사용하기에는 고가의 비용으로 접근성이 떨어지며, 부피감이 있어 일상적인 보행 시 활용하기 불편하다는 단점이 있다.

본 연구에서는 로드셀 센서를 활용하여 환측에 부하되는 체중부하에 따른 청각적 피드백을 적용한 대칭 보행유도와 보행패턴 분석이 가능한 무선 보행훈련 시스템을 개발하였다. 또한 정상인군과 편마비군을 대상으로 시스템 적용 전·후 분석을 통하여 시스템 유효성 및 피드백의 단기적 효과를 평가하고자 하였다.

## 2. 실험방법

### 2.1 청각적 피드백 보행훈련 시스템 설계

시스템은 크게 3 부로 나뉜다. 보행 신호를 받기 위하여 신발 안창부(inside)에 로드셀 센서(loadcell sensor)를 결합하여 설계한 센서부와, 출력되는 보행주기 신호를 입력 받아 증폭 및 A/D 컨버터와 블루투스 무선송신부로 구성된 SLAVE부, 그리고 SLAVE부에서 무선 송신되는 보행정보를 수신 받아 디지털 필터처리와 보행신호를 분석하기 위한 MASTER부로 구성된다.

보행 신호를 검출하기 위한 센서부의 로드셀 센서의 위치는 보행의 발뒤축 접지기(heel contact)시에 닿는 발뒤꿈치부(heel)와 신체의 무게를 지탱하여 발끝으로 체중을 들어 올리는 발뒤축 들림기(heel off)가 시작되는 세 번째 중족골(3<sup>rd</sup> metatarsal)로 하였다. 설치된 로드셀 센서를 통하여 안창부와 지면의 접촉상태와 지면에 받게 되는 하중 값을 확인하게 된다.

센서의 부착위치는 정상인의 경우에 우측 다리인 우측 하지에, 편마비 대상자의 경우 환측 하지에 센서를 부착하였다.

SLAVE부는 보행주기를 검출하는 센서부와 얻어지는 출력신호를 증폭하기 위한 증폭부와 증폭된 보행신호의 A/D변환부와, 이를 통항 보행분석을 하기 위해 PC와의 RS232통신 및 블루투스 송신부로 구성되었다.

센서로부터 출력되는 보행 신호는 증폭부의 OpAmp AD 620IC로 입력되며, 비반전 증폭회로(non-inverting amplifier)를 설계하여 신호 증폭을 하였다. 또한, 증폭부에서 출력되는 보행 신호는 MCU(ATmega128, ATMEL Inc., USA)의 ADC 입력 포트에 입력되며, 이 입력된 신호는 보행주기 정

보를 블루투스 송신부를 통하여 PC상의 USB 타입의 블루투스 수신부를 통하여 MASTER부로 전송한다.

MASTER부는 SLAVE부에서 전송되는 보행신호를 PC로 받는 블루투스 무선부와 전송되는 보행신호 처리 및 분석을 하기 위한 소프트웨어부로 나뉘지며, 편마비 환자를 위한 대칭적 체중부하 훈련 시스템의 분석 소프트웨어는 LabVIEW 2009 (National Instrument Inc., USA)를 이용하여 사용자 인터페이스 및 보행 패턴분석이 가능하도록 프로그래밍 하였다. 소프트웨어부의 내부 구성은 보행신호의 잡음을 없애기 위한 디지털 필터부, 보행에 따른 보행주기를 표현하기 위한 차트그래프 및 분석지표들의 객관적인 수치표시와 웹캠 LifeCam VX-6000 (Microsoft Corporation, USA)을 통하여 보행 모습을 프로그램 상에서 확인이 가능한 디스플레이부로 구성되어 있다.

본 시스템의 센서부 설계 발바닥의 접촉에 따른 신호 출력을 높이기 위하여, 아크릴과 흡입제질의 에틸렌초산비닐수지(EVA: Ethylene-Vinyl Acetate)를 이용하여 구조체를 설계 제작하였고, 보행 시 수반되는 센서의 형태로 인한 통증을 해소하기 위해 얇은 합성원단의 안창을 설치하였다. 보행패턴 분석을 위한 주요 분석인자는 보행주기(gait cycle), 보행속도(gait velocity), 분속수(cadence), 입각기(stance phase) 및 유각기(swing phase) 시간 및 비율 등의 정보를 획득하여 분석이 가능하도록 알고리즘을 구성하였다(그림 1).

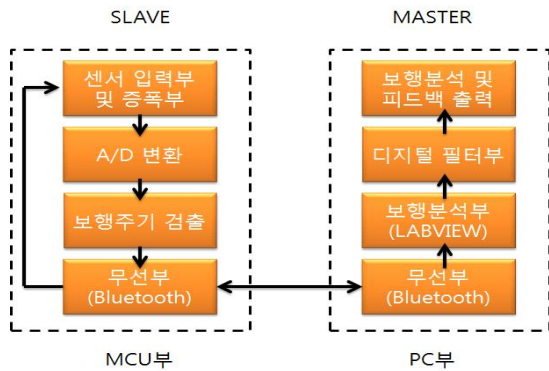


그림 1. 전체 시스템 구성

보행주기에 따라 센서부에서 출력되는 신호는 AD 620을 이용하여 증폭 및 필터 처리를 하였고, 또한 환경에 따른 외부적 요인에 의하여 불규칙적으로 발생하는 고주파 신호 성분들을 제거하기 위하여 LabVIEW에서 디지털 필터부(3차 butterworth

filter)를 적용하였으며, 디지털 필터 처리로 인하여 발생하는 보행신호의 딜레이가 최소화 될 수 있도록 설계하였다.

또한, 개발된 시스템 평가를 위해 먼저 대칭적 체중부하 피드백 기기에서 사용된 센서의 선형성을 확인하고자 다음과 같은 실험을 실시하였다. 보행주기를 얻기 위한 로드셀 센서의 출력을 측정하였고, 작용되는 하중에 따라 안창부에 부착한 센서의 출력을 확인하기 위하여 준비된 표준 분동(5kg, 10kg, 20kg)을 사용하여 센서에 100kg까지 올려놓은 후 총 변화되는 값을 측정하다. 설계한 로드셀 센서의 증폭회로에서의 출력전압을 측정하였으며, 3회의 반복 시행에서 얻은 측정값의 평균을 측정 결과로 하였다.

### 2.2 실험 대상

보행 실험에 참가한 대상자는 신경계 및 관절 변형 등의 근골격계의 질환이 없는 건강한 성인남성 6명과 뇌출혈로 인하여 뇌졸중 진단을 받은 편마비 환자 2명을 대상으로 실시하였다. 보행 속도는 개인에 따라 차이가 있기 때문에 자연스런 보행속도를 유도하였고, 실험 전 충분한 보행 훈련 후, 정보를 수집하였다.

### 2.3 보행 훈련

대상자들의 일반적인 특성은 표 1에 나타내었다. 또한 보행분석에 필요한 나이, 몸무게, 키, 발 크기, 등의 인체 계측학적 데이터를 수집하였으며, 보행이동 시 이동한 거리를 알기 위하여, 각각 대상자 다리의 보장길이(stride length)를 측정하였으며, 실험에 사용되는 안창부의 센서부는 정상인군 모두 오른쪽 하지부로 통일하였으며, 편마비군은 마비측 하지부에 센서를 부착하였다.

표 1. 대상자의 일반적 특성

Characteristics	Normal subjects (n=6)	Hemiplegia patient (n=2)
Sex	male	male/female
Age (years)	25.2±0.75	53.0±1.41
Weight (kg)	66.2±6.85	71.5±0.71
Height (cm)	173.0±4.00	155.0±7.07
Foot size (mm)	269.0±6.85	270.0±0.00
Step length (cm)	51.5±8.15	23.7±4.95

실험 전 편마비 대상자의 기준을 정하기 위해 일상생활 자립도를 평가하는 MBI (Modified Barthel Index) 기능 검사를 측정하였다. 100점 만점

중 76점으로 단계 기준인 “가벼운 장애”로, 최소의 도움과 함께 보행이 가능하며 도움의 양은 1주일에 13시간이 필요하다. 균형능력 평가에서, “발 모아 서기”가 10초 이상 가능하였고, 독립적인 “한 다리 서기”는 불가능하였다. 또한 “의자에서 5회 일어서기” 평가에서 약 25.1초가 소요되었다.

보행 신호를 획득하기 위하여, 그림 2와 같이 대상자의 하지부에 안착부를 설치하였다. 보행 측정 시 훈련방법은 대상자의 이동성 회복을 평가하는 방안으로써 신경손상 질환을 지닌 대상자의 보행 속도 평가에 일반적으로 사용되고 있는 14m 보행 검사법을 시행하였다. 장애물이 없는 평탄한 평지에서, 총 14m를 편안한 속도로 걷도록 하여 이동 시 발생하는 가속과 감속비를 감안하고, 처음과 끝 구간 각각 2m의 분석범위에서 제외하고, 남은 10m 구간의 거리만 평가하는 이 방법은, Walker 등[11]이 보고한 방법이다. 또한 임상실험 진행 시 3회의 반복 시행을 통하여 얻은 측정값의 평균을 측정 결과로 취하였다.



그림 2. 청각적 피드백 보행 장면

청각피드백에 사용되는 사운드는 단일음으로 duration time은 109ms, bit rate는 706.6kbps, Sampling rate는 44.1kHz의 wav file이 사용되었으며, LabVIEW로 프로그래밍한 보행분석 프로그램에서 설정한 문턱치값(threshold)인 하중의10% 값 이상이 도달할 때마다, 청각피드백이 발생되게 구현하였다[12].

### 2.4 분석 방법

본 연구에 얻어진 자료의 분석을 위해 통계분석 프로그램인 SPSS 15.0 (SPSS, Chicago, USA)을 사용하였으며, 모든 자료에 대해 평균값을 산출하였다. 청각적 피드백 적용 전·후의 각 대상군 별 중속변인의 차이를 검증하기 위하여 짝비교 t 검정 (paired t-test)을 사용하였으며, 유의수준은  $p < 0.05$

으로 하였다.

## 3. 결과

### 3.1 로드셀 센서의 출력 측정

본 연구에 사용한 로드셀 센서는 10kg 이하의 무게에서는 약간의 오차율을 보이지만, 분동의 무게가 증가할수록 저항값의 변동 폭이 직선의 방정식과 일치함을 확인할 수 있었다(그림 3). 이러한 비선형적으로 저항값이 변함에 따라 증폭회로에서는 기준 입력 전압 +5V DC로부터 하중의 인가에 비례하는 전압을 출력하고 있음을 확인할 수 있다.

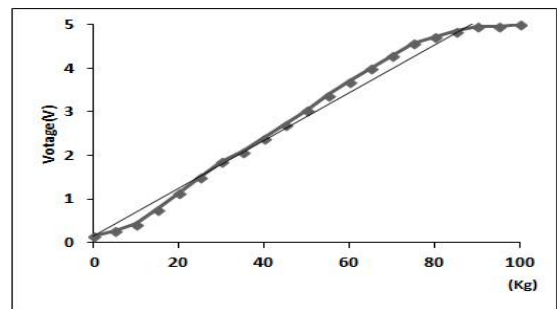


그림 3. 로드셀 센서의 선형값

### 3.2 보행패턴 분석 결과

#### 3.2.1 정상군에서의 보행변수 비교

그림 4는 정상군에서 한 대상자의 안착에 2 개의 센서(중족골 및 뒤꿈치)를 장착 후 실험 결과로서 획득한 보행신호의 한 주기를 나타낸 그림이다.

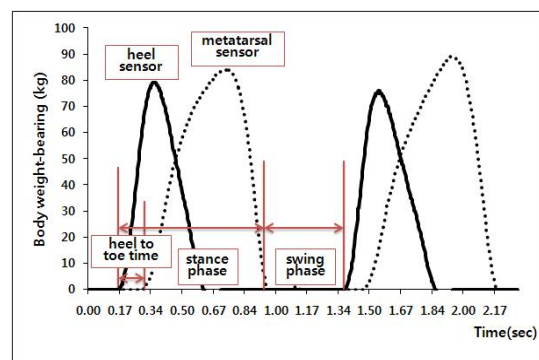


그림 4. 정상군의 청각적 피드백 보행 그래프

(실선: 발뒤꿈치 센서, 점선: 중족골 센서)

표 2는 정상군에서 청각적 피드백 적용 전과 후의 보행변수들에 대한 패턴분석 결과를 나타내었다. 청각적 피드백 시스템을 적용하기 전에 비해 적용 후에는 분속수와 보행속도가 각각 0.72step/min과

1.24cm/sec 증가하였고, 입각기(stance phase)는 약 63.4%에서 65.5%로 2.1% 증가, 유각기(swing phase)는 36.6%에서 34.5%로 2.1%의 유의한 감소를 보였다. 또한 발뒤꿈치에서의 체중 부하도 88.08에서 89.49kg으로 1.41kg 증가하였다.

표 2. 정상군의 청각적 피드백 적용 전·후 보행 변수 비교

Normal subjects(n=6)		
Characteristics	Non-auditory feedback	Auditory feedback
Cadence (steps/min)	68.16±1.77	68.88±1.54
Velocity (cm/sec)	80.34±7.41	81.58±7.72
Stance-swing rate (%)	stance 63.4±2.71	stance 65.5±2.40
	swing 36.6±2.71	swing 34.5±2.40
Weight bearing (kg)	heel 88.08±1.15	heel 89.49±2.62
	meta. 100.85±8.59	meta. 99.10±7.75
Heel-to-toe time (sec)	0.10±0.02	0.11±0.02

3.2.2 편마비군의 보행변수 비교

그림 5는 편마비군에서 한 대상자의 안창에 2개의 센서를 장착 후 실험 결과로써 획득한 보행신호의 한 주기를 나타낸 그림이다. 정상군에서 보이는 뒤꿈치 닿기 후 중족골에 닿는 순서의 역 패턴을 보이고 있다. 또한 뒤꿈치에 비해 중족골의 체중 부하가 현저하게 낮음을 볼 수 있다.

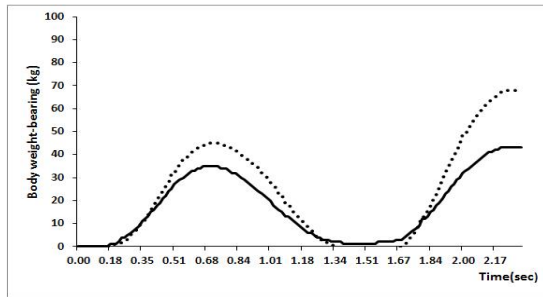


그림 5. 편마비군의 청각적 피드백 보행 그래프 (실선: 발뒤꿈치 센서, 점선: 중족골 센서)

표 3은 편마비군에서 청각적 피드백 적용 전과 후의 보행변수들에 대한 패턴분석 결과를 나타내었다. 청각적 피드백 시스템을 적용하기 전에 비해 적용 후에는 보행속도가 2.06cm/sec 증가하였고, 편측에 부하되는 체중은 발뒤꿈치에서 6.36kg, 중족골부에서 3.40kg으로 유의하게 증가하였다.

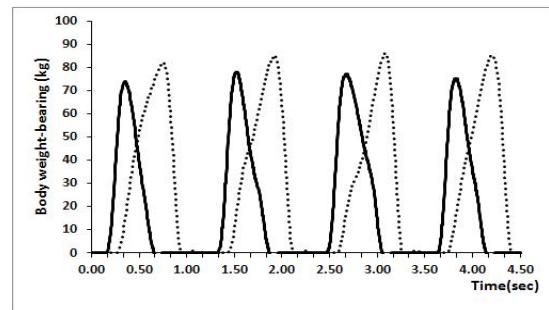
입각기는 69.15%에서 71.75%로 약 2.60% 증가한 반면, 유각기의 비율은 적용 전 30.85%에서 적용 후 28.25%로 약 2.60% 감소하였음을 확인하였다.

표 3. 편마비군에서 청각적 피드백 적용 전·후 변수 비교

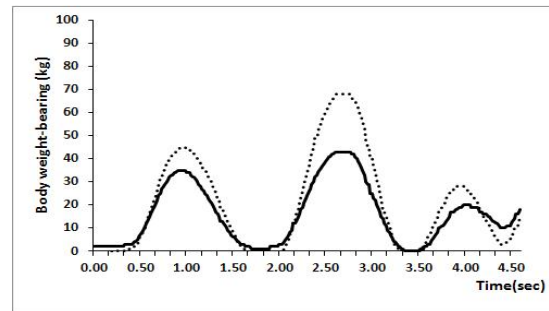
Hemiplegic subjects(n=2)		
Characteristics	Non-auditory feedback	Auditory feedback
Cadence (steps/min)	48.00±0.33	48.33±0.31
Velocity (cm/sec)	24.64±1.47	26.70±2.07
Stance-swing rate (%)	stance 69.15±7.63	stance 71.75±5.27
	swing 30.85±1.53	swing 28.25±7.37
Weight bearing (kg)	heel 38.76±4.80	heel 45.12±9.94
	meta. 52.52±7.31	meta. 55.92±4.61
Heel-to-toe time (sec)	0.015±0.00	0.019±0.00

3.2.3 정상군과 편마비군의 보행패턴 비교

그림 6은 본 시스템을 통하여 얻은 정상군과 편마비군의 연속적인 보행주기 패턴이다. 정상군의 경우 입각기부터 유각기까지 지면반발력에 따른 체중 부하가 균일한 패턴을 보이고 발뒤꿈치 닿기 후 중족골 닿기 순서를 나타내는 반면, 편마비군에서는 불규칙한 보행패턴과 함께 발뒤꿈치와 중족골이 동시에 바닥에 닿은 양상을 보였다.



(a)



(b)

그림 6. 정상군(a)과 편마비군(b)의 보행 패턴 비교 (실선: 발뒤꿈치 센서, 점선: 중족골 센서)

#### 4. 고찰

편마비 환자들의 보행 시 운동장애로 인해 비대칭적 자세와 균형 상실이 나타나며, 나아가 전신의 근골격계 변화와 넘어짐 등의 여러 합병증을 유발하게 된다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여, 보행 훈련을 통한 재활치료는 환측 하지부에 적절한 체중을 부하할 수 있는 능력을 향상시키는 매우 중요한 방안이다.

일반적으로 물리치료사에 의한 훈련 이외에, 1960년대부터 운동성에 제한이 있는 환자들을 대상으로 되먹임을 통한 기술들을 적용하는 연구 등이 진행되고 있으며, 각 대상자들의 재활 훈련에 시각(visual), 청각(auditory), 체성감각(somatosensory) 되먹임을 적용하여 각 대상자의 환측 하지부에 체중부하를 위한 자극을 유도하여 대칭적인 자세를 유지하는 능력을 향상시켜 왔으며, 대칭적인 보행을 할 수 있도록 활용한 연구 보고가 있었다[13].

Chedevergne 등[14]이 스트레인 게이지 센서를 활용하여 청각적 피드백 장비와 다르게 본 연구에서는, 로드셀 센서를 사용하여 하중부하의 힘 데이터를 획득이 가능하도록 신발의 안창부와 결합하여 설계하고 무선으로 보행패턴의 측정이 가능하도록 설계 하였다.

Wannstedt 등[15]은 자신들이 고안한 Limb Load Monitor 장비를 사용하여, 청각 되먹임을 30명의 뇌졸중 환자를 대상으로 하중부하 훈련을 시행하였으며, 대상자중 27명(77%)에서 환측 하지부에 하중부하가 증가되었다고 보고하였다. 본 연구에서는 정상인군과 편마비군의 대상자에게 청각 되먹임을 통한 체중이동 훈련을 진행하였으며, 정상인군에서의 적용한 우측 하지의 체중부하가 되먹임 적용 후 훈련 전보다 유의하게 증가되었고, 편마비군도 환측 하지부의 하중부하가 훈련 전보다 증가되었음을 확인하였다.

또한 Winstein 등[16]은 17명의 편마비 환자를 대상으로 시각적 피드백을 적용하여 기립균형훈련을 시행하였다. 연구기간은 4주 동안 5일간 평균 30~45분 정도 피드백 훈련과 물리치료를 병행하여 진행하였다. 시각적 피드백을 이용한 기립균형 훈련을 받은 실험군에서는 훈련 후에 보행속도가 17cm/sec가 빨라졌고, 분속수는 약 15.5step/min으로 증가하였으며, 피드백 없이 훈련한 대조군에서는 훈련 후에 8.16cm/sec 빨라졌고, 분속수는 6.6step/min이 증가하였다. 본 연구에서도 두 군 모두에서 피드백 적용 전 보다 후에 통계학적으로 유의한 차이를 확인

하였다.

또한 청각적 피드백 장치인 SmartStep을 활용한 연구에서 뇌졸중 대상자의 환측 하지 발뒤꿈치 부에는 총 하중의 약 41%와 중족골부에는 90%의 하중이 부하되었지만, 10일간의 청각적 피드백 훈련 결과 발뒤꿈치부에는 75% 중족골부에는 103%까지 체중을 부하할 수 있어 체중부하 능력이 향상되었으며, 전체적인 보행패턴이 향상되었음을 확인하였다[17].

또한 Smartstep을 이용한 사례 연구에서 양측 전두두정엽 개두술 종양제거 수술을 경험한 37세 신경장애 여성을 대상으로 한 실험에서 2달 동안 재활훈련 후 체중부하가 향상이 되었으며 입각기 비율이 54.36%에서 58.21%로 증가하였다. 반면 유각기 비율은 45.64%에서 41.79%로 감소함을 보고하였다[18]. 또한 출혈성 뇌졸중을 가진 34세 여성을 대상으로 한 실험에서 10일 동안의 훈련 후 체중부하 능력이 향상되었으며 발뒤꿈치에서 중족골로 향하는 시간(heel-to-toe time)이 0.05초에서 0.17초로 증가함을 밝혔다[18]. 본 연구에서는 정상인군은 0.106초에서 0.113초로 증가하였고, 편마비군은 0.015초에서 0.019초로 증가하였음을 확인하였다.

본 연구에서 개발된 청각적 피드백 보행훈련 시스템의 유효성을 검증하기 위하여 피드백 적용 후 보행 패턴 특성에 미치는 단기적 영향을 확인하였으며, 그 결과 정상인군에서 분속수와 보행속도는 각각 0.72step/min과 1.24cm/sec 증가하였다. 입각기와 유각기의 비율에서 피드백 적용 전 입각기의 63.4%에서 피드백 적용 후 65.5%로 통계학적으로 유의한 증가를 보였다. 또한 발뒤꿈치에서의 체중부하도 88.08kg에서 89.49kg으로 1.41kg 증가하였다.

편마비군에서는 보행속도가 2.06cm/sec 증가하였으며, 편측에 부하되는 체중은 발뒤꿈치에서 6.36kg, 중족골에서 3.40kg으로 유의하게 증가하였다. 또한, 입각기 비율은 피드백 적용 전 69.15%에서 피드백 적용 후 71.75%로 2.60% 증가하였음을 확인하였다.

보행속도에 있어 중족골에 대한 체중부하 증가는 보행 훈련을 위한 중요한 의의를 갖는다. 본 연구 결과 청각적 피드백 보행훈련 시스템 착용 후 편마비군에서 중족골에 체중부하 증가를 확인할 수 있었는데, 이는 보행주기 말기에 앞꿈치 밀어내기 즉, 보행 추진력을 증가시켜 보행속도를 높일 수 있었던 것으로 판단된다[1].

본 연구에서 로드셀 센서에 신호가 입력되는 순간부터 청각피드백이 발생될 때까지의 구간의 시간차(delay time)는 평균 0.05초의 시간지연이 발생하

였다. 하지만 본 연구에서 편마비 환자의 평균 보행 속도가 26.70cm/s 임을 고려할 때 이러한 피드백의 지연시간은 영향을 미치지 않지만 프로그램 등을 통해 지연시간을 줄일 필요가 있을 것으로 판단된다.

## 5. 결론

본 연구에서는 편마비 환자의 보행에 따른 신호를 분석하고, 각 보행주기에 따라 피드백을 적용할 수 있는 청각적 피드백 보행훈련 시스템을 개발하였다. 또한 개발된 시스템의 유효성을 검증하기 위해 정상인군 및 편마비군 대상자에게 수행한 임상 실험을 진행하였으며, 각 대상군마다 피드백 적용 후 보행 속도와 분속수, 발뒤꿈치와 중족골부의 체중부하, 그리고 보행 시 입각기 비율이 증가하였음을 확인하였다.

대칭적인 체중부하는 인체 균형을 위한 중요한 요소이다. 또한 뇌졸중 환자를 비롯하여 균형능력을 필요로 하는 다양한 대상자들에게 낙상을 예방할 수 있도록 하는 재활치료의 변수가 된다. 그러나 기존의 보행훈련 시스템은 고비용과 부피감으로 인해 환자에게 대한 접근성이 떨어진다.

따라서 본 연구를 통해 개발된 무선 청각적 피드백 보행훈련 시스템을 활용한다면, 저가의 비용으로 일상적인 보행을 통해 환측의 체중부하를 촉진함으로써 균형훈련에 적극적으로 도움이 되리라 생각된다. 또한, 차후 환자의 환측의 하중 변화량에 따른 피드백을 위한 임계값 변화, 하지질환자의 임상실험 확대 및 장기간의 훈련효과를 검증하는 것이 필요하다고 사료된다.

## 참 고 문 헌

- [1] D.A. Umphred, "Neurological Rehabilitation," 3rd ed, St. Louis, Mosby, 1995
- [2] Y.H. Kim, J.E. Shin, D.H. Kim, Y.K. Woo, N.G. Kim, "Effect of Dynamic Balance Training Using Visual Biofeedback of Center of Pressure in Patients with Stroke," J. Korean Acad. Rehab. Med., vol. 28, no. 6, pp.515-522, 2004.
- [3] R.W. Bohannon, "Gait Performance of Hemiparetic Stroke Patient: Selected Variables," Arch. Phys. Med. Rehabil., vol. 68, pp.777-781, 1987.
- [4] C. Werner, S. Frankenberg, T. Treig, "Treadmill Training with Partial Body Weight Support and an Electromechanical Gait Trainer for Restoration of Gait in Subacute Stroke Patients," Stroke. vol. 33, pp.2895-2901, 2002.
- [5] I.V. Bonan, A.P. Yelnik, F.M. Colle, E. Michaud, B. Panigot, P. Roth, J.P. Guichard, E. Vicaut, "Reliance on Visual Information after Stroke. Part II: Effectiveness of a Balance Rehabilitation Program with Visual Cue Deprivation after Stroke: a Randomized Controlled Trial," Arch. Phys. Med. Rehabil., vol. 85, pp.274-278, 2004.
- [6] M. deSeze, L. Wiart, A. Bon-Saint-Come, X. Debelleix, P.A. Joseph, J.M. Mazaux, M. Barat, "Rehabilitation of Postural Disturbances of Hemiplegic Patients by Using Trunk Control Retraining during Exploratory Exercises," Arch. Phys. Med. Rehabil., vol. 82, pp.793-800, 2001.
- [7] C. Walker, B.J. Brouwer, E.G. Culham, "Use of Visual Feedback in Retraining Balance following Acute Stroke," Phys. Ther., vol. 80, pp.886-895, 2000.
- [8] B. Mitchell, G. John, "An Augmented Auditory Feedback Device," Arch. Phys. Med. Rehab, vol. 78, pp.1389-1392, 1997.
- [9] S.E. Sihvonen, S. Sipila, P.A. Era, "Changes in Postural Balance in Frail Elderly Women during a 4 Week Visual Feedback Training: a Randomized Controlled Trial," Gerontol., vol. 50, pp.87-95, 2004.
- [10] K.W. Lee, S.B. Bark, S.K. Lee, K.M. Lee, "Analysis of the Stance Phase by Measurement of Plantar Pressure," J. Korean Acad. Rehab. Med., vol. 20, no. 2, pp.524-531, 1996.
- [11] C. Walker, B.J. Brouwer, E.G. Culham, "Use of Visual Feedback in Retraining Balance following Acute Stroke," Phys. Ther., vol. 80, no. 9, pp.886-895, 2004.
- [12] A. Anvi, I. Eli, "In-Patients Short-term Gait Rehabilitation by Means of a New Body-weight Measuring System," Presented at the mediterranean form of Phys. Rehab. Med., Available from: URL: <http://www.andantemedical.com/OrthoRehab.html>, 2004



- [13] R. Dickstein, M. Nissan, T. Pillar, "Foot Ground Pressure Pattern of Standing Hemiplegic Patients", PhysTher., vol. 64, pp.19-23, 1987.
- [14] F. Chedevergne, M. Dahan, A. Faiver, "A New Mechatronical Device for Determining Human Plantar Pressure," 12<sup>th</sup> IFToMM World Congress Besançon (France), pp.18-21, June, 2007
- [15] C.R.L. Wannstedt, "Clinical Evaluation of a Sensory Feedback Device: The limb load monitor", Bulletin of Prosthetics Research, pp.8-49, spring, 1978
- [16] C.J. Winstein, E.R. Gardner, D.R. McNeal, P.S. Barto, D.E. Nicholson, "Standing Balance Training Effect on Balance and Locomotion in Hemiparetic Adults," Arch. Phys. Med. Rehab. vol. 70, pp.755-762, 1989.
- [17] SmartStep<sup>TM</sup>, "Significantly improves gait patterns in stroke patients," Andante Medical Devices LTD, A Neurological Case. 2004
- [18] SmartStep<sup>TM</sup>, "Maximizes the rehabilitation process of neurological disorders," Andante Medical Devices LTD, A Neurological Case. 2004



**권 용 찬**

2010년 건양대학교 의공학과 졸업(학사)  
 2012년 건양대학교 대학원 의공학과 졸업(석사)  
 2012년 - 현재 (주)코렌텍 중앙기술연구소 연구원

관심분야 : 재활공학, 인공관절



**이 현 주**

2000년 연세대학교 재활학과 졸업(학사)  
 2002년 연세대학교 대학원 재활학과 졸업(석사)  
 2004년 연세대학교 대학원 재활학과(박사수료)  
 2010년 - 현재 건양대학교 물리치료학과 조교수

관심분야 : 노인 물리치료, 재활보조공학



**태 기 식**

1998년 건국대학교 의용생체공학과 졸업(학사)  
 2000년 가톨릭대학교 대학원 의과학협동과정 졸업(석사)  
 2006년 연세대학교 의공학협동과정 졸업(박사)  
 2007년 - 현재 건양대학교 의공학부 조교수

관심분야 : 재활공학, 생체역학, 인체동작분석