

불안정판과 힘판을 이용한 평형감각 훈련시스템 개발

박용균*, 유 미*, 김용욱**, 권대규***, 김남균#

Development of a Training System for Equilibrium Sense Using Unstable Platform and Force Plate

Yong-Jun Piao*, Mi Yu*, Yong-Yook Kim**, Tae-Kyu Kwon*** and Nam-Gyun Kim#

ABSTRACT

In this paper, we present the development of a new training system for equilibrium sense and postural control. This system consists of an unstable platform, a force plate, a computer, and training programs. The unstable platform provides 360 degrees of movement allowing for training in all directions. To evaluate the effects of the training system, we performed various experiments to train the ability of equilibrium sense and postural control of fifteen young healthy subjects. We measured the time a subject maintains his or her center of pressure on a target, the time a subject moves his or her center of pressure to a target, and the mean absolute deviation of the trace before and after the training. We analyzed these parameters obtained before and after the training using paired-sample T-test. The result shows that the subjects experienced distinctive enhancement in their ability of postural control through the training using our system.

Key Words : Equilibrium sense (평형감각), Unstable platform (불안정판), Force plate (힘판), Biofeedback (생체 피드백), Center of pressure (압력중심)

1. 서론

일상생활을 원활하게 수행하기 위해서는 무엇보다도 자세를 조절하여 균형을 유지하는 것이 매우 중요하다. 자세조절은 공간상에서 자세의 안정과 정향(orientation)을 유지하기 위하여 신체의 위치를 제어하는 것을 말한다.¹ 균형은 지지면 위에서 신체의 중심을 유지하는 능력을 말하며 신체의 자

세 균형 유지에는 전정기관 및 소뇌의 평형 기능, 근골격계의 지지 작용, 그리고 운동기능과 감각기능 등이 기여한다.^{2,3} 인간이 평형감각을 유지하는 능력을 갖추기 위해서는 시력, 체성 감각 및 전정 감각 기능 등 세 가지 중 적어도 두 가지 기능이 적용되어야 한다.

이러한 자세균형은 최근에 평균수명의 연장으로 인한 사회 노년층의 증가로 늘어난 고령 인구의

접수일: 2006년 12월 4일; 게재승인일: 2007년 4월 16일
* 전북대학교 대학원 의용생체공학과
** 전북대학교 헬스케어기술개발사업단
*** 전북대학교 생체정보공학부
교신저자: 전북대학교 생체정보공학부
E-mail: ngkim@chonbuk.ac.kr Tel. (063) 270-4061

낙상 사고 발생 빈도 증가함으로써 전정계 및 체성 감각계의 기능 손상에 의한 자세균형 장애를 가지고 있는 환자들이 증가하고 있다. 또한 교통사고가 증가하면서 외상성 손상과 근골격계의 질환에 따른 자세균형 제어능력의 손실 역시 증가하고 있다.^{4,5}

자세균형 제어에 관한 기능 연구는 주로 힘판(force plate)을 이용하여 특정 감각을 요구하는 시스템으로부터의 입력을 제한하거나 외력에 의해 평형 유지를 방해하거나 또는 바이오피드백 훈련을 하게 한 후, 직립 자세에서의 신체 전이, 압력 중심(center of pressure, COP), 자세 유지 시 작용하는 근육의 활동전위 등을 측정하여 균형능력을 평가하여 왔다.⁶ Shumway-Cook⁷ 등과 Lehmann⁸ 등은 힘판을 이용한 COP의 변화를 뇌기능 장애 환자에게 바이오피드백으로 활용한 결과, 자세 안정 및 보행 능력 향상에 큰 효과가 있음을 입증하였다. 이 밖에도 힘판을 이용한 자세균형 제어의 측정 및 훈련에 대한 연구는 많이 진행되어 왔다. Horak과 Nashner⁶ 은 고정된 지지 면에서 단순한 자세동요만을 측정하는 것은 일차원적인 평가이기 때문에 자세조절을 양적 질적으로 평가하는 데는 부족하다고 하였고, Allum⁹과 Commissaris¹⁰ 등은 발판을 좌우, 앞뒤 방향으로 움직였을 때의 동적 자세 균형 조절을 규명하였다. 최근에는 불안정 발판에서 바이오피드백을 이용한 기구가 개발되어 자세균형 평가 및 훈련을 통한 치료에 이용되고 있으며¹¹, Howard¹²는 관절 인지감각과 불안정 발판에서의 정적균형능력과 동적균형능력간의 상관성이 높다고 고찰하였다. 발판에 대한 연구에 이어 재활 훈련 장치 및 훈련방법의 개선에 대한 연구가 이루어졌다. 이처럼 기존의 연구와 자세 균형 훈련 장치들을 살펴보면 효율적인 평형감각 재활치료를 위해서는 자세균형제어에 관한 연구와 자세균형능력을 향상시킬 수 있는 훈련장치의 개발이 요구된다. 그러나 기존에 실시하던 고전적인 평형감각 및 자세균형 훈련 시스템은 평형감각 증진에 필요한 시각, 전정기관, 그리고 체성 감각 등을 통합적으로 자극하지 못할 뿐만 아니라, 피험자의 흥미를 유발하지 못하는 등의 단점이 있다.¹³⁻¹⁸

따라서 위와 같은 점에 착안하여 본 시스템은 힘판을 장착된 불안정판을 이용하여 평형감각 훈련 장치를 만들어 기존 재활 훈련장치의 문제점을 보완하고 신체 평형감각 및 균형제어 기능의 회복을 촉진할 수 있는 새로운 형태의 훈련 장치를 제안하

고자 한다. 본 시스템은 다양한 훈련 프로그램을 통해서 피험자에게 적극적으로 능동적인 훈련 참여를 유도하고, 훈련효과를 향상시킬 수 있는 훈련 시스템을 개발하였다. 그리고 이 평형감각 훈련 시스템을 통한 훈련효과를 평가하기 위해서 훈련 전후의 COP 이동 시간, COP 유지 시간, 경로 절대 편차 등의 파라미터를 측정하여 훈련효과를 분석 고찰하였다.

2. 시스템 구성

본 연구에서는 기존 훈련 장치의 문제점인 단조로운 훈련 환경을 탈피하고 통합된 감각을 자극하여 평형감각 및 자세균형 제어력을 증진시킬 수 있는 훈련기기를 제안하고자 하였다. 이를 위해 장시간의 훈련에도 단조롭거나 피로하지 않도록 다양한 영상과 음원을 제공하고 사용자의 훈련 수준에 따라 난이도를 조절 가능하도록 소프트웨어를 구성하였다. 또한, 불안정판을 이용하여 시각, 체성감각, 전정감각 등을 효과적으로 자극할 수 있도록 하였으며, 훈련 직후 습득한 데이터를 비교/분석 할 수 있도록 하였다. 이 밖에도 컨트롤러와 측정모듈을 내장하여 훈련장치의 이동성을 높임으로써 사용자가 원하는 어떤 환경에서도 쉽게 훈련할 수 있도록 하였다.

Fig. 1은 본 연구에서 평형감각 훈련 시스템 구성도이다. Fig. 2는 실제 개발된 평형감각 훈련 시스템이다. 이 시스템은 크게 훈련 영상체시용 모니터링 장치, 힘판이 붙여진 불안정판, 컴퓨터 인터페이스(interface), 안전장치로 나눌 수 있다. 또한 다양하게 평형감각을 증진할 수 있고 피험자의 수준에 따라 난이도를 조절 가능하도록 소프트웨어를 구성하였다.

2.1 하드웨어

평형감각을 증진하기 위해서 새로운 형태의 훈련 장치를 개발하였다. Fig. 3은 힘판과 불안정판의 실물도이다. 불안정판 위에 4개의 로드셀(load cell)이 내장된 힘판을 설치하고 불안정판 위에서 훈련하는 피험자의 COP를 측정하였다. 힘판의 길이는 400mm, 넓이 300mm, 높이 50mm 이다. 보통 성인의 발의 길이는 230mm~270mm, 넓이는 약 100mm 이다. 양발을 어깨 너비로 두고 서있을 때 양발 사이에 간격은 약 200mm이다. 이에 따라서 힘판의

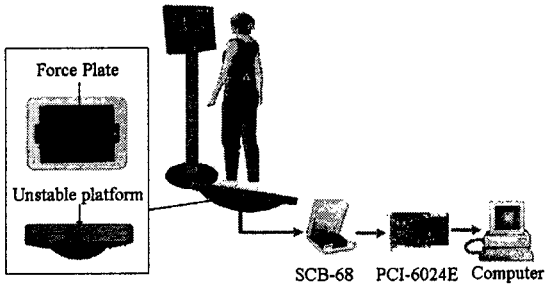


Fig. 1 System configuration

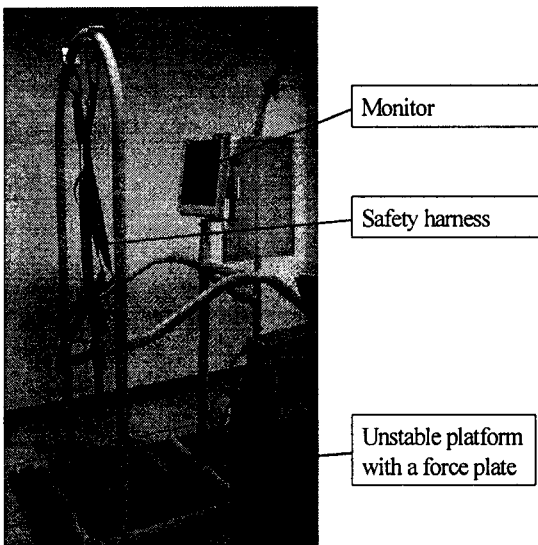


Fig. 2 Training system for equilibrium sense

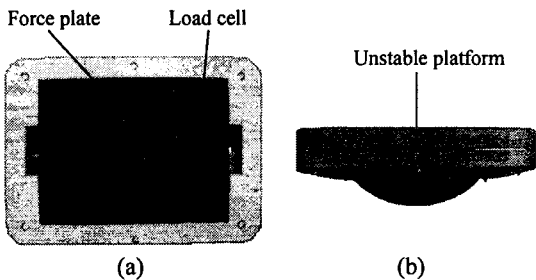


Fig. 3 Unstable platform and force plate: (a) Top view (b) Side view

크기를 정하였다. 힘판을 고정하기 위하여 불안정판은 길이 550mm, 넓이 390mm로 정하였으며 높이는 130mm, 곡률 반경은 200mm이다. 불안정판 안에 2개 기울기 센서를 설치하고 불안정판의 기울기

각도를 측정하였다. 측정된 데이터를 컴퓨터에 저장하여 분석, 처리하였다. 불안정판의 앞뒤 최대 기울기 각도는 28°이고 좌우 최대 기울기 각도는 18°이다.

2.2 훈련 소프트웨어

평형감각과 자세균형에 대한 제어능력 증진 효과를 분석하기 위해서 훈련 평가 및 데이터 분석으로 구성된 소프트웨어를 개발하였다. Fig. 4는 개발된 프로그램의 훈련 항목이다. Fig. 4(a)는 삼각형 추적 훈련 항목(triangle trace, TT)으로 이 추적훈련은 좌우와 경사(2차원 평면에서 볼 때) 방향의 평형감각 훈련을 할 수 있는 항목이며 이를 이용해서 피험자가 신체 중심을 좌우와 경사 방향에 따라 이동하는 목표물을 따라 목표물의 이동 속도와 삼각형의 크기를 조절하여 훈련의 난이도를 조절해 통합적으로 평형감각 훈련을 할 수 있고 평형 능력을 증진할 수 있도록 개발하였다.

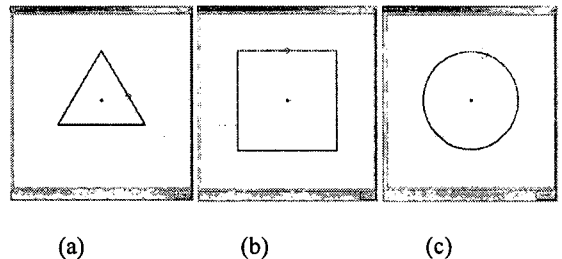


Fig. 4 Training parameters: (a) Triangle trace(TT) (b) Quadrangle trace(QT) (c) Circle trace(CT)

Fig. 4의 (b)는 사각형 추적 훈련 항목(quadrangle trace, QT)이다. 사각형 추적 훈련은 좌우와 전후 방향에 평형감각 훈련을 할 수 있는 항목이며 피험자가 불안정판 위에 신체 중심을 좌우와 전후 방향에 이동하는 목표물을 따라 좌우와 전후 방향을 서로 바꾸고 평형감각 증진 훈련을 실시할 수 있다. 사각형의 크기, 목표물의 이동 속도를 조절해서 다양하게 평형감각 훈련을 할 수 있도록 개발하였다. Fig. 4의 (c)는 원 추적 훈련 항목(circle trace, CT)이다. 원 추적은 다른 훈련 항목과 달리 COP 이동 방식이 직선 운동이 아니고 곡선 운동이다. 이를 이용해서 피험자가 불안정판 위에 신체 중심을 원주 방향으로 이동할 수 있고 평형 능력을 증진할 수 있다. 원의 크기와 목표물의 이동 속도도 조절 가능하게 개발하였다.

Fig. 5는 훈련 효과 평가 항목이다. Fig. 5의 (a)는 동적 원형(dynamic circle, DC) 평가 항목을 나타내고 있다. DC 평가는 신체 중심 이동과 유지 능력을 평가한다. 앞, 뒤, 좌, 우, 앞-좌, 앞-우, 뒤-좌, 뒤-우 등 여덟 개 방향에 COP 이동시간과 COP 유지시간을 측정하고 이를 이용해서 평형감각 훈련의 효과를 평가하였다. 삼각형 추적 평가 항목은 좌우와 경사 방향에 COP 이동을 동시에 평가할 수 있다. Fig. 5의 (b)는 삼각형 추적 평가 항목이다. 이 항목은 COP 이동 거리와 속도가 삼각형의 크기를 따라서 변화하는 특징을 가지고 있다. 이 프로그램을 이용해서 경로 평균 절대 편차를 측정하고 훈련 효과를 평가하였다. Fig. 5(c)는 사각형 추적 평가 항목이다. 이 항목은 COP 이동 거리와 속도가 사각형의 크기에 따라서 변화하는 특징을 가지고 있다. 이 항목을 사용하여 경로 평균 절대 편차를 측정하고 훈련 효과를 평가하였다. 나선 추적 평가 항목은 Fig. 5(d)이다. 이 항목은 원 운동의 변형 운동이다. 이런 변화된 삼각형 추적, 사각형 추적 및 나선 추적 평가 항목을 이용하는 이유는 훈련 중 삼각형 추적, 사각형 추적, 원 추적 훈련의 학습효과를 배제하기 때문이다.

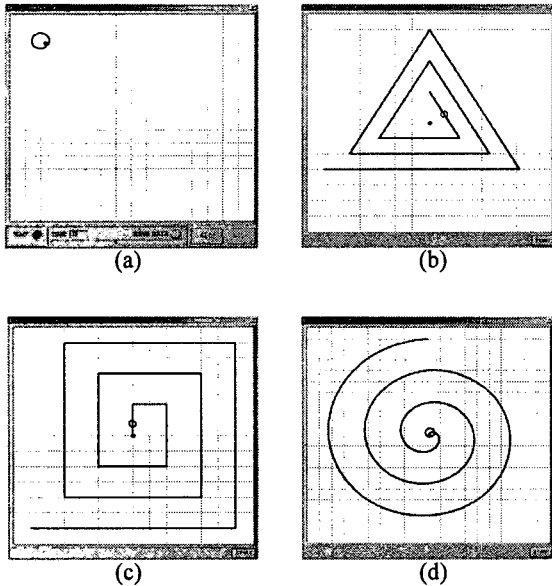


Fig. 5 Evaluation parameters: (a) Dynamic circle (DC), (b) Changeable triangle trace(CTT), (c) Changeable quadrangle trace(CQT), (d) Spiral trace(ST)

3. 실험방법

3.1 실험대상

피험자는 20~30대 성인 15명을 대상으로 하였으며, 남자는 9명, 여자는 6명이다. 피험자의 평균 연령은 26.5(±2.6)살이며, 평균 신장은 171.07(±5.73) cm, 평균 체중은 62.67(±11.02)kg, 발의 평균 사이즈는 258(±16.99) mm이다.

3.2 실험방법

평형감각 및 자세균형의 제어능력을 증진하기 위해서 훈련 프로그램을 통한 자세균형 제어능력 훈련과 평가를 진행하였다. 실험의 전체적인 진행은 Fig. 6과 같다. 첫 번째 평가를 통하여 훈련 전 평형감각의 제어능력을 평가하는 파라미터를 측정하였다. 첫 평가는 DC, ST, CTT와 CQT 평가 프로그램을 이용하였다. 각 평가 프로그램 실시 후 2분 동안 휴식하였다. 첫 평가한 후 평형감각 훈련 프로그램을 이용해서 평형감각 및 자세균형 능력 증진훈련을 실시하였다. 이 증진훈련은 CT, TT와 QT 훈련 프로그램을 이용하여 실시하였다. 훈련 기간은 2주이며, 매일 훈련 시간은 30분이다. 총 훈련 회수는 12회이다. 각 훈련 프로그램은 3번 반복 시켰다. 훈련 순서는 랜덤(random)식으로 실시하였고 각 훈련 프로그램 실시 후 1분 동안 휴식하였다. 훈련 후 두 번째 평가를 통하여 훈련 전후 파라미터를 비교해서 훈련효과를 분석하였다. 평형감각 훈련효과를 평가하기 위해 평가 프로그램을 이용해서

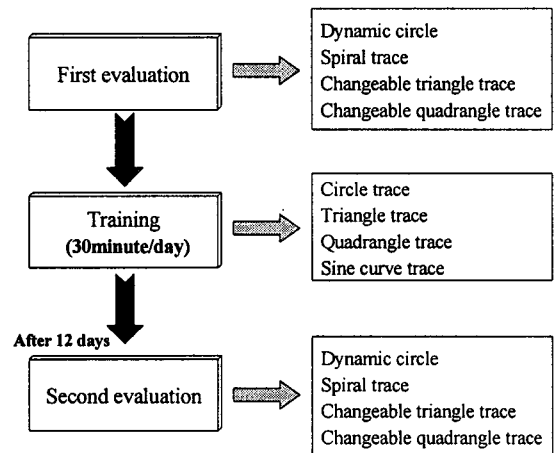


Fig. 6 Experimental procedure

COP 이동시간, COP 유지시간과 경로 절대 편차 등 파라미터를 측정하고 평가하였다. 훈련 전·후 평가 결과를 통해서 자세균형 훈련효과를 분석하였다.

4. 결과 및 고찰

불안정판과 힘판을 이용해서 평형감각 훈련과 평가 프로그램으로 측정한 실험을 통해서 다음과 같은 결과를 얻었다. 실험 데이터는 SPSS 10.0을 이용해서 분석하였다.

4.1 COP 이동 시간

COP 이동시간은 COP가 중심부에서 목표물까지 도달할 때까지 소요되는 시간이다. COP 이동시간은 인체 중심 이동 능력을 평가하는데 아주 중요한 파라미터이다. COP 이동 시간의 계산 방법은 Fig. 7에 나타나어 있다. COP 이동 시간이 짧을수록 인체의 중심 이동 능력과 반응 능력은 우수하다고 볼 수 있다. 본 연구에서 모두 여덟 개 방향에서 COP 이동 시간을 측정한다. 즉 앞, 뒤, 좌, 우, 앞-좌, 앞-우, 뒤-좌, 뒤-우 방향이다. 본 실험에서 COP가 중심부에서 목표물까지 이동하는 거리는 6cm이고 8개 방향에 이동 거리가 모두 동일하다. 훈련 전·후 COP 이동 시간을 비교해서 훈련 효과를 평가하였다.

훈련 전후 COP 이동시간은 Table 1에서 나타내고 있다. 훈련 후 앞, 뒤, 좌, 우, 앞-좌, 앞-우, 뒤-좌, 뒤-우 방향의 COP 이동 시간 각각 34.6%, 26.1%, 33.9%, 32.7%, 29.3%, 31.1%, 27.2%, 24.2%로 단축됐다. 훈련 후 앞, 좌와 우 방향에 COP 이동 시간이 가장 많이 단축되었다. 이것은 앞, 좌와 우 방향에 무게 중심 이동은 다른 방향보다 이동이 쉬워 훈련을 통해 이동 능력이 많이 증진된 것으로 판단된다. 뒤, 뒤-좌, 뒤-우 방향에서 피험자의 무게 중심 이동은 다른 방향보다 이동이 어려워서 다른 방향에 비해 작은 훈련 효과와 큰 COP 이동 시간을 보였다. 훈련 후 COP 이동 시간의 단축으로 인한 피험자의 무게 중심의 이동 능력을 향상시킬 수 있다고 판단된다. 본 실험 결과에서 COP 이동시간의 표준 편차가 발생된 것은 각각 피험자의 평형 능력의 차이 때문이라고 판단된다.

COP 이동 시간에 대한 paired-samples T-test 분석 결과를 Table 2에 나타냈다. 각각의 방향 훈련

전후 COP 이동시간의 paired-samples T-test의 결과 보면 $P < 0.001$ 훈련 전후의 COP 이동 시간의 차이가 분명한 것으로 나타나고 있다. Table 1의 분석결과, 훈련 전·후 COP 이동 시간은 분명한 차이를 나타냈고 훈련의 유용성을 알 수 있었다. 훈련 전

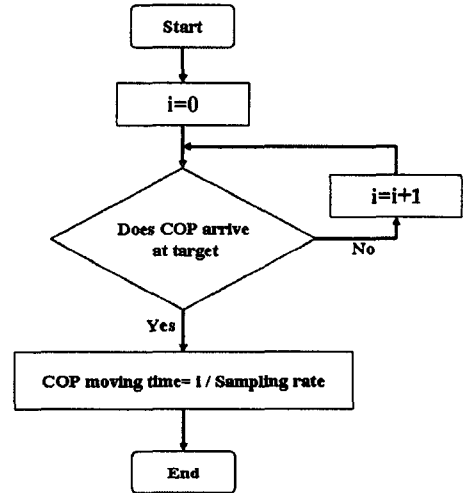


Fig. 7 Method to measure the COP moving time

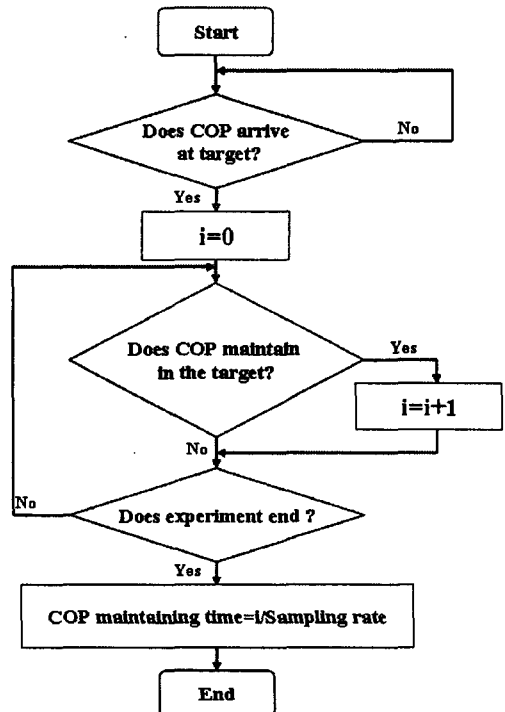


Fig. 8 Method to measure the COP maintaining time

후 각 방향에 COP 이동 시간이 분명한 차이를 가지고 있는 것이 검증되었고, 본 연구에서 제시한 평형감각 훈련 시스템의 신뢰성을 얻었다.

Table 1 The COP moving time before and after training (unit : sec)

Direction	Before training	After training
Anterior	4.56 ± 0.88	2.98 ± 0.67
Posterior	3.80 ± 0.77	2.81 ± 0.51
Left	4.17 ± 0.44	2.76 ± 0.43
Right	3.69 ± 0.62	2.48 ± 0.32
Anterior-left	4.58 ± 0.63	3.24 ± 0.50
Anterior-right	4.58 ± 0.71	3.16 ± 0.53
Posterior-left	4.34 ± 0.75	3.16 ± 0.65
Posterior-right	3.66 ± 0.68	2.77 ± 0.55

4.2 COP 유지 시간

COP 유지 시간은 COP가 지정된 목표 원안에 머무르는 시간이다. COP 유지 시간은 신체 평형 유지능력을 평가하는데 아주 중요한 파라미터이다.

Fig. 8은 COP 유지 시간의 계산 방법을 나타내고 있다. 본 연구에서 모두 앞, 뒤, 좌, 우, 앞-좌, 앞-우, 뒤-좌, 뒤-우로 총 여덟 개 방향에서 COP 유지

시간을 측정한다. Table 3은 훈련 후 COP 유지 시간으로 인한 피험자의 무게 중심의 유지 능력을 향상 간을 나타내고 있다. 훈련 후 COP 유지 시간의 증 시킬 수 있었다. 훈련 후 앞, 뒤, 좌, 우, 앞-좌, 앞-우, 뒤-좌, 뒤-우 방향의 COP 유지 시간은 각각 21.4%, 31%, 19.2%, 18.8%, 14.3%, 16%, 22.6%, 15.9%로 증가되었다. 훈련 후 앞과 뒤 방향에 COP 유지 시간이 가장 많이 증가했다. 이것은 앞, 뒤 방향에서 무게 중심을 유지하는 것이 다른 방향 보다 쉬워서 훈련을 통해 많이 증진된 것으로 판단되었다. 앞-좌, 앞-우, 뒤-좌와 뒤-우 방향에서 피험자의 무게 중심을 유지하는 것이 다른 방향보다 어렵고, 훈련 효과를 볼 수 있지만 다른 방향과 비교했을 때 COP 유지 시간은 작은 증가를 보였다. 본 실험 결과에서 COP 유지 시간의 표준 편차가 크게 나타났다지만 이것은 각각 피험자들의 평형 능력의 차이가 크기 때문이라고 판단된다. 훈련 전·후 COP 유지 시간을 paired-samples T-test로 분석한 결과는 Table 4에 나타내었다. 각각 방향에 대한 훈련 전후 COP유지 시간의 P<0.001, 각각 방향에 대한 훈련 전후 COP 유지 시간의 차이가 분명한 것이 검증되었다. Paired-samples T-test의 분석 결과를 통하여 훈련의 효과가 검증되고 훈련의 유의성을 볼 수 있었다. 훈련 전후 COP 유지시간을 비교함으로써 훈련에 대한 효과를 알 수 있었다.

Table 2 Paired samples T-test of the COP moving time

Pairs	Paired Difference					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. deviation	Std. error mean	95% confidence interval of the difference				
				Lower	Upper			
Anterior direction (Before-After)	1.577	1.058	0.273	0.991	2.163	5.769	14	p<0.001
Posterior direction (Before-After)	0.993	0.875	0.226	0.509	1.478	4.396	14	p<0.001
Left direction (Before-After)	1.413	0.746	0.193	1.000	1.826	7.338	14	p<0.001
Right direction (Before-After)	1.205	0.980	0.253	0.663	1.748	4.762	14	p<0.001
Anterior-left direction (Before-After)	1.341	1.042	0.269	0.764	1.918	4.983	14	p<0.001
Anterior-right direction (Before-After)	1.424	0.679	0.175	1.048	1.800	8.121	14	p<0.001
Posterior-left direction (Before-After)	1.181	0.865	0.223	0.703	1.660	5.291	14	p<0.001
Posterior-right direction (Before-After)	0.887	0.728	0.188	0.484	1.290	4.719	14	p<0.001

Table 3 The COP maintaining time before and after training (unit : sec)

Direction	Before training	After training
Anterior	17.75 ± 1.48	21.55 ± 1.81
Posterior	18.06 ± 2.44	23.63 ± 1.02
Left	17.52 ± 2.15	20.88 ± 1.75
Right	18.92 ± 1.63	22.48 ± 1.54
Anterior-left	18.75 ± 1.21	21.43 ± 1.36
Anterior-right	19.32 ± 1.35	22.42 ± 0.92
Posterior-left	17.04 ± 2.10	20.90 ± 2.09
Posterior-right	19.01 ± 2.05	22.04 ± 1.57

4.3 경로 평균 절대 편차 분석

경로 평균 절대 편차는 지정된 경로 위치와 COP 이동 위치의 평균 거리 절대 편차이다. 경로 평균 절대 편차는 신체 중심 이동 능력과 평형 유지능력을 통합하여 평가하는데 아주 중요한 파라미터이다. 경로 평균 절대 편차는 작아질수록 신체의 평형 능력과 자세 균형 제어 능력이 더 우수하다. 경로 평균 절대 편차의 계산 방법은 다음식과 같다.

$$mean\ absolute\ deviation = \frac{\sum(|X - \bar{X}|)}{n} \quad (1)$$

여기서, X는 모니터링 화면에서 COP 이동 위치고, \bar{X} 는 모니터링 화면에서 지정된 경로 위치, n은 측정 횟수이다.

Figs. 9-11은 나선 추적, 사각형 추적과 삼각형 추적 훈련 전후의 평가 분석도이다. 모니터링 화면에서 훈련 전후 경로 추적을 분석한 결과, 훈련 전후의 경로 편차가 현저하게 저감되는 것을 알 수 있었다.

Table 5는 실험에서 훈련 전·후 나선 추적훈련, 삼각형 추적훈련, 사각형 추적훈련의 모니터링 화면에 경로 평균 절대 편차를 분석한 결과이다. 모니터링 화면에서 훈련 전후 나선 추적, 삼각형 추적, 사각형 추적의 절대 평균 편차가 47.29%, 26.06%, 36.39%로 하강하였다. 나선 추적과 사각형 추적의 훈련 후 경로 평균 절대 편차가 훈련 전보다 많이 하강하였고 피험자의 무게 중심 이동과 유지 능력은 훈련을 통하여 향상시킬 수 있음을 알 수 있었다. 삼각형 추적의 훈련 전후 경로 평균 절대 편차의 차이가 작지만 훈련 전후의 경로 평균 절대 편차의 절대 값은 다른 추적보다 작게 나타내고 있다. 이것은 삼각형 추적훈련은 다른 추적훈련보

Table 4 Paired samples T-test of the COP maintaining time

Pairs	Paired Difference					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. deviation	Std. error mean	95% confidence interval of the difference				
				Lower	Upper			
Anterior direction (After-Before)	3.796	2.133	0.550	4.977	2.614	6.890	14	p<0.001
Posterior direction (After-Before)	5.559	4.327	1.117	7.955	3.163	4.976	14	p<0.001
Left direction (After-Before)	3.361	1.894	0.489	4.410	2.312	6.871	14	p<0.001
Right direction (After-Before)	3.555	2.186	0.564	4.766	2.344	6.298	14	p<0.001
Anterior-left direction (After-Before)	2.675	1.281	0.330	3.385	1.965	8.085	14	p<0.001
Anterior-right direction (After-Before)	3.091	1.757	0.453	4.064	2.117	6.811	14	p<0.001
Posterior-left direction (After-Before)	3.857	2.512	0.648	5.248	2.465	5.944	14	p<0.001
Posterior-right direction (After-Before)	3.031	1.727	0.446	3.987	2.073	6.794	14	p<0.001

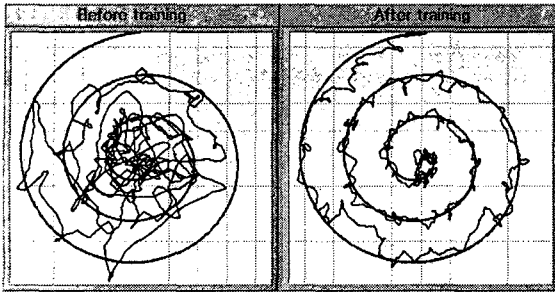


Fig. 9 Spiral trace of before and after training

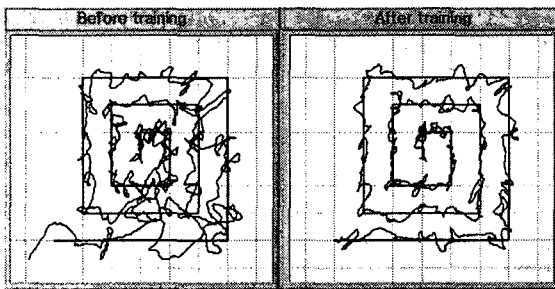


Fig. 10 Changeable quadrangle trace of before and after training

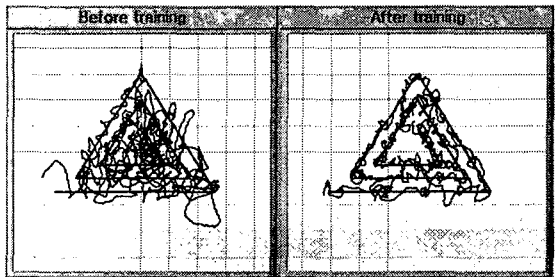


Fig. 11 Changeable triangle trace of before and after training

Table 5 The mean absolute deviation of different traces before and after training

Trace mode	Before training (cm)	After training (cm)
Spiral trace	0.982 ± 0.055	0.517 ± 0.019
Changeable triangle trace	0.586 ± 0.023	0.433 ± 0.008
Changeable quadrangle trace	0.737 ± 0.029	0.468 ± 0.012

다 용이하게 훈련할 수 있기 때문이라고 판단된다.

Paired samples T-test를 이용해서 훈련 전후 경로 평균 절대 편차 비교 분석하여 Table 6에 나타냈다. 모니터링 화면에서 각각 추적의 훈련 전후 경로 평균절대편차의 $P < 0.05$ 이고, 훈련 전후 경로 절대 편차가 분명한 차이가 검증됨으로써 훈련에 대한 효과를 알 수 있었고, 훈련 후 경로 평균 절대 편차가 하강함으로 훈련 시스템의 효율성을 알 수 있었다. 자세균형 평가는 엄격히 말하면 움직임은 발판, 혹은 움직이지 않고 고정되어 있는 발판에서 자세유지 기능을 검사하는 것이지만 눈을 뜨거나, 감고 있음에 관계없이 발판위에 가만히 서 있으면 정적자세검사(static posturography)라고 하며, 여기에 자세유지에 혼란이나 자극을 주면 동적자세검사(dynamic posturography)라고 한다.¹⁹ 동적자세검사 중에서 최근 가장 대표적인 것은 1986년 Nashner²⁰ 등에 의하여 개발된 전산화 동적자세검사(computerized dynamic posturography, CDP)이다. EI-Kashlan 등²¹은 감각통합과 균형에 대한 임상검

Table 6 Paired samples T-test of the different trace mode

Pairs	Paired Difference					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. deviation	Std. error mean	95% confidence interval of the difference				
				Lower	Upper			
Spiral trace (Before-After)	0.464	0.122	0.0316	0.396	0.532	14.705	14	p<0.001
Changeable triangle trace (Before-After)	0.152	0.043	0.0111	0.128	0.176	13.738	14	p<0.001
Quadrangle quadrangle trace (Before-After)	0.268	0.053	0.0138	0.238	0.297	19.491	14	p<0.001

사에서 정적, 동적 평형에서 정상인과 전장장애를 가진 환자를 구분할 수 있다고 하면서 이 검사와 CDP는 성적이 일치하기 때문에 전정장애 환자의 기능적 평가와 관리에 중요한 역할을 계속할 것이라고 보고하였다. CDP의 장점은 평가 성적이 수치로 되어 있어 객관화하기 쉽다는 것이나 단 용도가 자세균형의 평가에만 활용할 수 있기 때문에 훈련은 다른 장비로 대체해야 하는 단점이 있다.

그러나 본 연구에서 개발된 시스템은 정적자세 검사는 힘판으로 대체하며, 동적자세검사는 불안정판으로 대체하여 평형감각을 훈련시킬 수도 있으며, 훈련의 효과를 평가와 분석을 할 수 있게 개발하였다.

5. 결론

본 연구는 신체 평형감각 및 균형제어 기능의 회복을 촉진시키기 위해서 컴퓨터를 이용하여 다양한 훈련 프로그램을 통해 피험자의 적극적이고 능동적인 참여를 유도해 낼 수 있는 평형감각 훈련 시스템을 개발하여 실험한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 훈련 프로그램을 이용하여 반복적인 훈련을 실시한 결과, COP 이동 시간의 단축, COP 유지시간의 증가, 경로 평균 절대 편차의 하강을 보였으며 평형감각 및 자세 균형 능력 증진에 효과적임을 알 수 있었다.
2. 본 연구에서는 불안정판, 힘판과 훈련 평가 프로그램을 이용한 평형감각 훈련 시스템 개발하여 훈련을 통해 균형 제어 능력을 향상시킬 수 있는 새로운 훈련시스템을 제안할 수 있었다.
3. 동적 균형 훈련의 효과를 측정한 결과, 시각, 체성감각 및 전정기관을 동시에 자극하여 균형 제어능력을 향상시킬 수 있다고 판단된다.

후 기

본 연구는 2007년도 산업자원부지정 핵심연구 개발사업 실버의료기기 핵심기술개발 연구비에 의하여 연구되었음. (과제번호 : 10022722-2007-04)

참고문헌

1. Kim, S., "Motor Learning and Control," Daehan

Media, pp. 161-174, 2000.

2. Cavell, G. E. and Van Swearingner, J. M., "Neuro Muscular Analysis," *Physical Therapy*, pp. 489, 1986.
3. Duncan, P. W., Studenski, S., Chandler, J., Bloomfield, R. and LaPoint, L. K., "Electromyographic Analysis of Postural Adjustments in Two Methods of Balance Testing," *Physical Therapy*, Vol. 70, No. 2, pp. 88-96, 1990.
4. Anderson, T. P., "Rehabilitation of Patient with Complete Stroke," *Krusen's Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation*, 4th ed., WB Saunders, Philadelphia, pp. 656-678, 1990.
5. Kim, J. Y., Song, C. G. and Kim, N. G., "Performance Evaluation and Development of Virtual Reality Bike Simulator," *Trans. KIEE*, Vol. 51D, No. 3, pp. 112-121, 2002.
6. Horak, F. B. and Nashner, L. M., "Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support Surface Configurations," *J. Neurophysiol.*, Vol. 55, No. 6, pp. 1369-1381, 1986.
7. Shumway-Cook, A., Anson, D. and Haller, S., "Postural Sway Biofeedback: Its Effect on Reestablishing Stance Stability in Hemiplegic Patients," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 69, No. 6, pp. 395-400, 1989.
8. Lehmann, J. F., Boswell, S., Price, R., Burleigh, A., DeLateur, B. J., Jaffe, K. M. and Hertling, D., "Quantitative Evaluation of Sway as An Indicator of Functional Balance in Post-traumatic Brain Injury," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 71, No. 12, pp. 955-962, 1990.
9. Allum, J. H., "Organization of Stabilizing Reflex Responses in Tibialis Anterior Muscles following Ankle Flexion Perturbations of Standing Man," *Brain Res.*, Vol. 264, No. 2, pp. 297-301, 1983.
10. Commissaris, D. A. C. M., Nieuwenhuijzen, P. H. J. A., Overeem, S., Vosde, A., Duysens, J. E. J. and Bleom, B. R., "Dynamic Posturography using A New Movable Multidirectional Platform Driven by Gravity," *J. Neuroscience Methods*, Vol. 113, No. 1, pp. 73-84, 2003.
11. Crawford, C., Flemming, K. and Karabatos, P.,

- “Normative Values for Healthy Young and Elderly Adult Populations on The KAT Balance System,” *Issues on Aging*, Vol. 18, No. 1 pp. 10-14, 1995.
12. Howard, M. E., Cawley, P. W. and Losse, G. M., “Correlation of Static and Dynamic Balance Deficit to Injury History, Perform ancecriteria and Physical finding in 595 Elite College Football Players,” 8th Annual AOSSM Specialty Day, Orlando, FL, Feb. 1995.
 13. Kim, Y. H., Kim, N. G., Cha, E. J., Kim, H. I., Shin, Y. I. and Lee, K. M., “A Comparative Study on Clinical Balance Score and Quantitative Assessment of Postural Sway using Force Platform,” *J. of Korean Acad. of Rehab. Med.*, Vol. 19, No. 4, pp. 782-792, 1995.
 14. Tarantola, J., Nardone, A., Tacchini, E. and Schieppati, M., “Human Stance Stability Improves with the Repetition of the Task: Effect of Foot Position and Visual Condition,” *Neuroscience Letters*, Vol. 228, No. 2, pp. 75-78, 1997.
 15. Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A. and Cavanagh, P. R., “Role of Somatosensory Input in the Control of Human Posture,” *Gait and Posture*, Vol. 3, No. 3, pp. 115-122, 1995.
 16. Seidler, R. D. and Martin, P. E., “The Effects of Short Term Balance Training on the Postural Control of Older Adults,” *Gait and Posture*, Vol. 6, No. 3, pp. 224-236, 1997.
 17. Ivanenko, Y. P., Levik, Y. S., Talis, V. L. and Gurfinkel, V. S., “Human Equilibrium on Unstable Support: the Importance of Feet-support Interaction,” *Neuroscience Letters*, Vol. 235, No. 3, pp. 109-112, 1997.
 18. Piao, Y. J., Yu, M., Kwon, T. K., Hong, C. U. and Kim, N. G., “Development of the Training System for Equilibrium Sense using the Unstable Platform,” *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 22, No. 8, pp. 192-198, 2005.
 19. Black, F. O. and Nashner, L. M., “Vestibulo-spinal Control Differs in Patients with Reduced versus Distorted Vestibular Function,” *Acta Otolaryngol Suppl.*, Vol. 406, pp. 110-114, 1984.
 20. Nashner, L. M., “Analysis of Movement Control in Man Using the Movable Platform,” *Adv. Neurol.*, Vol. 39, pp. 607-619, 1983.
 21. El-Kashlan, H. K., Shepard, N. T., Asher, A. M., Smith-Wheelock, M. and Telian, S. A., “Evaluation of Clinical Measures of Equilibrium,” *Laryngoscope*, Vol. 108, No. 3, pp. 311-319, 1998.