

자세균형 재활 훈련을 위한 가상 자전거 시뮬레이터 개발

정성환*, 박용균*, 권대규**, 김남균#

Development of a Virtual Bicycle Simulator for the Rehabilitation Training of Postural Balance

Sung Hwan Jeong*, Yong Jun Piao*, Tae Kyu Kwon** and Nam Gyun Kim#

ABSTRACT

The purpose of this study is developing a virtual bicycle system for improving the ability of postural balance control for adults in various age groups. The system consists of an exercise bicycle that allows tilt in accordance with the postural balance of the subject in the system, a visual display that shows virtual road, and a visual feedback system. The rider of the system tries to maintain balance on the bicycle with a visual feedback of a virtual road while the pedaling speed, the heading direction, and various weight distribution information are updated to the subject as visual feedbacks in the display. A series of experiments were performed with various subjects to find the factors related to postural balance control in the system. The related parameters obtained were weight shift, magnitude of the deviation from the center of the virtual road, and variables related to the movement of the center of pressure. The results found that the ability to control postural balance in the system improved with the presentation of visual feedback information of the distribution of weight. It was also found that the general performance of the subject on balance in the system improved after ten days long training. The results show that the newly developed system can be used for the diagnosis of postural balance as well as for the stimulation of various senses such as vision and somatic sense in the field of rehabilitation training.

Key Words : Virtual reality (가상자전거), Visual feedback information (시각적 피드백 정보), Postural balance (자세균형), Rehabilitation training (재활훈련)

1. 서론

인간의 평형감각의 역할은 공간상에 위치하고 있는 신체의 자세 평형을 감지·유지하는 것이다. 인간의 평형을 유지하며 기립하기 위해서 사용하는

평형감각은 주변의 상황에 관한 정보를 얻는 시각 (visual sense), 내이의 전정기관 속에 있는 두부에 가해진 회전 가속도 및 직선적인 가속도를 검출하는 전정감각(vestibular sense), 신체의 각부에 넓게 분포되어 있는 체성감각(somatosensory sense)으로

☞ 접수일: 2006년 12월 4일, 게재승인일 : 2007년 6월 27일

* 전북대학교 의용생체공학과

** 전북대학교 생체정보공학부, 헬스케어기술개발사업단

교신저자: 전북대학교 생체정보공학부

E-mail: ngkim@chonbuk.ac.kr Tel. (063) 270-2246

이중 적어도 2가지 이상의 감각이 정상적으로 활동하지 않으면, 기립·보행이 불가능하다. 따라서 신체의 자세는 각각의 감각기로부터 얻어지는 평형감각과 관련된 정보를 중추신경계에서 통합하여 자신의 위치와 주변 상황과의 관계를 통합적으로 인지하여 감지하고 있으며, 이들 복수 감각기관으로부터의 정보가 서로 상호 보완해 주면서 균형을 유지하고 있는 것이다.¹

자세균형 훈련 및 평가에 대한 연구는 임상적인 평가와 공학적인 평가로 구분될 수 있다. 임상적 평가는 1984년 Ruskin²이 좌우균형 및 기립 상태에서의 균형의 유지정도를 4 단계로 구분하여 제시하였다. 그 후, 자세균형 제어에 대한 임상적 평가 지표에 대한 많은 평가방법이 제안되었는데, 객관성과 정량적 분석의 측면에서 평가할 때 개선의 여지가 많이 남아있다. 공학적인 평가는 임상적 평가에 비해 동요의 정도를 정량화 할 수 있고 객관적이라는 장점을 지니고 있으며, 최근 시·청각 바이오피드백을 이용한 자세균형 제어 훈련에 사용되고 있다.

자세균형 재할에 대한 연구로 Drowatzky³는 정상인에서, Shumway-Cook⁴와 Lehmann⁵는 뇌 기능장애 환자에서, Horak⁶는 전정기능 장애 환자에서 힘판을 이용한 자세균형 제어의 측정방법에 대한 신뢰도를 입증하였다. 그러나 기존의 측정 장치는 자세균형 재할에 있어서 단조로운 과정의 반복으로 단순하게 의자에 앉았다 일어났다 하거나 제자리 걷기를 하는 정도였으며, 이러한 경우 객관적인 기준 없이 치료사의 관찰에 의해 평형감각 능력이 평가되었으며, 이로 인해 정량적인 데이터를 얻을 수 없었다.

또 다른 방법으로 힘판(force-plate)과 불안정판에서 압력중심(center of pressure, COP)의 움직임을 통한 재할 훈련이 있다.¹¹⁻¹² 힘판을 이용한 재할 훈련은 자세의 안정과 보행능력 향상에는 효과가 있음이 입증되었지만 자세 균형에 필요한 시각이나 체성 감각 등을 효과적으로 자극하지 못하여 피험자가 단조롭게 느낄 수 있다는 단점이 있다. 이러한 단점을 보완하기 위하여 Song 등⁷은 가상현실기술과 자전거를 이용하여 평형감각 실조환자의 시각, 전정감각, 체성 감각을 정량적으로 진단하고 자극, 훈련시킬 수 있는 자전거 시뮬레이터를 개발하여 단조롭거나, 지루하지 않으며, 자세 제어에 대한 정량적인 분석이 가능한 시스템을 개발하였다.

본 연구에서는 가상현실과 자전거를 이용하여

20대 피험자와 70대 고령자를 대상으로 평형감각 훈련을 실시하여 자세균형 제어력의 평가와 재활훈련의 효과를 정량적으로 평가하고자 하였다. 이에 통합 평형감각 분석시스템을 이용하여 가상 자전거 훈련이 자세균형에 미치는 영향을 분석하고 재활훈련 장치로서 유용성을 검토하였다.

2. 시스템 구성

2.1 하드웨어 구성

자세 제어 훈련 재활을 위한 통합평형감각 분석 및 훈련용 가상 자전거 시뮬레이터 시스템(VR bicycle simulator)의 구성도는 Fig. 1과 같다. 훈련용 가상 자전거 시뮬레이터는 자전거와 가상 주행에 있어서 주행 상태를 측정할 수 있는 계측장치로 구성된 하드웨어 시스템(hardware system), 센서로부터 들어온 입력신호를 처리하고 가상환경을 제시하는 가상엔진(virtual engine)과 주행을 분석하는 분석 소프트웨어 시스템(software system)으로 구성되어 있다.

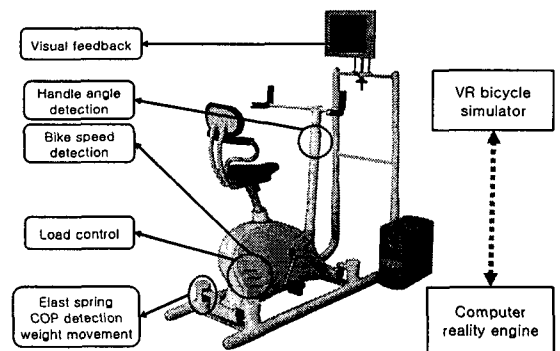


Fig. 1 A training system for equilibrium sense

Fig. 2는 가상 자전거 시스템에 구성된 하드웨어를 나타낸 것이다. 하드웨어 시스템은 자전거 본체에 평형감각 훈련효과를 분석하기 위한 파라미터(parameter)들을 검출하기 위해서 계측센서부, 부하 제어부, 그리고 피험자의 상태를 피드백 시켜주는 피드백 구동장치부로 구성되어 있다.

계측센서부에서는 자전거 시뮬레이터 핸들의 움직임을 검출하기 위해 전위차계 변환기(potentiometric resistive transducers)를 이용하여 핸들 각을 측정하였다. 주행속도는 자석과 홀센서(Hall sensor)

를 사용하여 자전거의 페달의 회전운동을 통해 결정된다. 페달을 굴러 바퀴가 한 바퀴 회전 시 바퀴에 부착된 자석이 홀센서와 교차되면 센서에서는 5V가 발생하여 바퀴가 한 바퀴 회전했다는 것을 A/D 변환기를 통해서 컴퓨터로 입력되어진다.

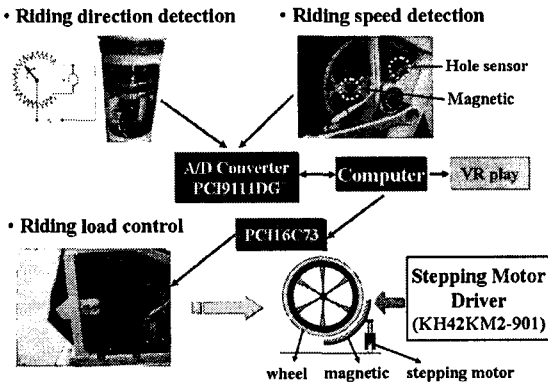


Fig. 2 Hardware of virtual bicycle system

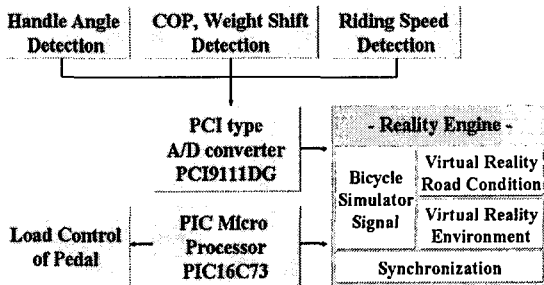


Fig. 3 Diagram of the hardware system interface

$$v = \frac{1}{t} \times k \quad (1)$$

식 (1)은 주행속도를 산출하는 식이다. v 는 주행속도, t 는 홀센서로부터 들어오는 한바퀴 회전 시 입력되는 두개의 신호간의 입력간격 시간, k 는 속도상수를 나타낸다. 여기서 검출되어지는 속도는 실시간으로 가상환경에서 주행속도에 반영된다. 주행속도는 홀센서로부터 들어오는 한 바퀴 회전 시 입력되는 두 신호간의 입력간격 시간은 속도상수를 나타낸다. 여기서 검출되어지는 속도는 실시간으로 가상환경에서 주행속도에 반영된다. Fig. 3은 가상자전거 시스템에 구성된 하드웨어 블록선도를 나타

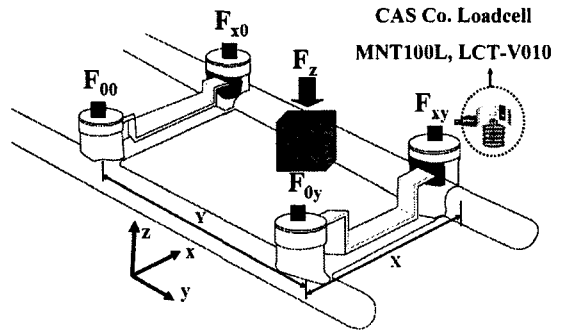


Fig. 4 Method of measuring COP and weight shift

낸 것이다. 컴퓨터의 PCI BUS를 통해 입력되어진 데이터는 가상엔진에 의해 모니터에 표현된다.

Fig. 4는 가상 자전거를 주행할 때에 피험자의 무게이동(weight shift)과 무게중심의 변화를 측정하고 분석하기 위하여 각각의 스프링 밑에 4개의 로드셀을 장착한 그림을 나타낸 것이다. Fig. 5는 가상자전거에 장착된 스프링의 가해진 힘과 변위와 관계를 나타내고 있다. 가상 자전거 시스템에는 총 4개의 스프링이 설치되었으며, 이 스프링의 탄성계수는 11.22 kg/cm 이다. 무게와 무게중심의 방향을 측정할 수 있는 시스템을 가상 자전거 시스템에 이용하기 위하여 CAS사의 로드셀 MNT-100L과 증폭기 LCT-V010모델을 이용하였다. 시뮬레이터의 앞뒤 혹은 좌우에 힘이 가해졌을 때 로드셀로부터 출력되는 신호를 증폭과 필터링을 거쳐 NuDAQ PCI9111DG 카드로 보내져 컴퓨터에서 처리된다.

로드셀을 이용하여 COP와 하중이동을 구하는 원리는 다음과 같다.

$$F_z = F_{00} + F_{x0} + F_{y0} + F_{xy} \text{ 일 때,}$$

$$COP_x = \frac{X}{2} \left[1 + \frac{(F_{x0} + F_{xy}) - (F_{00} + F_{y0})}{F_z} \right] \quad (2)$$

$$COP_y = \frac{Y}{2} \left[1 + \frac{(F_{y0} + F_{xy}) - (F_{00} + F_{x0})}{F_z} \right] \quad (3)$$

$$Weight\ shift = \left(1 - \frac{F_{00} + F_{y0}}{F_z} \right) \times 100(\%) \quad (4)$$

식 (2)-(4)는 가상 자전거의 무게이동과 무게중심의 위치를 측정하는 관계식이다. 체중이동은 Fig. 4와 식 (4)에 의해 정의되어진다. 좌측체중과 우측

체중이 같은, 즉 $F_{00} + F_{0y}$ 와 $F_{x0} + F_{xy}$ 가 같은 50:50 일 때 체중이동은 50%이고 평형상태라고 정의하였다. 좌측체중과 우측체중은 항상 100%가 되며, 좌우 체중비를 통하여 쉽게 체중이동 분포를 알 수 있게 된다.

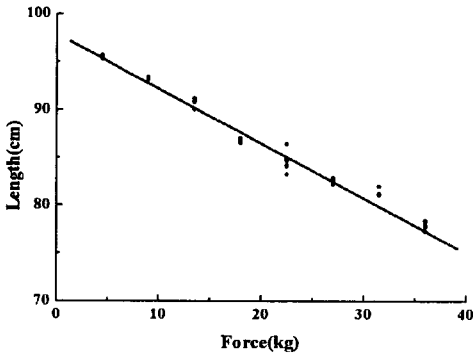


Fig. 5 The modulus of elasticity

실제 자전거를 타고 주행할 때 언덕길이나 내리막길의 경우에 페달에 전달되는 부하는 다르다. 이러한 주행 환경 상태를 가상 자전거에 반영하였다. 피드백 구동장치부에서는 가상 자전거의 뒷바퀴 회전부에 곡률의 디스크에 브레이크 같은 역할을 하면서 로드를 부여하게 구성하였다. 이는 DC 스테핑모터의 정역회전으로 경사도의 로드를 부여하게 된다.

2.2 가상 주행 환경

통합 평형감각 기능의 평가를 위해 가상 주행환경의 배경 이미지 생성을 포함하여 가상 주행환경을 개발하였다. 사용된 3차원 모델링 제작 툴은 World-UP™ (SENSE8 Co.), 3D Studio Max™이고, 프로그래밍은 가상환경 제작 그래픽 라이브러리인 SENSE8사의 WorldToolKit™ Release 9.0과 Microsoft Visual Studio C++ 6.0 sp5를 사용하였다.

Fig. 6은 가상 자전거 총 주행 도로의 상태를 나타낸 것이며 Table 1은 제작된 가상도로의 구간별 사양을 요약한 것이다. 가상도로의 폭은 6m인 2차선 도로이며, 총 길이는 720m로 설계하였다. 주행시 다양한 구간을 갖도록 하여 신체 움직임의 변화를 정량적으로 분석하였다. 주행 구간은 직선, 오르막, 내리막, 곡선으로 구성하였다.

Fig. 7은 도로 전체를 한눈에 볼 수 있도록 위에

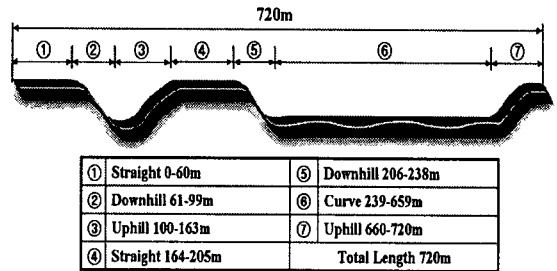


Fig. 6 The total map of riding road

Table 1 Specification of riding road

Spec. Road condition	Number of course	Total length(m)	Tilting angle(°)
Straight	2	103	0
Uphill	2	125	10, 25
Downhill	2	72	10, 25
Curve	1	420	0

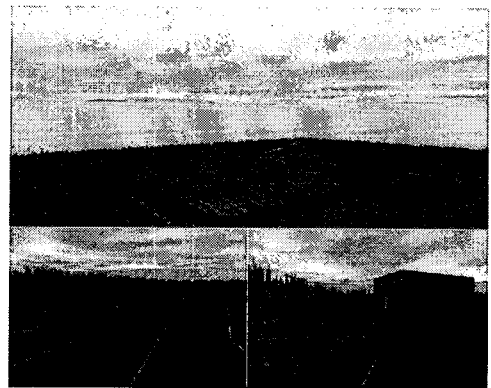


Fig. 7 Map view of the riding road

서 내려다 본 것이며, 아래 두 개의 그림은 피험자가 주행 중 바라보는 화면이다. 도로의 좌, 우 양 옆에는 인도와 잔디밭을 설치하였으며 나무, 숲, 장미 밭, 카페 등을 배치하였고, 구름은 애니메이션 기법을 적용하여 스스로 움직이도록 하였다. 도로 중앙에는 중앙선을 표시하여 피험자가 주행시 참고하여 주행할 수 있도록 하였다. 또한, 이를 이용하면, 중앙선 이탈도 값을 산출하여 피험자의 주행시 평형유지 평가 파라미터에도 이용하였다.

2.3 분석 소프트웨어

주행 중 탑승자의 좌우 무게이동을 실시간으로 시각적으로 피드백하는 기능을 제안하였다. 이는 평형감각이 손상된 환자에게 주행 중 시각적 피드백의 훈련효과를 실험하기 위한 것이다. 주행 평가 및 분석은 피험자가 가상공간을 주행할 때 측정되고 저장되는 주행거리, 주행속도, COP의 변화, 중앙선 이탈도, 체중이동 값 등을 토대로 분석하였다. 여기서 중앙선 이탈도란 피험자에게 제시한 도로의 중앙선에서 벗어난 거리를 말하며, COP의 변화는 자전거 주행 시 무게중심의 전체 이동면적을 의미하고 좌우 무게이동은 자전거 주행 시 좌우 흔들림에 대한 데이터를 의미한다.

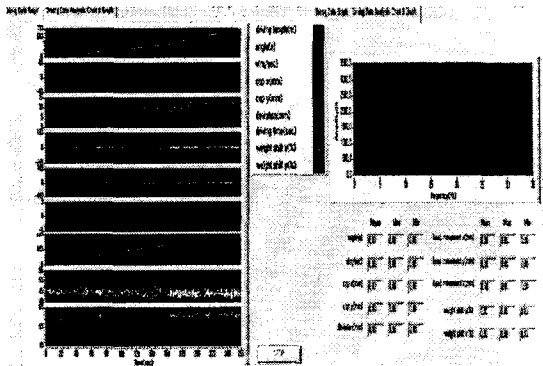


Fig. 8 Analysis program for the rehabilitation training of the postural balance using virtual bicycle simulator

Fig. 8은 가상자전거 시스템 주행 후의 주행 데이터를 분석한 것이다. 이는 National Instrument (NI)사의 LabVIEW 6.1을 이용하여 개발하였다. 각 데이터를 나타내고 각 파라미터들의 최대값, 최소값, 평균값을 산출해 낼 수 있도록 프로그램을 구성하여 평형 및 주행상태를 분석, 평가할 수 있도록 하였다.

3. 실험

3.1 실험대상

개발된 가상 자전거 시뮬레이터가 자세균형 증진 훈련의 유용성을 알아보기 위하여 20대의 성인과 70대의 노인을 대상으로 시각적 피드백 제시에 따른 평형감각의 증진 여부를 알아보았다.

3.2 실험방법

실험방법은 페달을 사용하여 좌우 무게이동과 무게중심 변화에 대한 시각적 피드백을 준 경우와 주지 않은 경우에 주행구간에서 자세균형의 제어 정도를 정량적으로 분석 비교하였다. 실험은 720 m의 가상도로를 주행하며 주행 훈련 전 피험자에게 실험의 개요 및 시스템에 관한 전반적인 사항을 인지하였고 주행 시 피험자에게 중앙선을 따라서 주행하도록 지시하였다.

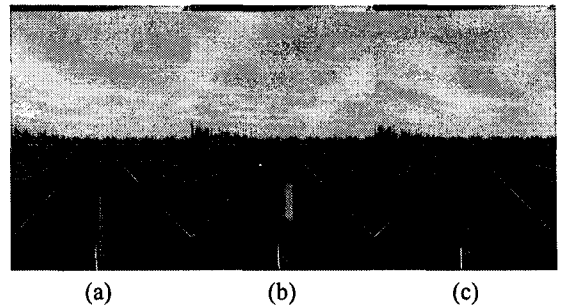


Fig. 9 Three training modes using virtual cycling simulator: (a) Non-visual feedback (b) Visual feedback of the weight shift (c) Visual feedback of the center of pressure

Fig. 9는 가상 자전거 시뮬레이터를 이용한 3가지 주행 모드를 나타내고 있다. 첫 번째는 단지 중앙선에 맞추어 주행하는 시각적 피드백이 없는 경우 Non-Visual Feedback(NVF) 주행 모드이고, 두 번째는 실시간으로 피험자의 좌우 무게중심의 이동이 나타나며 이때 도로의 중앙선에 맞춰서 주행하는 것과 함께 좌우 무게중심을 좌우 50 : 50 비율로 맞추도록 피험자에게 요구하는 Visual Feedback-Weight Shift(VFW) 주행 모드, 그리고 세 번째로 실시간으로 무게의 중심을 제시하면서 주행하는 Visual Feedback-Center of Pressure(VFC) 모드를 나타내고 있다.

NVF 모드, VFW 모드, VFC 모드에 따른 주행 속도, 주행시간, 중앙선이탈도와 좌우 무게이동을 비교 분석하였다. 실험에서 학습효과를 없애고 주행횟수가 지남에 따라 나타나는 결과를 보기 위하여 시각적 피드백이 있는 경우와 없는 경우를 반복적으로 주행하였다.

Fig. 10은 전체 실험의 진행을 나타낸 것이다. 각 주행모드를 2회씩 주행하며 같은 모드의 휴식

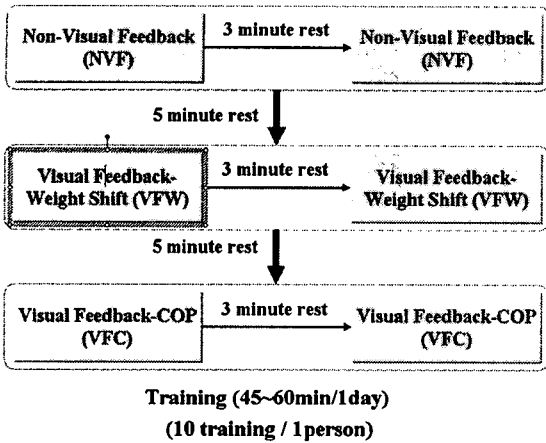


Fig. 10 Experimental procedure

시간은 3분이다. 다른 주행 모드와는 휴식시간을 5분으로 하여 1회 주행 실험 시 소요되는 시간은 약 45~60분으로 실험은 1~2일 간격으로 총 10회를 실시하였다.

4. 결과 및 고찰

4.1 주행시간

Table 2는 주행 시 20대와 70대의 각 주행 횟수 별 주행 시간을 나타낸 것이다. 20대와 70대 모두 NVF 모드에서 주행 시간이 가장 짧았고, VFW 모드에서는 가장 주행시간이 가장 길었다. 이는 자전거 주행 시 NVF 모드는 주행 정보가 단순히 주행 속도만을 제시하기 때문에 주행의 어려움 없이 주행을 하여 주행시간이 가장 짧게 나타났다. 그러나 VFW 모드에서는 주행 정보와 주행 시에 피험자의 무게이동의 정보가 주행정보와 동시에 피드백 되기 때문에 VFW 모드에서는 주행시간이 가장 길게 나타나는 경향을 보였다. 또한, 모든 주행모드에서 70대에서 주행시간이 길게 나타났다. 이는 20대보다 70대에서 하지근력의 힘이 약하여 사이클 운동에 있어서 20대 보다 느린 경향이 나타났으며, 자전거 주행 시 불안정한 주행으로 인해 주행 시간이 길어짐을 알 수 있다.

20대는 1회 주행 시 보다 10회 주행 시 NVF 모드에서 48초, VFC 모드에서 36초, VFW 모드에서 37초 주행 시간이 각각 단축되었다. 70대는 1회 주행 시 보다 10회 주행 시 NVF 모드에서 34초, VFC 모드에서 26초, VFW 모드에서 36초 주행 시간이

각각 단축되었다. 20대와 70대 모두 NVF 주행 모드에서 주행 시간이 가장 크게 단축 되었으며 VFC 모드에서 주행 시간이 가장 작게 단축 되었다. 이것은 VFC 모드에서는 피드백 되는 피험자의 무게 중심에 주의를 기울이므로 주행속도가 NVF 모드 보다 빠르지 않기 때문이다.

Table 2 The variation of riding time between the young and the elderly normal adults

No. of training	20대			70대		
	NVF Mode	VFC Mode	VFW Mode	NVF Mode	VFC Mode	VFW Mode
1	182.7	190.0	202.2	260.0	296.9	314.0
2	171.0	186.3	197.3	257.0	293.0	301.0
3	166.1	177.5	188.5	246.4	286.9	294.9
4	155.3	168.8	189.1	238.3	266.0	286.9
5	147.8	164.4	177.8	229.2	252.7	274.7
6	145.3	162.1	175.3	221.7	243.3	268.3
7	142.7	158.3	169.0	218.0	233.6	255.8
8	140.5	152.8	168.1	219.3	228.0	249.1
9	139.5	150.8	159.3	210.8	229.3	242.5
10	138.5	147.6	156.5	206.9	222.1	237.8

4.2 중앙선 이탈도

Fig. 11은 20대의 중앙선 이탈도이다. 중앙선 이탈도는 가상도로의 폭 6m중에 도로의 가운데에 위치한 중앙선에 맞추어 주행 시의 이탈도이다. NVF 모드에서는 0.06 m, VFC 모드에서는 0.08 m, VFW 모드에서는 0.1 m로 중앙선 이탈도가 감소하였다. Fig. 12은 70대의 중앙선 이탈도이다. NVF 모드에서는 0.08 m, VFC 모드에서는 0.11 m, VFW 모드에서는 0.17 m로 중앙선 이탈도가 감소하였다. 20대에서 처음 주행 시에 중앙선 이탈도는 NVF, VFC, VFW순으로 감소하는 경향을 볼 수 있지만 70대에서는 NVF, VFC, VFW 모드 순으로 중앙선 이탈도가 증가하는 경향을 보였다. 이는 젊은 성인보다는 70대의 노인에서 주행 속도와 무게이동의 피드백 정보에 대해 주행의 어려움이 있다는 것으로 판단된다.

주행 훈련 시 처음 주행 보다 마지막 주행 훈련 시에 20대, 70대 모든 주행 모드에서 중앙선 이탈도가 감소하였다. 20대에서는 훈련 전과 마찬가지로 NVF, VFC, VFW 순으로 중앙선 이탈도가 감소

하였지만 70대에서는 처음 주행 시에 NVF, VFC, VFW 모드 순서로 중앙선 이탈도가 크게 나타났지만 마지막 주행 훈련 시에는 NVF, VFC, VFW 모드 순으로 중앙선 이탈도가 작게 나타났다. 또한, 20대와 70대 모두 VFW 모드에서 중앙선 이탈도가 가장 많이 감소하였다. 특히 70대가 VFW 모드에서 중앙선 이탈도가 가장 많이 감소하였는데 이는 좌우 무게이동에 대한 피드백 정보를 받아들이면서 중앙선에 맞추어 주행을 하였다는 것을 알 수 있다.

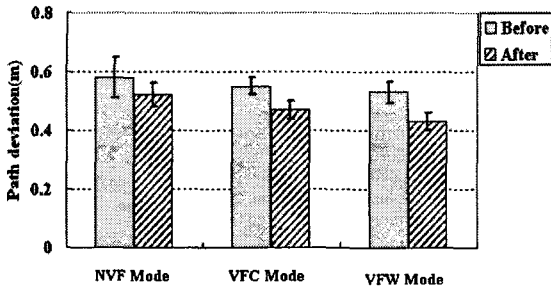


Fig. 11 The path deviation for twenties before and after training in different riding modes

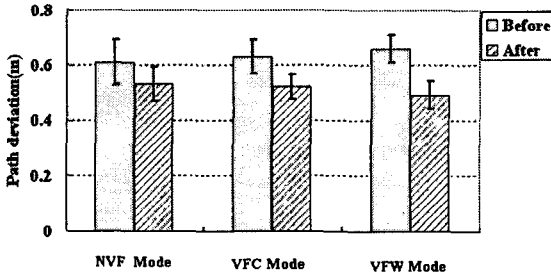
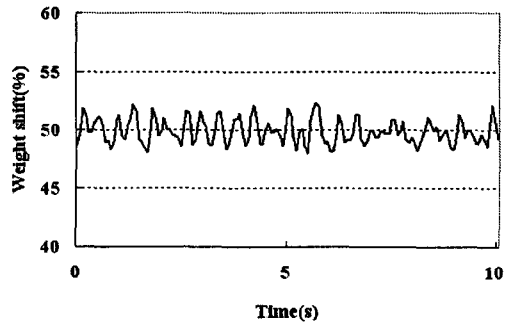


Fig. 12 The path deviation for seventies before and after training in different riding modes

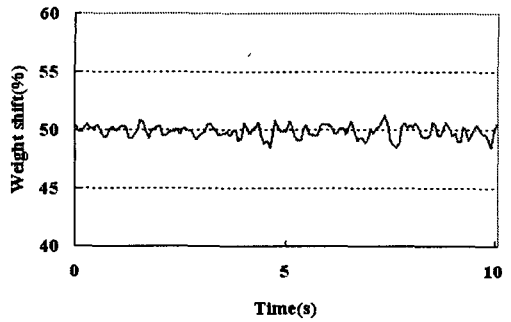
4.3 무게이동

Fig. 13은 20대의 주행 모드별 훈련 전후의 무게 이동 데이터 중에 10초 구간으로 왼쪽과 오른쪽의 무게이동을 나타낸 것이다. 처음 주행 했을 시에는 좌우로 많이 흔들린 반면 10회째 주행 시에는 자전거 운동으로 일정하고 안정감 있는 주행 모습을 볼 수 있다.

Fig. 14는 처음 주행 시와 마지막 주행 시의 좌우 균형 조절에 있어서 좌우 무게이동의 차이를 나타낸 것이다.



(a) Before training



(b) After training of 10 times

Fig. 13 The raw data on weight shift of twenties

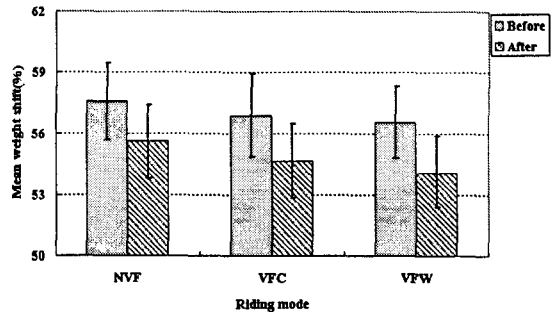
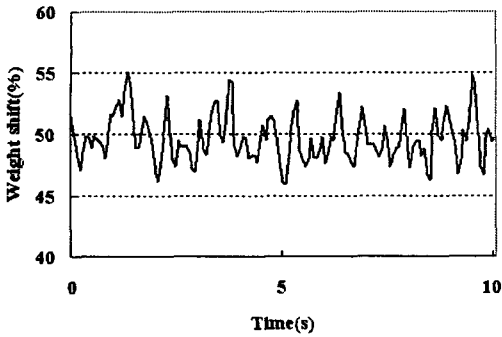
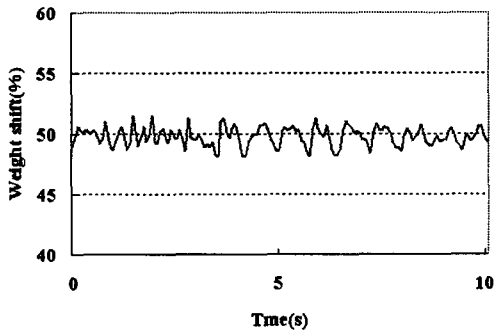


Fig. 14 The weight shift for twenties before and after training in different riding modes

NVF 모드에서는 초기 훈련 전 기준으로 2.59%, VFC 모드에서는 2.27%, VFW 모드에서는 3.24% 감소하는 경향을 얻었다. 이는 좌우의 무게이동을 제시하는 VFW 모드에서 가장 많은 무게 감소를 보였다. 그 이유는 주행 시 모니터에 피드백 되는 무게이동 정보에 신경을 써서 주행하는 것으로 볼 수 있다.



(a) Before training



(b) After training of 10 times

Fig. 15 The raw data on weight shift of seventies

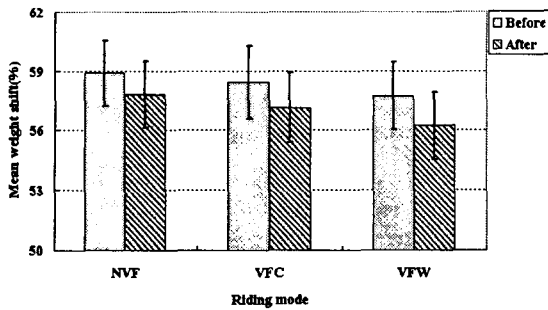


Fig. 16 The weight shift for seventies before and after training in different riding modes

Fig. 15는 70대의 주행 모드별 훈련 전후의 무게 이동 데이터 중에 10초 구간으로 왼쪽과 오른쪽의 무게이동을 나타낸 것이다. 처음 주행 했을 시에는 좌우로 많이 흔들리고 불안정한 주행을 하였으나 10회째 주행 모습을 보면 첫 주행 보다는 안정감 있고 좌우로 흔들리는 정도가 줄어들음을 알 수 있었다.

Fig. 16은 70대의 주행 모드별 훈련 전후의 무게 이동을 나타낸 것이다. NVF 모드에서는 훈련 전을 기준으로 2.5%, VFC 모드에서는 2.72%, VFW 모드에서는 2.95% 무게 이동이 감소하여 평형상태인 50%에 가까워짐을 알 수 있다. 또한, 20대와 70대 모두 무게 이동의 상태를 피드백하지 않은 NVF 모드에서 훈련 전후의 무게이동 감소율이 가장 낮았으며 무게의 중심을 나타내는 VFC 모드보다 무게 이동을 피드백하는 VFW 모드에서 훈련 후에 무게 이동이 50%에 가장 가깝게 감소하여 VFW 모드가 좌우 무게이동 조절 훈련에 도움이 되는 것을 알 수 있었다.

5. 결론

본 연구에서는 가상현실 기술과 자전거를 이용한 자세균형 분석 및 훈련용 자전거 시뮬레이터 시스템을 개발하였다. 이를 위해서 로드셀을 사용하여 피험자의 본인의 체중이동 정보를 시각적 피드백 할 수 있도록 하였으며, 평균 중앙선 이탈도, 주행시간, 좌우 무게이동 등을 이용하여 자세균형 훈련용 장치로서 유용성을 검토하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 주행모드에서 20대보다 70대에서 주행시간이 길게 나타났는데, 이는 70대 하지근력이 20대보다 약하여 자전거 주행 시 불안정하기 때문이다.
2. 가상 자전거 주행 시 20대와 70대 모두 시각적 피드백이 단순한 NVF 주행 모드에서 주행 시간이 가장 크게 단축 되었으며 VFC 모드에서 주행 시간이 가장 작게 단축되었다. 이는 VFC 모드에서는 피드백 되는 피험자의 무게중심에 주의를 기울이므로 주행속도가 NVF 모드 보다 빠르지 않기 때문이다.
3. 20대와 70대 모두 VFW 모드에서 훈련 후 좌우 무게이동이 감소하여 가상 자전거 주행 시 안정감 있는 주행을 하였으며 가상 자전거 주행 시에 측정되는 파라미터들에 의하여 70대 노인이 20대보다 하지근육이 불안정하고 자세균형 제어 능력이 낮음을 알 수 있었다. 주행 훈련 후 주행상태가 개선되어 자세균형 제어 능력이 증진됨을 알 수 있었다.

본 시스템은 평형감각의 장애가 있는 자세균형 이상 환자에서 평형상태 및 자세균형 상태를 정량적으로 측정, 분석을 가능하게 하고, 반복 훈련으로 자세균형의 조절과 그 기능을 향상 시킬 수 있음을 확인하였다. 또한, 본 시스템은 통합평형감각 분석 및 자세균형 훈련용 재활장치로 유용함을 알 수 있었다.

후 기

본 논문은 2007년 산업자원부 지정 핵심연구개발사업 실버의료기기 핵심기술개발사업 연구비 및 2007년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(지방연구중심대학육성사업/헬스케어기술개발사업단)

참고문헌

1. Kelly, J. P., "The sense of balance, principles of neuroscience(3rd Edition)," Appleton & Lange, 1991.
2. Ruskin, A. P., "Current therapy in physiatry, WB saunders, Philadelphia," pp. 26-27. 1984.
3. Drowatzky, J. N. and Ziccatto, F. C., "Interrelationships between selected measures of static and dynamic balance," Research Q., Vol. 38, No. 3, pp. 509-510, 1967.
4. Shumway-Cook, A. and Horak, F. B., "Assesing influence of sense interaction on balance suggestion from field," Physical Teraphy, Vol. 66, No. 10, pp. 1548-1550, 1986.
5. Lehmann, J. F., Boswell, S., 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.
6. Horak, F. B., and Jones-Rycewicz, C., "Effects of vestibular rehabilitation on dizziness and imbalance," Otolaryngol Head Neck Surg., Vol. 106, No. 2, pp. 175-180, 1992.
7. Song, C. G., Kim, J. Y. and Kim, N. G., "A new postural balance control system for rehabilitation training based on virtual cycling," IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering, Vol. 8, No. 2, pp. 200-207, 2004.
8. Rankin, J. K., Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A. and Brown, L. A., "Cognitive influence on postural stability: a neuromuscular analysis in young and older adults," J. Gerontol A Biol. Sci. Med. Sci., Vol. 55, No. 3, pp. 112-119, 2000.
9. Shumway-Cook, A. and Woollacott, M., "Attentional demands and postural control: the effect of sensory context," J. of Gerontol A Biol. Sci. Med. Sci., Vol. 55, No. 1, pp. 10-16, 2000.
10. Brauer, S. G. and Woollacott, M., "The interacting effects of cognitive demand and recovery of postural stability in balance-impaired elderly persons," J. Gerontol A Biol. Sci. Med. Sci., Vol. 56, No. 8, pp. 489-496, 2001.
11. Lee, J. O., Park, Y. G., No, P. H., Hong, C. U. and Kim, N. G., "Development of a new training system for the improvement of equilibrium sense," J. Biomed. Eng. Res., Vol. 25, No. 6, pp. 465-469, 2004.
12. Piao, Y. J., Yu, M., Kwon, T. K., Hong, C. U. and Kim, N. G., "Development of training system for equilibrium sense using the unstable platform," J. KSPE, Vol. 22, No. 8, pp. 192-198, 2005.