

가상 자전거 시스템을 이용한 자세균형 훈련의 정량적 분석

김종윤* · 송철규** · 홍철운*** · 김남균**

*전북대학교 대학원 의용생체공학과, **전북대학교 공과대학 생체공학과, ***전북대학교부설 복지공학연구소
(2001년 7월 3일 접수, 2002년 6월 7일 채택)

Quantitative Analysis of Postural Balance Training using Virtual Bicycle System

J.Y. Kim* · C.G. Song** · C.U. Hong*** · N.G. Kim**

*Dept. of Biomedical Eng., Graduate School, Chonbuk National University,

**Dept. of Bionics, College of Eng., Chonbuk National University,

***Institute for Welfare Engineering, Chonbuk National University

(Received July 3, 2001. Accepted June 7, 2002)

요약 : 본 논문은 가상 자전거 시스템을 이용한 자세균형 훈련의 정량적 평가에 대한 연구이다. 본 연구의 실험은 20명의 정상 성인을 대상으로 하여 자세균형에 미치는 요인들을 분석하였다. 측정 파라미터로서 주행시간, 주행속력, 주행경로 이탈의 횟수, 압력중심, 그리고 체중이동에 대한 변수들을 추출하여 정량적으로 평가하였다. 또한, 균형훈련의 효과를 향상시키기 위해, 체중이동에 따른 시각적 피드백 정보의 유용성을 분석하였다. 실험결과, 반복훈련결과, 체중이동 분포의 visual feedback 정보를 제시했을때 COP의 총길이가 줄어들어 동요도가 줄고 체중이동값이 50 %에 가까워져 자세제어 및 조절능력이 향상됨을 알 수 있었다. 따라서 가상 자전거 시스템은 효율적인 자세균형 재활 훈련 장비로서 효과가 있음을 확인하였으며, 분석방법은 재활훈련 분야에서 널리 활용될 수 있는 가능성을 보여 주었다.

Abstract : This paper describes a quantitative analysis of postural balance training using virtual bicycle system. We have used a virtual bicycle system that combines virtual reality technology with a bicycle.

In this experiment, 20 normal adults were tested to investigate the influencing factors on postural balance. Several factors including cycling time, cycling velocity, number of times of path deviation, center of pressure(COP), and weight shift were extracted and evaluated to quantify the extent of control. Also, To improve the effect of balance training, we investigated the usefulness of visual feedback information by weight shift.

The results showed that the system was effective postural balance rehabilitation training device and, in addition, the analysis method might have a wider applicability to the rehabilitation field.

Key words : Postural balance, Yirtual bicycle system, Visual feedback, Rehabilitation

서 론

최근 교통량의 증가로 인한 교통사고의 증가와 노령인구의 증가로 인한 뇌졸중 및 외상성 뇌손상 등의 중추신경계의 손상과 근골격계의 질환에 따른 자세균형 제어력의 손실이 환자의 재활치료에 많은 어려움을 초래함에 따라 자세균형 재활에 관한 관심이 높아지고 있다. 이들의 빠른 사회로의 환원을 위

해서는 평형감각을 회복시킬 수 있는 효율적인 재활훈련이 필요하다[1~3].

그동안 자세균형제어에 관한 많은 연구가 진행되어왔다. Shumway-Cook[4]과 Winstein[5], Lehman[6] 등은 힘판을 이용한 압력중심의 변화를 뇌졸중으로 인한 반신마비환자와 외상성 뇌손상 환자에게 바이오피드백으로 활용한 결과, 자세의 안정 및 보행능력 향상에 큰 효과가 있음을 입증하였다. 그러나, 기존의 측정장치는 자세균형 재활에 필요한 시각, 전정기관, 그리고 체성감각 등을 통합적으로 자극하지 못할 뿐 아니라 피 훈련자가 단조로움을 느끼게 되는 단점이 있다. 또한 임상에서는 재활 균형 훈련에 있어서 치료사의 주관적인 관찰이

많이 이뤄지고 있으며, 분석 시스템 이용에 있어서도 균형에 미치는 요인이 매우 복잡하여 소홀히 하는 부분도 있다. 따라서, 효과적인 재활훈련을 위해서는 모의환경의 제공과 함께 정량적 분석이 가능한 새로운 재활 훈련장치가 필요하다.

자전거 시뮬레이터는 주행시, 가상현실 주행 시나리오 환경과 상호작용이 가능하므로 기존 방식에 비해 훈련의 단조로움을 피할 수 있고, 흥미를 유발시켜 자발적인 훈련이 가능하여 더 높은 재활효과를 기대할 수 있다[7-8]. 기존 연구에서 개발되어진 자전거 시뮬레이터는 단순히 근력을 길러주는 레저, 오락용에 불과하였다[9]. 또한, 우리의 앞선 연구에서는 평형감각 훈련 장비임에도 체중이동에 관한 센서 및 파라미터가 없었다 [10].

본 연구에서는 가상현실기술과 자전거를 이용하여 평형감각 실조환자의 시각, 전정감각, 체성 감각을 정량적으로 진단하고 자극, 훈련시킬 수 있는 자전거 시뮬레이터를 개발하였다. 이를 위해, 네 개의 로드 셀(load cell)을 이용하여 피험자에게 자신이 체중 이동상태를 실시간으로 피드백시켜 자세제어훈련에 사용하도록 하였다. 또한 가상환경 주행 시 주행거리, 핸들움직임 각도, 주행속력, COP, 도로 중심이탈도, 체중이동, 주행시간, 도로를 벗어나는 횟수 등을 이용하여 자세균형 상태를 모니터링 하였으며, 이들 파라미터 및 시각적 피드백 정보를 분석함으로써, 적용한 시스템의 평형감각 측정, 분석 및 재활훈련 장치로서 유용한지 검토하였다.

실험방법

1. 시스템 구성

본 연구를 통해서 개발한 통합 평형감각 분석 및 훈련용 VR 바이크 시뮬레이터 시스템(bike simulator system)의 구성도가 <그림 1>에 나타나있다. 시스템은 크게 자전거와 계측 장치들로 구성된 바이크 하드웨어 시스템(bike hardware system)과 바이크 하드웨어로부터 들어오는 신호를 처리하고 가상환경을 제시하고 주행을 분석하는 바이크 시뮬레이터 소프트웨어 시스템(bike simulator software system)으로 구성

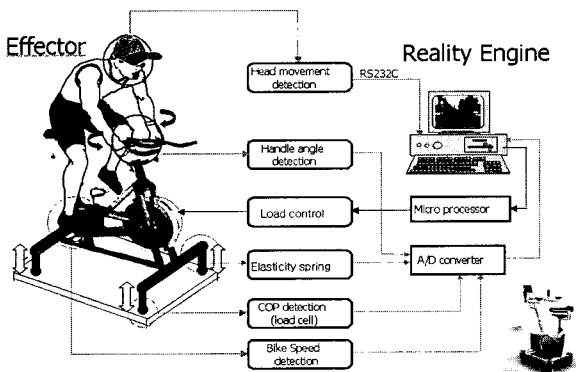


그림 1. 시스템 구성도
Fig. 1. Overall system configuration

되어진다.

바이크 하드웨어 시스템은 자전거 본체에 평형감각분석을 위하여 사용되어지는 파라미터(parameter)들을 검출하기위한 계측센서(sensor)와 회로들로 구성되어진다. 머리움직임 검출은 POLHEMUS사의 3SPACE FASTRAK을 사용하였다. FASTRAK은 전자계를 이용한 트래킹 시스템(tracking system)으로서, 떨어진 물체의 위치와 각도를 비 접촉방식으로 계측하여 주는데 크게 고정 트랜스미터(transmitter)와 이를 검출하는 리시버(receiver)의 두 부분으로 구성된다. 이 위치정보는 표준 RS232 시리얼 포트(serial port)를 통하여 컴퓨터로 전송된다. 시뮬레이터의 핸들의 움직임을 검출하기위한 각도센도로는 전위차계(potentiometer)를 사용하였다. 전위차계의 양단에 5V의 정전압을 걸어주어 핸들 각도의 변화에 따라서 비례적으로 전압이 출력되어지도록 하였으며, 이를 이용하여 좌우방향을 결정하도록 하였다. 주행속력의 검출을 위해서는 자석과 홀(hole) 센서가 사용되어졌다. 자석을 자전거의 휠(wheel)에, 홀센서를 휠과 인접한 시뮬레이터의 몸체에 달았다. 피험자가 페달을 구르면 휠이 회전하면서 자석이 홀센서를 스칠때마다 신호를 발생시키도록 하였다. 시뮬레이터의 주행 소프트웨어 시스템에서 이 신호를 받아서 휠의 회전속력을 구하였고, 다시 이를 주행 시뮬레이터에서 주행속력으로 반영시켜주도록 하였다. 체중이동(weight shift)와 COP의 검출을 위해서는 네 개의 로드셀이 사용되어졌다. 전위차계, 홀센서, 로드셀로부터 나오는 신호는 증폭 및 필터회로를 통과한 후 12 bit, 8채널의 A/D 컨버터(converter)를 통하여 컴퓨터로 전송된다. 네 개의 로드셀로부터 전송된 신호를 통하여 COP를 구하였다[11]. COP가 환자의 COP의 이동과 변화를 볼 수는 있으나 압력중심이 (x, y)=(0, 0)cm일때를 제외하곤 임상에서 환자의 평형상태를 직관적으로 보기는 힘들다. COP가 (x, y)=(0, 2)cm라는 것이 사람의 머리에서 지면에 직각으로 내린 점이 원점에서 y축으로 2 cm 떨어진 거리가 아니라 압력중심이 2 cm 떨어진 것을 의미하기 때문에 그 사람이 y축으로 체중이 더 많이 쏠렸다는 것을 알 수 있지만 모든 사람에게 똑같이 적용되지는 않는다. 따라서,

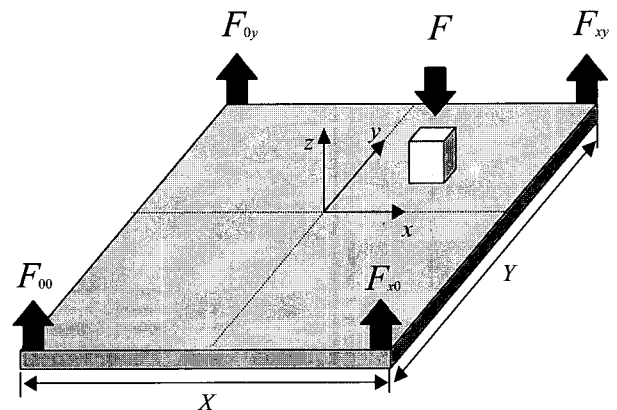


그림 2. 체중이동과 COP의 측정
Fig. 2. Measuring weight shift and COP

본 연구에서는 모든 사람의 체중분포를 직관적으로 알 수 있고 비교가 가능한 “체중이동”이란 개념을 도입하였다. 체중이동은 <그림 2>와 <식 1>과 같이 정의되어진다.

$$weight\ shift = (1 - \frac{F_{00} + F_{0y}}{F_z}) \times 100(\%) \quad (1)$$

좌측체중과 우측체중이 같은, 즉 $F_{00} + F_{0y}$ 와 $F_{x0} + F_{xy}$ 가 같은 50 : 50일때 체중이동은 50 %이고 평형상태라고 정의하였다. 따라서, 체중이동이 50 %보다 크다는 것은 좌측체중대 우측체중의 비가 우측체중이 큰 것을 의미하고 우측으로 치우침을 의미한다. 좌측체중과 우측체중의 합은 항상 100 %가 된다. 따라서 체중이동으로 좌우체중비를 통하여 쉽게 체중분포를 알 수가 있게된다.

가상도로의 주행시 오르막, 내리막 길에서 로드(load)를 부여할 수 있도록 하였다. 이를 위해서 컴퓨터로부터 표준 RS232 시리얼 포트(serial port)를 이용하여 신호를 받아, 원칩 마이크로프로세서(onechip microprocessor)인 PIC16C73을 이용하여 DC 모터(motor)의 정역회전 제어를 하였다. DC 모터가 로드부여 디스크장치와 자전거 휠과의 거리를 조절함으로써 로드를 부여할 수 있도록 하였다. 또한 자전거 하단의 네 모퉁이엔 스프링(spring)을 달았다. 이것은 피험자의 바이크 시뮬레이터 위에서의 체중이동에 따라서 자전거도 함께 움직여 실제 자전거를 타는 듯한 느낌을 줄 수 있도록 하였다. 본 시스템이 환자를 위한 재활훈련 장비이므로 안정성 확보를 위하여 스프링의 탄성을 이용하여 넘어지지 않도록 하였다. 시스템 하단부에 스프링을 설치하여 일반 자전거처럼 좌우평형상태에 따라서 자전거가 기울게 되어있다. 하지만 보통 자전거처럼 중심을 잡지 못했을 때 완전히 넘어지면 환자가 크게 다치므로 스프링의 탄성을 이용하여 체중이동에 따라서 기울임은 있되 넘어지지 않고 복원할 수 있도록 안전성과 기능성을 함께 고려하여 설계하였다. 초기의 연구에서, 시뮬레이터의 앞뒤좌우 움직임을 모터를 이용하여 컴퓨터를 통하여 제어하도록 하였는데, 이는 능동적으로 시뮬레이터를 탄다는 느낌보다는 수동적인 조작을 받고 있다는 느낌을 받아 스프링으로 대처하였다.

바이크 시뮬레이터 소프트웨어 시스템은 크게 두 부분으로 나뉜다. 주행과 관련된 가상환경을 제시하고 하드웨어 시스템과 연계되어 작동하는 주행소프트웨어부와 주행후 훈련효과를 분석하는 분석소프트웨어부로 나뉜다. 가상환경과 3차원 그래픽 모델들은 그래픽 전문 프로그램인 3D Studio Max와 SENSE8사 World Up을 이용하였다. 또한 본 소프트웨어 시스템은 3차원 가상환경제작 그래픽 라이브러리인 SENSE8사의 World ToolKit Release 9과 Visual C++ 6.0을 이용하여 제작하였으며, Windows NT, 2000, Me를 운영체제로한 Pentium III 800 MHz(RAM 128M)의 컴퓨터에서 작동한다.

<그림 3>은 VR 바이크 시뮬레이터 소프트웨어 시스템의 구성 및 운영을 나타내고 있는 블록다이어그램이다. 구름, 길, 나무, 잔디, 꽃, 건물, 하늘 등의 3D 모델링(Modeling)을 하여 공간 분할(space partitioning) 등의 전처리(pre-processing) 과정을 거친 후, 가상환경을 로딩(loading)한다. 이 과정이 끝나고 나면 주행과 함께 피험자의 행동에 따라 변화하는 자전거의 핸들각, 페달속력, 머리의 움직임, 체중이동, COP 등을 읽어 가상환경에 반영하여 상호작용하는 재구성과정을 거친다. 특히 본 시스템이 평형감각에 이상이 있는 환자를 겨냥한 것이므로 주행능력이 좋지 않아 길을 크게 이탈하는 것을 방지하기 위하여 도로 가에 보도블럭을 설치하였고, 충돌검출(collision detection)과정을 거쳐서 도로를 벗어나는 것이 불가능하도록 하였다. 또한 가상환경주행시 오르막 길, 내리막 길 구간에서는 그에 상응하는 로드를 줄 수 있도록 표준 RS232 시리얼 포트를 통하여 DC 모터의 정역회전을 제어하여 로드를 부여하는 회로에 신호를 보내도록 하였다. 이 주행화면은 LCD 모니터나 HMD(head mounted display)를 통하여 2D 혹은 3D로 나타낼 수 있도록 하였다. 본 실험에서는 모니터를 사용하였다.

주행 후의 분석화면은 그림에서 보듯 데이터를 그래프화 한 것과 차트(chart)화하여 수치로 나타낸 두 화면으로 구성되어 있다. 그래프화한 데이터 분석화면은중앙선 이탈도, COP X, Y 값, 핸들각, 머리움직임, 주행속력, 100m 구간별 주행시간 및 총주행시간 등을 나타내고 있으며, 각 그래프들을 시간축을 기준으로 비교하여 통합적으로 평가, 분석할 수 있도록 구성하였다. 차트화한 수치 분석화면은 총주행거리, 총주행시간, 평균속력, 최고속력, 충돌횟수, 체중이동의 평균, total COP length, COP X, Y값의 평균, 총 머리움직임 값, 머리움직임 X, Y, Z의 평균값, 평균핸들각도, 핸들변화의 총합, 중앙선 이탈도, 이탈도의 절대치 총합을 수치적으로 보여준다[12]. 특히 이 분석화면은 전체구간에 대한 수치화와 직선구간, 오르막구간, 내리막구간, 좌회전구간, 우회전구간으로 나누어 평형 및 주행상태를 분석, 평가 할 수 있도록 하였다. COP, 체중이동, 머리움직임 등은 환자의 평형상태를 파악하고 분석하고자 사용하였으며 핸들각, 주행시간, 주행속력, 충돌횟수, 중앙선 이탈도 등은 주행상태를 알아보고자 사용하였다[13].

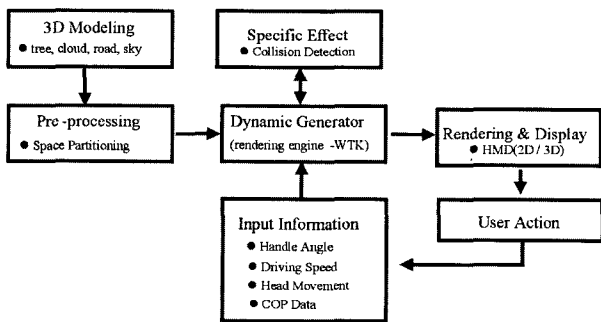


그림 3. VR 바이크 시뮬레이터의 기능적 흐름도
Fig. 3. Functional flow chart of VR bike simulator

2. 실험 진행방법

실험에 참가한 피험자들은 20대의 정상인 남성 20명으로 이

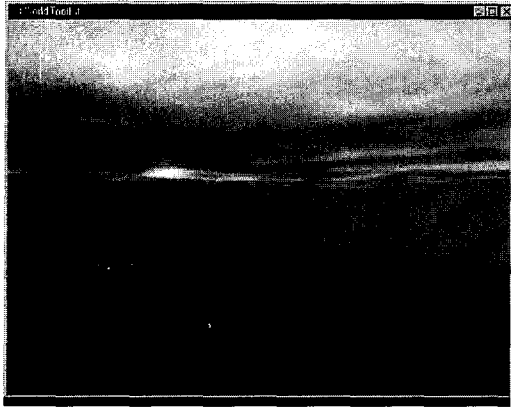


그림 4. 전체 주행도로 맵
Fig. 4. Overall road map

였다. <그림 6>은 실험의 진행방법을 나타내는 블록다이어그램이다. 그림에서 보는 것과 같이 주행모드를 서로 바꾸면서 3회 주행하도록 하였다. 주행모드를 바꾼 것은 특별한 하나의 주행모드에 대한 학습효과를 방지하고, 두 주행모드간에 동등한 조건을 제시하기 위해서였다. 위의 두 모드간의 주행실험은 다시 주행속력과 관련되어 두가지 모드로 나뉘어진다. 하나는 주행속력을 임의로 고정시킨 모드이고 다른 하나는 피험자가 바이크 시뮬레이터의 페달을 구르는 속력에 의해서 주행속력이 반영되는 모드이다. 이 실험은 1주간의 간격을 두고 이루어졌다.

결과 및 토의

시스템의 유용성과 훈련 효과를 설명하기위하여 평형감각과 관련된 주행요소를 분석하였다. 이탈도, 주행속력, 체중이동,

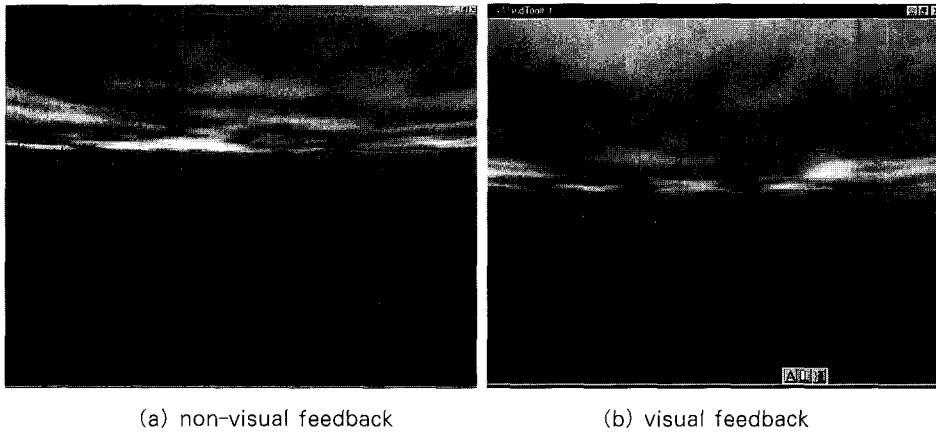


그림 5. Visual feedback 주행모드와 non-visual 주행모드
Fig. 5. An example of visual and non-visual feedback driving mode

루어졌다. <그림 4>는 실험중에 피험자들이 주행한 도로를 위쪽에서 45° 각도의 시점(view point)으로 바라본 모습이다. 주행도로는 폭이 중앙선을 기준으로 좌우 3 m로서 총 6 m이며, 총 주행거리는 720 m이다. 도로는 직선구간, 오르막구간, 내리막구간, 좌회전구간, 우회전구간 및 이들의 다양한 조합으로 이루어진 순환로이다. 본 실험에서는 한바퀴만 돌도록 하였다.

실험진행시 사전에 피험자에게 실험의 개요, 시스템의 특성 및 조작법 그리고 주의사항 등을 이야기하였다. 시스템 파악 및 적응을 위하여 5분간의 주행을 연습한 후 본 실험에 임했다. 실험은 크게 자신의 체중이동 상태가 주행화면에 실시간으로 visual feedback되는 visual feedback 주행모드와 그렇지 않은 non-visual feedback 주행모드의 두 부분으로 나뉜다. <그림 5>은 visual feedback 주행모드와 non-visual feedback 주행모드의 예를 나타내는 화면이다. non-visual feedback 주행모드시에는 피험자에게 도로의 노란 중앙선을 따라 주행하도록 하였으며, visual feedback 주행모드시에는 중앙선을 따라 주행하는 것과 함께 주행화면에 체중이동에 대한 visual feedback 정보를 이용하여 밸런스(balance)의 평형을 유지하도록 지시하

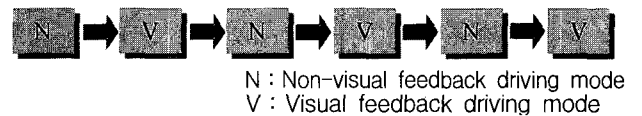


그림 6. 실험진행과정
Fig. 6. Experimental procedure

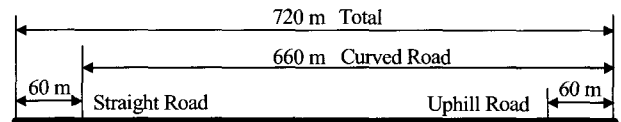


그림 7. 도로 맵구성
Fig. 7. Road map configuration

COP 등과 체중이동과 관련된 visual feedback 정보가 유용한지를 정량적으로 평가하였다. 결과는 <그림 6>에 나타난 진행과정에서 저장된 주행데이터를 분석하였다.

<그림 7>은 가상주행도로의 구성도이다. 720m의 도로는 60m의 직선도로로 시작하여 60m의 오르막 길로 끝난다. 직선

표 1. 주행의 성공여부

Table 1. A success(O) or failure(x) of subjects' driving trials

the number of subject(s)		17	1			1			1		
condition	trial	1st	1st	2nd	3rd	1st	2nd	3rd	1st	2nd	3rd
N	1st	○	×	○	-	×	○	-	○	-	-
V	1st	○	×	○	-	○	-	-	×	×	○
N	2nd	○	○	-	-	○	-	-	○	-	-
V	2nd	○	○	-	-	○	-	-	○	-	-
N	3rd	○	○	-	-	○	-	-	○	-	-
V	3rd	○	○	-	-	○	-	-	○	-	-

N : non-visual feedback, V : visual feedback

구간을 제외하고는 곡선도로이다. 시스템의 유용성 및 위에서 분석을 위하여 사용한 파라미터들의 적정성 뿐만 아니라 도로의 상태에 따른 영향을 평가하기 위하여 각 데이터들을 구간을 나눠 분석하여 쌍체비교 t-test로 양측검증하여 유의성을 검사하였다.

주행속력이 임의로 고정된 경우와 피험자에 의해서 주행속력이 결정되어지는 경우로 나누어서 결과를 알아보도록 하겠다.

1. 주행 성공률

<표 1>은 주행실험의 성공여부를 visual feedback 여부와 시도횟수별로 구분하여 나타내고 있다. 주행의 성공여부는 정해진 주행거리를 완주했는지의 여부에 의해서 결정되어진다. 핸들조작 미숙등으로 역주행을 하거나 도로옆 보도블럭에 부딪쳐서 빠져나오지 못하는 경우 등 정상적으로 주행을 완료할 수 없는 경우들을 실패로 분류하였다. 17명의 피험자들은 한번에 모든 과정을 마쳤다. 그러나 한명은 non-visual과 visual feedback의 각각 첫 번째 시도에서 완주하지 못하고 실패하였으며, 다른 한명은 non-visual feedback의 첫 번째 시도에서 실패하였고, 나머지 한명은 visual feedback 첫 번째 시도에서 두 번의 실패를 하였다. 따라서 non-visual feedback의 첫 번째 시도는 성공률 91 % (20번성공/22번시도), visual feedback의 첫 번째 시도는 87 % (20번성공/23번시도) 나머지는 100%의 성공률을 보였다. 또한 특정 주행모드 특정 시도에서 완주

하기위해서 두 번이상 실패한 경우는 visual feedback 주행모드에서 한번 있었다. 이들 결과를 비교해보면 두 주행모드간 첫 번째 시도에서 성공률이 91%와 87%로 visual feedback 주행시기가 좀더 어려움을 알 수 있었다. 이는 단순히 주행만 하는 경우보다 주행과 체중분포의 평형을 함께 유지하는 것이 더 어려움을 알 수 있다. 두 번째와 세 번째 시도에서는 100%의 성공률을 보였다. 반복훈련을 통하여 시도가 거듭될수록 두 주행시 모두 첫 번째 시도에 비해서 주행능력이 향상됨을 알 수 있었다.

2. 주행속력 임의고정 모드

1) Non-visual feedback 주행시 평균 이탈도

<그림 8>은 non-visual feedback 주행시의 중앙선에서 벗어난 평균 이탈도를 나타내고 있다. 두 번째와 세 번째 시도에서의 전구간(p<0.002), 직선구간(p<0.05) 그리고 곡선구간(p<0.0006) 데이터에서 유의성이 보였다.

모든 도로상태에서 주행을 반복함에 1회째 주행시보다 2회째가 이탈도가 낮았고, 2회째보다 3회째가 낮은 계단식의 배열을 이루고 있었다. 이것은 시도를 거듭할수록 중앙선 이탈도의 평균이 작아짐을 의미한다. 곧 지시한대로 중앙선에서 벗어나지 적음을 말한다. non-visual feedback의 경우 도로상태에

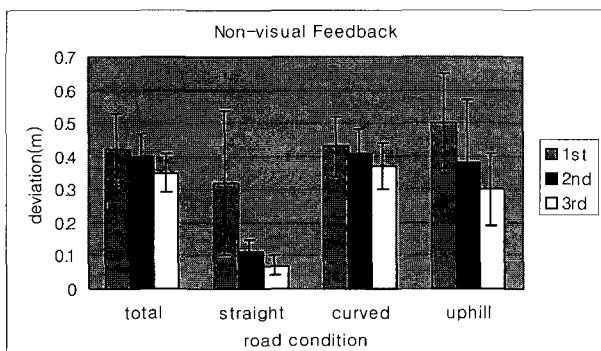


그림 8. Non-visual feedback 주행시의 평균 이탈도
Fig. 8. Mean path deviation in non-visual feedback

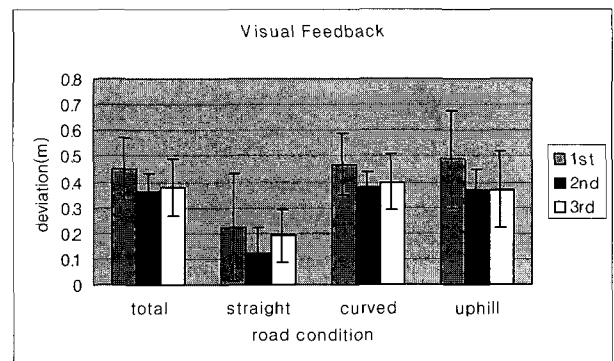


그림 9. Visual feedback 주행시 평균 경로 이탈변화
Fig. 9. Mean variation of path deviation in visual feedback driving

상관없이 반복훈련시 이탈도의 개선효과를 보였으며, 주행능력이 좋아짐을 알 수 있었다.

2) Visual feedback 주행시 평균 이탈도

<그림 9>는 visual feedback 주행시의 중앙선에서 벗어난 이탈도의 평균을 나타내고 있다. 첫 번째와 두 번째 시도에서의 전구간(p<0.04), 곡선구간(p<0.05) 그리고 오르막구간(p<0.0006) 데이터에서 유의성이 보였다.

그림을 보면 알 수 있듯이 모든 도로상태에서 이탈도가 1회 때 주행시보다 2회와 3회때가 크게 낮았다. 그렇지만 2회때보다 3회때가 조금 높음을 알 수 있었다. 이것은 visual feedback 주행시도 반복훈련시 이탈도가 줄어드는 주행능력 개선의 효과가 있지만 체중이동과 함께 고려함으로 non-visual feedback 상태처럼 개선의 효과가 시각적으로 두드러지는 않는다. 이것은 뒤의 체중이동의 결과와 비교해보면 알 수 있을 것이다. 그렇지만 이것도 무한하게 시도를 거듭하면 non-visual feedback 주행시처럼 이탈도가 개선될 것이다.

3) 두 주행모드간 평균 이탈도 비교

<그림 10>은 visual과 non-visual feedback 주행시의 평균 이탈도를 비교하여 나타내고 있다. 두 주행모드간의 데이터에서 곡선구간도로에서는 p<0.008의 유의성이 나타났다. 직선과 전구간 도로사이에서 visual feedback 주행시 p<0.06, non-visual feedback 주행시 p<0.01의 유의성을 나타냈다. 또한 직선과 구간구간에서 visual feedback 주행시 p<0.02, non-visual feedback 주행시 p<0.03의 유의성을 나타냈다.

두 주행모드간의 데이터를 비교하여보면 visual feedback 주행시가 non-visual feedback 주행시보다 이탈도가 큼을 알 수 있다. 이는 visual feedback 주행이 non-visual feedback 주행보다 주행에 있어서 어려움을 나타낸다. 이는 중앙선만 따라가도록 지시한 non-visual feedback 주행에 비하여 피험자가 visual feedback 주행시 체중이동을 50%에 맞추는걸 추가로 지시받았기 때문에 그만큼 주행에 어려움이 있기 때문이다. 그리고 또다른 특징은 전체구간 평균이탈도와 각구간별 평균 이탈도를 비교해보면 곡선과 오르막구간은 별 차이가 없지만

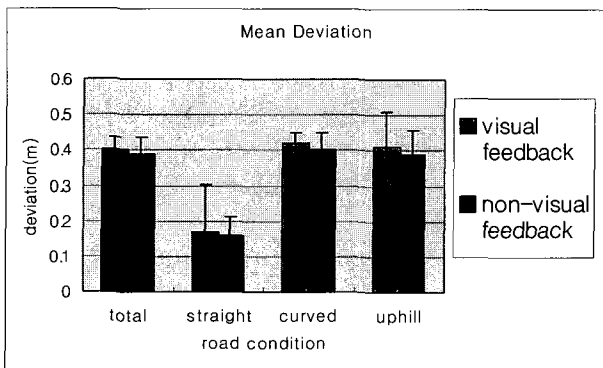


그림 10. Visual 과 non-visual feedback 주행시 평균 이탈도 비교
Fig. 10. Mean path deviation in non-visual feedback and visual feedback driving

직선구간 이탈도가 현저히 작음을 알 수 있다. 이는 두 주행모드 모두에서 직선구간 주행이 다른 도로상태구간보다 주행이 쉬움을 알 수 있다. 이는 좌우로 핸들을 돌려서 중앙선을 따라가야하는 곡선도로보다 상대적으로 직선도로가 중앙선을 따라가기가 쉽다는 결론이다.

4) Visual feedback 주행시의 평균 체중이동

<그림 11>은 visual feedback 주행시의 평균 체중이동을 도로상태와 시도횟수별로 나타내고 있다. 첫 번째와 세 번째 시도 데이터 사이에서 전구간은 p<0.005, 직선구간은 p<0.04, 곡선구간은 p<0.02, 오르막구간에서는 p<0.06의 유의성을 보였다. 두 번째와 세 번째 시도 사이에서 곡선구간은 p<0.01, 오르막구간에서는 p<0.02의 유의성을 보였다.

그림을 보면 알 수 있듯이 모든 도로상태에서 체중이동이 1회 때 주행시보다 2회때가 낮았고, 2회때보다 3회때가 낮았다. 이는 시도를 거듭할수록 체중이동이 도로특성에 상관없이 모든 구간에서 평형상태인 50 %에 점점 가까워지는 것을 나타내고 있다. 결과적으로 체중이동 분포의 visual feedback 정보를 통해 피험자의 평형상태를 조절이 가능함을 확인할 수 있었다. 따라서 위의 결과는 visual feedback주행시 균형제어훈련효과

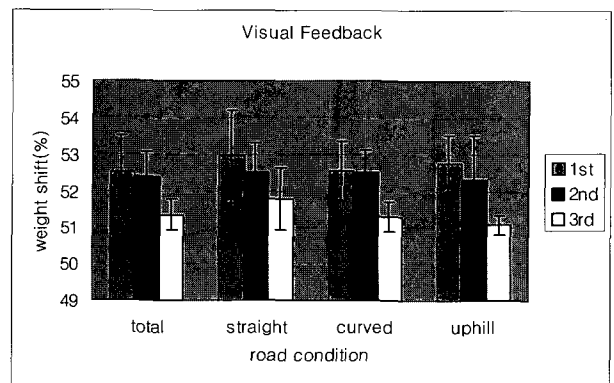


그림 11. Visual feedback 주행시 평균 체중이동
Fig. 11. Mean weight shift in visual feedback driving

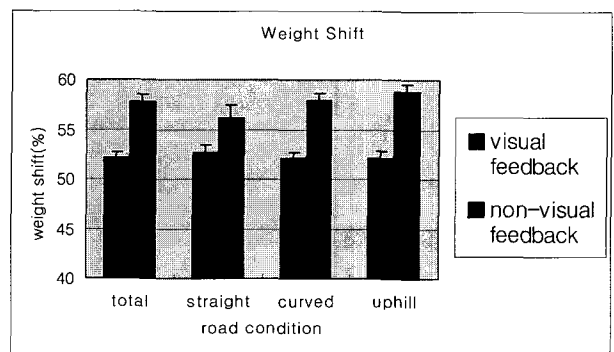


그림 12. Visual과 non-visual feedback 주행시 평균 체중이동
Fig. 12. Mean weight shift in visual feedback and non-visual feedback driving

를 나타낸다 할 수 있다.

또한, 그림에서 1회와 2회째의 차이보다 2회와 3회째의 차이가 더 작음을 알 수 있었다. 이는 <그림 9>의 visual feedback 주행시의 중앙선 이탈도와 비교해서 보면 그 의미를 쉽게 이해할 수 있다. <그림 9>에서는 1회와 2회째의 이탈도의 차이가 2회와 3회째의 차이보다 더 큼을 알 수 있었다. 이탈도와 체중 이동간의 반비례관계가 성립됨을 알 수 있다. 이는 주행개선이 이루어지면 그에 반해 체중이동의 평형상태로의 개선이 적어짐을 의미한다. 하지만 주행개선 및 체중이동의 평형으로의 개선이 함께 이루어졌고, 이것이 초기 몇 번의 시도에서 보이는 현상이지 그 수행횟수가 많아지면 이탈도와 체중 이동간의 그러한 상관관계는 가지지 않을 것이다.

5) 두 주행모드간 평균 체중이동 비교

<그림 12>는 visual과 non-visual feedback 주행시의 평균 체중이동을 모든 도로상태에서 비교한 결과를 나타내고 있다. Visual과 non-visual feedback 주행간의 데이터는 전구간에서 $p < 0.008$, 직선구간에서 $p < 0.06$, 곡선구간에서 $p < 0.008$, 오르막구간에서 $p < 0.0002$ 의 유의성을 보였다.

Visual feedback 주행시가 non-visual feedback 주행시보다 체중이동의 크기가 작고, 평형상태인 50 %에 더 근접함을 확인할 수 있다. 전구간은 57.74 %에서 52.08 %로, 직선구간은 56.19 %에서 52.64 %로, 곡선구간에서는 58.80 %에서 52.08 %로, 오르막구간에서는 57.81 %에서 52.03 %로 각각 5.66 %, 3.55 %, 6.72 %, 5.78%가 각각 낮아졌다. 또한 개선치가 직선도로가 전구간, 곡선도로, 직선도로에 비해서 가장 낮음을 알 수 있었다. 이들 결과들은 visual feedback 주행시 부여되는 체중이동 분포의 feedback 정보가 체중이동의 제어에 도움이 되고 이를 바탕으로 훈련도 가능함을 나타낸다.

또한 한가지 특이한 점은 체중이동의 값이 50 % 이하가 나올 수 있음에도 불구하고 <그림 11>과 <그림 12>모두에서 체중이동의 평균이 모두 50 %를 넘었다는 것이다. 이는 체중

분포가 왼쪽에 비해서 오른쪽이 큼을 의미한다. 실험에 참가한 모든 피험자들은 오른발잡이이다. 페달을 밟지 않았는데도 오른쪽으로 체중이동이 된다는 것은 특이할만하다.

3. 피험자에의해 주행속력 결정 모드

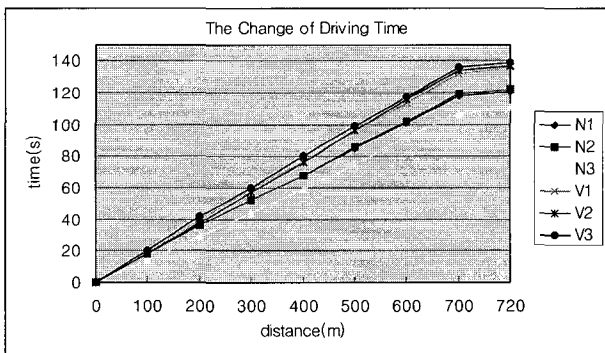
1) 두 주행모드간 주행시간의 변화 비교

<그림 13>은 visual과 non-visual feedback 주행모드에서 각각 3번 실시한 주행시간의 변화를 나타내고 있다. 그림에서 보면 알 수 있듯이 non-visual feedback 주행모드에서는 회를 거듭할 수록 주행시간이 줄어들었다. 1회째(121초)보다 3회째(111초)가 무려 10초 시간을 단축시켰음을 알 수 있다. 그러나 visual feedback 상태에서는 그리큰 변화는 아니지만 136초, 137초, 139초로 오히려 시간이 늘어남을 알 수 있다. 앞에서 주행속력을 임의로 고정시킨 <그림 10>, <그림 12>에서 중앙선 이탈도가 커지고 체중이동이 50 %에 가깝게 작아지는 것과 연관이 있다. 상대적으로 이탈도가 커지면 주행거리가 길어지게되고 따라서 주행시간이 커지게 된다. 이같은 결과는 피험자가 페달을 구르는 힘에 의해서 속력이 결정되는 <그림 15>, <그림 16>에서도 확인해볼 수 있다. <그림 16>은 visual과 non-visual feedback 주행시의 주행속력의 평균을 나타내고 있다. non-visual 상태(118.00 ± 6.08 초)가 visual 상태(137.33 ± 1.53)보다 19.33초나 빠름을 알 수 있다. 두 데이터 간에 $p < 0.05$ 의 유의성이 나타났다.

결과적으로 visual feedback 주행시 체중이동의 평형유지에 노력함으로써 non-visual feedback 주행시처럼 비례적으로 시간이 줄지 않은 것이다. 하지만 수행횟수가 무한히 많아지면 두 주행모드 모두에서 주행시간은 줄어들 것이다.

2) 두 주행모드간 평균 이탈도 비교

<그림 15>는 visual과 non-visual feedback 주행시의 평균 중앙선 이탈도를 나타내고 있다. visual과 non-visual feedback의 경우 모두 수행횟수를 거듭함에 따라 이탈도가 줄어들었다. 이는 주행능력이 좋아짐을 의미한다. non-visual feedback의 경우, 3회째 주행시 이탈도가 1회째 주행시보다 작



N: Non-visual feedback driving mode, V: Visual feedback driving mode
1: 1st trial, 2: 2nd trial, 3: 3rd trial

그림 13. Visual과 non-visual feedback 주행시 주행시간의 변화
Fig. 13. The change of driving time in visual and non-visual feedback driving

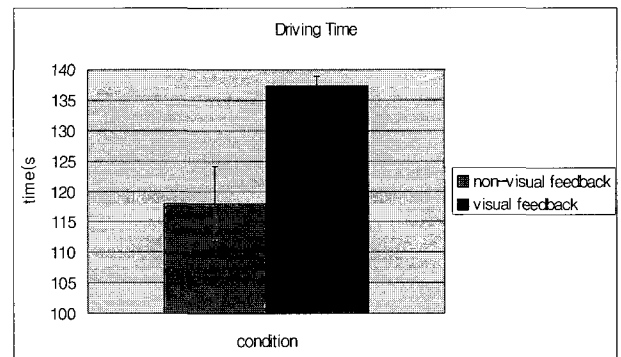


그림 14. Visual과 non-visual feedback 주행시 총주행시간의 비교

Fig. 14. Comparison between visual and non-visual driving time

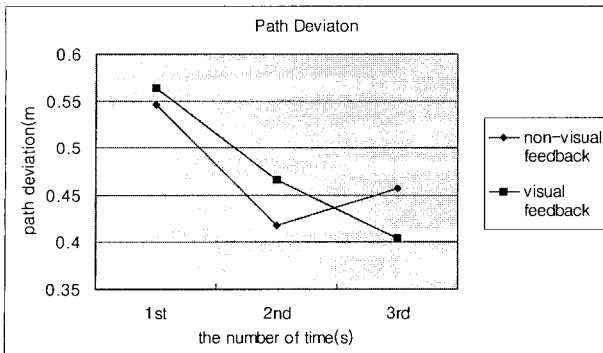


그림 15. Visual과 non-visual feedback 주행시 이탈도의 비교
 Fig. 15. Deviation in cases of visual and non-visual feedback driving

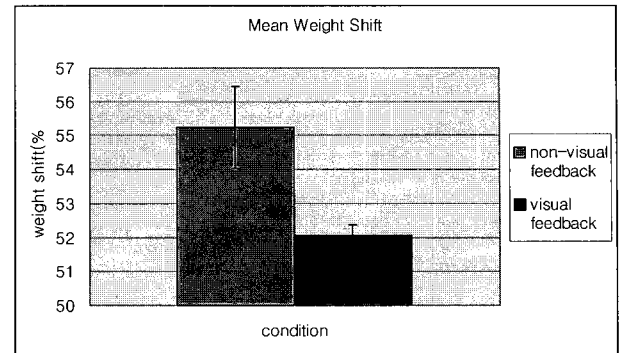


그림 16. Visual과 non-visual feedback 주행시 체중이동 비교
 Fig. 16. Weight shift in cases of visual and non-visual feedback driving

아졌고, 2회때보다 크다. 이는 <그림 13>에서 보았듯이 3번째 주행에서 1, 2번째보다 10초이상 단축시킨 주행시간과 연관이 있음을 알 수 있다. 주행시간이 짧아진 만큼 이탈도에는 신경을 쓰지 못했음을 알 수 있다. 따라서 속력과 이탈도가 연관이 있음을 알 수 있다. 그렇지만 이또한 주행을 거듭하면 두 모드 모두에서 이탈도가 비례적으로 감소할 것이다.

<표 1>은 주행데이터를 나타낸 표이다. 평균속력과 최고속력을 보면 non-visual feedback 주행의 경우(21.98 m/s, 25.18 m/s)가 visual feedback 주행의 경우(18.73 m/s, 22.68 m/s)보다 3.25 m/s와 2.50 m/s가 더 빠름을 알 수 있다. 또한 visual feedback이 없는 경우의 최고속력을 보면, 1회때보다 10초나 빠른 주행시간을 기록했던 3회가 26.82 m/s로 1회때의 24.28 m/s에 비하여 2.54 m/sec가 빠름을 알 수 있었다. COP 누적평균을 보면 체중이동의 평형을 유지하도록 요구했던 visual feedback 주행시(17.25 cm)가 non-visual feedback 주행시(29.45 cm)에 비하여 12.20 cm가 적음을 알 수 있었다. 이는 visual feedback 정보를 통하여 체중이동을 조절하는 visual feedback의 경우가 신체동요도가 적음을 알 수 있었고, 자세균형제어에 유용하다는 것을 의미한다. 특히, non-visual

feedback의 3번째 주행시의 COP 누적평균을 보면 31.93 cm로 다른 값들에 비해서 큼을 알 수 있다. 이때 주행시간은 111초로, 시간을 단축하기 위해서는 페달을 힘차게 밟아야하고 그러기 위해서는 그만큼 체중이동을 좌우로 많이 이동시키야 하기 때문이다.

3) 두 주행모드간 평균 체중이동 비교

<그림 16>은 visual과 non-visual feedback 주행시의 평균 체중이동을 나타내고 있다. Visual feedback 주행시 평균 체중이동 값이 52.04 %로 non-visual feedback이 없는 경우의 55.25 %에 비하여 3.21 %적고, 평형상태인 50 %에 2.04 % 차이로 가까움을 알 수 있다. 두 데이터간의 유의성은 $p < 0.02$ 으로 나타났다. 앞에서 언급한 COP누적거리와 체중이동 결과들을 봤을 때, 피험자가 페달을 밟는 힘에 따라 주행속력이 결정되어지는 모드에서도 visual feedback 정보의 유용성 및 이를 활용한 체중이동의 제어능력개선 및 훈련의 효과가 있음을 확인하였다. 또한 밸런스 및 체중이동 제어능력뿐만 아니라 non-visual feedback 주행시의 주행능력개선의 크기엔 못 미치지만 반복훈련결과, 이탈도, 주행속력 등의 주행능력개선도 함께 이루어짐을 알 수 있었다.

표 2. 주행 데이터
 Table 2. Driving data

	conditon	1st	2nd	3rd	mean
driving time(s)	N	121	122	111	118.00
	V	136	137	139	137.30
mean speed(m/s)	N	21.31	21.33	23.30	21.98
	V	18.99	18.64	18.58	21.98
maximum speed(m/s)	N	24.28	24.46	26.82	25.19
	V	21.12	24.46	22.48	25.19
mean COP length(cm)	N	28.53	27.90	31.93	29.45
	V	18.31	18.02	15.43	29.45
mean change(°)of handle angle	N	0.99	0.91	1.04	0.98
	V	0.75	0.80	0.78	0.98

N : non-visual feedback, V : visual feedback

위의 모든 결과들을 종합해 보면, 주행속력이 고정된 상태에서는 non-visual feedback 수행시는 반복훈련결과 이탈도가 줄어드는 개선효과가 보였다. 또한 visual feedback 수행시는 반복훈련결과 체중이동이 50%에 가깝게 낮아져 피험자의 평형상태가 개선되어졌으며, 주행능력 또한 개선되어 이탈도도 적어졌다. 도로구간별로 주행파라미터를 분석해본 결과 직선도로가 곡선도로나 오르막 도로에 비하여 체중이동과 이탈도가 적었다. 곡선도로는 지속적인 핸들조작을 요구하기 때문에 이탈도가 커짐을 알 수 있다. 이결과는 처음부터 여러 형태의 도로가 복합된 가상환경에서 처음부터 재활훈련을 시작하는 것보다 직선도로에서 시작하여 충분히 훈련한 후, 복합된 도로형태의 훈련으로 이어지는게 바람직함을 알 수 있다.

따라서 재활초기엔 non-visual feedback 주행훈련을 주행속력을 고정한 채 직선도로훈련에서 훈련을 시작하여 복합 도로훈련으로 이어가고 이 훈련이 충분히 이루어졌을 때 피험자 자신이 직접 페달을 굴러 가상도로를 달리는 훈련으로 단계적으로 전환하는 것이 좋다. non-visual feedback 주행훈련을 끝낸다음 똑같은 과정을 visual feedback 주행훈련 모드에서 적용함이 바람직하다. 또한 본 연구는 정상인들을 대상으로 실험하였다. 하지만 평형감각이상 환자들에게 적용할 경우 같은 결과가 나오지 않거나 오히려 주행능력이나 평형감각 조절능력이 크게 향상될 것으로 예상된다. 따라서 본 시스템은 체중이동 제어, 조절 및 자세균형 훈련에 유용할 것으로 사료되어지고 환자들을 대상으로 지속적인 임상실험이 이루어져야할 것이다.

결 론

본 연구에서는 가상현실기술과 자전거를 이용한 평형감각 분석 및 훈련용 바이크 시뮬레이터 시스템을 개발하였다. 이를 위해서 로드셀을 사용하여 자신의 체중이동 정보를 visual feedback할 수 있도록 하였으며, 평균 이탈도, 주행시간, 주행속력, COP, 체중이동 등을 이용하여 재활치료에 사용하기위한 본 시스템의 유용성을 검토하였다. 실험결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Non-visual feedback 수행시 이탈도, 주행시간, 주행속력이 <그림 8>, <그림 9>, <그림 10>, <그림 13>, <그림 14>, <그림 15>, <표2>에 나타나는 것처럼 크게 개선시켜 주행상태가 향상됨을 알 수 있었다.

2. Visual feedback 수행시 체중이동 값과 COP 누적값이 <그림 11>, <그림 12>, <그림 13>, <표 2>에 나타난 것처럼 크게 개선되었고, 평형감각을 조절, 훈련시킴으로서 재활훈련이 가능하고 효과가 있음을 알 수 있었다.

3. 본 시스템을 이용하여 직선도로 훈련에서 복합도로 훈련으로, non-visual feedback 주행훈련에서 visual feedback 주행훈련으로, 주행속력의 고정에서 피험자에 의한 주행으로 훈련을 반복할 경우 주행능력과 평형감각 조절능력을 효과적으로 향상시킴을 알 수 있었다.

위의 결론을 종합해본 결과, 본 시스템은 평형감각의 장애가

있는 자세균형 이상환자에서 평형상태의 정량적 측정, 분석을 가능하게하고, 반복 훈련으로 평형감각의 조절과 그 기능을 향상시킬 수 있음을 확인하였다. 결론적으로, 본 시스템은 통합평형감각 분석 및 훈련용 재활장비로 유용함을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

1. R.P. DiFabio, M.B. Badke, "Relationship of sensory organization to balance function in patients with hemiplegia", *Phys Ther*, vol. 54, pp. 534-541, 1990
2. J.P. Kelly, "The Sense of Balance", *Principles of Neuroscience(3rd Edition)*, Appleton & Lange, pp. 78-123, 1991
3. S.J. Herman, "Assessment and Treatment of Balance Disorders in the Vestibular-Deficient patient", *Proceedings of APTA Forum*, Nashville, Tennessee, June, 13-15, 1989
4. A. Shumway-Cook, D. Anson, S. Haller, "Effect of postural sway biofeedback on reestablishing stance stability in hemiplegic patients", *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 69, pp. 395-400, 1989
5. 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 adult", *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 70, pp. 755-762, 1989
6. J.F. Lehmann, S. Boswell, R. Price, A. Burleigh, B.J. deLateur, K.M. Jaffe, K. Herling, "Quantitative evaluation of sway as an indicator of functional balance in past traumatic brain injury", *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 70, pp. 955-962, 1990
7. Virtual Reality Bike. In Tectrix WebSite http://www.tectrix.com/products/VRBike/VR_BIKE.html
8. W.K. Myron, "Artificial Reality II", Reading, MA: Addison-Wesley, pp. 112-150, 1991
9. S.K. Roy, "The Science of Virtual Reality and Virtual Environments", Reading, MA: Addison-Wesley, pp. 45-79, 1993
10. N.G. Kim, C.K. You, J.J. Im, "A new rehabilitation training system for postural balance control using virtual reality technology", *IEEE Transaction on rehabilitation engineering*, Vol. 7, No. 4, December, pp. 482-485, 1999
11. D.A. Winter, F. Prince, J.S. Frank, C. Powell, K.F. Zabjek, "Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance", *J. Neurophysiology*, Vol. 75, pp. 2334-2343, 1996
12. J.Y. Kim, C.G. Song, N.G. Kim, "Performance evaluation and development of virtual reality bike

- simulator*", The Transactions of The Korean Institute of Electrical Engineers, Vol. 51, No. 3, pp. 112-121, 2002
13. J.Y. Kim, C.G. Song, N.G. Kim, "*Development of VR bike simulator and evaluation of postural balance rehabilitation training*", 25th KOSOMBE Conference, CD, 2001