

Performance Evaluation and Development of Virtual Reality Bike Simulator

金 鍾 允* · 宋 哲 奎** · 金 南 均***

(Jong-Yun Kim · Chul-Gyu Song · Nam-Gyun Kim)

Abstract - This paper describes a new bike system for the postural balance rehabilitation training. Virtual environment and three dimensional graphic model is designed with CAD tools such as 3D Studio Max and World Up. For the real time bike simulation, the optimized WorldToolKit graphic library is embedded with the dynamic geometry generation method, multi-thread method, and portal generation method. In this experiment, 20 normal adults were tested to investigate the influencing factors of balancing posture. We evaluated the system by measuring the parameters such as path deviation, driving velocity, COP(center of pressure), and average weight shift. Also, we investigated the usefulness of visual feedback information by weight shift. The results showed that continuous visual feedback by weight shift was more effective than no visual feedback in the postural balance control. It is concluded this system might be applied to clinical use as a new postural balance training system.

Key Words : postural balance, virtual reality, bike simulator, visual feedback

1. 서 론

균형(balance)은 지지면 위에서 신체의 중심을 유지하는 능력을 말하며, 신체의 자세균형(postural balance) 유지에는 정정기관 및 소뇌의 평형기능, 근골격계의 지지작용, 그리고 운동기능과 감각기능 등이 기여한다[1][2]. 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[3][4][5].

자세균형 훈련 및 평가에 대한 연구는 임상적인 평가와 공학적인 평가로 구분될 수 있다. 임상적 평가는 1984년 Ruskin이 좌우균형 및 기립위 균형의 유지정도를 4 단계로 구분 제시하였다[6]. 그 후, 자세균형제어에 대한 임상적 평가지표에 대한 많은 평가방법이 제안되었는데, 객관성과 정량적 분석의 측면에서 평가할 때 개선의 여지가 많이 남아 있다[7][8][9]. 공학적인 평가는 임상적 평가에 비해 동요의 정도를 정량화할 수 있고 객관적이라는 장점을 지니고 있으며, 최근 시·청각 바이오 피드백을 이용한 자세균형 제어 훈련에 사용되고 있다[10]. Drowatzky 등[11]은 정상인에서, Shumway-cock 등[12]과 Lehmann 등[13]은 뇌 기능장애 환자에서, Norre 등[14]은 정정기능 장애 환자에서 힘판을

이용한 자세균형 제어의 측정방법에 대한 신뢰도를 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[15]. 따라서, 효과적인 재활훈련을 위해서는 모의환경의 제공과 함께 정량적 분석이 가능한 새로운 재활 훈련장치가 필요하다.

이를 위하여 본 연구에서는 자전거와 가상현실을 이용하였다. 자전거를 타기 위해서는 위해서 언급한 균형에 필요한 시각, 전정감각, 체성감각 등이 복합적으로 필요하다. 따라서 자전거를 응용, 환자에 적용하여 분석하면 평형을 유지하기 위한 감각의 문제점을 알 수 있다. 또한 자전거를 응용하면 이들 감각을 복합적으로 자극, 훈련시켜 재활이 가능하게 된다. 하지만 이 자전거를 실제 환자들에게 그대로 적용시킬 수는 없다. 안전성 문제로 잘못하면 재활훈련중 더 큰 사고를 당할 수도 있다. 그러므로 자전거가 주는 평형감각의 측정, 분석, 훈련의 장점을 살리면서 안정성을 확보하기 위하여 우리는 가상현실을 사용하였다. 자전거의 좌우기울임은 평형감각, 측정훈련에 적당하되 넘어지지 않는 자전거 시스템을 구축하고 가상현실을 사용하여 제자리에서 달리되 화면을 자전거와 연동시켜 주행하는 것과 같은 효과를 얻도록 하였다.

기존에 연구에서 우리는 평형감각 및 자세균형 재활훈련용으로 본 시스템을 구축하였었다. 자전거를 통해 가상도로

* 正 會 員 : 全 北 大 大 學 院 醫 用 生 體 工 學 科 博 士 課 程

** 正 會 員 : 全 北 大 工 大 生 體 工 學 科 助 教 授 · 工 博

*** 正 會 員 : 全 北 大 工 大 生 體 工 學 科 教 授 · 工 博

接受日字 : 2001年 7月 4日

最終完了 : 2002年 1月 16日

를 주행하는 것이 훈련에 효과가 있을 것이라는 가정에서 출발했는데 정작 직접적으로 평형이나 자세균형을 측정하고 평가할만한 어떤 장치나 파라미터없이 주행능력을 가지고만 평가하였었다[7]. 이를 보완하여 평형과 자세균형 상태를 직접적으로 파악할 수 있도록 시스템 하단에 힘센서를 부착하여 이를 해결하였다. 또한 기존 연구에서 몰입감을 주기이 해서 사용하던 HMD(head mounted display)는 VR Sickness를 발생시킨다는 보고들을 근거로 본 장비가 환자를 위한 재활장비이므로 악영향을 최소화하기 위하여 LCD 모니터를 사용하였다[16][17].

본 연구에서는 기존 방식의 문제점들을 개선할 수 있는 통합 평형감각의 자극과 분석시스템을 제안하였고, 이를 이용하여 자세균형 제어력의 평가와 재활 훈련의 효과를 정량적으로 평가하였다. 평가 변수들은 가상환경 주행에 따른 주행거리, 주행시간, 주행속도, 핸들각 변화, COP의 x와 y축 값 변화량, 도로 중심 이탈도, 체중 이동값, 좌우 도로 경계서의 충돌횟수 등을 이용하였다.

본 시스템의 성능을 평가하기 위해, 정상인 남녀를 대상으로 실험한 결과 효과적인 재활훈련장치로서의 가능성을 확인하였다

2. 본 론

2.1 시스템 구성

통합 평형감각 제시 및 측정을 위한 시스템의 구성은 그림 1과 같이 효과 발생 장치인 이펙터(effector)와 가상환경 제시 및 분석 소프트웨어가 탑재된 리얼리티 엔진으로 구성된다.

리얼리티 엔진은 가상 주행 환경을 제시를 위한 프로그램(WTK, C++)과 컴퓨터 시스템(Pentium III, Windows NT)으로 구성하였고, 고성능 그래픽 가속보드(Intense 3D Pro 2200S™)와 A/D 변환기(8 ch, 12bit resolution, ACL-711B™)가 내장되어 있다.

이펙터는 피험자에게 가상 주행환경을 보여주는 디스플레이부와 자전거, 그리고 주행 중 평형감각을 측정할 수 있는 센서 인터페이스 장치가 결합되어 있다.

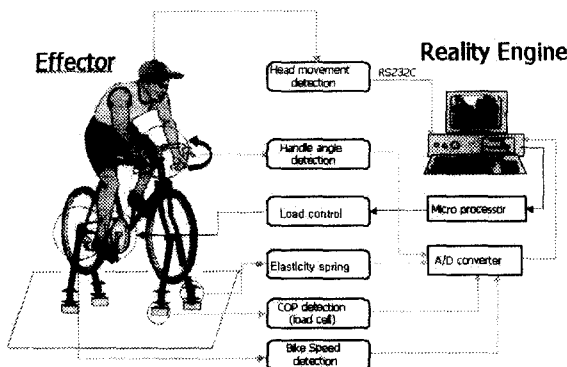


그림 1 시스템의 구성도
Fig. 1 System configuration

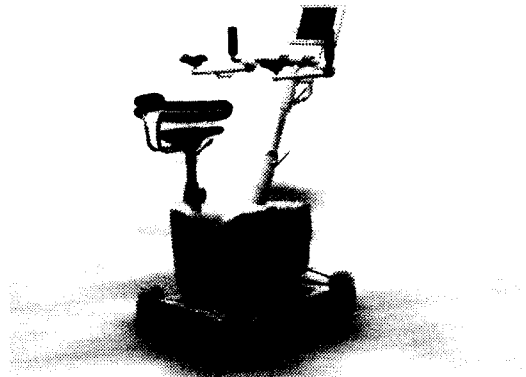


그림 2 자전거 시스템의 모형도
Fig. 2 A schematic of bike system

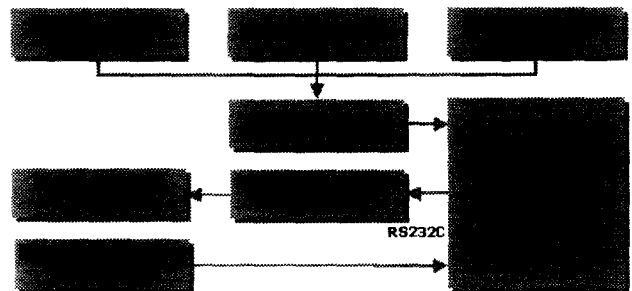


그림 3 시스템의 하드웨어 인터페이스
Fig. 3 System hardware interface

따라서 주행 중 자전거 속도, 핸들 각도, 머리 움직임의 변화량 등이 실시간 입력되어 가상 주행 환경의 객체들과 상호작용(interaction)이 가능하게 된다. 그림 2는 설계한 자전거의 모형도이며, 향후 장애인에게 적용할 시스템이므로 안전성과 기능성을 고려하여 설계하였다.

가상 주행 자전거 시스템은 실제 자전거와 같이 핸들 조작을 통해 주행 방향을 결정할 수 있으며, 페달을 이용하여 주행속도 결정하게 된다. 또한, 오르막길과 내리막길에서는 실제와 유사하게 페달에 운동부하도 부여할 수 있도록 주행 각도센서, 속도센서, 그리고 부하 제어장치를 부착하였다.

그림 3은 자전거에 부착된 하드웨어 입출력 관계를 나타냈다.

2.1.1 주행방향의 감지부

주행 방향은 자전거 핸들의 조작에 의해 결정되며, 1회전용 전위차계 변환기를 이용하였다. 전위차계 변환기의 양단에는 정전압 5 V를 걸어주어 핸들 각도에 따라 비례적으로 전압이 출력되어지도록 하였다. 핸들의 좌우 방향의 결정을 위하여 전위차계 변환기의 중간 위치를 2.5 V의 값으로 고정시켜 놓았다. 그리고, 출력되는 전압이 2.5 V보다 크면 오른쪽 방향으로 판단하고, 작으면 왼쪽 방향으로 판단하도록 하여 가상환경 내에서의 주행 방향을 결정할 수 있도록 하였다. 이 핸들신호는 전위차계를 통하여 증폭과 필터링 과정을 거쳐서 A/D 변환기로 들어가게 된다.

2.1.2 주행속도의 감지부

주행속도는 자전거의 페달을 굴려서 결정한다. 이를 위해 자석과 홀 센서(hole sensor)를 사용하였다. 그림 4와 같이 자석을 자전거의 뒷바퀴 부분에 달았고, 홀센서를 뒷바퀴와 인접한 자전거의 몸체에 부착하였다. 페달을 굴려 뒷바퀴가 한바퀴 회전시 바퀴에 부착된 자석이 홀센서 옆을 한번 지나치도록 하였다. 자석이 홀센서를 지날 때 발생한 신호는 A/D 변환기를 통해서 컴퓨터로 입력되어진다.

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

식 1은 속도를 산출하는 식이다. v 는 주행속도, t 는 홀센서로부터 들어오는 한바퀴회전시 입력되는 두신호간의 입력간격시간, k 는 속도상수를 나타낸다. 컴퓨터의 주행프로그램에서는 식 1과 같이 신호의 입력시간간격을 계산하고, 이를 역수를 취해서 임의의 속도 상수를 곱하였다. 이렇게 실시간으로 구해진 주행속도를 가상환경에서 주행속도로 반영하도록 하였다.

2.1.3 자전거의 부하 제어부

실제 자전거를 타고 주행할 때 언덕길이나 내리막길의 경우에 페달의 전달되는 부하는 다르다. 언덕길의 경우는 내리막길에 비해서 상대적으로 페달의 부하가 많이 걸려서 페달 구동에 많은 힘이 들고, 내리막길의 경우는 반대로 부하가 적게 걸려 힘이 적게 든다. 본 바이크 시뮬레이터에서도 가상환경의 상태에 따라서 부하를 다르게 부여하여 주었다. 그림 5는 시뮬레이터의 부하제어 시스템이다. 그림에 보듯 휠과 같은 곡률의 디스크가 있는데, 이 디스크는 브레이크 같은 역할을 하면서 로드를 부여하게 된다.



그림 4 주행속도 감지부
Fig. 4. Detection module of driving speed

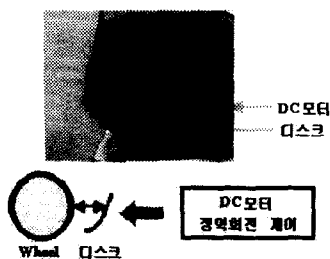


그림 5 자전거 페달의 부하제어
Fig. 5 Load control of bike's pedal

그림 3과 같이, 컴퓨터의 주행프로그램에서는 가상환경에서 오르막, 내리막 길의 여부에 따라서 표준 RS232 시리얼 포트(serial port)를 통하여 신호를 보내게 된다. 이 신호를 원칩 마이크로 프로세서인 PIC16C73을 통하여 도로의 오르막, 내리막상태 및 경사도에 따라서 DC모터의 정역회전 제어 및 회전의 크기를 결정하게 된다. DC모터에 연결된 기계구조물이 부하용 디스크 밀고 당김에 따라서 휠과 디스크의 밀착거리가 달라지면서 로드가 부여된다. 오르막길에서는 휠과 디스크가 밀착되어 평지에서 페달을 돌릴 때의 부하보다 증가되어 힘들고, 내리막길에서는 휠과 디스크가 기준보다 떨어져 평지에서 페달을 돌릴 때의 부하보다 적어져 힘이 덜 들게 된다.

2.1.4 상하 좌우 기울임 장치부

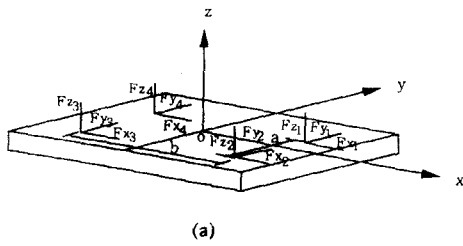
실제 자전거를 타는 것 같은 주행감을 주기 위해서 자전거를 고정시키지 않고 이 같은 상하, 좌우의 기울임을 주도록 하였다. 이를 위해서 자전거 지지대의 앞의 좌우와, 뒤의 좌우에 자전거와 사람의 몸무게를 충분히 고려한 탄성의 스프링 네 개를 설치하였다. 사용자의 움직임에 능동적으로 움직이면서도 실제 자전거를 타는 듯한 승차감을 가지도록 하였다. 연구초기에 상하좌우기울임을 두개의 모터를 사용하여 앞뒤와 좌우로의 기울임을 제어하였다. 그러나 본 연구가 환자가 스스로 체중이동을 조절하여 자세균형을 잡는 시뮬레이터이므로 모터 사용이 적합하지 않다고 판단했다. 또한, 모터에 의해서 기울임이 결정되므로 시뮬레이터가 기울임을 조절하므로 실제 자전거를 탄다는 느낌보다는 수동적인 느낌이 들어 스프링을 사용하게 되었다. 그리고 본 장비가 자세균형을 위하여 환자에게 임상에서 적용되어질 것이므로 사실 감은 주되, 중심이 어느 한쪽으로 쏠려 시뮬레이터에서 떨어지거나 실제 자전거처럼 넘어지지 않도록 스프링의 탄성의 한계를 정해 안전성을 고려하였다.

2.1.5 weight shift와 COP 측정부

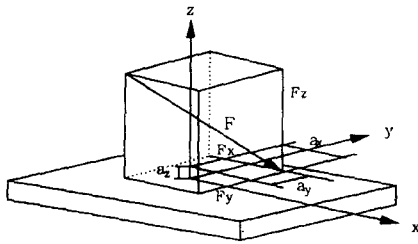
자전거를 탄 피검자의 weight shift와 COP 변화를 측정하고 분석하기 위하여 각각의 스프링 밑에 네 개의 로드셀(load cell)을 달았다. 로드셀에서 입력된 신호를 증폭과 필터링을 거친 후, A/D 변환을 통해서 컴퓨터에서 분석하도록 하였다.

weight shift와 COP 측정부는 CBES 100kg type의 로드셀 4개로 구성되어 있다. 시뮬레이터에서 앞뒤 혹은 좌우의 힘을 가해졌을 때, 로드셀로부터의 신호를 증폭과 필터링을 거쳐 A/D 변환기를 통해 컴퓨터로 보내진다. 로드셀에서 출력되는 전압은 수 mV의 미세한 전압이 나오므로, 증폭회로를 구성하여 출력 전압레벨을 V단위로 올려주고, 저역 필터를 통과시켜 고주파 성분이 제거된 최종 출력신호를 얻었다.

로드셀을 이용하여 COP와 weight shift를 구하는 원리는 다음과 같다. 그림 6과 같이 힘센서들의 위치를 중심으로 한 XYZ 좌표계를 설정한 경우 X, Y, Z방향으로 작용하는 힘을 각각 F_x , F_y , F_z 라 하면 각 방향의 힘과 모멘트의 평형조건에 의하여 다음과 같은 관계식을 만족하여야 한다.



(a)



(b)

그림 6 COP 및 weight shift의 측정
Fig. 6 Measuring COP and weight shift

$$\sum Fx = Fx_{1+4} + Fx_{2+3} - Fx = 0 \quad (2)$$

$$\sum Fy = Fy_{1+2} + Fy_{3+4} - Fy = 0 \quad (3)$$

$$\sum Fz = Fz_1 + Fz_2 + Fz_3 + Fz_4 - Fz = 0 \quad (4)$$

$$\sum Mx = Fza_y + Fya_z - a(Fz_1 - Fz_2 - Fz_3 + Fz_4) = 0 \quad (5)$$

$$\sum Mz = -Fza_x + Fxa_z + b(Fz_1 + Fz_2 - Fz_3 - Fz_4) = 0 \quad (6)$$

여기서 a_x, a_y 는 각각 무게중심의 X방향, Y방향의 위치이고 a_z 는 힘 센서들의 위치와 힘 작용면 사이의 거리이다. 그리고 a 는 힘판의 힘센서간의 세로 길이의 $\frac{1}{2}$ 이고, b 는 가로길이의 $\frac{1}{2}$ 이다. 따라서

$$Fx = Fx_{1+4} + Fx_{2+3} \quad (8)$$

$$Fy = Fy_{1+2} + Fy_{3+4} \quad (9)$$

$$a_x = \frac{-Fx a_z + b (Fz_1 + Fz_2 - Fz_3 - Fz_4)}{Fz} \quad (10)$$

$$a_y = \frac{(-Fy a_z + a (Fz_1 - Fz_2 - Fz_3 + Fz_4))}{Fz} \quad (11)$$

가 되며 시간에 따라 힘 센서들로부터 작용된 힘을 측정함으로써 힘의 변화 및 무게중심의 위치의 움직임을 측정할 수 있다. 그림 6(b)와 같이 만일 평행판 위에 수직방향의 힘 F만 작용하는 물체가 놓여 있다고 가정하면 무게 중심의 위치는 수직(Z축)방향의 힘을 측정할 수 있는 힘 센서들로부터 구할 수 있다. 즉, 수직방향의 힘의 평형조건과 X, Y축 주위의 모멘트 평형조건에 의하여

$$\sum Fz = Fz_1 + Fz_2 + Fz_3 + Fz_4 - Fz = 0 \quad (12)$$

$$\sum Mx = Fz a_y - a (Fz_1 - Fz_2 - Fz_3 + Fz_4) = 0 \quad (13)$$

$$\sum Mz = b (Fz_1 + Fz_2 - Fz_3 - Fz_4) - Fz a_x = 0 \quad (14)$$

의 식들을 만족할 수 있다. 따라서, 다음과 같은 식이 성립된다.

$$F = Fz_1 + Fz_2 + Fz_3 + Fz_4 = 0 \quad (15)$$

$$a_x = \frac{b (Fz_1 + Fz_2 - Fz_3 - Fz_4)}{F} \quad (16)$$

$$a_y = \frac{a (Fz_1 - Fz_2 - Fz_3 + Fz_4)}{F} \quad (17)$$

$$weight\ shift = \frac{Fz_1 - Fz_2 - Fz_3 + Fz_4}{F} \times 100 (\%) \quad (18)$$

따라서 식 16과 식 17에 의해서 COP를, 식 18에 의해서 weight shift를 구할 수 있다. weight shift는 50 %일 때 평형상태를 나타내며, 50 %보다 크거나 작으면 오른쪽, 왼쪽으로 치우침을 의미한다.

2.1.6 머리움직임 변화량 감지부

본 연구에서는 주행시 머리 움직임 변화량을 3 자유도 (roll, yaw, pitch)로 검출하기 위해 패스트랙(Fastrak™) 2개의 채널을 이용하였다. 패스트랙은 공간상의 위치와 방위를 측정하는 6자유도 센서로 모자에 부착하여 머리 움직임 변화를 검출함과 동시에 가상 주행공간상에서 시점의 변화와 연동된다. 동작지연은 4 ms이며, RS-232C를 통해 19,200 baud rate로 컴퓨터에 입력된다. 머리의 움직임은 x축 방향의 좌우 움직임과 y축 중심의 회전인 roll 회전을 측정하였다. 자전거의 움직임은 x축 방향의 좌우 움직임을 측정하여 머리의 움직임에 대해 몸의 중심이 어떻게 움직이는지를 평가하는데 사용하였다.

2.2 가상 주행 환경

통합 평형감각 기능의 평가를 위해 가상 주행환경의 배경 이미지 생성을 포함한 가상 주행환경을 개발하였다. 사용된 3차원 모델링 제작 툴은 World-UP™(SENSE8사)과 3D

Studio Max™이고, 프로그래밍은 가상환경 제작 그래픽 라이브러리인 SENSE8사의 WorldToolkit™ release 9과 Visual C++ 6.0을 이용하였다.

2.2.1 가상 주행도로의 구성

가상주행 도로의 폭은 6 m인 2차선 도로이며, 주행구간의 총 길이는 741 m로 설계하였다. 모델링된 도로에서는 1 m 당 20 픽셀(pixel)로 정하였다. 즉, 도로 폭이 6 m라는 것은 가상 주행환경에서는 120 픽셀을 의미한다. 따라서, 자전거의 속도가 1 m/s 이면 초당 20 픽셀을 자전거가 움직이게 됨을 의미한다. 표 1에 가상 주행도로를 구성하는 코스의 사양을 요약하였다.

표 1 주행도로의 사양

Table 1 Specification of driving road

구간 \ 사양	구간수	전체길이 (m)	경사각 (°)	주행각 (°)
직선 주행 길	5	320	0	0
오르막 길	2	60	10, 25	0
내리막 길	2	60	10, 25	0
좌측 커브 길	2	90	0	10, 20
우측 커브 길	5	231	0	10, 20, 30, 40, 60

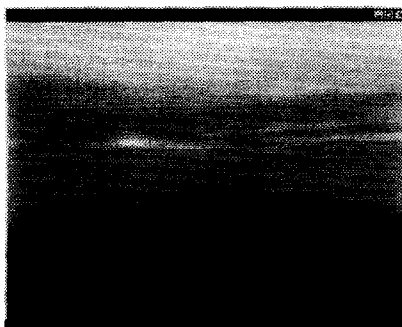


그림 7 전체 도로의 맵
Fig. 7 Map of total road

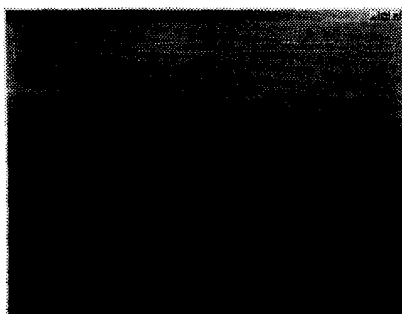


그림 8 주행 모드 초기화
Fig. 8 Driving mode initialization

주행 시 다양한 구간을 갖도록 하여 신체 움직임의 변화를 정량적으로 분석하였다. 주행 구간의 구성은 직선주행 구간, 오르막 길 구간, 내리막 길 구간, 그리고 좌, 우 커브 구간으로 하였다. 표 1에서, 경사각은 오르막 구간과 내리막 구간에서 각각 10도와 25도 경사를 갖는 도로를 제작하였다. 좌측 커브 구간은 10도와 20도의 좌회전 각도를 가지며, 우측 커브구간은 각각 10도, 20도, 30도, 40도, 60도의 우회전 각도를 갖는다. 우측 커브 구간이 많은 이유는 전체 주행 코스를 그림 7와 같이 원형으로 설계하였기 때문이다. 그림 7은 실제 주행시 뷰포인트(view point)가 아니라 도로의 전체를 한눈에 볼 수 있도록 위에서 밑으로 45° 각도로 내려본 그림이다. 그림 8은 주행 모드 초기화를 나타낸다. 그림에서 상단의 그래프는 자전거의 움직인 궤적을 실시간 모니터링 하는 것을 보여주며, 그림 하단의 중앙에 있는 자전거 바퀴는 실제 주행시 사용자의 핸들 움직임에 연동되어 움직이게 된다.

도로의 좌, 우 양편에는 잔디, 나무 숲, 장미 밭, 그리고 카페 등을 배치하였고, 구름은 애니메이션 기법을 적용하여 스스로 움직이도록 하였다. 환경 모델의 경우 20개 이상의 텍스처(texture) 이미지를 사용하였다. 도로 중앙에는 중앙선을 표시하여 피검자가 주행시 참고하여 주행할 수 있도록 하였다. 또한, 이를 이용하면, 중앙선 이탈도 값을 산출할 수도 있다. 그림 8의 화면 왼쪽의 메뉴에서 핸들 움직임의 민감도를 자신에 맞게 조절할 수 있도록 하였다.

2.2.2 그래픽 시뮬레이터

그림 9는 가상환경 주행 시스템의 동작을 위한 기능적인 흐름도이다. 먼저, 숲, 장미 등 모델링된 데이터들은 가상공간 상에서 각 모델들의 폴리곤 정보, 벡터스 정보 및 텍스처 정보들을 갖는 정적 지오메트리 노드(geometry node)를 갖게된다. 이들 노드들은 자전거 바퀴 노드, 그리고 시점 노드(view point node)들과 함께 계층화된 씬 그래프(scene graph)가 된다.

자전거로부터 입력되는 핸들각도, 속도, 머리움직임, 그리고 COP정보는 각각의 변수 노드로 정의하였다. 이 노드들과 씬 그래프가 유니버스(universe)라 하는 하나의 통합된 가상환경으로 생성된다.

디스플레이 장치는 모니터와 자전거에 부착된 TFT-LCD로 구성된다. 이 때, 디스플레이 모드는 2D와 전자 셔터(electronic shutter)방식의 3D 모드가 가능하며, 본 연구에서는 2D 디스플레이 모드에서 실험하였다.

그림 9의 충돌 검출(collision detection) 기능은 가상 주행 환경에서 도로이탈을 방지하기 위한 기능이다. 본 시스템의 실제 사용자들이 자세균형 환자들이기 때문에 조작이 일반인보다 더 미숙할 것이다. 따라서, 자전거 바퀴가 좌, 우측 도로 경계에 닿으면, 도로 밖으로 자전거가 더 이상 진행되지 못하게 된다. 이러한 기능은 모델링된 도로 양측면의 벡터스 정보와 자전거 바퀴에 대한 도로 상의 위치정보를 계산함으로써, 실시간 처리가 가능하게 된다. 충돌 검출과정은 도로 경계면과 자전거 바퀴 간 교차점(intersection point)을 확인하는 과정이다.

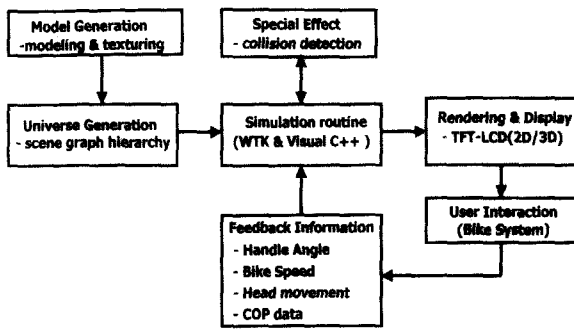


그림 9 가상 바이크 시뮬레이터의 기능적 블록선도
Fig. 9 Functional flow chart of virtual bike simulator

2.2.3 화면 갱신율의 개선

PC기반의 가상 주행환경 시뮬레이터에서 그래픽 환경은 시간지연을 최소화하는 몇 가지 기법들이 필요하게 된다. 본 연구에서, 최대 화면 갱신율은 23 프레임/초이며, 최소 18 프레임/초 이상이 가능하도록 하였다.

일반적인 경우, 자전거 속도, 핸들 움직임, 힘판의 데이터 변화량 획득을 위한 A/D 변환기와 자전거 페달의 부하 제어 위한 RS232C, 그리고 판문(portal)기법을 적용하여 동작 지연문제를 해결하였다.

따라서 본 연구에서는 동적 지오메트리 노드(dynamic geometry node) 생성 기법과 다중 쓰레드 기법(multi-thread), 그리고 판문(portal)기법을 적용하여 동작 지연문제를 해결하였다.

동적 지오메트리 노드의 생성기법은 도로에 대해 적용하였다. 이러한 이유는 도로 전 구간을 모델링하여 가상 주행환경을 제작하게 되면, 전체 폴리곤 수가 증가하여 화면 갱신율이 크게 떨어지게 된다. 본 연구에서는 모델링된 도로에서 도로 양 측면에 대한 버텍스 정보를 이용하여 도로의 생성과 충돌검출이 가능하게 된다.

다중쓰레드 기법은 자전거와 탑승자로부터 입력되는 변수 처리와 가상현실장비의 통신 과정이 그래픽 갱신 속도에 주는 영향을 최소화하기 위해 요구되는 각 인터페이스부 프로그램 모듈의 병렬처리 방법이다. 다중쓰레드를 사용하여 렌더링 루프와 다른 기능적 루프들을 분리시킴으로써, 단일 루프에서 나타나는 시간 지연 효과를 개선할 수 있게 된다. 기능적 루프들은 주행 중에 자전거와 사용자의 액션에 따른 데이터들을 실시간 처리하기 위한 통신 프로그램 루틴을 위한다.



그림 10 체중이동의 시각적 되먹임
Fig. 10 Visual feedback of weight shift

관문기법은 관찰자의 시야 내에 보이는 객체들만을 렌더링하여 화면 갱신율을 높이기 위한 방법이다. 특히 의료 환경에서는 가상 내시경의 경우 매우 유용한 기법이다.

본 실험의 주행시뮬레이션에 사용된 모델은 관문기법을 적용하여, 운전자의 시야를 벗어나는 객체의 형상은 제외시켜 컬(cull)과정에서 발생하는 계산량을 최소화하였다.

2.3 분석 소프트웨어

주행 중 탑승자의 좌,우 weight shift를 실시간으로 시각적으로 피드백하는 기능을 제안하였다. 이는 평형감각이 손상된 환자에게 주행 중 시각적 피드백의 훈련효과를 실험하기 위한 것이다. 그림 10은 weight shift를 보며 피험자에게 좌우체중분포를 평형상태로 유도하는 화면이다. 피험자에게 도로에서 시선을 떼지 않고 balance 정보를 줄 수 있도록 자전거 바퀴 위에 weight shift 상황을 나타내고 있다. 본 연구의 예비실험에서 balance 정보를 바퀴와 먼 곳에 위치시켰더니 주행능력이 지나치게 떨어졌다.

주행평가 및 분석은 피험자가 가상공간을 주행할 때 측정되고 저장되는 거리, 핸들각, 속도, COP의 x와 y축값, 이탈도, 체중이동값, x와 y와 z축의 머리움직임값, 주행시간, 충돌횟수 등을 토대로 분석하였다. 여기서 이탈도는 피험자에게 제시한 중앙선에서 벗어난 거리를 말하며 충돌횟수는 도로양쪽에 이탈을 방지하기위해서 세워놓은 보도블럭에 부딪힌 횟수를 뜻한다. 다음은 분석요소들에 대한 수식들이다.

$$\text{총주행거리(Total Driving Distance)} = d_N - d_i \quad (19)$$

$$\text{총주행시간(Total Driving Time)} = t_N - t_i \quad (20)$$

$$\text{평균속력(Mean Speed)} = \sum_{x=i}^N \frac{v}{N-(i-1)} \quad (21)$$

$$\text{평균체중이동(Mean Weight Shift)} = \sum_{x=i}^N \frac{w}{N-(i-1)} \quad (22)$$

$$\begin{aligned} \text{총COP누적거리(Total COP Length)} \\ = \sum_{x=i+1}^N \sqrt{(c_{X_{i-1}} - c_{X_i})^2 + (c_{Y_{i-1}} - c_{Y_i})^2} \quad (23) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{X축 COP값의 평균(Mean COP X)} \\ = \sum_{x=i}^N \frac{c_{X_x}}{N-(i-1)} \quad (24) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Y축 COP값의 평균(Mean COP Y)} \\ = \sum_{x=i}^N \frac{c_{Y_x}}{N-(i-1)} \quad (25) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{총머리움직임누적거리(Total Head Sway Length)} \\ = \sum_{x=i+1}^N \sqrt{(h_{X_{i-1}} - h_{X_i})^2 + (h_{Y_{i-1}} - h_{Y_i})^2 + (h_{Z_{i-1}} - h_{Z_i})^2} \quad (26) \end{aligned}$$

$$\text{X축머리움직임평균} = \sum_{x=i}^N \frac{h_{X_x}}{N-(i-1)} \quad (27)$$

$$\text{Y축머리움직임평균} = \sum_{x=i}^N \frac{h_{Y_x}}{N-(i-1)} \quad (28)$$

$$\text{Z축머리움직임평균} = \sum_{x=i}^N \frac{h_{Z_x}}{N-(i-1)} \quad (29)$$

$$\text{평균핸들각(Mean Angle)} = \sum_{x=i}^N \frac{a_x}{N-(i-1)} \quad (30)$$

$$\begin{aligned} & \text{총 핸들각변화(Sum of Angle Change)} \\ & = \sum_{x=i+1}^N \frac{|a_{x-1} - a_x|}{N - (i-1)} \end{aligned} \quad (31)$$

$$\text{평균이탈도(Mean Deviation)} = \sum_{x=i}^N \frac{D_x}{N - (i-1)} \quad (32)$$

$$\begin{aligned} & \text{이탈도의 총합(Total Deviation Length)} \\ & = \sum_{x=i+1}^N \frac{|D_{x-1} - D_x|}{N - (i-1)} \end{aligned} \quad (33)$$

분석화면은 크게 두 부분으로 나눌 수가 있다. 하나는 주행 시 평가된 변수의 값들을 나타낸 화면이다. 특히 이 화면에서는 특정간격으로 주행시간을 표시하도록 하였다. 또 다른 하나는 이들의 데이터 값을 통계 처리하여 수치와 간단한 그래프로 보여주는 화면이다. 이 분석화면은 주행 시 저장되는 여러 값들과 이를 바탕으로 산출할 수 있는 위에 수치화된 여러 분석 값들을 보여주도록 되어졌다.

그림 11은 주행 후의 분석화면을 나타내고 있다. 좌측의 분석화면은 각 데이터를 그래프화한 것이 특징이다. 중앙선 이탈도, COP X, Y값, 핸들 각도, 머리움직임, 스피드, 100m 구간별 주행시간 및 총 주행시간 등을 각 그래프들을 비교하여 통합적으로 평가, 분석할 수 있도록 구성하였다. 우측의 분석화면은 총 주행거리, 총 주행시간, 평균속력, 최고속력, 충돌횟수, weight shift의 평균, 총 COP length, COP X, Y값의 평균, 총 머리움직임 값, 머리움직임 X, Y, Z의 평균 값, 평균핸들각도, 핸들변화의 총합, 중앙선 이탈도, 이탈도의 절대치 총합을 수치적으로 보여주는 분석화면이다.

분석화면에서는 전체구간에 대한 수치화와 직선구간, 오르막구간, 내리막구간, 좌회전구간, 우회전구간으로 나누어 평형 및 주행상태를 분석, 평가 할 수 있도록 하였다.

2.4 실험 방법

가상주행 환경에서 시각적 피드백의 효과를 평가하기 위한 실험 대상자는 20세 이상의 정상 남녀 20명이 참가하였다.

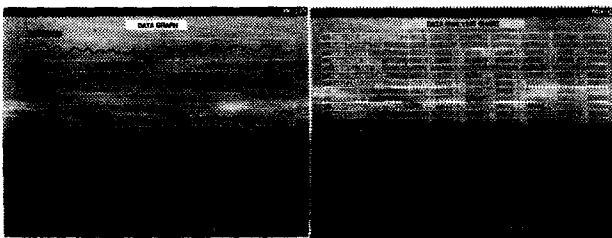


그림 11 분석결과 화면
Fig. 11 Screen of analysis results



N : Visual feedback이 없는 경우
V : Visual feedback이 있는 경우

그림 12 실험 방법
Fig. 12 Experiment method

실험방법은 페달을 사용하여 weight shift 변화에 대한 시각적 피드백을 준 경우와 주지 않은 경우에 주행구간에서 자세균형 제어의 정도를 정량적으로 분석 비교하였다. 그림 12에 실험의 진행방법이 도시되어 있다.

실험은 720 m의 가상도로를 주행하도록 하였다. 도로의 폭은 중앙선을 기준으로 좌우 3 m로서 총 6 m이다. 도로는 직선구간, 오르막구간, 내리막구간, 좌회전구간, 우회전구간 등의 다양한 형태의 순환로이다.

실험 진행 시 피험자에게 실험의 개요 및 시스템에 관한 전반적인 사항을 이야기하였으며, 한번의 720 m 주행을 연습한 후 본 실험에 들어가도록 하였다. 주행 시 피험자에게 중앙선을 따라서 주행하도록 하였다.

특별히 구분되는 두 가지 모드가 있는데 하나는 단지 중앙선에 맞춰서 주행하는 시각적 피드백(visual feedback)이 없는 경우와 다른 하나는 실시간으로 체중이동이 나타나며 이때 중앙선에 맞춰서 주행하는 것과 함께 체중이동을 좌우 50:50으로 맞추도록 피험자에 요구하는 시각적 피드백이 있는 경우이다.

실험에서 학습효과를 없애고 주행횟수가 지남에 따라 나타나는 결과를 보기 위하여 시각적 피드백이 없는 경우와 있는 경우를 반복적으로 3번 실시하였다.

2.5 결과 및 고찰

그림 13은 시각적 피드백이 없는 경우와 있는 경우에서, 3회 반복 실험한 주행시간의 변화를 보여준다. 시각적 피드백이 없는 경우 3회째 반복 주행실험에서, 1회 때보다 3회째 반복된 경우에서 약 10초의 시간 단축을 보였다. 그러나 시각적 피드백이 있는 상태에서는 시간의 차이가 3초 정도로 시각적 피드백이 없는 경우와 있는 경우가 차이가 남을 알 수 있었다. 시각적 피드백이 있는 상태에서는 체중의 평형유지에 신경을 써 주행시간이 시각적 피드백이 없는 경우의 10초에 비하여 주행속도를 현저히 줄이지 못함을 알 수 있었다. 표 2는 주행 상태를 나타내는 데이터 표이다. 표를 보면 시각적 피드백이 없는 경우의 주행시간의 평균이 시각적 피드백이 있는 경우보다 19.33초나 빠름을 알 수 있다. 두 데이터는 쌍체비교 t-test를 통해 양측검증한 결과, $p < 0.05$ 으로 나타났다.

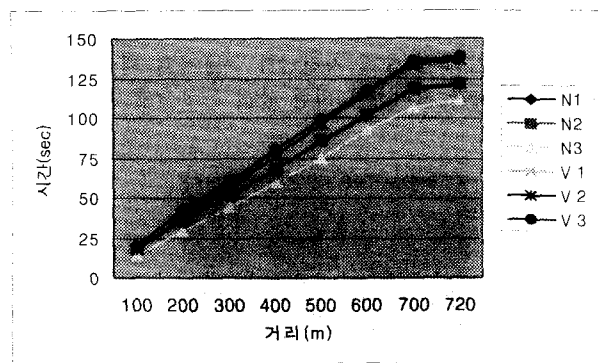


그림 13 주행시간 변화
Fig. 13 Driving time variation

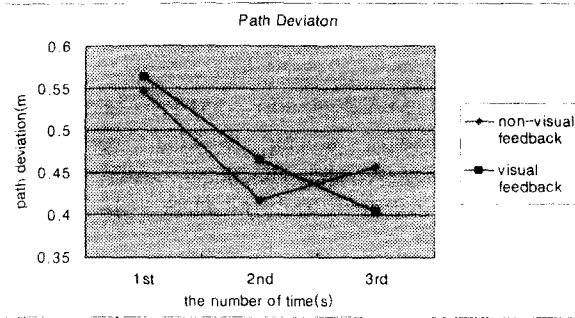


그림 14 중심 이탈도의 변화

Fig. 14 Variation of center deviation

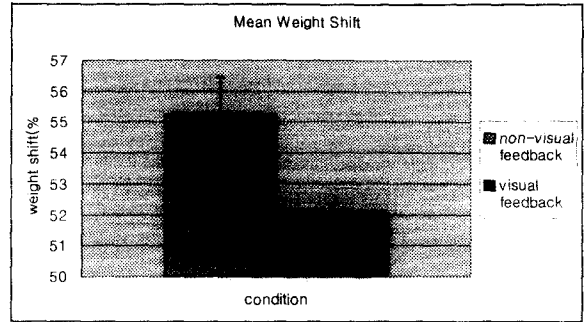


그림 15 visual과 non-visual feedback시 weight shift의 비교

Fig. 15 Weight shift in cases of visual and non-visual feedback driving

표 2 주행 데이터

Table 2 Driving data

구분	condition	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	25.18
	V	21.12	24.46	22.48	25.18
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

그림 14는 시각적 피드백이 없는 경우에서와 있는 상태에서의 이탈도 변화를 나타내고 있다. 두 상태 모두 이탈도가 감소함을 알 수 있다. visual feedback이 없는 경우에서의 3번째 주행시 이탈도가 1번째 주행시보다 낮아진 것은 사실이지만 2번째보다 조금 많다. 이는 3번째 주행에서 1, 2번째보다 10초이상 단축시킨 주행속력과 연관이 있음을 알 수 있다. 속도가 빨라진 만큼 이탈도에는 신경을 쓰지 못했음을 알 수 있다. 따라서 속도와 이탈도가 연관이 있음을 알 수 있다.

평균속력과 최고속력을 보면 시각적 피드백이 없는 경우가 있는 경우보다 3.25 m/s와 2.50 m/s가 빠름을 볼 수 있다. 또한 시각적 피드백이 없는 경우의 최고속력을 보면 1회때보다 10초나 빠른 주행시간을 기록했던 3회가 26.82 m/s로 이 또한 1회의 24.28 m/s에 비하여 2.54 m/s 빠름을 볼 수 있었다.

평균체중이동과 COP 누적평균을 보면 체중이동의 평형을 유지하도록 요구했던 시각적 피드백 상태가 있는 경우가 없는 경우에 비해서 COP 누적 값은 12.20 cm, 평균 체중이동값은 3.21 %가 적음을 알 수 있다. 특히 시각적 피드백이 없는 경우의 3번째 주행시의 COP 누적평균을 보면 31.93 cm으로 다른 값들에 비해서 큼을 알 수 있다. 이는 시간을 단축되었고, 시간을 단축하기 위해서는 그만큼 체중이동을 좌우로 많이 이동시키며 자전거 페달을 밟았음을 의미한다.

그림 15는 visual과 non-visual feedback 주행시의 평균 weight shift를 나타내고 있다. visual feedback 주행시 평균 weight shift 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 데이터를 쌍체비교 t-test를 통해 양측검증한 결과, $p < 0.02$ 로 나타났다.

따라서 이 결과들로 시각적 피드백이 있는 경우가 평형각각을 조절하고 훈련할 수 있다는 결과를 얻을 수 있다. 그리고 시각적 피드백이 없는 경우 주로 주행시간, 이탈도 등이 주행상태가 거둬질수록 좋아졌다. 대조적으로 시각적 피드백이 있는 경우 주행시간 등의 주행상태는 그리 크게 좋아지지 않았지만 평형과 관련된 COP 누적거리, 체중이동상태가 좋아졌고 평형각각 및 상태를 훈련 조절할 수 있음을 알 수 있다.

이 같은 결과는 정상인 집단에서, 시각적 피드백이 동적인 균형훈련 시에 효과가 있다는 Barona 등의 주장과 유사한 결과를 보여준다[18]. 또한, Hamman등은 시각적 피드백을 이용한 훈련방법이 평형각각에 장애가 있는 환자의 경우에도 효과가 있음을 입증한 바 있다[19].

따라서 재활초기엔 시각적 피드백이 있는 모드로 평형각각을 중점적으로 훈련한 후 평형각각이 많이 좋아지면 시각적 피드백이 없는 경우로 전환하는 것도 좋은 훈련방법이 될 것으로 판단할 수 있다.

3. 결 론

본 연구는 가상현실기술을 이용한 PC기반의 가상 자전거 주행 시스템을 구현하여 장애인 훈련장치로서의 유용성을 검토하였으며, 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 가상환경에서 그래픽 처리속도를 향상시키기 위해 동적 지오메트리 생성기법, 다중 쓰레드 기법을 적용하여 우수한 화면 갱신율을 나타냈다.
2. 시각적 피드백이 있는 경우에는 평균체중 이동값과 COP 누적평균값이 표 2에 나타난 것처럼 크게 개선되었고 평형각각을 조절, 훈련시킴을 알 수 있었다.
3. visual feedback이 없는 경우에는 주행시간, 이탈도를 표 2에 나타나는 것처럼 크게 개선시켜 주행상태를 향상시킴을 알 수 있었다.

- 1. 시각적 피드백을 주거나 주지 않은 모든 경우에서 반복된 훈련에 의해서 주행속도와 이탈도가 개선됨을 나타냈다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 선도기술의료공학기술개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임
(HMP-98-G-1-005-A)

참 고 문 헌

- [1] Cavell G.E. and Van Swearinger J.M., "Neuro muscular analysis", Physical Therapy, 1st ed., J. Lippincott comp., philadelphia, pp.489,1986
- [2] Duncan P.W., Studenski S., Chandler J. Bloomfeld R. and LaPoint L.K., "Electromyographic analysis of postural adjustments in two methods of balance testing", Physical Therapy, vol.70, pp.88-96, 1990
- [3] 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
- [4] Cass S.P., Kartush J.M. and Graham M.D., "Clinical assessment of postural stability following vestibular nerve section", Larngoscope, vol.101, pp.1056-1059, 1991
- [5] N.G. Kim, C.K. You and 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 1999, pp. 482-485.
- [6] Rskin A.P., " Current therapy in physiatry, WB saunders, philadelphia, pp.26-27, 1984
- [7] Susan J Herman, PhD, PT, Assessment and Treatment of Balance Disorders in the Vestibular-Deficient patient, Proceedings of APTA Forum, Nashville, Tennessee, June 13-15, 1989
- [8] J. P. Kelly, The Sense of Balance, Principles of Neuroscience(3rd Edition), Appleton & Lange, 1991
- [9] Nasher L.M., "Adaptation of human movement to altered environments", Trends in Neuroscinece, vol.5, pp.351, 1982
- [10] Dettmann M.A. Linder M.T. and Sepic S.B., "Relationships among walking performance, postural stability, and functional seessments of hemiplegic patient", Am. J. Phys. Med., vol.66, pp.77-90, 1987
- [11] Drowatzky J.N. and Zuccato F.C., "Interrelationships between selected measures of static and dynamic balance", Research Q., vol.38, pp.509-510, 1967
- [12] Shumway-Cook A. and Horak F.B., "Assesing influence of sensory interaction on balance. suggestion from field", Physical Therapy, vol.66, pp.1548-1550, 1986
- [13] 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.70, pp.955-96, 1990
- [14] Norre M.E. and Forrez G., " Posture testing in the diagnosis of peripheral vestibular pathology", Arch. Otorhinolarngol., vol.243, pp.186-189, 1986
- [15] Glenn T.M., Hutchinson K.J., and Nichols D.S., " Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults", Phys Thes. vol.7, pp.699-706, 1995
- [16] Kennedy, R.S., Lane, N.E., Lilienthal, M.G, Berbaum, K. S., & Hettinger, L. J., "Profile analysis of Simulator sickness symptoms: Application to virtual environment systems", Rresence: Teleoperators and Virtual Environments, 1(3), pp.295-301, 1992
- [17] 김종윤, 송철규, 김동욱, 김남균, "가상환경에서 Shutter glass 방식의 입체영상이 인체에 미치는 영향에 관한 연구", 의공학회지, 제21권 6호, pp.607-614, 2000
- [18] Armengot M. Barona R., and Basterra J., " The effect of visual feedback exercises on balance in normal subjects", Acta Otor Espa. vol 76, pp.961-965, 1994
- [19] Herman R.M., and Wannstedt G.T., "Use of gumented sensory feedback to achieve symmetrical standing", Phys Ther. vol.53, pp.553-559, 1978

저 자 소 개



김 종 운 (金 鍾 允)

1973년 11월 13일생. 1998년 원광대 전기 공학과 졸업. 2000년 전북대학교 대학원 의용생체공학과 졸업(석사). 현재 동 대학원 의용생체공학과 박사과정. 주요 관심 분야는 재활훈련 시스템 공학 및 가상현실 응용분야.

Tel : 063) 270-2246 (018-630-7311)

Fax : 063) 270-2247

E-mail : bachkr@hotmail.com



김 남 균 (金 南 均)

1957년 10월 6일생. 1981년 전북대 기계공학과 졸업. 1983년 동 대학원 기계공학과 졸업(석사). 1987년 프랑스 Strasburg I 대학 졸업(박사). 현재 전북대 생체공학과 교수. 관심분야는 감각정보공학, 재활공학, 감성공학 복지공학 등

Tel : 063) 270-4061

Fax : 063) 270-4062

E-mail : ngkim@moak.chonbuk.ac.kr



송 철 규 (宋 哲 奎)

1962년 11월 10일생. 1989년 연세대 의용전자공학과 졸업. 1991년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1998년 동 대학원 전기공학과 졸업(박사). 현재 전북대 생체공학과 조교수. 관심분야는 VR in medicine, impedance plethysmography, medical instrumentation

Tel : 063) 270-4282

Fax : 063) 270-4282

E-mail : cgsong@moak.chonbuk.ac.kr