

뇌기능 장애 환자의 가상 환경 움직임(Virtual Moving Surround) 자극에 따른 자세 균형 제어*

Postural Control During Virtual Moving Surround Stimulation in Patients with Brain Injury

김연희** · 최종덕** · 이성범** · 김종윤*** · 이석준*** · 박찬희*** · 김남균***

Yun-Hee Kim, Jong-Duk Choi, Sung-Bum Lee, Jong-Yun Kim, Suk-Jun Lee, Chan-Hee Park, Nam-Gyun Kim

Abstract : The purpose of this study is to assess the ability of balance control in virtual moving surround stimulation using head mount display (HMD) device and force platform in patients with brain injury. Fifteen patients with stroke (mean age 54.47 yrs) and fifteen healthy normal persons participated. COP parameters were obtained total path distance, frequency of anterior-posterior and medial-lateral component by FFT analysis, weight-spectrum analysis in the two different conditions; (1) during comfortable standing with opened or closed eyes, (2) during virtual moving surround stimulation delivered using HMD with four different moving pattern. Moving patterns consisted of close-far, superior-inferior tilting (pitch), right-left tilting (roll) and horizontal rotation (yaw) movement. In all parameters, the test-retest reliability was high. Also, the construct validity of virtual moving surround stimulation was excellent ($p < 0.05$). A posturographic balance assessment system equipped with virtual moving surround stimulation using HMD is considered clinically useful in evaluation of balance control in patients with brain injury.

Key words : balance, brain injury, rehabilitation, virtual moving surround.

요 약 : 뇌기능 장애 환자에서 자세균형 제어능력의 저하는 보행 및 일상생활동작 수행 등에 어려움을 초래하며 이에 대한 정확한 평가 및 치료를 위하여 일상의 환경변화와 유사한 상황을 제공하고 이에 따른 자세균형 조절 능력을 파악하는 것이 중요하다. 본 연구는 뇌기능 장애 환자에서 가상적 움직이는 환경에 따른 자세균형 조절 기능을 정확히 평가하고 환경의 움직임이 자세균형 조절에 미치는 영향을 분석하였다. 15명의 뇌기능 장애 환자와 정상인 15명을 대상으로 실생활과 유사한 환경의 조성을 위하여 HMD를 이용한 가상 환경 움직임(Virtual Moving Surround)을 네 가지 다른 패턴으로 제공하였다. 자세동요의 정도는 힘판을 이용하여 신체압력중심의 변화를 전체이동거리, 동요주파수, 최대 빈도 COP 위치로 측정하였으며 가상 환경의 차이에 따른 변화를 비교 분석하였다. 연구결과 검사 재검사 신뢰도 평가에서 일관된 분석결과를 나타냈고 뇌 기능장애 환자와 정상인의 분석에서는 두 그룹간의 차이를 확인할 수 있었다. 특히 전후로 빠르게 변하는 가상 환경에서 가장 큰 자세동요를 나타내었고 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 본 연구를 통해 뇌기능 장애 환자에서 가상 환경 변화가 자세균형 조절에 미치는 영향을 확인할 수 있었으며 이러한 환자들을 위한 치료와 평가 환경 조성 등에도 유용한 자료로 쓰일 수 있을 것으로 사료된다.

주요어 : 가상 환경 움직임, 뇌질환, 자세균형제어, 재활

* 본 연구는 정보통신부 보건복지부 IMT 2000 사업의 일환으로 이루어졌음.

** 포천중문의대 재활의학교실 및 분당차병원 임상의학연구소

*** 전북대학교 의용생체공학과 및 복지공학 연구소

1. 서론

1.1 연구배경

인공현실감 기술을 활용하여 질병이나 사고로 평형 감각에 문제가 있는 장애인이나 나이가 들어감에 따라 자연적으로 자세균형제어 능력이 떨어지게 되는 노인들을 위하여 평형감각에 밀접하게 관련이 있는 시각, 체성감각, 그리고 전정기관의 복합평형감각을 통합적으로 자극하여 재활의 효과를 향상시키기 위한 노력 및 관심이 커가고 있다. 인간의 의식을 활성화시키기 위한 노력의 하나로 다양한 평형감각 자극이 이미 여러 연구에 의해 시도되었으나 실용적으로 환자에게 맞는 감각 자극 조건과 통합 평형감각 자극 방법에 대한 연구는 미약하다.

평형감각 및 자세 균형은 일상생활의 모든 동작 수행에 중요한 영향을 주는 신체를 평형상태로 유지시키는 능력이며 감각정보 통합, 신경계 처리, 생체 역학적 요인을 포함하는 복잡한 운동조절 작업이다(Cohen 등, 1993; Schlmann 등, 1987). 자세 균형제어에는 복합적인 감각 및 운동기능이 관여하는데, 운동처리 과정은 자세동요(postural sway)를 최소화하고 기저면내에 신체 무게중심을 유지하려는 별개의 협응 과정이며, 자세반응은 하지와 체간의 근육들의 상승 작용(synergic action of postural reaction)에 따라 협동적으로 작용되는 과정을 말한다(Fabio, 1995; Shumway-Cook 과 Horack, 1986). 균형 조절시 고유수용성 감각을 포함한 체성감각, 시각, 전정계로부터의 정위에 관련된 정보간에는 상호 작용을 하며 적절한 균형을 유지하기 위해서는 인체의 자세 동요(sway)를 최소로 하여 신체의 중력 중심(COG)을 지지 기저면내에 유지하여야 한다. 만약, 중추 신경계 손상이나 관절 및 근육질환, 시각 및 전정 기관 질환으로 평형감각 및 자세 균형제어 수행력에 영향을 미치는 요인에 장애가 생긴다면 기립위 안정성유지, 체중부하 조절 및 보행능력에 지장을 초래하며 재활의 큰 걸림돌이 된다(장기언 등, 1994; Geurts 등, 1996). 지금까지 평형감각 및 균형 제어력의 연구는 정보와 조절의 중추인 신경계의 입력과 출력 및 기계적인 접근으로 인체가 움직임에 따라 신체에 작용하는 힘의

관계에 중점을 두고 분석해왔다(Schenkman, 1989).

임상현장에서 비정상적인 균형의 원인이 되는 신경생리학적 요인과 기계적인 요인에 대하여 정확히 확인하고 감별하는 것이 필요하다. 균형의 복잡한 요소를 확인하기 위한 측정도구는 아직 완벽하지 않을 뿐더러 가격이 비싸므로 널리 보급되어 있지 못하다(김연희 등, 1995). 또한, 임상에서는 치료사의 주관적인 관찰이 많이 이뤄지고 있으며 기구이용에 있어서도 균형에 미치는 요인이 너무 복잡하여 소홀히 하는 부분도 있다. 가상 현실을 이용한 평형감각의 평가 및 훈련은 환자가 실제환경과 유사한 가상환경에서 여러 평형감각을 요하는 환경에 접하고 반응하는 것을 확인해 볼 수 있으며 이를 통해서 평형감각을 평가할 수 있기에 큰 의미를 지니므로 이를 임상적으로 활용할 수 있는 개발 방안이 필요할 것으로 보인다.

1.2 연구목적

본 연구는 가상 영상이 제공되는 힘판을 이용한 COP 분석의 다양한 파라미터들이 어느 정도의 신뢰성을 가지고 있는지 알아보기 위하여 반복적으로 동일인의 균형조절 능력을 측정 분석하여 일치성의 정도를 비교하고자 하였다. 또한 균형 조절능력이 현저히 떨어져 있는 뇌기능 장애 환자와 정상성인들의 자세균형제어력을 본 연구에서 개발된 가상현실을 이용한 시스템과 소프트웨어를 사용하여 비교 분석함으로써 개발된 시스템이 정상 상태와 비정상 상태를 구별해낼 수 있는지에 대한 구성 타당도를 평가하고자 하였다. 마지막으로 제시되는 4가지 다른 패턴의 가상환경 움직임(virtual moving surround: VMS) 중 균형 평가에 있어 가장 효과적인 패턴을 분석하고자 하였다.

2. 연구방법

2.1 연구대상

가상 영상을 이용한 자세균형제어 능력 평가의 신뢰도 검증과 환자군과의 비교를 위하여 정상 성인 대조군 15명이 자발적으로 참여하였고 남자 7명 여자 8명이었다. 연령대는 20-30대가 9명, 50대 이상이 6명

이었다. 또한 환자군은 포천중문의대 분당차병원 재활의학과에 입원 혹은 통원 중인 뇌기능 장애 환자 15명을 대상으로 하였다. 대상자들은 남자 10명과 여자 5명으로 구성되었고, 질환별로는 뇌출혈 9명, 뇌경색 6명으로 진단되었다. 기능상으로 좌측 편마비 7명, 우측 편마비 9명으로 분류되었고 5분 이상의 독립적 기립위가 가능하고 최근 수 주내에 유의한 근력 및 균형능력의 증가를 보이지 않는 만성적 장애를 가진 환자들을 연구대상으로 하였다.

2.2 가상환경 제시

가상 환경을 구현하기 위해서 3D Studio Max 소프트웨어를 이용하였고 Visual C++를 이용하여 좌우변화(roll)(그림 2-1), 상하변화(pitch)(그림 2-2), 전후변화(그림 2-3), 수평변화(yaw)(그림 2-4)의 상황을 부여하였다. 이때 힘판(force plate)과 연동하여 피험자의

자세균형제어 상태를 측정하도록 하였다. 시각디스플레이 장치로는 일반적으로 사용되어지는 HMD(그림 1)를 사용하여 20초 동안 가상환경 움직임 자극이 전달되었고 피험자가 가상환경에 가능한 더 잘 몰입할 수 있도록 하였다.

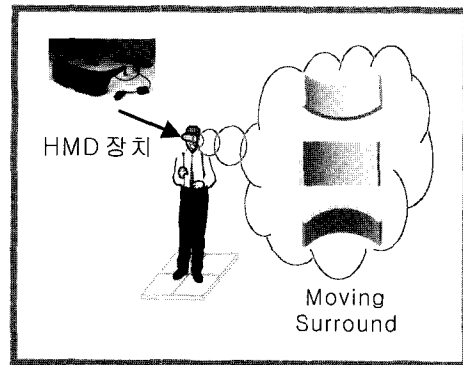


그림 1. 가상 환경 움직임 검사

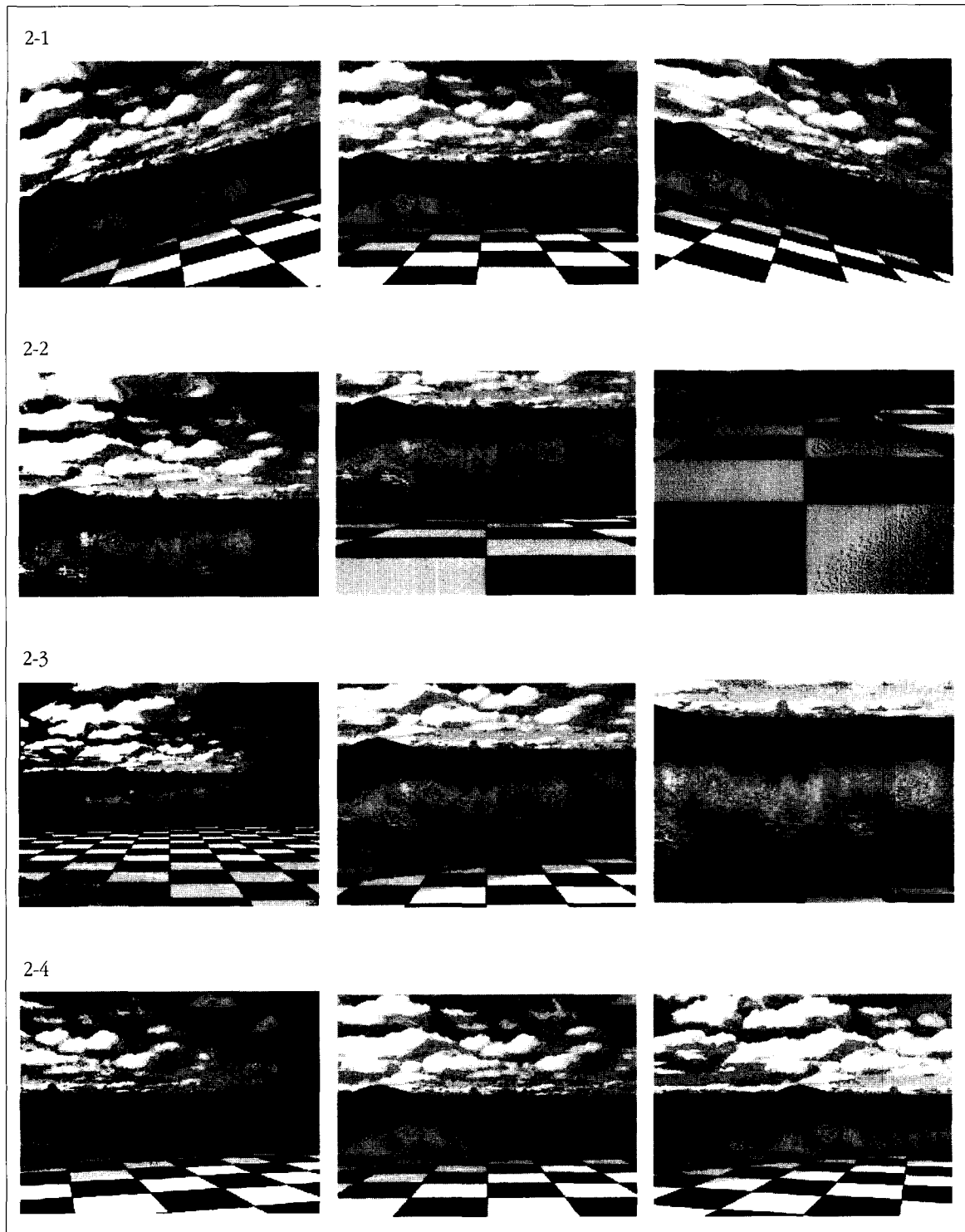


그림 2. 가상 환경 움직임 자극 패턴. 2-1. 가상 환경 움직임 1: 좌우 움직임(roll), 2-2. 가상 환경 움직임 2: 상하 움직임(pitch), 2-3. 가상 환경 움직임 3: 전후 움직임(close-far), 2-4. 가상 환경 움직임 4: 수평 움직임(yaw)

2.3 데이터 측정 방법

검사-재검사 신뢰도 분석을 위하여 1차 평가와 2차 평가의 시간적 간격을 7일로 정하여 2차 평가중에 발생하는 학습적 결과 상승을 배제하고자 하였다. 통계 방법은 급간내 상관 분석[Intraclass Correlation Coefficients: ICC(3, 1)]과 paired t-test를 사용하였다. 정상인의 1차 평가 분석 값들과 환자군의 측정값들을 독립 t-test를 사용하여 분석하였다.

측정하는 동안에 모든 단계에서 연구 대상자가 피로를 호소할 경우 측정을 중단 후 충분한 휴식을 취하게 하였고 휴식 후 다시 시작토록 하였다. 기본적으로 각 평가 상황마다 5분간의 정기적인 휴식을 취하게 하였다. 가상환경에서의 균형능력 측정에서는 학습과 sickness의 영향을 최소화하기 위해서 상황제시의 순서는 무작위로 제시하였고, 환자가 메스꺼움이나 멀미 같은 증상을 호소할 경우 측정을 중단한 후 충분한 휴식을 취한 후 다시 측정을 시작하였다. 검사자는 대상자에게 다음과 같은 구령을 제공하였다. "○○님 특수 고글(HMD)을 통해 보이는 그림에 집중하면서 균형을 잃지 않고, 몸이 똑바로 서도록 노력하세요".

2.4 자료의 분석

자료의 분석을 위해서 Lab View 소프트웨어를 이용하여 가상환경움직임의 제공 시 검사 대상자의 균형 조절 능력을 분석하였다.

1) 정지 상태에서의 총 이동 거리는 각 좌표간의 변화에 따른 위치 변화의 총 누적 이동거리로 계산되었다. 처음 시작점에서부터 마지막 끝점까지 이동한 거리로 분석 계산되었다.

$$\sqrt{(X_2 - X_1)^2 + (Y_2 - Y_1)^2} = \text{총 이동한 거리(그림 3)}$$

2) 미세 동요 분석을 위한 주파수 분석에서는 X, Y 좌표의 평균 주파수를 분석하였다. X, Y 좌표 중, 한 좌표만을 선택하여 전 영역을 Fourier Transform 한 후, 주파수 분석한 결과를 모두 합(summation)하고,

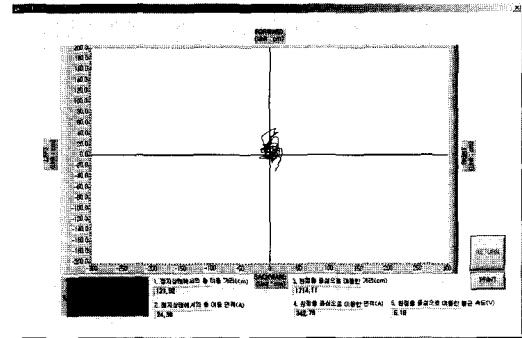


그림 3. 정적균형 유지 상태의 자세동요 평가

데이터의 크기로 나누어 결과를 표시하였다. 좌우(Medial-Lateral)요동 요소 또는 전후(Anterior-Posterior)요동 요소 분석을 위한 X, Y 좌표의 평균 주파수로 제시하였다(그림 4).

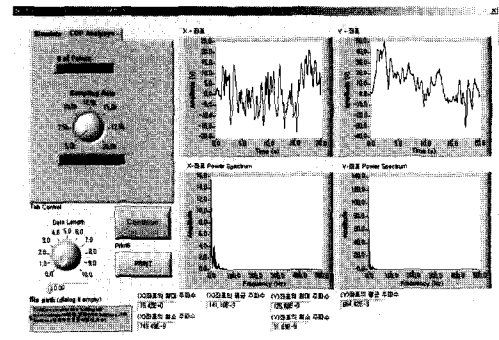


그림 4. 미세 동요 분석을 위한 주파수 분석

3) COP 위치 분석을 위한 Weight-Spectrum Analysis에서는 X-Y 평면에서의 COP 위치의 빈도분석(X: 좌표, Y: 좌표)을 하였다. X 축은 측정된 COP의 좌표 값을, Y 축은 측정된 COP의 좌표 값을 나타내고, Z-축은 X, Y좌표의 빈도수를 구하여 나타내었다. 즉, X, Y는 최대로 COP가 위치했던 좌표를 제시하였다.

3. 연구결과

3.1 가상환경 움직임 자극에 의한 자세균형 조절 평가의 검사 재검사 신뢰도 평가

가상 환경 움직임 자극을 제시하는 동안 자세균형 조절능력 평가에서 자세동요에 대한 총 누적 이동 거

표 1. 가상 환경 움직임에서 총 누적 이동거리에 대한 신뢰도

Parameter	평가 상황	1차 평가	2차 평가	t-값	p
총 누적 이동거리 (좌표기준) (mm)	편하게 서기	512.99±123.54	476.67±189.22	1.76	0.10
	눈감고, 편하게 서기	617.27±212.55	591.75±178.54	1.08	0.30
	가상환경(좌우변화)	578.16±203.45	575.07±312.45	0.17	0.87
	가상환경(상하변화)	603.24±315.74	599.14±213.47	0.07	0.94
	가상환경(전후변화)	605.44±269.45	613.43±298.76	-0.14	0.89
	가상환경(수평변화)	592.90±314.63	603.83±264.85	-0.37	0.72

표 2. 가상 환경 움직임에서 X, Y 평균 주파수에 대한 신뢰도

Parameter	평가 상황	1차 평가	2차 평가	t-값	p
X 좌표 평균 주파수 (Hz)	편하게 서기	0.07±0.04	0.10±0.06	-0.80	0.43
	눈감고, 편하게 서기	0.31±0.15	0.18±0.07	1.91	0.07
	가상환경(좌우변화)	0.09±0.05	0.14±0.81	-0.34	0.74
	가상환경(상하변화)	0.25±0.14	0.24±0.23	0.01	0.99
	가상환경(전후변화)	0.50±0.23	0.16±0.09	1.28	0.26
	가상환경(수평변화)	0.63±0.24	0.30±0.27	0.96	0.38
Y 좌표 평균 주파수 (Hz)	편하게 서기	0.29±0.10	1.10±0.64	-1.12	0.28
	눈감고, 편하게 서기	1.00±0.49	0.61±0.24	1.60	0.13
	가상환경(좌우변화)	1.34±0.94	1.12±0.21	0.29	0.78
	가상환경(상하변화)	1.57±0.85	0.71±0.51	1.04	0.35
	가상환경(전후변화)	6.35±2.64	1.68±0.99	0.89	0.42
	가상환경(수평변화)	2.52±1.82	2.17±1.97	0.23	0.82

표 3. 가상 환경 움직임에서 최대빈도 COP X, Y 좌표에 대한 신뢰도

Parameter	평가 상황	1차 평가	2차 평가	t-값	p
최대빈도 COP X 좌표 (mm)	편하게 서기	1.37±0.97	1.82±0.97	0.17	0.86
	눈감고, 편하게 서기	1.94±1.45	1.46±3.97	0.32	0.75
	가상환경(좌우변화)	0.84±0.23	4.92±1.65	0.97	0.38
	가상환경(상하변화)	0.83±0.45	3.85±3.42	0.52	0.63
	가상환경(전후변화)	4.07±1.25	0.30±0.13	0.41	0.70
	가상환경(수평변화)	1.41±1.63	1.45±1.74	0.00	0.99
최대빈도 COP Y 좌표 (mm)	편하게 서기	2.36±1.97	2.39±1.21	-0.01	0.99
	눈감고, 편하게 서기	11.27±5.45	11.68±6.45	0.54	0.45
	가상환경(좌우변화)	15.04±6.34	0.69±0.52	-1.17	0.30
	가상환경(상하변화)	43.11±19.80	13.23±8.34	0.18	0.86
	가상환경(전후변화)	7.25±3.73	20.83±10.54	0.72	0.50
	가상환경(수평변화)	2.52±1.82	2.17±1.97	0.23	0.82

표 4. 가상 환경 움직임(총 누적 이동거리)에서 정상인과 뇌기능 장애인과의 균형능력 비교

Parameter	평가 상황	정상인	뇌기능 장애 환자	t-값	p
총 누적 이동거리 (좌표기준) (mm)	편하게 서기	512.99±123.54	1,027.81±335.84	-3.39	0.004
	눈감고, 편하게 서기	617.27±212.55	1,219.27±425.36	-3.262	0.005
	가상환경(좌우변화)	578.16±203.45	1,113.22±497.54	-3.544	0.003
	가상환경(상하변화)	603.24±315.74	1,702.29±761.12	-3.522	0.003
	가상환경(전후변화)	605.44±269.45	2,113.24±824.67	-3.851	0.002
	가상환경(수평변화)	592.90±314.63	1,921.81±846.37	-2.451	0.007

리에 대한 1차 및 2차 검사 측정치간에 높은 상관관계를 보여 신뢰도 값이 높은 것으로 평가되었다(표 1).

가상 환경 움직임 자극을 제시하는 동안 자세균형 조절능력 평가에서의 자세동요에 대한 X, Y 평균 주파수 분석에서의 신뢰도 검사는 검사 재검사를 통해 일관된 측정 결과를 나타내었다(표 2).

가상 환경 움직임 자극을 제시하는 동안 자세균형 조절능력 평가에서 자세동요에 대한 최대빈도 COP X, Y 좌표 분석은 검사 재검사를 통해 일관된 측정 결과를 나타내었다(표 3).

의 비교는 통계학적으로 유의한 차이를 나타내었다($p < 0.05$)(표 4).

정상인과 뇌기능 장애 환자의 가상 환경 움직임 자극에서의 자세균형 조절 평가 중 X, Y 좌표 평균 주파수의 비교는 통계학적으로 유의한 차이를 나타내었다($p < 0.05$)(표 5).

정상인과 뇌기능 장애 환자의 가상 환경 움직임 자극에서의 자세균형 조절 평가 중 최대 빈도 COP X, Y 좌표 비교는 통계학적으로 유의한 차이를 나타내었다($p < 0.05$)(표 6).

4. 고찰

3.2 정상인과 뇌기능 장애인과의 균형 능력 비교

정상인과 뇌기능 장애 환자의 가상 환경 움직임 자극에서의 자세균형 조절 평가 중 총 누적 이동 거리

균형조절 요인은 반응에 대한 신경생리학적 기초인 감각처리 및 운동 출력기전을 포함하는 것으로 감각

표 5. 가상 환경 움직임(X, Y 평균 주파수)에서 정상인과 뇌기능 장애인과의 균형능력 비교

Parameter	평가 상황	정상인	뇌기능 장애 환자	t-값	p
X 좌표 평균 주파수 (Hz)	편하게 서기	0.07±0.04	1.72±0.94	-2616	0.020
	눈감고, 편하게 서기	0.31±0.15	1.44±1.23	-2.561	0.022
	가상환경(좌우변화)	0.09±0.05	0.74±0.64	-2.917	0.013
	가상환경(상하변화)	0.25±0.14	3.16±3.04	-2.123	0.017
	가상환경(전후변화)	0.50±0.23	2.24±1.49	-2.555	0.010
	가상환경(수평변화)	0.63±0.24	13.80±5.87	-4.901	0.001
Y 좌표 평균 주파수 (Hz)	편하게 서기	0.29±0.10	1.68±0.97	-2.905	0.011
	눈감고, 편하게 서기	1.00±0.49	2.11±1.34	-1.613	0.125
	가상환경(좌우변화)	1.34±0.94	3.66±3.47	-3.544	0.003
	가상환경(상하변화)	1.57±0.85	11.65±6.82	-3.522	0.003
	가상환경(전후변화)	6.35±2.64	10.74±5.43	-2.555	0.010
	가상환경(수평변화)	2.52±1.82	7.13±3.41	-4.901	0.002

표 6. 가상 환경 움직임(최대빈도 COP X, Y 좌표)에서 정상인과 뇌기능 장애인과의 균형능력 비교

Parameter	평가 상황	정상인	뇌기능 장애 환자	t-값	p
최대 COP 빈도 X 좌표	편하게 서기	1.37±0.97	19.93±8.46	-3.071	0.008
	눈감고, 편하게 서기	1.94±1.45	23.23±9.75	-2.412	0.023
	가상환경(좌우변화)	0.84±0.23	16.46±7.49	-2.444	0.030
	가상환경(상하변화)	0.83±0.45	18.79±6.92	-4.701	0.001
	가상환경(전후변화)	4.07±1.25	32.29±11.92	-4.801	0.002
	가상환경(수평변화)	1.41±1.63	44.58±15.73	-4.884	0.003
최대 COP 빈도 Y 좌표	편하게 서기	2.36±1.97	22.96±8.45	-2.587	0.015
	눈감고, 편하게 서기	3.03±2.54	16.21±5.45	-1.231	0.029
	가상환경(좌우변화)	2.36±1.97	22.96±8.45	-2.587	0.015
	가상환경(상하변화)	3.03±2.54	16.21±5.45	-1.231	0.029
	가상환경(전후변화)	4.04±3.12	14.98±7.64	-2.802	0.010
	가상환경(수평변화)	4.85±2.97	17.21±10.5	-2.496	0.020

처리 과정에는 시각, 전정, 고유수용계가 포함되며 운동출력기전에는 motor planning, motor programming, motor output, 근력, 지구력이 관여한다. 이 두 요소 모두가 효과적으로 작용할 때 자세반응은 좋은 균형조절을 만든다. 둘 중 한 요인이 손상되면, 균형반응에 손실을 가져오고 한 요인의 손실은 다른 요인에 영향을 주거나 동시에 발생할 수 있다. 시각은 자세조절에서 가장 중요한 부위이다. 시각 + 전정계의 조절 + 고유수용성의 조절 = 정상적인 균형 조절의 등식에서 시각을 제거한다면 시각이 균형에 어떤 영향을 미치는지 좀 더 정확히 알 수 있을 것이다. Dornan 등(1978)은 절단자를 대상으로 시각 입력의 중대성을 연구한 결과 자세 동요 조절 시 고유수용성 되먹이가 감소되었을 때 시각이 특히 중요하다고 하였다. 이러한 시각 의존 증가는 고유수용성 소실을 보상하려는 것 때문이다. 전정계는 항중력 신전근의 근긴장도의 영향, 개인이 움직이거나 주위 환경이 움직일 때, 적당한 시각 인식을 유지하고 공간에서 두부의 움직임과 위치를 관리함으로써 균형을 조절한다. 고유수용성 균형조절은 근육, 건, 관절 수용기로부터 온 중요한 운동학적 정보(kinesthetic information)를 통해 신체를 지지하도록 도와주며, 관절의 현 위치와 관절이 정적으로 있는지 움직이는지에 대한 내용을 통

통합하여 균형 조절을 돕는다.

공학적인 평가는 최근들어 구미를 중심으로 많이 사용되고 있는데 이는 임상적 평가에 비해 동요의 정도를 정량화할 수 있고 객관적이라는 장점을 지니고 있으며, 최근 들어 시·청각적 바이오피드백을 이용한 자세균형제어훈련에 사용되고 있다. Drowatzky 등(1967)은 정상인에서, Shumaway-Cook 등(1988)과 Lehmann 등(1990)은 뇌기능장애 환자에서, Norr 등(1986)은 전정기능장애 환자에서 힘판을 이용한 자세균형제어의 측정방법에 대한 신뢰도를 입증하였다.

본 연구를 통해서 연구된 가상 환경 움직임 자극은 임상에서 평형감각 장애인들에게 곧바로 적용되어질 수 있고, 평형감 측정용을 위한 인터페이스 및 생체신호처리 기술과 소프트웨어는 다른 생체신호계측에 응용되어질 수 있을 것이다. 평형감 측정기술은 보행 분석이나 생체의 운동메커니즘을 연구하는 신호획득 및 분석장치로 사용되어질 수 있으며 재활훈련 프로그램 및 프로토콜은 고령자의 감각, 인지, 동작의 특성 등을 밝히고 고령자들을 위한 실버공학 분야에 활용될 수 있으며, 본 연구에 사용되어진 가상 환경 움직임 자극 기술은 평형감각 뿐 아니라 재활 및 인지 에 관한 여러 연구에 응용되어질 수 있을 것이다.

5. 결론

정상 성인 15명과 뇌기능 장애 환자 15명을 대상으로 한 본 연구에서 가상 환경 움직임 자극을 이용한 자세균형 조절능력 평가의 분석을 통해 다음과 같은 연구 결과를 얻었다.

1. 본 시스템을 이용한 1차 및 2차 검사값의 비교에서 유의한 차이가 없어서 검사 재검사 신뢰도가 있었다.
2. 정상인과 환자군에서의 균형 조절능력 평가에서 두 군간의 통계적으로 유의한 차이를 평가할 수 있었다.
3. 네 가지 다른 패턴의 가상 환경 움직임 (VMS) 중 전후 움직임의 환경에서 더 많은 균형상태의 변화를 확인하고 정상적인 균형 조절 능력과 비정상적인 균형 조절능력을 비교하는데 가장 적당한 조건으로 해석될 수 있었다.

참고문헌

김연희 등. 힘판을 이용한 자세균형제어력의 정량적 평가와 임상균형지수와와의 비교연구. 대한재활의학회지, 1995, 18(3), 782-792.

장기언 등. 균형지수를 이용한 균형반응의 정량적평가. 대한재활의학회지, 1994, 18(3), 561-569.

Cohen H, Blatchly CA, Gombash LL. "A study of the clinical test of sensory interaction and balance". Phys Ther. 1993, 73, 346-354.

Drowatzky JN and Zuccato FC: "Interrelationships between selected measures of static and dynamic balance", Research Q, 1967, 38, 509-510.

Fabio RPD. "Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying patients with vestibular dysfunction". Phys Ther. 1995, 75, 290-305.

Geurts A CH, et al. "Identification of static and dynamic postural instability following traumatic brain injury". Arch Phys Med Rehabil. 1996, 77, 639-644.

Lehmann JF, Boswell S, Price R, et al. "Quantitative evaluation of sway as an indicator of functional balance in post traumatic brain injury", Arch. Phys. Med. Rehabil., 1990, 70, 955-962.

Norre ME and Forrez G. "Posture testing(posturography) in the diagnosis of peripheral vestibular pathology", Arch. Otorhinolaryngol. 1986, 243, 186-189.

Schenkman M and Bulter RB. "A model for multisystem evaluation and treatment of indivisual with Pakinson's disease". Phys Ther. 1989, 69, 932-943.

Shulmann DL, Goldfish E and Fisher AG. "Effect of movement on dynamic equilibrium". Phys Ther. 1987, 67, 1054-1057.

Shumway-cook A and Horack FB. "Assessing the influence of sensory interaction on balance: Suggestion from field" Phys Ther. 1986, 66, 1548-1550.

Shumway-cook A, Anson D and Haller S. "Effect of postural sway biofeedback on reestablishing stance stability in hemiplegic patients". Arch. Phys. Med. Rehabil. 1988, 69, 395-400.