

정상성인에서 정적 균형 제어 시 다양한 조건에 따른 하퇴 근육 활성도의 특성

우영근, 박지원
삼성서울병원 임상의학연구소

최종덕
연세대학교 대학원 재활학과

황지혜, 김연희
성균관의대 삼성서울병원 재활의학교실

Abstract

Electromyographic Activities of Lower Leg Muscles During Static Balance Control in Normal Adults

Woo Young-keun, M.Sc., P.T.

Park Ji-won, Ph.D., P.T.

Dep. of Physical Medicine and Rehabilitation,
Samsung Medical Center & Center for Clinical Medicine

Choi Jong-duk, M.Sc., P.T.

Dept. of Rehabilitation Therapy, The Graduate School, Yonsei University

Hwang Ji-hye, Ph.D., M.D.

Kim Yun-hee, Ph.D., M.D.

Dep. of Physical Medicine and Rehabilitation, Samsung Medical Center & Center for Clinical Medicine,
Sungkyunkwan University School of Medicine

The purpose of this study was to investigate the correlation and characteristics between electromyographic (EMG) activities of lower leg muscles and the posturographic assessment of static balance control in normal adults. Twenty-four young, healthy adults (12 males, 12 females) participated in the study. Center of pressure (COP) parameters were obtained using force platform as total path distance, total sway area, X mean frequency and Y mean frequency for 20 seconds in the following conditions: (1) comfortable standing with eyes opened or closed, (2) uncomfortable standing (feet together) with eyes opened or closed, (3) virtual moving surround delivered using Head mount display (HMD) with four different moving patterns. The virtual moving patterns consisted of close-far, superior-inferior tilting (pitch), right-left tilting (roll), and horizontal rotation (yaw) movements. Surface electromyographic activities were recorded on the tibialis anterior, peroneus longus, medial and lateral heads of gastrocnemius muscles under each condition. Correlation between the posturographic measures and EMG activities were evaluated. Total path distance and total sway area of COP were significantly increased during uncomfortable standing. EMG activity of tibialis anterior was significantly more during uncomfortable standing and virtual moving surround stimulation than during comfortable standing. Total path distance and sway area of COP during comfortable standing with closed eyes showed significant positive correlation with the EMG activities of the lateral head of gastrocnemius muscle. Total path distances and total sway area of COP

본 연구는 정보통신부의 IMT 2000 R & D Project (01- PJ11-PG9-01HT00-0072)에서 연구비를 지원 받았음.
통신저자: 김연희 yunkim1225@empal.com

during muscle. Total path distances and total sway area of COP during presentation of virtual moving surround also had significant positive correlations with EMG activities of the lateral head of gastrocnemius muscle under close-far movement.

Key Words: Center of pressure; Lower leg muscles; Static balance control; Virtual moving surround.

I. 서론

균형은 신체를 평형상태로 유지시키는 능력이며 (Cohen 등, 1993; Schlimann 등, 1987), 자세유지와 운동기능의 기본적인 요소이다(김유철 등, 1992). 기립자세를 유지하기 위해서는 인식과 감각정보의 구조화를 포함하는 복잡한 과정을 필요로 하며, 주어진 환경에서 체중 지지 기저면(base of support) 위로 중력중심(center of gravity)을 조절하여 유지하여야 한다(Umphred, 2001).

균형은 감각정보 통합, 신경계 처리, 생체 역학적 요인을 포함하는 복잡한 운동조절 작업으로(Hall과 Brody, 1999), 연령(Hasselkus와 Shambes, 1975), 고유 수용성감각(Fernie와 Holliday, 1978), 슬관절 구축(Potter 등, 1990), 시각(Dorman 등, 1978), 신장(Kilburn과 Thornton, 1995; Kinney 등, 1997), 발의 위치(Nichols 등, 1995), 다리길이 차이(Mahar 등, 1985; Murrell 등, 1991) 등 다양한 요소가 영향을 끼친다. 이러한 균형조절 처리과정은 고유수용 감각을 포함한 체성감각, 시각, 전정계로부터 온 정위입력간의 상호작용으로 이루어진다(Di Fabio, 1995; Shumway-Cook과 Horack, 1986). 이들 요소 중에 적어도 어느 한 부분의 결함이 있으면 신체 균형유지가 어렵게 되고, 결국 낙상(fall)을 초래하거나 기능적인 활동을 제한받게 된다(Kauffman, 1990). 많은 신경생리학자들은 정보조절 중추로서 신경계에 초점을 두고 균형 조절의 입력과 출력에 관하여 연구하였으며, 인체의 움직임에 따라 신체에 작용하는 힘의 변화에 중점을 두고 균형을 분석하여 왔다(Schenkman과 Bulter, 1989).

이러한 인간의 자세조절은 복잡한 기능으로 작용하며, 잘 조절된 수의적 운동과 반사적 근육 반응이 요구된다(Fransson 등, 2000). 인체는 기립위 자세에서 정적 균형유지 시 지속적인 미세 자세 동요가 나타나며 균형유지와 관련된 효과적인 자세조절의 측정은 체중심(Center of Pressure, COP)을 측정하는 것이다(Shumway-Cook와 Woollacott, 2001). 균형을 조절하기 위

한 자세반응은 발목 관절 전략, 고관절 전략, 한 발짝 전략으로 이루어진다. 발목관절 전략은 인체 움직임이 먼저 발목관절에 의하여 중심화 되어지면서 신체 무게 중심의 안정성을 회복하고(Nashner, 1976), 고관절 전략은 기립자세에서 동요가 발생할 때 둔부와 체간이 빠르고 큰 움직임을 생성하여 신체의 무게 중심을 조절한다(Horak 등, 1986). 균형유지 시 근육의 활성화는 원위부에서 근위부 방향으로 진행된다(Hall과 Brody, 1999). 즉, 발목 주위 근육은 외부력이 발생할 때 초기 균형 유지 시 작용하거나 또는 지지면이 편평하거나 외부력이 작게 작용할 때 활동하기 시작하며 외부력이 커질수록 근위부의 근육을 사용하게 된다(Shumway-Cook와 Woollacott, 2000). 따라서 발목 주위 근육의 근력과 정상 가동범위는 초기 발목관절 전략을 사용하기 위해서 또는 정적 균형유지시 필수적인 요소이다.

시각은 사람에게 환경의 형상과 위험한 상황 및 거리가 얼마정도 되는가에 대한 정보와 운동이 발생하는 지면상태를 포함한 정보를 제공하며, 신체 위치에 대한 정보와 운동의 강도와 어려움에 대한 정보를 제공하여 사람이 먼저 생각하고 자세를 변화시키도록 해준다(Galley와 Forster, 1985). 가상현실(virtual reality)은 시각 자극을 다양하게 제공하며 나아가 균형감각에 밀접하게 관련이 있는 체성감각과 전정기관의 복합평형감각을 통합적으로 자극할 수 있다(Tossavainen 등, 2003). 최근 가상현실을 이용한 기술이 재활 영역에서 평가와 치료의 도구로 사용되고 있다(Christiansen 등, 1998; Grealy 등, 1999; Rose 등, 1999). 이러한 가상현실을 이용한 기술은 균형유지 시 많은 역할을 하는 시각에 대한 다양한 자극을 주는 방법으로 이루어진다. 하지만 아직까지 적용 영역이 인지 재활이나 운동 활동 영역에서만 주로 다루어져 왔으며 균형조절 영역에서는 활용 정도가 미약한 상태이다. 또한 가상현실을 이용한 균형감각의 평가 및 훈련은 환자가 실제 환경과 유사한 가상환경에서 여러 평형감각을 요하는 환경에 접하고 반응하는 것을 확인해 볼 수 있으며 이를 통해서 평형감

표 1. 연구대상자의 일반적인 특성

(N=24)

	평균	표준편차
나이(세)	24.0	4.4
체중(kg)	61.1	11.9
신장(cm)	167.0	7.2

각을 평가할 수 있기에 큰 의미를 지닐 수 있다(김연희 등, 2003).

따라서 본 연구는 정상성인을 대상으로 정적 균형 유지 시 다양한 시각 조건을 가상환경을 사용하여 제시한 후 하퇴의 근육 활동 특성과 정적 균형 능력의 상관관계를 알아보고자 실시하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 근골격계와 신경계 이상이 없는 정상 성인 24명(남자 12명, 여자 12명)을 대상으로 하였으며, 실험을 실시하기 전에 연구 목적과 방법에 대하여 대상자에게 충분히 설명한 후 자발적인 동의를 얻은 후 실시하였다(표 1).

2. 연구방법

가. 정적 균형유지 시 힘판(forceplate)을 이용한 체중심 측정

정적 균형유지 시 힘판을 이용한 체중심 측정은 대상자가 힘판 위에 선 후 제시된 조건에서 20초간 실시하였다. 피험자는 기립자세로 양 손은 각각의 반대 주관절 부를 잡고, 선 자세를 유지하도록 한 후 체중심의 변화상태를 기록하였다. 제시된 조건은 양발을 20 cm 벌린 상태를 안정 기립위로 정하고, 양발을 붙인 불안정 기립위에서 실시하였다. 각각의 안정 기립위와 불안정 기립위 사이에 5분간의 휴식 시간을 갖도록 하였다. 이때 사용한 시각 조건은 안정 기립위와 불안정 기립위의 조건에서 눈 뜸, 눈 감음, 가상환경 움직임의 4가지 화면(좌우 움직임, 상하 움직임, 전후 움직임, 수평 움직임)을 제시하였다. 힘판을 이용한 정적 균형유지 시 체중심을 측정하기 위한 변수(parameter)는 다음과 같았다.

① 정지 총 거리: 각 좌표간의 변화에 따른 위치 변화의 총 누적 이동거리로 처음 시작점서부터 마지막 끝점 까지 이동한 거리로서 다음의 수식을 통해 값을 얻었다.

$$\sqrt{(X_2 - X_1)^2 + (Y_2 - Y_1)^2} = \text{총이동한거리}$$

(X : 좌우 이동의 좌표값, Y : 상하 이동의 좌표값)

② 정지 총 면적: 각 좌표간의 변화에 따른 위치 변화의 총 누적 면적으로 정지 총거리의 변환된 면적값을 의미한다.

③ X좌표 평균주파수: X 좌표와 Y좌표 중 X 좌표만을 선택하여 전 영역을 Fourier Transform 한 후 주파수의 평균값을 의미한다.

$$\text{평균주파수} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} X_i$$

④ Y좌표 평균주파수: X 좌표 평균주파수와 동일한 방법으로 산출하였다.

나. 가상환경 움직임 자극의 제시

가상환경을 제시하고 움직임 자극을 주기 위하여 소프트웨어 Visual C++를 이용하였다. 가상 환경 움직임은 좌우 움직임(그림 1. A), 상하 움직임(그림 1. B), 전후 움직임(그림 1. C), 수평 움직임(그림 1. D)의 자극을 제시하였다. 가상환경 움직임 자극을 제시하기 위하여 사용한 시각디스플레이 장치로는 일반적으로 사용되어지는 Head mount display (HMD)를 사용하여 피험자가 가상환경 움직임에 몰입할 수 있도록 하였다.

다. 표면근전도를 이용한 근육 활동 측정

하퇴 근육의 활동을 측정하기 위하여 표면근전도 MP150 시스템²⁾을 사용하였다. 표면근전도 신호는 우세측 하퇴의 전경골근(tibialis anterior, TA), 장비골근(peroneus longus, PL), 비복근 외측두(lateral head of gastrocnemius, GCL), 비복근 내측두(medial head of

2) BIOPAC System Inc. CA. U.S.A.

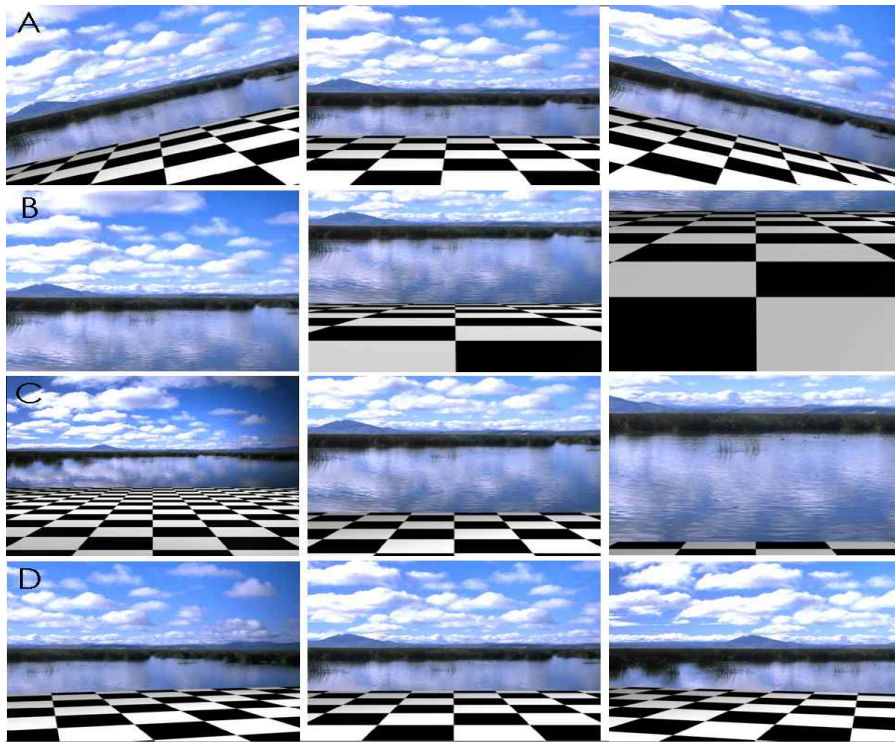


그림 1. A. 좌우 움직임 B. 상하 움직임 C. 전후 움직임 D. 수평 움직임

gastrocnemius, GCM)에서 기록하였다. 표면전극은 근육이 수축함에 따라 근육(muscle belly)의 위치가 변하는 것을 고려하여 전경골근의 경우 경골선상의 외측 2 cm 부위, 장비골근의 경우 발목 외측과의 상부 약 12 cm, 가자미근의 경우 슬와부의 중심선으로부터 하행 약 2 cm 정도 거리의 내외측 표면에 전극을 부착하였다. 접지 전극(ground electrode)은 우세측 슬개골에 부착하였다. 4개 표면 근전도 아날로그 신호는 MP150으로 얻어 디지털 신호로 바꾼 다음, 개인용 컴퓨터에서 Acqknowledge 3.72 소프트웨어³⁾를 이용하여 자료를 처리하였다. 근전도 신호의 표본 추출(sampling rate)은 1,000 Hz이었고, 잡음을 제거하기 위하여 20~300 Hz의 대역 필터(band pass filter)와 60 Hz의 노치 필터(notch filter)를 사용하였다.

3. 분석방법

통계적 분석은 윈도우용 SPSS version 11.5를 이용하였다. 안정 기립위와 불안정 기립위 시 정적 균형변수와 근육 활성도를 비교하기 위하여 윌콕슨 부호순위 검정(Wilcoxon signed ranks test)을 사용하였으며, 제시된

3) BIOPAC System Inc. CA. U.S.A.

조건에서 각 근육간의 활성도와 정적 균형 변수의 상관관계를 알아보기 위하여 스피어만 상관계수(Spearman's correlation)를 사용하였다. 통계학적 검정 수준은 $\alpha=0.05$ 로 하였다.

III. 결과

1. 연구대상자의 조건에 따른 정적 균형능력 비교

안정 기립위 상태와 불안정 기립위 상태에서 정적 균형 능력을 비교한 결과 정지 총거리와 정지 총면적은 모든 조건에서 불안정 기립위 상태에서 통계적으로 유의하게 증가하였다($p<0.05$). X좌표 평균주파수는 모든 조건에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으며, Y좌표 평균주파수는 눈 감은 상태와 수평 움직임화면을 제외한 모든 조건에서 통계적으로 유의하게 증가하였다($p<0.05$)(표 2).

2. 연구대상자의 조건에 따른 근육 활성도 비교

안정 기립위 상태와 불안정 기립위 상태에서 각 조

표 2. 연구대상자의 조건에 따른 정적 균형능력 비교

조건	정적 균형능력 변수	안정 기립위	불안정 기립위	p
눈 뜬 상태	정지 총거리(mm)	6.86±.81*	9.07±1.41	.000
	정지 총면적(mm ²)	34.3±4.08	45.37±7.04	.000
	X좌표 평균주파수(Hz)	.46±1.07	.63±.85	.253
	Y좌표 평균주파수(Hz)	.72±1.62	1.12±1.36	.032
눈 감은 상태	정지 총거리(mm)	8.35±1.43	14.27±3.97	.000
	정지 총면적(mm ²)	41.79±7.15	71.41±19.87	.000
	X좌표 평균주파수(Hz)	.55±1.01	.81±.74	.086
	Y좌표 평균주파수(Hz)	1.07±2.09	1.22±1.58	.304
좌우 움직임	정지 총거리(mm)	7.67±1.15	13.09±3.36	.000
	정지 총면적(mm ²)	38.37±5.76	65.49±16.81	.000
	X좌표 평균주파수(Hz)	.56±.74	.94±.91	.059
	Y좌표 평균주파수(Hz)	.86±1.82	1.94±3.06	.027
상하 움직임	정지 총거리(mm)	8.45±1.41	13.47±4.16	.000
	정지 총면적(mm ²)	42.26±7.04	67.39±20.82	.000
	X좌표 평균주파수(Hz)	.70±.87	.84±.92	.568
	Y좌표 평균주파수(Hz)	1.15±2.68	1.91±2.40	.009
가상 환경 움직임	정지 총거리(mm)	9.46±1.78	12.78±2.98	.000
	정지 총면적(mm ²)	47.33±8.91	63.93±14.90	.000
	X좌표 평균주파수(Hz)	.73±1.00	.87±1.03	.219
	Y좌표 평균주파수(Hz)	1.10±2.15	2.37±2.64	.004
수평 움직임	정지 총거리(mm)	8.35±1.37	12.84±3.43	.000
	정지 총면적(mm ²)	41.75±6.85	64.21±17.16	.000
	X좌표 평균주파수(Hz)	.76±1.07	.77±.89	.700
	Y좌표 평균주파수(Hz)	1.47±2.39	2.59±3.15	.110

*평균±표준편차

건의 근육 활동을 비교한 결과 전경골근의 근육 활성도가 불안정 기립위의 눈 뜬 상태, 전후 움직임과 상하 움직임 환경에서 통계적으로 유의하게 증가하였다 ($p < .05$). 하지만 다른 근육의 활성도는 모든 조건에서 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다($p > .05$)(표 3).

3. 안정 기립위 상태에서 하퇴 근육 활성도와 정적 균형능력과의 상관관계

정적 균형능력을 대변하는 체중심 변수들과 하퇴 근

육들의 활성정도 사이의 상관관계를 분석하여 본 결과, 눈 감은 상태에서 비복근 외측두의 활동도와 정지 총거리, 정지 총면적 사이에 통계적으로 유의한 중증도의 양의 상관관계를 보였고($r = .487$), 상하 가상환경 움직임 시 전경골근($r = .428$)과 비복근의 외측두($r = .559$)가 정지 총거리와 정지 총면적에서 통계적으로 유의한 중증도의 양의 상관관계를 나타냈다. 전후 가상환경 움직임에서는 비복근의 외측두가 정지 총거리($r = .474$)와 정지 총면적($r = .485$), 전경골근은 X좌표 평균주파수($r = .423$)에서

표 3. 연구대상자의 조건에 따른 근육 활성화도 비교

조건	근육 활성화도	안정 기립위	불안정 기립위	p
눈 뜬 상태 (volts)	TA	.0100±.0163*	.0190±.0361	.028
	PL	.0157±.0222	.0166±.0215	.700
	GCL	.0045±.0066	.0042±.0043	.797
	GCM	.0164±.0135	.0170±.0129	.475
눈 감은 상태 (volts)	TA	.0096±.0153	.0179±.0365	.278
	PL	.0162±.0226	.0161±.0224	.530
	GCL	.0045±.0062	.0042±.0043	.290
	GCM	.0176±.0136	.0168±.0140	.909
좌우 움직임	TA	.0089±.0128	.0174±.0359	.346
	PL	.0158±.0223	.0166±.0228	.753
	GCL	.0042±.0050	.0039±.0037	.290
	GCM	.0166±.0143	.0170±.0146	.819
가상 환경 움직임 (volts)	TA	.0090±.0139	.0175±.0360	.037
	PL	.0159±.0220	.0165±.0221	.841
	GCL	.0041±.0044	.0038±.0038	.092
	GCM	.0169±.0146	.0158±.0148	.137
전후 움직임	TA	.0091±.0160	.0177±.0363	.019
	PL	.0164±.0220	.0178±.0226	.648
	GCL	.0040±.0042	.0037±.0034	.134
	GCM	.0155±.0147	.0167±.0138	.097
수평 움직임	TA	.0191±.0352	.0228±.0532	.903
	PL	.0163±.0213	.0345±.0838	.095
	GCL	.0042±.0046	.0046±.0073	.253
	GCM	.0159±.0131	.0122±.0096	.081

*평균±표준편차

TA: Tibialis anterior muscle, PL: Peroneus longus muscle

GCL: Lateral head of gastrocnemius muscle, GCM: Medial head of gastrocnemius muscle

통계적으로 유의한 증증도의 양의 상관관계를 보였고, 수평 가상 움직임 환경에서 비복근의 외측두 활동과 정지 총거리, 정지 총면적이 통계적으로 유의한 증증도의 양의 상관관계를 나타내었다($r=.431$)(표 4).

4. 안정 기립위 상태에서 하퇴 근육 활성화도와 정적 균형능력과의 상관관계

눈 뜬 상태에서 전경골근 활동도는 정지 총면적($r=.412$)과 통계적으로 유의한 증증도의 양의 상관관계를 나타내었고, 눈 감은 상태에서는 전경골근과 X좌표 평균주과수($r=.410$)에서 통계적으로 유의한 증증도의 양의 상관관계를 보였다. 좌우 가상 움직임 환경 시 근육 활성화도와 정적 균형능력 변수와의 상관관계는 전경골근이 정지 총거리, 정지 총면적($r=.411$), 장비골근이 Y좌표

표 4. 안정위 기립 상태에서 하퇴 근육 활성도와 정적 균형 능력과의 상관 관계

조건		TA	PL	GCL	GCM
눈 뜬 상태	정지 총거리	.317	-.009	.340	-.042
	정지 총면적	.317	-.009	.340	-.042
	X좌표 평균주파수	-.207	.022	-.021	.086
	Y좌표 평균주파수	-.097	-.258	.122	.078
눈 감은 상태	정지 총거리	.341	.042	.487*	.077
	정지 총면적	.341	.846	.487*	.077
	X좌표 평균주파수	-.082	-.133	-.028	.080
	Y좌표 평균주파수	.082	.256	.146	-.018
좌우 움직임	정지 총거리	.280	.090	.232	.336
	정지 총면적	.280	.090	.232	.336
	X좌표 평균주파수	.293	-.003	-.154	-.257
	Y좌표 평균주파수	-.032	.106	-.022	.018
가상 환경 움직임	정지 총거리	.428*	.249	.559*	.081
	정지 총면적	.428*	.249	.559*	.081
	X좌표 평균주파수	.357	.177	-.110	-.240
	Y좌표 평균주파수	.223	.094	-.004	-.250
전후 움직임	정지 총거리	.239	-.032	.474*	.006
	정지 총면적	.230	-.021	.485*	.007
	X좌표 평균주파수	.423*	.083	-.193	-.027
	Y좌표 평균주파수	.069	-.262	.102	-.311
수평 움직임	정지 총거리	.102	-.037	.431*	.129
	정지 총면적	.102	-.037	.431*	.129
	X좌표 평균주파수	.055	-.268	-.293	-.021
	Y좌표 평균주파수	-.044	-.212	.150	-.130

*p<.05

TA: Tibialis anterior muscle, PL: Peroneus longus muscle

GCL: Lateral head of gastrocnemius muscle, GCM: Medial head of gastrocnemius muscle

평균주파수($r=-.444$)와 통계적으로 유의한 중증도의 음의 상관관계를 나타내었다. 상하 가상 움직임 환경 시 근육 활성도와와의 상관관계는 전경골근과 정지 총거리, 정지 총면적($r=.455$)에서 통계적으로 유의한 중증도의 양의 상관관계를 보여주었고, 장비골근과 Y좌표 평균주파수($r=-.503$)에서 통계적으로 유의한 중증도의 음의 상관관계를 보였으며, 비복근 외측두와 정지 총면적, 정지

총거리($r=.462$)에서는 통계적으로 유의한 중증도의 양의 상관관계를 보여주었다. 전후 가상 움직임 환경 시 비복근의 외측두와 정지 총거리, 정지 총면적($r=.488$)에서 통계적으로 유의한 중증도의 양의 상관관계를 보였고, 장비골근과 Y좌표 평균주파수($r=-.621$)에서 통계적으로 유의한 중증도의 음의 상관관계를 나타내었다. 수평 가상 움직임 환경 시 근육 활성도의 상관관계는 통계적으

표 5. 불안정 기립위 상태에서 하퇴 근육 활성도와 정적 균형능력과의 상관관계

조건		TA	PL	GCL	GCM
눈 뜬 상태	정지 총거리	.403	.261	.391	.042
	정지 총면적	.412*	.250	.392	.043
	X좌표 평균주파수	.263	-.084	.005	.252
	Y좌표 평균주파수	.221	.014	.162	.089
눈 감은 상태	정지 총거리	.290	-.212	.239	.125
	정지 총면적	.207	-.023	.127	.064
	X좌표 평균주파수	.410*	-.050	.151	.104
	Y좌표 평균주파수	-.015	-.109	.067	.154
좌우 움직임	정지 총거리	.411*	.191	.230	-.014
	정지 총면적	.411*	.191	.230	-.014
	X좌표 평균주파수	.221	-.121	.225	.391
	Y좌표 평균주파수	.325	-.444*	-.030	.234
상하 움직임	정지 총거리	.455*	.141	.462*	.019
	정지 총면적	.455*	.141	.462*	.019
	X좌표 평균주파수	.157	.086	.047	.141
	Y좌표 평균주파수	.390	-.503*	.109	.304
가상 환경 움직임	정지 총거리	.330	.057	.488*	.132
	정지 총면적	.330	.057	.488*	.132
	X좌표 평균주파수	.172	.097	-.098	.230
	Y좌표 평균주파수	.133	-.621*	.024	.260
수평 움직임	정지 총거리	.081	-.060	.261	.133
	정지 총면적	.074	-.070	.258	.134
	X좌표 평균주파수	-.058	.264	-.124	-.311
	Y좌표 평균주파수	.482	.217	.107	-.108

*p<.05

TA: Tibialis anterior muscle, PL: Peroneus longus muscle

GCL: Lateral head of gastrocnemius muscle, GCM: Medial head of gastrocnemius muscle

로 유의한 차이를 보이지 않았다(표 5).

IV. 고찰

많은 일상생활 활동은 기립위 균형유지의 성공적인 수행이 요구된다(Commissaris 등, 2002). 본 연구에서는 정상인을 대상으로 기립위 자세에서 정적 균형유지 시

하퇴 근육의 활성도를 다양한 시각적 조건과 안정 기립위, 불안정 기립위에서 측정하였다. 우리의 몸이 균형 잡힌 자세를 유지하고, 환경에 대한 상대적 신체의 위치를 지각하기 위해서는 다양한 감각이 요구된다. 시각각, 체성감각, 고유수용기, 근피, 관절수용기, 전정각의 자극 투입은 공간에서의 인체의 위치를 결정하는 정보를 제공하며, 시각, 전정각, 체성감각정보의 통합은 균형조절

을 지각하게 해준다(DiFabio와 Badke, 1990). 이중 시각은 자세안정을 위한 다양한 감각과정에서 중요한 역할을 하며(Paulus 등, 1984), 고유수용성 소실을 보상하려 할 때 시각 의존도가 증가한다(Dornan 등, 1978). 본 연구를 통하여 제공한 가상환경 움직임은 시각 자극에 대한 의존도에 영향을 주는 자극으로 볼 수 있었으며, 불안정 기립위에서의 정적 균형능력 검사는 고유수용감각에 대한 의존도에 영향을 주었다고 볼 수 있다.

본 연구에서 사용한 시각 자극 방법 중 하나인 가상환경을 이용한 연구는 최근 여러 분야에서 사용되어지고 있다. Gourlay 등(2000)은 가상현실을 이용한 일상생활 활동의 효과에 관하여 시각적으로 환경적인 요소를 자극할 수 있고, 실제 일상생활 활동 과정을 안정적으로 수행하는 장점이 있다고 하였다. 또한 Kuhlen과 Dohle(1995)는 가상현실은 신체적 장애를 가진 환자에게 쉽게 적용 가능하다고 하였으며, 특히 가상현실의 환경을 새롭게 만들고 신체적 장애를 가진 환자 특성에 따라 재활 목적에 맞게 치료부분으로 구성할 수 있다고 하였다.

본 연구에서는 정적 균형능력 변수를 안정 기립위 상태와 불안정 기립위 상태에서 비교한 결과 정지 총거리와 정지 총면적은 모든 조건에서 불안정 기립위 상태에서 통계적으로 유의하게 증가하였다. 이는 고유수용감각 입력에 대한 차이로 나타난 결과로 생각된다. 그리고 Y좌표 평균주파수는 눈 뜬상태와 좌우 움직임, 상하 움직임과 전후 움직임 환경에서 통계적으로 유의하게 증가하였지만, X좌표 평균주파수는 두 조건간의 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다. 이는 Shummway-Cook과 Woollacott(2000)이 내외측 안정성(medio-lateral stability)과 관련하여 균형조절의 초기에 내외측 안정성의 회복이 주로 고관절을 사용하여 이루어지며 발목과 무릎관절의 움직임은 적게 사용한다고 한 것을 반영하여 주는 결과로 생각된다.

본 연구에서 조건에 따른 정적 균형유지 시 하퇴의 근육 활성도를 비교하였으며, 특히 비복근의 내측두와 외측두를 구분하여 근육 활동을 측정하였고 장비골근의 활동을 함께 기록하였다. 정적 자세균형 제어 시 근육의 활동도는 눈 뜬 상태와 상하 움직임, 전후 움직임 환경에서 안정기립위에 비하여 불안정 기립위에서 전경골근이 통계적으로 유의한 차이를 나타냈으나 다른 하퇴 근육 활성도는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 정상적인 정적 균형 유지 시 발목 주위 근육의 반응은

신체의 중력선이 발목관절 바로 앞으로 지나가기 때문의 비복근과 가자미근이 정적 균형유지 시 활동하게 된다. 전경골근은 신체가 뒤쪽으로 동요가 발생할 때 작용하며, 비복근의 경우 체 중심이 앞으로 움직일 때 많이 활동한다고 한다(Cram과 Kasman, 1998; Shummway-Cook과 Woollacott, 2000). 본 연구에서는 불안정 기립위 상태에서 전경골근의 활동이 통계적으로 유의하게 증가한 것은 고유수용감각과 제시된 가상환경 움직임 영향을 받아 신체의 전후 동요가 발생하였기 때문으로 생각된다. Kandel 등(2000)은 발에서의 갑작스러운 뒤쪽 움직임은 비복근을 활동하게 하여, 발판의 뒤쪽 움직임 시 몸을 앞으로 움직이게 한다고 하였다. 본 연구에서는 실제적인 발판의 자극이 없이 가상환경 움직임을 통한 시각적 자극을 이용하였는데, 안정 및 불안정 기립위에서 시각 자극을 이용한 가상환경 움직임과 눈 감은 상태에서 비복근의 외측두의 근육 활성도는 정적 균형 능력 변수와 통계적으로 유의한 상관 관계가 나타났고, 또한 불안정 기립위에서는 눈 뜬상태, 눈감은 상태, 좌우 움직임과 상하 움직임 시 전경골근의 활동이 정적 균형능력 변수와 통계적으로 유의한 상관관계를 보였다. 이는 정적 자세 균형 제어 시 시각 또는 고유수용감각 자극에 의한 신체 동요가 초래될 때 비복근의 외측두와 전경골근이 원심성 수축을 함으로서 자세균형의 제어에 기여를 하는 것을 반영한 것으로 보인다. 이에 반하여 장비골근은 정적 자세 균형변수와 음의 상관관계를 보였는데 이는 장비골근의 구심성 수축이 자세 균형유지에 기여함을 반영하여 주는 것으로 생각되어진다.

본 연구 결과를 통하여 균형유지 시 활동하는 근육은 안정 기립위 시 비복근이 주로 활동하는 것으로 생각되며, 이는 선행 연구와 같은 결과를 나타내었다. 또한 다양한 시각 자극과 불안정 기립위를 통한 고유수용감각의 자극을 주었을 때 정적 균형 유지 시 비복근의 근육 활동 뿐만 아니라 전경골근의 근육 활성도 증가가 나타나는 것을 알아 볼 수 있었다. 즉, 선행 연구들의 제시와 유사하게 신체 동요의 앞쪽 움직임과 뒤쪽 움직임 시 주로 비복근과 전경골근의 조절에 의한 발목관절 전략에 의하여 신체 기립위 자세가 유지되는 것을 알 수 있었다.

본 연구에서 시각 자극으로 사용한 가상현실은 정상적인 뿐만 아니라 환자군에게도 비교적 안전하게 적용할 수 있는 평가 방법이라고 생각된다. Tossavainen 등(2001)은 균형 평가의 방법으로 가상환경을 이용하여

정상성인에게 술을 마시게 한 후 가상현실 기술을 활용하여 균형을 측정된 결과 신체 외측의 흔들림 속도가 50% 이상 증가하였음을 보고하였으며, 김연희 등(2003)은 가상현실을 이용한 뇌졸중 환자의 균형 장애 평가와 임상 평가 지수와의 상관성을 제시하였다. 또한 Sveistrup 등(2003)은 중증도 또는 심한 뇌손상 후 6개월 이상 경과한 균형장애 환자들을 대상으로 대조군, 전통적인 방법의 균형 훈련군, 가상현실을 이용한 훈련군으로 나누어 연구를 실시한 결과 전통적인 방법의 균형 훈련군과 가상현실을 이용한 훈련군 모두에서 균형능력의 증진을 보였다고 하였다.

본 연구는 정상성인을 대상으로 초기 균형전략으로 사용할 수 있는 하퇴의 발목관절 주위 근육의 활성화도를 우세측에 적용하여 측정하였다. 따라서 정적 균형조절 시 다른 쪽 하퇴 근육의 활성화도와 근위부 관절 주위 근육은 측정하지 못하여 정적 균형조절과 관련하여 근육의 활동을 일반적으로 적용하는데 제한점이 있을 수 있겠다. 따라서 추후 발목전략에 이상을 가지는 족부 질환이나 신경계환자의 발목 근육 활성화도에 관한 연구를 통하여 환자에서 나타날 수 있는 초기 발목관절 전략에 관한 진단 및 치료에 관한 연구가 필요하며, 본 연구의 결과는 기초 자료로서 임상적 유용성이 있을 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구는 정상성인을 대상으로 정적 균형유지 시 표면근전도를 이용하여 다양한 조건에서 하퇴 근육 활성화도의 특성 및 정적 균형능력과 상관관계를 분석하였다. 그 결과 안정 기립위 시 비복근의 외측두 근육 활성화도와 정적 균형능력의 변수에서 통계적으로 유의한 양의 상관관계를 나타내었으며, 불안정 기립위와 가상 움직임 환경 자극 시 전경골근의 근육 활성화도가 증가하였다. 본 연구에서 사용한 가상환경 움직임 자극은 비교적 안전한 균형 평가 도구로서 사용될 수 있을 것이며, 추후 족부질환이나 균형장애 환자에서 발목 관절 전략에 대한 분석 시 본 연구의 결과가 활용될 수 있을 것으로 생각된다.

인용문헌

김연희, 박지원, 정준용 등. 가상현실을 이용한 뇌졸중

환자의 균형 장애 평가와 임상평가 지수와의 상관성 연구. 최신의학. 2003;46(2):54-64.

김유철, 장순자, 박미연 등. 뇌졸중 환자의 보행에 영향을 미치는 인자. 대한재활의학회지. 1992;16:443-451.

Brody LT. Balance impairment In: Therapeutic Exercise: Moving Toward Function. Philadelphia, LW & W, 1999;112-127.

Christiansen C, Abreu B, Ottenbacher K, et al. Task performance in virtual environments used for cognitive rehabilitation after traumatic brain injury. Arch Phys Med Rehabil. 1998;79(8): 888-892.

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

Commissaris DACM, Nieuwenhuijzen PHJA, Overeem S, et al. Dynamic posturography using a new movable multidirectional platform driven by gravity. Journal of Neuroscience Methods. 2002;113:73-84.

Cram JR, Kasman GS. Introduction to surface electromyography. Maryland, Aspen Pub., 1998;371-375.

Di Fabio RP. Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying patients with vestibular dysfunction. Phys Ther. 1995;75:290-305.

Di Fabio RP, Badke MP. Relationship of sensory organization to balance function in patients with hemiplegia. Phys Ther. 1990;70:542-548.

Dornan J, Ferine GR, Holliday PJ. Visual input: Its importance in the control of postural sway. Arch Phys Med Rehabil. 1978;59:586-591.

Fernie GR, Holliday PJ. Postural sway in amputees and normal subjects. J Bone Joint Surg(Am). 1978;60:895-898.

Fransson PA, Johansson R, Hafstrom A, et al. Methods for evaluation of postural control adaptation. Gait and Posture. 2000;12:14-24.

Galley PM, Forster AL. Human Movement. New York, Churchill Livingstone, 1985.

Gourlay D, Lun KC, Lee YN, et al. Virtual reality for relearning daily living skills. Int J Med Inf.

- 2000;60(3):255-261.
- Grealy MA, Johnson DA, Rushton SK. Improving cognitive function after brain injury: The use of exercise and virtual reality. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(6):661-667.
- Hasselkus BR, Shambes GM. Aging and postural sway in women. *J Geront.* 1975;30:661-667.
- Horak FB, Nashner L. Central programming of postural movements: Adaptation altered support surface configurations. *J Neurophysiol.* 1986;55:1369-1381.
- Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. Principles of neural science, 4th ed. NY, McGraw-Hill, 2000: 816-831.
- Kauffman T. Impact of aging-related musculoskeletal and postural changes on fall. *Top Geriatr Rehabil.* 1990;5:34-43.
- Kilburn KH, Thornton JC. Prediction equations for balance measured as sway speed by head tracking with eyes open and closed. *Occupational & Environmental Medicine.* 1995;52(8):544-546.
- Kinney TL, Liddle S, Bain C. A comparison of static and dynamic standing balance in older men versus women. *Physiotherapy Canada.* 1997;49:207-213.
- Kuhlen T, Dohle C. Virtual reality for physically disabled people. *Comput Biol Med.* 1995;25(2):205-211.
- Mahar RK, Kirby RL, MacLeod DA. Stimulated leg-length discrepancy: Its effect on mean center-of-pressure position and postural sway. *Arch Phys Med Rehabil.* 1985;66:822-824.
- Murrell P, Cornwall MW, Doucet SK. Leg-length discrepancy: Effect on the amplitude of postural sway. *Arch Phys Med Rehabil.* 1991;72:646-648.
- Nashner L. Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res.* 1976;26:59-72.
- Nichols DS, Glenn TM, Mutchinson KJ. Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. *Phys Ther.* 1995;75:699-706.
- Paulus WM, Straube A, Brandt T. Visual stabilization of posture: Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain.* 1984;107:1143-1163.
- Potter PJ, Kirby RL, Macleod DA. The effects of stimulated knee-flexion contractures on standing balance. *Am J Phys Med Rehabil.* 1990;69:144-147.
- Rose FD, Brooks BM, Attree EA, et al. A preliminary investigation into the use of virtual environments in memory retraining after vascular brain injury: Indications for future strategy? *Disabil Rehabil.* 1999;21(12):548-554.
- Schenkman M, Bulter RB. A model for multisystem evaluation and treatment of individual with Parkinson's disease. *Phys Ther.* 1989;69:932-943.
- Shulmann DL, Goldfish E, Fisher AG. Effect of movement on dynamic equilibrium. *Phy Ther.* 1987;67:1054-1057.
- Shumway-Cook A, Horack FB. Assessing the influence of sensory interaction on balance: Suggestion from field. *Phys Ther.* 1986;66:1548-1550.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor Control: Theory and Practical Application.* 2nd ed. Philadelphia, LW & W, 2000:163-191.
- Sveistrup H, McComas J, Thornton M, et al. Experimental studies of virtual reality delivered compared to conventional exercise programs for rehabilitation. *Cyberpsychol Behav.* 2003;6(3):245-249.
- Tossavainen T, Juhola M, Aalto H, et al. Postural control as assessed with virtual reality. *Acta Otolaryngol Suppl.* 2001;545:53-56.
- Tossavainen T, Juhola M, Pyykko I, et al. Development of virtual reality stimuli for force platform posturography. *Int J Med Inf.* 2003;70:277-283.
- Umphred DA. *Neurological Rehabilitation,* 4th ed. St. Louis, Mosby, 2001:616-660.