

시각정보의 제공 유무가 동적 균형 조절을 위한 체간 및 하지 근육 활성화도에 미치는 영향

대구대학교 체육과학연구소¹, 을지대학교 보건대학원 물리치료학과²

원미희¹ · 김명철² · 김송준¹ · 이종삼¹

The Effect of Visual Information Provision on the Changes of Electromyogram Activity in Trunk and Lower Leg Muscles during Dynamic Balance Control

Mihee Won¹, Myeongchul Kim², Songjun Kim¹, Jongsam Lee¹

¹Research Center for Exercise Sciences, Daegu University, Gyeongsan, ²Department of Physical Therapy, Eulji University, Daejeon, Korea

The purpose of this study was to investigate the changes of electromyogram activity of trunk and lower leg muscles during dynamic balance control in 20 healthy adult subjects when various experimental visual conditions were applied. Surface electromyography system was used for recording of any signals produced by muscles. Muscle activity was recorded from muscles, of which left and right sides of rectus abdominis, external obliques, longissimus thoracis, multifidus, vastus medialis, biceps femoris, gastrocnemius medialis, and tibialis anterior, and then normalized as percentage of maximum voluntary isometric contraction. All data obtained from experiment were analyzed using SPSS ver. 20.0, and two-way analysis of variance were used to determine statistical significance between two factors (3×2 factorial analysis, visual conditions vs. leg conditions). Statistical significance levels were set at $\alpha=0.05$. There were significant different in biceps femoris and external obliques muscle's activities between right and left leg, showing more prominent reduction in left leg when blind vision condition was given. Significantly higher muscle activities were shown in both sides of multifidus ($p<0.05$), vastus medialis ($p<0.001$), tibialis anterior ($p<0.001$) and gastrocnemius medialis ($p<0.001$) with sighted vision and blanking vision compared to the condition of blind vision. These results confirmed that muscle activity is prominently stimulated by visual information provision, and this implies that visual input may be a major factor for maintaining of the body's balance control.

Keywords: Dynamic balance, Surface electromyogram, Trunk muscle, Lower leg muscle

Received: December 3, 2013 Revised: May 23, 2014 Accepted: May 28, 2014

Correspondence: Jongsam Lee

Research Center for Exercise Sciences, Daegu University, 201 Daegudae-ro, Gyeongsan 712-714, Korea

Tel: +82-53-850-6083, Fax: +82-53-850-6089, E-mail: jlee@daegu.ac.kr

This research was supported by the Daegu University Research Grant, 2012.

Copyright ©2014 The Korean Society of Sports Medicine

© This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

서론

인체 움직임은 다양하고 복잡한 요인들에 의해 조절-통제되며 균형을 통제-조절할 수 있는 역량을 유지하는 것이 신체 전반의 건강 유지를 위해 필수적인 요소로 작용한다는 것은 잘 알려져 있는 사실이다. 움직임의 발현과 함께 자세의 안정성 유지는 내·외적 감각수용기에 의한 연속적 정보의 입력과 이들을 통합하는 과정을 통해 이루어진다. 인체의 평형 유지를 위해 시각적 정보 제공은 특히 중요하게 작용하는 것으로 알려져 있다. 원하는 움직임을 이끌어내기 위해서는 주변 환경으로부터 얻어지는 정보를 중추신경계에 정확하게 전달함으로써 전정기관을 통한 위치 정보의 수정과 체성 감각 기관을 통한 신체분절의 위치 및 환경 조건 등의 통합적 조절을 원활하게 이끌어낼 수 있어야 한다¹⁾. 또한 신체의 균형 유지는 환경의 변화와 새롭게 발생하는 자극의 적절한 반응에 기초해 일어나는 것으로 복잡한 운동기능 수행을 위해 필수적으로 고려되어야만 하는 요소이다²⁾.

인체의 균형 유지는 신체의 무게 중심점이 지지면 위에 수직 상태에 있다는 것에 기초하고 있으며³⁾, 무게 중심점이 양 발 사이의 중심과 수직선상에 있을 때 가장 안정된 상태를 유지할 수 있게 된다. 신체 무게 중심이 균형 유지의 한계점에 이르면 동작의 재빠른 수정을 통해 균형을 유지하게 되며 그렇지 않을 경우 균형을 잃어 넘어지는 현상이 발생하게 된다. 이와 같이 신체 무게 중심을 균형 유지를 위한 한계점 내로 위치시키기 위해서는 감각계와 운동계의 섬세한 상호작용이 요구된다. 감각 조절은 체성 감각, 전정기관의 활성, 및 시각 정보의 제공을 통한 구심성 자극을 통해 이루어진다¹⁾. 이 때 두뇌는 정확한 지각 정보는 수용하고, 부정확한 지각 정보는 기각하면서 자체 작용을 통해 지각의 혼동을 해결하는 것으로 알려져 있다⁴⁾.

정적 균형이란 자세의 유지 시 신체중심을 지지면 내에 두어 신체가 움직이지 않도록 유지함과 함께, 고정된 지지면에 흔들림 없이 서있을 수 있게 하는 능력을 의미한다. 이에 반해, 동적 균형이란 움직임의 수행 중 신체가 균형을 유지할 수 있게 하는 능력으로 움직임의 발현 중 신체 중심을 지지면 내에 두어 안정된 자세에서 동작 수행을 가능케 하는 것을 의미한다⁵⁾. 지지면의 동요가 동반되거나 외부로부터의 자극이 신체에 가해질 경우, 혹은 스스로가 움직임을 발현시켜가며 움직이는 상황에서의 균형 유지도 동적 균형 유지 역량에 포함된다⁶⁾. 균형조절을 위해 생체역학적으로 중요하게 고려

되어야 하는 것으로 지지면의 크기와 질, 관절의 가동 범위, 근력 및 체성 감각 기능의 발달 정도 등과 함께, 다양한 감각운동 신경의 상호작용을 통해 중력 작용의 여부, 지지면의 상태, 시각적 정보 제공의 여부, 및 외부 환경에 대해 능동적으로 신체의 안정성과 긴장도를 조절할 수 있는 능력도 중요하게 고려되어야만 한다⁷⁾. 이와 함께 노화가 진행됨에 따라 평형 유지 및 조절 능력은 저하되고, 이는 체성감각계, 시각계, 및 전정계 기능의 저하와 밀접한 관련성을 나타낸다⁸⁾. 특히나 연령의 증가에 따라 시각 기능의 감퇴는 급격하게 나타나게 되는데⁹⁾, 이는 시각계에 이상이 있는 사람들이 부분적으로 고유수용성 감각기(proprioceptive) 및 전정계에 더 많이 의존해 시각적 결함으로부터 오는 문제를 해결하려는 시도를 하게 된다는 것을 나타내는 것이라 하겠다¹⁰⁾. 균형을 유지하고 신체 동요를 감소시키기 위해서는 시각정보가 중요하며¹¹⁾ Held¹²⁾의 두 가지 방식의 시각 이론은 시각 정보는 주변시야와 초점시야 방식으로 이루어진다. 주변시야는 방향과 운동을 담당하며, 초점시야는 물체 인식과 식별을 담당한다. 이 이론은 자세 동요를 조절하는 것이 주변 시야 방식에 크게 의존한다고 하였으며, Chen 등¹³⁾은 이 이론을 기반으로 시력이 약한 사람의 경우 시각장애인이 할 수 없는 외부 교란에 대해 반응할 수 있다고 하였다. 따라서 본 연구에서는 시각 정보에 대한 제공 방식을 초점시야 방식의 목표점이 있을 때와 주변시야 방식의 목표점이 없을 때, 눈을 감은 상태의 시각 정보 차단 시 등, 총 3가지 방식으로 실험을 시행하였다. 노화의 진행과 함께 사지 근육뿐 아니라 관절의 고유수용성 및 전정계 기능과 작용 등이 동시에 저하되므로 시각기능의 감퇴를 나타내는 노인들에게 있어 균형 조절 역량의 유지 방법을 찾는 것은 중요한 것이라 하겠다¹³⁾.

이제껏 신체의 균형 검사를 위해 다양한 방법과 측정 도구가 개발되었다. Tinetti performance-oriented assessment of mobility, get-up and go 검사, Berg's balance scale, functional reach test, 및 체위 부하 검사법 등의 검사 방법이 개발되어 사용되고 있으며, 체위기록법과 computerized balance evaluation and training system 등의 도구를 이용해 정량적으로 균형 능력을 평가하는 방법도 보고된 바 있다. Bronstein¹⁴⁾은 동적 자세 검사(dynamic posturography) 방법을 이용해 시각과 체성 감각의 변화를 야기한 후 자세 동요(postural sway)의 정도를 측정해 균형 능력을 평가하는 방법을 고안하기도 하였다. 동적 체평형 장치는 전통적인 전정기능 테스트와 Romberg 테스트를 통해 얻을 수 있었던 정보뿐 아니라 진단적 정보와 기능 이상에 대한 객관적 정보도 함께 얻을 수 있다¹⁵⁾. 이와 함께 동적

체평형 장치는 수직적 움직임과 관련된 인체의 중력 중심 정향에 대한 체성 감각과 시각 정보가 제한적으로 제공되는 상태에서의 평형 유지 역량 평가가 동시에 가능하도록 설계된 장치로 알려져 있다¹⁵⁾. 이전의 연구들에서 시각 기능에 이상이 없는 노인들을 대상으로 평형 조절에 대해 연구한 결과는 흔히 찾을 수 있었으나 이제껏 시각 기능을 제한해 이와 같은 평형 역량의 차이를 연구한 결과를 찾기는 매우 어려운 실정이다. 최근의 연구에서 시각을 제한한 경우와 정상 시각을 사용하는 경우의 평형 조절 역량 변화에 대해 연구한 결과에서 제한된 시각 기능을 나타내는 실험군에서 최대 토크 저하가 관찰되어 시각정보의 이용이 선 자세의 평형을 유지함에 있어 이점으로 작용한다는 결론을 내린 바 있다¹⁶⁾. 이와 같은 결과는 근력 및 최대 토크 발현에 관여하는 근육 활성도의 변화가 시각 정보 제공의 제한으로 발생할 수 있음을 나타내는 것이라 할 수 있으나 현재까지 이에 대해 근전도를 활용해 구체적으로 밝힌 연구 결과는 여전히 부족한 상태이며, 다양한 동적 균형 검사 방법들이 개발되어 사용되고 있으나 동적 균형 유지 및 안정화 조절에 작용하는 체간 및 하지 근육의 활성도 변화를 실제적으로 살핀 연구 결과는 찾기 어려운 실정이다. 특히 신체 좌·우측 근력비의 불균형은 힘든 지구성 운동 및 방향 전환이 신속히 요구되는 운동 시 부상 발생 위험을 높일 뿐 아니라 노화의 진행에 따른 낙상 위험을 증가시킨다는 측면에서 신체 좌·우측의 체간 및 하지 근육의 활성도 변화를 동시에 비교·평가해 양측 근력의 균형 향상을 위한 효과적인 방법의 모색이 필요한 시점에 있다. 따라서 이 연구에서는 동적 체평형 장치를 이용하여 동적 균형 조절을 위한 체간 및 하지 근육의 협응 수축 양상을 살핌과 동시에 시각정보 제공의 차단을 통해 발생하는 좌·우측 동일 근육의 활성도 변화

양상을 체계적으로 밝힘으로써 동적 균형 개선을 위한 과학적인 방법을 제시하고자 하였다.

연구 방법

1. 연구대상

본 연구는 건강한 성인 20명(연령, 25.1±4.9세; 신장, 166.8±9.2 cm; 체중, 59.1±11.4 kg; 체질량지수, 21.0±2.4 kg/m²)을 대상으로 수행되었다. 대상자 선정 시 요통을 앓고 있거나 실험 참가 최소 3개월 동안 요통으로 인해 투약이나 물리치료를 받은 적이 있는 자, 중추 또는 말초신경에 병변이 있는 자, 시각 및 청각 장애인, 최근 하지 골절 등의 정형 외과적 치료를 받은 자, 심폐질환자 등은 제외시켰다. 실험 최소 24시간 전부터는 균형유지 능력에 영향을 미칠 수 있는 알코올, 아편계열 약물, 스트렙토 항생제, 혹은 혈압 조절 약물의 복용을 삼가도록 하였다. 모든 피험자들은 자발적으로 실험 참가에 동의하였으며, 실험자는 실험 참가 동의를 받기 전 실험의 절차, 주의 사항, 그리고 실험 시 수행케 될 동작과 동작 수행 방법 등에 대해 충분한 설명을 제공하였다.

2. 측정방법

1) 표면근전도 측정

동작 수행으로 야기되는 근 수축의 변화를 측정하기 위해 표면 근전도기(surface electromyography, LXM5308, Laxtha, Daejeon, Korea)¹⁷⁾를 사용하였다. 각각의 동작 수행 시 일어나는 근육 활성도의 측정을 위해 좌·우측의 배곧은근(구. 복직

Table 1. Muscle names and location of surface electromyogram (EMG) electrodes attachment

Name of muscle	Attachment location of electrodes
Rectus abdominis	3 cm lateral from umbilicus
External obliques abdominis	Halfway between the anterior superior iliac supine, and inferior border of the rib cage at a slightly oblique angle running parallel with the underlying muscle fibers
Longissimus thoracis	2 cm lateral from the midline running though the T9 spinal process parallel to the spine over muscle mass longissimus thoracis
Multifidus	2 cm lateral from the midline through the L5 spinal process
Vastus medialis obliques	The distance (mm) from the superior medial side of the patella along a line medially oriented at an angle of 50° with respect to the superior iliac spine
Biceps femoris	The 35.3 (±6.8) percentage distance from the ischial tuberosity to the lateral side or the popliteus cavity, starting from the ischial tuberosity
Gastrocnemius medialis	The 50.3 (±5.7) percentage distance from the medial side of the popliteus cavity to the medial side of the Achilles tendon insertion, starting from the Achilles tendon
Tibialis anterior	The 15.5 (±4.2) percentage distance from the tuberosity of tibia to the inter-malleoli line, starting from the of tibia

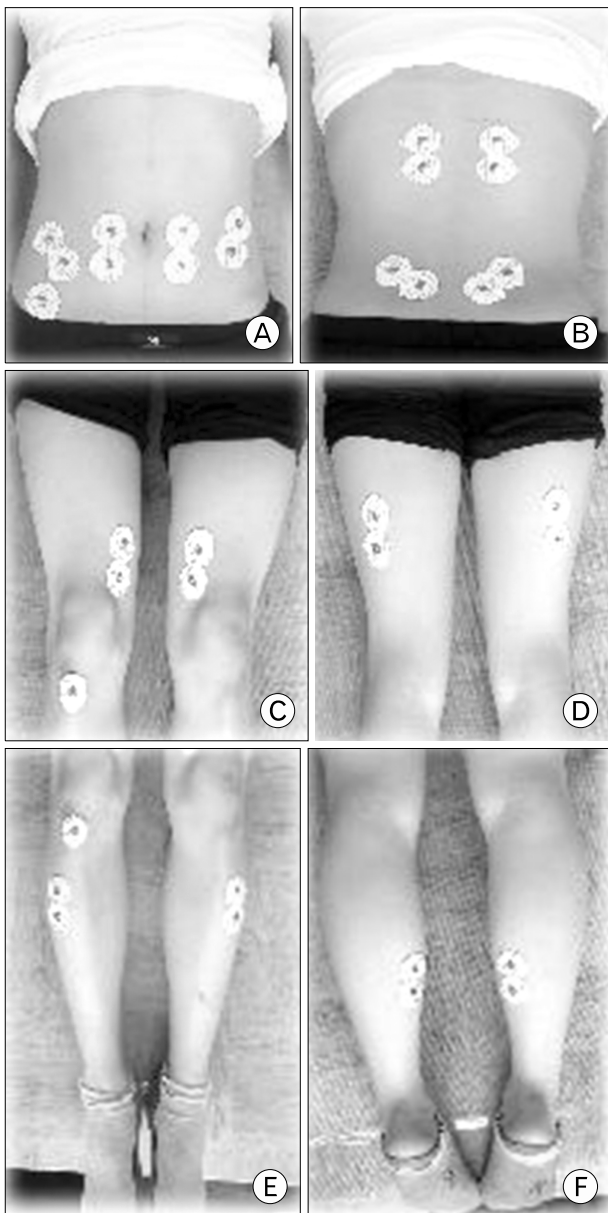


Fig. 1. Location of attached surface electromyogram (EMG) electrodes. (A) Rectus abdominis, External obliques. (B) Longissimus thoracis, Multifidus. (C) Vastus medialis. (D) Biceps femoris. (E) Tibialis anterior. (F) Gastrocnemius medialis.

근)과 배바깥빗근(구. 외복사근), 등가장긴근(구. 흉최장근)과 등뿔갈래근(구. 다열근), 안쪽넓은근(구. 내측광근)과 넓다리두갈래근(구. 대퇴이두근)의 장두, 앞정강근(구. 전경골근)과 내측 장딴지근(구. 비복근)에 De Luca¹⁸⁾가 제시한 부착지점을 이용해 근전도용 전극(Ag/AgCL Electrode; Surface Electrode, Nihonkohden, Tokyo, Japan)을 부착하였다(Table 1, Fig. 1).

해당 근육의 판별을 위해 수의적 최대 근 수축을 유도시켜

돌출되는 근육을 확인한 후 맨손 근육 검사(manual muscle testing)법을 통해 전극의 부착지점을 결정하였다. 전극 부착지점의 확인은 실험자간 발생할 수 있는 오차를 최소화시키기 위해 동일 실험자에 의해 이루어졌다. 전극 부착 전 체모로 인해 피부로부터 생성되는 근전도 신호에 대한 저항 발생을 최소화시키기 위해 필요한 경우 제모를 실시하였으며 알코올 솜을 이용해 깨끗하게 이물질들을 닦아낸 후 전극을 부착하였다. 접지 전극(ground electrode)은 복부 부위의 근 활성화 측정 시에는 전상장골극(anterior superior iliac spine)에, 요배부의 근 활성화 측정 시에는 장골능(iliac crest) 부위에 부착하였다.

표면 근전도를 통해 생성된 아날로그 신호는 근전도기를 통해 디지털 신호로 전환된 후 Laxtha사의 분석용 소프트웨어(Telescan, Daejeon, Korea)에 자동으로 저장되었다. 근전도 신호의 표본 추출율(sampling rate)은 512 Hz에서 이루어졌으며, 신호 수집 시 10–480 Hz의 대역필터(band pass filter), 60 Hz 및 120 Hz의 노치필터(notch filter)를 사용하여 잡음을 제거하였다. 수집된 신호는 완파 정류(full-wave rectification)한 후 root mean square (RMS)로 계산되어 분석에 사용되었다. RMS는 근 수축 및 근 긴장의 정도를 나타내주어 근 활성도를 반영하는 지표로 흔히 사용되고 있다.

2) 동적 균형 조절 시 근 활성화 측정

본 연구에서는 근 활성도의 변화를 측정하기 위해 Space-Balance three-dimensional (3D) 동적 체평형 장치(CyberMedic, Daejeon, Korea)를 이용하였다. 이 체평형 장치는 골반 상부와 하복부를 지지할 수 있도록 설계되어 있어 장치 위에 부착된 발 지지대에 선 상태에서의 체간 및 다리의 움직임 중 발생할 수 있는 불안정성에 의한 부상 발생을 예방할 수 있다는 장점을 지닌다. 모든 피험자는 동적 체평형 장치 위에 선 상태에서 서로 다른 세 가지 동작 수행의 조건에서 동적 균형을 유지하는 실험에 참가하였다. 실험 당일 피험자가 실험실에 도착하면 약 30분간 편안한 상태로 휴식을 취하게 하여 생리적으로 안정된 상태가 되도록 하였다. 이후 동적 체평형 장치 위에 올라 선 상태에서 컴퓨터로 통제되는 모니터 화면상에 목표점이 표시되도록 한 후 눈을 뜬 상태로 균형을 유지하는 조건(즉, 목표가 제공되는 시각 정보 이용; 개안 유목표), 동일한 상태이지만 모니터 상에 목표점이 표시되지 않고 눈을 뜬 상태로 균형을 유지하는 조건(즉, 목표가 제공되지 않는 시각 정보 이용; 개안 무목표), 그리고 동일한 자세를 유지하지만 눈을 감아 어떠한 시각적 정보도 제공되지 않는 조건(즉, 시각 정보 이용의 차단, 폐안)의 동작을 모두 수행하도록 하였다. 개안

유목표시 컴퓨터 모니터에 원형의 커서가 나타나 이를 족관절 전략 및 신체 전체를 직립자세를 유지한 채로 중앙으로 옮길 수 있도록 복부 및 등배부, 하체의 근육 활성을 이끌어낼 수 있도록 고안된 소프트웨어를 이용해 실험을 수행하였다. 실제 실험이 수행되기 전 실험자는 피험자에게 어떻게 커서를 이동해 중앙 부분에 옮길 수 있는지에 대해 충분한 설명을 제공하였으며 피험자가 직접 시연을 통해 커서 이동 방법을 숙지할 수 있도록 하였다. 동작의 수행 시 체평형 장치 위에서 직립 자세를 유지할 수 있도록 지지대를 골반 상부와 하복부 부위에 대줌으로써 불필요한 움직임의 발생을 제한하였으며 실제 실험 시 평형 상태 유지의 방해가 제공하는 부가적인 움직임의 생성과 제공은 이루어지지 않았으나 장치 고정 레버를 열어둔 상태로 실험이 진행되었으므로 실험의 모든 조건에서 자연스럽게 동적 균형 유지를 위한 체내 전략의 사용이 이루어질 수 있도록 하였다. 각각의 실험 조건에서 총 3회씩 동작을 반복하도록 하였으며 모든 실험 조건에서 3초간의 측정 준비 구간을 거친 후 20초간의 실제 근전도의 측정이 이루어지도록 하였다(Fig. 2). 실험을 통해 수집된 표면 근전도는 개별 피험자들로부터 사전 측정을 통해 얻어진 수의적 최대 등척성 수축(maximum voluntary isometric contraction) 결과를 이용한 표준화(normalization) 과정을 거쳐 비율을 계산해 낸 후 이를 통계

분석에 사용하였다¹⁹⁾.

3) 최대 등척성 수축에 따른 근 활성화 측정

세 가지 조건의 실험을 통해 개별 근육으로부터 도출된 전기적 활성전위에 대한 표준화를 위해 사전 실험을 통해 모든 피험자들로부터 수의적 최대 등척성 수축력을 측정하였다. 수의적 최대 등척성 수축 시 나타내는 근 활성화도의 측정은 실제 실험 조건의 수행 중 근전도 신호를 수집하는 체간부의 네 가지 근육(배곧은근, 배바깥빗근, 등가장긴근, 및 등뒤통갈래근)과 하지부의 네 가지 근육(넙다리두갈래근, 안쪽넓은근, 앞정강근, 및 넙다리두갈래근)으로부터 이루어졌으며 모든 근육에 대해 인체 좌·우측의 동일 명칭의 대칭근에 대해 별도의 측정을 실시하였다. 최대 수축을 유도해내기 위해 폭 6 cm 가량의 견고한 벨트를 고정시켜 해당 신체 부위의 동작을 제한시킨 상태에서 계속적인 구두 독려를 통해 등척성 수축이 최대로 일어날 수 있도록 유도하였다. 최대 등척성 운동 테스트 시 반복 수행에 따른 근육 피로의 발생을 줄이기 위해 동일 근육에 대해 반복 시행 시에는 시행 간 2분의 휴식 시간을, 서로 다른 근육을 이용한 동작 수행 시에는 시행 간 5분의 휴식시간을 제공하였다. 각각의 동작은 총 10초간 유지되었으며, 이 시간 중에는 운동 준비 국면(2초), 동작 발현 국면(3초),

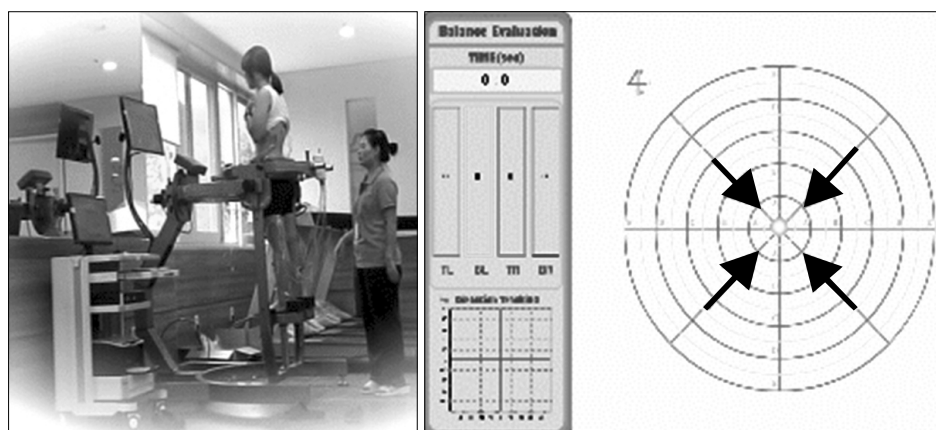


Fig. 2. Measurement of dynamic balance using SpaceBalance three-dimensional posturography. Picture is shown the experimental condition with sighted vision used.



Fig. 3. Measurement of maximum voluntary isometric contraction.

및 최종 동작 유지 국면(5초) 등 총 세 국면의 동작이 포함되어 있었다. 실제 수의적 최대 등척성 수축력을 구하기 위해 최종 동작 유지 국면시의 근 신호량 자료를 통계 분석에 사용하였다. 매 동작을 각 5회씩 실시한 후 이 때 얻어진 근활성 신호량을 합산해 평균값을 산출한 후 이를 특정근에 대한 수의적 최대 등척성 수축치로 규정하였다. 수의적 최대 등척성 수축 시 측정된 근 활성도의 수치와 본 실험에서 사용한 세 가지 조건의 동작 수행 시 얻어진 근 활성도의 수치를 상대적 비율로 나타내 실험 결과들을 표준화하였다(Fig. 3).

4) 자료처리

실험을 통해 수집된 모든 자료는 SPSS ver. 20.0 (IBM Co., Armonk, NY, USA) 통계프로그램을 이용하여 평균과 표준편차를 산출하였다. 개별 근육에 대해 세 가지 실험 조건(개안유목표, 개안무목표, 폐안)과 좌·우측에서 얻어진 근 활성도의 평균차를 검증하기 위해 이원변량분석(two-way analysis of variance)을 이용하였으며, 두 요인간 상호작용과 주효과 검증 실시하였다. 주효과 검증 시 실험 조건 요인에 대해 유의한 효과가 나타날 시 Tukey의 사후 검정을 실시해 통계적 의미를 명확히 하였다. 모든 자료에 대해 통계적 유의수준을 $\alpha=0.05$ 로 설정하였다.

결 과

1. 좌·우 배곧은근과 배바깥빗근의 활성화도 변화

좌·우측의 배곧은근의 개안 유목표와 개안 무목표, 및

폐안 조건에서의 균형 유지를 위한 근 활성도를 비교한 결과 두 요인간 유의한 상호작용 효과를 나타내지 않았으며 개별 요인에 대한 주효과 검증 결과에서 배곧은근의 좌측에서의 활성도가 우측과 비교해 저하된 경향을 보이긴 했으나 통계적으로 유의한 결과를 나타내진 못했다($p>0.05$) (Table 2).

2. 좌·우 등가장긴근과 등뿔갈래근의 활성화도 변화

좌·우측의 등가장긴근의 개안 유목표와 개안 무목표, 및 폐안시의 균형 유지를 위한 근 활성도를 비교한 결과 두 요인간 유의한 상호작용을 나타내지 못했으며 개별 요인에 대한 주효과 검증 결과에서도 유의한 차이를 나타내지 못했다($p>0.05$) (Table 3). 동일 실험 조건에서의 등뿔갈래근의 근 활성도 변화를 살펴본 결과에서도 두 요인간 유의한 상호작용 효과를 나타내지는 못했으나 개별 요인에 대한 주효과 검증 결과에서는 폐안시의 경우와 비교해 개안 유목표시와 개안 무목표시에서 유의하게 높은 근활성도를 보였다($p<0.05$) (Table 3).

3. 좌·우 안쪽넓은근과 넓다리두갈래근의 활성화도 변화

좌·우측의 안쪽넓은근의 개안 유목표와 개안 무목표, 및 폐안 조건에서의 균형 유지를 위한 근 활성도를 비교한 결과 두 요인간 유의한 상호작용 효과가 나타나진 않았으나 개별 요인에 대한 주효과 검증 결과에서는 폐안시의 경우와 비교해 개안 유목표시와 개안 무목표시에서 유의하게 높은 근활성도를 나타냈다($p<0.05$) (Table 4). 동일 실험 조건에서의 넓다리두갈래근의 근 활성도 변화를 살펴본 결과에서는 두 요인간 상호작용에서, 또한 개별 요인의 주효과에서 유의한 효과를

Table 2. Rectus abdominis and external obliques muscle activation between different vision and leg conditions measured by electromyogram (%MVIC)

	Vision condition			Main effect of leg condition	V-C	L-C	V-C vs. L-C
	Sighted vision	Blind vision	Blanking vision				
Rectus Abdominis					0.983	0.113	0.999
Leg condition							
Right	0.067±0.028	0.066±0.030	0.066±0.026	0.066±0.028			
Left	0.057±0.030	0.057±0.030	0.056±0.028	0.057±0.029			
Main effect of vision condition	0.062±0.029	0.061±0.030	0.061±0.027				
External Obliques					0.835	0.689	0.910
Leg condition							
Right	0.101±0.049	0.098±0.048	0.098±0.049	0.099±0.048			
Left	0.100±0.053	0.087±0.045*	0.097±0.054	0.095±0.050			
Main effect of vision conditions	0.100±0.050	0.093±0.046	0.097±0.051				

All values were expressed by mean±standard deviation.

%MVIC: percentage of maximum voluntary isometric contraction, V-C: vision condition, L-C: leg condition.

*Significantly different ($p<0.05$) from right when experimental vision condition was the same.

Table 3. Longissimus thoracis and multifidus muscle activation between different vision and leg conditions measured by electromyogram

	Vision condition			Main effect of leg condition	V-C	L-C	V-C vs. L-C
	Sighted vision	Blind vision	Blanking vision				
Longissimus thoracis					0.577	0.431	0.999
Leg condition							
Right	0.094±0.035	0.086±0.032	0.094±0.037	0.091±0.034			
Left	0.088±0.032	0.081±0.035	0.089±0.029	0.086±0.032			
Main effect of vision condition	0.091±0.033	0.083±0.033	0.091±0.033				
Multifidus					0.042	0.553	0.968
Leg condition							
Right	0.129±0.035*	0.101±0.037	0.123±0.035*	0.112±0.037			
Left	0.131±0.048*	0.108±0.035	0.129±0.051*	0.123±0.045			
Main effect of vision conditions	0.130±0.042*	0.105±0.036	0.126±0.043*				

All values were expressed by mean±standard deviation.

%MVIC: percentage of maximum voluntary isometric contraction, V-C: vision condition, L-C: leg condition.

*Significantly different from blind vision ($p < 0.05$).

Table 4. Vastus medialis and biceps femoris muscle activation between different vision and leg conditions measured by electromyogram (%MVIC)

	Vision condition			Main effect of leg condition	V-C	L-C	V-C vs. L-C
	Sighted vision	Blind vision	Blanking vision				
Vastus medialis					0.001	0.528	0.950
Leg condition							
Right	0.111±0.068***	0.063±0.035	0.105±0.057***	0.093±0.058			
Left	0.103±0.065***	0.051±0.027	0.103±0.072***	0.085±0.062			
Main effect of vision condition	0.107±0.065**	0.057±0.031	0.104±0.064**				
Biceps femoris					0.903	0.734	0.259
Leg condition							
Right	0.067±0.038	0.081±0.045	0.073±0.045	0.074±0.042			
Left	0.078±0.045	0.059±0.028 [#]	0.075±0.037	0.071±0.038			
Main effect of vision conditions	0.072±0.041	0.070±0.039	0.074±0.040				

All values were expressed by mean±standard deviation.

%MVIC: percentage of maximum voluntary isometric contraction, V-C: vision condition, L-C: leg condition.

Significantly different from blind vision (** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$); [#]Significantly different from right when experimental vision condition was the same.

나타내진 못했으나 폐안시의 우측과 좌측을 비교한 결과에서는 좌측에서 유의하게 낮은 활성도를 나타냈다($p < 0.01$) (Table 4).

4. 좌·우 장딴지근과 앞정강근의 활성화 변화

좌·우측 장딴지근과 앞정강근의 개안 유목표와 개안 무목표, 및 폐안 조건에서의 균형 유지를 위한 근 활성도를 비교한 결과 두 요인간 상호작용 효과가 유의하게 나타나진 않았으나 개별 요인에 대한 주효과 검증은 실시한 결과에서는 폐안시와 비교해 개안 유목표와 개안 무목표에서 유의하게 높은 근활성도를 나타냈다($p < 0.001$) (Table 5).

고 찰

인체는 체중의 2/3가 신장의 윗부분에 분포하여 적절한 조절체계(control system)가 이루어지지 않으면 불안정성을 나타낸다²⁰⁾. 인체 내 근육은 갑작스러운 부하가 주어질 때 평형성과 자세 유지와 같은 안정화를 기하기 위해 빠르게 반응한다. 선 자세와 걷기 시에는 서로 다른 근육들이 신체의 안정성에 기여한다. 편하게 서있는 자세에서는 주로 발목의 배측 굴곡근(dorsiflexors)과 저측 굴곡근(plantarflexors)이, 서기와 걷기 시 전·후면으로의 흔들림에는 고관절의 굴곡근과 신전근이, 내외측의 흔들림에는 고관절의 외전근과 내전근이

Table 5. Gastrocnemius medialis and tibialis anterior muscle activation between different vision and leg conditions measured by electromyogram (EMG) (%MVIC)

	Vision condition			Main effect of leg condition	V-C	L-C	V-C vs. L-C
	Sighted vision	Blind vision	Blanking vision				
Gastrocnemius medialis					0.000	0.712	0.843
Leg condition							
Right	0.177±0.083***	0.078±0.036	0.147±0.086**	0.134±0.082			
Left	0.182±0.131***	0.073±0.037	0.169±0.137***	0.141±0.119			
Main effect of vision condition	0.180±0.107***	0.075±0.036	0.158±0.113***				
Tibialis anterior					0.000	0.911	0.851
Leg condition							
Right	0.167±0.106***	0.048±0.047	0.149±0.074**	0.121±0.094			
Left	0.169±0.102***	0.056±0.058	0.133±0.103**	0.119±0.099			
Main effect of vision conditions	0.168±0.102***	0.052±0.052	0.141±0.089**				

All values were expressed by mean±standard deviation.

%MVIC: percentage of maximum voluntary isometric contraction, V-C: vision condition, L-C: leg condition.

Significantly different from blind vision (**p<0.01; ***p<0.001).

인체 중심의 안정화를 위해 주로 작용한다²⁰⁾.

정상적인 자세와 균형 조절은 변화하는 과제와 환경에 적응하여 반응하는 능력을 필요로 하며, 복합적인 운동 전략과 과제 및 환경에 맞는 전략을 선택하여 사용하는 능력이 요구된다. 이러한 운동 전략에는 지지면의 변화에 반응하여 안정성의 회복을 위해 사용되는 것과 근육의 협력을 통해 특징적인 형태로 근육활동을 수행하는 것이 포함된다. 인간은 절대적인 상태로 흔들림 없이 서있는 상태를 유지할 수는 없다. 즉, 개인 간 차이가 있으나 적은 양의 전후 흔들림은 모두에게 발생한다. 이와 같은 전후 흔들림의 조절을 위해 자동적인 자세 반응이 발생하는데 이러한 자세 반응에 따른 운동 양상을 족관절 전략, 고관절 전략, 및 한발 전략이라 나타내고 있다²¹⁾.

족관절 전략은 체성 감각에 의존하는 반응으로 신체 정렬의 변화 없이 체 중심 이동과 코어의 안정성이 뒷받침되어야만 가능하고, 주로 안정된 기저면내에 위치해 있을 때 발생한다. 족관절 전략은 흔들림이 일어나는 반대쪽 원위부 근육에서 근위부 근육으로 순차적이고 협력적으로 수축함으로써 균형을 회복한다. 즉, 족관절 주위 근육의 활성화 먼저 일어난 후 대퇴부로부터 복부 및 체간 근육 순으로 근육이 활성화된다고 하겠다¹²⁾. 전후의 흔들림에 대한 족관절 전략과 관련된 근육의 협응은 약 90-100 m/sec에서 전방 흔들림을 교정하기 위해 가자미근이 흥분을 일으킨 후 슬괵근이 활성화되며 마지막으로 척추 기립근의 활성화가 동반된다²²⁾. 슬괵근 및 척추 기립근들이 활성화 되면 고관절과 슬관절이 신전 상태를 유지하게 된다. 후방 흔들림을 교정하기 위한 근육의 활성화는 원위부의 전경골근에서 시작되어 대퇴사두근과 복부 근육이 활성화되는 순서를 따른다. 족관절 근육이 활성화 될 때 같은

쪽의 고관절과 슬관절 근육도 협응 작용을 나타낸다. 자세가 불안정할 때 균형을 회복하기 위해서는 반대쪽 근육이 활성화되며 이러한 반응으로 시각과 전정 감각의 활성화를 유도해 낸다²²⁾.

고관절 전략은 주로 전정 정보에 의존된 반응으로 무게 중심이 매우 크고, 빠르며, 안정성의 한계 가까이에서 이동할 때 바닥면이 매우 좁거나 족관절 전략을 사용하기 어려울 때 사용한다. 안정성 한계는 전·후방향에서 각각 12.5°, 좌우 방향에서는 16°로 보고되고 있다¹⁵⁾. 고관절 전략은 무게 중심의 이동이 일어나는 방향과 같은 쪽의 근위부에서 원위부로 순차적이고 협력적으로 근수축을 일으킨다²³⁾. 후방으로 넘어지는 것을 예방하기 위해서는 척추기립근이 가장 먼저 수축되고 슬관절의 굴곡근이 뒤를 이어 활성화 된다. 후방으로의 흔들림 후 다시 전방으로의 흔들림이 발생하게 되면 복부 근육이 활성화된 후 대퇴사두근이 활성화된다²²⁾. 한발 전략은 무게중심이 매우 빠르게 이동하거나 안정성 한계를 벗어나는 경우에 사용된다. 즉, 새로운 지지면을 만들기 위해 발을 내딛거나 팔을 뻗을 때 일어난다. 이 전략은 바닥면이 없거나 구조적인 제한이 있을 때 일반적으로 고관절 전략의 선택보다도 먼저 선택된다²³⁾. 이런 한발 전략이 효과적으로 사용되기 위해서는 움직이는 하지의 속도와 어느 정도 일치해야 넘어지는 것을 방지 할 수 있다²⁴⁾. 인체 균형 유지에 사용되는 또 다른 전략으로는 머리와 체간의 협응으로 나타나는 두 가지의 전략이 있다. 먼저 체간에 대한 머리의 안정화 전략(head stabilization on trunk)으로 머리와 체간이 하나의 단위로 움직이는 것이다. 이 전략은 흔들림의 발생시 고관절의 움직임이 발생하는 경우 눈이 위, 아래로 움직여 원하는 시각목표로부터

멀리 이동해 전정감각의 입력을 증가시키는 것이다. 다음은 공간에서의 머리 안정화(head stabilization in space) 전략으로 이는 체간의 움직임과 상관없이 공간에서 지속적으로 머리의 정위를 유지시켜, 시각 추적이 가능한 것을 나타낸다²⁵⁾. 본 연구에서 사용한 체평형 장치는 전-후-좌-우 방향에 상관없이 모든 방향으로의 기울임(0° - 30°)이 가능하도록 고안된 장비로 발의 이동을 제한하고 있어 고관절 전략을 통한 중심 이동 및 균형 유지 기능을 수행할 수 없게 설계되어 있다. 따라서 무릎관절 및 고관절 전략을 통한 균형 유지기능을 수행하기 보다는 발목 관절을 이용하는 균형 유지 기능을 평가하는데 적합하도록 고안되었다고 볼 수 있으며 이러한 장비 고유의 특성을 적절히 활용하기 위해 골반부와 하복부를 고정시켜 발목 관절 전략 이외의 균형 유지 전략 사용을 차단시킨 상태에서 실험을 수행하였다.

Nashner와 McCollum³⁾은 시각적 작용이 균형 능력에 미치는 효과를 연구해 시각의 폐쇄 시 아킬레스건의 자극이 유발되어 신체의 동요가 크게 나타나는 현상을 보고한 바 있으며, Day 등²⁶⁾은 정상인을 대상으로 시각개폐의 조건에서 신체에 전·후·좌·우의 동요 유발이 서기자세에 미치는 영향을 연구하여 자세 조건에 따른 시각 교란의 작용이 균형능력에 유의한 영향을 미쳤다고 보고하면서 이러한 영향이 시각 차단으로 인해 고유수용성 정보에 대한 되먹임의 감소가 발생해, 시각인식을 통한 공간에서의 머리 움직임과 위치 조절 능력의 교란으로 일어난 결과라 제시하였다. 국내에서는 모든 시각 정보의 제공 조건에서 건강한 청년과 비교해 노인의 경우 정적 자세의 동요가 유의하게 증가된다는 보고가 있었다²⁷⁾. Seo 등²⁷⁾은 20대의 정상 성인을 대상으로 양측 장딴지근과 앞정강근의 활성도를 비교한 연구에서 시각과 자세 교란을 통한 자세변화에 따라 정적 균형 조절 능력이 내측 장딴지근과 앞정강근에서의 활성도 변화를 초래함으로써 일어난 결과로 해석하였다. Woo 등²⁸⁾은 정상 성인의 정적 균형 조절 시 다양한 조건에 따라 우세측 하퇴의 앞정강근, 긴장딴지근, 외측 장딴지근, 내측 장딴지근의 활성도를 비교한 결과 안정 시에는 균형 유지를 위해 장딴지근이 주로 활성을 나타내지만 다양한 고유수용성 감각이 작용하는 경우에는 장딴지근뿐 아니라 앞정강근의 활성도 역시 상승한다고 보고한 바 있다.

이와 같이 선행 연구에서 신체의 안정성에 기여하는 전략에 대응하는 근육들의 활성화가 보고되었으나, 동원되는 근육의 순서와 각각의 방향에 대한 정적인 상태에서의 근육 패턴을 보거나, 주로 하퇴에 국한된 근육의 활성도만을 보고하였을 뿐 동적인 상태에서의 협응이 이루어지는 양상에 대한 연구

결과를 찾기는 어려운 실정이다. 따라서, 본 연구에서는 동적 체평형 장치를 이용함으로써 전-후-좌-우에 대한 흔들림에서 동원되는 근육들의 양상과 시각 정보의 제공의 유무에 따른 활성도를 동시에 살펴보고자 하였다. 본 연구에서 살펴본 동적 균형 조절 시 나타내는 근 활성도의 변화 양상은 선행 연구 결과와 다르게 나타났다. 하퇴의 좌-우측 모두에서 앞정강근과 내측장딴지근의 활성도가 감소하였는데, 이는 체간의 배곧은근, 등가장긴근, 배바깥빗근 및 하지의 넙다리두갈래근의 활성도가 높아짐에 따라 족관절 근육의 활성도가 오히려 감소된다는 것을 의미하는 것이다. 이와 함께 실험의 수행 시 동적 체평형 장치에 선 상태에서 시각 정보의 제공을 제한하면서 피험자에게 발생할 수 있는 안전상의 문제를 제거하기 위해 골반과 하복부위를 지지대로 고정했던 점이 체간의 안정성을 높여주는 결과로 작용했을 가능성이 있는 것으로 생각된다.

본 연구에서 채택한 개안과 폐안을 통한 시각 자극의 제공 방법의 차이가 체평형 장치 위에서의 동적 균형 조절을 위한 고유수용감각에 의존하는 정도 영향을 미치게 되며, 폐안에서의 자세 흔들림이 증가하는 결과를 가져와 족관절 전략보다 고관절과 체간 전략의 사용시 동원되는 근육의 활성도에 영향을 미친 것으로 생각된다. 이러한 결과를 종합해 볼 때, 전-후-좌-우 흔들림의 발생 시 나타나는 근 활성 및 동원은 족관절 전략 시 역할을 하는 근육 보다는 고관절과 체간 전략의 사용시 동원되는 근육들이 더 중요하게 작용해, 동적 균형 개선을 위해 이들 근육의 강화가 우선적으로 고려되어야 함을 확인할 수 있었다. Crews와 Campbell²⁹⁾은 70세 이상의 노인들을 대상으로 연구를 수행해 시각 능력의 저하가 실제 활동량과 활동역량의 저하를 나타냈다는 결과를 보고한 바 있다. 또한 Lord와 Menz³⁰⁾은 시각계의 역량 제한이 편평하지 않은 표면에서의 흔들림을 더 크게 한다고도 발표한 바 있다. 이는 시각계의 기능 저하가 낙상의 발생을 더 빈번하게 한다는 측면과도 연관되는 것이다. 이와 같은 선행연구의 결과를 고려해 볼 때, 시각계 역량 저하가 신체 활동의 수준과 기능의 저하를 더 크게 할 수 있음을 반영한다 볼 수 있으며 근 활성의 자극 양상과도 긴밀히 연관되어 있다고 볼 수 있다.

이와 함께 개안 유목표 조건에서와 개안 무목표 조건에서의 근 활성도 변화 양상에 차이를 나타내지 않은 점과 폐안 조건에서 다른 실험 조건에서와 비교해 근 활성도가 현격하게 감소한 점은 목표점의 제공 여부와 상관없이 시각 정보 제공의 유무가 균형 유지를 위한 근육 활성도의 변화를 유도해내는 주된 요인으로 작용함을 나타내주는 것이라 하겠다. 또한, 폐안 조건에서의 동적 균형 유지를 위해 등뿔갈래근, 안쪽넓은근,

앞정강근, 내측 장딴지근에서 근 활성도의 감소가 나타났다는 점과 족관절 전락 사용시 중요한 역할을 하는 앞정강근과 내측 장딴지근의 활성도의 감소($p < 0.001$)가 두드러졌다는 것은 최초 연구 설계시의 가설과 상이하게 나타난 결과이다. 본 연구에서 통계적으로 유의한 차이를 나타낸 대부분의 결과가 눈을 감을 상태에서 동적 균형을 유지하려는 시도에서 나타났는데 이는 실제 눈을 뜬 상태에서 근육을 이용한 지지력의 증가가 나타남을 보이는 것으로, 눈을 감는 경우 실제 지지를 위해 근육의 사용이 감소했음을 반영하는 것이다. 이와 같은 현상은 실제 지면을 지지하는 경우와는 다른 부분으로 본 연구에서와 같이 공중에서 발 지지대 위에서 균형의 유지를 위해 시각 정보를 이용하는 경우 근 이용률을 증가시키는 반면, 시각 정보가 차단된 상태에서는 오히려 불안정한 쪽으로의 체중 지지를 피하는 현상을 나타냄으로써 균형 유지를 위한 근육의 사용이 감소한 것이라 생각된다. 이는 흥미로운 결과로 후속 연구를 통해 명확하게 밝혀져야 할 것이다.

본 연구를 통해 동적 균형 유지에 작용하는 체간 및 하지근의 활성도가 시각 정보의 제공과 함께 촉진됨을 나타내는 것으로 신체의 균형 조절 유지에 시각적 정보의 이용 유무가 중요하게 작용함을 확인할 수 있었으며 동적인 균형 조절을 위해 족관절 전락과 관련된 근육보다는 고관절 및 체간 전락에 관련되는 근육들이 보다 중요하게 작용함을 알 수 있었다. 따라서 걷기나 일상생활 동작, 스포츠 활동등과 같은 다양한 동작의 수행 시 균형 능력의 향상을 위해 고관절과 체간을 구성하는 근육의 역량 향상을 위한 좀 더 세부적이고 전문적인 훈련프로그램이 필요할 것으로 생각되며 이를 통해 능력 향상에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

References

1. Stoffregen TA, Riccio GE. An ecological theory of orientation and the vestibular system. *Psychol Rev* 1988;95:3-14.
2. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 1986;55:1369-81.
3. Nashner LM, McCollum G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci* 1985;8:135-50.
4. Bae SW, Kim JI. Change the balance function with aging using computerized dynamic posturography. *Exerc Sci* 2003;12:747-56.
5. Kim YC, Jang SJ, Park MY, Park SW. Prognostic factors of ambulation in stroke patients. *J Korean Acad Rehabil Med* 1992;16:443-51.
6. Berg KO, Maki BE, Williams JL, Holliday PJ, Wood-Dauphinee SL. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:1073-80.
7. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing* 2006;35 Suppl 2:ii7-ii11.
8. Skinner HB, Barrack RL, Cook SD. Age-related decline in proprioception. *Clin Orthop Relat Res* 1984;(184):208-11.
9. Congdon N, O'Colmain B, Klaver CC, et al. Causes and prevalence of visual impairment among adults in the United States. *Arch Ophthalmol* 2004;122:477-85.
10. Elliott DB, Patla AE, Flanagan JG, et al. The Waterloo Vision and Mobility Study: postural control strategies in subjects with ARM. *Ophthalmic Physiol Opt* 1995;15:553-9.
11. Chen EW, Fu AS, Chan KM, Tsang WW. Balance control in very old adults with and without visual impairment. *Eur J Appl Physiol* 2012;112:1631-6.
12. Held R. Two modes of processing spatially distributed visual stimulation In: Schmitt FO, editor. *The neurosciences: second study program*. New York: Rockefeller University Press; 1970. p. 317-23.
13. Lee HK, Scudds RJ. Comparison of balance in older people with and without visual impairment. *Age Ageing* 2003;32:643-9.
14. Bronstein AM. Posturography. In: Luxon L, Furman JM, Martini A, Stephens DG, editors. *Textbook of audiological medicine. clinical aspects of hearing and balance*. London: CRC Press; 2003. p. 747-58.
15. Nashner LM, Peters JF. Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders. *Neurol Clin* 1990;8:331-49.
16. Chen EW, Fu AS, Tsang WW. Tai Chi training improves balance control in subjects with visual impairment. *Proceeding of the Seventh Pan-Pacific Conference on Rehabilitation*; 2010 Oct 23-24; Hong Kong. p. 48.
17. Kim SJ, Lee JS. The effect of multi-axis sling suspension exercise on trunk-muscle activation. *Exerc Sci* 2010;17:17:317-30.
18. De Luca CJ. Low back pain: a major problem with low priority. *J Rehabil Res Dev* 1997;34:vii-viii.
19. Kilburn KH, Thornton JC. Prediction equations for balance measured as sway speed by head tracking with eyes open and closed. *Occup Environ Med* 1995;52:544-6.
20. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995;3:193-214.

21. Buckley JG, Heasley KJ, Twigg P, Elliott DB. The effects of blurred vision on the mechanics of landing during stepping down by the elderly. *Gait Posture* 2005;21:65-71.
22. An SY, Kwon MJ, Kwon OY. Motor control: Theory and practical applications. 2nd ed. Seoul: Yaongmunsa; 2006.
23. Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther* 1997;77:517-33.
24. Maki BE, McIlroy WE. The role of limb movements in maintaining upright stance: the “change-in-support” strategy. *Phys Ther* 1997;77:488-507.
25. Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. Handbook of balance function testing. St. Louis: Mosby; 1993.
26. Day BL, Steiger MJ, Thompson PD, Marsden CD. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *J Physiol* 1993;469:479-99.
27. Seo SK, Kim SH, Kim TY. Evaluation of static balance in postural tasks and visual cue in normal subjects. *J Korean Soc Phys Ther* 2009;21:51-6.
28. Woo YK, Park JW, Choi JD, Hwang JH, Kim YH. Electromyographic activities of lower leg muscles during static balance control in normal adults. *J Korean Acad Univ Trained Phys Therapists* 2004;11:35-45.
29. Crews JE, Campbell VA. Health conditions, activity limitations, and participation restrictions among older people with visual impairments. *J Vis Impair Blind* 2001;95:453-67.
30. Lord SR, Menz HB. Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology* 2000;46:306-10.