김 범 수 교수지도

석사학위 청구논문

족저유형에 따른 시각정보 유무와 지지면 차이가 자세조절능력과 근활성도에 미치는 영향

2014

성신여자대학교 대학원

체육학과

신 빛

족저유형에 따른 시각정보 유무와 지지면 차이가 자세조절능력과 근활성도에 미치는 영향

김 범 수 교수지도

이 논문을 석사학위논문으로 제출함

2013년 12월

성신여자대학교 대학원

체육학과

신 빛

인 준 서

신 빛의 석사학위 논문으로 인준함.

심사위원 ____________________㊞

심사위원 ____________________㊞

심사위원 ____________________㊞

성신여자대학교 대학원

논문개요

발은 신체의 안정성 및 운동성에 기능을 담당하고 있는 첫 번째 부위이기 때문에 발의 변형은 안정성 및 운동성에 부정적 영향을 미치고 다른 관절 및 근육에 2차 영향을 미쳐 근 불균형, 기능장애, 상해 및 통증을 유발시킨다. 발의 변형으로 인한 족저유형에는 대표적으로 편평족(회내)이 있으며, 많은 후천적 영향으로 발생된다. 이전연구 및 운동에 있어 편평족의 자세조절능력에 대해 두 가지 대립하는 의견이 있으며, 교정운동으로 발목관절에 집중된 운동프로그램이 대부분이다. 이는 편평족으로 인한 다른 관절 및 근육의 불균형을 다루지 못했으므로, 본 연구는 족저유형에 따라 시각정보유무와 지지면차이가 자세조절 능력과 발목관절 및 다른 관절 근육의 활성도에 미치는 영향을 연구하고자 시행되었다. 이 연구의 목적은 족저유형에 따라 한발로 서있을 때 시각정보 유무와 지지면안정성 차이가 자세조절능력 및 하지의 근활성도에 미치는 영향을 알고 후에 편평족의 운동프로그램에 기초자료를 제공하는데 있다. 건강한 20대 초반의 여성 20명을 대상으로 (편평족 10명, 정상족 10명) 한발 중심잡기 검사를 실시하였으며 검사 시 4가지의 조건을 주었다 ; 지면의 안정성(안정지지면, 불안정지지면), 시각 정보의 유무 (개안, 폐안). 자세조절능력은 최대한 자세를 유지하는 시간을 측정하였고 표면 근전도기(NORAXON, USA)를 사용하여 하지 8가지 근육들의 근육 활성도를 측정하였다. 각각의 상태별 검사는 3회 측정을 하였으며 평균값을 사용하였다. 통계 방법은 집단 간 차이 및 상호작용의 영향을 보기위해 다변량 분석을 사용하였으며 집단 내 차이는 대응표본 분석을 사용하였다. 자세 조절능력의 경우 각 집단 내 안정지지면에서 시각 정보의 유무에 따라 유의한 차이를 보였으며 (편평족 ; $p < .01$, 정상족 ; $p < .01$) 지지면에 따라 시각정보 유·무와 상관없이 각 집단에

서 모두 유의한 감소를 보였다(편평족- 개안; p<.01, 폐안; p<.05 , 정상족- 개안; p< .01 , 폐안; p< .01). 하지만 집단 간 차이는 나타나지 않았다. 근 활성도의 경우 편평족은 안정지지면에서만 시각 정보가 없는 경우 몇 근육에서만 유의한 증가가 나타났으며(TA, BF, RF, G·MED, ES ; p<.05), 정상족의 경우 안정적 지면에서 3근육의 활성도 차이가 나타났으며 (PL, TA, G·MAX ; p< .05), 불안정 지면에서는 2근육(PL. TA ; p< .05) 가 나타났다. 집단 간 차이에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 지지면 조건에 의한 근활성도는 편평족의 경우 개안 시 모든 근육에서 불안정한 지지면에서 활성도가 유의하게 증가하였으며, 폐안 시 몇 근육에서만 통계적으로 유의한 증가(PL, TA, BF, G·MED; p <.05 , MG; p< .001)하였다. 정상족의 경우 개안 시 2근육에서만 유의한 증가를 보였으며(MG; p<.05 , TA ; p<.01), 폐안 시 3근육에서 유의한 증가(PL, MG, G·MED ; p<.05)가 나타났다. 그러나 지지면 조건 역시 집단 간 차이는 나타나지 않았다. 결론적으로 주어진 조건에 따라 집단 내 자세조절능력 및 몇 근육들의 근활성도에 영향을 미치지만 집단 간 차이는 없었다. 또한 자세조절능력과 근활성도에는 족저유형보다는 시각정보의 유무와 지지면의 안정성이 더 큰 영향을 미친다는 점을 알 수 있었다.

목 차

표 목 차

그 림 목 차

I. 서론

1. 연구의 필요성

자세조절능력은 주어진 조건, 상황에서 균형을 유지하기 위해 기저면 내에 중력중심을 유지하고자 하는 복합적 기능이다(T.Paillard, 2012). 이를 지속하기 위해 우리 몸은 시각계, 전정계, 근골격계 및 피부의 감각입력의 체성감각계를 통하여 끊임없는 정보가 중추신경계에 전달이 되고 중추신경계가 몸의 움직임을 일으키게 된다. 몸의 움직임으로 다시 새로운 정보가 입력, 전달되는 과정이 연속적이고 끊임없이 전달되고 반응, 적응되는 과정이 반복된다(Singh,2005). 이때 시각기관은 서있거나 보행의 경우 움직임의 계획을 하고, 전정기관은 경우 선형이나 각도의 가속을 감지, 체성감각은 자세나 인체의 분절의 속도를 감지하는 역할을 한다(Blaszcyk et al,2003).

발은 자세조절능력을 위해 지면과 첫 번째로 닿는 체성감각 기관으로 많은 체성 감각정보를 입력하는 부위이며 운동체인 중 제일 아래에 있는 부위로 골반 및 어깨의 정렬과 운동성에 영향을 미치고(Khamis & Yizhar,2007 ; 이홍재등 2007), 보행이나 활동 시 체중 및 부하를 분산시키며 스프링과 지렛대의 역할로 효율적인 움직임이 일어날 수 있게 한다(cote,2008).

이러한 발의 종류로는 정상족을 포함하여 편평족, 요족 크게 3가지로 구분된다. 정상족의 경우 아치의 무너짐이나 과한 아치를 갖지 않은 발로 균형이나 보행 및 운동 등에 효율적인 기능을 하는 발이다. 편평족과 요족은 아치의 변형이나 발의 전족부나 후족부에 부정렬이 있는 형태의 발이다.(Hertel et al.2007) 편평족의 경우 아치가 보통보다 낮거나 소실된 발을 일컬으며 발의 구조적 부정렬로 다른 부위의 부정렬을 유발시킨다. 운동과

신체활동 시 빠른 근피로를 느끼고 발목관절의 과 운동성을 일으킨다. 또한 발목관절이 제한되거나 보행의 형태를 변형시키고, 지면반발력의 흡수를 저하시켜 요통과 같은 기능 장애의 발현을 촉진시키며(Cibulka, 1998 ; 이경옥, 2005), 근육의 불균형 및 잘못된 근활동 패턴을 유발하고 발목관절의 불안정성 및 인대의 약화 등을 유발한다(Chomiak et al, 2000; Monaghan et al, 2006).

편평족의 자세조절 능력 및 균형 능력에 대해 Cote외(2005)는 크게 발바닥이 편평해져 기저면이 넓어졌기 때문에 능력이 좋다는 보고를 했으며, 반대로 Tsai외(2006)연구자들은 편평족이 되면 발목관절의 회내가 발생해서 관절의 불안정성과 과운동으로 능력이 감소한다고 상반된 보고를 하였다.

자세조절을 유지하기 위해서 근골격계는 닫힌 운동 사슬에 의해 발목관절과 고관절 전략을 사용하며 상황에 따라 복합전략의 사용이 이루어진다. 정적인 상황, 큰 움직임이 없는 상황에서는 발목관절 전략을 먼저 사용하게 되고 동적이고 움직임이 큰 상황에서는 고관절 전략을 같이 사용한다. 하지만 이러한 전략의 사용이 있더라도 하지의 운동사슬이나 역학적 안정성의 결핍, 근력의 결핍 등으로 균형을 감소시킨다(Riemann et al,2002).

이러한 자세조절에 대한 국내의 연구 동향을 보면 자세조절능력을 유지하기 위한 근육의 활성화 및 근력을 다룬 연구들(유명수&박영미,2003; 형인혁, 2008; 신영화,2012 ; 백창민 2011; 이상용외 2002)과 트레이닝의 효과를 다룬 연구(안왕훈 2008;김동기& 조현상 2010) 들이 있다. 그러나 근육의 활성화 및 근력을 다룬 대부분의 연구들은 발목관절 관련 근육에 집중됨을 볼 수 있다. 이는 발목의 불안정성이 하지의 운동 역학적 체인을 통하여 서로 기능적 연결이 되어있어 무릎 및 골반, 허리 및 어깨의 다른 부위의 통증을 유발하고 손상을 일으킨다는 관점에서 운동 역학적 체인이 전반적인 신체 부정렬에 미치는 영향을 배재한 시각이라고 할 수 있다.

그리고 편평족의 보존적 치료를 보면 대게 발 교정도구 및 아치 받침용 깔창, 전용 신발들이 개발되고 시행되고 있다. 이는 아치의 높낮이는 맞추어 인체의 압력이 한 곳에 집중되지 않도록 하는 방법이다. 이러한 방법은 압력의 분산 효과와 근전도 및 동작 분석에서 정상족과 유사한 효과가 있으며 통증 완화의 효과가 있음을 강조한다.(송주호, 2008) 하지만 이들의 보조기구 사용은 착용하는 동안의 일시적인 효과를 기대할 뿐 장기적 효과, 근본적인 문제해결을 하지는 못한다.

근본적인 문제해결을 위해 운동이 필요함을 강조하고 있고, 운동의 효과 및 운동프로그램을 제시한 연구(이우천, 2004; 김남희, 2013)들이 있지만 명확한 프로그램이 제시되지 못하고 단일(발목)관절 운동 프로그램들이 많은 것으로 사료된다.

따라서 본 연구는 시각정보 유무와 지지면 안정성차이가 편평족의 자세조절능력과 근골격계 문제에 초점을 맞춰 족관절 외에도 슬관절, 고관절 전반의 근육에 어떠한 영향을 미치는지 살펴보고, 근전도를 통한 정확한 근활성 패턴을 확인하고자 한다.

2. 연구의 목적

본 연구는 다양한 조건(시각정보 유무, 지지면의 안정성)이 편평족의 자세조절능력에 어떠한 영향이 미치는지 알아보고자하며 족관절 뿐만 아니라 슬관절 및 고관절 관련 근활성도를 살펴보고 후에 편평족에게 효과적인 운동프로그램 제공하는데 목적이 있다.

3. 연구 가설

본 연구의 목적을 달성하기 위하여 다음과 같은 가설을 설정하였다.

1) 각 그룹 내, 그룹 간 시각정보의 유·무에 따라 자세조절능력에 차이가 있을 것이다.

(1) 시각정보 유·무가 편평족 그룹의 자세조절 능력에 영향을 미칠 것이다.

(2) 시각정보 유·무가 정상족 그룹의 자세조절 능력에 영향을 미칠 것이다.

(3) 시각정보 유·무에 따라 그룹 간 자세조절능력에 차이가 있을 것이다.

2) 각 그룹 내, 그룹 간 지지면 안정성에 따라 자세조절능력에 차이가 있을 것이다.

(1) 지지면 안정성이 편평족 그룹의 자세조절 능력에 영향을 미칠 것이다.

(2) 지지면 안정성이 정상족 그룹의 자세조절 능력에 영향을 미칠 것이다.

(3) 지지면 안정성에 따라 그룹 간 자세조절능력에 차이가 있을 것이다.

3) 각 그룹 내, 그룹 간 시각정보의 유·무에 따라 근 활성도에 차이가 있을 것이다.

(1) 시각정보 유·무가 편평족의 근 활성에 영향을 미칠 것이다.

(2) 시각정보 유·무가 정상족의 근 활성에 영향을 미칠 것이다.

(3) 시각정보 유·무에 따라 그룹 간 근 활성에 차이가 있을 것이다.

4) 각 그룹 내, 그룹 간 지지면 안정성에 따라 근 활성도에 차이가 있을 것이다.

(1) 지지면 안정성이 편평족 그룹의 근 활성도에 차이가 있을 것이다.

(2) 지지면 안정성이 정상족 그룹의 근 활성도에 차이가 있을 것이다.

(3) 지지면 안정성에 따라 그룹 간 근 활성도에 차이가 있을 것이다.

4. 연구의 제한점

본 연구의 제한점은 다음과 같이 설정하였다.

1) 다양한 연령의 대상자를 모집하지 못하였다.

2) 자세조절능력 검사 시 동적 검사 및 근활성을 측정하지 못하였다.

3) 근활성 측정 시 하지근력 위주로 측정하였다.

5. 용어정리

1) 편평족

내측 종아치가 낮거나 소실된 발로 Navicular drop test시 주상골의 위치차이가 10mm이상의 경우 편평족이라 정의한다.

2) 정상족

내측 종아치가 소실이나 과한 상승이 없는 발로, 발의 기능을 제대로 하는 발이다. Navicular drop test시 주상골의 위치차이가 5mm~9mm인 발을 정상족이라 정의한다.

3) 자세조절능력

주어진 상황에서 균형을 유지하고자 하는 연속적인 반응이고 능력이다.

본 연구에서는 한발 들기 검사로 최대한 버틸수 있는 시간을 자세조절능력으로 정의한다.

II. 이론적 배경

1. 발의 구조

발은 52개의 뼈와 60개의 관절, 28개의 근육 그리고 214개의 인대로 구성되어 있는 복잡하고 세밀한 구조를 가지고 있으며(송주호, 2008), 몸에서 지면 및 외부 상황과 제일 먼저 닿는 부위로써 안정성과 운동성을 위해 중추신경계로 감각 정보를 제공하는 역할을 한다.(siegel&kepple, et al 1995)

정상적인 발의 기능으로는 보행이나 활동 시 스프링 역할을 하여 체중 및 부하를 분산시키며 지렛대의 역할로 효율적인 보행이 이루어지게끔 한다. 구조로는 후족부, 종족부, 전족부의 세부분으로 구분된다. 후족부는 거골과 종골로 이루어져 있으며, 종족부는 주상골과 입방골, 설상골로 이루어져 있고 전족부는 종족골과 족지골로 이루어져 있다.(Neumann, 2002) 또한 아치에는 크게 횡아치와 종아치 2개가 있으며 종아치에는 내측종아치, 외측종아치가 있다. 이중 내측 종아치는 거골의 내측부, 입방골의 외측부, 설상골의 가운데에 의해 형성이 된다. 내측 종아치는 발에서 제일 먼저 부하를 지지하고, 가장 많은 충격을 흡수한다.(Neumann, 2002) 아치에 따른 발의 유형으로는 크게 요족(회외발, spination foot), 편평족 (회내발, pronation foot), 정상족 (정상발, normal foot)으로 분류 할 수 있다. 이 중 요족과 평발은 아치의 변형과 전족 또는 후족의 부정렬이 있는 발의 유형이다(Hertel et al.,2002). 아치변형의 원인으로 하이힐이나 맞지 않은 구두 및 운동화착용, 비만, 잘못된 운동 및 보행 습관이 있으며, 변형 후 피로감이나 통증, 기능부전 등의 문제가 발생된다. 아치의 변형이 지속될수록 발 뼈 각 부위의 배열이 흐트러져 발뒤꿈치가 틀어지고 다리에 있는 뼈들의 균형이 무너져 족부변형을 일으킨다(Defrin et al 2005; leung et al, 2004 등). 또한 다른 근골

격계에 부정렬의 원인이 되며(이경옥, 2005), 허리 및 어깨 등의 통증을 유발시키고 다른 하지 부위에 상해를 일으키는 원인이 된다(백현주, 1997 ; McClay & hanmill, 2001). 족저변형이 있는 사람이 반복적인 체력활동을 할 경우 발의 기능을 비정상적으로 만들고 (Diris A et al., 1988) 장기적으로 지속되면 체력활동에 있어서 정상인과 많은 차이를 보인다는(김금태, 2010) 보고가 있다.

(1) 편평족(회내발, Pronation Foot)

발의 내측 종아치가 정상발보다 낮거나 아예 소실된 발을 편평족 또는 평발이라 한다. 주상골이 내려오면서 발은 내전하고 후족부는 회외하여 발 및 발목관절의 변형을 유발시킨다.

중증의 편평족은 발을 통해 부하를 전달하는데 불리하며, 정상적 결합 조직에서 발생되어야 할 장력이 결여되어 과신장된 내재근들과 외재근들의 결합조직에 의해 보상작용이 일어난다(Neumann, 2002).

편평족의 원인에는 선척적인 구조상의 기형과 인대의 약화, 부정확한 자세 유지, 잘못된 신발의 착용, 비만, 후경골근의 약화 등으로 발생된다. 발의 아치가 무너지면 뼈 자체의 정열이상, 인대의 과도한 유연성, 근육의 불균형, 건의손상이 단독 혹은 복합되어 발생된다. 보행 시에는 효율이 떨어져 에너지가 많이 필요하고 발의 충격흡수 기능 약화로 쉽게 피로감, 추진력 약화 등의 특징이 나타난다. 또한 관련 질환으로 후경골근건의 기능장애, 퇴행성관절염, 건 및 인대의 기능장애가 있다.

종류에는 강직성 변형과 유연성 변형으로 분류되고 강직성 변형은 흔히 선천적 편평 발이라고 하며 부하의 유·무에 상관없이 아치가 소실된 경우를 말한다. 유연성 변형은 다른 구조적 기형 또는 과도한 회내를 유발하는 보상적 기전과 연관이 있고, 부하가 실리는 경우 아치가 낮아지는 경우를 말

한다. 치료에 있어서 수술적인 방법은 거의 시행되지 않으며 보조기, 특수 신발, 운동이 시행된다(Neumann, 2002).

본 연구에서는 Navicular drop test에 의해 주상골의 위치 차이가 10mm 이상의 경우 편평족으로 정의한다.

(2) 정상족(정상 발, Normal Foot)

발의 아치의 모양 및 높이가 적당한 발로 본 연구에서는 Navicular drop test시 주상골의 위치차이가 5mm~9mm인 발을 정상족으로 정의한다.

정상족은 부정렬과 변형이 없어 안정성 및 운동하는데 과활동이나 통증, 다른 관절에 변형을 일으키지 않는다. 보행 동안 아치가 탄력적, 능동적 움직임을 통해서 체중 부하로 인한 아치의 하강을 예방, 몸의 균형유지, 안정성 확보하여 저항을 받지 않도록 단단한 지렛대의 역할을 수행, 유연하게 적용한다. 전체 인구의 60%가 정상족에 속한다.

2. 자세조절능력

자세조절 능력은 기저면내에 중력중심의 유지하고자 하는 연속적인 반응이며 능력이다. 시각, 전정기관, 체성기관을 통한 정보가 중추신경계에 지속적으로 전달되고 그 정보를 통해 몸의 분절이나 운동역학으로 자세 조절을 한다(T.Paillard, 2012). 근력, 근 긴장, 지구력, 관절의 유연성 등 다양한 신체적 요인의 영향을 받는다(Horak 1987).

이 능력은 움직임에 포함된 직립자세 유지, 공간 이동, 자세, 기술 등 수행에 있어 중요한 역할을 한다(Danesh mandi & Norasteh, 2010). 더불어 정적인 상태나 동적인 상태 또는 복합적인 상태에서 반드시 필요로 하는 능

력으로 동적 관절의 안정성과 상해로부터 몸을 보호할 수 있는 중요한 능력이며 근신경 조절의 척도가 된다(Riemann BL, 2002).

자세조절은 근골계에서 발목 관절과 고관절의 전략의 조합으로 유지된다. 지면이나 움직임의 조건에 따라 조절하는 전략이 달라지지만 한발이든 두발이든 초기전략은 발목전략이다. 발목전략은 자세 동요가 적을 경우 발목의 저측굴곡과 배측굴곡을 통해 자세를 조절하는 전략이다. 그러나 수행정도가 어려울수록 고관절 전략을 사용하게 된다. 고관절 전략은 보다 큰 신체 동요나 발목 관절 전략으로 자세를 제어할 수 없을 경우 고관절을 움직여 자세를 조절하는 전략이다(Winter, 1995; Riemann BL, 2002).

자세조절 능력의 감소는 발목 상해를 높이고 낙상 발생률의 증가에 영향을 미치며(McGuine et al., 2000; Stalenhoef et al., 2002), 발목 인대에 잦은 손상과 후에 만성발목불안정을 유발시키는 2차 상해가 나타난다. 자세조절 능력 향상을 위한 운동으로 지면의 차이를 이용한 균형운동과 근비율의 차이를 줄이는 근력운동이 시행되고 있으며 시각 정보의 유·무를 이용한 방법이 시행되고 있다.

자세조절능력 검사 시 크게 동적인 자세조절검사와 정적인 자세조절검사가 있다. 동적인 자세조절은 신체와 환경이 적절한 관계를 유지하는 능력(Shumway-Cook & Horak, 1992)으로 기능적인 과제들을 수행 할 수 있는가를 측정한다(Gribble &Hertel., 2003). 정적인 자세조절은 특정한 공간 영역 내에서 신체의 위치, 특히 신체의 무게 중심을 유지하는 능력(Shumway-Cook & Horak, 1992)으로 임상가들이나 연구가들은 정적 자세조절은 한 발이나 두 발에 의해서 서 있는 자세를 유지하는 능력을 측정한다(Gribble&Hertel, 2003).

자세조절을 늘리기 위해 현장에서 시행되고 있는 방법으로는 지면을 이용하여 체성감각을 자극하는 방법이 널리 이용되고 있다. 관련 연구로 Taube

외 (2007) 연구자들은 불안정한 지지면과 안정한 지지면을 제공하여 균형능력 증진 훈련 후 불안정한 지지면에서의 운동군이 균형 및 자세조절 관련 근육의 활성화가 유의하게 증가하였다고 밝혔다. 박진 외(2013) 연구자들은 뇌졸중 환자에게 불안정 지지면에서 시행한 훈련이 안정지지면에서 시행한 훈련보다 정적 및 동적 균형능력이 향상되었다고 밝혔다. 대부분 불안정한 지지면으로 보수나 폼롤러를 이용하고 이러한 도구 이용이 근 활성화 및 근력의 향상에 효과가 있다고 보고한다. 대체적으로 불안정한 지면에서 수행하는 운동은 안정한 지면에서의 운동보다 외적인 동요를 증가시켜 자세적응능력을 향상시키고, 자세전략에 긍정적 영향을 미친다고 보고하였다. 하지만 운동 도구의 종류가 증가하는 만큼 도구의 이용 및 운동의 효과를 보는 연구들이 있어야 할 것이다.

III. 연구 방법

1. 연구대상

연구 대상자는 서울시 S여대에 재학 중인 20대 초반의 여성들로 Navicular drop test를 통해 편평족 그룹10명 , 정상족 그룹10명의 참가자들을 대상으로 하였다. 자세조절 능력과 근 활성도에 영향을 주는 변인을 통제하고자 발목 및 하지에 부상 병력이 없고 뇌 손상이나 시각, 전정기관에 문제가 없는 자들로 선정하였다. 사전 설명 및 동의를 구하고 사전 교육을 통해 참여의사를 밝힌 참가자들로 진행하였다. 참가자들의 신체적 특성은 <표1. 그룹별 신체적 특성>과 같다.

표 1. 그룹별 신체적 특성

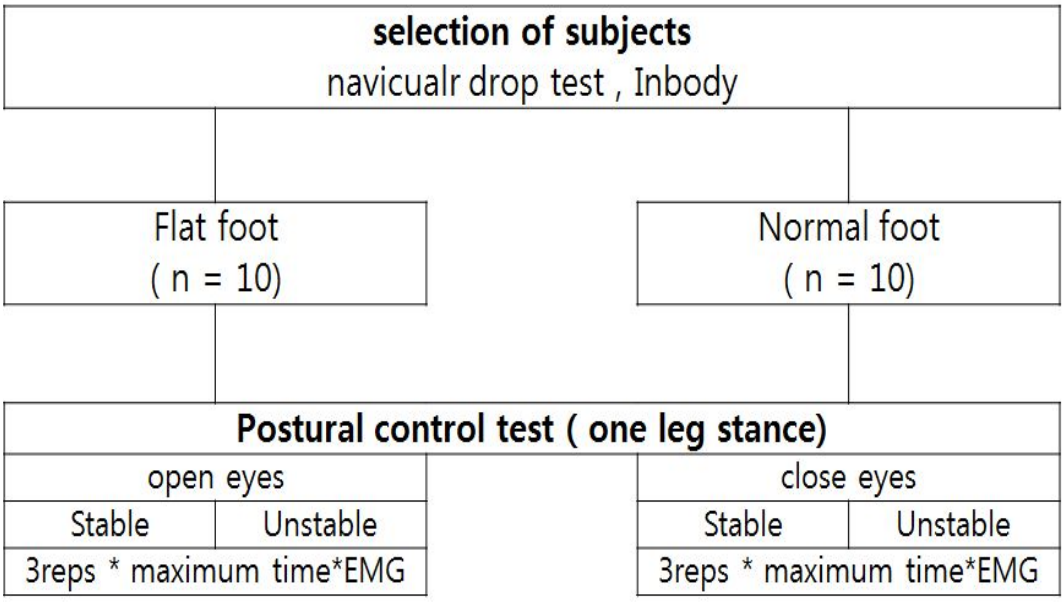
	나이	키	체중	BMI
편평족	20.3±1.9	158.7±4.3	51.0±5.9	20.2±1.9
정상족	18.6±0.5	160.9±5.6	54.0±8.3	20.8±2

(Mean±SD)

2. 연구 절차 및 기간

본 연구의 목적을 달성하기 위한 연구 절차는 <그림 1>과 같다.

그림 1 . 연구 절차



3. 측정장비 및 항목

표 2. 측정장비 및 항목

Variables (분류)	Model (Company, Nation)	Part of Measurement (측정항목)
Body composition (신체조성)	Inbody 720 (Biospace, Korea)	Weight(체중), Percent Body Fat(체지방률), Body Fat Mass(체지방량), Fat free mass(제지방량), Soft lean Mass (근육량) Waist-Hip Ratio(복부지방률)
족저유형	자	주상골 위치차이 측정
자세조절능력	stabilizer® (Pedalo, Germany)	자세조절능력검사
자세조절능력	초시계	자제조절능력검사
근전도	표면근전도기 (TeleMyo 2400T, USA)	근육활성화

1)신체조성

대상자 선정하는데 자세조절에 영향을 미치는 비만을 통제하고 집단 간 신체적 특성을 알기위해 신체조성을 측정하였다. 모든 참가자들은 생체 전기 저항 분석법인 체성분 분석기 (Inbody 720, Biospace, Korea)를 이용하여 신장, 체중, 체지방률 및 체질량지수 측정을 하였다.

검사 전 운동 수행 제한하고 복장을 최대한 가볍게 한 후 양말을 벗고 신장계에 올라가 신장을 측정하였다. 후에 그 복장 그대로 체성분 분석기 위에 올라가 발 모양의 전극에 맞춰 서서 체중을 측정 후 나이를 입력하고 네 손가락이 모두 전극을 감싸도록 손잡이를 잡게 했다. 팔의 자세는 팔꿈치를 펴고 겨드랑이와 몸통이 붙지 않게 15°를 유지하도록 하였다.

2)주상골 하강검사 (navicular drop test)

Brody에 의해 시작된 주상골 하강 검사를 통해 회내발 , 정상발, 회외발을 측정, 분류하였다.

먼저 대상자는 의자에 앉고 검사자는 먼저 비골의 앞, 안쪽 복사뼈의 앞과 위쪽에 위치한 거골의 안쪽과 바깥쪽을 엄지와 검지로 잡아 거골이 제 위치에 있는지 확인한다. 거골이 제 위치에 없는 경우 발목관절을 좌, 우로 외반, 내반 시켜 이완 시킨 후 엄지와 시지가 발목관절 정면에 평행하도록 맞추어서 거골의 중립위치를 잡아준다. 이때 주상골의 결절 중 가장 튀어나온 부분을 펜으로 체크한다. 후에 대상자는 천천히 체중을 실으면서 기립하게 한 후, 다시 주상골의 결절 중 가장 튀어나온 부분을 체크하여 앉은 조건에서의 주상골 위치와 기립조건의 주상골 위치의 차이를 자를 이용해 길이를 측정하였다. 길이에 따라 5~9mm 경우 정상발 ,10mm 이상은 회내발로 정의, 분류하였다(Cote, 2005).

3) 자세조절 능력검사

자세조절 능력검사는 정적 자세조절 검사인 한발 중심잡기 검사를 택하였다. 정적 자세조절검사는 머리와 몸이 정지된 조건에서 중력에 대항하여 이루는 자세와 균형에 대한 검사이다. 측정 전 공을 이용해 우세다리를 판별하였으며, 측정 자세는 양 팔은 가슴 앞에서 교차시킨 후 우세다리로 서고 반대 측 다리의 무릎을 90°굴곡 시키도록 하였다. “시작” 구령과 함께 몸이 심하게 움직이거나, 지지발이 바닥에서 떨어질 때, 반대 측 발이 지면에 닿는 경우까지 최대한 버틴 시간을 측정했다. 이때의 시간은 초단위로 측정하여 기록하였다. 또한 지면조건의 차이를 주고자 맨 바닥과 stabilizer®

(Pedalo , Germany) [그림2.stabilizer®]를 이용하였다. 예비실험 시 stabilizer에서의 검사에서 참가자들이 대부분 처음 사용하는 도구여서 안전의 문제와 검사 자세를 취하지 못하는 문제가 발생하였다. 그래서 본 실험 시 최소 5번의 사전연습을 통해 안전의 문제와 자세조절을 할 수 있도록 해서 문제해결을 하였다. 지면 조건별로 시각정보의 차이를 두고자 눈을 감고, 눈을 뜨고 측정하였다. 모든 실험 시 3회 측정을 하였고 각 검사 사이에 1분간의 휴식을 하고 다른 조건의 실험을 시행할 경우 5분간의 휴식을 함으로써 근피로를 줄이고자 하였다. 결과분석은 3회 측정한 평균값을 사용하였다.

그림 2 . stabilizer®(Pedalo , Germany)

4) 근전도

발목관절, 무릎관절, 고관절 주변의 근활성도를 측정하기 위하여 표면 근전도기(TeleMyo 2400T DTS, Noraxon, USA)를 사용하였고[그림3.표면근전도기], 표면 근전도용 전극 (Ag/Agcl; Electrode SEED T246H, Seed, KOREA)을 부착하였다. 전극을 부착하기 전 근전도 신호에 저항을 최소화 시키기 위해 체모를 제거한 후 전극의 피부 부착 부위를 알콜 솜을 이용해 깨끗하게 닦아주었다. 전극사이의 거리는 2cm 이내로 부착하였다. 측정근육은 우세다리의 장비골근, 전경골근, 비복근, 대퇴직근, 대퇴이두근, 중둔근, 대둔근, 척추기립근 (Lumbar) 총 8군데를 측정하였다. 전극 위치는 Seniam 지침을 따라 부착하였으며 위치는 다음 그림[그림3.측정 근육]과 위치설명은 다음 표[표3.측정 근육과 전극 부착부위]와 같다. 수집된 아날로그 신호는 근전도기를 통해 디지털 신호로 전환 후 분석프로그램 (MyoResesarch XP ; Master Edition 1.08.17)에 저장했다. 근전도 신호의 표본 추출은 1000Hz였고 , 잡음을 제거하기 위해 주파수 대역폭을 20Hz-350Hz를 사용하였다. 수집된 신호는 RMS로 계산되었다.

그림 3 표면근전도기 (Noraxon 2400 DTS)

표 3. 측정 근육과 전극 부착부위

Muscle	Location
장비골근	발목을 외측으로 족저굴곡 시켜 외측 복사뼈 끝부터 비골두 사이 1/4되는 지점
전경골근	발목을 배측굴곡 시켜 비골의 끝과 내측 복사뼈의 끝 사이의 선 1/3 지점
비복근	발목을 족저굴곡 시켜 근육의 가장 팽창되는 지점
대퇴직근	ASIS에서 슬개골까지의 선 1/2 지점
대퇴이두근	좌골 결절과 경골의 외측상과 사이의 선에서 1/2지점
중둔근	대퇴골 대전자에서 장골능 사이의 선에서 1/2 지점
대둔근	천추와 큰 대전자사이의 1/2지점
척추기립근 (Lumbar)	L1 극돌기에서 측면 두 손가락 너비가 되는 지점

4. 자료 처리

본 연구의 결과를 분석하기 위하여 SPSS 21.0 version 통계 프로그램을 이용하여 평균(M)과 표준편차(SD)를 산출하였다. 그룹 내 종속변인 분석에는 대응표본 T-test를 이용하였고 집단 간 차이 및 상호작용의 영향은 다변량 분산분석을 이용하였다. 이때 통계적 유의 수준은 $\alpha<.05$이하로 하였다.

IV. 연구결과

본 연구는 편평족10명과 정상족10명을 대상으로 자세조절능력 및 근 활성도를 연구한 결과는 다음과 같다.

1. 시각 정보 유·무에 따른 자세조절능력 결과

(1) 편평족 그룹 내 시각 유·무에 따른 자세조절능력

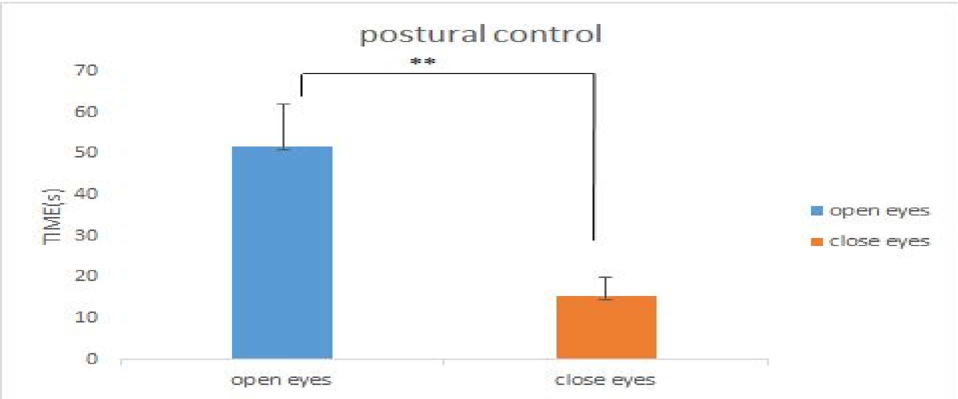
편평족의 경우 안정지지면에서 시각정보의 유무에 따라 눈을 감고 한 경우 자세조절 능력이 유의하게 감소한 결과가 나타났다.

표 4. 안정지지면에 자세조절능력

visual condition	M	SD	t	df	Sig.
OPEN EYES	51.90	31.62	3.549	9	.006**
CLOSE EYES	15.50	13.91			

$^{*}p < .05$, $^{**}p < .01$, $^{***}p < .001$

그림 4 .편평족의 안정지지면에서 시각정보에 따른 근활성도



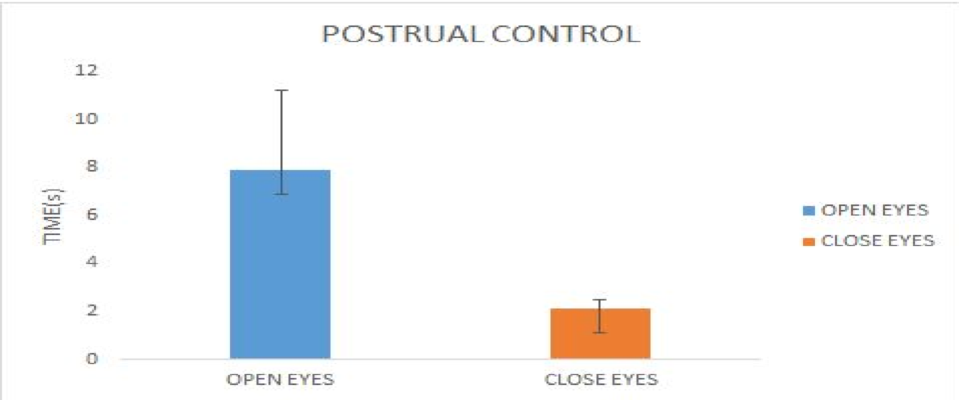
불안정한 지지면에서는 시각정보가 없는 경우 자세조절능력의 감소를 보였지만 통계적으로 유의한 결과는 나타나지 않았다.

표 5. 불안정 지지면에서 자세조절능력

visual condition	M	SD	t	df	Sig.
OPEN EYES	7.89	10.50	1.927	9	.086
CLOSE EYES	2.10	1.15			

$^{*}p < .05$, $^{**}p < .01$, $^{***}p < .001$

그림 5 . 편평족의 불안정지지면에서 시각정보에 따른 자세조절능력



(2) 정상족 그룹 내 시각 유·무에 따른 자세조절능력

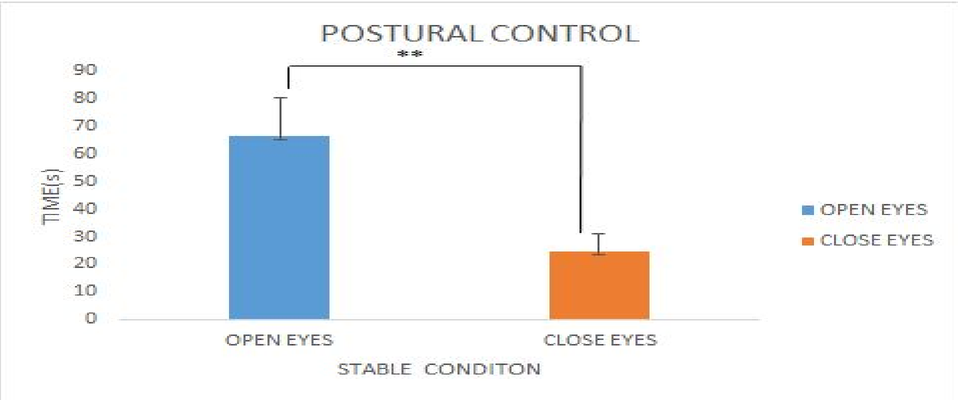
정상족의 경우 안정지지면에서 시각정보의 유무에 따라 눈을 감고 한 경우 자세조절 능력이 매우 유의하게 감소한 결과가 나타났다.

표 6. 정상족의 안정 지지면에서 자세조절능력

visual condition	M	SD	t	df	Sig.
OPEN EYES	66.23	43.62	3.765	9	.004**
CLOSE EYES	24.52	20.89			

*p <.05, **p <.01, ***p <.001

그림 6 . 정상족의 안정지지면에서 시각정보에 따른 자세조절능력



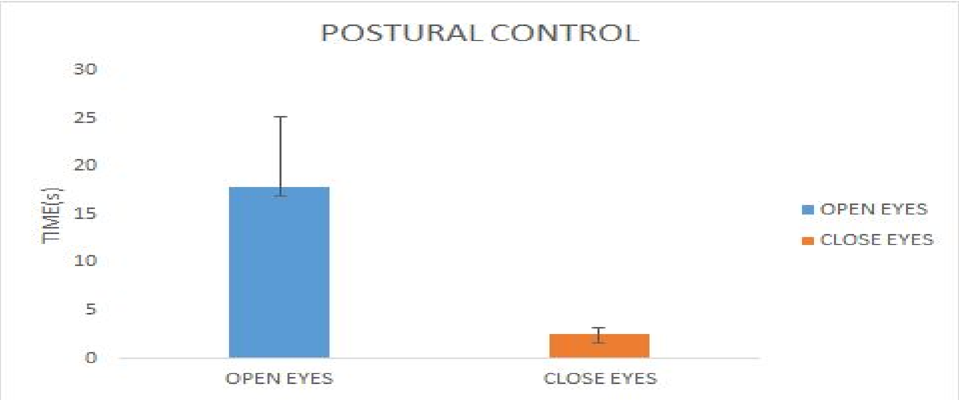
불안정한 지지면에도 역시 눈을 감고 한 경우 능력의 감소함을 나타났지만 통계적 유의차는 나타나지 않았다.

표 7. 정상족의 불안정지지면에서 자세조절능력

visual condition	M	SD	t	df	Sig.
OPEN EYES	17.91	23.03	2.185	9	.057
CLOSE EYES	2.56	1.77			

$^{*}p < .05$, $^{**}p < .01$, $^{***}p < .001$

그림 7 .정상족의 불안정지지면에서 시각정보에 따른 자세조절능력



(3) 그룹 간 시각 유·무에 따른 자세조절능력

그룹 간 비교 및 상호작용에서 안정지지면과 불안정 지지면 모두 시각에 따라 자세조절능력에 차이를 보였지만 족저유형과 족저유형과 시각의 상호작용은 자세조절능력에 차이는 나타나지 않았다.

표 8. 안정지지면에서 시각에 따른 자세조절능력

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균 제곱	F	유의확률
족저유형	1363.056	1	1363.056	1.543	.222
시각	15252.930	1	15252.930	17.269	.000*
족저*시각	70.490	1	70.490	.080	.779
오차	31796.477	36	883.235		
합계	111011.510	40			

*p <.05, **p <.01, ***p <.001

그림 8 . 그룹 간 안정지지면에서 시각정보에 따른 자세조절능력

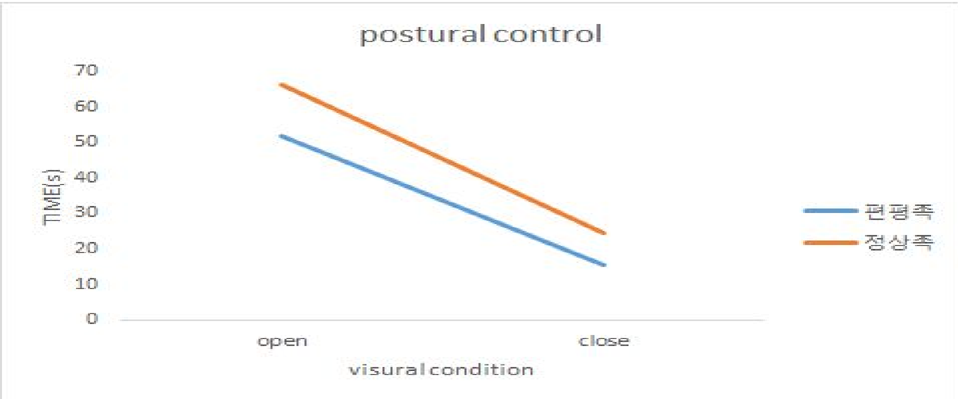
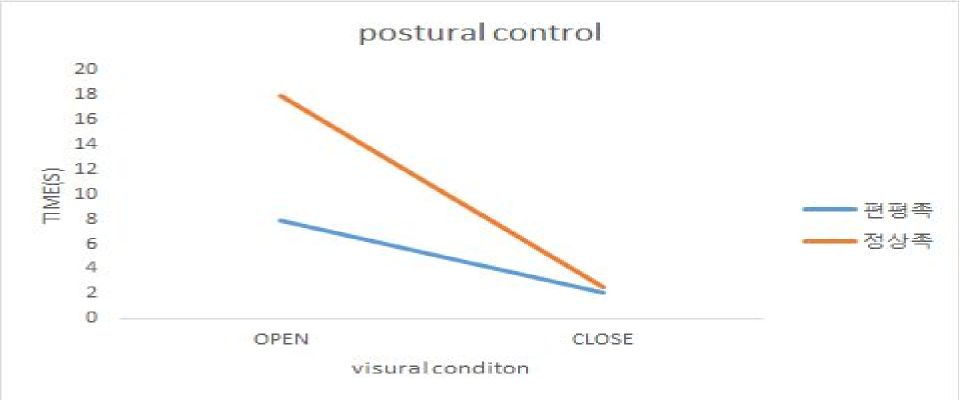


표 9. 불안정지지면에서 시각에 따른 자세조절능력

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균 제곱	F	유의확률
족저유형	274.052	1	274.052	1.699	.201
시각	1118.306	1	1118.306	6.932	.012*
족저*시각	228.962	1	228.962	1.419	.241
오차	5808.083	36	161.336		
합계	9747.410	40			

*p 〈.05, **p 〈.01, ***p 〈.001

그림 9 . 그룹 간 불안정지지면에서 시각정보에 따른 자세조절능력



2. 시각 정보 유·무에 따른 근활성도 결과

(1) 편평족 그룹 내 시각 정보 유·무에 따른 근활성도

근활성도에서는 전체적으로 시각정보가 없는 경우 활성화가 증가했다.

하지만 안정적 지지면에서 전경골근, 대퇴이두근, 대퇴직근, 중둔근, 척추기립근의 근육에서 통계적 유의도가 나타났다. 불안정지지면에서는 활성화의 증가패턴을 보였지만 통계적 유의차는 나타나지 않았다.

표 10. 편평족의 안정지지면에서 시각정보유무에 따른 근활성도

muscle activation	condition	M	SD	t	df	Sig.
PL	OPEN	72.47	27.23	-2.257	9	.050
	CLOSE	98.83	37.55			
TA	OPEN	59.70	39.22	-3.261	9	.010*
	CLOSE	121.97	59.49			
MG	OPEN	62.18	43.49	-1.731	9	.118
	CLOSE	89.69	39.88			
BF	OPEN	18.29	9.20	-2.800	9	.021*
	CLOSE	24.99	9.97			
RF	OPEN	27.08	9.86	-2.749	9	.023*
	CLOSE	53.20	33.04			
G·MED	OPEN	15.31	6.34	-2.502	9	.034*
	CLOSE	23.63	13.65			
G·MAX	OPEN	18.14	11.70	-1.299	9	.226
	CLOSE	22.50	8.58			
ES	OPEN	14.18	6.59	-2.614	9	.028*
	CLOSE	21.07	8.77			

*p 〈.05, **p 〈.01, ***p 〈.001
PL: 장비골근, TA: 전경골근, MG: 비복근,BF: 대퇴이두근, RF: 대퇴직근, G·MED; 중둔근 G·MAX: 대둔근, ES: 척추기립근

그림 10 . 편평족에서 안정지지면에서 시각정보에 따른 근활성도

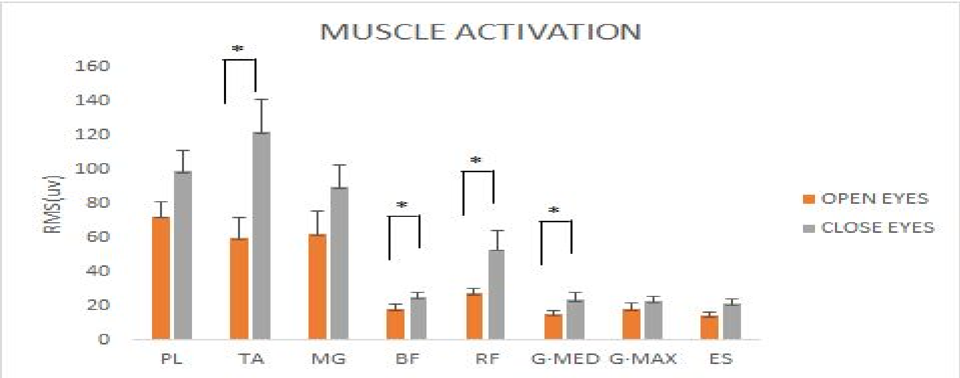
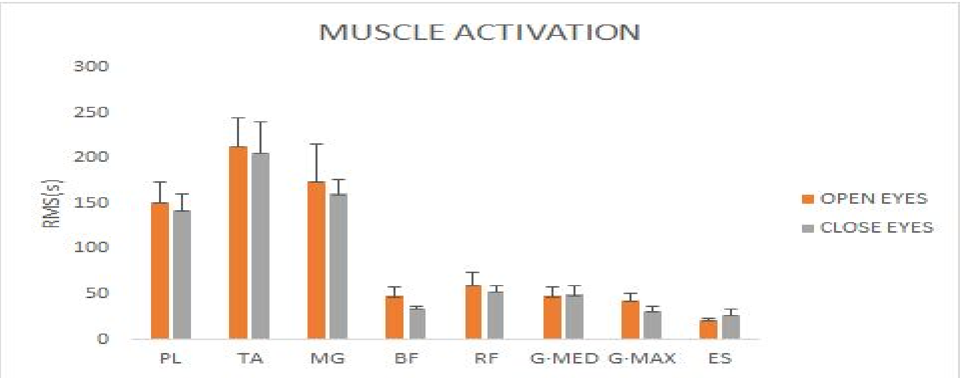


표 11. 편평족의 불안정한지지면에서 시각정보 유무에 따른 근활성도

muscle activation	condition	M	SD	t	df	Sig.
PL	OPEN	150.81	73.64	.484	9	.640
	CLOSE	142.17	59.05			
TA	OPEN	212.86	99.85	.303	9	.768
	CLOSE	205.60	109.43			
MG	OPEN	174.25	131.36	.415	9	.688
	CLOSE	160.71	47.37			
BF	OPEN	47.87	33.53	1.368	9	.205
	CLOSE	34.15	8.78			
RF	OPEN	60.16	40.94	1.000	9	.343
	CLOSE	52.77	21.03			
G·MED	OPEN	48.05	32.37	-.140	9	.892
	CLOSE	49.45	32.74			
G·MAX	OPEN	43.08	22.62	1.239	9	.247
	CLOSE	31.42	14.75			
ES	OPEN	21.07	8.77	-1.065	9	.314
	CLOSE	27.19	20.14			

$^{*}p$ 〈.05, $^{**}p$ 〈.01, $^{***}p$ 〈.001
PL: 장비골근, TA: 전경골근, MG: 비복근,BF: 대퇴이두근, RF: 대퇴직근, G·MED; 중둔근 ,G·MAX: 대둔근, ES: 척추기립근

그림 11 . 편평족의 불안정지지면에서 시각정보 유무에 따른 근활성도



(2) 정상족의 시각정보 유·무에 따른 근 활성화

정상족 역시 눈을 감아 시각정보가 없을 경우 근육 활성화가 증가함을 보였다. 하지만 안정한 지지면상태에서 장비골근, 전경골근, 대둔근에서 통계적 유의차가 나타났으나 불안정한 지지면 상태에서는 장비골근, 전경골근에서만 통계적 유의차가 나타났다.

표 12. 정상족의 안정지지면에서 시각정보 유무에 따른 근활성도

muscle activation	condition	M	SD	t	df	Sig.
PL	OPEN	49.39	24.70	-2.371	9	.042*
	CLOSE	85.18	52.40			
TA	OPEN	46.03	18.17	-2.452	9	.037*
	CLOSE	125.56	94.48			
MG	OPEN	38.61	22.58	-1.726	9	.118
	CLOSE	89.84	79.84			
BF	OPEN	15.74	4.84	-1.580	9	.149
	CLOSE	19.96	10.74			
RF	OPEN	40.62	32.46	-.507	9	.624
	CLOSE	45.03	35.51			
G·MED	OPEN	22.61	14.41	-1.513	9	.165
	CLOSE	30.67	22.90			
G·MAX	OPEN	20.32	11.18	-2.427	9	.038*
	CLOSE	32.30	20.42			
ES	OPEN	16.64	13.01	-1.272	9	.235
	CLOSE	21.19	20.40			

*p 〈.05, **p 〈.01, ***p 〈.001
PL: 장비골근, TA: 전경골근, MG: 비복근,BF: 대퇴이두근, RF: 대퇴직근, G·MED; 중둔근 , G·MAX: 대둔근, ES: 척추기립근

그림 12 .정상족의 안정지지면에서 시각정보에 따른 근활성도

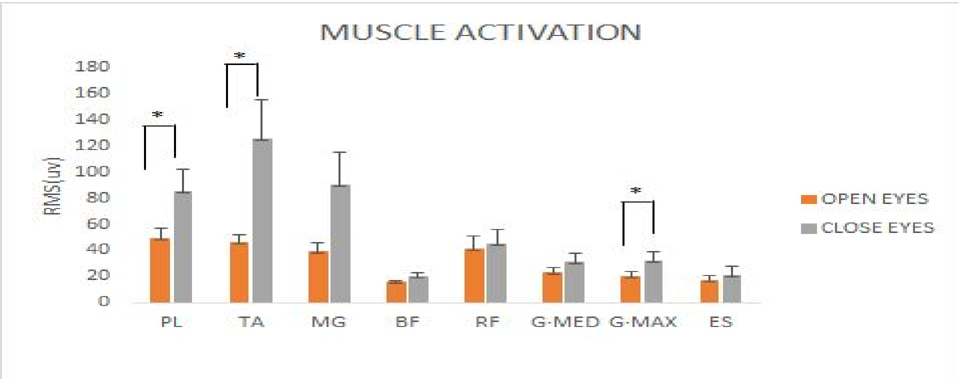
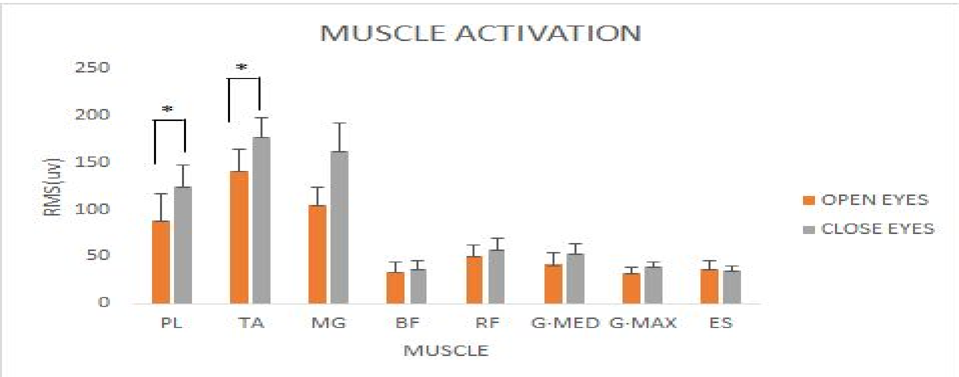


표 13. 정상족의 불안정지지면에서 시각정보 유무에 따른 근활성도

muscle activation	condition	M	SD	t	df	Sig.
PL	OPEN	88.42	88.74	-2.357	9	.043*
	CLOSE	125.02	72.23			
TA	OPEN	141.46	72.34	-2.312	9	.046*
	CLOSE	177.50	65.59			
MG	OPEN	105.35	58.63	-2.008	9	.076
	CLOSE	161.77	94.36			
BF	OPEN	34.51	29.36	-.314	9	.761
	CLOSE	36.70	27.79			
RF	OPEN	50.43	39.35	-.927	9	.378
	CLOSE	57.77	37.87			
G·MED	OPEN	41.81	37.16	-1.077	9	.309
	CLOSE	53.25	32.79			
G·MAX	OPEN	32.26	19.31	-.972	9	.357
	CLOSE	39.19	17.39			
ES	OPEN	37.24	27.31	.260	9	.800
	CLOSE	35.06	17.45			

$^{*}p$ 〈.05, $^{**}p$ 〈.01, $^{***}p$ 〈.001
PL: 장비골근, TA: 전경골근, MG: 비복근,BF: 대퇴이두근, RF: 대퇴직근, G·MED; 중둔근 ,G·MAX: 대둔근, ES: 척추기립근

그림 13 . 정상족의 불안정지지면에서 시각정보에 따른 근활성도



(3) 그룹 간 시각정보 유·무에 따른 근 활성화

안정지지면에서 시각정보가 있는 경우 시각에 따라 몇 근육의 차이를 나타났지만(PL,TA,MG $p<.05$) 족저형태나 시각과의 상호작용에 있어서 그룹간 유의한 차이가 나타나지 않았다. 불안정 지지면에서는 시각차, 족저형태, 시각과 족저형태의 상호작용 모두 그룹간에 유의한 차이가 나타나지 않았다.

표 14. 안정지지면에서 그룹 간 시각에 따른 근활성도

소스		제 III 유형 제곱합	자유도	평균 제곱	F	유의확률
족저유형	PL	3372.732	1	3372.732	2.450	.126
	AT	254.016	1	254.016	.071	.792
	MG	1371.592	1	1371.592	.529	.472
	BF	143.679	1	143.679	1.780	.190
	RF	72.092	1	72.092	.082	.776
	GMED	514.376	1	514.376	2.147	.152
	GMAX	358.741	1	358.741	1.907	.176
	ES	16.667	1	16.667	.094	.760
시각	PL	9656.556	1	9656.556	7.014	.012**
	AT	50268.100	1	50268.100	14.029	.001***
	MG	15501.150	1	15501.150	5.981	.019**
	BF	298.498	1	298.498	3.699	.062
	RF	2330.202	1	2330.202	2.661	.112
	GMED	671.252	1	671.252	2.801	.103
	GMAX	667.734	1	667.734	3.550	.068
	ES	327.070	1	327.070	1.853	.182
족저*시각	PL	222.312	1	222.312	.161	.690
	AT	744.769	1	744.769	.208	.651
	MG	1406.952	1	1406.952	.543	.466
	BF	15.364	1	15.364	.190	.665
	RF	1178.310	1	1178.310	1.345	.254
	GMED	.174	1	.174	.001	.979
	GMAX	145.199	1	145.199	.772	.385
	ES	13.712	1	13.712	.078	.782
오차		49565.727	36	1376.826		
		128991.526	36	3583.098		
		93303.465	36	2591.763		
		2905.211	36	80.700		
		31528.993	36	875.805		
		8625.864	36	239.607		
		6771.358	36	188.093		
		6353.351	36	176.482		
합계		111011.510	40			
		296708.470	40			
		492239.980	40			
		308027.211	40			
		18954.589	40			
		103941.510	40			
		31070.221	40			
		29685.203	40			

*p 〈.05, **p 〈.01, ***p 〈.001
PL: 장비골근, TA: 전경골근, MG: 비복근,
BF: 대퇴이두근, RF: 대퇴직근, G·MED; 중둔근
G·MAX: 대둔근, ES: 척추기립근

표 15. 불안정지지면에서 그룹 간 시각에 따른 근활성

소스		제 III 유형 제곱합	자유도	평균 제곱	F	유의확률
족저유형	PL	15816.529	1	15816.529	2.876	.099
	AT	24750.625	1	24750.625	3.145	.085
	MG	11505.664	1	11505.664	1.445	.237
	BF	292.140	1	292.140	.412	.525
	RF	55.932	1	55.932	.044	.835
	GMED	14.884	1	14.884	.013	.910
	GMAX	23.256	1	23.256	.066	.798
	ES	277.729	1	277.729	.532	.471
시각	PL	1954.404	1	1954.404	.355	.555
	AT	2070.721	1	2070.721	.263	.611
	MG	4596.736	1	4596.736	.577	.452
	BF	332.352	1	332.352	.469	.498
	RF	.006	1	.006	.000	.998
	GMED	412.164	1	412.164	.360	.552
	GMAX	55.932	1	55.932	.159	.692
	ES	228.484	1	228.484	.438	.512
족저*시각	PL	5116.644	1	5116.644	.930	.341
	AT	4687.225	1	4687.225	.596	.445
	MG	12236.004	1	12236.004	1.537	.223
	BF	632.820	1	632.820	.893	.351
	RF	542.432	1	542.432	.425	.518
	GMED	252.004	1	252.004	.220	.642
	GMAX	863.970	1	863.970	2.460	.126
	ES	67.600	1	67.600	.129	.721
오차		198005.642	36	5500.157		
		283323.848	36	7870.107		
		286566.160	36	7960.171		
		25517.395	36	708.817		
		45914.827	36	1275.412		
		41177.464	36	1143.818		
		12642.705	36	351.186		
		18795.358	36	522.093		
합계		862046.260	40			
		1674303.060	40			
		1221155.380	40			
		85473.290	40			
		168759.390	40			
		134554.900	40			
		66839.370	40			
		64299.380	40			

$^{*}p < .05$, $^{**}p < .01$, $^{***}p < .001$
PL: 장비골근, TA: 전경골근, MG: 비복근,
BF: 대퇴이두근, RF: 대퇴직근, G·MED; 중둔근
G·MAX: 대둔근, ES: 척추기립근

그림 14 .그룹 간 안정지지면에서 시각정보 유무에 따른 근활성도

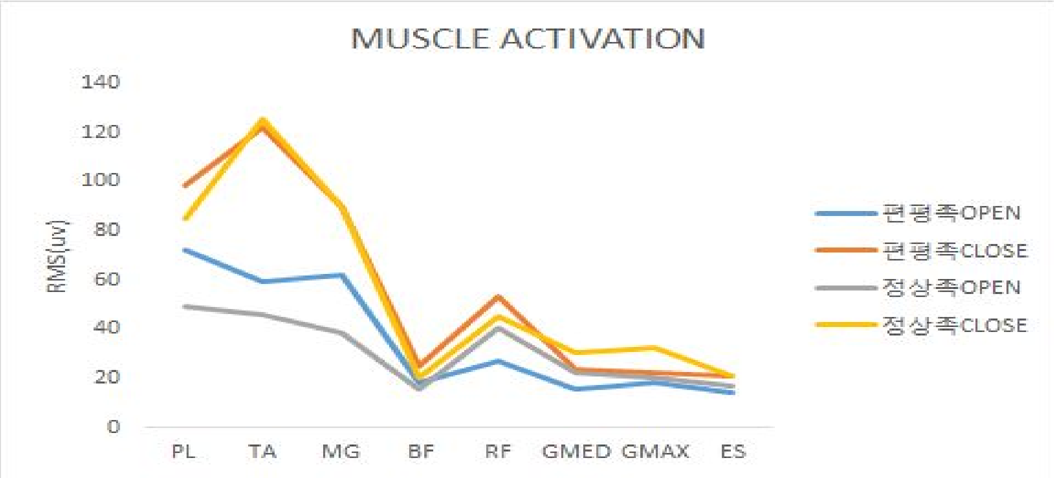
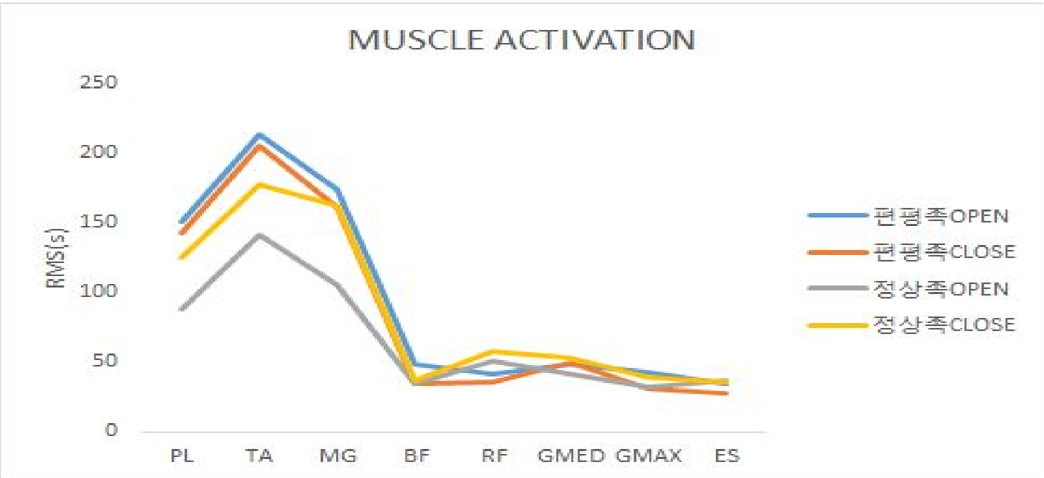


그림 15 . 그룹 간 불안정지지면에서 시각정보 유무에 따른 근활성도



3. 지지면 조건에 따른 자세조절능력 결과

(1) 편평족 그룹 내 지지면 조건에 따른 자세조절능력

편평족 시각정보와 상관없이 지지면이 불안정해지면 자세조절능력이 감소하는 통계적 유의차가 나타났다.

표 16. 편평족의 시각정보 있는경우 지지면상태에 따른 자세조절능력

stable condition	M	SD	t	df	Sig.
stable	51.90	31.62	4.924	9	.001 **
unstable	7.89	10.50			

*p <.05, **p <.01, ***p <.001

그림 16 . 편평족의 시각정보 있는 경우 지지면 상태에 따른 자세조절능력

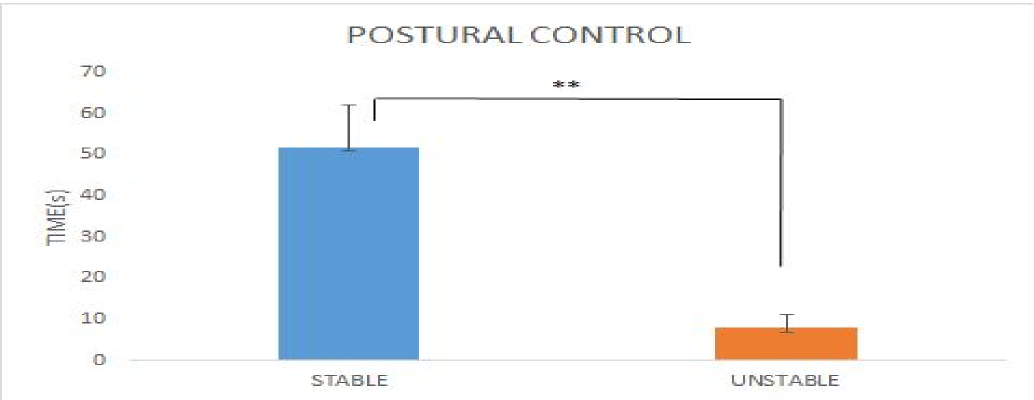
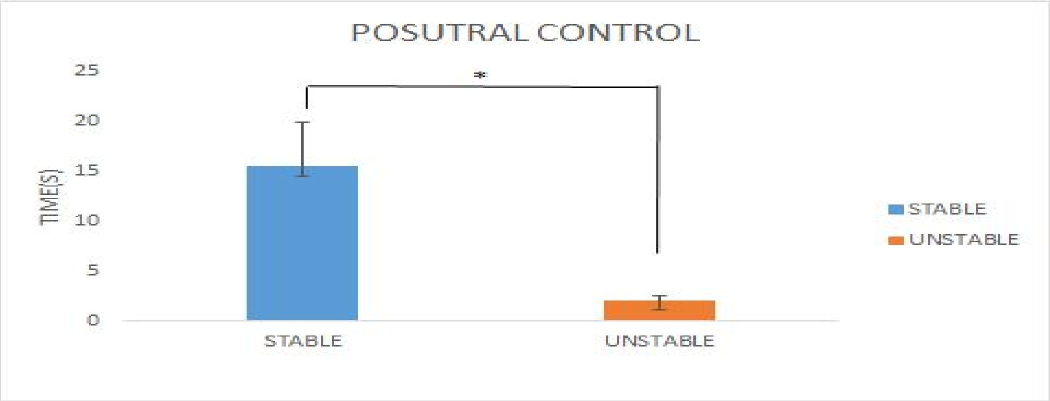


표 17. 편평족의 시각정보 없는 경우 지지면상태에 따른 자세조절능력

stable condition	M	SD	t	df	Sig.
stable	15.50	13.91	3.029	9	.014*
unstable	2.10	1.15			

*p <.05, **p <.01, ***p <.001

그림 17 .편평족의 시각정보 없는 경우 지지면 상태에 따른 자세조절능력



(2) 정상족 그룹 내 지지면 조건에 따른 자세조절능력

정상족 그룹 역시 시각정보 유무와 상관없이 지지면 조건에 따라 자세조절능력의 유의한 차이를 보였다.

표 18. 정상족의 시각정보 있는 경우 지지면 변화에 따른 자세조절능력

stable condition	M	SD	t	df	Sig.
stable	66.23	43.62	3.687	9	.005**
unstable	17.91	23.03			

$^{*}p$ <.05, $^{**}p$ <.01, $^{***}p$ <.001

그림 18 . 정상족의 시각정보 있이 지지면에 따른 자세조절능력

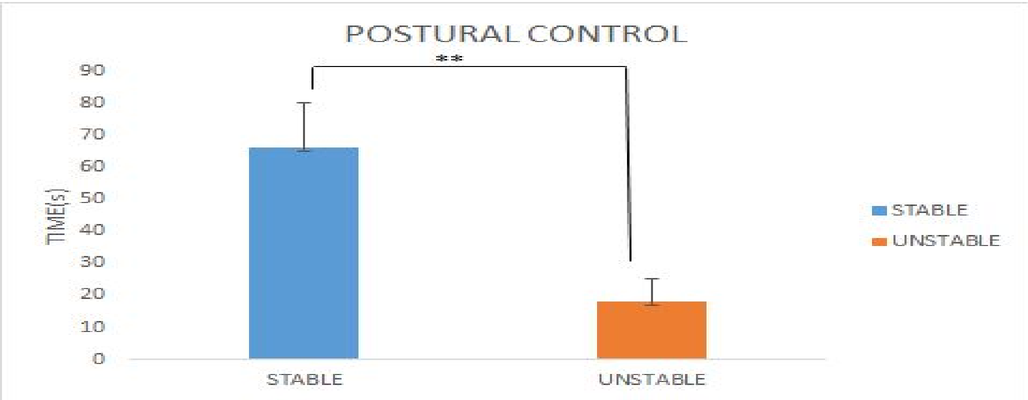
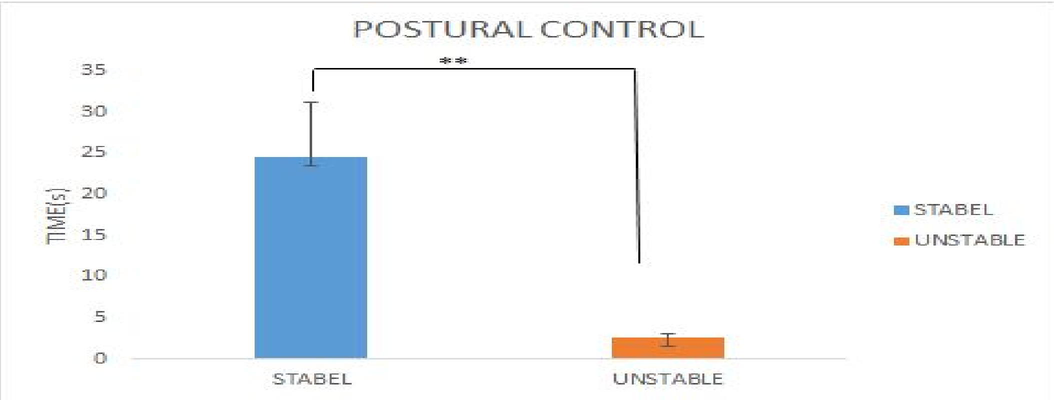


표 19. 정상족의 시각정보 없는 경우 지지면상태에 따른 자세조절능력

stable condition	M	SD	t	df	Sig.
stable	24.52	20.89	3.559	9	.006**
unstable	2.56	1.77			

*p <.05, **p <.01, ***p <.001

그림 19 . 정상족의 시각정보없는 경우 지지면에 따른 자세조절능력



(3) 그룹 간 지지면 조건에 따른 자세조절능력

시각정보와 상관없이 지지면에 따라 자세조절능력의 유의한 차이가 나타났으나 족저유형, 족저유형과 지지면의 상호작용은 유의한 차이가 나타나지 않았다.

표 20. 시각정보 있는 경우 지지면에 따른 자세조절능력

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균 제곱	F	유의확률
족저유형	1482.306	1	1482.306	1.673	.204
지지면	21312.072	1	21312.072	24.056	.000 ***
족저*지지면	46.440	1	46.440	.052	.820
오차	31894.059	36	885.946		
합계	106524.490	40			

$^{*}p < .05$, $^{**}p < .01$, $^{***}p < .001$

그림 20 . 그룹 간 시각정보 있는 경우 지지면에 따른 자세조절능력

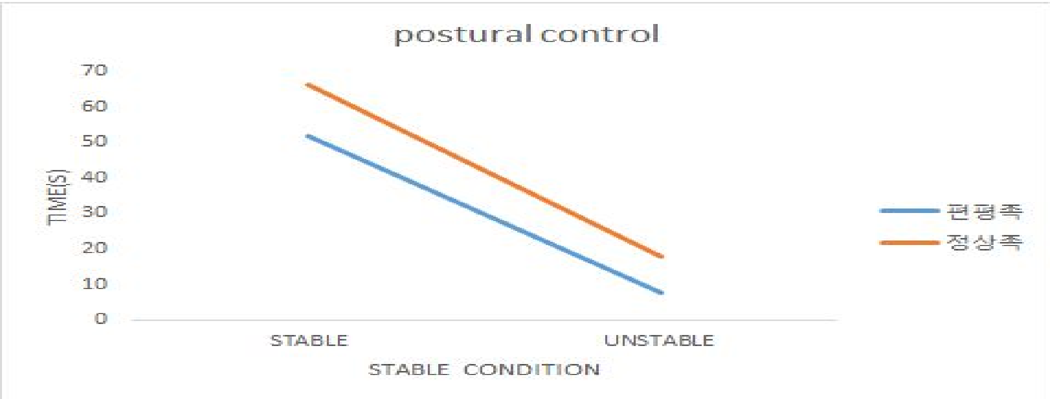
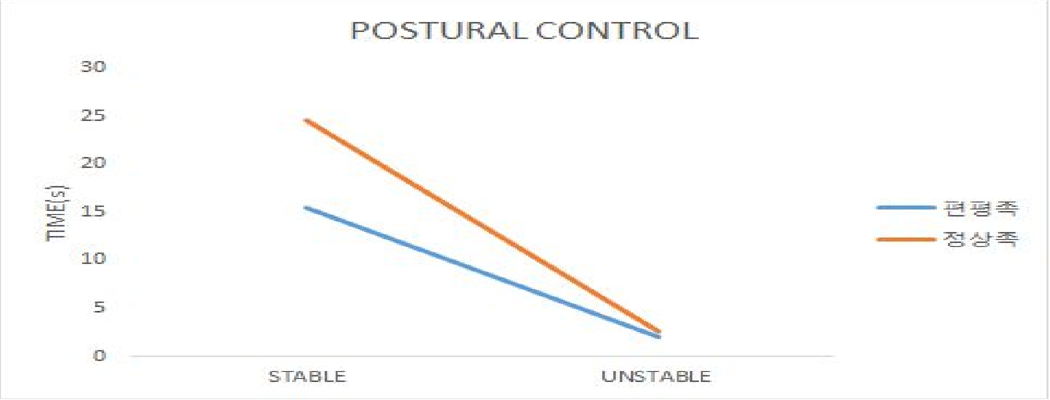


표 21. 시각정보 없는 경우 지지면에 따른 자세조절능력

소스	제 III 유형 제곱합	자유도	평균 제곱	F	유의확률
족저유형	224.202	1	224.202	1.413	.242
지지면	3127.592	1	3127.592	19.717	.000**
족저*지지면	183.612	1	183.612	1.158	.289
오차	5710.501	36	158.625		
합계	14234.430	40			

$^{*}p$ <.05, $^{**}p$ <.01, $^{***}p$ <.001

그림 21 . 그룹 간 시각정보 없는 경우 지지면에 따른 자세조절능력



4. 지지면 조건에 따른 근 활성화 결과

(1) 편평족 그룹 내 지지면 조건에 따른 근 활성화

표 22. 시각정보 있는 경우 지지면에 따른 근활성도

muscle activation	condition	M	SD	t	df	Sig.
PL	stable	72.47	52.40	-3.139	9	.012*
	unstable	150.81	72.23			
TA	stable	59.70	94.48	-4.810	9	.001 **
	unstable	212.86	65.59			
MG	stable	62.18	79.84	-2.732	9	.023*
	unstable	174.25	94.36			
BF	stable	18.29	10.74	-3.248	9	.010*
	unstable	47.87	27.79			
RF	stable	27.08	35.51	-2.925	9	.017*
	unstable	60.16	37.87			
Gmed	stable	15.31	22.90	-3.466	9	.007 **
	unstable	48.05	32.79			
Gmax	stable	18.14	20.42	-4.545	9	.001 **
	unstable	43.08	17.39			
ES	stable	14.18	20.40	-2.936	9	.017*
	unstable	34.57	17.45			

*p 〈.05, **p 〈.01, ***p 〈.001
PL: 장비골근, TA: 전경골근, MG: 비복근, BF: 대퇴이두근, RF: 대퇴직근, G·MED; 중둔근
G·MAX: 대둔근, ES: 척추기립근

그림 22 .편평족의 시각정보 있는 경우 지지면에 따른 근활성도

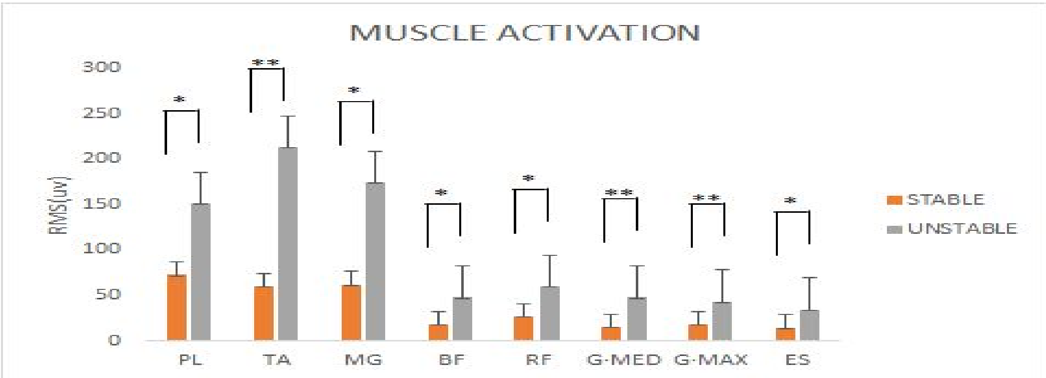
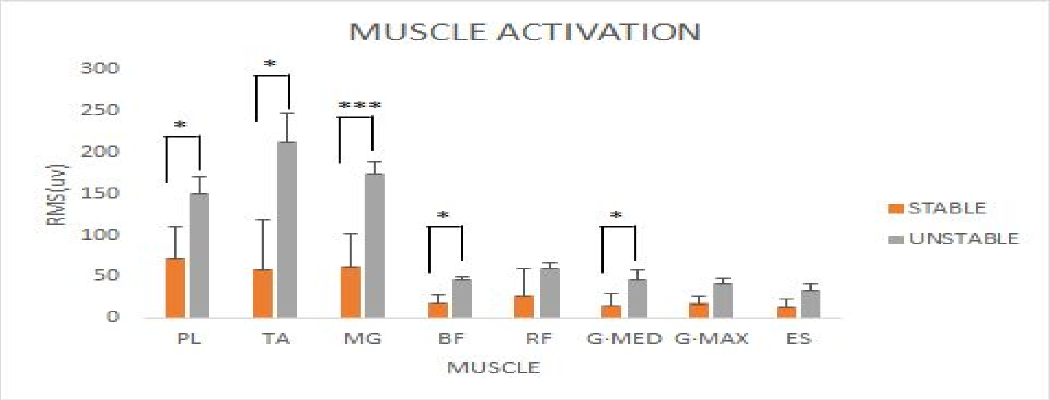


표 23. unvisual condition

muscle activation	condition	M	SD	t	df	Sig.
PL	stable	98.83	37.55	-3.022	9	.014*
	unstable	142.17	59.05			
TA	stable	121.97	59.49	-2.585	9	.029*
	unstable	205.60	109.43			
MG	stable	89.69	39.88	-5.426	9	.000***
	unstable	160.71	47.37			
BF	stable	24.99	9.97	-2.945	9	.016*
	unstable	34.15	8.78			
RF	stable	53.20	33.04	.065	9	.950
	unstable	52.77	21.03			
G·MED	stable	23.63	13.65	-3.214	9	.011*
	unstable	49.45	32.74			
G·MAX	stable	22.50	8.58	-1.326	9	.218
	unstable	31.42	14.75			
ES	stable	21.07	8.77	-1.065	9	.314
	unstable	27.19	20.14			

*p 〈.05, **p 〈.01, ***p 〈.001
PL: 장비골근, TA: 전경골근, MG: 비복근, BF: 대퇴이두근, RF: 대퇴직근, G·MED; 중둔근
G·MAX: 대둔근, ES: 척추기립근

그림 23 . 편평족의 경우 시각정보 없는 경우 지지면에 따른 근활성도



(2) 정상족 그룹 내 지지면 조건에 따른 근활성도

표 24. visual condition

muscle activation	condition	M	SD	t	df	Sig.
PL	stable	49.39	24.70	-1.458	9	.179
	unstable	88.42	88.74			
TA	stable	46.03	18.17	-3.757	9	.005**
	unstable	141.46	72.34			
MG	stable	38.61	22.58	-3.121	9	.012*
	unstable	105.35	58.63			
BF	stable	15.74	4.84	-2.220	9	.054
	unstable	34.51	29.36			
RF	stable	40.62	32.46	-.560	9	.589
	unstable	50.43	39.35			
G·MED	stable	22.61	14.41	-1.747	9	.115
	unstable	41.81	37.16			
G·MAX	stable	20.32	11.18	-1.374	9	.203
	unstable	32.26	19.31			
ES	stable	16.64	13.01	-1.859	9	.096
	unstable	37.24	27.31			

$^{*}p$ <.05, $^{**}p$ <.01, $^{***}p$ <.001
PL: 장비골근, TA: 전경골근, MG: 비복근, BF: 대퇴이두근, RF: 대퇴직근, G·MED; 중둔근
G·MAX: 대둔근, ES: 척추기립근

그림 24 .정상족의 시각정보 있는 경우 지지면에 따른 근활성도

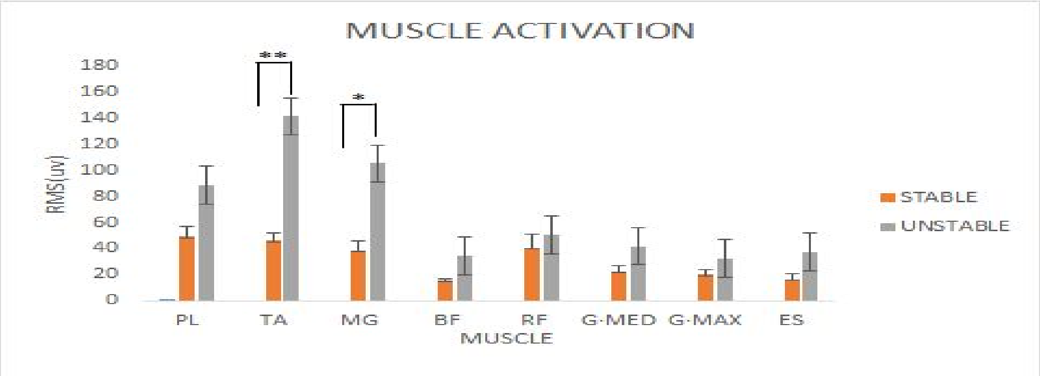
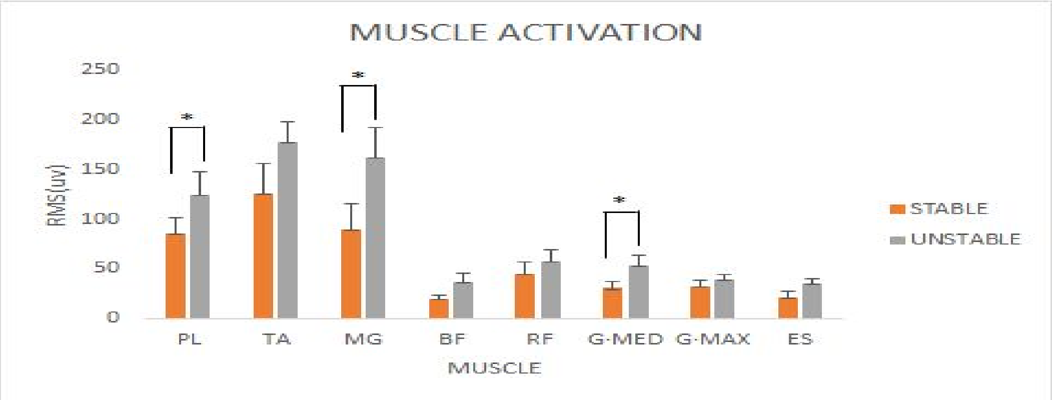


표 25. unvisual condition

muscle activation	condition	M	SD	t	df	Sig.
PL	stable	85.18	52.40	-2.462	9	.036*
	unstable	125.02	72.23			
TA	stable	125.56	94.48	-1.400	9	.195
	unstable	177.50	65.59			
MG	stable	89.84	79.84	-2.343	9	.044*
	unstable	161.77	94.36			
BF	stable	19.96	10.74	-2.017	9	.075
	unstable	36.70	27.79			
RF	stable	45.03	35.51	-.869	9	.407
	unstable	57.77	37.87			
G·MED	stable	30.67	22.90	-3.233	9	.010*
	unstable	53.25	32.79			
G·MAX	stable	32.30	20.42	-1.358	9	.208
	unstable	39.19	17.39			
ES	stable	21.19	20.40	-1.808	9	.104
	unstable	35.06	17.45			

*p <.05, **p <.01, ***p <.001
PL: 장비골근, TA: 전경골근, MG: 비복근,BF: 대퇴이두근, RF: 대퇴직근, G·MED; 중둔근
G·MAX: 대둔근, ES: 척추기립근

그림 25 .정상족의 시각정보 없는 경우 지지면에 따른 근활성도



(3) 그룹 간 지지면 조건에 따른 근활성도

시각 정보가 있는 경우 지지면에 따라 하지 전체적인 근육에 유의한 차이가 나타났으며 족저유형에 따라 전경골근과 장비골근 두 근육에서 유의한 차이가 나타났다. 하지만 지지면과 족저형태의 상호작용에 있어서는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

시각정보가 없는 경우 족저형태과 족저유형이 지지면의 상호작용에 유의한 차이는 없었고 지지면에 따라 몇 근육에 유의한 차이가 나타났다.

표 26. 시각정보 있을 경우 지지면에 따른 근활성도

소스		제 III 유형 제곱합	자유도	평균 제곱	F	유의확률
족저유형	PL	18262.802	1	18262.802	4.987	.032*
	AT	18092.262	1	18092.262	4.239	.047*
	MG	21376.752	1	21376.752	3.702	.062
	BF	632.820	1	632.820	1.209	.279
	RF	36.290	1	36.290	.033	.856
	GMED	2.862	1	2.862	.004	.948
	GMAX	186.624	1	186.624	.651	.425
	ES	65.792	1	65.792	.165	.687
지지면	PL	34439.292	1	34439.292	9.404	.004**
	AT	154492.470	1	154492.470	36.198	.000***
	MG	79932.540	1	79932.540	13.844	.001**
	BF	5844.306	1	5844.306	11.166	.002**
	RF	4598.880	1	4598.880	4.204	.048*
	GMED	6747.006	1	6747.006	10.085	.003**
	GMAX	3400.336	1	3400.336	11.866	.001**
	ES	4196.352	1	4196.352	10.553	.003**
족저*지지면	PL	3863.190	1	3863.190	1.055	.311
	AT	8331.882	1	8331.882	1.952	.171
	MG	5137.022	1	5137.022	.890	.352
	BF	292.140	1	292.140	.558	.460
	RF	1353.732	1	1353.732	1.237	.273
	GMED	459.006	1	459.006	.686	.413
	GMAX	422.500	1	422.500	1.474	.233
	ES	.110	1	.110	.000	.987
오차		31894.059	36	885.946		
		131835.135	36	3662.087		
		153646.409	36	4267.956		
		207851.475	36	5773.652		
		18842.023	36	523.390		
		39382.537	36	1093.959		
		24083.823	36	668.995		
		10316.240	36	286.562		
합계		14315.859	36	397.663		
		106524.490	40			
		514365.390	40			
		863678.030	40			
		676039.170	40			
		59489.510	40			
		124839.750	40			
		72105.630	40			

*p 〈.05, **p 〈.01, ***p 〈.001

표 27. 시각정보 없는 경우 지지면에 따른 근활성도

소스		제 III 유형 제곱합	자유도	평균 제곱	F	유의확률
족저유형	PL	2371.600	1	2371.600	.738	.396
	AT	1501.850	1	1501.850	.209	.650
	MG	3.660	1	3.660	.001	.978
	BF	15.376	1	15.376	.058	.811
	RF	25.122	1	25.122	.024	.878
	GMED	293.764	1	293.764	.411	.525
	GMAX	771.762	1	771.762	3.054	.089
	ES	159.600	1	159.600	.531	.471
지지면	PL	17297.281	1	17297.281	5.380	.026*
	AT	45948.062	1	45948.062	6.395	.016*
	MG	51086.756	1	51086.756	10.692	.002**
	BF	1677.025	1	1677.025	6.302	.017*
	RF	378.840	1	378.840	.358	.553
	GMED	5856.400	1	5856.400	8.197	.007**
	GMAX	624.890	1	624.890	2.473	.125
	ES	999.000	1	999.000	3.321	.077
족저*지지면	PL	30.625	1	30.625	.010	.923
	AT	2510.640	1	2510.640	.349	.558
	MG	2.070	1	2.070	.000	.984
	BF	143.641	1	143.641	.540	.467
	RF	433.622	1	433.622	.410	.526
	GMED	26.244	1	26.244	.037	.849
	GMAX	10.302	1	10.302	.041	.841
	ES	150.156	1	150.156	.499	.484
오차		115736.234	36	3214.895		
		258668.965	36	7185.249		
		172016.343	36	4778.232		
		9579.298	36	266.092		
		38061.283	36	1057.258		
		25719.912	36	714.442		
		9097.005	36	252.695		
		10829.963	36	300.832		
합계		644389.340	40			
		1302865.010	40			
		853143.930	40			
		44939.440	40			
		147861.150	40			
		93518.820	40			
		49823.130	40			
		39444.570	40			

$^{*}p$ 〈.05, $^{**}p$ 〈.01, $^{***}p$ 〈.001

그림 26 . 그룹 간 시각정보 있는 경우 지지면에 따른 근활성도

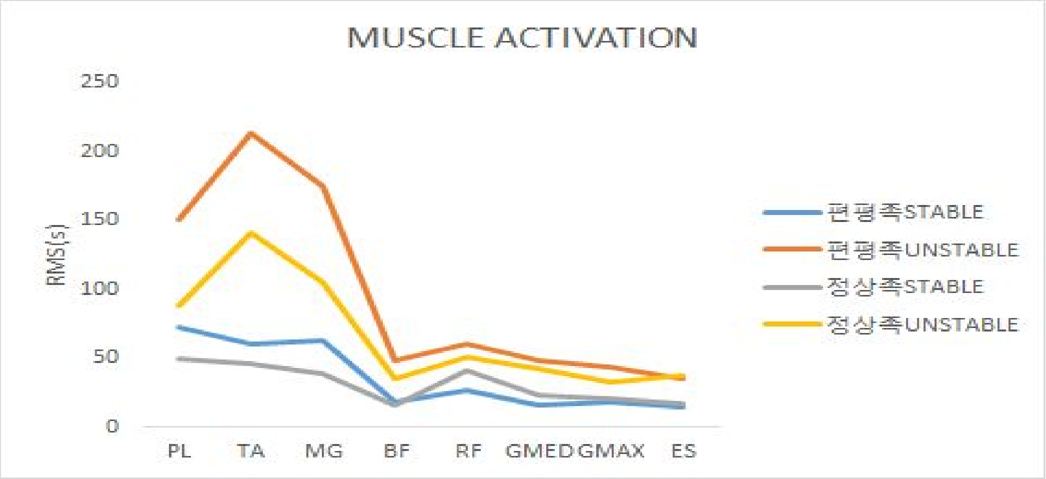
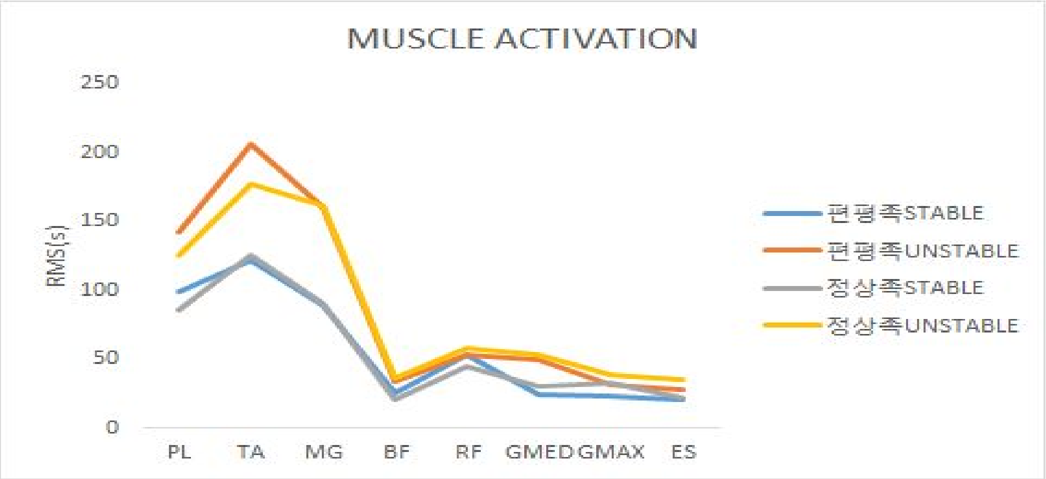


그림 27 . 그룹 간 시각정보 없는 경우 지지면에 따른 근활성도



V. 논의

발은 많은 뼈와 인대 근육들의 구조물이 세밀하고 정교하게 있는 부위이며 인체의 안정성과 보행, 스포츠 활동 등의 운동성을 조절, 통합하는 제일 첫 번째 부위이지만 선천적, 상해, 잘못된 자세 및 신발 착용, 운동패턴, 비만 등의 이유로 발의 형태가 변형이 나타난다.

발의 회내는 경골의 내회전, 대퇴골의 내회전을 일으키고, 골반 및 어깨의 부정렬까지 일으킨다. 이로 인해 근육 및 인대들의 불균형과 기능장애가 발생되고 후경골근건염, 족저근막염, 발목관절 만성 불안정등의 통증 및 손상을 유발시키며 다른 부위에서도 같은 통증 및 손상을 유발시킨다. 이러한 근육 및 다른 구조물들의 불균형과 기능장애는 구조물간에 긴장도와 평형에 변화를 주어 최적의 자세를 유지 할 수 없다는 보고가 있다.(배성수 & 김병조,2001). 따라서 본 저자는 시각정보 유무가 있는 상황과 지지면안정성차이가 있는 상황에서 족저유형별 다른 자세조절능력과 근활성도에 차이가 있을 것이라는 가설을 세우고 연구에 임했다.

(1) 시각정보 유무에 따른 자세 조절능력 및 근 활성도

시각은 자세조절을 하기 위해 정보를 수집, 움직임을 계획하는 역할을 한다. 때문에 시각의 유·무에 따라 자세조절능력에 영향을 미친다. 본 연구에서는 두 그룹 모두 안정지지면에서만 폐안 시 자세조절능력이 매우 유의하게 감소하였다. 그러나 집단 간 차이는 나타나지 않았다. 근활성도에 있어서도 시각 유무가 편평족과 정상족에 약간 다른 근육의 활성도를 보이기는 했지만 집단 간 통계적 차이는 없었다. 또한 자세조절 및 근활성도에 있어서 족저유형보다는 시각정보의 유무에 따라 통계적 유의차가 나타났다. 이에

따라 자세조절능력과 근활성도에는 족저변형보다는 시각정보에 더 많은 영향을 받으며, 본 연구는 두 집단 모두 동일하게 시각정보 개입과 차단을 하였기 때문에 집단 간 차이가 나타나지 않았다고 사료된다.

Hertel 외(2002)는 세 가지 족저유형의 건강한 사람들을 대상으로 한발 균형잡기 검사를 실시한 결과 요족에 있어서만 균형의 차이가 나타났고 편평족과 정상족에 차이는 나타나지 않았으며 시각 유무에 따라 집단 간 같은 영향을 미쳤다고 본 연구와 동일한 결과를 보고했다.

Okuda 외(2005)는 무릎 전방십자인대 수술을 한 남녀에게 시각개입과 차단의 조건을 주고 외다리 서기를 실시한 결과 남녀 상관없이 모두에게서 시각차단시 자세동요가 유의하게 증가한다고 보고 했다.

박경식, 길재호(2010)은 정상인을 대상으로 시각개입이 자세조절에 미치는 영향을 본 연구에서 시각차단시 자세 동요가 유의하게 커지는 결과를 얻었으며 시각이 고유수용성에 영향을 미친다고 하여 트레이닝 시 시각개입을 고려해야 한다고 본 연구자와 같은 결과, 제안점을 보고했다.

반면 이건철 외(2010)는 자세조절능력이 안정지지면에서 시각정보와 상관없이 유의차가 나타나지 않았지만 불안정지지면에서 시각정보에 따라 유의한 차이가 나타났다고 본 연구와는 반대의 결과를 보고하였다.

본 연구는 이전 연구들과 비슷하게 편평족의 족저변형은 정상족과 비교하여 정적인 자세조절능력은 차이가 없음이 나타났다. 하지만 좀 더 확실하고 세부적인 비교를 위해선 다양한 형태의 상황에서 발의 분포도를 측정하여 비교할 필요가 있다고 생각한다. 또한 정적인 상황에서 자세조절을 하는데 족저변형보다 시각차이가 더 많은 영향을 주고 중요함을 다시 한번 더 확인할 수 있었다.

(2) 지면에 따른 자세조절능력 및 근활성도

두 집단 모두 지지면안정성 차이에 있어 지지면이 불안정하면 자세조절능력은 감소하고 근활성도는 증가하였다. 이 중 편평족은 시각 정보와 상관없이 전체적인 근육의 근활성이 증가하였으며, 정상족은 발목관절근육과 고관절 근육의 중둔근에서 유의한 차이가 나타났다. 어느 지면조건에서든 편평족의 근활성도가 높은 걸로 봐서, 이는 자세조절을 하기 위해 많은 에너지를 사용 하고 있음을 알 수 있다. 하지만 이러한 결과는 평균경향을 통해 유추할 뿐 그룹 간 통계적 유의차는 없었다.

본 연구와 대조적으로 김금태(2010)는 정적평형에 있어 여러 족저형태 별 유의한 차이가 나타났고 족저형태 별 전후 분포차이가 나타났다고 보고했다. 다른 체력부분에서는 편평족에 있어서도 정상족과 비교하여 유의한 차이가 나타났다는 본 연구와 상반된 보고를 하였다.

반면 Cote외(2005)는 발의 세가지 유형의 정상인을 대상으로 정적, 동적 자세안정성을 다룬 연구에서 편평족이 요족보다 자세조절능력은 높지만 정상족과 비교하여 유의한 차는 없었다고 보고하며 동적 자세안정성에 있어서 집단 간 다른 경향을 보였다고 보고하였다.

지지면에 따른 근활성도를 다룬 이전 연구로 Murillo외(2012)는 정상인들을 대상으로 지면 안정성에 따라 하지의 4근육의 활성화와 균형을 다룬 연구에서 지면이 불안정해질수록 자세동요는 커지며 활성화도 불안정해질수록 증가한다고 보고하였다.

한지연(2012)는 불안정한 상태에서의 운동이 엉덩이 근육과 더불어 여러 근육의 근 활성도가 증가하였다고 보고했다. 이는 본 연구와 같이 불안정 상태가 되면 근활성도가 증가한다고 보고하였다.

Santos MJ외(2009)는 지지면이 불안정해지면 다른 하지근육들의 동시 활

성화가 생겨 관절의 안정화를 단단하게 만들어 균형능력을 안정화시키기 때문에 다른 하지근육들의 활성화도 같이 증가한다고 보고하였다. 또한 불안정으로 인한 흔들림에서 자세를 유지하고자 움직임의 발생과 머리의 위치가 달라져 시각감각과 전정감각을 더욱 자극시켜 근활성을 촉진시킨다는 이전 보고(김영록, 한경임, 2001, Shumway-cook A et al,1995)가 있다. 위와 같은 선행 연구들을 이유로 본 연구에서도 지지면에 따라 활성화의 변화와 자세조절능력의 변화가 나타났으나 이러한 변화가 편평족과 정상족 모두에게 동일하게 일어났기 때문에 집단 차이가 없음을 설명할 수 있다.

VI. 결론 및 제언

본 연구는 서울시 S여대에 재학 중인 편평족과 정상족의 여대생들을 대상으로 시각정보유무와 지지면안정성 차이가 자세조절능력과 근 활성도에 미치는 영향에 대하여 살펴보고자 하였다. 이를 위하여 건강한 여대생을 선발하고, 주상골 하강검사를 통해 족저유형별 집단을 분류하여 총 20명(편평족 10명, 정상족10명)을 대상으로 연구를 실시하였다. 자세조절능력은 한발 중심잡기 검사를 실시하여 최대한 자세를 유지 할 수 있는 시간으로 측정하였다. 근활성도는 하지 8근육(장비골근, 전경골근, 비복근, 대퇴직근, 대퇴이두근, 중둔근, 대둔근, 척추기립근)의 근활성도를 측정하였다. 이 때 시각정보의 유무를 주고자 개안, 폐안으로 실시하였으며, 지지면안정성 차이를 주고자 안정지지면과 불안정지지면에서 검사를 실시하였다. 자세조절능력과 하지근활성도를 분석하기위해 그룹 내 분석은 대응표본 T-test를 실시하였고, 그룹 간 차이와 시각정보와 지지면 안정성차이가 자세조절능력과 근활성도에 미치는 영향을 보기위하여 다변량 분산분석을 실시하였다.

그 결과 자세조절능력은 안정지지면에서 편평족과 정상족 모두 폐안 시 유의한 감소를 나타냈으나, 불안정 지지면에서는 통계적 유의차가 나타나지 않았다. 안정지지면에서 시각정보 유무가 자세조절능력에 영향을 미치는 유의차가 나타났으나 불안정지지면에서는 족저유형, 시각정보 유무, 상호작용 모두 유의차가 없었다. 근활성도는 안정지지면에서 편평족의 경우 전경골근, 대퇴이두근, 대퇴직근, 중둔근, 척추기립근이 폐안 시 근활성도가 유의하게 증가하였으며, 정상족의 경우 장비골근, 전경골근, 대둔근이 폐안 시 근활성도가 유의하게 증가하였다. 집단차이는 없었으며 시각정보유무가 근활성도에 영향을 미치는 결과가 나왔다. 불안정지지면에서 편평족은 시각정보와 관계 없이 모든 근육에서 유의차가 없었으며, 정상족만 장비골근, 전경골근이 폐안시 근활성도가

유의하게 증가하였다. 집단 차이는 없었으며, 근활성도는 시각정보 유무에 따라 유의한 차이가 나타났다.

지지면 안정성에 따른 자세조절능력은 두 집단 모두 시각정보와 상관없이 지지면이 불안정해지면 자세조절능력이 유의하게 감소하였다. 하지만 집단 간 차이는 없었으며 지지면 안정성차이만 자세조절능력에 유의한 차이를 나타냈다. 그리고 개안 시 지지면이 불안정해지면 편평족은 모든 근육에서 근활성도가 유의하게 증가하였고, 정상족은 전경골근과 비복근만 유의하게 증가하였다. 개안시 근활성도는 족저유형 따라 장비골근과 전경골근에 근활성도 차이가 나타났으며, 지지면안정성에 따라 대부분 근육에서 유의한 차이가 나타났다. 폐안 시 편평족은 지지면이 불안정해지면 장비골근, 전경골근, 비복근, 대퇴이두근, 중둔근에서 유의하게 근활성도가 증가하였으며, 정상족은 장비골근, 비복근, 중둔근에서 유의하게 근활성도가 증가하였다. 근활성도는 지지면 안정성에 따라 유의한 차이가 있음이 나타났다.

결론적으로 자세조절능력과 근활성도는 시각정보의 유무와 지지면 안정성에 따라 편평족과 정상족 모두 영향을 받으나 집단 간 차이는 없었다. 또한 족저유형보다는 시각정보와 지지면안정성이 자세조절능력과 근활성도에 더 큰 영향을 미친다는 것을 확인 할 수 있었다. 따라서 본 연구자는 편평족과 정상족의 사람들이 정적인 자세조절시 자세조절능력과 하지의 근활성도는 차이가 없으며, 후속 연구로 보행 및 다양한 스포츠 활동 중 동적 자세조절능력과 근활성도, 피로도등을 다룬 많은 연구가 이루어져야 된다고 생각한다.

참고문헌

김금태(2010) 족저형태 변형이 정적 평형과 체력요소에 미치는 영향, 국민대학교 석사학위 청구논문

김남희(2013) , 편평족의 엉덩이 관절 교정 운동 프로그램 적용과 발 교정구 착용 유무가 안정시 종골 기립 각도, 발목과 골반의 움직임, 코어 근력, 족압에 미치는 영향 . 이화여자대학교 박사학위 청구논문

김동기, 조헌상(2011), 발란스 패드를 이용한 훈련이 뇌졸중 환자의 균형에 미치는 효과 = The training Effect of Balance Pad in Stroke , 한국골프학회지, Vol.5 No.2

김명진 (2009) 교각운동 시 공 적용이 체간근 활동에 미치는 영향=Effect of Bridging Stabilization Exercises on Trunk Muscles Activity on and Off a Swiss Ball. 한국전문물리치료학회지 , 16 권 , 1 호

김영록, 한경임 (2001) 청각장애학생의 전정기능과 정적균형에 대한 연구. 특수아동 교육연구, 3; 79-93

박진 외 (2013) 불안정지지면에서 일어서기 동작훈련이 뇌졸중 환자의 균형능력에 미치는 영향= Effects of Sit-to-Stand Training on Unstable Surface on Balance in Subject With Stroke 한국전문물리치료학회지 , 20 권 , 3 호

박경식, 길재호(2010) 운동학 학술지 14-4

배성수, 김병조(2001) 근육 불균형에 관한 연구, 대한물리치료학회지 13(3),821-828

백창민 (2011) 편평족 성인 남성의 연린사슬저항운동과 닫힌사슬저항운동에 따른 족부압박면과 발목등속성 근력 비교, 울산대학교 대학원 학위논

문

백현주 (1997) . 구두 종류에 따른 발의 쾌적성에 관한 연구; 여대생을 중심으로. 건국대학교 석사학위 청구 논문.

송주호(2008) 보행시 발교정구 착용에 따른 운동학적 비교연구, 체육과학연구 19(3) 11-21

신영화(2013) 발의 유형과 발목 관절의 근육의 피로 프로토콜이 외발서기 자세제어에 미치는 영향, 동아대학교 대학원 석사학위 청구논문

안왕훈 외 (2008) 발란스 패드를 이용한 훈련이 뇌졸중 환자의 균형에 미치는 효과 = The training Effect of Balance Pad in Stroke , 한국사회체육학회 803-811

이건철 외(2010) 발란스 트레이닝이 만성 뇌졸중 환자의 뇌파에 미치는 영향. =The Effect of Balance Training on the EEG of the Chronic Stroke Patients. 한국사회체육학회지 ,41-2

이경옥 (2005). 발끝이 최대높이까지 올라간 워킹화가 신체구성, 체력, 건강관련,변인에 미치는 영향. 한국여성체육학회지, 19(1), 9-26

이상용,김한수,배성수(2002) 발의 회내, 회외 변화에 따른 슬개대퇴골각과 종경골각 측정, 대한물리치료학회지 14(4),295-305

이우천(2004) 족부 족관절학, 서울; 교학사, 281-284

유명수 ,박영미 (2003), PIQUE BALANCE 동작의 하지 분절에 대한 운동 역학적 특성 분석 = The Biomechanical Analysis on the PIQUE BALANCE of the leg segment in Ballet. 한국체육학회지, Vol.42 No.1

한지연(2012) 안정한 지면과 불안정한 지면에서 엉덩관절 폄 시 후방경사고리 이론에 관한 연구, 인제대학교 보건대학원 물리치료학과 석사학위 청구논문

형인혁(2008) 발의 안정이 균형과 근활성도에 미치는 영향, 대구대학교 대학원 박사학위 청구논문

Basmajian. J. V., De luca C.J(1985) muscles alive: their function revealed by electromyography, 5th ed. Baltimore, MD: williams & wilkins.

Bizid et al(2009) Effects of fatigue induced by neuromuscular electrical stimulation on postural control, J. Sci. Med. Sport, 12 (2009), pp. 60 - 66

Blaszczyk, J.W., Bacik, B., & Juras, G (2003) Clinical assessment of postural stability ,Journal of Mechanics in Medicine and Biology 3(2), 135-144

Chomiak J, Junge A, Peterson L, & Dvorak J.(2000) Severe injuries in football players: influencing factors., America Journal of Sports Medicine.28(5suppl), S58-S68

Cibulka MT, Sinacore DR, Cromer GS, Delto A.(1998) Unilateral hip rotation range of motion asymmetry in patients with sacroiliac joint regional pain. ,Spine. 23, 1009-1015

Corbeil, P., Blouin, J.S., Begin, F., Nougier,V., Teasdale,N.,(2003) Perturbation of the postural control system induced by muscle fatigue. , Gait Posture 18, 92 - 100

cote. K. P., Brunet, M. E., et al(2005) Effect of pronated and supinated foot posture on static and dynamic posture stability ,journal athletic train. 40(1), 41-46

Daneshmandi & Norasted(2010) The effect of activity related fatigue on static and dynamic postrual control in college athletes. Brazilian journal of Biomotricity 4.2: 148-155

David Barbado Murillo et al (2012) Effect of increasing difficulty in standing balance task with visual feedback on postural sway and EMG: Conplexity and performance , Human Movement science (2012) 1224-1237

Derave,W.,Tombeus,N.,Cottyu,J et al(2002) Treadmill esercise negatively affects visual contribution to static postrual stablilty., Sports Med. 23, 44-49

Defrin et al (2005) Conservation correction of leg-length discrepancies of 10mm or less for the relief of chronic los back pain. Arch.Phys. Med 86(11), 2075-208

Diris et al (1988). Olympic book of sports medicine, Oxford, Blackwell, England

Fitzpatrick , Mccloskey. (1994) Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans., Journal of Physiology 478, 173-186.

Franco AH(1987) Pes cavus and pes planus: analyses and treatment., Journal of physical Terapy, 67, 688-694

Franklin DW, et al (2003) Adaptation to stable and unstable dunamics achieved by combined impedance conrol and inverse dynamics,J Neurophysiol Vol.90 , No5 3270-3282

Gribble. Phillip A,& Hertel, Jay.,(2003) Considerations for Normalizing Measures of the star execursion balance test., measurment in physical education and exercise science, 7(2) 89-100

Hertel J (2002) Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability., Journal of athletic Train, 37, 364-375

Hertel J, Gay MR,. & Denger CR.(2002) Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types., Journal of Arthletic Train. 37, 129-132

Holmes GB Jr, Mann RA.(1992) Possible epidemiological factors associated with rupture of the posterior tibial tendon, foot ankle 12; 70-9

Horak FB.(1987) Clinical measurement of postural control in adults. ,Phys.Ther. 1987;67:1881 - 1885.

Irion, JM (1992) Use of the gym ball in rehabilitation of spinal dysfuntion.,J Am Orthopaedic phys ther clin Vol. 1 No.2 375-398

Lepers,R.,Bigard, A,X, Diard J,P (1997) Postural control after prolonged exercise, Eur.J.App.Physiol. 76, 55-61

Leung,AK et al(2004) Orthotic design and foot impression procedure to control

foot alignment. Prosthetorthot. Int. 28(3), 254-262

Massion, J., (1994) Postural control system. ,Curr. Opin. Neurobiol. 4, 877 - 887

McGuine TA, , et al. (2000) Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. ,Clin J Sport Med 2000;10:239 - 44

Murphy DF (2003) Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature Br J Sports Med 2003;37:13-29

Nagy,E., Toth,K.,Janositz,G.,et al(2004) postural control in athletes participating in an ironman triathlon.,Eur.J.App.Physiol. 92, 407-413

Neumann D.A(2002) kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for physical rehabilitation.,Orthopedic physical assessment.

Okuda, K, Abe, N., Katayama, Y., Senda, M., & Kuroda, T(2005) Effect of vision on postural sway in anterior cruciate ligament injured knee. Journal of orthopedic Science, 10: 277-283

Riemann BL, Myers JB,, & Lephart SM(2002) Sensorimotor system measurement techniques.,Journal of Athletic Train, 37, 85-98

Stalenhoef et al (2002) A risk model for the predicition of recurrent falls in community-dwelling elederly: A prospective cohort study, Journal of Clinical Epidemiology 55(2002) 1088-1094

Shingh. Navrag B, (2005) Evaluation of circumferential ankle pressure as an ergonomic intervention ot maintain balance pertyrbed by localized muscual fatigue of ankle joint., Thesis submitted to the faculty of the virginia polytechnic institue and state university in partial fulfillment of the requirement for the degree of master of science inb industrial and systems Engineering.

Shumway-cook A et al(1995) Motor control: Theory and practical applications

Williams & Wilkins (Baltimore) ,1995, Physical therapy; Motor learning

Tauce et al(2007) Differential effects of ballistic versus sensorimotor training on rate of force development and neural activation in humans. journal of strength and conditiong research 2007, 21(1), 274-282

T.Paillard (2012) Effects of general and local fatique on postural control: a Review, Neuroscience and Biobehamioral Reviews 36, 162-176

Winter,D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac,M.,Gielo-Perczak, K(1998) Stiffness control of balance in quiet standing., J. Neurophysiol.

80,　1211 - 122.

Yaggie J.A., Mcgregor, S.J(2002) Effcts of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balace and postural limits.,Arch.PHYS.MED.Rehabil. 83,224-228

ABSTRACT

The effect of visual information condition, Ground stable on postural control and muscle activation in pronation foot .

SHIN BIT
Department of Physical Education
Graduate School
Sungshin Women's University

To the stability and mobility of the body in charge of the functions of the first part. Stability and mobility of the foot deformation due to the negative impact on other joints and muscles affected secondary muscle imbalance, dysfunction, injury and pain induces. Others and society representative and foot pronation pronation deformation (flatfoot), the influence of many acquired generated. There are two flat-footed stability and conflict-related comments in the ankle joint movement focused on the research and being implemented. This is due to different times within the joints and muscles unable to deal with the imbalance of access into this study due to the time control capability, and foot posture variations want to study the activity of the muscles was performed. The purpose of this study is not a special disease in healthy people when standing one foot to foot-type state does the attitude control capability and understand the impact of muscle activity is intended. Female 20 of 20 healthy subjects with early (flatfoot 10 people, the normal group 10) was a centering step was inspection tests gave four conditions; ground stability (stable ground, unstable ground), the presence or absence of visual information (eye opening, lungs). Posture control capacity of the center of gravity can catch maximum time period was measured and the surface electromyogram (NORAXON, USA) using any of the eight kinds of muscle activity of the muscle was measured. By checking the status of each was measured three times and the average value was used. Methods of statistical analysis of intergroup differences was used for multivariate within-group differences were analyzed using a paired sample. In the case of posture control

capacity within each group based on the presence or absence of visual information only on a stable support surface showed significantly decreased ability (flatfoot; $p < .01$, the normal group; $p < .01$) based on visual information supporting surface oil, Regardless, each radish decreased significantly in both groups (flatfoot - eye opening; $p < .01$, the lungs; $p < .05$, the normal foot - eye opening; $p < .01$, the lungs; $p < .01$). But did not show any difference between groups. In the case of muscle activity flatfoot supporting surface is stable only if there is no visual information only a few muscles showed a significant decrease (TA, BF, RF, G · MED, ES; $p < .05$), in the case of a normal foot stable ground differences in the activity of three muscles showed (PL, TA, G · MAX; $p < .05$), unstable ground, the two muscles (PL. TA; $p < .05$) was found. Difference between groups did not show significant differences in. Muscle activity by supporting surface conditions, if the flat-footed when all the muscles in the eye opening in an unstable support surface activity was significantly increased, and the lungs when a statistically significant increase only a few muscles (PL, TA, BF, G · MED; $p < .05$, MG; $p < .001$) were. In the case of normal eye opening when two muscle group only showed significant increase (MG; $p < .05$, TA; $p < .01$), a significant increase from the lungs during three muscles (PL, MG, G · MED; $p < 0.05$) was found. However, between-group differences in the support surface conditions are also observed. Given in terms of the attitude control capability and some muscle groups of the significant differences in muscle activity seemed were no between-group differences.