

상지운동 동안 기저면의 넓이 변화가 체간과 하지의 근 활성화도에 미치는 영향

윤혜선

대한병원 물리치료실

최홍식, 김택훈, 신현석

한서대학교 물리치료학과

이강성

한서대학교 의료보장구학과

Abstract

Effects of the Width in the Base of Support on Trunk and Lower Extremity Muscle Activation During Upper Extremity Exercise

Yun Hye-seon, M.Sc., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Dae Han Hospital

Choi Hong-sik, Ph.D., P.T.

Kim Tack-hoon, Ph.D., P.T.

Cynn Heon-seock, M.A., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

Lee Kang-sung, M.Sc., P.T., C.P.O.

Dept. of Prosthetics and Orthotics, Hanseo University

This study was designed to determine the effects of different widths in the base of support (BOS) on trunk and lower extremity muscle activation during upper extremity exercise. Twenty-seven healthy male subjects volunteered for this study. Exercises were performed for a total of 10 trials with a load of 10 repetitions maximum (10 RM) for each of the various widths of BOS (10 cm, 32 cm, 45 cm). The width of a BOS is the distance between each medial malleoli when a subject was in a comfortable standing position. Electromyography was used to determine muscle activation. Surface bipolar electrodes were applied over the tibialis anterior, medial gastrocnemius, biceps femoris, rectus femoris, gluteus maximus, upper rectus abdominis, and erector spinae muscle. Electromyographic (EMG) root mean square (RMS) signal intensity was normalized to 5 seconds of EMG obtained with a maximal voluntary isometric contraction (MVIC). The data were analyzed by two-factor analysis of variance (ANOVA) with repeated-measures (3×7) and Bonferroni post hoc test. The results were as follows: (1) There were significant differences in the width of the BOS ($p=.006$). (2) The post hoc test showed significant differences with the BOS between 10 cm and 32 cm, between 10 cm and 45 cm and between 32 cm and 35 cm ($p=.008$, $p=.003$, $p=.011$). (3) There was no interaction with the BOS and muscle. ($p=.438$) There were no significant differences in the muscle activation ($p=.215$).

Key Words: Base of support; Electromyography; Muscle activation.

통신저자: 윤혜선 ppiak@hanmail.net

I. 서론

인체가 활동하는 동안 자세 조절을 위해서는 안정성(stability)과 가동성(mobility)의 이중 목적을 이루는 것이 필요하다. 이는 근골격계와 신경계의 복잡한 상호작용에 의해 이루어진다(Shumway-Cook과 Woollacott, 1995; Nashner, 1989). 안전성의 범위는 땅에 닿고 있는 양발뿐만 아니라 양하지 사이 넓이로 정의되어진다(Ho-lbein과 Redfern, 1997). Koozerkanani 등(1983)은 안정성의 한계는 기저면(base of support)의 넓이와 압력 중심(center of pressure)사이의 가장 짧은 거리라고 하였다. Laura 등(1996)은 기저면 내에 중력선 존재 유무와 중력 중심(center of gravity) 높이, 기저면의 넓이에 의존하며, 기저면의 넓이가 확장될수록 안정성에 도움이 된다고 하였다. 안정된 자세를 위해 움직임동안 신체의 중심을 낮추거나, 기저면 범위 내에 위치시키려는 신체의 반사적인 반응이 나타난다. 기저면의 넓을수록 인체의 중심을 기저면 내에 위치하기 쉽기 때문에 안정성이 증가된다. 그러나 기저면의 넓이와 안정성은 다양한 원인에 의해 변할 수 있다(Galley와 Forster, 1987; Kaminisk와 Simpkins, 2001; Laura 등, 1996). Bobath(1990)는 누운 자세는 서거나 앉은 자세보다 낮은 중력 중심을 가지므로 안정성이 크다고 하였다. 또한, 무게 중심이 높은 항중력적인 자세(antigravity posture)는 편마비 환자에게 치료적 목적으로 사용된다고 하였다. 균형 능력을 향상시키기 위한 치료에서 앉거나 서있는 자세는 누워있는 자세보다 더 많은 근육의 활성을 필요로 한다고 하였다. 인간의 몸은 거꾸로 세워진 추와 같은 불안정한 모습으로 기저면이 좁기 때문에 몸의 균형을 잡기가 힘들다(Peterka와 Black, 1990). 불안정한 상태에서 수의적인 움직임을 할 때 자세 조정은 복잡하고, 많은 근육들을 사용하며, 높은 근육의 활성을 보인다(Aruin 등, 1998; Oddsson, 1989). Susan과 Kathryn(1997)은 열린운동고리(open kinematic chain)형태의 상지의 움직임은 닫힌운동고리(closed kinematic chain)형태의 하지 관절 위치를 변화시키고, 체중 분배의 변화를 일으킨다고 하였다.

체간을 수직으로 유지하고 다리를 굽혀 물건을 들어 올리는 것과 무릎을 펴고 체간을 굽혀 물건을 들어 올리는 것에 대한 연구가 많이 시행되었다(Bendix와 Eid, 1983; Miller, 1980; Bejjani 등, 1984; Delitto, 1987; Ingen Shenau, 1989). Schipplein 등(1990)은 다리를 굽

혀 물건을 들어 올릴 때 무게가 증가하면 무릎의 모멘트(moment)에는 변화가 없으나 체간의 모멘트는 증가한다고 하였다. Toussaint 등(1992)은 두 방법으로 물건 들어올리기를 할 때 넓다리곧은근(rectus femoris)에서는 두 방법 모두 낮은 근육의 활성을 보였으나 넓다리두갈래근(biceps femoris)이나 반힘줄모양근(semi-tendinosus)에서는 다리를 굽혀 들어 올릴 때 더 큰 근전도 값을 보인다고 하였다. 큰볼기근에서는 두 방법간 근 활성도 차이가 없었다. 따라서 본 연구에서는 자세에 따라 달라지는 근육의 활성을 배제하기 위해 기립자세(standing)에서 실험을 시행하였다.

Delisle 등(1998)은 기저면의 넓이는 비대칭적 들기(asymmetrical lifting)를 할 때 체간과 무릎의 움직임에 영향을 준다고 하였다. Gagnon 등(1993)은 기저면의 넓이는 비대칭적 들기 자세에서 요천추의 움직임과 근육의 활성에 영향을 준다고 보고하였다. Kollmitzer 등(2002)은 물건을 들어 올리는 동안 기저면의 넓이의 변화는 자세 조절 형태(posture control pattern)를 변화시킨다고 하였다. Aruin과 Latash(1995)는 빠른 상지의 움직임동안 상지 근육보다 체간 근육인 척추세움근과 배곧은근이 먼저 수축하여 움직임을 준비한다고 하였다. Floyd와 Silver(1995)에 따르면 척추 중립 자세에서 손에 의해 옮겨지는 무게는 척추세움근의 근전도상 과형을 크게 증가시키지 않는다고 하였다. 정적 부하를 한손에 줄때 부하를 가해준 측 등 근육 근전도 증가율과 반대측 등 근육 근전도의 증가율과는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다. 즉 부하를 가해준 측에 있는 등 근육의 근전도는 부하를 가하기 전 기준선에 비해 오히려 감소하거나 적은 증가율을 보인 반면, 부하를 가해준 측과 반대측에 있는 등 근육의 근전도는 기준선에 비해 아주 높은 증가율을 보였다(김태영 등, 1997). Patricia 등(1990)은 뇌졸중 환자를 대상으로 하여 두발 사이가 10 cm인 평행한 서기와 걷기 자세에서 서기, 팔로 물건 들어올리기, 닿기(reach), 손을 지지한 상태에서 체중 이동(weight shift), 손을 지지하지 않고 체중 이동 등을 시행한 결과 평행한 서기보다 기저면의 넓이가 더 커진 걷기 자세에서 근육의 활성이 유의하게 감소하였다.

임상에서 환자의 일상생활동작에 자주 사용되는 상지의 움직임과 관련하여 기저면의 넓이 변화를 환자의 치료나 운동 측면에서 이용해 보고자 본 연구에서는 상지의 기능적인 움직임 수행동안 기저면의 넓이가 체간과 하지 근육 활성에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

대상자는 최근 1년 동안 요통과 상지에 병변이 없고, 오른쪽 다리가 우세한 건강한 성인 남자 30명을 대상으로 하였다. 실험에 참가하기 전에 실험 과정에 대한 충분한 설명을 하였다.

2. 실험기기 및 도구

체간과 하지의 근육 활성도는 근전도기¹⁾를 이용하여 측정하였고, 지름 1 cm이고 간격 2 cm인 이극표면전극(bipolar surface electrode)²⁾을 사용하였다.

근전도의 표면전극과 접지전극(ground electrode)³⁾은 우세 발(dominant foot)에 부착하였다. 표면전극 부착 부위의 피부 저항을 감소시키기 위해 털을 제거하고, 가는 사포로 3~4회 문질러 피부 각질층을 제거하였다. 전극에 소량의 전해질 젤을 발라 부착한 후 종이테이프로 고정하였다. 무릎관절 외측의 관절융기와 외측복사를 연결한 선의 상위 75%부위에 앞정강근의 전극을 부착하고, 무릎관절 내측의 관절융기와 발꿈치를 연결한 선의 상위 30%부위에 장딴지근안쪽갈래의 전극을 부착하였다. 넓다리두갈래근의 전극은 좌골결절과 대퇴 외측상과 사이 50%부위, 넓다리곧은근의 전극은 위앞엉덩뼈가시와 무릎골끝(patellar apex) 사이 50%부위, 큰볼기근의 전극은 친골과 대전자사이 50%부위에 부착하였다. 위쪽배곧은근은 배꼽에서 오른쪽 외측으로 3 cm, 위로 5 cm에 부착하였고, 척추세움근 근복의 전극은 제 3요추 극돌기의 우측 3 cm 부분에 부착하였다. 모든 활성전극들은 주행방향과 평행을 이루도록 부착하였으며, 접지전극은 외측복사에 부착하였다.

3. 실험방법

연구 대상은 각각의 측정시 오류를 최소화하기 위해 발위 위치를 표준화해야 하므로(Olerud와 Berg, 1984; Woodall과 Welsh, 1990) 안쪽복사(medial malleoli) 사이의 거리가 각각 10 cm, 32 cm, 45 cm의 넓이에서 발뒤꿈치점과 두 번째 발가락 끝점을 연결한 발중심선이 평행하게 서도록 하였다(이영숙, 1996). 10 RM(repetition maximum)의 바벨을 10회 들도록 하여 체간과 하지의

근육 활성도를 측정하였고, 대상에게 적용된 기저면의 넓이는 무작위(randomization) 순서로 정하였다. 연구 대상은 10 RM의 무게를 실험자의 구령에 따라 1초당 한번 들고 1초당 한번 내려 10회를 실시하였으며, 처음 2회와 끝의 2회를 제외한 6회의 평균값을 분석하였다. 연속적인 측정으로 발생할 수 있는 근 피로를 최소화하기 위하여 각 자세 측정 후 5분간의 충분한 휴식을 주었다. 모든 근육의 적극 부착과 대상에 대한 설명, 그리고 실험시 구령은 측정자간 오차를 최소화하기 위하여 동일한 실험자가 실시하였다.

4. 자료처리방법

각각의 운동 시 수집된 근전도 신호는 잡음을 최소화하기 위하여 대역 여과 필터(60 Hz), 대역 통과 필터(low: 10 Hz, high: 450 Hz) 처리한 후 RMS 처리 하였다. 근전도 값은 최대값을 사용하였다.

근육 활성도의 값을 표준화(normalization)하기 위해 연구 대상은 편안한 발 넓이로 서서 등배 근력 측정기(cabletensimeter)를 발휘 할 수 있는 힘의 최대로 잡아 당겼다. 이때의 근전도 값을 이용하여 근전도 신호량(%EMG)을 구하였다.

5. 분석방법

상용 통계프로그램인 윈도용 SPSS version 10.0을 이용하였다. 기저면의 넓이에 따른 체간과 하지의 근육 활성도를 비교하기 위하여 반복 측정된 이요인 분산분석을 사용하였고, 측정된 값들에 대한 사후검정은 본페로니 검증법(Bonferroni's correction)으로 분석하였다. 통계학적 유의성을 검정하기 위해서 유의수준 α 는 .05로 정하였다.

III. 결과

1. 연구대상의 일반적인 특성

실험에 참가한 대상은 허리와 상지에 통증이 없는 한서대학교에 재학 중인 건강한 남자 20명을 대상으로 하였다. 연구 대상자의 특성은 다음과 같다(표 1). 연구 대상의 평균 연령은 22.7세였으며, 평균 신장은 174.8 cm, 평균 체중 68.4 kg이었고 평균 10 RM은 8.13 kg이었다.

1) MP100A-CE, BIOPAC System Inc. CA. U.S.A.

2) TSD 150B, BIOPAC System Inc. CA. U.S.A.

3) EL503, BIOPAC System Inc. CA. U.S.A.

2. 기저면의 넓이에 따른 체간과 하지의 근육 활성도의 차이

가. 기저면의 넓이에 따른 근육별 근전도 신호량의 기술 통계량

기저면의 넓이에 따른 넓다리두갈래근, 척추 세움근의 근전도 신호량은 10 cm일 때 각각 85.8, 17.1로 나타났으며, 넓이가 32 cm일 때 55.5, 16.3, 넓이가 45 cm일 때 35.8, 13.8로 나타났다(표 2).

나. 기저면의 넓이에 따른 각 근육 활성화도 차이의 비교
기저면의 넓이에 따른 체간과 하지의 근육 활성화도 차이의 반복 측정된 이요인 분산분석(Wilks' Lambda) 결과 기저면과 근육간의 상호작용은 없었다($p=.438$). 기

저면의 넓이 간에는 유의한 차이를 보였고($p=.006$), 근육간의 유의한 차이는 없었다($p=.215$)(표 3). 사후 검정 결과 기저면에 따른 근육 활성화도는 10 cm에서 가장 크게 나타났으며 32 cm, 45 cm 순으로 나타났다(그림1).

IV. 고찰

움직임을 위한 기능적인 측면에서 중요한 것은 몸을 똑바로 세운 자세(uprighting position)로 유지하는 것이다(Shumway-Cook과 Woollacott, 1995). 감각기관을 통하여 움직임에 대한 신호가 입력되면 중추신경계에서 감각을 통합한 후 근골격계의 적절한 반응이 수행되어 균형을 이룬다(Nashner, 1989). 인간의 기립자세의 자

표 1. 연구 대상의 일반적인 특성

(N=27)

일반적인 특성	평균±표준편차	범위
연령(세)	22.75±1.77	20~26
신장(cm)	174.8±4.8	163~183
체중(kg)	68.4±6.04	53~78
10 RM (kg)	8.13±1.57	6~11

표 2. 기저면의 넓이에 따른 근육별 근전도 신호량의 기술 통계량

(단위: %EMG)

근육	기저면의 넓이		
	10 cm	32 cm	45 cm
앞정강근	44.49±14.78*	29.28±8.26	23.06±6.79
장딴지근안쪽갈래	23.42±7.55	18.59±5.96	14.58±5.10
넓다리두갈래근	85.88±35.52	55.55±17.23	35.83±9.22
넓다리곧은근	16.42±3.30	11.47±2.63	9.84±1.79
큰볼기근	37.16±12.72	23.29±4.30	15.47±2.47
위쪽배곧은근	35.37±8.29	21.79±6.20	14.12±1.98
척추세움근	17.15±3.24	16.37±2.44	13.87±2.11

*평균±표준편차

표 3. 기저면의 넓이에 따른 근육 활성화도 차이의 비교

요인	F	p
기저면	7.477	.006
근육	1.683	.215
상호작용	1.228	.438

동적 제어는 기저면 위에서 신체의 무게중심을 유지하는 활발한 감각 통합 과정을 통해 가능한 것이다 (Peterka와 Black, 1990). 인간의 몸은 여러 구조가 다양하게 연결되어져 있어 수의적인 움직임 시 균형의 동요가 나타나고 들기와 같은 과제 수행 시 동요의 증가가 나타난다(Brown과 Frank, 1987). Mercer와 Sahrmann(1999)은 연구 대상간의 기저면의 넓이 차이 때문에 과제 수행 시 생체 역학적인 변화를 가져온다고 하였고, Laura 등(1996)은 넓은 기저면은 물체를 들거나 옮길 때 높은 효율을 가지며, 이는 편마비 환자의 이동에서도 볼 수 있다고 하였다. 많은 연구에서 수의적인 형태의 상지 움직임 동안 기립자세에서 움직임의 조절을 연구해 왔다(Aruin과 Latash, 1995; Bouisset와 Zattara, 1987, 1990; Friedli 등, 1988). Horak 등(1984)은 빠른 상지의 굴곡 운동 시 무릎굽힘근(hamstring)이 어깨세모근앞쪽갈래(anterior deltoid)보다 먼저 수축한다고 하였고, Layne 등(1985)은 동시에 수축이 일어난다고 하였다. Lee 등(1987)의 연구에서는 팔을 옆으로 둔 자세에서 바닥과 평행하도록 들어 올릴 때 무릎굽힘근, 척추세움근, 어깨세모근앞쪽갈래 수축 시작과 근 활성도를 비교하였다. 느린 상지의 운동 시 무릎굽힘근이 어깨세모근앞쪽갈래보다 늦게 수축한다고 하였으며, 상지의 움직임의 시작 또는 움직임 동안 무릎굽힘근과 척추세움근이 유의하게 증가한다고 하였다. 이전의 연구(Horak 등, 1984; Layne 등, 1985; Lee 등, 1987)에서 상지 운동 시 체간과 하지의 근육이 활성화 된다는 것을 알 수 있었으나, 이들은 단지 기립자세에서 상지의 운동만을 변수로 하여 연구하였다. 본 연구는 상지의 운동뿐만 아니라 다른 변수 즉 기저면의 넓이 차이를 이용하였다. 기립 상태에서 기저면의 넓이를 10 cm, 32 cm, 45 cm로 하였을 때 바벨을 들어 올리는 운동을 하는 동안 체간과 하지의 근육 활성도를 비교하기 위해 실행하였다.

박은영 등(1999)의 연구에서 여성들은 높은 신발을 신는 생활습관으로 인해 하지 근육에 변화가 있다는 보고가 있어 연구 대상을 건강한 성인 남자로 제한하였다. 표면전극을 이용한 근전도 신호량은 근육의 운동단위의 수와 동원률(firing rate)을 직접 나타낸다고 할 수는 없지만 일반적으로 근육의 전기적 활성도를 나타내기 때문에 근 활성화 연구에서 많이 사용되고 있다 (Basmajian과 De Luca, 1985; De Luca, 1997; Mathiassen 등, 1995; Signorile 등, 1995; Turker, 1993).

본 연구에서 7개 근육의 근전도 신호량은 기저면의 넓이가 가장 넓은 45 cm에서 가장 작았고, 10 cm에서 가장 큰 활성도를 보였다. 7개의 근육에서 기저면의 넓이에 따라 근전도 신호량의 변화를 보였으나 앞정강근, 넙다리두갈래근, 큰볼기근, 위쪽배곧은근에서 근전도 신호량의 변화가 크게 나타났다. 기저면간의 근 활성화도 차이는 10 cm와 32 cm 사이에서 32 cm와 45 cm사이보다 크게 나타났다(그림 11). 김성중 등(2001)은 무릎을 편 기립 상태에서 발의 위치를 벌림, 모음, 중립, 발바닥굽힘, 발등굽힘 자세로 달리하고 넙다리네갈래근의 최대 등척성 수축을 시켰을 때 가쪽넓은근, 넙다리곧은근, 안쪽빗넓은근에서 얻은 근전도 신호량(%MVIC)을 비교하였다. 기립 상태에서 넙다리네갈래근의 최대 등척성 수축운동시 측정된 근육의 근전도 신호량은 안쪽빗넓은근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근 모두 벌림 위치에서 많이 나타났다. 발의 모음 위치보다 벌림 위치의 기저면의 넓다고 가정할 때, 본 연구에서 기저면이 증가할 때 넙다리곧은근의 근전도 신호량이 감소하는 것과 달리 근전도 신호량이 증가하였다. 넙다리근들의 근전도 신호량 증가는 체중지지면의 증감으로 인하여 안정성에 기여한다고 하였고(Tyldesley와 Grieve, 1994), 엉덩관절벌림근, 폼 근, 바깥돌림근의 동시수축이 일어나 근위부의 안정화가 유발됨으로 넙다리 근육의 수축력이 증가한다고 하였다(O'Sullivan, 1994; Rothwell, 1995; Tyldesley와 Grieve, 1994). 발의 모음위치나 중립, 발등굽힘, 발바닥굽힘 시는 양무릎에 의한 힘이 분산되는 반면 발의 벌림 위치에서는 무릎뺨근에 의한 힘의 합력이 후방지점에서 일치되므로 수축력이 강하게 작용한다 (LeVeau, 1992).

물건을 들어 올리고 내리는 동작에서 척추세움근과 인대와 같은 요추주면의 구조물들은 요추를 보호하고 안정성을 제공하게 된다. 물건을 들어 올릴 때 후방골반 경사를 통해 요추부위의 후만(kyphosis)자세를 취하는 방법으로 물건을 들어 올리면 척추세움근 활동전위를 감소시킨다(Delitto 등, 1987; Hart 등, 1987). 그러나 전방골반자세를 통한 요추부위의 전만자세로 물건을 들어 올릴 때는 척추세움근의 활동전위가 증가한다(Aspden, 1989). 요추부위의 전만자세로 인한 척추세움근의 활동전위의 증가는 물건을 들어 올리기 전 척추 주변 조직에 미리 부하를 가함으로서 인대조직 등의 손상을 예방하는 효과도 갖는다(Aspden, 1989; Delitto 등, 1987; Hart 등, 1987). Delitto와 Rose(1992)는 물건을

들어 올릴 때 물건의 무게가 증가할수록 척추부위에 발생하는 회전토크도 증가한다고 주장하였다. 즉 물건의 무게가 증가하면 척추세움근의 활성도가 증가한다.

Kollmitzer 등(2002)은 앞쪽으로 40 cm, 위로 70 cm의 선반과 70 cm 앞 140 cm 높이의 선반 사이에서 기저면의 넓이를 다르게 하였을 때 힘판과 동작 분석기를 이용하여 자세 조절을 연구하였다. 체간, 골반, 하지의 움직임은 없었으며 두 넓이 모두에서 무게 중심과 압력 중심의 변화는 모든 방향에서 10 cm 이하였다. 시상면에서는 두 자세 모두 크게 나타났으나, 관상면에서는 기립자세는 측면움직임이 거의 없었고, 걷기에서는 뚜렷하게 네 개의 단계로 크게 나타났다. 압력 중심의 이동은 걷기자세보다 서기자세에서 유의하게 작게 나타났다. 이 연구에서 좁은 기저면을 가진 서기자세가 들기 동안 걷기자세보다 균형을 유지하기 위해 좀 더 복잡한 움직임이 나타난다고 하였고, 기저면의 넓이가 넓어지면 움직임이 감소한다고 하였다. Patricia 등(1989)은 힘판을 사용하여 양발 사이가 10 cm인 두발서기, 걷기, 세로나란히서기(tandem), 한발서기자세에서 기저면의 넓이에 따른 힘을 비교하였다. 두발서기와 걷기자세보다 한발서기나 세로나란히서기에서 수직힘이 크게 증가하였다. 수직힘, 내외측힘, 전후힘의 평가에서 두발서기가 가장 낮은 값을 보였고, 걷기자세, 세로나란히서기, 한발서기 등의 순서로 값이 증가하였다. 이전의 두 연구(Kollmitzer 등, 2002; Patricia 등, 1989)의 결과는 본 연구에서 기저면의 넓이가 넓어지면 하지와 체간 근육의 활성도가 작아지는 결과와 유사하였다. Kaminski와 Simpkins(2001)는 기립자세와 걷기자세에서 달기를 할 때 기저면의 넓이와 뺨기 거리의 영향을 보고자 실험을 하였다. 달기 거리가 길고 기저면의 넓이가 넓을 때 근전도의 진폭은 커지고 지속 시간은 길어졌다.

본 연구를 통해 일을 하거나 서기자세에서 기저면을 넓게 하는 것이 안정성에 도움이 되며 이는 환자나 노인 등이 치료나 운동을 하는 동안 응용하여야 한다고 생각된다. 그러나 본 연구는 건강한 성인만을 대상으로 한 것으로 그다지 어렵지 않은 과제를 수행하였기 때문에 자료의 처리를 위해서 기저면의 넓이에 따른 상지 운동 시 근육 활성도의 최대값을 사용한 제한점이 있다. 향후 연구에서는 과제 수행 강도를 높여서 연구하거나, 임상에서 적용하기 위해서 일반인보다 근육의 활성이 작은 환자를 대상으로 한 실험이 필요하다. 또한, 상지의 운동속도에 따라서 근육 활성이 달라지는지에

대한 실험을 할 수도 있을 것이다. 본 연구에서 대상자에게 두 번째 발가락 중심과 발뒤꿈치를 연결한 선에 발을 맞추어 서도록 하였다. 이는 발의 비틀림(torsion)을 고려하지 않은 자세이기 때문에 대상자가 실험하는 동안 불편함을 호소하였다. Signorile 등(1995)은 닫힌 운동고리 상태에서 발의 위치가 정강뼈의 돌림을 유발시켜 넙다리내갈래근 각(Q angle)의 변화를 일어나게 함으로써, 하지의 근육 활성에 영향을 미칠 수 있다고 하였다. 이전의 연구(김성중 등, 2001; Signorile 등, 1995)와 같이 발의 자세는 하지 근육의 활성에 영향을 준다고 하였다. 따라서 기저면의 넓이와 관련하여 발끝 각도의 변화나 발의 자세 변화에 대한 향후 연구가 필요하다고 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 한서대학교에 재학 중인 건강한 성인 남자를 대상으로 근전도기를 사용하여 기저면의 넓이에 따른 체간과 하지의 근육 활성도에 미치는 영향을 알아보기 위해 실험한 결과 기저면과 근육간의 상호작용은 없었다($p=.483$). 기저면의 넓이 간에는 유의한 차이를 보였고($p=.006$), 근육 간에는 유의한 차이가 없었다($p=.215$). 사후 검정 결과 기저면에 따른 근육 활성도는 10 cm일 때 가장 큰 값을 보였고 45 cm일 때 가장 작은 값을 보였다. 이상의 결과로 볼 때 기저면의 넓이가 증가함에 따라 근육 활성도가 감소하는 것을 알 수 있었다.

인용문헌

- 김성중, 권오윤, 조상현 등. 기립자세에서 발위치가 무릎 폼근의 등척성수축 근전도 활성도에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지. 2001;8(2):1-16.
- 김태영, 박은영, 이웅상. 정적 부하의 비대칭적 적용에 따른 등 근육의 근전도 분석. 한국전문물리치료학회지. 1997;4(1):78-86.
- 박은영, 김원호, 김경모 등. 신발 굽의 높이와 신발 착용 기간이 대퇴근육 활동량에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지. 1999;6(2):32-42.
- 이영숙. 한국인 성인 남녀 발 외곽 형태 계측치에 의한 발 형태 분류. 한국생활환경학회지. 1996;3(2):45-57.

- Aruin AS, Forrest WR, Latash ML. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*. 1998;109:350-359.
- Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res*. 1995;103:323-332.
- Aspden RM. The spine as an arch: A new mathematical model. *Spine*. 1989;14:266-274.
- Bejjani FT, Gross CM, Pugh JW. Model for static lifting: Relationship of loads on the spine and the knee. *J Biomechanics*. 1984;17:281-286.
- Bendix T, Eid SE. The distance between the load and the body with three bi-manual lifting techniques. *Appl Ergonomics*. 1983;14:185-192.
- Bouisset S, Zattara M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments with voluntary movement. *J Biomech*. 1987;20:735-742.
- Brown JE, Frank JS. Influence of event anticipation on postural actions accompanying voluntary movement. *Exp Brain Res*. 1987;67:645-650.
- Delisle A, Gagnon M, Desjardins P. Knee flexion and base of support in asymmetrical handling: Effects on the worker's dynamic stability and the moments of the L5/S1 and knee joints. *Clin Biomech*. 1998;13:506-514.
- Delitto RS, Rose SJ, Apts DW. Electromyographic analysis of two techniques for squat lifting. *Phys Ther*. 1987;67:1329-1334.
- Delitto RS, Rose SJ. An electromyographic analysis of two techniques for squat lifting and lowering. *Phys Ther*. 1992;72:438-448.
- De Luca CJ. The Use of surface electromyography in biomechanics. *J App Biomech*. 1997;13:135-163.
- Floyd WF, Silver DHS. The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol*. 1955;129:184-203.
- Friedli W, Cohen L, Hallett M, et al. Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1988;51:232-243.
- Gagnon D, Gagnon M. The role of general motion principles in asymmetrical lifting. *Int J Indus Ergon*, 1993;12:289-300.
- Hart DL, Stobe TJ, Jaraiedi M. Effect of lumbar posture on lifting. *Spine*. 1987;12:138-145.
- Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res*. 1997;114(2):362-370.
- Holbein MA, Redfern MS. Functional stability limits while holding loads in various positions. *Int J Ind Ergon*. 1997;19(5):3887-3895.
- Horak FB, Esselman PE, Anderson ME, et al. The effects of movement velocity, mass displaced and task certainty on associated postural adjustment made by normal and hemiplegic individuals. *J Neurol Neurosurg Psychol*. 1984;47:1020-1028.
- Ingen Schenau GJ. From rotation to translation: constraints on multi-joint movements and the unique action of biarticular muscle. *Hum Mvmt Sci*. 1989;8:301-337.
- Kaminisk TR, Simpkins S. The effect of stance configuration and target distance on reaching I. Movement preparation. *Exp Brain Res*. 2001; 136(4):439-446.
- Kollmitzer J, Oddsson L, Ebenbicher GR, et al. Postural control during lifting. *J Biomech*. 2002; 35(5):585-594.
- Koozerkanani SH, Stockwell CW, McGee RB, et al. On the role of dynamic models in quantitative posturography. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1983; 105:136-144.
- Laura KS, Elizabeth LW, Lehmkuhl LD. *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. 5th ed. F.A. Davins Company, Philadelphia, 1996;51-53.
- Layne CS, Abraham LD, Brunt D. EMG patterns in response to postural perturbations and their interactions with voluntary movement in deaf subjects. *Soc Neurosci Abstr*. 1985:15.
- Lee WA, Buchanan TS, Rogers MW. Effects of arm

- acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Exp Brain Res.* 1987;66:257-270.
- Nashner LM. Sensory, neuromuscular, and biomechanical contributions to human balance. *Proceeding of the APTA Forum. Balance.* Nashville, Tennessee, 1989:5-7.
- Mathiassen SE, Winkel J, Hagg GM. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies: A review. *J Electromyogr kinesiol.* 1995;5(4):197-226.
- Mercer VS, Sahrman SA. Postural synergies associated with a stepping task. *Phys Ther.* 1999;79:1142-1152.
- Miller RL. When you lift, bend your knees. *Occup Health Safety.* 1980;45:46-47.
- Oddsson L. Motor patterns of a fast voluntary postural task in man: trunk extension in standing. *Acta Physiologies Scandinavica.* 1989;136:47-58.
- Olerud C, Berg P. The variation of the Q-angle with different of the foot. *Clin Orthop.* 1984;191:162-165.
- Patricia AG, Thomas AM, Kay IS, et al. Postural control in standing following stroke: Test-retest reliability of some quantitative clinical tests. *Phys Ther.* 1990;70(4):234-243.
- Patricia AG, Timothy MB, Owen ME. Force platform measures for evaluating postural control: Reliability and Validity. *Arch Phys Med Rehab.* 1989;70:510-517.
- Peterka RJ, Black FO. Age-related changes in human posture control. *Journal of vestibular research.* 1990;1:73-85.
- Schipplein OD, Trafimow JH, Andersson GB, et al. Relationship between moments at the L5/S1 level, hip and knee joint when lifting. *J Biomechanics.* 1990;23:907-912.
- Signorile JF, Kacsik D, Perry A, et al. The effect of knee and foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;22(1):2-9.
- Toussaint HM, Baar CE, Langen PP, et al. Coordination of the leg muscles in back lift and leg lift. *J Biomechanics.* 1992;25(11):1279-1289.
- Turker KS. Electromyography: Some methodological problems and Issues. *Phys Ther.* 1993;73(10):57-69.
- Woodall W, Welsh J. A Biomechanical basis for rehabilitation programs involving the patellofemoral joint. *J Orthop Sports Phys.* 1990;11:535-542.