패션비즈니스 제25권 4호
—
ISSN 1229-3350(Print)
ISSN 2288-1867(Online)
—
J. fash. bus. Vol. 25,
No. 4:151-160, Sept. 2021
https://doi.org/
10.12940/jfb.2021.25.4.151

정적 균형능력 향상을 위한 하지 의류의 EMS 적용 효과

황선규*1) · 박진희2) · 김주용†2)

숭실대학교 스마트웨어러블공학과,*1) 숭실대학교 유기신소재파이버공학과2)

Corresponding author
—
Jooyong Kim
Tel : +82-2-820-0631
Fax : +82-2-817-8349
E-mail : jykim@ssu.ac.kr

EMS Application Effect of Lower Extremities to Improve Static Balance Capability

Sunkyu Hwang*1) · Jinhee Park2) · Jooyong Kim†2)

*Dept. of Smart Wearable Engineering, Soongsil University, Korea1)
Organic Materials and Fiber Engineering, Soongsil University, Korea2)

Keywords

Static Balance,
Electronic Muscle Simulation,
Calf, Hip, Balance Capability
정적 균형, 전기근육자극,
종아리, 엉덩이, 균형능력

Abstract

The purpose of this study was to investigate whether there were improvements on balance when both ankle-jointed calf muscles and hip muscles, which affect balance capabilities, were activated through taping techniques and EMS. In this study, the One Leg Standing Test, a static balance test, was conducted by experimenting on a flat floor, foam pad, and a stretching board with a gradient of 20 degrees, respectively, to study static balance capabilities in different situations. Nine healthy men in their 20s were measured five times every five minutes considering muscle fatigue, and the difference between each variable was analyzed through post-test using nonparametric statistical analysis. Our results showed an equal increase in static balance capability was similar when EMS was applied only to calf muscles and only to hip muscles. Notably most improvements were seen when wearing calf supporters and taping technology pants, and applying EMS together. It was also found that the difference between EMS electric stimulation and balance capability was greater when wearing and applying supporters and taping technology pants. Based on the results of the present study, a muscle support band and EMS of taping techniques can improve balance capabilities. These findings are expected to form a basis for solutions Improving the balance capabilities

—
이 논문은 2021년도 정부(산업통상자원부)의 재원으로 한국산업기술진흥원의 지원을 받아 수행된 연구임
(P0012770, 2021년 산업혁신인재성장 지원사업)

Ⅰ. 서론

균형능력이 결여되면 일상생활에서의 흔한 부상인 낙상에 노출되기 쉬워진다. 낙상이란 넘어지거나 떨어져 몸을 다치는 것으로 무언가에 걸려 넘어지거나 미끄러져 넘어지는 모든 것을 포함한다. 이는 모든 연령에서 발생할 수 있지만 사회적으로 심각하게 다루어지고 있는 부분은 노인낙상 문제이다. 젊은 층은 낙상을 경험하더라도 대수롭지 않게 넘길 수 있지만 노인에게 낙상은 생사가 걸려있는 중요한 사항이라고 볼 수 있다. 이러한 낙상을 방지하기 위해서는 균형조절 능력이 향상되어야 한다. 균형 조절 능력이란 다양한 움직임 및 자세 변화에 따른 중력에 대항하여 무게 중심(center of mass)을 지지면(base of support) 내에 위치하도록 조절함으로써 신체를 바로 세운 자세로 유지하는 기전이다(Radomski & Latham, 2008). 외부적인 요인이 작용하더라도 몸의 균형이 어느 한쪽으로도 무너지지 않고 버티거나, 유지할 수 있는 능력이라고도 볼 수 있다.

균형을 유지하기 위해서는 특히 발목관절 전략(ankle strategy)과 엉덩관절 전략(hip strategy)의 이용이 필수적이다(Horak & Nashner, 1986). 발목관절 전략은 전, 후 방향의 흔들림에 대해 자세를 조절할 때 전경골근(tibialis anterior)과 안쪽 비복근(medial gastrocnemius)의 교대 활성화에 의해 이루어지는데 이때 몸이 전방으로 기울어지면 안쪽 비복근이 활성 되고, 다시 후방으로 기울어지면 전경골근의 활성이 시작되며 균형을 회복한다(Almeida, Carvalho & Talis, 2006)(Figure 1). 엉덩관절 전략은 보다 큰 신체 동요가 발생하거나 혹은 발목관절 전략만으로는 자세를 조절할 수 없을 경우(Winter, Patla, & Frank, 1990) 체간 및 엉덩관절의 움직임을 포함하여 균형을 회복할 때 다분절(multisegment) 제어 전략을 사용하게 된다(Adlerton, Moritz & Moe-Nilssen, 2003). 중둔근의 근력은 일상생활에서 한발지지 자세를 유지하고 균형을 유지하기 위해 꼭 필요한 요소이다(Neuman, 2010)(Figure 2). 일상생활이나 스포츠 신체활동을 할 때 발생하는 한발 지지 자세를 유지하기 위해서는 고관절 외전근들이 활성이 필요하다. 지지할 때 힘을 쓸 수 있는 일차적 고관절 외전근들은 중둔근, 소둔근 그리고 대퇴근 막장근이다(Dostal, Soderberg & Andrews, 1986). 이 중 중둔근은 고관절 외전근 중 가장 큰 근육이며 전체 외전근 횡단면적의 약 60%를 차지하고 있다(Clark & Haynor, 1987). 그렇기 때문에 중둔근이 제대로 된 기능을 하지 못한다면 한발 지지를 하는데 있어 외부적인 요인이 크게 작용한다면 제어가 힘들어지게 된다. 일반적으로 근육이 생산할 수 있는 힘은 근육의 횡단면적에 비례한다(Baratta, Sokomonow & Zhou, 1998). 이런 이유에서 한발지지기 동안 고관절에서 요구되는 대부분의 힘들은 고관절 외 전근 중 특히 중둔근에 의해 생산된다(Dalstra & Huiskes 1995). 따라서 중둔근의 수행 능력과 활성정도가 낮을 경우 외부 환경의 변화와 같은 상황이 발생할 시 균형능력이 결여된다고 볼 수 있다. 균형능력 결여는 운동기능의 회복에 방해가 되며, 낙상의 위험을 증가시키게 되고, 환자가 일상생활로 복귀하는데 어려움을 주게 된다(Tyson, Hanley, Chillala, Selley & Tallis, 2006). 특히 노인낙상에서는 일상생활로의 복귀가 어려운 정도가 아니라 불가능하게 만들 수도 있는 게 낙상이라고 본다. 균형능력의 결여는

Figure 1. Anterior Tibial Muscle, Soleus Muscle, Gastrocnemius Muscle in Order
(www.sedaily.com)

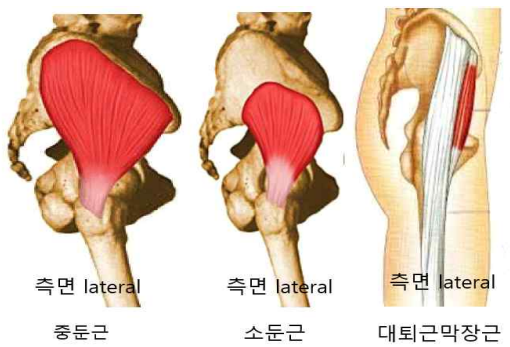

Figure 2. Gluteus Medius Muscle, Gluteus Minimus Muscle, Tensor Fasciae Latae Muscel and Lateral
(www.pinterest.co.kr)

보통 낙상사고로 인해 손상된 부분은 치료 및 회복하였어도 예전과 같이 활동을 하기는 힘들어지는 상황이라고 볼 수 있다.

발은 보행을 하는 동안 체중을 지지하고 힘을 생산하는데 매우 중요하며, 균형을 유지하기 위해서도 중요한 기능을 한다. 발에서 나타나는 문제는 신체 움직임 및 자세 안정성과 관련이 될 수 있으며, 그 정도의 심각성과 연령에 따라 삶의 질에 영향을 줄 수도 있다(Menz, Dufour, Katz & Hannan, 2016). 따라서 균형능력향상을 기대할 수 있고 운동을 쉽게 할 수 없는 상황인 사람들에게도 균형능력 향상에 도움을 줄 수 있는 제품개발이 시급한 실정이다.

EMS는 최근 몇 년 사이에 크게 관심을 받고 있는 자극요법으로 전기적 자극을 통해 인위적으로 근육의 수축을 유발하는 방법으로 일반적으로 저주파가 이용되고 있으며, 운동선수나 일반인들의 트레이닝 도구로 활용되고 있다(Lin & Yan, 2011). Choi, Choi, Shin, Ko and Kim(2018)의 선행연구에 의하면 등속성 근력 및 근전도 증가에 EMS+압박의류 착용이 효과적인 것으로 나타났다. 단순한 의류가 아닌 근육의 활동을 촉진할 수 있는 방법 중 하나인 electrical muscle stimulation(EMS)을 활용하여 근육의 활동과 수행능력 향상을 이루고자 EMS를 사용하고자 한다. 따라서 본 연구에서는 1차적으로 종아리근육에 압박력과 EMS를 적용한 발목관절 전략의 향상 및 2차적으로 엉덩이 근육인 중둔근에 압박력과 EMS를 적용한 엉덩관절 전략의 향상을 통해 정적 균형 능력향상에 미치는 영향을 파악하는데 연구목적이 있다.

Ⅲ 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구는 사전 조사를 통하여 최근 6개월 내 낙상 경험이 없으며, 과거와 현재 신경학적, 정신적, 정형외과적 질환의 병력이 없는 자, 최근 6개월 이내에 균형 유지능력에 영향을 미치는 약물을 복용하지 않은 자로 제한하여 20대 건강한 일반인 남성 9명을 대상으로 진행하였다(Table 1).

2. 종아리 서포터+EMS 제작 및 적용

일반적인 압박 서포터가 아닌 스포츠테이핑 효과를 낼 수 있는 근육지지 밴드를 통해 인체의 근육구조와 유사한 종아리 부위의 압박력을 균형적으로 주어 활동시 안정성을 줄 수 있는 F사의 종아리 서포터 제품과 F사의 EMS 모듈을 결합하였다(Figure 3, 4). 결합 방법은 다음과 같다. 균형능력에 1차적 전략에 영향을 미치는 종아리 부위가 직접 닿을 수 있는 전도성 원단을 안쪽 면에 부착하고 자석 스냅을 이용하여 F사의 EMS 모듈을 결합할 수 있게 바깥 면에 부착하였다(Figure 4, 5).

3. 중둔근 압박의류+EMS 제작 및 적용

일반적인 압박 레깅스가 아닌 스포츠테이핑 효과를 낼 수 있는 근육지지 밴드를 통해 인체의 근육구조와 유사한 엉덩이근육 부위별 압박력을 균형적으로 주어 활동시 안정성을 줄 수 있는 F사의 팬츠와 F사의 EMS 모듈을 결합하였다(Figure 4, 7). 팬츠의 디자인은 그림과 같으며, 결합 방법은 다음과 같다(Figure 6). 균형능력에 2차적 전략이며 큰 영향을 미치는 중둔근 부위가 직접 닿을 수 있는 전도성 원단을 안쪽 면에 부착하고 자석 스냅을 이용하여 F사의 EMS 모듈을 결합할 수 있게 바깥 면에 부착하였다(Figure 7, 8).

4. 실험 방법

(1) 실험 절차 및 실험복

종아리 서포터+EMS 적용과 팬츠(중둔근 부위)의 EMS 적용이 정적 균형에 미치는 영향을 알아보기 위해 한발 서기

Table 1. Physical Characteristics

Variable	Mean±SD
Height(cm)	171.78±2.86
Age(years old)	26.22±2.04
Weight(kg)	69.33±5.22

검사(one leg standing test)를 실시하였다. 실험은 종아리 서포터 착용 전, 종아리 서포터 착용+EMS 사용했을 때와 팬츠 착용 전, 팬츠 착용+중둔근에 EMS 사용했을 때, 마지막으로 모두 착용 전(서포터와 팬츠 모두 미착용)과 종아리 서포터+EMS 적용과 팬츠 착용+EMS 적용을 함께 사용했을 경우를 실험 및 측정하였다. 실험 전 동작에 대해 시범 및 설명을 충분히 해주고 실험 결과의 신뢰도를 높이고 학습효과를 최소화하기 위하여 연습은 양발 한번 씩만 진행하

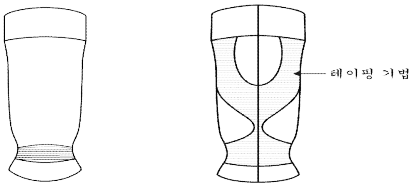

Figure 3. Calf Supporter Taping Design (front and back)
(taken by authors)

Figure 4. EMS Module of Fcompany (front and back)
(taken by authors)

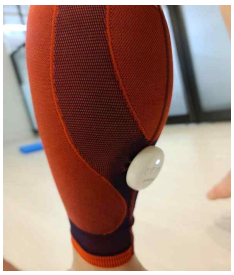

Figure 5. Combination of Calf Supporters and EMS
(taken by authors)

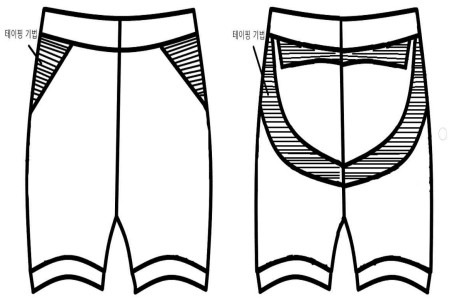

Figure 6. Taping Pants Design (front and back)
(taken by authors)

Figure 7. Attachment of Magnet Snap, Outside
(taken by authors)

Figure 8. Attachment of Conductive Fabric, Inner Side
(taken by authors)

였다. 그리고 근 피로에 대한 영향을 최소화하기 위해 매 검사마다 10분간 휴식을, 측정마다 5분 안정 시 휴식을 취한 후 다음 검사를 진행하였다. EMS 적용 실험은 서포터나 팬츠에 EMS 모듈을 결합한 후 편안한 휴식 상태에서 10분 동안 저주파 전기 자극을 적용하였다(Figure 9). 15° 경사각은 족 관절 전략을 사용하여 균형을 유지하는 한계 경사로 생각되며 그 이상의 각도에서 신체 균형을 유지하기 위해서는 체간 및 고관절의 사용한 전략이 필요한 것으로 생각되어서 실험의 경사를 20도를 설정하였다(Kim, & Lee, 2017). 평평한 바닥에서만 측정하게 되면 2차 균형전략인 엉덩관절(hip joint)이 사용되지 않을 수 있어 불안정한 상황인 쿠션이 있는 폼 패드, 약 20도의 경사가 있는 스트레칭 보드에서 각각 모두 측정하였다(Figure 11, 12).

(2) 정적 균형 한발 서기 검사 (One Leg Standing Test, OLST)

해당 연구의 정적 균형 측정을 위해 한발 서기 검사(one leg standing test)를 실시하였다. 어디에서든 편하고 빠르게 정적 균형 검사를 양적으로 측정가능하며, 간단하게 진행할 수 있는 검사이다(Figure 10). 피험자 첫 번째, 단단하고 평평한 지면, 두 번째, 쿠션감이 있는 폼 패드, 세 번째, 경사가 있는 밸런스 패드에 서서 눈을 감고 왼발(L) 오른발(R) 각각 측정하였다. 반대 측 다리 엉덩관절(hip joint)과 무릎관절(knee joint)을 90도 각도로 들어올리고, 이후 눈을 감고 측정을 시작한다. 검사결과는 5회 진행하여 평균값으로 사용하였고, 측정 간 5분의 휴식을, 검사 간 10분 휴식을 취하였다. 20-30대 성인 남녀의 눈을 감고 실시한 한발 서기 검사는 평균 27.52초이다(Vereeck, Wuyts, Truijen, & Van de Heyning, 2008). 다음과 같은 상황이 오면 시간 측정을 종료하였다(Schlicht, Camaione & Owen, 2001). 첫째, 대상자가 눈을 뜰 경우, 둘째, 들어 올린 다리가 지지하는 다리에 닿을 경우, 셋째, 지지하는 다리가 시작위치로부터 벗어날 경우, 넷째, 들어 올린 다리가 바닥에 닿을 경우이다.

Figure 9. Attachment of the EMS Module to the Calf, Glutues Medius and Rest
(taken by authors)

Figure 10. One Leg Standing Test In the Order of flat floor, Foam Pad and Stertching Board
(taken by authors)

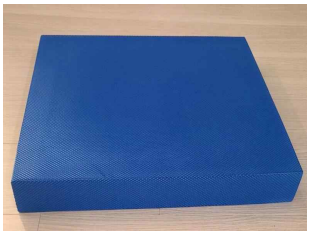

Figure 11. Balance Foam Pad
(taken by authors)

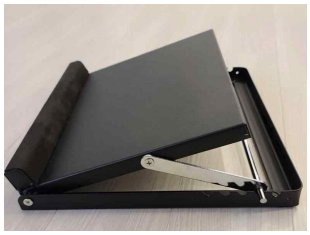

Figure 12. Stretching Boardabout 20 degrees
(taken by authors)

5. 자료 처리

연구결과 자료는 SPSS 26.0 프로그램을 이용하여 각 측정변인의 평균 및 표준편차는 기술 통계하였다. 맨몸과 종아리 서포터+EMS를 사용하였을 때, 중둔근+EMS팬츠를 사용하였을 때, 두 가지 모두 사용하였을 때를 나누어 정적 균형 능력 향상이 있었는지 각각 테스트 항목의 순위를 매기기 위하여 Friedman Test를 사용하였고, 각 두 가지 항목의 비교, 차이를 확인하기 위해 사후 검정으로 Wilcoxon Signed-Rank Test를 진행하였다. 통계적 유의수준은 $p<.05$로 하였다.

Ⅳ 결과 및 고찰

1. 각 항목별 변인(Varible)에 따른 정적 균형(OLST)의 차이

1) 각 항목별 맨바닥, 폼 패드 경사면의 정적 균형의 차이는 맨바닥L(p=.002**)과 맨바닥R(p=.008**), 폼 패드 L(p=.002**), 폼 패드R(p=.035*), 경사면L(p=.001**), 경사면R(p=.001**)에서 모두 유의미한 차이가 나타났고, 변인에 따라 중간 순위는 차이가 있지만, 전체 평균 순위는 중둔근EMS+종아리EMS 〉 중둔근EMS 〉 종아리EMS 〉 착

Table 2. Test Friedman Test Rank by Static Balance (OLST)

Varible	Before wearing	Calf+EMS	Glu+EMS	Calf,Glu+EMS	χ^2	p
Flat floor(L)	1.22	2.44	2.78	3.56	15.267	.002**
Flat floor(R)	1.33	2.89	2.44	3.33	11.933	.008**
Balance Foam Pad(L)	1.22	2.44	2.78	3.56	15.267	.002**
Balance Foam Pad(R)	1.44	2.78	2.67	3.11	8.6	.035*
Sterching Board(L)	1.89	2.11	2.00	4.00	16.333	.001**
Sterching Board(R)	1.44	2.22 (2.48)	2.33 (2.5)	4.00	18.733	.001**

*$p<0.05$ **$p<0.01$
*Glu(Gluteus Medius muscle)

Table 3. Freedman Test Mean Value and Standard Deviation According to Static Balance (OLST)

Varible	Before Wearing Mean±SD	Calf+EMS Mean±SD	Glu+EMS Mean±SD	Calf,Glu+EMS Mean±SD	χ^2	p
Flat floor(L)	16.94±20.99	25.18±28.22	25.97+29.01	35.89±33.16	15.267	.002**
Flat floor(R)	13.76±11.40	28.50±29.85	27.09±26.40	36.37±21.53	11.933	.008**
Balance Foam Pad(L)	5.06±1.76	6.42±2.38	6.92±2.00	9.43±4.13	15.267	.002**
Balance Foam Pad(R)	5.10±1.68	7.96±2.62	7.10±2.39	9.37±4.14	8.600	.035*
Sterching Board(L)	5.12±1.48	6.43±2.93	6.42±2.16	15.81±7.23	16.333	.001**
Sterching Board(R)	5.34±1.16	7.73±3.15	7.42±2.20	20.11±11.18	18.733	.001**

*$p<0.05$ **$p<0.01$

용 전 순이다. 평균값의 순위 차이는 분명히 있으나(Table 2, 3), 각 항목 간의 효과를 검증하기 위하여 월콕슨 검정(WilcoxonSigned-Ranked Test)으로 사후 검증하였다(Table 4, 5, 6).

2. 종아리EMS 착용 전, 후 적정균형(OLST)의 차이

1) 종아리EMS 착용 전, 후 정적 균형(OLST)은 맨바닥L(p=.011*), 맨바닥R(p=.011*), 폼 패드R(p=.021*) 경사면R(p=.028*)에서 유의한 차이가 나타났다. 맨바닥L은 착용 전(16.94±20.99)보다 착용 후(25.18±28.22) 8.24초 증가하였다. 맨바닥R은 착용 전(13.76±11.40)보다 착용 후(28.50±29.85) 14.74초 증가하였다. 폼 패드R은 착용 전(5.10±1.68)보다 착용 후(7.96±2.62) 2.86초 증가하였다. 경사면R은 착용 전(5.34±1.16)보다 착용 후(7.73±3.15) 2.39초 증가하였다. 이를 제외한 폼 패드L과 경사면L에서는 유의미한 차이가 나타나지 않았다(Table 4). 바닥에서는 효과가 유의미하다고 볼 수 있지만 폼 패드와 경사면과 같이 불안정한 상황에서는 유의미한 차이가 없었다고 할 수 있다. 발목관절 종아리근육만 활성화해서는 폼 패드와 스트레칭 보드 경사에서는 유의미한 효과를 나타내지 못함을 알 수 있었다.

Table 4. A Comparison of Calf Supporters and EMS Differences Before Wearing

Varible	Before Wearing Mean±SD	Calf+EMS Mean±SD	z	p
Flat floor(L)	16.94±20.99	25.18±28.22	-2.547	.011*
Flat floor(R)	13.76±11.40	28.50±29.85	-2.547	.011*
Balance Foam Pad(L)	5.06±1.76	6.42±2.38	-1.955	.051
Balance Foam Pad(R)	5.10±1.68	7.96±2.62	-2.310	.021*
Sterching Board(L)	5.12±1.48	6.43±2.93	-1.007	.314
Sterching Board(R)	5.34±1.16	7.73±3.15	-2.192	.028*

*p<0.05 **p<0.01

Table 5. A Comparison of Gluteus Supporters and EMS Differences Before Wearing

Varible	Before Wearing Mean±SD	Glu+EMS Mean±SD	z	p
Flat floor(L)	16.94±20.99	25.97+29.01	-2.429	.015*
Flat floor(R)	13.76±11.40	27.09±26.40	-2.192	.028*
Balance Foam Pad(L)	5.06±1.76	6.92±2.00	-2.429	.015*
Balance Foam Pad(R)	5.10±1.68	7.10±2.39	-1.599	.110
Sterching Board(L)	5.12±1.48	6.42±2.16	-1.125	.260
Sterching Board(R)	5.34±1.16	7.42±2.20	-2.073	.038*

*p<0.05 **p<0.01

Table 6. A Comparison of the Difference Between wearing Gluetues and EMS Supporter and Calf and EMS Supporter Together Before Wearing

Varible	Before Wearing Mean±SD	Calf, Glu+EMS Mean±SD	z	p
Flat floor(L)	16.94±20.99	35.89±33.16	-2.666	.008**
Flat floor(R)	13.76±11.40	36.37±21.53	-2.666	.008**
Balance Foam Pad(L)	5.06±1.76	9.43±4.13	-2.666	.008**
Balance Foam Pad(R)	5.10±1.68	9.37±4.14	-2.547	.011*
Sterching Board(L)	5.12±1.48	15.81±7.23	-2.666	.008**
Sterching Board(R)	5.34±1.16	20.11±11.18	-2.666	.008**

*p<0.05 **p<0.01

3. 중둔근EMS 착용 전, 후 적정균형(OLST)의 차이

1) 중둔근EMS 착용 전, 후 정적 균형(OLST)은 맨바닥L(p=.015*), 맨바닥R(p=.028*), 폼 패드L(p=.015*) 경사면R(p=.038*)에서 유의한 차이가 나타났다. 맨바닥L은 착용 전(16.94±20.99)보다 착용 후(25.97+29.01) 9.03초 증가하였다. 맨바닥R은 착용 전(13.76±11.40)보다 착용 후(27.09±26.40) 13.33초 증가하였다. 폼 패드L은 착용 전(5.06±1.76)보다 착용 후(6.92±2.00) 1.86초 증가하였다. 경사면R은 착용 전(5.34±1.16)보다 착용 후(7.42±2.20) 2.08초 증가하였다. 이를 제외한 폼 패드R과 경사면L에서는 유의미한 차이가 나타나지 않았다(Table 5). 바닥에서는 중둔근 EMS 착용으로 정적 균형 효과가 유의미하다고 볼 수 있지만 폼 패드와 경사면과 같이 불안정한 상황에서는 유의미한 차이가 없었다고 할 수 있다. 이와 같이 엉덩관절 중둔근만 활성화해서는 폼 패드와 스트레칭 보드 경사에서 앞의 종아리 EMS 착용 실험과 동일하게 유의미한 효과를 나타내지 못함을 알 수 있었다.

4. 중둔근EMS+종아리EMS 착용 전, 후 적정균형(OLST)의 차이

1) 중둔근EMS+종아리EMS 착용 전, 후 정적 균형(OLST)은 맨바닥L(p=.008**), 맨바닥R(p=.008**), 폼 패드L(p=.008**), 폼 패드R(p=.011*), 경사면L(p=.008**) 경사면R(p=.008*)에서 모두 유의한 차이가 나타났다. 맨바닥L은 착용 전(16.94±20.99)보다 착용 후(35.89±33.16) 18.95초 증가하였다. 맨바닥R은 착용 전(13.76±11.40)보다 착용 후(36.37±21.53) 22.61초 증가하였다. 폼 패드L은 착용 전(5.06±1.76)보다 착용 후(9.43±4.13) 4..37초 증가하였다. 폼 패드R은 착용 전(5.10±1.68)보다 착용 후(9.37±4.14) 4..27초 증가하였다. 경사면L은 착용 전(5.12±1.48)보다 착용 후(15.81±7.23) 10.69초 증가하였다. 경사면R은 착용 전(5.34±1.16)보다 착용 후(20.11±11.18) 14.77초 증가하였다(Table 6). 각각 적용했을 때 와 달리 종아리 EMS와 중둔근 EMS를 같이 적용하였을 때 모두 유의한 차이를 나타냈다. 이 전 실험단계에서 종아리만 적용했을 때 와 중둔근만 적용했을 때에는 더 불안정한 환경인 폼 패드와 스트레칭 보드 경사에서는 큰 향상을 보여주지 못했지만, 두 근육 모두 EMS를 통해 활성화를 시켰을 때, 맨바닥과 불안정한 상황 모두에서 유의미한 효과를 나타내었다.

Ⅴ. 결론

본 연구의 목적은 정적 균형 능력 향상을 위해 선행 연구되었던 종아리 서포터의 효과와 더불어 중둔근EMS를 같이 적용하였을 때, 근 활성화 효과를 통해 정적 균형 능력 향상에 영향을 주는지 확인하고자 하였다(Hwang, Kim & Park, 2021).

균형능력 중 정적 균형 능력만을 측정했으며, 오른발과

왼발을 나누어 각각 측정하고, 아무것도 착용하지 않은 상태에서 사전테스트와 종아리EMS, 중둔근EMS, 종아리EMS+중둔근EMS를 적용하고 나서 사후 테스트를 진행하였다. 결과에 의해 종아리서포터+EMS를 적용하였을 때 사전-사후를 비교해보면 정적 균형 테스트인OLST에서 맨바닥(L)은 8.24초, 맨바닥(R)은 14.74초 증가하며 모두 유의미하였다. 하지만 폼패드(L)에서 1.36초 증가하였으나 유의미하지 않았고, 폼패드(R)에서는 2.86초 증가하며 유의미하였다. 경사면(L)에서는 1.31초 증가하였으나 유의미하지 않았고, 경사면(R)에서는 2.39초 증가하며 유의미하였다. 중둔근 팬츠+EMS를 함께 적용하였을 때 사전-사후를 비교해보면 정적 균형 테스트인 OLST에서 맨바닥(L)은 9.03초, 맨바닥(R)은 13.33초 증가하며 모두 유의미하였다. 폼패드(L)에서는 1.86초 증가하여 유의미하였으나, 폼패드(R)에서는 2초 증가하였으나 유의미하지 않았다. 경사면(L)에서는 1.3초 증가하였으나 유의미하지 않았고, 경사면(R)에서는 2.08초 증가하며 유의미하였다. 종아리서포터+EMS 와 중둔근팬츠+EMS를 동시 적용하였을 때 사전-사후를 비교해보면 정적 균형 테스트인 OLST에서 맨바닥(L)은 18.95초, 맨바닥(R)은 22.61초 증가하며 모두 유의미하였다. 폼패드(L)에서 4.37초, 폼패드(R)에서는 4.27초 증가하며 모두 유의미하였다. 경사면(L)에서는 10.69초, 경사면(R)에서는 14.77초 증가하며 모두 유의미하였다. 중둔근 EMS에서는 각각 맨바닥에서의 정적 균형 향상을 유의미하고 효과가 있다고 할 수 있다. 종아리서포터+EMS만 적용했을 때는 폼패드(L)와 경사면(L)에서 두 가지 상황에서 유의미한 값이 나오지 않았고, 중둔근 팬츠+EMS만 적용 했을 때 에도 폼패드(R)와 경사면(L)의 두 가지 상황에서 유의미한 값이 나오지 않았기 때문에 둘 중 어느 것이 더 효과가 좋았다고 판단하기 어렵다. 하지만 종아리서포터+EMS 와 중둔근 팬츠+EMS를 적용했을 때에는 모두 유의미한 값이 나왔고 증가폭 또한 더 컸다. 이것은 불안정한 상황에서 발목관절전략과 엉덩관절전략에 사용되는 근육군의 활성도가 증가할 때 균형 능력에 대한 향상이 더 두드러지게 나타난다고 볼 수 있다. 또한 평평한 바닥에서는 균형전략 중 둘 중 한 가지 전략만 잘 사용하여도 문제가 없다고 볼 수 있는데, 이번 실험에서 진행했던 폼 패드나, 스트레칭 보드 경사 등 불안정한 상황에서는 두 가지 전략이 모두 잘 사용되어야 효과적임을 알 수 있었다.

실험 결과로 미루어 보았을 때 균형 능력에 영향을 미치는 두 근육군에 압박력과 EMS 효과를 더하면 균형능력 향상에 긍정적인 영향을 미침을 알 수 있었다. 선행연구에서 일차 균형전략인 발목관절의 능력향상을 위해 종아리서포터+EMS를 제작하여 압박 서포터와 EMS의 결합이 하지 균형능력 향상을 입증하였다. 이번 연구에서는 이차 균형전략인 엉덩관절까지 결합하여 EMS의 저주파 전기 자극으로 근 활성화를 주었을 때 더 큰 균형능력 향상을 나타냄을 알 수 있었고, 두 가지 균형전략을 모두 잘 사용할 수 있게 근육 활성화가 이루어진다면 낙상을 어느 정도 예방할 수 있을 것으로 사료된다. 다음 연구에서는 간단한 측정방법이 아닌 족 압 분석기나 근전도 검사를 통해 더욱 정밀하게 측정하여 후속연구를 계속 진행하고자 한다.

References

Anterior Tibial Muscle Soleus Gastrocnemius Muscle in order. (2017). Retrieved December 1, 2020, from https://www.sedaily.com/NewsVIew/1OEJZE91EC

Almeida, G. L., Carvalho, R. L., & Talis, V. L. (2006). Postural strategy to keep balance on the seesaw. *Gait Posture. 23*(1), 17-21, doi: 10.1016 /j.gaitpost. 2004.11.020.

Adlerton, A. K., Moritz, U., & Moe-Nilssen, R. (2003). Forceplate andaccelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue onpostural control during one-legged stance. *Physiotherapy Research International, 8*(4), 187-199. doi: 10.1002/pri.289

Baratta, R. V., Sokomonow, M., & Zhou, B. H. (1998). Frequency domain-based models of skeletal muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology,* 8(2), 79-91. doi: 10.1016/s1050-6411(97)00024-2

Clark, J. M., & Haynor, D. R. (1987). Anatomy of the abductor muscles of the hip as studied by computed tomography. *The Journal of Bone and Joint Surgery, 69*(7). 1021-1031

Choi, H. J., Choi, J. I., Shin, J. Y., Ko, Y. J., & Kim, S. Y. (2018). The effects of wear of compression clothing with EMS on muscle activity and isokinetic muscle strength. *The Korean Society of Sports Science, 27*(3), 961-971. doi : 10.35159/kjss.2018.06. 27.3.961

Dostal, W. F., Soderberg, G. L., & Andrews, J. G.(1986). Actions of hip muscle. *Physical Therapy, 66*(3), 351-359. doi: /10.1093/ptj/66.3.351

Dalstra, M., & Huiskes, R. (1995). Load transfer across

the pelvic bone. *Journal of Biomechanics, 28*(6), 715-724. doi: 10.1016/0021-9290(94)00125-N

Gluteus Medius Muscle, Gluteus Minimus Muscle, Tensor Fasciae Latae Muscel and Lateral. (2014). Retrieved September 1, 2021, from https://www.pinterest.co.kr/pin/773352567259720196/

Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology, 55*(6), 1369-1381. doi : 10.1152/jn.1986.55.6.1369

Hwang, S. K., Kim J. Y., & Park, J. H. (2021). A study on the development of a calf supporter for improving balance capacity. *Journal of Fashion Business, 25*(1), 39-50. doi: 10.12940/jfb.2021.25.1.39

Kim, S. C., & Lee, S. Y. (2017). Gluteus medius muscle activities according to various angle of mediolateral ramp during gross walking and one-leg standing. *Journal of The Korean Society of Physical Medicine, 12*(2), 53-57. doi:10.13066/kspm.2017.12.2.53.

Lin, Z., & Yan, T. (2011). Long-term effectiveness of neuromuscular electrical stimulation for promoting motor recovery of the upper extremity after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine, 43(6),* 506-510. doi: 10.2340/16501977-0807.

Menz, H. B., Dufour, A. B., Katz, P., & Hannan, M. T. (2016). Foot pain and pronated foot type are associated with self-reported mobility limitations in older adults: The Framingham foot study. *Gerontology. 62*(3), 289-295, doi : 10.1159 / 000442089.

Neumann, D. A. (2010). *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation.* St Louis: Mosby.

Radomski, M. V., & Latham, C. A. T. (2008). *Occupational therapy for physical dysfunction.* Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.

Schlicht, J., Camaione, D. N., & Owen, S. V. (2001). Effect of intense strength training on standing performance in older adults. *The Journals of Gerontology: Series A, 56*(5), 281-286. doi: 10.1093/gerona/56.5.M281

Tyson, S. F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A., & Tallis, R. C. (2006). Balance disability after stroke. *Physical therapy, 86*(1), 30-38. doi.org/10.1093/ptj/86.1.30

Vereeck, L., Wuyts, F., Truijen, S., & Van de Heyning, P. (2008). Clinical assessment of balance: normative data, and gender and age effects. *International Journal of Audiology, 47(2),* 67-75, doi: 10.1080/14992020701689688.

Winter, D. A., Patla, A. E., & Frank, J., S. (1990). Assessment of balancecontrol in humans. *Medical Progress through Technology. 16*(12), 31-51.

Received (August 25, 2021)
Revised (September 23, 2021)
Accepted (September 25, 2021)