

패션비즈니스 제25권 1호

ISSN 1229-3350(Print)
ISSN 2288-1867(Online)

J. fash. bus. Vol. 25,
No. 1:39-50, Feb. 2021
[https://doi.org/
10.12940/jfb.2021.25.1.39](https://doi.org/10.12940/jfb.2021.25.1.39)

Corresponding author

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

Keywords

static balance,
dynamic balance,
electronic muscle simulation,
calf, supporter
정적 균형, 동적 균형,
전기근육자극, 종아리, 보호대

이 논문은 2020년도 정부(산업통상자
원부)의 재원으로 한국산업기술진흥원
의 지원을 받아 수행된 연구임
(P0012770, 2020년 산업혁신인재성
장지원사업)

균형능력 향상을 위한 종아리 서포터 개발에 관한 연구

황선규*¹⁾ · 박진희²⁾ · 김주용*²⁾

*송실대학교 스마트웨어블공학과¹⁾, 송실대학교 유기신소재파이버공학과²⁾

A Study on the Development of a Calf Supporter for Improving Balance Capacity

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

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

Abstract

The purpose of this study was to investigate how wearing calf support and applying of electronic muscle simulation(EMS) affected the ability to balance. In this study, the one leg standing test for static balance and the Y balance test for dynamic balance were used to assess balance. At this time, the pressure of the calf support was different to produce two supporters, and a difference between wearing the support before, after, and after applying EMS was evaluated. Seven men in their 20s with healthy bodies were measured five times each with a five-minute break, taking into account muscle fatigue, and the difference between each variable was analyzed through a follow-up test using nonparametric statistical analysis. Studies have shown more difference from supporter B with a more appropriate pressure (mmgh) for increasing balance capability than from supporter A. In addition, it was confirmed that the use of EMS electrostimulation and support before measuring the balance capability resulted in a greater difference. The proper pressure (mmgh) supporters and EMS can increase the ability to balance, and these results can be expected to improve the balance ability of ordinary people in their daily lives.

I. 서론

발은 몸의 체중을 지지하며, 보행을 하고 힘을 생산하고 균형을 잡는데 매우 중요하다. 이러한 균형은 자신에게 주어진 환경에서 지지기지면(base of support)내에 중력 중심(center of gravity)을 유지하는 능력으로(Nichols, Miller, Colby, & Pease, 1996) 신체의 안정성과 독립성을 위해 필요한 신체 능력 중 하나로서 일반적으로 정적 균형(static balance)과 동적 균형(dynamic balance)으로 구분된다. 정적 균형은 서 있는 자세 동안 신체가 움직이지 않도록 균형을 유지하는 능력을 말하며, 동적 균형은 신체가 움직이는 동안 중력 중심을 지지 면 내에 두어 자세를 유지하는 능력이다(Winter, Patla, & Frank, 1990). 이는 균형을 유지하며, 발은 직접 바닥과 닿는 부분이기 때문에 기능이 무너지게 되면 낙상과 같은 부상에 노출되기 쉽다. 균형의 문제점은 운동기능의 회복에 방해가 되며, 낙상의 위험을 증가시키게 되고, 환자가 일상생활로 복귀하는 데 어려움을 주게 된다(Tyson, Hanley, Chillala, Selley, & Tallis, 2006). 또한 발에서 나타나는 문제는 신체 움직임 및 자세 안정성과 관련이 될 수 있으며, 정도의 심각성과 연령에 따라 삶의 질에 영향을 줄 수 있다(Menz, Dufour, Katz, & Hannan, 2016). 낙상은 넘어지거나 떨어져서 몸을 다치는 것으로 높은 곳에서 떨어지는 추락과 걸려 넘어지거나 미끄러져 넘어지는 것을 모두 포함한다. 이는 모든 연령에서 발생할 수 있지만, 특히 노인에서 발생률이 높으며, 노인 인구 비율이 늘고 의료기술이 발전하여 수명이 연장됨에 따라 노인 낙상의 발생은 기하급수적으로 늘어나는 추세이다. 은퇴 후에도 적어도 30년 이상 행복한 인생의 황금기를 영위해야 하는 노인에게 낙상은 가장 큰 천적이라 할 수 있다. 미국의 65세 이상 노인 중 3분의 1 이상에서 연간 한 번 이상 낙상을 경험한다고 하며 우리나라의 경우 65세 이상 노인의 21%가 낙상을 경험하며, 이 중 36% 이상이 약 2주 이상 입원을 하게 되며, 모든 노인의 신체 손상 중 절반 이상이 낙상에 의하여 발생한다(Jung, 2011). 이러한 노인 낙상과 일반인의 균형능력 향상을 위하여 일반인이 사용하기 편리한 종아리 서포터를 개발하여 사고의 위험을 줄일 필요가 있다고 여겨진다.

이러한 낙상을 예방하기 위해서는 균형능력이 떨어지는 걸 막고 유지 혹은 상승 시켜야 한다. 두발로 서 있거나 한 발 지지를 하여 균형을 유지하는데 쓰이는 근육은 종아리뼈 앞쪽 바깥쪽에 있는 전경골근, 종아리뼈 뒤쪽에 있는 가자미근과 종아리 뼈 뒤쪽 가자미근 위에 있는 비복근 등이 있는데, 균형 능력을 향상시키기 위해서는 근육이 활성화되고 제

기능을 할 수 있는 환경이 되어야 한다. 발목 관절은 전경골근과 비복근의 교대적인 활성화로 이루어지며, 선 자세에서 몸이 앞으로 움직일 때는 비복근이 활성화되고, 뒤로 몸이 움직여질 때는 전경골근이 활성화되어 균형을 유지한다(Almeida, Carvalho, & Talis, 2006). 균형을 더 잡기 어려운 환경(모래지면, 균형매트, 단단한 지면)에서 균형 운동을 실시하였을 때, 단단한 지면보다 모래 지면과, 균형 매트에서 더 전경골근과 가자미근의 근활성도가 더 높게 나타났다(Kim, Han, & Oh, 2012). 이것은 균형을 잡는데 전경골근과 가자미근이 중요한 역할을 한다는 것이다.

또한 기능성 스포츠 의류에는 여러 형태가 있는데, 그중 압박 의류의 착용은 운동수행능력, 피로감 억제, 미세 근 손상 예방에 대한 효과도 보고되었다(Doan, Kwon, Newton, Shim, Popper, Rogers, Bolt, Robertson, & Kraemer, 2003). 기능성 스포츠 의류는 단순한 형태의 압박 의류에서, 최근에는 키네시오 테이핑요법을 의류에 적용한 테이핑 의류까지 그 범위가 확대되었다(Lee, Kim, Hong, & Lee, 2015). 종아리 서포터에는 근육 테이핑 기법을 접목하여 압박력을 더해주고, 근육의 활성화를 위한 electronic muscle simulation(EMS) 기법을 접목시켜 그 효과를 상승시키고자 한다. EMS는 다양한 형태로 근육의 활동 및 수행능력 변화를 나타내는데 사용되고 있다(Park & Yoon, 2015). 따라서 본 연구는 이러한 문제를 해결하기 위해 종아리 서포터를 제작하여 발의 안정성 및 균형능력을 향상시키고자 하였다. 일반인이 혼자 근육 테이핑을 직접 하기에는 번거로움과 전문성이 떨어질 수 있어, 본 연구를 통하여 일반인의 종아리 압박 서포터와 EMS의 근활성 효과가 균형능력에 향상을 주는지 그 효과를 검증하는데 연구목적이 있다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구는 사전 조사를 통하여 최근 6개월 내 낙상 경험이 없는, 과거와 현재에 신경학적, 정신적, 정형외과적 질환의 병력이 없는 자, 최근 6개월 이내 균형 유지 능력에 영향을 주는 약물을 복용하지 않은 자로 제한하여 20대 일반인 남자 7명을 대상으로 진행했다(Table 1).

2. 종아리 EMS 압박 서포터 제작

1) 종아리 서포터 제작

Table 1. Physical Characteristics

variable	Mean±SD
Height(cm)	172.33±4.22
Age(years old)	25.67±2.1
Weight(kg)	72.50±9.46
Leg Length(cm)	86.17±3.06



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

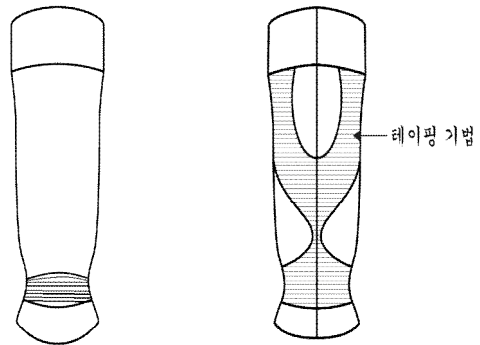


Figure 2. Calf Supporter Taping Design (Front and Back)
(taken by author)

일반적인 종아리 전체 압박을 위한 서포터가 아닌, 균형능력에 필요한 근육을 활성화시키기 위해 비복근, 가자미근을 타겟으로 한 테이핑 기법을 사용하였고 앞쪽의 전경골근에도 압박 효과를 줄 수 있다(Figure 1). 테이핑 기법으로 근육의 수축이나 긴장을 완화시키고 혈액, 림프의 흐름을 도와 통증 완화 및 관절 안정화에 도움을 주는 효과를 얻고자 한다. 제작에는 나일론과 스판덱스가 사용되었다. 나일론은 강도가 강하고, 스판덱스는 신축성과 탄력성이 우수한 섬유이다. 전체 베이스 원단은 나일론 90%와 스판덱스 10%가 사용되었고, 테이핑 기법이 들어간 부분은 압박력의 효과를 높이기 위하여 베이스 원단 부분보다는 두껍지만, 잘 늘어날 수 있게 나일론 86% 스판덱스 14%로 제작되었다(Table 2). 이미 시중에 판매되고 있는 서포터와 차이를 두어 개발을 위해 조사하였을 때, 테이핑 효과를 위해서 실리콘을 사용하는 두 제품이 있었다. 실리콘으로 테이핑기법을 구현했지만, 실리

콘의 특성상 신축성이 떨어지기 때문에 Table 2를 보면 실리콘으로 테이핑 기법을 구현해낸 두 제품은 신축성을 위해 스판덱스의 비율이 35%와 22%로 높았다. 인체에 무해한 실리콘으로 제작 되었다고 해도 직접 피부에 장시간 맞게 되면 피부에 손상을 줄 수 있고, 사람에 따라 건조한 피부의 경우는 장시간 착용이 아니라도 사용 시 제한이 생길 수 있다. 본 연구의 종아리 서포터는 실리콘이 아닌 섬유 자체 함유량을 다르게 하여 차등 압박을 하는 시스템을 통해 테이핑 기법을 적용하였고, 착용 시 불편함을 최소화 하는데 중점을 두어 제작하였다. 또한 제품을 만들기 위한 봉제라인을 최소화시켜 원통형으로 원단을 편직하여 일반 의류보다 신축성이 좋은 심리스 기법(seamless)을 사용하여 제봉선을 하나로 제작하였으며, 서포터의 테이핑 디자인은 다음과 같다(Figure 2). 테이핑 효과를 위해 압박력에 차이를 두고 20mmhg 전후의 압박력을 주는 2가지로 제작하였다. 우리

나라에 수입되는 의료용 종아리 압박 서포터의 압박력은 보통 20~30mmhg이며(Do & Kim, 2012) 서포터 A는 위 13cm, 아래 8.5cm, 높이 28cm로 제작하였고 서포터 B는 위 11.5cm, 아래 8cm 높이 27cm로 제작되었다(Figure 4, 5). 제작 후 종아리 압박 서포터는 한국의류시험연구원(Korea Apparel Testing & Research Institute, KATRI)에 의뢰하여 압박력을 측정하였다. 평가에 사용된 장비는 의복압 측정기(TNB-300, AMI Tech)를 사용하여 환경 재현 실험실(EBE Walk-in, ESPEC)에서 진행되었다. 측정된 종아리 압박 서포터의 압박력은 다음과 같다(Table 3).

2) 종아리 서포터와 EMS 모듈 결합

종아리 서포터에 EMS 모듈을 연결하기 위해 자석 스냅을 전도성 실로 바느질하였고(Figure 8), 종아리 서포터 안쪽 면에 전도성 원단(Figure 10)을 열 프레싱기를 이용하여 접착하였다. 이때, EMS 모듈은 F사의 제품을 이용하였다(Figure 9). 모듈이 자석 스냅과 전도성 실 그리고 전도성 원단을 통해 EMS 전류를 전달한다. 완성된 제품의 모습은 다음과 같다(Figure 11).

Table 2. Differences Between the Types of Calf Supporters

	Produced Calf Supporter	A Company Calf Supporter	B Company Calf Supporter
Material (Base)	Nylon 90% Spandex 10%	Nylon 65% Spandex 35%	Nylon 78% Spandex 22%
Material (Taping Part)	Nylon 86% Spandex 14%	Silicone	Silicone
Technology	- Seamless Technique	- Taping Tech	- Taping Tech
	- The effect of Taping		
	- 4 Way Stretch	- 4 Way Stretch	- 4 Way Stretch



Figure 3. Wearing a Calf Support (Front, Side, and Back)
(taken by authors)



Figure 4.
Calf Supporter A
(Blue)

(taken by authors)



Figure 5.
Calf Supporter B
(Red)

(taken by authors)



Figure 6.
Measuring Part 1,
Lateral Gastrocnemius Central
Measurement Point
(KATRI, 2020)



Figure 7.
Measuring Part 2,
Anterior Tibial Central
Measurement Point
(KATRI, 2020)

Table 3. Comparison of Two Types of Support Pressure

TYPE	B(Red)		A(Blue)	
	Part 1	Part 2	Part 1	Part 2
Compressive Force(mmHg)	21.8	22.6	18.1	19.2

* measuring part 1: Lateral Gastrocnemius Central (Figure 6)

* measuring part 2: Anterior Tibial Central (Figure 7)



Figure 8. Attaching a Magnetic Snap
for the EMS Module
(taken by authors)

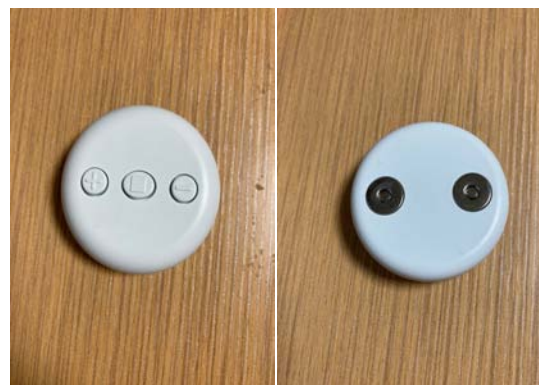


Figure 9. EMS Module of
Fcompany (Front, and Back)
(taken by authors)



Figure 10. Adhesion of Conductive Fabric on the Inner Side of the Calf Supporter (taken by authors)



Figure 11. Completed Pressure EMS Supporter Outside (taken by authors)



Figure 12. EMS Electrostimulation Position (taken by authors)

3. 종아리 서포터의 EMS 적용

EMS는 최근 몇 년 사이에 크게 관심을 받고 있는 자극요법으로 전기적 자극을 통해 인위적으로 근육의 수축을 유발하는 방법이고, 일반적으로 저주파가 이용되고 있으며, 운동 선수나 일반인들의 트레이닝 도구로 활용된다(Lin & Yan, 2011). Choi, Choi, Shin, Ko, and Kim(2018)의 선행연구에 의하면 등속성 근력 및 근전도 증가에 EMS+압박 의류 착용이 효과적인 것으로 나타났다. 종아리 압박 및 EMS 서포터는 종아리 부위의 근육 비복근과 가자미근을 효과적으로 압박할 수 있는 테이핑 기법이 들어간 패틴이 적용되어 있다(Figure 12). 비복근과 가자미근 두 근육을 활성화 시킬 수 있는 부위에 EMS 전기자극을 주기 위해 전도성 원단이 부착되어 있다. EMS 전기 자극을 활성화시킬 때에는 전도성을 위한 매개체로 국소부위에 겔을 발라서 전기 전도력을 높였다.

4. 측정 도구

1) 동적 균형 Y 균형 검사(Y balance test, YBT)
Y 균형 검사(Figure 13)는 하지의 근력, 유연성, 고유수용성 감각을 측정하는 것으로, 한 발로 지지한 상태에서 나머지 한 발은 전방, 후 내측, 그리고 후 외측의 세 가지 방향으로 뻗는 자세를 실시하는 균형 검사 방법이다(Plisky, Gorman, Butler, Kiesel, Underwood, & Elkins, 2009). 센치미터(cm) 눈금 테이프를 이용하여 전방의 선을 기준으로 양쪽의

135° 지점에 후 외측과 후 내측 방향의 선을 표시한 후, 중앙에서 대상자가 다리를 뻗은 지점까지의 거리를 cm 단위로 측정하였다. 학습효과의 최소화를 위해 2회 연습 후 측정하였고, 총 5회 측정하여 평균값을 기록하였다. 지지하고 있는 발이 지면에서 떨어지거나, 뻗은 발로 바닥을 지탱한 경우, 발을 뻗은 후 시작 자세로 돌아오지 못할 경우 실패로 간주하고 재측정하였다. 점수는 각 참가자의 다리길이의 영향을 받기 때문에 전방, 후 내측과 후 외측의 길이를 다 더한 후 다리길이의 3배 값으로 나눈 후 백분율(%)을 구하였다(Wikstrom, Tillman, Smith, & Borsa, 2005). 이때, 다리길이는 위앞엉덩뼈가시에서 안쪽 복사뼈까지의 길이로 측정하였다.

2) 정적 균형 한발 서기 검사(One Leg Standing Test, OLST)
본 연구의 정적 균형 측정(Figure 14)을 위해 한발 서기 검사(one leg standing test)를 실시하였다. 어디에서든 빠르게 자세 균형을 양적으로 측정할 수 있으며, 간단하게 시행 가능한 검사이다. 피험자가 단단하고 편평한 지면에서 눈을 감고, 양발을 번갈아 들며 측정하였다. 이때 반대 측 다리 엉덩관절(hip joint)과 무릎관절(knee joint)을 90도 각도로 들어 올린다. 이후 눈을 감으면 측정을 시작한다. 검사 결과는 5회 시행하여 평균값으로 하였고, 측정 간 5분의 휴식을 취하였다. 정상 20-30대 성인 남녀의 눈을 감고 실시한 한발 서기 검사는 평균 27.52 초이다(Vereck, Wuyts, Truijen, & Van de Heyning, 2008). 다음과 같은 상황이 오면 시간 측정을 끝낸다(Schlicht, Camaione, & Owen,

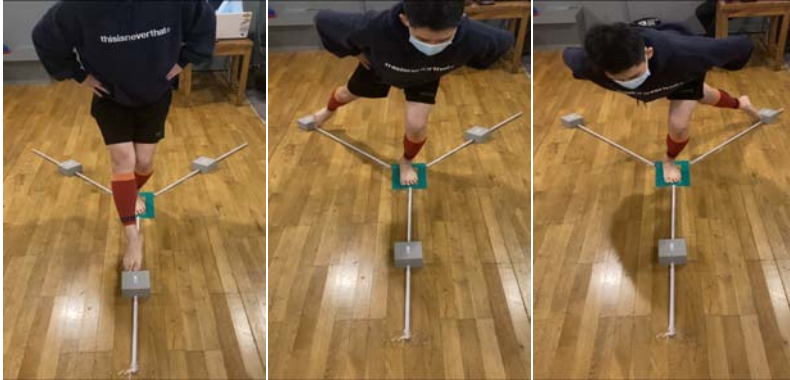


Figure 13.
Y Balance Test
(taken by authors)



Figure 14.
Ong Leg Standing Test
(taken by authors)

2001). 첫째, 대상자가 눈을 뜰 경우. 둘째, 들어 올린 다리가 지지하는 다리에 닿을 경우. 셋째, 지지하는 다리가 시작 위치로부터 벗어날 경우. 넷째, 들어 올린 다리가 바닥에 닿을 경우이다.

5. 실험 process

종아리 압박 및 EMS 서포터가 정적 균형에 미치는 영향을 알아보기 위해 한발 서기 검사(one leg standing test)를 실시하였고, 동적 균형에 미치는 영향을 알아보기 위해서는 Y 균형 검사(Y balance test)를 실시하였다. 모든 균형 검사는 종아리 압박 서포터를 착용 전과 EMS 전기 자극 한 사이클을 받고 나서 종아리 서포터를 착용 후, 두 조건에서 각각 실시하였다. 근피로 영향을 최소화하기 위해 매 검사마다 10분간 휴식을 취한 후 다음 검사를 시행하도록 하였다. 실험은 정적 균형, 동적 균형 순으로 측정하였고 방법은 다음과 같다.

1) 정적 균형실험 process

먼저 실험 대상자들의 종아리 서포터 착용 전 정적 균형을 측정하기 위해 한발 서기 검사(one leg standing test)를 진행한다. 동작에 대해 시범과 설명을 해주고 실험 결과의 신뢰도를 높이고 학습효과를 최소화하기 위해 연습은 양발 한 번씩만 한다. 그 후 한 명씩 양발을 번갈아 가면서 총 5회 실시하는데, 1회 측정 후 5분의 휴식시간을 두고 5회 진행한다. 평가는 발을 들고 균형을 유지하는 시간을 측정한다. 서포터 착용 전인 사전 실험을 먼저 진행, 서포터만 착용하

고 측정을 하고 나서 서포터에 EMS 모듈을 결합하여 10분 저주파 전기 자극을 편한 휴식상태에서 적용한다. 이후 앞의 과정을 반복하여 실험 결과를 측정한다.

2) 동적 균형실험 process

종아리 서포터 착용 전 동적 균형을 측정하기 위해 Y 균형 검사(Y balance test)를 진행한다. 마찬가지로 동작에 대한 시범과 설명을 해주고 학습효과를 최소화하고 신뢰도를 높이기 위해 연습은 1회로 제한한다. 실험자는 한 발은 중앙에 고정하고 반대 발은 전방과 내측 후방, 외측 후방 세 가지 방향으로 최대한 발을 뻗을 수 있는 만큼 뻗어 가볍게 터치하고 원래 자리로 돌아온다. 이때 자세가 무너져서 발이 땅에 닿으면 실패로 간주하고 재측정 한다. 정적 균형 때와 마찬가지로 양발을 한 번씩 진행하고 5분의 휴식시간 후 재측정 하여 총 5번 진행하였다. 서포터 착용 전인 사전 실험을 먼저 진행, 서포터만 착용하고 측정을 하고 나서 서포터에 EMS 모듈을 결합하여 10분 저주파 전기 자극을 편한 휴식상태에서 적용한다. 이후 앞의 과정을 반복하여 실험 결과를 측정한다.

6. 자료 처리

연구결과 자료는 SPSS 26.0 프로그램을 이용하여 각 측정변인의 평균 및 표준편차는 기술 통계하였다. 맨몸과 서포터, EMS+서포터를 각각 착용하였을 때, 정적 균형과 동적 균형의 능력 향상이 있었는지 각각 테스트 항목의 순위를 매기기 위하여 Friedman Test를 사용하였고, 각 두 가지 향

목의 비교, 차이를 확인하기 위해 사후 검정으로 Wilcoxon Signed-Rank Test를 진행하였다. 통계적 유의수준은 $p < .05$ 로 하였다.

항목 간의 효과를 검증하기 위해 윌콕슨검정(Wilcoxon Signed-Rank Test)으로 사후 검증하였다(Table 6, 7, 8, 9).

III. 결과 및 고찰

1. 각 항목별 동적 균형(YBT)와 정적 균형(OLST)의 차이

1) 각 항목별 동적 균형(YBT)와 정적 균형(OLST)의 차이에서는 YBT(오른발R)($p=.001^{**}$)와 YBT(왼발L)($p=.002^{**}$), OLST(오른발R)($p=.008^{**}$), OLST(왼발L)($p=.026^*$)에서 모두 유의미한 차이가 나타났고, 평균 순위는 EMS+B > EMS+A > B > A > 착용 전으로 동일하다. 평균값의 순위 차이는 분명히 있으나(Table 4)(Table 5), 각

2. A 서포터 착용 전, 후 동적 균형(YBT)와 정적 균형(OLST)의 차이

1) A 서포터 착용 전, 후 동적 균형(YBT)와 정적 균형(OLST)의 차이에서는 YBT(R)($p=.018^*$), YBT(L)($p=.043^*$)에서 유의한 차이가 나타났다. YBT(R)는 A 서포터 착용 전(78.77±5.61) 보다 A 서포터 착용 후(85.33±7.57) 6.56% 증가하였다. YBT(L)는 A 서포터 착용 전(81.40±5.96) 보다 A 서포터 착용 후(85.58±7.74) 4.18% 증가하였다. 그러나 YBT(R)와 YBT(L)을 제외한 측정에서는 유의한 차이가

Table 4. Dynamic and Static Balance, Respectively, Rank Test Items According to Left Foot (L) Right Foot (R), Test Statistics, and Friedman Test

Variable	Before Wearing	EMS+A	EMS+B	A	B	X^2	p
Dynamic Balance R (Mean rank)	1.00	3.71	4.86	2.29	3.14	23.771	.000**
Dynamic Balance L (Mean rank)	1.43	4.00	4.29	2.14	3.14	16.457	.002**
Static Balance R (Mean rank)	1.29	3.57	4.14	2.57	3.43	13.829	.008**
Static Balance L (Mean rank)	1.43	3.57	4.00	2.71	3.29	11.086	.026*

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

Table 5. Differences in Dynamic Balance (YBT) and Static Balance (OLST) According to the Friedman Test

Variable	Before Wearing Mean±SD	After Wearing EMS+A Supporter Mean±SD	After Wearing EMS+B Supporter Mean±SD	After Wearing A Supporter Mean±SD	After Wearing B Supporter Mean±SD	X^2	p
YBT(R)%	78.77±5.61	87.04±8.11	89.28±7.74	85.33±7.57	85.83±7.14	23.771	.001**
YBT(L)%	81.40±5.96	88.26±8.32	88.67±8.22	85.58±7.74	87.23±7.40	16.457	.002**
OLST(R) sec	9.81±9.02	26.70±22.52	28.88±29.32	19.25±18.23	20.32±28.42	13.829	.008**
OLST(L) sec	9.97±7.77	31.55±39.18	32.33±38.80	23.51±33.46	20.24±22.23	11.086	.026*

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

나타나지 않았다(Table 6). 즉, A 서포터 착용에서는 동적 균형에서만 그 차이를 나타내었는데, A 서포터의 압박력은 정적 균형에서는 그 효과를 나타내지 않음을 알 수 있었다.

3. B 서포터 착용 전, 후 동적 균형(YBT)와 정적 균형(OLST)의 차이

1) B 서포터 착용 전, 후 동적 균형(YBT)와 정적 균형(OLST)의 차이에서는 YBT(R)($p=.018^*$), YBT(L)($p=.043^*$), OLST(R)($p=.018^*$), OLST(L)($p=.028^*$)에서 모두 유의한 차이가 나타났다. YBT(R)는 B 서포터 착용 전(78.77±5.61) 보다 B 서포터 착용 후(85.83±7.14) 7.06% 증가하였다. YBT(L)는 B 서포터 착용 전(81.40±5.96) 보다 B 서포터 착용 후(87.23±7.40) 5.83% 증가하였다. OLST(R)은 B 서포터 착용 전(9.81±9.02) 보다 B 서포터 착용 후(20.32±28.42) 10.51초 증가하였다. OLST(L)은 B 서포터 착용 전(9.97±7.77) 보다 B 서포터 착용 후(20.24±22.23) 10.27초 증가하였다(Table 7). A 서포터에서는 정적 균형에

서 차이가 나타나지 않았지만, B 서포터에서는 동적 균형, 정적 균형 모두에서 차이를 나타내었음을 알 수 있다.

4. EMS+A 서포터 착용 전, 후 동적 균형(YBT)와 정적 균형(OLST)의 차이

1) EMS+A 서포터 착용 전, 후 동적 균형(YBT)와 정적 균형(OLST)의 차이에서는 YBT(R)($p=.018^*$), YBT(L)($p=.028^*$), OLST(R)($p=.018^*$), OLST(L)($p=.018^*$)에서 모두 유의한 차이가 나타났다. YBT(R)는 EMS+A 서포터 착용 전(78.77±5.61) 보다 EMS+A 서포터 착용 후(87.04±8.11) 8.27% 증가하였다. YBT(L)는 EMS+A 서포터 착용 전(81.40±5.96) 보다 EMS+A 서포터 착용 후(88.26±8.32) 6.86% 증가하였다. OLST(R)은 EMS+A 서포터 착용 전(9.81±9.02) 보다 EMS+A 서포터 착용 후(26.70±22.52) 16.89초 증가하였다. OLST(L)은 EMS+A 서포터 착용 전(9.97±7.77) 보다 EMS+A 서포터 착용 후(31.55±39.18) 21.58초 증가하였다(Table 8). 여기에서 A

Table 6. Differences Between Dynamic Balance (YBT) and Static Balance (OLST) Before and After the A Supporter was Worn, Wilcoxon Signed-Rank Test

Variable	Before Wearing Mean±SD	After wearing A supporter Mean±SD	z	p
YBT(R) %	78.77±5.61	85.33±7.57	-2.366	.018*
YBT(L) %	81.40±5.96	85.58±7.74	-2.028	.043*
OLST(R) sec	9.81±9.02	19.25±18.23	-1.859	.063
OLST(L) sec	9.97±7.77	23.51±33.46	-1.183	0.237

* $p<0.05$

Table 7. Differences Between Dynamic Balance (YBT) and Static Balance (OLST) and After the B supporter was Worn, Wilcoxon Signed-Rank Test

Variable	Before Wearing Mean±SD	After Wearing B Supporter Mean±SD	z	p
YBT(R) %	78.77±5.61	85.83±7.14	-2.366	.018*
YBT(L) %	81.40±5.96	87.23±7.40	-2.028	.043*
OLST(R) sec	9.81±9.02	20.32±28.42	-2.366	.018*
OLST(L) sec	9.97±7.77	20.24±22.23	-2.197	.028*

* $p<0.05$

서포터만 적용했을 때(Table 6)와는 다르게 EMS를 적용한 A 서포터에서는 정적 균형과 동적 균형 모두 차이를 나타내어 EMS의 효과를 나타내고 있음을 알 수 있다.

5. EMS+B 서포터 착용 전, 후 동적 균형(YBT)와 정적 균형(OLST)의 차이

1) EMS+B 서포터 착용 전, 후 동적 균형(YBT)와 정적 균형(OLST)의 차이에서는 YBT(R)($p=.018^*$), YBT(L)($p=.018^*$), OLST(R)($p=.018^*$), OLST(L)($p=.018^*$)에서 모두 유의한 차이가 나타났다. YBT(R)는 EMS+B 서포터 착용

전(78.77 ± 5.61) 보다 EMS+B 서포터 착용 후(89.28 ± 7.74) 10.51% 증가하였다. YBT(L)는 EMS+B 서포터 착용 전(81.40 ± 5.96) 보다 EMS+B 서포터 착용 후(88.67 ± 8.22) 7.27% 증가하였다. OLST(R)은 EMS+B 서포터 착용 전(9.81 ± 9.02) 보다 EMS+B 서포터 착용 후(28.88 ± 29.32) 19.07초 증가하였다. OLST(L)은 EMS+B 서포터 착용 전(9.97 ± 7.77) 보다 EMS+B 서포터 착용 후(32.33 ± 38.80) 22.36초 증가하였다(Table 8). B 서포터를 적용했을 때와 같이 EMS+B 서포터를 적용하였을 때에도 유의한 차이를 나타내었다.

Table 8. Differences Between Dynamic Balance (YBT) and Static Balance (OLST) Before and After the EMS+A Support was Worn, Wilcoxon Signed-Rank Test

Variable	Before Wearing Mean±SD	After Wearing EMS+A Supporter Mean±SD	z	p
YBT(R) %	78.77±5.61	87.04±8.11	-2.366	.018*
YBT(L) %	81.40±5.96	88.26±8.32	-2.197	.028*
OLST(R) sec	9.81±9.02	26.70±22.52	-2.366	.018*
OLST(L) sec	9.97±7.77	31.55±39.18	-2.366	.018*

* $p < 0.05$

Table 9. Differences Between Dynamic Balance (YBT) and Static Balance (OLST) Before and After the EMS+B Support was Worn, Wilcoxon Signed-Rank Test

Variable	Before Wearing Mean±SD	After Wearing EMS+B Supporter Mean±SD	z	p
YBT(R) %	78.77±5.61	89.28±7.74	-2.366	.018*
YBT(L) %	81.40±5.96	88.67±8.22	-2.366	.018*
OLST(R) sec	9.81±9.02	28.88±29.32	-2.366	.018*
OLST(L) sec	9.97±7.77	32.33±38.80	-2.366	.018*

* $p < 0.05$

Table 10. Comparison of Growth Rates by Test Item

Variable	Growth rate after wearing A	Growth rate after wearing B	Growth rate after wearing EMS+A	Growth rate after wearing EMS+B
YBT(R) %	6.56 <	7.06	8.27 <	10.51
YBT(L) %	4.18 <	5.83	6.86 <	7.27
OLST(R) sec	9.44 <	10.51	16.89 <	19.07
OLST(L) sec	13.54 >	10.27	21.58 <	22.36

IV. 결론

본 연구의 목적은 동적, 정적 균형 능력 향상을 위해 종아리 압박 서포터의 적절한 압박력을 알아보고, 적절한 압박력과 EMS의 근활성 효과를 통해 종아리 서포터와 EMS가 균형 능력에 향상을 주는지 확인하고자 하였다.

균형능력을 정적 균형과 동적 균형으로 나누어 오른발과 왼발을 각각 측정했으며, 아무것도 착용하지 않은 사전 테스트와 서포터 A, 서포터 B, EMS+A 서포터, EMS+B 서포터를 착용하고 나서 사후 테스트를 진행하였다. 결과에 의하면 A 서포터를 착용하였을 때 사전-사후를 비교해보면 동적 균형 테스트인 YBT(R)는 6.56%, YBT(L)는 4.18% 증가하였고 통계적으로 유의미하였다. 정적 균형 테스트에서는 값의 증가는 있었으나 통계적으로 유의미한 차이가 없었다. B 서포터를 착용하였을 때 사전-사후를 비교해보면 동적 균형 테스트인 YBT(R)는 7.06%, YBT(L)는 5.83% 증가하였고, 정적 균형 테스트인 OLST(R)은 10.51초, OLST(L)은 10.27초 증가하였고 통계적으로 유의미 하였다. EMS+A 서포터를 착용하였을 때 사전-사후를 비교해보면 동적 균형 테스트인 YBT(R)는 8.27%, YBT(L)는 6.86% 증가하였고, 정적 균형 테스트인 OLST(R)은 16.89초, OLST(L)은 21.58초 증가하였고 통계적으로 유의미하였다. EMS+B 서포터를 착용하였을 때 사전-사후를 비교해보면 동적 균형 테스트인 YBT(R)는 10.51%, YBT(L)는 7.27% 증가하였고, 정적 균형 테스트인 OLST(R)은 19.07초, OLST(L)은 22.36초 증가하였고 통계적으로 유의미하였다.

결론적으로 A 서포터 착용 전, 후만 정적 균형 왼발 오른발에서 통계적으로 유의미한 차이가 나타나지 않았다. 나머지 B, EMS+A, EMS+B에서는 모두 통계적으로 유의미한 차이가 나타났다. 본문의 연구 결과에 의하면 프리드만 검정(Friedman test)을 통해 동적 균형 오른발 왼발, 정적 균형 오른발 왼발의 항목에서 모두 EMS+B > EMS+A > B > A > 착용 전의 순위를 확인해 볼 수 있다(Table 4). 또한 착용 전 대비 값 증가는 보면 정적 균형 OLST(L)에서만 A 서포터 증가율이 더 높았고, 그 외 테스트 항목별 증가는 모두 B 서포터 착용이 더 컸다(Table 10). 이 증가는 통계적으로 유의미한 값은 아니지만, 실험 결과로 보면 A 서포터보다는 B 서포터의 효과가 더 크다고 할 수 있다.

코로나 바이러스의 활성화로 실험에 참여한 피험자의 수가 적은 점은 본 연구의 제한점이라 할 수 있다. 차후의 연구에서는 피험자 수를 확보하여 진행된 연구를 할 예정이다. 본 결과가 착용 전보다는 서포터를 착용하였을 때, EMS 사

용 후 서포터를 사용하였을 때, 정적 균형 및 동적 균형이 향상되었음을 확인할 수 있었다. 서포터의 압박력에 따른 차이는 압박력(mmHg) 수치가 상대적으로 더 높은 B 서포터의 효과가 더 크다고 볼 수 있다. 또한 서포터만 착용하는 것보다는 EMS 사용 후 서포터를 착용하는 것이 균형능력 향상에 긍정적인 영향을 미침을 알 수 있었다. 선행연구에서 압박 의류와 EMS에 대한 각각의 효과는 이미 많이 연구되었으나, 압박서포터와 EMS를 결합한 연구는 등속성 근력 및 근전도 증가 연구에서만 수행되었다. 본 연구를 통하여 압박 서포터와 EMS의 결합이 하지 균형 능력의 향상을 입증하여 일반인의 균형능력 향상을 도울 수 있는 계기를 마련하였다. 이번 연구에서는 간단하게 측정할 수 있는 검사를 통해 효과 검증을 하였고, 다음 연구에서는 근전도 검사나 족압 분석기 등을 이용한 연구로 후속연구를 진행하고자 한다.

References

- 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
- Anterior Tibial Muscle, Soleus Muscle, Gastrocnemius Muscle in Order. (2017). Retrieved December 1, 2020, from <https://www.sedaily.com/NewsView/10EJZE91EC>
- 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 Korea Journal of Sports Science*, 27(3), 961–971. doi:10.35159/kjss.2018.06.27.3.961
- Do, W. H., & Kim, N. S. (2012). A comparison of imported medical compression stockings by manufacturing country. *The Korean Society of Clothing and Textiles*, 36(3), 335–345. doi:10.5850/jksct.2012.36.3.335
- Doan, B. K., Kwon, Y. H., Newton, R. U., Shim, J., Popper, E. M., Rogers, R. A., Bolt, L. R., Robertson, M., & Kraemer, W. J. (2003). Evaluation of a lower-body compression garment. *Journal of Sports Sciences*, 21(8), 601–10. doi:10.1080/0264041031000

- 101971
- Jung, K. H. (2012, April). 2011년 노인실태조사 [Survey on the actual conditions of the elderly]. Retrieved November 15, 2020 from <https://www.kihasa.re.kr>
- KATRI. (2020, November 10). 시험성적서 [Test report] (KATRI No. SAAA20-00038090). Retrieved November 10, 2020 from www.katri.re.kr
- Kim, M. C., Han, S. K., & Oh, H. J. (2012). A comparison of the effects of the muscle activity and balance ability by a kind of ground during balance Exercise. *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, 13(10), 4598-4603.
- 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
- Lee, H. J., Kim, N. Y., Hong, K. H., & Lee, Y. J. (2015). Selection and design of functional area of compression garment for improvement in knee protection. *Korean Journal of Human Ecology*, 24(1), 97-109. doi:10.5934/kjhe.2015.24.1.97
- 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
- Nichols, D. S., Miller, L., Colby, L. A., & Pease, W. S. (1996). Sitting balance: Its relation to function in individuals with hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(9), 865-869. doi:10.1016/s0003-9993(96)90271-3
- Plisky, P. J., Gorman, P. P., Butler, R. J., Kiesel, K. B., Underwood, F. B. & Elkins B.(2009). The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 4(2), 92-99.
- Park, S. K., & Yoon, S. J. (2015). Effects of electrical cross-training on cross section area and muscle strength following cast immobilization of quadriceps muscles. *The Korean Journal of Physical Education*, 54(5), 781-790.
- Schlicht, J., Camaione, D. N., & Owen, S. V. (2001). Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 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:10.1093/ptj/86.1.30
- Vereeck, L., Wuyts, F., Truijien, 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
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Smith, A. N., & Borsa, P. A. (2005). A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: The dynamic postural stability index. *Journal of Athletic Training*, 40(4), 305-309.
- Winter, D. A., Patla, A. E., & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress through Technology*, 16(1-2), 31-51.

Received (December 4, 2020)

Revised (December 28, 2020)

Accepted (January 8, 2021)