Korean Journal of Sport Science 2022, 33(1), 033-040
https://doi.org/10.24985/kjss.2022.33.1.33

Original Article

Verification of Muscle Activity and Stability Effect According to Walking Conditions(Level, Ramp, Stair) When Carrying Heavy Weight after Wearing a Wearable Suit

Ju-won Song and Young-Jin Moon*

Chungnam National University

Article Info
Received 2022.02.17.
Revised 2022.03.16.
Accepted 2022.03.22.

Correspondence*
Young-Jin Moon
moonyj@cnu.ac.kr

Key Words
Wearable Suit,
EMG,
Foot Pressure,
Gait Analysis

PURPOSE The purpose of this study was to verify the support effect of muscle activity and stability according to walking conditions (Level, Ramp, and Stair) before and after wearing a suit with a 12kg heavy weight load. **METHODS** To accomplish the purpose of the study, subjects (n=10) underwent Electromyography (EMG) measurement under the same conditions for 10 different muscles, and COP width was calculated through foot pressure measurement. The experimental movement was level walking, Ramp walking, and stair walking, each carrying a 12kg load, and measured once before and after wearing a wearable suit. **RESULTS** Electrolyography (EMG) measurement revealed a significant difference in the average EMG values of muscle activity of R.RF in level walking(p<.05), R.RF and L.RF in ramp walking(p<.01), L.RF and L.BF in stair walking (p<.05). COP width measurement revealed a significant difference in the reduction of COP width in all walks (level walking, ramp walking, stair) (p<.05, p<.01, p<.001). **CONCLUSIONS** The effects of wearing a wearable suit are as follows. First, the wearable suit has a significant effect of assisting the Rectus Femoris muscle. Second, there is a gait stability effect by wearing a wearable suit.

서론

인간의 움직임 중 보행은 매우 일반적이며, 평지 및 경사도에 따라 신체가 안정된 상태로 이동하기 위한 수단으로 이용되며(Ryu, 2006), 7세 경에 생애 처음으로 학습되며, 완전히 숙지하여 60세까지 이어지다가 이후부터 점차 퇴보하게 된다(Prince et al., 1997). 이러한 보행은 걷는 방향에 따라 전방보행과 후방보행으로 분류하는데 대부분의 보행은 발의 후족부터 지면에 닿아 발의 전면부로 체중을 보내는 전방 보행으로 이루어진다(Whittle, 2007).

수평 이동을 기본으로 하는 평지보행과 더불어, 신체의 들림 현상까지 동반하는 동작이 계단오르기이다. 계단오르기 시 하지 관절의 굴곡과 신전으로 인하여 신체의 들림이 일어나는데, 이러한 신체의 상하 움직임은 상당한 수준의 근육 활동이 발생한다. 근육의 활성 정도는 보행 속도에 따라 차이가 있지만, 일반적으로 평지보행과 비교하여 약 10~15배의 차이가 있으며(Paffenbarger et al., 1993; Fruin, 1991), 평지 보행보다 최대 무릎 모멘트가 약 3배 이상 크다(Andriacchi et al., 1980). 이때 일어나는 신체의 들림은 계단 오르기와 평지 보행을 구분하는 주요 특징으로 간주된다(McFadyen & Winter, 1988). 계단오르기는 일상생활에서 자주 일어나지만, 매우 중요한 동작이고, 중력에 대항하여 신체를 들어 올리기에 평지보행보다 좀 더 어렵다(Kim, 2011). 계단 오르기와 보행은 Stance phase와 Swing phase로 구분된다는 점에서는 유사하지만, 계단 높이와 기울기에 따라 하지에서 발현되는 힘의 특성이 달라진다는 차이가 있다(Christina & Cavanagh, 2002).

일반적으로 평지보행과 계단오르기가 주로 이루어지지만 우리가 일상에서 활동하는 환경은 항상 편평하지 않기 때문에 경사가 있는 보행도 인간에게 또 다른 필수적인 행동으로 여겨진다(Yoon et al., 1999). 그러므로 우리는 계단오르기와 평지보행 뿐 아니라 경사로에서 이루어지는 보행 또한 살펴볼 필요가 있다. 경사보행이 이루어지는 경사로는 계단을 대신하여 수직 이동 수행을 가능케 하며 특히나 계단을 이용하기 어려운 장애인이나 노인, 임산부, 환자들을 위한 필수 시설이다(Ryu, 1995).

이처럼 보행의 조건에 따라 구분할 수 있지만, 보행은 신체의 조건에 따라 달라질 수도 있다. 특히 노인들은 노화로 인한 콜라겐 증가 및 근육

This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/), which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

 © Korea Institute of Sport Science

내 지방으로 인해 신체적 기능의 상실이 일어나며 근 감소 및 근력의 약화, 안정성 능력 저하 등과 같은 증상이 나타나면서 보행능력 저하에도 직접적인 영향을 미치게 된다(Gross et al., 1998). 근력의 약화 및 안정성 능력의 저하로 인한 보행능력 저하는 노인들의 낙상으로 이어지며 이는 골절 발생 가능성을 높이는 요인으로 작용한다(Kim & Lee, 2006). 이러한 현상은 노인들에 국한되는 것이 아니며 편마비 환자에게도 근력 약화, 비정상적인 근 긴장, 비정상적인 신체의 균형 등, 운동조절에도 다양한 문제를 야기한다(Sharp & Brouwer, 1997). 뇌졸중 환자 역시 기립 균형을 유지하여 보행하는데 있어 어려움을 느끼는데, 이런 이유로 이들 환자의 보행기능을 개선하는것이 가장 큰 치료목적이 된다(Bohannon et al., 1991). 뿐만 아니라 근로자에게도 이러한 문제가 발생하는데, 특히 중량물의 운반작업이 빈번히 발생하는 건설업에서 하중물을 들고 보행하는 운반작업이 장시간 반복되면 근력저하와 안정성의 문제가 발생하며 이를 개선하기 위한 인간공학적 연구가 해결책으로 제시되고 있다(Lee, 1996; Lee et al., 2015).

위와 같이 노인과 편마비 환자, 근로자의 근력 약화 및 안정성 능력 저하 등 보행에 있어 어려움을 겪는 문제들을 해결하기 위해 인간의 운동을 보조해주며 부드럽고 유연한 재질로 제작되어 옷처럼 입고 벗을 수 있는 로봇 시스템인 웨어러블 슈트가 개발되고 있다(Lee et al., 2019). 웨어러블 슈트는 기술 발전에 따라 군용, 재난 구조용, 산업 작업용, 재활 치료용, 일상생활 보조용 등 다양한 분야에서 사용 중이다(Kim et al., 2019). 하지만 이러한 웨어러블 슈트들이 실질적으로 활용되기 위해서는 시스템의 보급화가 필요한데 그러기 위해서는 시스템의 신뢰성 확보 및 제품화 인증을 위한 성능평가 기준이 마련되어야 한다(Jang & Song, 2016). 또한 Woo & Kong(2019)은 정부 차원에서도 이러한 웨어러블 슈트의 성능을 정량적으로 평가하기 위한 시험방법을 마련하고 현장에 도입하는 데 문제가 없도록 하여야 한다고 주장하기도 하였다.

이에 따라 본 연구는 무릎의 토크 증대와 스트랩 탄성을 통해 대퇴의 근력보조가 가능하도록 제작된 웨어러블 슈트의 보조효과를 검증하기 위해 중량물 부하 시 평지보행, 경사보행 및 계단오르기 동작에 대한 EMG 근활성도 평가 및 신체의 압력중심점(COP)의 좌우 이동 폭 평가를 수행하였으며, 이를 통해 평지보행, 경사보행, 계단오르기 동작 시 근력 보조와 안정성에 대한 웨어러블 슈트의 효과 검증을 진행하였다.

연구방법

연구대상

본 연구의 실험 대상자는 최근 6개월 이내 슬관절이나 발목관절 등의 손상과 족부질환 및 보행에 이상이 없는 건강한 20대 남성 10명으로 선정하였으며 연구목적과 내용, 실험 후 동반될 근육통 및 피로에 관하여 설명하고 자발적 참여 의사 동의를 얻어 연구를 진행하였다. 연구대상자의 특성은 〈Table 1〉과 같다. 본 연구는 충남대학교 생명윤리위원회에서 심의하여 승인을 받고 연구윤리에 따라 연구를 진행하였다(202107-SB-151-01).

Table 1. Characteristic subjects (Mean±SD)

Variables	Male (n=24)
Age (years)	23.8±1.75
Height (cm)	171.79±4.88
Weight (kg)	70.8±9.16

실험절차

본 실험에 사용된 웨어러블 슈트의 무게는 1,560g이며, 보아시스템을 통한 복압 조절과 척추지지대을 통한 상체 지지역할이 가능하다. 또한, 무릎, 대퇴-엉덩이 스트랩 2곳에 위치하며 착용자의 주관적인 착용감에 의해 스트랩의 탄성을 조절하여 폄 동작 시 토크값 증대 및 신전 시 근력 보조를 위해 설계되었다〈Figure 1〉. 실험은 세 가지 보행 조건(평지, 경사, 계단오르기)을 변인으로 설계하였으며, 제조업에서 가장 많이 취급하며 19-35세 인력운반중량 권장기준에 허용되는 12kg 중량물(Song, 2007; Eun et al., 2017)로 A4 용지 박스에 A4용지를 채워 12kg의 중량물을 웨어러블 착용 전·후에 동일하게 부하하였다. 착용 변인(웨어러블 슈트 미착용, 웨어러블 슈트 착용)에 대하여 실험을 진행하였다. 일반 보행속도인 4.8km/h의 속도(Kim Choi & Shin, 2001)로 트레드밀에서 0%와 10%의 기울기(Lee & Kim, 2001)에서 평지 및 경사보행을 실시하였으며, 계단의 일반적인 기울기인 약 30°(Eun et al., 2017)에 해당되는 계단을 선정하여 보통 보행속도인 108bpm(Jeon & Park, 2013)에 맞춰 실험을 진행하였다. 피험자의 동작 적응을 위해 측정동작을 준비운동으로 진행하였으며, 본 실험 시 연습을 충분히 시킨 뒤 자연스러운 동작이 이루어

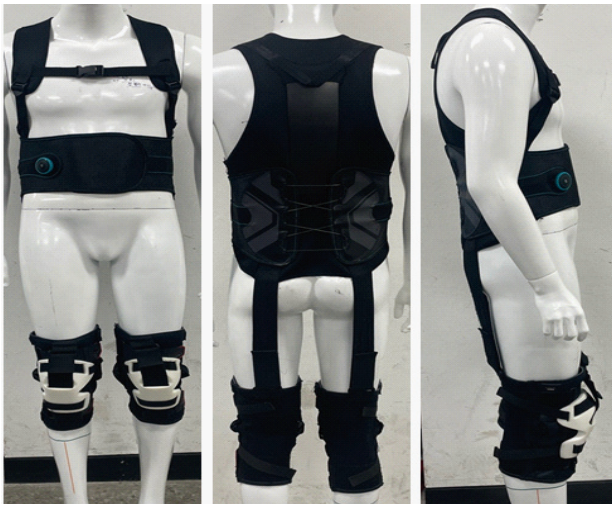


Fig. 1. Wearable suit

Table 2. Muscle name for EMG measurement

NO	Musle	Abbreviation
1	Rectus femoris	RF
2	Biceps femoris	Bf
3	Tibialis anterior	TA
4	Gastrocnemius	GN
5	Erector spinae	ES

졌을 때 10걸음의 근전도와 족저압 데이터를 동시에 수집하였다. 근육 부위 간 또는 개별 피험자 간의 근전도 진폭을 면밀히 비교할 수 있도록 특정 동작의 근수축을 기준 수축(RVC: Reference Voluntary Contraction)으로 하여 정규화 작업을 진행하였다. 오차를 최소화하기 위해 기준 수축(RVC)은 본 실험 동작인 미착용 평지보행으로 진행하였으며 이때, 미착용 평지보행 10걸음의 평균 EMG값을 50%로 환산하여 이를 기준으로 다른 실험동작에 대한 %RVC를 계산하였다. 근전도 부착 근육부위는 총 10부분으로 양쪽의 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근, 앞정강근, 장딴지근, 척추세움근으로 설정하였다〈Table 2〉. 근전도 분석은 Wave EMG(Cometa System, Italy)를 이용하여 RMS 값을 산출하였으며, 족저압 분석은 PEDAR-X Mobile System(Novel Gmbh, Germany)을 이용하여 신체의 압력중심점(COP)의 좌·우 이동 폭을 산출하여 근활성도와 안정성에 대한 데이터를 추출하였다.

자료처리

근전도 분석 프로그램(무선 근전도 측정 시스템 WaveEMG(Cometa System, Italy)을 활용하여 근활성도 데이터를 획득하였으며, Cometa 사의 EMG and Motion Tools Software를 사용하여 각 변인에 대한 RMS(root mean square) 평균값을 산출하였다.

족저압 분석 프로그램(PEDAR-X Mobile System(Novel Gmbh, Germany))을 이용하였으며, 각 변인에 대한 신체의 압력중심점(COP)의 내·외측 이동폭을 산출하였다.

통계 패키지 소프트웨어인 통계프로그램 SPSS 26.0을 사용하여 세 가지 동작별 변인 간(웨어러블 슈트 미착용-웨어러블 슈트 착용) 근활성도 평균값(Mean)과 신체의 압력중심점(COP) 내·외측 이동폭의 평균값(Mean) 차이를 확인하기 위해 각각 Paired T-test를 실시하였으며, 통계분석시 유의 수준은 α=.05로 설정하였다.

연구결과

보행조건에 따른 웨어러블 슈트 착용이 근활성도에 미치는 영향

1. 평지보행 시 웨어러블 슈트 착용이 근활성도에 미치는 영향

평지보행 시 웨어러블 슈트 착용이 근활성도에 미치는 영향은 〈Table 3〉과 같다. 평지보행에서 웨어러블 슈트 착용 후 근활성도가 감소한 근육은 R.RF, L.RF로 모두 2개 근육이다. 이 중 R.RF만 통계학적으로 유의미한 차이를 나타내었다(p<.05). 반면에 웨어러블 슈트 착용 후 근활성도가 증가한 근육은 R.BF, R.TA, R.GN, R.ES, L.BF, L.TA, L.GN, L.ES로 모두 8개 근육이며, 근활성도가 증가한 8개 근육 모두 유의미한 차이를 보이지 않았다.

2. 경사보행 시 웨어러블 슈트 착용이 근활성도에 미치는 영향

경사보행 시 웨어러블 슈트 착용이 근활성도에 미치는 영향은 〈Table 4〉와 같다. 경사보행에서 웨어러블 슈트 착용 후 근활성도가 감소한 근육은 R.RF, R.ES, L.RF, L.BF, L.TA로 모두 5개 근육이다. 이때 R. RF와 L.RF에서 통계학적으로 유의미한 차이가 나타났다(p<.01). 반면에 웨어러블 슈트 착용 후 근활성도가 증가한 근육은 R.BF, R.TA, R.GN, L.GN, L.ES로 모두 5개 근육이며, 근활성도가 증가한 5개 근육 모두 유의미한 차이를 보이지 않았다.

Table 3. The results of paired T-test measures on muscular activity according to the non wearing and wearing in level walking

(unit: %RVC)

Muscle		Non wearing	Wearing	t	p	
Right	RF	0.5	0.42±0.09	2.872	.018	*
	BF	0.5	0.57±0.13	-1.711	.121	
	TA	0.5	0.53±0.11	-0.991	.348	
	GN	0.5	0.57±0.22	-1.042	.325	
	ES	0.5	0.55±0.11	-1.367	.205	
Left	RF	0.5	0.45±0.07	1.999	.077	
	BF	0.5	0.58±0.15	-1.556	.154	
	TA	0.5	0.53±0.18	-0.626	.547	
	GN	0.5	0.57±0.13	-1.750	.114	
	ES	0.5	0.57±0.14	-1.553	.155	

Note. RF, Rectus Femoris; BF, Biceps Femoris; TA, Tibialis Anterior; GN, Gastrocnemius; ES, Erector Spinae
*p<.05

Table 4. The results of paired T-test measures on muscular activity according to the non wearing and wearing in ramp walking

(unit: %RVC)

Muscle		Non wearing	Wearing	t	p	
Right	RF	0.5±0.11	0.38±0.09	4.307	.002	**
	BF	0.67±0.15	0.71±0.21	-0.794	.448	
	TA	0.49±0.04	0.52±0.09	-1.337	.214	
	GN	0.64±0.11	0.72±0.27	-1.302	.225	
	ES	0.56±0.08	0.55±0.13	0.232	.822	
Left	RF	0.55±0.1	0.44±0.11	3.853	.004	**
	BF	0.71±0.18	0.64±0.16	1.103	.299	
	TA	0.53±0.07	0.53±0.14	0.168	.871	
	GN	0.64±0.12	0.70±0.19	-1.535	.059	
	ES	0.55±0.09	0.63±0.3	-1.140	.284	

Note. RF, Rectus Femoris; BF, Biceps Femoris; TA, Tibialis Anterior; GN, Gastrocnemius; ES, Erector Spinae
*p<.01

Table 5. The results of paired T-test measures on muscular activity according to the non wearing and wearing in stair walking

(unit: %RVC)

Muscle		Non wearing	Wearing	t	p	
Right	RF	1.65±0.43	1.54±0.49	1.892	.091	
	BF	0.68±0.3	0.63±0.27	1.218	.254	
	TA	0.77±0.21	0.75±0.2	0.683	.512	
	GN	0.99±0.46	1.03±0.55	-0.820	.434	
	ES	0.61±0.12	0.62±0.15	-0.405	.695	
Left	RF	1.62±0.79	1.49±0.65	2.267	.050	*
	BF	0.64±0.16	0.55±0.18	3.218	.011	*
	TA	0.73±0.13	0.76±0.23	-0.569	.583	
	GN	0.98±0.35	0.94±0.28	1.062	.316	
	ES	0.62±0.13	0.63±0.15	-0.359	.728	

Note. RF, Rectus Femoris; BF, Biceps Femoris; TA, Tibialis Anterior; GN, Gastrocnemius; ES, Erector Spinae
*p<.05

3. 계단오르기 시 웨어러블 슈트 착용이 근활성도에 미치는 영향

계단오르기 시 웨어러블 슈트 착용이 근활성도에 미치는 영향은 〈Table 5〉과 같다. 계단오르기에서 웨어러블 슈트 착용 후 근활성도가 감소한 근육은 R.RF, R.BF, R.TA, L.RF, L.BF, L.GN으로 모두 6개 근육이다. 이때 L.RF와 L.BF에서 통계학적으로 유의미한 차이가 나타났다(p<.05). 반면에 웨어러블 슈트 착용 후 근활성도가 증가한 근육은 R.GN, R.ES, L.TA, L.ES로 모두 4개 근육이다. 근활성도가 증가한 4개 근육 모두 유의미한 차이를 보이지 않았다.

보행조건에 따른 웨어러블 슈트 착용이 보행안정성에 미치는 영향

보행조건에 따른 웨어러블 슈트 착용이 보행안정성에 미치는 영향은 〈Table 6〉, 〈Figure 2〉와 같다. 평지보행에서 웨어러블 슈트 착용 후 신체의 압력중심점(COP)의 내·외측 이동폭의 감소가 오른발에서 통계학적으로 유의미한 차이가 나타났으며(p<.01), 왼발에서도 통계학적으로 유의차가 발생하였다(p<.001). 경사보행에서 웨어러블 슈트 착용 후 신체의 압력중심점(COP)의 내·외측 이동폭의 감소가 왼발과 오른발 모두에서 통계학적으로 유의미한 차이가 나타났다(p<.05). 계단오르기에서 웨어러블 슈트 착용 후 신체의 압력중심점(COP)의 내·외측 이동폭의 감소가 오른발에서 통계학적으로 유의미한 차이가 나타났으며(p<.01), 왼발에서도 통계학적으로 유의차가 나타났다(p<.01).

Table 6. The results of Paired T-test measures on COP Width according to the Non wearing and Wearing in walking condition

(Mean±SD)

Muscle		Non wearing	Wearing	t	p	
Level	Left	24.32±5.5	21.31±4.51	5.488	.001	***
	Right	23.5±4.85	21.43±5.17	3.875	.004	**
Ramp	Left	24.28±5.38	21.83±3.78	2.949	.016	*
	Right	23.88±5.06	21.92±3.66	2.446	.037	*
Stair	Left	29.54±3.78	23.98±3.85	4.265	.002	**
	Right	28.28±5	23.74±3.01	3.138	.012	*

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

논의

보행조건에 따른 웨어러블 슈트 착용이 근활성도에 미치는 영향

먼저 평지보행에서 웨어러블 슈트 착용 후 R.RF의 근활성도가 통계적으로 유의미하게 감소하였다. Nam & Lee(2017)는 평지보행에서 무릎 관절의 움직임이 거의 이루어지지 않으며 넙다리곧은근과 넙다리두갈래근, 앞정강근, 장딴지근 중에서 평지보행에서 넙다리곧은근의 사용이 가장 적었다고 주장하였다. 위 논문에 근거하였을 때 평지보행 시 가장 사용이 적은 넙다리곧은근에서 웨어러블 슈트 착용 후 근활성도 차이를 보일 수 있었던 것은 정상적인 보행패턴에서 넙다리곧은근은 상체무게의 하중과 하지 전체 균형을 지지하는 부위라고 주장한 연구(Ha et al., 2016)와 보행에서 대부분의 모멘트 발생은 주로 폄근 즉, 넙다리곧은근에서 발생한다는 연구(Kim & Yoon, 2009)에 따라 12kg의 하중물을 들고 보행을 실시한 본 연구에서 폄근의 주동근이 되는 넙다리곧은근을 보조해주는 웨어러블 슈트를 착용함으로써 근활성도 감소를 보인 것으로 사료된다.

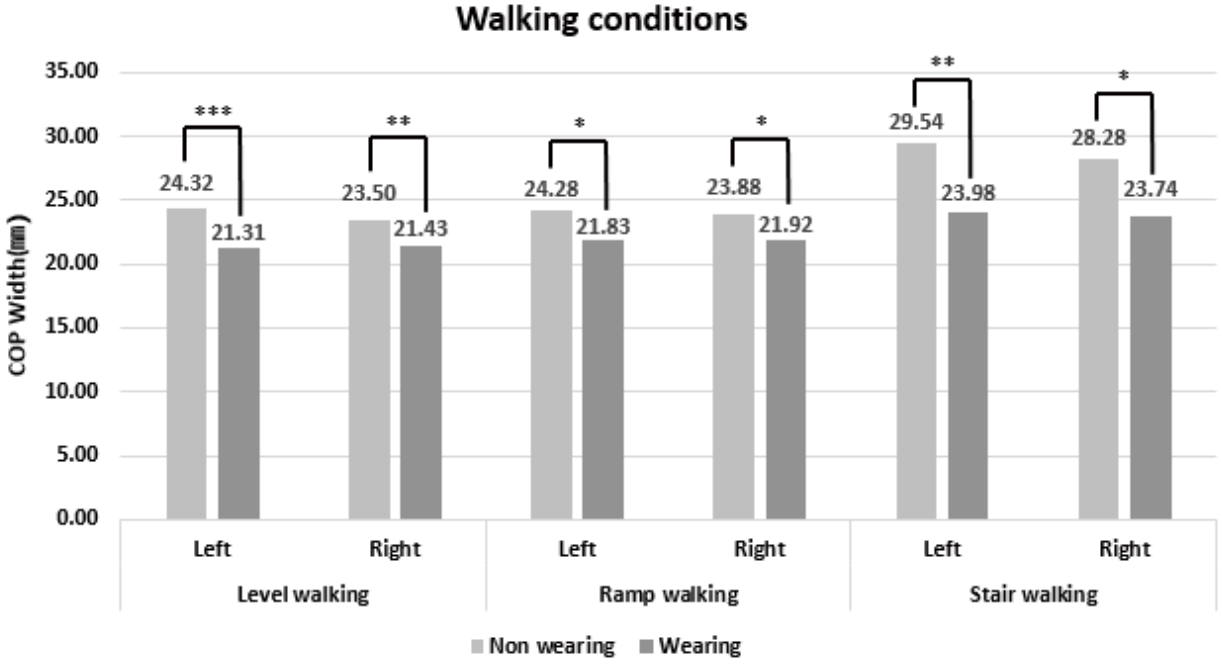


Fig. 2. COP Width according to walking conditions wearing and Non wearing a wearable suit

경사보행에서는 웨어러블 슈트 착용 후 R.RF, L.RF의 근활성도가 통계적으로 유의미하게 감소하였다. Hong, Jeong, Kim & Shin (2017)의 연구에서 경사보행 시 무릎 신전 모멘트 피크값이 유의하게 증가했다는 연구결과와 비교해 보면 웨어러블 슈트내 하드쉘의 토크값 증대의 효과와 탄성밴드의 탄성 효과가 경사보행시에도 넙다리곧은근 근활성도 감소시켰을 것으로 판단된다.

마지막으로 계단오르기에서 웨어러블 슈트 착용 후 L.RF, L.BF의 근활성도가 통계적으로 유의미하게 감소하였다. 특히, 넙다리두갈래근의 근활성도 감소가 나타난 것을 관심있게 볼 필요가 있다. 넙다리두갈래근은 계단오르기에서 지지하는 역할로써 계단오르기 동작 모두에서 지속적으로 활성화가 되며, 입각기 초반 크게 활성화가 나타나며 고관절을 제어하고, 입각기 마지막과 유각기 중반 무릎의 신전 제어에도 지속적으로 사용되는 근육이라는 Benedetti et al.(2012)의 연구가 있다. 따라서 본 연구에서 계단오르기 시 넙다리두갈래근의 효과가 나타난 것은 웨어러블 슈트의 대퇴와 엉덩이 쪽 스트랩의 탄성을 통해 고관절을 지지를 도와주었으며, 12kg의 하중물을 들고 계단오르기 시 스트랩의 효과가 더 크게 나타나 이러한 결과가 나타난 것으로 사료된다.

보행조건에 따른 웨어러블 슈트 착용이 보행안정성에 미치는 영향

먼저 평지보행에서 착용 후 왼발과 오른발에서 신체의 압력중심점(COP)의 내·외측 이동폭이 통계적으로 유의미하게 감소하였다. 경사보행에서도 착용 후 왼발과 오른발에서 신체의 압력중심점(COP)의 내·외측 이동폭이 통계적으로 유의미하게 감소하였다. 계단오르기에서도 마찬가지로 착용 후 왼발과 오른발에서 신체의 압력중심점(COP)의 내·외측 이동폭이 통계적으로 유의미하게 감소하였다. Perry & Burnfield(2010)는 넙다리곧은근이 체중을 지지하고 무릎의 굴곡을 막기 위해 활성화되고 중력이 적절히 전달되어 평형성 즉, 안정성이 향상된다고 주장하였으며, Walsh et al.(2018)는 하중이 가해진 보행에서 족저압 내·외측의 동적 안정성이 감소하며, 특히 넙다리곧은근과 장딴지근의 활성화가 증가하는데 그 중 넙다리곧은근은 고관절에서 무릎으로 에너지를 전달하는 역할을 하기에 보행 안정성에서 중요하다고 주장하였다. 이에 따라 웨어러블 슈트 착용 후 스트랩의 탄성력으로 인한 넙다리곧은근의 근력 보조 효과로써 하중물을 들고 보행 시 보행안정성에서 효과가 나타난 것으로 사료된다.

Jung et al.(2020)은 척추의 불안정성과 비정상적인 움직임은 균형감소와 자세조절 장애가 유발되며 이러한 원인을 개선하면 기능적 움직임 및 균형능력, 체간 안정성이 향상될 것이라고 주장하였는데 이는 웨어러블 슈트의 허리 지지대와 복압조절이 가능한 보아 시스템을 장착한 상지를 착용함으로써 균형능력 및 체간 안정성이 향상되어 보행 시 안정성의 효과가 나타난 것으로 사료된다.

또한, Sharif et al.(2017)는 무릎 슬리브가 정적 및 동적 균형을 개선하며, 무릎 내전 모멘트를 감소시킨다고 주장하였으며, 이에 따라 웨어러블 슈트의 슬리브로 인해 동적 안정성이 개선된 것으로 사료된다.

본 연구를 통해 보행조건(평지, 경사, 계단오르기)에 따른 웨어러블 착용 전·후의 근활성도와 족저압 결과를 종합해볼 때, 웨어러블 슈트 착용 후 근육별 근활성도를 비교해보면 모든 보행에서 통계학적으로 유의미한 감소를 동일하게 보인 근육은 없었다. 하지만 R.RF가 평지보행과 경사보행에서 통계학적으로 유의미한 감소를 보였으며, L.RF가 경사보행과 계단오르기에서 통계학적으로 유의미한 감소를 보였다. 또한 L.BF가 계단오르기에서 통계학적으로 유의미한 감소를 보였다.

다음으로 웨어러블 슈트 착용 후 신체의 압력중심점(COP)의 내·외측 이동폭을 비교해보면 모든 보행에서 양발 다 통계학적으로 유의미한 감소가 이루어졌으며, 이는 웨어러블 슈트 착용 후 보행 안정성이 향상되었음을 의미한다. 하지만 웨어러블 슈트의 여러 기능(하드쉘, 스트랩, 보아시스템 & 척추지지대)들이 있는데 어떠한 기능으로 인해 어느 정도의 보행 안정성 효과가 나타난 것인지 즉, 어떠한 기능이 보행 안정성에 영향을 주는지에 대해 정량적으로 판단할 수 없어 추후 웨어러블 슈트의 기능별로 착용하여 효과를 검증하는 연구가 필요하다고 판단된다.

결론 및 제언

본 연구는 12kg 중량물 부하 시 웨어러블 슈트 착용 전·후의 보행형태(평지보행, 경사보행, 계단오르기)에 따른 10가지 근육에 나타나는 근활성도와 신체의 압력중심점(COP)의 내·외측 이동폭을 통한 효과검증을 위해 Paired T-test 실시 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

첫째, 웨어러블 슈트 착용 후 평지보행에서 R.RF의 근활성도가 유의미하게 감소하였고, 경사보행에서 R.RF와 L.RF의 근활성도가 감소하였으며, 계단오르기에서 L.RF와 L.BF의 근활성도가 감소하였다. 이에 웨어러블 슈트의 넙다리곧은근 근력 보조 효과가 유의하게 있는 것으로 확인하였다.

둘째, 웨어러블 슈트 착용 후 모든 보행조건(평지, 경사, 계단오르기)에서 양발의 신체의 압력중심점(COP)의 내·외측 이동폭이 유의미하게 감소하였다. 따라서 웨어러블 슈트의 착용함으로써 보행 안정성 효과가 있음이 확인되었다.

본 연구의 결과는 노인 낙상방지용 슈트, 보행조건에 따른 근활성도 및 보행안정성 비교 등을 위한 기초자료로 활용 될 것으로 사료되며, 추후 연구에서는 다수의 피험자 및 노인 등 피험자 범위를 확대하여 효과를 객관화 시키고자 하며, 웨어러블 슈트의 부분별(하드쉘, 스트랩, 보아시스템 & 척추지지대) 심층분석을 통한 효과 검증이 필요할 것으로 판단된다.

또한, 노인들의 하지 근력 약화로 인한 보행능력과 균형능력 감소로 낙상이 유발되는데 본 연구의 웨어러블 슈트는 보행 안정성 및 근력 보조로 인한 효과가 입증되었으므로 노인을 연구대상자로 선정하여 웨어러블 슈트 효과를 검증하는 연구가 이루어지면 추후 노인 낙상 웨어러블 슈트 개발 참고자료로 활용도가 높을 것으로 사료된다.

참고문헌

Andriacchi, T. P., Andersson, G. B., Fermier, R. W., Stern, D., & Galante, J. O. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. The Journal of Bone and Joint Surgery. *American Volume, 62*(5), 749-757.

Benedetti, M. G., Agostini, V., Knaflitz, M., & Bonato, P. (2012). Muscle activation patterns during level walking and stair ambulation. *Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine, 8*(2), 117-130.

Bohannon, R. W., Morton, M. G., & Wikholm, J. B. (1991). Importance of four variables of walking to patients with stroke. *International Journal of Rehabilitation Research, 14*(3), 246-250.

Christina, K. A., & Cavanagh, P. R. (2002). Ground reaction forces and frictional demands during stair descent: Effects of age and illumination. *Gait & Posture, 15*(2), 153-158.

Eun, J. Y., Jin, H. G., Kim, B. H., Jang, D. H., & Lee, C. (2017). Stair climbing robot using dual track for high-payload. *Proceedings of Journal of the Korean Society of Manufacturing Technology Engineers Annual Autumn Conference 2017,* 291.

Fruin, J. J. (1991). *Pedestrian planning and design* (B. Y. Ryu et al., Trans.). Seoul: Taerim.

Gross, M. M., Stevenson, P. J., Charette, S. L., Pyka, G., & Marcus, R. (1998). Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait & Posture, 8*(3), 175-185.

Ha, S. M., Shim, M. H., & Baek, Y. S. (2016). Measuring rectus femoris muscles usage during walking using surface electromyography sensor. *Proceedings of 2016 Autumn Conference on International Journal of Precision Engineering and Manufacturing-Green Technology,* 556-557.

Hong, Y. N. G., Jeong, J., Kim, P., & Shin, C. (2017). Lower extremity biomechanics while walking on a triangle-shaped slope. *The Korean Society of Mechanical Engineers Vol. B, 41*(3), 153-160.

Jang, J. H., & Song, U. G. (2016). The current status of wearable robots. *Journal of the KSME, 56*(2), 42-46.

Jeon, H. M., & Park, S. K. (2013). The effect of stair ascending speed on foot pressure and lower extremity muscle activation patterns. *Korea Sport Society, 11*(1), 239-249.

Jung, J. Y., Kim, T., & Kim, S. Y. (2020). The effects of trunk stability exercise on functional movement, dynamic balance ability and trunk stability in patients with chronic back pain. *Korea Convergence Society, 11*(3), 245-252.

Kim, H. H. (2011). The effect of patellar taping on the EMG activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during stair stepping. *Journal of Muscle and Joint Health, 18*(2), 249-256.

Kim, R. B., Choi, J. Y., & Shin, J. M. (2001). The influence of step length and walking speed on the angle and ROM of the lower limb joint. *The Korean Journal of Physical Education, 40*(4), 997-1009.

Kim, H. S., Koo, D. S., Nam, Y. J., Cho, K. J., & Kim, S. Y. (2019). Research on technology status and development direction of wearable robot. *Fashion & Textile Research Journal, 21*(5), 640-655.

Kim, M. S., & Lee, E. N. (2006). A literature review of exercise intervention for fall prevention in the elderly. *Journal of Muscle and Joint Health, 13*(1), 7-19.

Kim, G., & Yoon N. M. (2009). A study on kinetic gait analysis of the normal adult. *The Journal Korea Society of Physical Therapy, 21*(2), 87-95.

Lee, E. Y. (1996). Transportation management. *Journal of the Korea Construction Safety Engineering Association, 22,* 42-51.

Lee, K. O., & Kim, J. Y. (2001). The kinetic analysis of treadmill gait with various inclination and speed. *The Korean Journal of Physical Education, 40*(3), 911-922.

Lee, K. I., Lee, C. G., Song, H. S., & Hong, W. K. (2015). Analysis of biomechanical changes according to mechanical alignment of the lower limbs when gait with a material handling. *Korean Journal of Sport Biomechanics, 25*(2), 183-190.

Lee, S. J., Seo, K. H., Han, J. B., Yang, K. M., Lee, J. I., Shin, H., & Son, D. S. (2019). Measurement of fall impact reduction of soft wearable suit dummy robot design. *Proceedings of 2019 The 34th Institute of Control, Robotics and Systems Annual Conference,* 227-228.

McFadyen, B. J., & Winter, D. A. (1988). An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of biomechanics, 21*(9), 733-744.

Nam, K. J., & Lee, C. H. (2017). The difference of EMG between of up-stair gait and down. *Korean Journal of Sports Science, 26*(1), 1247-1254.

Paffenbarger Jr, R. S., Blair, S. N., Lee, I. M., & Hyde, R. T. (1993). Measurement of physical activity to assess health effects in free-living populations. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 25*(1), 60-70.

Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological function* (2nd ed.). California: Slack.

Prince, F., Corriveau, H., Hébert, R., & Winter, D. A. (1997). Gait in the elderly. *Gait & Posture, 5*(2), 128-135.

Ryu, N. H. (1995). Walkability on ramps by gait analysis. *Korean Institute of Landscape Architecture, 23*(2), 157-166.

Ryu, J. (2006). Comparisons of frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly males. *The Korean Journal of Physical Education, 45*(5), 457-464.

Sharif, N. A. M., Goh, S. L., Usman, J., & Safwani, W. K. Z. W. (2017). Biomechanical and functional efficacy of knee sleeves: A literature review. *Physical Therapy in Sport, 28,* 44-52.

Sharp, S. A., & Brouwer, B. J. (1997). Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: Effects on function and spasticity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 78*(11), 1231-1236.

Song, G. S. (2007). A case of improvement of safety management in machinery and equipment manufacturing industry. *The Safety Technology, 117,* 64-69.

Walsh, G. S., Low, D. C., & Arkesteijn, M. (2018). Effect of stable and unstable load carriage on walking gait variability, dynamic stability and muscle activity of older adults. *Journal of Biomechanics, 73,* 18-23.

Whittle, M. W. (2007). *An introduction to gait analysis.* Oxford: Butterworth-Heinemann.

Woo, H. S., & Kong, K. C. (2019). Trends and prospects of wearable robot technology. *Institute of Control, Robotics and Systems, 25*(1), 24-33.

Yoon, N. S., Lee, K. O., & Kim, J. Y. (1999). Kinematic comparison of walking on various inclined walkways. *Korean Association of Physical Education and Sport for Girls and Women, 13*(1), 89-101.

웨어러블 슈트의 중량물 부하 보행 시 보행조건(평지, 경사, 계단오르기)에 따른 근활성도와 안정성에 미치는 연구

송주원, 문영진

충남대학교

[목적] 본 연구의 목적은 12kg 중량물 부하 시 웨어러블 슈트 착용 전·후의 보행조건(평지, 경사, 계단오르기)에 따른 근활성도와 안정성의 효과를 검증하는 것이다.
[방법] 본 연구는 최근 6개월 이내 슬관절이나 발목관절 등의 손상과 족부질환 및 보행에 이상이 없는 건강한 20대 남성 10명(나이: 23.8±1.8세, 키:171.8±4.9, 몸무게: 70.8±9.2)을 대상으로 연구대상자를 선정하였다. 근전도 부착 근육 부위는 총 10부분으로 웨어러블 슈트 착용 전·후에 따라 근활성도와 보행안정성에 어떠한 변화가 나타나는지 알아보기 위해 설계한 실험 내용으로, 세 가지 보행 조건(평지, 경사, 계단오르기)을 변인으로 설계하였으며, 12kg의 중량물을 들고 착용 변인(웨어러블 슈트 미착용, 웨어러블 슈트 착용)에 대하여 실험을 진행하였다.
[결과] 근전도 측정 결과 평지보행에서 R.RF근육의 근활성도(p<.05), 경사보행에서 R.RF와 L.RF근육의 근활성도(p<.01), 계단오르기에서 L.RF와 L.BF근육의 근활성도(p<.05)가 통계적으로 감소하였다. 족저압 측정 결과 모든 보행조건에서 양발의 신체의 압력중심점(COP)의 내·외측 이동폭이 통계적으로 감소하였다(p<.05, p<.01, p<.001).
[결론] 웨어러블 슈트 착용 후 나타난 결과는 다음과 같다. 첫째, 웨어러블 슈트 착용 후 넙다리곧은근의 근력 보조 효과가 나타났다. 둘째, 웨어러블 슈트 착용 후 보행 안정성에서 효과가 나타났다.

주요어
웨어러블 슈트, 근전도 족저압, 보행분석