Check for updates
Journal of the Korean Society of Costume
Vol. 76, No. 5 (October 2026) pp. 67-82
Print ISSN 1229-6880
Online ISSN 2287-7827
https://doi.org/10.7233/jksc.2026.76.5.067

경증 발달장애인의 경사 보행 시 하지 근활성도 분석을 통한 기능성 밀착 바지 설계 제안

김 남 임 · 이 효 정+
국립공주대학교 백제문화연구소 연구원 · 국립공주대학교 의류상품학과 부교수+

Design Proposal for Functional Compression Pants Based on Lower Extremity Muscle Activation during Incline Walking in Individuals with Mild Developmental Disabilities

Nam Yim Kim · Hyojeong Lee+
Researcher, Paekche Culture Research Institute, Kongju National University
Associate Professor, Dept. of Fashion Design & Merchandising, Kongju National University+
(received date: 2026. 6. 16, revised date: 2026. 8. 7, accepted date: 2026. 9. 9)

ABSTRACT

This study aimed to analyze lower-extremity muscle activation patterns during incline walking in individuals with mild developmental disabilities and to propose design guidelines for functional compression pants based on their muscle recruitment characteristics. Participants included 12 males without disabilities and 12 males with mild developmental disabilities, all in their twenties. Surface electromyography (EMG) signals were recorded from the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG), biceps femoris (BF), and gluteus maximus (GM) during treadmill walking at a 15° incline and a speed of 3.5 km/h. Muscle activation was normalized as a percentage of reference voluntary contraction (%RVC) using EMG values obtained during level walking. The group without disabilities showed significantly higher activation of the RF, VM, and MG than the group with mild developmental disabilities, whereas the latter group showed significantly higher BF activation. No significant between-group differences were observed in the VL, TA, or GM. These findings indicate distinct lower-extremity muscle recruitment patterns between the two groups during incline walking. Specifically, the group without disabilities showed greater recruitment of muscles associated with knee extension, knee stabilization, and ankle propulsion, whereas the group with mild developmental disabilities showed relatively greater recruitment of the posterior thigh musculature. Based on these findings and the functional roles of the respective muscles, three categories of functional compression zones were proposed: primary compression zones at the anterior thigh, medial knee, and posterior lower leg to provide functional support around the RF, VM, and MG; a stabilizing compression zone at the posterior thigh to provide localized support around the BF; and a base compression zone intended to help maintain overall garment fit, resist slippage during movement, and promote consistent pressure distribution. These zones represent preliminary functional design guidelines rather than experimentally validated pressure levels. The findings provide biomechanical evidence to inform the development of functional compression pants designed to

본 연구는 한국과학기술부의 재원으로 한국연구재단 기초연구사업의 지원을 받아 수행된 연구결과의일부임
(No. RS-2023-00211608)
Corresponding author: Hyojeong Lee, e-mail: hyojeong@kongju.ac.kr

accommodate the lower-extremity muscle recruitment characteristics of individuals with mild developmental disabilities and establish a basis for future studies evaluating garment pressure and biomechanical responses during actual wear.

Key words: electromyography(근전도), functional compression pants(기능성 밀착 바지), incline walking(경사보행), lower-extremity muscle activation(하지 근활성도), mild developmental disabilities(경증 발달장애),

I. 서론

발달장애는 발달 시기에 나타나는 신경발달장애로, 지적 기능 및 적응행동의 제한과 낮은 체력 수준을 동반하며 일상생활 수행과 사회적 참여에 지속적인 영향을 미친다(Oppewal & Hilgenkamp, 2019). 특히 지적장애인은 개념적, 사회적, 실제적 적응기술 영역에서 제한을 보이며, 이러한 특성은 운동 수행 능력과 보행 기능에도 영향을 미칠 수 있다(Tassé et al., 2016; Schalock et al., 2021).

발달장애인은 신경근 조절 및 균형 조절 능력의 제한으로 인해 비장애인과 다른 보행 특성을 보이는 것으로 보고되어 왔다. 선행연구에 따르면 발달장애인은 보행 속도가 느리고 보폭과 보장이 감소하며, 보행 안정성이 낮은 경향을 보인다(Almuhtaseb et al., 2014; Haynes & Lockhart, 2012). 또한 안정성 확보를 위해 보행 변동성과 이중지지 시간이 증가하는 특성이 나타나며(Oppewal et al., 2018), 발목 관절 조절 능력 저하, 체중 지지 단계의 불안정성, 추진력 생성 능력 감소도 보고되고 있다(Almuhtaseb et al., 2014). 이러한 보행 특성은 하지 근육의 협응 패턴 변화와 관련될 수 있으며, 결과적으로 보행 안정성과 효율성에 영향을 미칠 수 있다.

보행 환경의 변화 역시 하지 근육 활성 패턴에 중요한 영향을 미친다. 특히 경사 보행은 평지 보행에 비해 더 큰 근육 활동과 에너지 소비를 요구하며, 발목, 무릎, 고관절 주변 근육의 활성 증가를 유도하는 것으로 알려져 있다. 경사 보행은 후면사슬 근육의 활성도를 증가시키고 보행 안정성 및 하지 근력 향상에 기여할 수 있어 발달장애인의 재활 훈련에도 효과적인 방법으로 보고되고 있다(Franz & Kram, 2012; Lay et al., 2007). 그러나 대부분의 경사 보행 연구는 건강한 성인 또는 비장애인을 대상으로 하지 근육의 활성도와 보행의 역학적 특성을 분석한 연구(Franz & Kram, 2012; Silder et al., 2012)가 주를 이루고 있어, 발달장애인을 대상으로 한 연구는 상대적으로 부족하다. 특히 발달장애인은 평지 보행에서도 보행 속도와 안정성이 낮게 나타나므로 경사 환경에서는 보행의 어려움이 더욱 증가할 수 있다. 선행연구에서도 발달장애인은 비장애인에 비해 균형 유지 능력과 보행 안정성이 낮아 경사 보행과 같은 복잡한 보행 환경에서 더 큰 어려움을 경험할 가능성이 보고되고 있다(Bahiraei et al., 2018; Oppewal et al., 2018).

한편 학계와 산업계에서는 발달장애인의 보행 기능 향상을 위한 다양한 보행 보조 장비에 대한 연구가 지속적으로 이루어지고 있다. 대표적인 보조 장비로는 하지 관절의 정렬을 유지하고 보행 시 체중 지지를 보조하는 하지 보조기, 트레드밀 기반 보행 훈련 장치, 로봇 기술을 활용한 보행 보조 로봇 및 외골격 장치 등이 있다(Talukder & Jo, 2025). 이러한 장비들은 보행 기능 회복과 재활 훈련에 효과적인 것으로 보고되고 있으나(Kim et al., 2013; Perry & Burnfield, 2010), 장비의 무게, 착용 불편감, 일상생활 적용성 측면에서는 여전히 한계가 존재한다.

이러한 한계를 보완할 수 있는 대안으로 신체에 밀착되어 일정 수준의 압력을 제공하는 기능성 밀

착 의류가 주목받고 있다. 밀착 의류는 근육 진동을 감소시키고 고유수용성 감각을 향상시켜 근육 안정성, 자세 조절 및 운동 수행 능력 향상에 도움을 줄 수 있는 것으로 보고되어 왔다(Born et al., 2013). 특히 하지에 적용되는 기능성 밀착 의류는 감각 입력을 증가시켜 신체 위치 인지와 운동 조절 능력을 향상시키며, 하지 근육의 협응과 균형 유지에도 긍정적인 영향을 미칠 수 있다(Ghai et al., 2024; Hong et al., 2022). 최근에는 하지 근육의 생체역학적 특성을 고려한 웨어러블 보행 보조 의류 연구도 증가하고 있으며(Ghai et al., 2024; Hong et al., 2022; Talukder & Jo, 2025), 차별 가압 기능성 스포츠웨어가 근전도 기반 분석에서 근육 활성 조절과 운동 효율 향상에 효과적인 것으로 보고되었다(Kim & Lee, 2025). 따라서 기능성 밀착 의류는 보행 안정성 향상이 필요한 발달장애인에게도 적용 가능성이 높은 보행 보조 전략으로 고려될 수 있다.

그럼에도 불구하고 발달장애인을 대상으로 한 경사 보행 시 근전도 분석 연구는 제한적이며, 이를 기능성 의류 개발과 연계한 연구는 거의 이루어지지 않았다. 특히 경증 발달장애인을 대상으로 경사 보행 시 하지 근활성도 특성을 분석하고, 이를 기능성 압박 의류 설계와 연계한 연구는 매우 부족한 실정이다. 따라서 발달장애인의 경사 보행 시 하지 근육 활성 특성을 분석하는 것은 보행 보조 기능성 의류 설계를 위한 중요한 기초자료가 될 수 있다.

이에 본 연구는 경증 발달장애인을 대상으로 15° 트레드밀 경사 보행 시 하지 근육 활성 패턴을 분석하고, 비장애인과 비교하여 집단 간 하지 근육 동원 양상의 차이를 규명하고자 하였다. 또한 연구결과를 바탕으로 경증 발달장애인의 보행 기능 지원을 위한 기능성 밀착 바지의 설계 방향을 제안하고자 하였다. 본 연구는 발달장애인의 보행 특성에 대한 이해를 높이고, 보행 안정성 향상을 위한 기능성 압박 의류 및 보행 보조 의류 개발의 기초자료를 제공하는 데 의의가 있다.

II. 이론적 배경

1. 보행 시 하지 근육의 기능적 역할

보행은 초기 접지(initial contact), 체중 수용기(loading response), 중간 입각기(mid stance), 말기 입각기(terminal stance), 전유각기(pre-swing), 초기 유각기(initial swing), 중간 유각기(mid swing), 말기 유각기(terminal swing)의 연속적인 단계로 이루어진다. 각 단계에서 고관절, 슬관절 및 발목관절 주변의 근육은 체중 수용, 관절 안정화, 하지의 전방 이동 및 추진력 생성 등을 위해 상호 협응하며 기능한다(Perry & Burnfield, 2010; Winter, 1991). 본 연구에서 분석한 하지 주요 근육의 일반 보행 및 경사 보행 시 기능적 역할은 〈Table 1〉과 같다.

고관절 주변에서는 대둔근(gluteus maximus, GM)이 주로 초기 접지와 체중 수용 과정에서 고관절 신전 및 체간 조절에 관여하여 신체의 안정적인 지지를 돕는다. 슬관절 주변의 외측광근(vastus lateralis, VL)과 내측광근(vastus medialis, VM)은 대퇴사두근의 구성 근육으로, 체중 수용 과정에서 슬관절 신전을 조절하고 하지가 체중을 안정적으로 지지하도록 기여한다. 특히 내측광근(VM)은 슬관절의 안정적인 조절과 체중 수용에 중요한 역할을 한다. 대퇴직근(rectus femoris, RF)은 고관절 굴곡과 슬관절 신전에 관여하는 이관절근으로, 보행 과정에서 하지의 전방 이동과 슬관절 조절에 기여한다(Perry & Burnfield, 2010; Winter, 1991).

대퇴 후면에 위치한 대퇴이두근(biceps femoris, BF)은 햄스트링을 구성하는 주요 근육으로 고관절 신전과 슬관절 굴곡에 관여하며, 특히 말기 유각기에서 전방으로 이동하는 하지의 움직임을 조절하고 초기 접지로의 전환을 준비하는 데 기여한다. 또한 입각기에는 고관절과 슬관절의 움직임을 조절함으로써 하지의 안정적인 지지에 관여한다(Anderson & Pandy, 2003; Perry & Burnfield, 2010).

하퇴부에서는 전경골근(tibialis anterior, TA)이 초기 접지 시 발목의 저측굴곡을 조절하고 유각기

에는 발목의 배측굴곡(dorsiflexion)을 유지하여 발끝이 지면에 끌리는 것을 방지한다. 반면 내측비복근(medial gastrocnemius, MG)은 입각기 후반에 발목 저측굴곡(plantarflexion)에 관여하며, 신체의 전방 진행과 추진에 기여하는 주요 근육이다. 특히 비복근을 포함한 발목 저측굴곡근은 말기 입각기에서 신체의 전방 이동을 지원하는 중요한 역할을 수행한다(Neptune et al., 2001; Perry & Burnfield, 2010).

경사 보행에서는 이러한 하지 근육의 기능적 요구가 평지 보행과 다르게 나타난다. 오르막 보행은 신체의 무게중심을 전방뿐만 아니라 상방으로 이동시켜야 하므로 하지 관절에서 요구되는 기계적 일이 증가하며, 이에 대응하여 고관절, 슬관절 및 발목관절 주변 근육의 동원 양상이 변화한다. Franz와 Kram(2012)은 경사도가 증가함에 따라 하지 근육의 활성 및 기계적 요구가 변화한다고 보고하였으며, Lay 등(2007)도 경사 조건에 따라 대퇴사두근, 햄스트링 및 하퇴 근육의 활성 패턴이 평지 보행과 다르게 나타남을 보고하였다. 따라서 경사 보행에서 나타나는 근활성도는 특정 근육의 단독적인 활성 정도보다는 체중 수용, 관절 조절, 하지의 전방 및 상방 이동, 추진 기능을 수행하기 위한 하지 근육의 동원 전략이라는 관점에서 해석할 필요가 있다.

III. 연구방법

1. 피험자 선정

본 연구의 대상자는 20대 남성으로, 비장애인 12명(신장 172.4±3.3 cm, 체중 65.3±2.2 kg)과 경증 발달장애인 12명(신장 170.4±2.5 cm, 체중 62.5±2.6 kg)으로 구성되었다. 경증 발달장애인 집단은 과거 장애등급 기준 3~4등급에 해당하는 대상자로 구성하였다. 연구대상자의 선정 기준은 다

〈Table 1〉 Functional Roles of Lower Limb Muscles During Gait

Muscle	Functional Role during Gait	Functional Role during Incline Walking	References
Tibialis Anterior (TA)	Maintains ankle dorsiflexion and controls foot drop during landing	Increased activation to maintain foot clearance and ankle control on slope	Lay et al. (2007); Winter (1991)
Medial Gastrocnemius (MG)	Generates propulsion through ankle plantarflexion	Major contributor to upward and forward propulsion during incline walking	Franz & Kram (2012); Neptune et al. (2001)
Vastus Lateralis (VL)	Knee extension and weight acceptance	Provides knee stability and supports body weight during uphill walking	Franz & Kram (2012); Perry & Burnfield (2010)
Vastus Medialis (VM)	Knee stabilization and control of knee flexion	Enhances medial knee stability during weight transfer	Anderson & Pandy (2003)
Rectus Femoris (RF)	Hip flexion and assistance in knee extension	Contributes to forward limb progression during slope walking	Perry & Burnfield (2010)
Biceps Femoris (BF)	Hip extension and knee flexion control	Contributes to hip extension and control of lower-limb motion during incline walking	Franz & Kram (2012); Neptune et al. (2001)
Gluteus Maximus (GM)	Stabilizes hip and trunk	Supports hip extension to maintain posture during slope ascent	Anderson & Pandy (2003); Winter (1991)

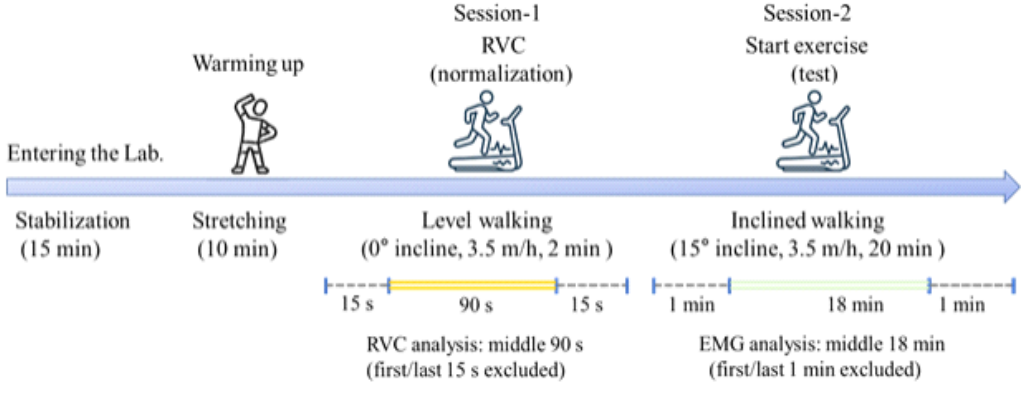
음과 같다. 경증 발달장애인 집단은 과거 장애등급 기준 3~4등급에 해당하며, 독립적인 보행이 가능하고 연구자의 설명과 지시에 따라 실험 절차를 이해하고 수행할 수 있는 대상자로 선정하였다. 두 집단 모두 최근 6개월 이내 하지 근골격계 손상이나 수술 경험이 없고, 보행 수행에 영향을 미칠 수 있는 신경계 또는 정형외과적 질환이 없는 사람을 대상으로 하였으며, 본 연구의 트레드밀 경사 보행 프로토콜을 이해하고 독립적으로 수행할 수 있는 대상자로 제한하였다. 특히 본 연구에서는 경사각 15°, 속도 3.5 km/h의 트레드밀에서 20분간 연속적인 경사 보행을 수행해야 하므로, 연구자의 지시에 따라 실험 절차를 수행할 수 있고 해당 보행 과제를 안전하게 수행할 수 있는지를 대상자 선정 시 고려하였다. 한편 비장애인 집단은 신경계 및 근골격계 질환이 없고 독립적인 보행이 가능한 20대 남성으로 선정하였다.

모든 연구대상자에게 실험에 앞서 연구 목적, 실험 방법 및 절차에 대해 충분히 설명하였으며, 자발적으로 연구 참여에 동의한 사람을 최종 연구 대상자로 선정하였다. 본 연구는 국립공주대학교 생명윤리위원회(Institutional Review Board)의 승인을 받아 수행하였다(IRB No. KNU_IRB_2024-035).

2. 경사 보행 실험 및 근전도 측정

일반적으로 보통 걸음은 4~6km/h의 속도를 의미하지만(Kim et al., 2013), 오르막 경사로 보행에서는 경사각 증가에 따라 보행 속도, 보폭, 보장, 보행 시간 및 보행 주기 시간 등의 시공간적 보행 변수가 변화하는 것으로 보고되고 있다. Han과 Cho(2006)는 특히 경사각이 16° 이상일 때 보행 패턴의 변화가 나타나며, 24°에서는 이러한 변화가 더욱 크게 나타난다고 보고하였다. 이에 본 연구에서는 경사 보행에 따른 하지 근육의 기능적 요구를 유도하는 동시에 경증 발달장애인이 20분간 안전하게 수행할 수 있는 가능성을 고려하여 16°에 근접한 15°를 실험 경사각으로 설정하였다. 또한 보행 속도는 본 연구 대상에 발달장애인이 포함되어 있다는 점을 고려하여 안전성과 수행 가능성을 확보하기 위해 일반적인 보통 걸음보다 느린 3.5 km/h로 설정하였다.

실험 절차는 〈Fig. 1〉과 같다. 피험자는 실험실 입실 후 15분간 호흡을 안정화한 후 10분간 스트레칭을 실시하여 신체를 이완하고 루즈핏 상·하의인 반팔 면 티셔츠와 반바지로 갈아입고 실험에 참여하였다. 실험은 두 개의 세션으로 구분하여 실시하였다. 세션 1(Session 1)은 기준 수의적 수축(reference voluntary contraction, RVC)을 수집하기 위한 단계로, 트레드밀 경사각 0°와 속도 3.5



〈Fig. 1〉 Experimental protocol and EMG analysis intervals

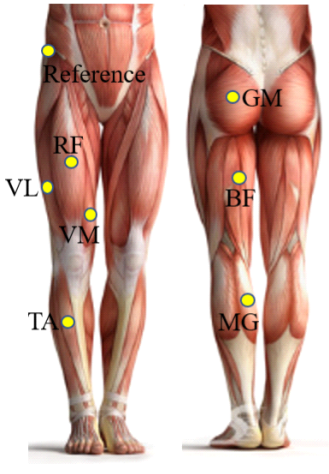
km/h 조건에서 2분간 평지 보행을 실시하였다. 세션 2(Session 2)는 실제 과제 수행 시의 근전도 신호를 수집하기 위한 단계로, 트레드밀 경사각 15°와 속도 3.5 km/h 조건에서 20분간 경사 보행을 실시하였으며, 수집된 근전도 신호는 제곱평균제곱근(root mean square, RMS)으로 처리하여 분석하였다.

보행 시 하지 근육의 근활성도를 측정하기 위하여 무선 표면 근전도기와 8쌍의 표면 전극(Wireless Surface EMG System; Ultium EMG, Noraxon Inc., USA)을 사용하였다. 본 연구에서는 보행 특성과 관련된 하지 근육의 활성 및 동원 양상을 분석하기 위하여 보행 시 주요하게 사용되는 하지 근육에 전극을 부착하였다. 전극은 우성측 하지에 부착하였으며, 우성측은 공을 차는 발을 기준으로 판정하였다. 판정 결과 모든 피험자는 우측 다리가 우성측으로 확인되었다. 전극 부착 시 선행연구(Kim & Lee, 2025)를 참고하여 〈Fig. 2〉와 같이 대퇴직근(Rectus Femoris, RF), 외측광근(Vastus Lateralis, VL), 내측광근(Vastus Medialis, VM), 전경골근(Tibialis Anterior, TA), 내측비복근(Medial Gastrocnemius, MG), 대퇴이두근(Biceps Femoris, BF), 대둔근(Gluteus Maximus, GM)에 표면 전극을 부착하였다. 기준전극(reference electrode)은 상전장골극(Anterior Superior Iliac Spine, ASIS)에 부착하였다.

3. 근전도 자료 분석

수집된 근전도 신호는 Noraxon사의 MR3 software를 이용하여 처리 및 분석하였다. 근전도 신호의 샘플링 주파수(sampling frequency)는 3,000 Hz로 설정하였으며, 전원 잡음(power-line noise), 움직임 잡음(motion artifact) 및 센서 회로 잡음의 영향을 줄이기 위해 20 - 450 Hz 대역의 대역통과 필터(band-pass filter)를 적용하였다. 이후 필터링된 신호는 제곱평균제곱근(root mean square, RMS) 값으로 변환하여 근활성도 분석에 사용하였다.

근전도 신호는 개인의 근력 수준, 피부 저항, 피하지방 두께, 전극 부착 위치 및 측정 환경 등에 따라 진폭 차이가 발생할 수 있으므로 원시(raw) 근전도 신호를 직접 비교하는 데 한계가 있다(De Luca, 1997). 따라서 본 연구에서는 개인 간 근활성도의 비교 가능성을 높이기 위해 기준값에 대한 상대적 비율로 환산하는 정규화(normalization) 과정을 수행하였다. 일반적으로 근전도 정규화에는 최대수의수축(maximum voluntary contraction, MVC)



No.	Muscle	Abbreviation
1	Rectus Femoris	RF
2	Vastus Lateralis	VL
3	Vastus Medialis	VM
4	Tibialis Anterior	TA
5	Medial Gastrocnemius	MG
6	Biceps Femoris	BF
7	Gluteus Maximus	GM
Reference	Anterior Superior Iliac Spine	ASIS

〈Fig. 2〉 Placement of EMG Sensors

을 기준으로 하는 방법이 널리 사용되지만, 대상자의 최대 근수축 수행 능력에 따라 정규화 결과가 달라질 수 있다(Burden et al., 2003). 특히 임상집단이나 신경근 조절 능력이 제한된 대상자에서는 안정적인 최대수축 수행에 어려움이 있을 수 있다(Cho et al., 2022; Lehman & McGill, 1999). 또한 보행 분석에서는 일상생활 동작이나 기능적 과제를 이용한 정규화 방법이 대안으로 활용될 수 있는 것으로 보고되고 있다(Ghazwan et al., 2017). 이에 본 연구에서는 경증 발달장애인의 특성과 실제 보행 과제의 기능적 특성을 고려하여 평지 보행 시 근전도 값을 기준으로 하는 기준 수의적 수축(reference voluntary contraction, RVC) 방법을 적용하였다.

RVC 기준값은 트레드밀 경사각 0°, 속도 3.5 km/h 조건에서 2분간 실시한 평지 보행의 근전도 신호를 이용하여 산출하였다. 기준 근전도 값의 분석 범위는 전체 2분 중 최초 15초와 마지막 15초를 제외한 중앙 1분 30초로 설정하였다. 보행 시작 직후에는 트레드밀 속도와 보행 환경에 적응하는 과정에서 일시적인 보행 패턴의 변화가 나타날 수 있으며, 종료 직전에는 보행 종료를 인지함에 따라 속도나 움직임 패턴이 변화할 가능성이 있다. 이에 이러한 과도기적 변화가 기준 근전도 값에 미치는 영향을 줄이기 위해 시작 및 종료 구간을 분석에서 제외하였다. 또한 보행과 같은 기능적 동작에서 반복적으로 수집된 근전도 신호를 이용한 정규화가 대표적인 근활성 기준값 산출에 활용될 수 있다는 선행연구(Ghazwan et al., 2017)를 근거로, 충분한 반복 보행주기를 포함하면서 일시적인 변동의 영향을 최소화할 수 있도록 중앙 1분 30초 구간의 각 근육별 평균 RMS 값을 RVC 기준값으로 사용하였다.

경사 보행의 근전도 자료는 트레드밀 경사각 15°, 속도 3.5 km/h 조건에서 총 20분간 수집하였다. 실제 경사 보행 근전도 값의 분석 범위는 최초 1분과 마지막 1분을 제외한 중앙 18분으로 설정하였다. 트레드밀 보행 초기에는 트레드밀 환경과 설정 속도에 적응하는 과정에서 보행 패턴이 점진적으로 조정될 수 있으며, 이러한 적응 양상은 대상자의 보행 경험과 특성에 따라 달라질 수 있는 것으로 보고되고 있다(Meyer et al., 2019; Schellenbach et al., 2010). 따라서 보행 시작 직후의 적응 과정에서 나타날 수 있는 과도기적 근전도 변동의 영향을 줄이기 위해 최초 1분을 분석에서 제외하였다. 또한 종료 직전에는 실험 종료에 대한 인지 및 장시간 보행 후 나타날 수 있는 일시적인 보행 패턴 변화가 분석값에 영향을 미칠 가능성을 고려하여 마지막 1분을 제외하였다. 이에 본 연구에서는 보행 시작과 종료 시 나타날 수 있는 과도기적 변화를 최소화하는 동시에 장시간 경사 보행 중 나타나는 지속적인 근활성 특성을 충분히 반영하기 위하여 중앙 18분 구간의 각 근육별 평균 RMS 값을 경사 보행 시 근활성도 분석값으로 사용하였다.

각 근육의 근활성도는 경사 보행 시 측정된 평균 RMS 값을 기준 근수축값(RVC)에 대한 상대적 비율로 환산하여 %RVC로 산출하였다. %RVC는 다음 식에 따라 계산하였다. …… 수식 1)

$$\%RVC = \frac{RMS_{task}}{RMS_{RVC}} \times 100 \cdots\cdots \text{수식 1)}$$

4. 통계 분석

근전도가 수집된 각 근육의 근활성도(%RVC)는 평균과 표준편차로 산출하였으며, IBM SPSS Statistics Version 26.0을 이용하여 통계 분석하였다. 비장애인 집단과 경증 발달장애인 집단 내 근육별 근활성도 차이를 분석하기 위하여 일원 반복측정 분산분석(one-way repeated measures ANOVA)을 실시하였으며, 유의한 차이가 나타난 경우 Bonferroni 사후검정을 실시하였다. 또한 집단 간 근활성도 차이를 비교하기 위하여 독립표본 t-검정(independent-samples t-test)을 실시하였다. 통계적 유의성 판단을 위한 유의수준(α)은 .05로 설정하였다.

IV. 연구결과

본 연구에서는 경사각 15°의 트레드밀 경사 보행 시 비장애인과 경증 발달장애인의 하지 주요 근육 근활성도를 분석하고, 집단 간 근활성도 특성을 비교하였다. 분석 대상 근육은 전경골근(Tibialis Anterior, TA), 외측광근(Vastus Lateralis, VL), 내측광근(Vastus Medialis, VM), 대퇴직근(Rectus Femoris, RF), 내측비복근(Medial Gastrocnemius, MG), 대퇴이두근(Biceps Femoris, BF), 대둔근(Gluteus Maximus, GM)이었다. 근활성도는 기준 수의적 수축(reference voluntary contraction, RVC)에 대한 백분율(%RVC)로 정규화하여 분석하였다. 먼저 각 집단 내 근육별 근활성도 차이를 분석하였으며, 이후 비장애인 집단과 경증 발달장애인 집단 간 근활성도를 비교하여 경사 보행 시 나타나는 하지 근육 동원 양상의 차이를 살펴보았다.

1. 비장애인의 경사 보행 시 근활성도

비장애인 집단을 대상으로 트레드밀 경사각 15° 조건에서 경사 보행 시 하지 근육의 근활성도(%RVC)를 분석한 결과, 반복측정 분산분석에서 근육 간 근활성도에 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.001)(Table 2). Bonferroni 사후검정 결과, 내측광근(VM)의 근활성도는 전경골근(TA)보다 유의하게 높게 나타났다(보정 p=.040). 반면, VM과 대퇴직근(RF), 외측광근(VL), 내측비복근(MG), 대퇴이두근(BF) 및 대둔근(GM) 간 비교에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다(보정 p>.05).

근육별 평균 근활성도는 내측광근(VM)이 177.8 %RVC로 가장 높았으며, 다음으로 내측비복근(MG) 147.1 %RVC, 대퇴직근(RF) 134.3 %RVC, 대퇴이두근(BF) 129.5 %RVC, 전경골근(TA) 129.2 %RVC, 외측광근(VL) 128.2 %RVC, 대둔근(GM) 117.4 %RVC 순으로 나타났다.

2. 경증 발달장애인의 경사 보행 시 근활성도

경증 발달장애인 집단을 대상으로 트레드밀 경사각 15° 조건에서 경사 보행 시 하지 근육의 근활성도(%RVC)를 분석한 결과, 반복측정 분산분석에서 근육 간 근활성도에 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.001)(Table 3). Bonferroni 사후검정 결과, 대퇴이두근(BF)의 근활성도는 대퇴직근(RF)(보정 p=.002), 내측광근(VM)(보정 p=.037), 내측비복근(MG)(보정 p=.029) 및 대둔근(GM)(보정 p=.005)보다 유의하게 높게 나타났다. 반면, BF와 외측광근(VL)(보정 p=.237) 및 전경골근(TA)(보정 p=.075) 간에는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

근육별 평균 근활성도는 대퇴이두근(BF)이 174.1

〈Table 2〉 Muscle Activation of Non-disabled Individuals during Incline Treadmill Walking

Muscle	Mean ± SD (%RVC)	Bonferroni-adjusted p-value for comparison with VM
RF	134.3 ± 10.9	.109
VL	128.2 ± 11.9	.133
VM	177.8 ± 20.6	-
TA	129.2 ± 10.7	.040
MG	147.1 ± 18.0	.087
BF	129.5 ± 21.4	.067
GM	117.4 ± 15.6	.213

Note. The overall repeated-measures ANOVA was significant (p<.001). Bonferroni-adjusted p-values are presented for pairwise comparisons with VM.

〈Table 3〉 Muscle Activation of Individuals with Mild Developmental Disabilities during Incline Treadmill Walking

Muscle	Mean ± SD (%RVC)	Bonferroni-adjusted p-value for comparison with BF
RF	98.3 ± 10.6	.002
VL	118.9 ± 22.3	.237
VM	114.6 ± 16.2	.037
TA	119.5 ± 20.4	.075
MG	93.4 ± 12.1	.029
BF	174.1 ± 12.1	-
GM	104.3 ± 5.2	.005

Note. The overall repeated-measures ANOVA was significant (p<.001). Bonferroni-adjusted p-values are presented for pairwise comparisons with BF.

%RVC로 가장 높았으며, 다음으로 전경골근(TA) 119.5 %RVC, 외측광근(VL) 118.9 %RVC, 내측광근(VM) 114.6 %RVC, 대둔근(GM) 104.3 %RVC, 대퇴직근(RF) 98.3 %RVC, 내측비복근(MG) 93.4 %RVC 순으로 나타났다.

3. 비장애인과 경증 발달장애인 간의 근활성도 비교 분석

비장애인과 경증 발달장애인 간 경사각 15° 트레드밀 보행 시 하지 근육의 근활성도(%RVC)를 비교하기 위하여 독립표본 t-검정을 실시한 결과, 대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 내측비복근(MG) 및 대퇴이두근(BF)에서 집단 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(Table 4). 대퇴직근(RF)의 근활성도는 비장애인 집단이 134.3 %RVC로 경증 발달장애인 집단의 98.3 %RVC보다 유의하게 높았으며(p<.001), 내측광근(VM)에서도 비장애인 집단이 177.8 %RVC로 경증 발달장애인 집단의 114.6 %RVC보다 유의하게 높았다(p<.001). 내측비복근(MG) 역시 비장애인 집단이 147.1 %RVC로 경증 발달장애인 집단의 93.4 %RVC보다 유의하게 높은 근활성도를 나타냈다(p<.001).

반면, 대퇴이두근(BF)의 근활성도는 경증 발달장애인 집단이 174.1 %RVC로 비장애인 집단의 129.5 %RVC보다 유의하게 높게 나타났다(p=

〈Table 4〉 Comparison of Lower-Extremity Muscle Activation between Non-disabled Individuals and Individuals with Mild Developmental Disabilities during Incline Treadmill Walking

Muscle	Non-disabled Mean ± SD (%RVC)	Mild developmental disabilities Mean ± SD (%RVC)	Between-group p-value
RF	134.3 ± 10.9	98.3 ± 10.6	<.001
VL	128.2 ± 11.9	118.9 ± 22.3	.437
VM	177.8 ± 20.6	114.6 ± 16.2	<.001
TA	129.2 ± 10.7	119.5 ± 20.4	.377
MG	147.1 ± 18.0	93.4 ± 12.1	<.001
BF	129.5 ± 21.4	174.1 ± 12.1	.004
GM	117.4 ± 15.6	104.3 ± 5.2	.112

Note. Differences between groups were analyzed using an independent-samples t-test.

.004). 한편, 외측광근(VL), 전경골근(TA) 및 대둔근(GM)에서는 두 집단 간 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(VL: p=.437; TA: p=.377; GM: p=.112).

V. 토론

1. 경증 발달장애인의 경사 보행 특성 분석

본 연구에서 나타난 집단 간 차이는 경사 보행에 관여하는 하지 근육의 기능적 역할과 함께 살펴볼 필요가 있다. 비장애인 집단에서 내측광근(VM)은 분석 근육 중 가장 높은 평균 근활성도를 나타냈으며, 전경골근(TA)보다 유의하게 높았다. 또한 집단 간 비교에서도 비장애인의 VM 근활성도가 경증 발달장애인보다 유의하게 높게 나타났다. VM이 체중 수용 단계에서 슬관절 안정화와 체중 지지에 관여한다는 점을 고려하면, 이러한 결과는 비장애인의 경사 보행에서 슬관절 안정화와 관련된 근육의 동원이 상대적으로 두드러졌음을 보여준다.

대퇴직근(RF)과 내측비복근(MG)의 근활성도 역시 비장애인 집단에서 경증 발달장애인 집단보다 유의하게 높게 나타났다. RF는 슬관절 신전에 관여하고, MG는 말기 입각기에서 발목 저측굴곡을 통해 전방 및 상방 추진에 기여한다. 따라서 두 근육에서 나타난 집단 간 차이는 동일한 경사 보행 과제를 수행하는 과정에서 슬관절 신전 및 발목 추진과 관련된 근육의 동원 양상이 두 집단에서 다르게 나타났음을 의미한다. 특히 본 연구의 %RVC가 평지 보행 시 근활성도를 기준으로 정규화된 값이라는 점을 고려하면, 비장애인 집단의 RF와 MG는 각각 134.3 %RVC와 147.1 %RVC로 평지 보행 기준값인 100 %RVC를 상회한 반면, 경증 발달장애인 집단에서는 각각 98.3 %RVC와 93.4 %RVC로 기준값에 근접하거나 다소 낮았다. 이는 경사 조건에 대응한 RF와 MG의 상대적 근활성도 변화가 두 집단에서 서로 다르게 나타났음을 보여준다.

반면, 경증 발달장애인 집단에서는 대퇴이두근(BF)이 분석 근육 중 가장 높은 근활성도를 나타냈으며, RF, VM, MG 및 대둔근(GM)보다 유의하게 높았다. 또한 BF는 비장애인 집단보다도 유의하게 높은 근활성도를 나타냈다. BF는 고관절 신전과 슬관절 굴곡 조절에 관여하며 보행 중 하지의 움직임을 제어하는 기능을 수행한다. 특히 경증 발달장애인 집단의 BF는 평지 보행 기준인 100 %RVC를 크게 상회하여, 경사 조건에 대응한 BF의 상대적 동원이 두드러지는 특성을 보였다. 다만 본 연구에서는 근육 간 동시활성을 직접 분석하지 않았으므로 이를 관절 안정화를 위한 보상적 전략이나 동시활성 증가로 단정하기보다는, 경사 보행에 대응하는 BF의 상대적으로 높은 동원 특성으로 해석하는 것이 타당하다.

한편, 외측광근(VL), 전경골근(TA) 및 대둔근(GM)에서는 두 집단 간 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이들 근육이 각각 슬관절 지지, 발목 조절 및 고관절·체간 안정화에 관여한다는 점을 고려하면, 경사 보행에서 요구되는 모든 하지 근육의 동원이 두 집단에서 일률적으로 다르게 나타난 것이 아니라 RF, VM, MG 및 BF를 중심으로 선택적인 집단 차이가 나타난 것으로 볼 수 있다.

종합하면, 비장애인 집단에서는 경증 발달장애인 집단에 비해 슬관절 신전 및 안정화에 관여하는 RF와 VM, 발목 추진에 관여하는 MG의 근활성도가 높게 나타난 반면, 경증 발달장애인 집단에서는 BF의 상대적으로 높은 동원이 특징적으로 나타났다. 이러한 결과는 동일한 경사 보행 조건에서도 두 집단의 하지 근육 동원 양상이 서로 다를 수 있음을 보여주며, 이러한 근육별 동원 특성은 경증 발달장애인을 위한 기능성 밀착 바지의 기능적 지원 부위와 압박 영역을 설정하는 기초자료로 활용될 수 있다.

2. 근전도 결과에 기반한 압박 설계 요구

1절에서 확인된 집단 간 근활성도 차이와 각 근육의 기능적 역할을 바탕으로 기능성 밀착 바지의 압박 부위와 기능을 설정하였다(Table 5).

선행연구에서는 밀착의복이 근육 진동 감소와 고유수용성 감각 및 신경근 조절에 영향을 미칠 수 있으며(Born et al., 2013; Ghai et al., 2024; Hong et al., 2022), 하지 밀착의복이 근육 협응과 움직임 특성에 영향을 줄 가능성이 보고되어 왔다(Yang et al., 2024). 그러나 본 연구에서는 밀착의복 착용에 따른 근활성도 변화를 직접 검증하지 않았으므로, 상대적으로 낮은 근활성도를 나타낸 부위에 압박을 적용하는 것이 해당 근육의 활성 증가로 직접 이어진다고 해석하는 데에는 한계가 있다. 따라서 본 연구에서는 근전도 결과를 근활성 증진을 위한 직접적인 처방이 아니라, 근육별 기능과 경사 보행 시 나타난 상대적 동원 특성을 고려하여 감각적·역학적 지지를 제공하기 위한 압박 영역 설정의 근거로 활용하였다.

이러한 관점에서 대퇴직근(RF), 내측광근(VM) 및 내측비복근(MG)은 경증 발달장애인 집단에서 비장애인 집단보다 유의하게 낮은 근활성도를 나타냈으며, 각각 슬관절 신전, 슬관절 안정화 및 발목 추진에 관여하는 기능적 특성을 고려하여 기능적 지원이 요구되는 주요 압박 영역으로 설정하였다. 이들 영역의 압박은 해당 근육의 활성을 직접적으로 증가시키기 위한 목적이 아니라, 국소적인 밀착과 압박을 통해 감각적 피드백과 역학적 지지를 제공함으로써 경사 보행 시 요구되는 기능을 보조하기 위한 것이다. 반면 대퇴이두근(BF)은 경증 발달장애인 집단에서 비장애인 집단보다 유의하게 높은 근활성도를 나타냈으므로, 근활성 촉진을 목적으로 하는 압박보다는 대퇴 후면에 안정적인 지지를 제공하면서 과도한 압박을 지양하는 안정화 지원 영역으로 설정하였다. 한편 외측광근(VL), 전경골근(TA) 및 대둔근(GM)은 집단 간 유의한 차이가 나타나지 않았으므로 특정 근육에 대한 차별적인 기능 지원 영역으로 설정하기보다는 의복 전반의 밀착성과 착용 안정성을 확보하기 위한 기본 밀착 영역으로 설정하였다. 이를 바탕으로 기능적 지원, 안정화 지원 및 기본 밀착의 세 가지 압박 설계 요구를 도출하였다(Table 5).

3. 기능성 밀착 바지 설계 방향

2절에서 도출한 기능적 지원, 안정화 지원 및 기본 밀착의 설계 요구를 바탕으로, 기능성 밀착

〈Table 5〉 Summary of Muscle Activation Findings and Their Implications for Compression Pants Design

Muscle	Findings of This Study	Functional Implications	Design Implications for Compression Pants
RF	Higher in non-disabled individuals	Contributes to knee extension and forward limb progression during incline walking	Anterior thigh functional support
VM	Higher in non-disabled individuals	Knee stabilization and weight acceptance during stance	Medial knee functional support
MG	Higher in non-disabled individuals	Ankle plantarflexion and propulsion generation	Posterior lower-leg functional support
BF	Higher in individuals with mild developmental disabilities	Greater recruitment of the posterior thigh musculature associated with hip extension and knee flexion control	Posterior thigh stabilization support
VL TA GM	No significant difference	Limited between-group differences	Base compression coverage

바지를 주요 압박 영역(primary compression zone), 안정화 압박 영역(stabilizing compression zone) 및 기본 압박 영역(base compression zone)의 세 영역으로 구체화하였다(Table 6, Fig. 3). 각 영역은 근전도 분석 결과와 근육의 기능적 역할을 바탕으로 적용 위치와 기능적 목적을 설정하고, 이에 따라 상대적인 압박 수준을 차별화하였다.

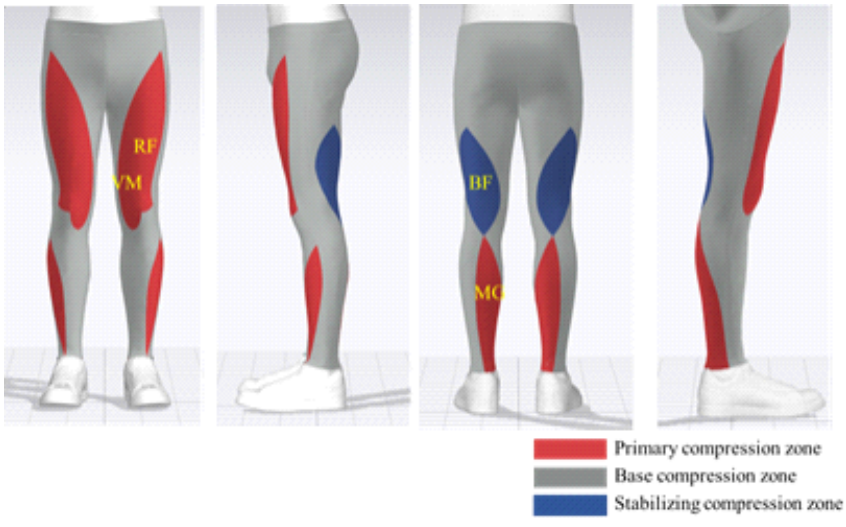
주요 압박 영역은 대퇴직근(RF), 내측광근(VM) 및 내측비복근(MG)의 해부학적 위치를 고려하여 대퇴 전면, 슬관절 내측 및 하퇴 후면에 설정하였다. 이 영역은 슬관절 신전 및 안정화와 발목 저측굴곡을 통한 추진에 관여하는 근육과 관절 주변에 감각적·역학적 지지를 제공하기 위한 핵심 기능 영역이다. 따라서 기본 압박 영역보다 상대적으로 높은 압박을 적용하되, 압박을 통한 근활성 증가 자체를 직접적인 설계 목표로 설정하지 않았다.

안정화 압박 영역은 경증 발달장애인 집단에서 상대적으로 높은 근활성도를 나타낸 대퇴이두근

〈Table 6〉 Design Characteristics of Functional Compression Zones for the Proposed Compression Pants

Compression zone	Target muscle	Relative pressure level	Design purpose
Primary compression	RF, VM, MG	Relatively high	Provide functional support around muscles associated with knee extension, knee stabilization, and ankle propulsion
Base compression	VL, TA, GM and remaining lower-limb areas	Low	Maintain overall garment fit, wearing stability, and pressure continuity
Stabilizing compression	BF	Low - Moderate	Provide localized posterior-thigh support and help reduce unnecessary soft-tissue and garment movement

Note. Pressure levels represent relative design priorities and were not experimentally validated as absolute garment pressure values in this study.



〈Fig. 3〉 Proposed Functional Compression Pants Design Based on Lower-Extremity Muscle Activation in Individuals with Mild Developmental Disabilities

(BF)의 해부학적 위치에 해당하는 대퇴 후면에 설정하였다. 이 영역은 BF의 근활성을 직접적으로 감소시키거나 촉진하기보다는 대퇴 후면에 국소적인 밀착과 안정적인 지지를 제공하는 것을 목적으로 한다. 이에 주요 압박 영역보다 낮은 저·중압 수준의 완만한 압박을 적용하여 과도한 압박 집중을 방지하면서 연부조직과 의복의 불필요한 움직임을 완화하는 방향으로 제안하였다.

기본 압박 영역은 외측광근(VL), 전경골근(TA) 및 대둔근(GM)을 포함한 나머지 하지 부위에 상대적으로 낮고 균일한 압박을 적용하여 의복 전반의 밀착성과 착용 안정성을 확보하도록 설정하였다. 또한 주요 압박 영역 및 안정화 압박 영역과 주변 부위 간의 급격한 압력 차이를 완화하여 영역 간 압박의 연속성을 유지하도록 하였다.

이상의 내용을 종합하면, 본 연구에서 제안한 차등 압박 구조는 대퇴 전면·슬관절 내측·하퇴 후면에 상대적으로 높은 수준의 주요 압박을 국소적으로 배치하고, 대퇴 후면에는 저·중압 수준의 안정화 압박을 적용하며, 나머지 하지 부위에는 낮고 균일한 기본 압박을 적용하는 방식으로 구성된다. 이러한 구조는 근육별 근활성 특성을 의복압의 증감과 직접적으로 대응시키기보다는, 근육의 기능적 역할과 기능적 지원이 요구되는 신체 부위 및 의복의 착용 안정성을 종합적으로 고려하여 영역별 압박 수준을 차별화한 설계 방식이다.

이러한 차등 압박 구조를 실제 기능성 밀착 바지에 구현하기 위해서는 부위별 패턴 축소율, 소재의 신장 및 탄성 특성, 편성 구조와 적용 방향, 착용 부위의 신체 형상 등을 종합적으로 고려할 필요가 있다. 압박의복의 의복압은 의복과 인체 간의 치수 차이뿐만 아니라 착용 시 소재에 발생하는 신장과 장력 및 탄성 특성의 영향을 받으며, 동일한 소재에서도 편성 구조와 적용 방향에 따라 신장 특성과 의복압이 달라질 수 있다(Macintyre & Ferguson, 2013; Sang et al., 2015; Teyeme et al., 2021). 따라서 주요 압박, 안정화 압박 및 기본 압박 영역 간의 상대적인 압박 차이는 영역별 패턴 축소율을 차등화하거나 신장 및 탄성 특성이 다른 소재 또는 편성 구조를 부위별로 적용하는 방식으로 구현할 수 있다. 특히 대퇴, 슬관절 및 하퇴와 같이 둘레와 곡률 등 신체 형상이 서로 다른 부위에서는 동일한 패턴 축소율과 소재를 적용하더라도 실제 의복압이 달라질 수 있으므로, 각 부위의 신체 형상과 소재의 장력-신장 특성을 함께 고려하여 영역별 압박 구조를 설계할 필요가 있다.

본 연구에서 제안한 압박 수준과 구현 방법은 근전도 분석 결과와 근육의 기능적 역할을 바탕으로 도출한 상대적인 설계 방향이며, 구체적인 의복압 수준이나 실제 착용에 따른 기능적 효과가 검증된 것을 의미하지 않는다. 따라서 향후에는 제안된 압박 영역과 설계 원리를 적용한 기능성 밀착 바지를 제작하고, 부위별 의복압, 근활성도 및 보행 운동학적 변화를 종합적으로 평가함으로써 각 압박 영역의 적정 압력 수준과 설계 조건의 적절성 및 기능적 효과를 검증할 필요가 있다.

VI. 결론

본 연구는 트레드밀 경사각 15° 조건에서 비장애인과 경증 발달장애인의 하지 근육 근활성도(%RVC)를 비교·분석하여 경사 보행 시 나타나는 하지 근육 동원 특성의 차이를 규명하고, 이를 바탕으로 경증 발달장애인의 보행 기능 지원을 위한 기능성 밀착 바지의 설계 방향을 제안하고자 수행되었다.

첫째, 비장애인 집단의 경사 보행 시 근활성도를 분석한 결과, 내측광근(VM)이 분석된 근육 중 가장 높은 평균 근활성도를 나타냈으며, Bonferroni 사후검정 결과 전경골근(TA)보다 유의하게 높은 근활성도를 보였다. 또한 근육별 평균 근활성도는 내측비복근(MG)과 대퇴직근(RF)에서도 상대적으로 높은 수준을 보였다. 이러한 결과는 비장애인의 경사 보행에서 슬관절 안정화와 체중 지지, 슬관절

신전 및 발목 저측굴곡을 통한 추진에 관여하는 근육의 동원이 두드러지는 경향을 보여준다.

둘째, 경증 발달장애인 집단에서는 대퇴이두근(BF)이 분석된 근육 중 가장 높은 평균 근활성도를 나타냈으며, 대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 내측비복근(MG) 및 대둔근(GM)보다 유의하게 높은 것으로 나타났다. 이러한 결과는 경증 발달장애인의 경사 보행에서 대퇴 후면 근육의 동원이 두드러지는 근활성 패턴이 나타났음을 보여준다. 다만 BF의 높은 근활성도를 특정한 보상적 전략이나 관절 안정화 기전으로 단정하기보다는, 경사 보행 시 대퇴 후면 근육의 상대적으로 높은 동원 특성으로 해석하는 것이 적절하다.

셋째, 두 집단 간 근활성도를 비교한 결과, 비장애인 집단은 대퇴직근(RF), 내측광근(VM) 및 내측비복근(MG)에서 경증 발달장애인 집단보다 유의하게 높은 근활성도를 나타낸 반면, 경증 발달장애인 집단은 대퇴이두근(BF)에서 유의하게 높은 근활성도를 나타냈다. 외측광근(VL), 전경골근(TA) 및 대둔근(GM)에서는 집단 간 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이러한 결과는 동일한 경사 보행 조건에서도 두 집단 간 슬관절 신전 및 안정화, 발목 추진과 관련된 근육과 대퇴 후면 근육의 동원 양상에 차이가 있음을 시사한다.

이러한 근활성 특성을 바탕으로 본 연구에서는 경증 발달장애인의 보행 기능 지원을 위한 기능성 밀착 바지를 주요 압박 영역(primary compression zone), 안정화 압박 영역(stabilizing compression zone) 및 기본 압박 영역(base compression zone)으로 구분하여 설계 방향을 제안하였다. 대퇴직근(RF), 내측광근(VM) 및 내측비복근(MG)이 위치한 대퇴 전면, 슬관절 내측 및 하퇴 후면은 해당 근육과 관절 주변의 기능적 지지를 위한 주요 압박 영역으로 설정하였으며, 경증 발달장애인 집단에서 상대적으로 높은 근활성도를 나타낸 대퇴이두근(BF)이 위치한 대퇴 후면은 안정적인 지지를 위한 안정화 압박 영역으로 설정하였다. 외측광근(VL), 전경골근(TA) 및 대둔근(GM)을 포함한 나머지 부위는 의복의 전반적인 밀착성과 착용 안정성 및 압박의 연속성을 유지하기 위한 기본 압박 영역으로 설정하였다. 이러한 압박 영역은 근전도 분석 결과와 각 근육의 기능적 역할을 바탕으로 도출한 예비적 설계 지침으로서, 구체적인 압박 수준이나 실제 착용에 따른 기능적 효과가 검증된 것은 아니다.

본 연구는 경증 발달장애인의 경사 보행 시 하지 근활성 특성을 비장애인과 비교하고, 집단 간 근육 동원 특성의 차이를 기능성 밀착 바지의 압박 영역 설정과 연계하여 의류 설계 방향을 제안하였다는 점에서 의의가 있다. 그러나 연구대상이 20대 남성으로 제한되어 있고 표본 수가 적으며, 단일 경사각(15°)과 보행 속도(3.5 km/h) 조건에서 수행되었다는 한계가 있다. 또한 본 연구에서 제안한 압박 영역은 근전도 분석 결과를 기반으로 도출한 설계 제안 단계로서, 실제 의복 착용에 따른 근활성도 및 보행 운동학적 변화가 검증된 것은 아니다. 따라서 후속 연구에서는 다양한 경사도와 보행 속도 및 대상자 특성을 고려하여 하지 근활성 변화를 분석하고, 본 연구에서 제안한 압박 영역을 적용한 기능성 밀착 바지를 제작하여 부위별 의복압, 하지 근활성도 및 보행 운동학적 변화를 종합적으로 평가함으로써 제안된 압박 영역과 설계 방향의 기능적 효과를 검증할 필요가 있다.

References

Almuhtaseb, S., Oppewal, A., & Hilgenkamp, T. I. M. (2014). Gait characteristics in individuals with intellectual disabilities: A literature review. *Research in Developmental Disabilities, 35*(11), 2858 - 2869. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.07.017

Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & Posture, 17*(2), 159 - 169. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00073-5

Bahiraei, S., Shafiee, M., & Ghaffari, M. (2018). Biomechanical characteristics of gait in individuals with intellectual disabilities: A review study.

Physical Treatments Journal, 8(3), 155 – 164. https://doi.org/10.32598/ptj.8.3.155

Born, D. P., Sperlich, B., & Holmberg, H. C. (2013). Bringing light into the dark: Effects of compression clothing on performance and recovery. *International Journal of Sports Physiology and Performance, 8*(1), 4 – 18. https://doi.org/10.1123/ijspp.8.1.4

Burden, A. M., Trew, M., & Baltzopoulos, V. (2003). Normalisation of gait EMGs: A re-examination. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 13*(6), 519 – 532. https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00082-8

Cho, W., Barradas, V. R., Schweighofer, N., & Koike, Y. (2022). Design of an isometric end-point force control task for electromyography normalization and muscle synergy extraction from the upper limb without maximum voluntary contraction. *Frontiers in Human Neuroscience, 16,* 805452. https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.805452

De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics, 13*(2), 135 – 163. https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135

Franz, J. R., & Kram, R. (2012). The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait & Posture, 35*(1), 143 – 147. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.025

Ghai, S., Nilson, F., Gustavsson, J., & Ghai, I. (2024). Influence of compression garments on proprioception: A systematic review and meta-analysis. *Annals of the New York Academy of Sciences, 1536*(1), 60 – 81. https://doi.org/10.1111/nyas.15144

Ghazwan, A., Forrest, S. M., Holt, C. A., & Whatling, G. M. (2017). Can activities of daily living contribute to EMG normalization for gait analysis? *PLOS ONE, 12*(4), e0174670. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0174670

Han, J. T., & Cho, J. S. (2006). The spatio-temporal analysis of gait characteristics during ramp ascent and descent at different inclinations. *Journal of Korean Physical Therapy, 18*(1), 95 – 106.

Haynes, C. A., & Lockhart, T. E. (2012). Evaluation of gait and slip parameters for adults with intellectual disability. *Journal of Biomechanics, 45*(14), 2337 – 2341. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.07.003

Hong, W. H., Lo, S. F., Wu, H. C., & Chiu, M. C. (2022). Effects of compression garment on muscular efficacy, proprioception, and recovery after exercise-induced muscle fatigue onset for people who exercise regularly. *PLOS ONE, 17*(2), e0264569. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0264569

Kim, N. Y., & Lee, H. (2025). Designing differential pressure leggings for late middle age women using 3D technology: Identifying optimal muscle support levels via electromyography. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics, 20,* 15589250251352022. https://doi.org/10.1177/15589250251352022

Kim, Y. H., Kim, S. J., Shim, H. M., & Lee, S. M. (2013). A method of muscle fatigue analysis for effective gait rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology, 7*(1), 39 – 43.

Lay, A. N., Hass, C. J., Nichols, T. R., & Gregor, R. J. (2007). The effects of sloped surfaces on locomotion: An electromyographic analysis. *Journal of Biomechanics, 40*(6), 1276 – 1285. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.05.023

Lehman, G. J., & McGill, S. M. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 22*(7), 444 – 446. https://doi.org/10.1016/S0161-4754(99)70032-1

Macintyre, L., & Ferguson, R. (2013). Pressure garment design tool to monitor exerted pressures. *Burns, 39*(6), 1073 – 1082. https://doi.org/10.1016/j.burns.2013.05.012

Meyer, C., Killeen, T., Easthope, C. S., Curt, A., Bolliger, M., Linnebank, M., … Filli, L. (2019). Familiarization with treadmill walking: How much is enough? *Scientific Reports, 9,* Article 5232. https://doi.org/10.1038/s41598-019-41721-0

Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics, 34*(11), 1387 – 1398. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00105-3

Oppewal, A., & Hilgenkamp, T. I. M. (2019). Physical fitness is predictive for a decline in daily functioning in older adults with intellectual disabilities. *American Journal on Intellectual and Developmental Disabilities, 124*(1), 58 – 67. https://doi.org/10.1352/1944-7558-124.1.58

Oppewal, A., Hilgenkamp, T., van Wijck, R., & Evenhuis, H. (2018). Gait characteristics of adults with intellectual disabilities. *Journal of Applied Research in Intellectual Disabilities, 31*(2), 249 – 257. https://doi.org/10.1111/jar.12346

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

Sang, J. S., Lee, M. S., & Park, M. J. (2015). Structural effect of polyester SCY knitted fabric on fabric size, stretch properties, and clothing pressure. *Fashion and Textiles, 2,* 22. https://doi.org/10.1186/s40691-015-0047-4

Schalock, R. L., Luckasson, R., & Tassé, M. J. (2021). *Intellectual disability: Definition, diagnosis, classifi-*

cation, and systems of supports (12th ed.). American Association on Intellectual and Developmental Disabilities.

Schellenbach, M., Lövdén, M., Verrel, J., Krüger, A., & Lindenberger, U. (2010). Adult age differences in familiarization to treadmill walking within virtual environments. *Gait & Posture, 31*(3), 295–299. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.008

Silder, A., Reeder, S. B., & Delp, S. L. (2012). Predicting the metabolic cost of incline walking from muscle activity and walking mechanics. *Journal of Biomechanics, 45*(10), 1842–1849. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.032

Talukder, A., & Jo, J. (2025). Elastic textile-based wearable modulation of musculoskeletal load: A comprehensive review of passive exosuits and resistance clothing. *Wearable Technologies, 6,* e11. https://doi.org/10.1017/wtc.2025.2

Tassé, M. J., Schalock, R. L., Balboni, G., Bersani, H., Borthwick-Duffy, S. A., Spreat, S., … Reeve, A. (2016). The construct of adaptive behavior: Its conceptualization, measurement, and use in the field of intellectual disability. *American Journal on Intellectual and Developmental Disabilities, 121*(4), 291–303. https://doi.org/10.1352/1944-7558-121.4.291

Teyeme, Y. W., Malengier, B., Tesfaye, T., Vasile, S.-I., Endalew, W., & Van Langenhove, L. (2021). Predicting compression pressure of knitted fabric using a modified Laplace's law. *Materials, 14*(16), 4461. https://doi.org/10.3390/ma14164461

Winter, D. A. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological (2nd ed.).* University of Waterloo Press.

Yang, C., Zhang, Y., Li, X., Wang, J., Liu, Z., & Zhang, S. (2024). Whole-leg compression garments influence lower limb biomechanics and muscle synergies during running. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 12,* Article 1310464. https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1310464