

족관절에 인가한 진동자극이 계단 하강 동작에서 청년과 노인의 관절각도와 지면반발력에 미치는 영향

소하주¹ · 콧기영¹ · 김성현⁴ · 양윤석² · 김남균⁵ · 김동욱^{2,3}

¹전북대학교 대학원 헬스케어공학과
²전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부
³전북대학교 고령친화복지기기연구센터
⁴전북대학교 헬스케어기술개발사업단
⁵(주)식스티플러스

The Analysis of GRF and joint angles of young and older adult by Vibration Stimulation on the Ankle-Joint in stair-descent activity

H. J. So¹, K. Y. Kwak¹, S. H. Kim⁴, Y. S. Yang², N. G. Kim⁵ and D. W. Kim^{2,3}

¹Department of Healthcare Engineering, Chonbuk National University
²Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National University
³Research Center of Healthcare & Welfare Instrument for the Aged, Chonbuk National University
⁴Center for Healthcare Technology Development
⁵Sixty Plus co.

(Received December 6, 2010. Accepted February 8, 2011)

Abstract: The purpose of this study was to investigate changes in the center of pressure (COP), ground reaction force (GRF) and joint angles of elderly people and young people while stair-descent. The participants in this experiment were 5 elderly people and 5 young people, each of which was asked to descend stairs of three different heights (8 cm, 16 cm, and 32 cm). As they climbed down the stairs, they received vibration stimulation on the lower limb. The change of COP, GRF and joint angles were analyzed during the standing phase. COP decreased as the Achilles tendon and tibialis anterior tendon were vibrated. Vertical GRF increased as the Achilles tendon was vibrated, and the joint angle differed according to vibration stimulation conditions. These results mean that ankle joint, knee joint and hip joint were influenced by the vibrations on the lower limb as the participants descended the stairs. It was concluded that the vibration stimulation on the lower limb allowed the participants to efficiently climb down the stairs.

Key words: Somatosensory, gait pattern, ground reaction force, 3D motion analysis, joint angle

I. 서 론

인간이 정상적인 보행을 하는 것은 일상적인 활동을 하는

데 있어 매우 중요하다. 신체의 무게 중심을 전방으로 이동시키는 것을 평지보행이라고 하는데, 평지보행은 걸음으로는 단순한 것처럼 보이지만 역학적으로는 매우 세밀하고 복잡하므로 하지 전체의 움직임이 서로 조화롭게 이루어져야 한다. 계단보행은 평지보행과 더불어 일상적인 활동에서 자주 접하는 보행 가운데 하나이다. 계단 보행은 신체의 무게 중심을 전방과 수직방향으로 이동시키는 것으로, 평지보행에 비해 더 많은 근력과 관절 운동 범위를 요구한다[1-3]. 계단보행은 입각기(stance)와 유각기(swing)로 나누어지며, 단하지지지(single limb support)와 양하지지지(double limb

Corresponding Author : 김동욱
전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14, 전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부 (561-756)
TEL: +82-63-270-4060 / FAX: +82-63-270-2247
E-mail : biomed@chonbuk.ac.kr
이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업(No.2007-0056609)과 지방연구중심대학육성사업(헬스케어기술개발사업단)의 지원을 받아 수행된 연구임.

support)가 있다는 점 등이 평지보행과 비슷하지만 계단의 기울기에 따라 하지 분절에서 발생하는 힘의 특성이 달라진다는 차이가 있다[4-5]. 이러한 계단 보행의 특성은 특정한 사람들에게 계단이 장애물로 인식되는 원인이 되며, 심리적으로 계단 보행을 기피하게 만든다. 실제로 계단은 노인들이나 하지의 근력이 약화된 사람들에게는 장애물로 작용하며, 낙상 등의 사고가 발생하기도 한다. 특히 계단에서의 낙상은 계단을 내려가는 상황에서 흔하게 발생되며[6], 계단의 모양과 높이에 따라 낙상의 발생 빈도와 부상의 정도에서 차이가 발생한다. 근력이 약화된 사람들이나 노화로 인하여 반응 속도가 저하된 노인들은 계단에서의 자세 균형 제어의 붕괴로 발생할 수 있는 낙상에 대하여 적절한 대처를 하지 못하여 치명적인 결과를 가져올 수도 있다.

이렇듯 계단보행이 일상생활에서 빈번하게 일어나며, 많은 사람들에게 잠재적인 위험 요소로 작용할 수 있기 때문에 활발한 연구 결과가 잇따르고 있다. 노인을 대상으로 계단을 내려가는 동작 시 계단의 높이에 따른 보행 패턴의 변화에 관한 연구[7]가 진행된 바 있으며, 계단을 오르내리는 동작 시 하지 분절의 보행 형태 및 EMG의 변화를 분석한 연구[8]도 진행된 바 있다. 또한 평지 보행과 계단을 오르는 동작 동안 압력 중심의 이동 경로 및 족저압 분석을 실시한 연구[9]도 보고되었고, 성인의 계단 보행 시 하지의 운동역학적인 분석을 실시한 연구[10]도 진행된 바 있다.

이렇게 다양한 선행 연구들은 건강한 성인이나 노인들을 대상으로 하여 계단 보행 시 나타날 수 있는 다양한 운동역학적인 변화를 관찰하는 것에 목적을 두었다. 하지만 계단보행 시 나타날 수 있는 낙상과 관련한 위험 요소를 감소시킬 수 있는 방법은 제시하지 못한 한계점이 있다.

이전의 일부 연구들에서는 평지보행 동안 체성감각계를 자극시켜서 자세안정성과의 상관관계를 분석하여 체성감각자극으로 전기자극을 인가하였을 때 신체의 동요가 감소함을 보고하였고[11], 자세안정성에 효과가 있음을 보고 하였다[12]. 낙상이 신체의 동요와 자세 불안정으로 발생하는 것임을 감안할 때, 이러한 체성감각자극은 낙상과 관련한 위험 요소를 감소시키는 인자로 작용할 수 있으며, 계단보행이 일반 평지보행의 연장선이라는 관점으로 논의해보면 계단보행 동안에 체성감각자극을 인가하는 것은 낙상과 관련한 위험

요소를 감소시킬 수 있을 것이다.

따라서 본 연구에서는 계단을 내려오는 과제를 수행함에 있어서 지지기 동안에 체성감각자극인 진동자극을 인가하여 주요 관절 각도와 지면반발력의 변화를 살펴보고 이를 통하여 진동자극 인가 시 나타나는 역학적인 변화와 계단보행 특성을 살펴보고자 한다.

본 연구의 결과는 계단보행과 관련된 다양한 선행 연구의 결과와 더불어 계단보행 시의 위험 요소를 감소시켜 낙상을 예방하는 기기 개발에 있어서 유용한 자료로 활용될 수 있을 것이다.

II. 실험 방법

본 연구는 계단을 내려오는 과제를 수행함에 있어서 지지기 동안에 족관절에 진동자극을 인가하였을 때 나타나는 관절각도와 지면반발력의 변화를 분석하기 위하여 그림 1에서 처럼 계단과 지면반발력 및 동작 분석 시스템을 구축하였다.

1. 계단 & 진동자극기

실험에 사용한 계단은 그림 2와 같이 계단의 처음과 마지막의 높이를 일정하게 조절할 수 있도록 설계하여 자체 제작하였다. 기본 계단에 추가적으로 단을 덧붙여서 높이를 조절

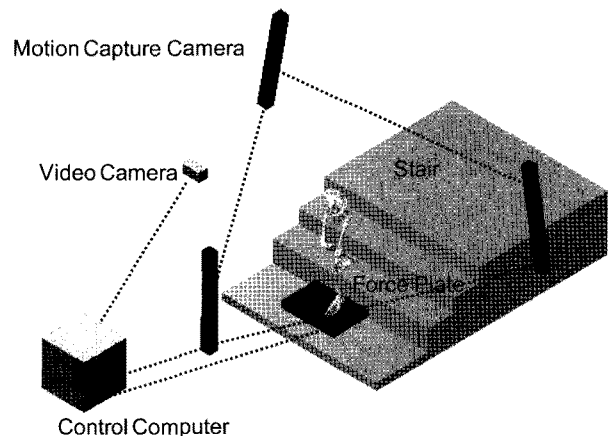


그림 1. 계단보행을 위한 지면반발력 및 동작 분석 시스템
Fig. 1. GRF and motion analysis system for stair-descent activity

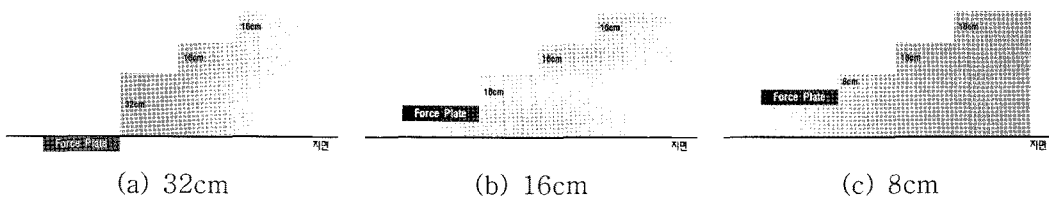


그림 2. 실험에 사용한 계단 조건
Fig. 2. Stair conditions used to present study

할 수 있도록 하였는데, 마지막과 처음에 덧붙이는 단의 높이에 따라 계단의 높이와 단의 개수가 변화된다. 본 실험에서는 계단의 마지막에 단을 붙이지 않아 마지막 단의 높이가 32 cm인 경우와 16 cm의 단을 덧붙여서 마지막 단의 높이가 16 cm인 경우, 24 cm의 단을 덧붙여서 계단의 마지막 단의 높이가 8 cm인 경우의 환경을 조성하였다. 또한 계단보행 진행 중의 지면반발력의 변화를 측정할 수 있도록 기본 계단의 맨 아랫단에 힘판을 매립 할 수 있도록 하였다.

계단을 내려오는 동안 족관절에 진동자극을 인가하기 위한 진동자극기 또한 자체 제작하였다. 진동자극기는 진동소자(10 g, a diameter of 1 cm, JHV-10A1, JAHWA ELECTRONICS Co.)를 발목 밴드에 장착한 것으로, 피험자에 따라 발목 밴드의 길이를 조절하여 정확한 지점에 진동자극을 인가할 수 있도록 하였다. 진동자극은 발목근육의 신전을 담당하는 전경골근(tibialis anterior)과 하퇴삼두근(triceps surae)을 자극시키기 위하여 전경골건(tibialis anterior tendon)과 아킬레스건(achilles tendon)부위에 장착하였으며 자극의 인가는 족관절에 자극을 인가하지 않는 무자극, 전경골건자극, 아킬레스건자극, 전경골건과 아킬레스건에 동시에 인가하는 동시자극으로 분류하였다.

2. 실험장치

관절각도의 변화를 알아보기 위하여 3차원 고정밀 적외선 동작 분석기(Optotrak Certus, Northern Digital Inc., Canada)와 데이터 수집·분석 시스템(Motion Monitor, Innovative Sport Inc, USA)을 사용하였으며, 지면 반발력을 알아보기 위하여 힘판(Forceplate, Bertec Co, USA)을 사용하였다. 동작 분석기는 100 Hz로 마커 데이터를 수집하고, 힘판은 1000 Hz로 지면반발력 데이터를 수집하였다. 동작 분석 시스템과 힘판은 동조 상태로 동작 분석 시스템에서 수집한 계단 하강 동작에 관한 정보와 힘판에서 수집한 지면 반발력에 관한 정보를 시간과 구간 별로 탐색 할 수 있도록 하였다.

3차원 동작 분석을 위하여 피험자의 신체에 동작 분석 시스템에서 제공하는 Helen Davis marker set을 기준으로 14개의 마커를 그림 3과 같이 부착하였다.

3. 실험방법 및 절차

실험은 실험에 필요한 3차원 동작 분석 시스템과 힘판 등의 장비가 갖추어진 동작 분석 실험실에서 진행되었다. 실험을 시작하기 전에 3차원 동작 분석 시스템의 calibration을 시행하였으며, 동작 분석을 위한 방향 설정은 피험자의 정면을 Z축(anterior-posterior)으로, 피험자의 왼쪽을 X축(medial-lateral)으로, 수직 상 방향을 Y축(vertical)으로 설정하였다. 실험 전에 피험자에게 실험의 목적과 내용을 충

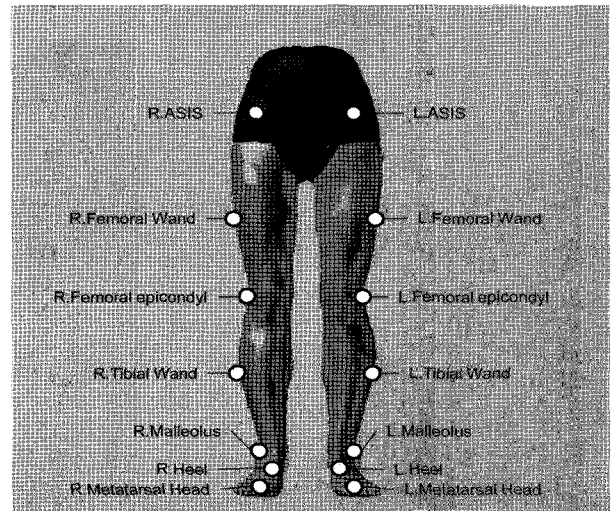


그림 3. Helen Davis marker set
Fig. 3. Helen Davis marker set

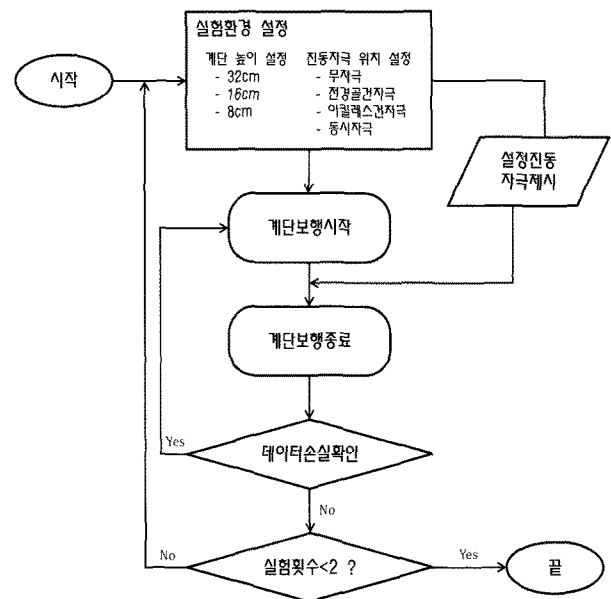


그림 4. 실험 절차
Fig. 4. Protocol for present study

분히 설명하였으며, 피험자의 동의 아래 실험을 진행하였다. 실험은 피험자의 신체에 마커를 부착한 상태에서 그림 4와 같은 순서로 계단을 내려오는 과제를 수행하는 것으로 진행하였는데, 마지막 계단을 내려오는 순간 족관절에 진동자극을 인하는 것으로 하였다. 자극의 인가 위치의 순서는 랜덤하게 하였고, 각 케이스 별로 3번의 반복 실험을 시행하였다.

4. 실험대상

본 연구에서는 성인 남성 5명과 노인 남성 5명을 대상으로 실험을 진행하였으며, 피험자들의 신체 조건은 표 1과 같다. 실험에 참여한 피험자는 신경학적인 질병이나 근·골격

표 1. 피험자들의 신체조건
Table 1. Body-size of subject

	청년층 (n = 5)	노인층 (n = 5)
키 (cm)	173.57 ± 2.14	162.66 ± 5.85
몸무게 (kg)	68.5 ± 7.12	63.83 ± 7.67
나이 (세)	25.62 ± 2.38	74 ± 5.51

계와 관련된 질병이 없었으며, 최근 6개월 내에 하지에 정형외과적인 이상 소견이 없었다.

5. 데이터분석

계단하강보행 동안 나타나는 압력중심, 지면반발력과 관절각도의 변화를 분석하기 위하여 이벤트를 설정하였다. 이벤트는 그림 5와 같이 평지보행에서 일반적으로 사용하는 초기접지기(Initial Contact, IC), 부하반응기(Loding Response, LR), 중간입각기(Mid Stance, MS), 말기입각기(Terminal Stance, TS), 전유각기(Pre-Swing, PS)의 다섯 가지로 분류하였으며, 동작 분석 시스템과 동조상태에 있는 힘판 데이터의 입각기 시간을 고려하여 설정하였다.

좌우방향과 전후방향, 상하방향의 지면반발력을 나누어서 추출하였으며, 이 가운데 좌우방향과 전후방향의 지면반발력은 압력중심(COP, Center of Pressure)의 계산에 사용하였다. 관절각도를 분석하기 위하여 3차원 동작 분석 시스템을 통하여 얻어진 marker의 공간 좌표를 이용하여 컴퓨터 시뮬레이션 모델을 구축하였으며, 이 모델을 이용하여 주요 관절 부위인 족관절(Ankel-Joint), 슬관절(Knee), 고관절(Hip)의 각도를 추출하였다. 인체 모델은 LifeMOD(Biomechanics Research Group, Inc., USA)를 통하여 시뮬레이션 하였으며, 이에 대한 운동학적인 계산은 ADAMS(MSC Software, Inc., USA)를 통하여 실시하였다.

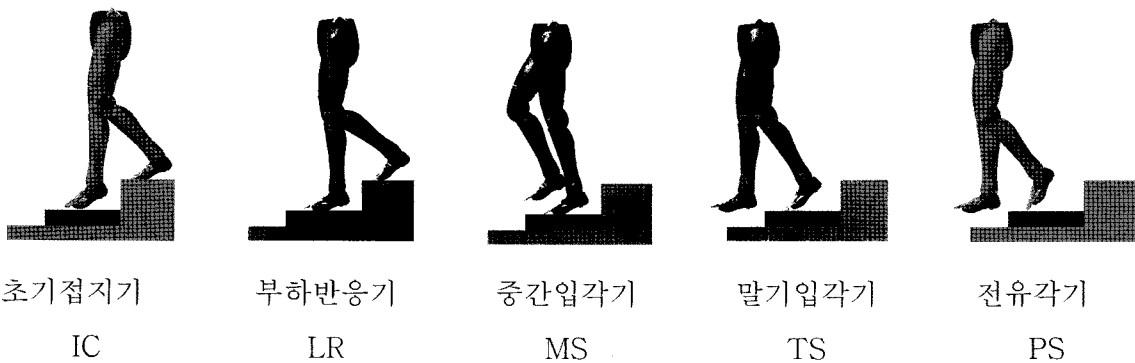


그림 5. 분석에 사용한 보행 이벤트
Fig. 5. motion event for analysis

계산된 압력중심, 수직지면반발력과 관절각도의 비교를 위하여 힘판에서 얻어진 데이터를 활용하여 마지막 계단을 내려오는 걸음의 입각기 부분의 데이터를 추출하였으며, 입각기 데이터를 동일한 구간으로 나누어 표준화하였다.

III. 결과 및 고찰

1. 족관절에 진동자극을 인가한 경우 나타나는 압력중심변화 분석

그림 6은 계단을 내려오는 동안 족관절에 진동자극을 인가하였을 경우에 나타나는 청년층과 노인층의 COP RMS를 나타낸 것이다. 압력중심의 변화는 좌우방향과 전후방향으로의 흔들림의 정도를 나타내는 변인으로 압력중심의 변화량이 크다면 흔들림이 크게 나타나는 것임으로 불안정한 보행을 하고 있으며, 압력중심의 변화량이 작다면 흔들림이 적게 나타나는 것임으로 안정적인 보행을 하고 있음을 유추할 수 있다.

이러한 관점에서 마지막 계단의 높이가 32 cm인 경우의 청년층의 압력중심 데이터를 해석하면, 좌우방향과 전후방향

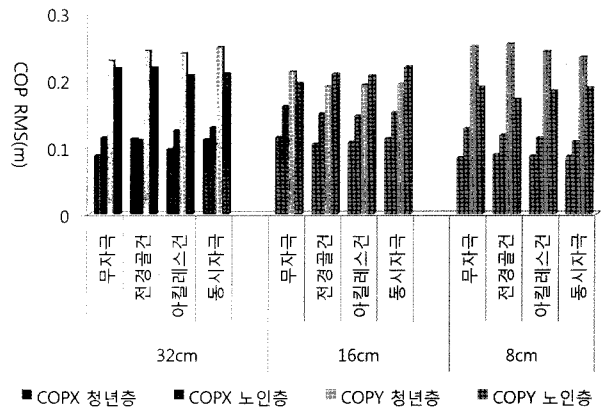


그림 6. 청년층과 노인층의 COP RMS
Fig. 6. COP RMS in young and elderly

모두에서 진동자극을 인가하지 않은 무자극에서 압력중심의 변화가 적게 나타났으므로, 진동자극을 인가하지 않았을 때 안정적인 보행을 하였다고 판단할 수 있다. 같은 방식으로 마지막 계단의 높이가 16 cm인 경우와 8 cm인 경우의 압력 중심 데이터를 해석하면, 16 cm인 경우에는 전경골건이나 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을 때, 8 cm인 경우에는 무자극이나 동시자극을 인가하였을 때 안정적인 보행을 하였다고 판단할 수 있다.

마지막 계단의 높이를 조절하여 보행환경을 조성하고, 진동자극을 인가하는 위치를 변화시키면서 획득한 청년층의 압력중심의 변화에서 계단의 높이와 진동자극의 인가 위치에 따른 압력중심의 변화에서 규칙성을 찾을 수 없었다. 좌우방향의 압력중심의 경우에는 마지막 계단의 높이가 16 cm인 경우, 32 cm인 경우, 8 cm인 경우의 순으로 압력중심이 작게 나타났으며, 전후 방향의 압력중심의 경우에는 마지막 계단의 높이가 8 cm인 경우, 32 cm인 경우, 16 cm인 경우의 순으로 압력중심이 작게 나타났다. 또한 마지막 계단의 높이가 32 cm인 경우와 8 cm인 경우에는 자극을 인가하지 않은 무자극에서 압력중심이 작게 나타났으며, 마지막 계단의 높이가 16 cm인 경우에는 전경골건이나 아킬레스건에 자극을 인가한 경우에서 압력중심이 작게 나타났다. 이러한 결과를 바탕으로 청년층에서의 진동자극의 영향을 판단한다면, 청년층의 족관절에 인가하는 진동자극은 계단을 내려오는 동작

을 수행함에 있어서 오히려 부정적인 요소로 작용 할 가능성이 있다.

마지막 계단의 높이가 32 cm인 경우의 노인층의 압력중심 데이터를 해석하면, 좌우방향의 압력중심은 전경골건에 진동자극을 인가하는 경우에 변화가 가장 작은 것으로 나타났고, 전후방향의 압력중심은 아킬레스건에 진동자극을 인가하거나 전경골건과 아킬레스건에 진동자극을 동시에 인가하는 경우에 변화가 작은 것으로 나타났다. 같은 방식으로 압력중심의 데이터를 살펴보면, 마지막 계단의 높이가 16 cm인 경우에는 아킬레스건에 자극을 인가하거나 자극을 인가하지 않았을 때 안정적인 보행을 하며, 마지막 계단의 높이가 8 cm인 경우에는 동시에 자극을 인가하거나 전경골건에 자극을 인가하였을 때 안정적인 보행을 하는 것으로 나타났다.

마지막 계단의 높이를 조절하고 진동자극의 위치를 변화하여 얻은 노인층의 압력중심 데이터를 보면 계단의 높이에 따른 압력중심의 변화는 확인할 수 없었지만 진동자극의 위치에 따른 압력중심의 변화는 확인할 수 있었다. 좌우방향의 경우에는 마지막 계단의 높이가 16 cm인 경우, 32 cm인 경우, 8 cm인 경우의 순으로 압력중심이 작게 나타나며, 전후 방향의 경우에는 마지막 계단의 높이가 32 cm인 경우, 16 cm인 경우, 8 cm인 경우의 순으로 압력중심이 작게 나타났다. 하지만 계단의 높이와는 상관없이 족관절에 진동자극을 인가하지 않은 무자극의 경우보다 아킬레스건에 진동자극을 인가

표 2. COP RMS에서 진동자극의 영향력 평가(* $p < .1$, ** $p < .05$)

Table 2. The Evaluation of effect vibration stimulation in COP RMS(* $p < .1$, ** $p < .05$)

		청년층		노인층		
32 cm	COPX	무자극 vs. 전경골건자극	**0.014	32 cm	무자극 vs. 전경골건자극	0.857
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.409		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.694
		무자극 vs. 동시자극	**0.045		무자극 vs. 동시자극	0.515
	COPY	무자극 vs. 전경골건자극	0.151	32 cm	무자극 vs. 전경골건자극	0.929
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.326		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.428
		무자극 vs. 동시자극	**0.045		무자극 vs. 동시자극	0.494
16 cm	COPX	무자극 vs. 전경골건자극	0.557	16 cm	무자극 vs. 전경골건자극	0.586
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.681		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.473
		무자극 vs. 동시자극	0.918		무자극 vs. 동시자극	0.626
	COPY	무자극 vs. 전경골건자극	0.573	16 cm	무자극 vs. 전경골건자극	0.342
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.608		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.455
		무자극 vs. 동시자극	0.634		무자극 vs. 동시자극	0.114
8 cm	COPX	무자극 vs. 전경골건자극	0.541	8 cm	무자극 vs. 전경골건자극	0.664
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.724		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.561
		무자극 vs. 동시자극	0.832		무자극 vs. 동시자극	0.371
	COPY	무자극 vs. 전경골건자극	0.716	8 cm	무자극 vs. 전경골건자극	0.301
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.523		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.728
		무자극 vs. 동시자극	0.224		무자극 vs. 동시자극	0.935

표 3. 수직지면반발력에서 진동자극의 영향력 평가(* $p < .1$, ** $p < .05$)
 Table 3. The Evaluation of effect vibration stimulation in vertical-GRF(* $p < .1$, ** $p < .05$)

		청년층		노인층	
32 cm	무자극 vs. 전경골건자극	0.566		무자극 vs. 전경골건자극	0.67
	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.987	32 cm	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.74
	무자극 vs. 동시자극	0.77		무자극 vs. 동시자극	0.73
16 cm	무자극 vs. 전경골건자극	*0.099		무자극 vs. 전경골건자극	0.26
	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.29	16 cm	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.25
	무자극 vs. 동시자극	0.451		무자극 vs. 동시자극	0.68
8 cm	무자극 vs. 전경골건자극	0.735		무자극 vs. 전경골건자극	0.75
	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.731	8 cm	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.71
	무자극 vs. 동시자극	0.546		무자극 vs. 동시자극	0.62

표 4. 관절각도에서 진동자극의 영향력 평가(* $p < .1$, ** $p < .05$)
 Table 4. The Evaluation of effect vibration stimulation in joint angles(* $p < .1$, ** $p < .05$)

		청년층		노인층	
32 cm	족관절	무자극 vs. 전경골건자극	0.831	무자극 vs. 전경골건자극	*0.057
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.938	무자극 vs. 아킬레스건자극	**0.017
		무자극 vs. 동시자극	0.587	무자극 vs. 동시자극	0.125
32 cm	슬관절	무자극 vs. 전경골건자극	0.815	무자극 vs. 전경골건자극	0.756
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.18	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.377
		무자극 vs. 동시자극	0.969	무자극 vs. 동시자극	0.901
32 cm	고관절	무자극 vs. 전경골건자극	0.567	무자극 vs. 전경골건자극	0.39
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.538	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.992
		무자극 vs. 동시자극	0.522	무자극 vs. 동시자극	0.373
16 cm	족관절	무자극 vs. 전경골건자극	0.584	무자극 vs. 전경골건자극	0.359
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.604	무자극 vs. 아킬레스건자극	**0.034
		무자극 vs. 동시자극	0.21	무자극 vs. 동시자극	*0.088
16 cm	슬관절	무자극 vs. 전경골건자극	0.114	무자극 vs. 전경골건자극	0.802
		무자극 vs. 아킬레스건자극	*0.091	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.556
		무자극 vs. 동시자극	0.694	무자극 vs. 동시자극	0.425
16 cm	고관절	무자극 vs. 전경골건자극	0.414	무자극 vs. 전경골건자극	0.918
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.457	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.768
		무자극 vs. 동시자극	0.776	무자극 vs. 동시자극	0.668
8 cm	족관절	무자극 vs. 전경골건자극	0.978	무자극 vs. 전경골건자극	0.212
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.916	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.325
		무자극 vs. 동시자극	0.882	무자극 vs. 동시자극	0.621
8 cm	슬관절	무자극 vs. 전경골건자극	0.616	무자극 vs. 전경골건자극	0.762
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.962	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.165
		무자극 vs. 동시자극	0.652	무자극 vs. 동시자극	0.556
8 cm	고관절	무자극 vs. 전경골건자극	0.303	무자극 vs. 전경골건자극	0.362
		무자극 vs. 아킬레스건자극	0.462	무자극 vs. 아킬레스건자극	0.675
		무자극 vs. 동시자극	0.882	무자극 vs. 동시자극	0.411

하거나 전경골건에 진동자극을 인가한 경우에 압력중심이 작게 나타나는 결과를 확인하였다.

마지막 계단의 높이를 조절하면서 족관절에 인가하는 진동자극의 위치를 변화시켰을 때 나타나는 압력중심의 변화를 종합하여 살펴보면, 족관절의 아킬레스건이나 전경골건에 진동자극을 인가하는 경우에는 자극을 인가하지 않은 경우보다 압력중심의 변화량이 감소하여 안정적인 보행을 진행하는 경향이 있었으며, 표 2에서 확인 할 수 있듯이 일부 조건에서는 진동자극의 인가로 인한 COP RMS의 유의한 차이를 확인할 수 있었다. 이와 같이 족관절에 진동자극을 인가하였을 경우에 압력중심의 변화량이 감소하는 것은 진동자극의 인가가 계단하강보행 동안에 인체의 균형을 유지하는

하지의 근육에 영향을 미치지 때문인 것으로 추측된다. 즉, 족관절에 진동자극을 인가하게 되면 인가된 자극에 의하여 파치니소체(pacinian corpuscle)가 반응을 하게 되고, 진동자극에 의하여 반응한 파치니소체의 감각섬유가 연결되어 있는 사지신전근의 운동신경을 자극하여 근육의 수축과 사지의 신전이 촉진되는 것이다[13]. 이러한 근육의 수축과 신전의 촉진이 인체의 균형을 유지하는 움직임 패턴에 영향을 미치는 것으로 추측할 수 있다.

2. 족관절에 진동자극을 인가한 경우 나타나는 수직지면반발력 분석

그림 7은 마지막 계단의 높이가 32 cm, 16 cm, 8 cm인 경

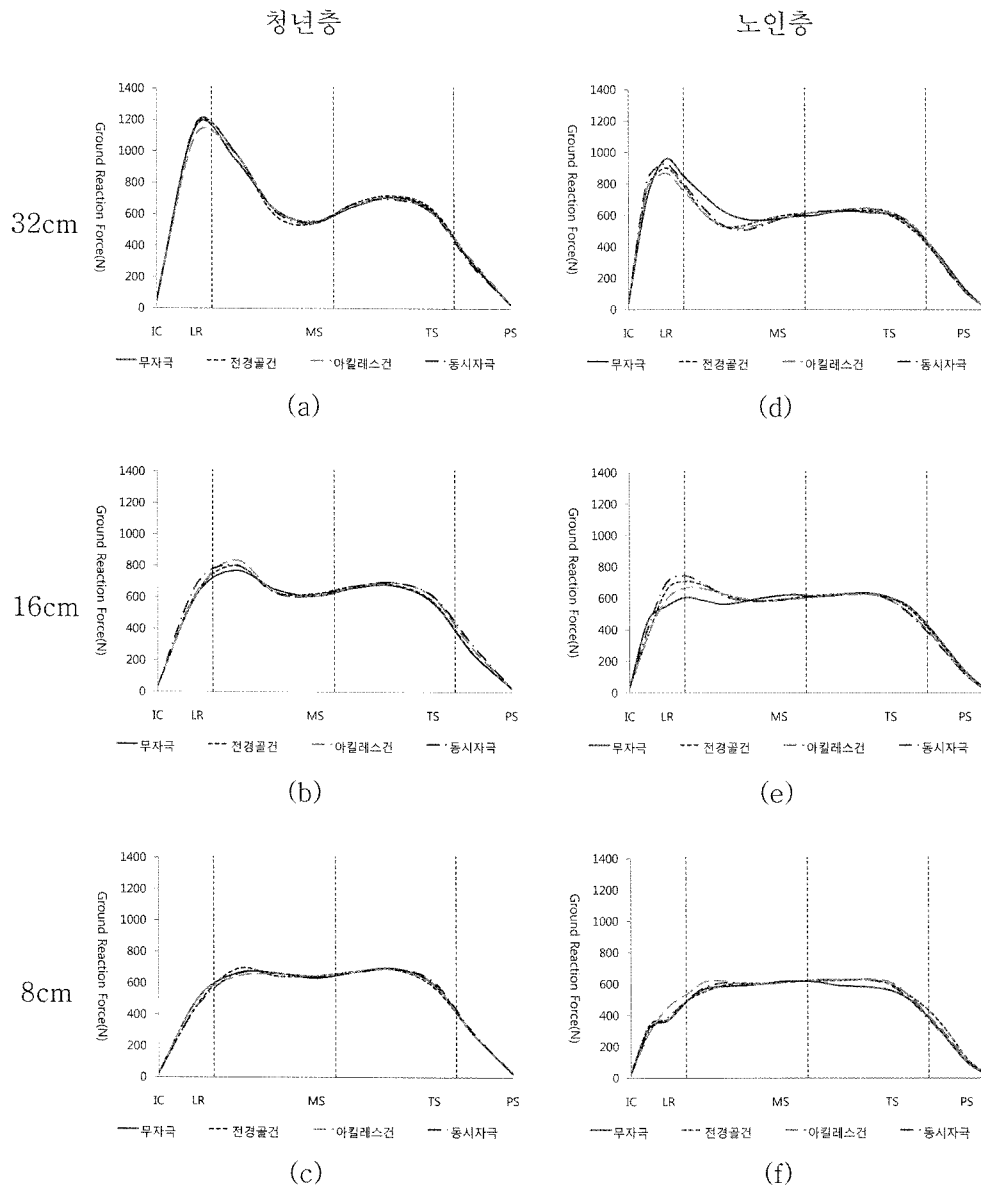


그림 7. 청년층과 노인층의 수직지면반발력
Fig. 7. Vertical GRF in young and elderly

우를 내려오는 동안 족관절에 진동자극을 인가하였을 경우에 나타나는 청년층과 노인층의 수직지면반발력의 변화를 나타낸 것이다. 수직지면반발력은 발이 지면을 지지할 때 발휘하는 힘으로써 인체의 제동력과 추진력의 양면성을 가지고 있는 변수이다[3]. 일반적으로 평지보행에서는 두 번의 피크를 형성하며 두 피크사이에 골이 존재하는 형태로 나타난다. 일반적으로 계단보행에서는 평지보행에서 사용하는 수직지면반발력 분석 방법을 동일하게 사용하고 있으며, 피험자의 속성과 실험 환경에 따라 약간의 차이가 존재하기는 하지만 비슷한 형태를 나타낸다.

이러한 관점으로 마지막 계단의 높이가 32 cm인 계단을 내려오는 경우의 청년층의 수직지면반발력을 살펴보면, 전경골건에 진동자극을 인가하였을 때 수직지면반발력의 첫 번째 피크와 두 번째 피크가 크게 나타므로 제동력과 추진력이 크게 발생하였음을 유추할 수 있다. 마지막 계단의 높이가 16 cm인 경우에는 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을 경우 제동력과 추진력이 크게 발생하며, 마지막 계단의 높이가 8 cm인 경우에는 전경골건에 진동자극을 인가하였을 경우에는 제동력이 크게 발생하였다.

노인층의 수직지면반발력 또한 청년층과 비슷한 경향성이 존재하였다. 마지막 계단의 높이가 32 cm인 경우에는 아킬레스건에 자극을 인가하였을 때 추진력이 크게 발생하였으며, 마지막 계단의 높이가 16 cm인 경우에는 동시자극이나 전경골건에 진동자극을 인가하였을 때 제동력이나 추진력이 크게 발생하였고, 마지막 계단의 높이가 8 cm인 경우에는 아킬레스건에 진동자극을 인가한 경우 제동력과 추진력이 크게 발생하였다.

마지막 계단의 높이를 조절하고 진동자극의 위치를 변화하여 얻은 청년층과 노인층의 수직지면반발력을 보면 노인층은 청년층에 비하여 피크와 피크사이에 발생하는 골의 수직지면반발력의 크기 비율이 높게 나타나는 것을 확인할 수 있는데, 이것을 보행 패턴과 연관시켜 생각해 보면 노인들의 보행은 청년층의 보행과 비교하여 중간입각기에서 발생하는 수직지면반발력의 크기가 상대적으로 크며 이러한 보행의 원인은 슬관절의 굴곡과 신전이 청년층에 비하여 원활하지 못하기 때문에 발생하는 것으로 추측할 수 있다. 또한 노인층은 청년층에 비하여 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을 경우에 나타나는 추진력과 제동력의 증가 비율이 큰 것을 확인할 수 있는데, 이것을 보행에 작용하는 근골격계와 연관시켜 생각해 보면 노인들의 보행은 발목의 족저굴곡근이 노화로 인하여 제 역할을 수행하지 못하기 때문에 제동력과 추진력이 감소된 비효율적인 보행을 진행하는데 아킬레스건에 인가하는 진동자극은 발목의 족저굴곡근에 작용하여 제동력과 추진력을 증가시키는 효율적인 보행을 진행하는데 긍정적인 영향을 미치는 것으로 추측할 수 있다.

청년층과 노인층의 수직지면반발력을 분석한 결과 계단의 높이가 높아질수록 최대수직지면반발력이 크며, 수직지면반발력의 크기와 다른 피크의 크기에서 차이가 많이 발생하였다. 또한 계단의 높이가 높아지면 피크와 피크 사이에 존재하는 골이 뚜렷하고 깊게 나타났으며, 전체 입각기에서 첫 번째 피크가 발생하는 지점이 빨라지는 경향이 있음을 확인하였다. 이렇게 계단의 높이에 따라서 최대수직지면반발력의 발생에 차이가 존재하는 것은 인체중심(COM, Center of Mass)에 작용하는 중력의 영향으로 인하여 발생하는 것으로 추측된다. 높이가 높은 계단을 내려오는 동안에는 마지막 계단까지 디딤발(원발)이 내려오는 시간이 상대적으로 길어지게 된다. 이러한 과정 중에 인체중심은 계속적으로 앞으로 이동을 하게 되고, 인체의 중심이 지지발(오른발)의 안정성의 범위(limit of stability)를 벗어나게 되면 디딤발이 지면에 닿을 때까지 짧은 순간이지만 인체는 자유낙하를 하게 된다. 이러한 자유낙하는 최대수직지면반발력을 크게 만드는 요소이기도 하지만 최대수직지면반발력이 발생하는 시점을 앞당기는 요인으로 작용할 수도 있을 것이다.

3. 족관절에 진동자극을 인가한 경우 나타나는 관절각도 분석

그림 8은 마지막 계단의 높이가 32 cm, 16 cm, 8 cm인 경우를 내려오는 동안 족관절에 진동자극을 인가하였을 경우에 나타나는 청년층과 노인층의 족관절의 각도 변화를 나타낸 것이다.

마지막 계단의 높이가 32 cm인 계단을 내려오는 경우의 청년층의 족관절의 각도 변화를 살펴보면, IC에서 저축굴곡으로 보행을 시작하여 LR에서 배측굴곡으로 변화되고 PS의 중반에 다시 저축굴곡이 나타나는 형태이다. IC에서 나타나는 저축굴곡각도는 족관절에 인가한 진동자극의 자극 위치에 따라 크게 차이를 나타내지 않지만, 배측굴곡이 나타나는 MS와 TS, 입각기가 마무리 되는 PS에서는 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을 때 배측굴곡각도가 큰 경향이 있었다. 마지막 계단의 높이가 16 cm인 경우나 8 cm인 경우의 족관절의 각도 변화는 32 cm인 경우와 비슷한 패턴을 나타내었으나, 16 cm인 경우에는 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을 경우 배측굴곡의 각도가 컸으며, 8 cm인 경우에는 전경골건에 진동자극을 인가하였을 경우 배측굴곡의 각도가 큰 것으로 관찰되었다.

노인층의 족관절의 각도 변화를 살펴보면 계단의 조건과는 상관없이 IC에서 저축굴곡으로 보행을 시작하여 LR에서 배측굴곡으로 변화되고 변화된 배측굴곡은 입각기가 종료되는 PS까지 유지되는 것으로 나타나서 청년층의 족관절의 각도 변화와는 약간 다른 패턴을 보였다. 마지막 계단의 높이가 32 cm인 경우에는 LR과 MS 사이에서 진동자극을 인가하지 않은 무자극의 경우에서 약간 큰 배측굴곡의 각도가 나타

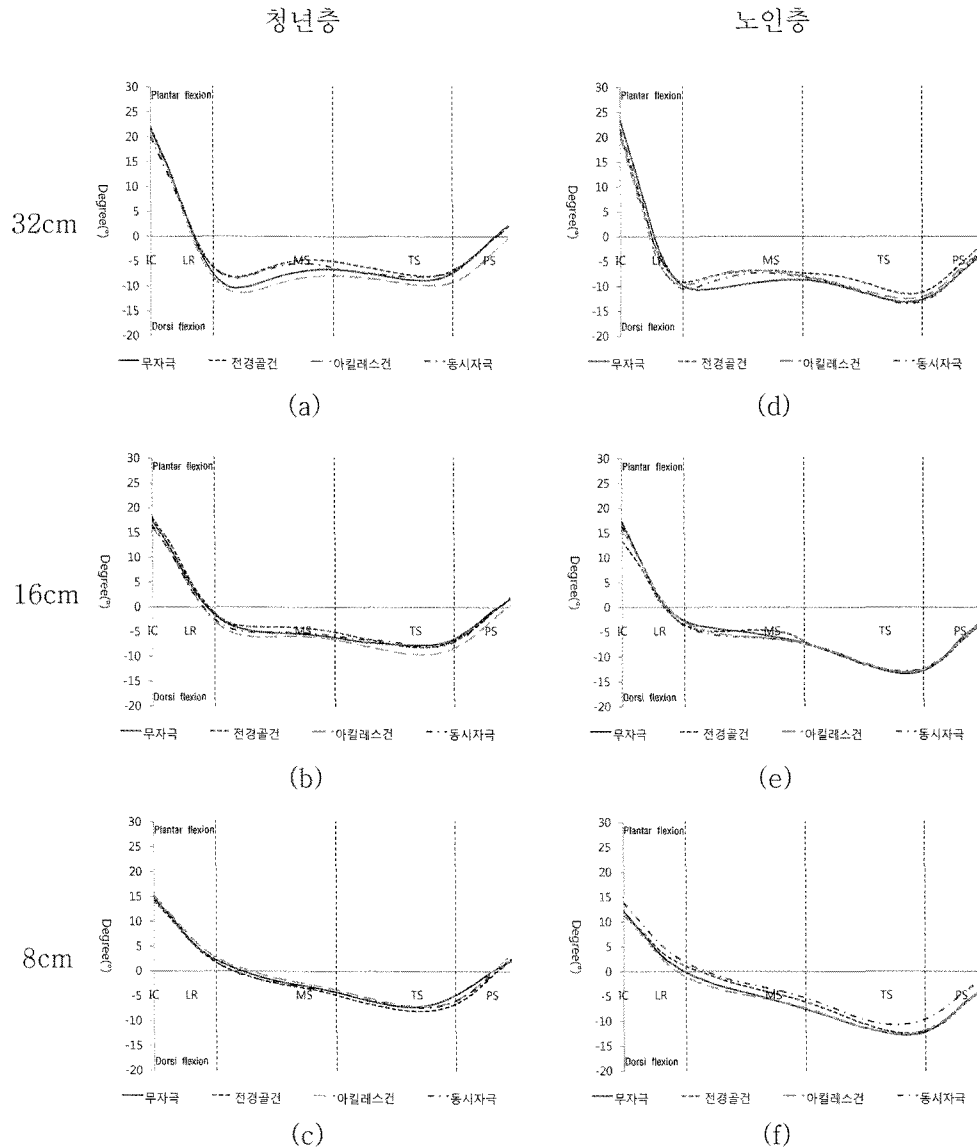


그림 8. 청년층과 노인층의 족관절의 각도
 Fig. 8. Ankle joint angle in the young and elderly

났으며 16 cm인 경우에는 보행이 시작되는 IC에서 전경골근에 진동자극을 인가하였을 때 저축굴곡의 각도가 다른 경우에 비하여 작게 나타났으며 8 cm인 경우에는 입각기 전반에 걸쳐 아킬레스건에 자극을 인가한 경우에 저축굴곡의 각도와 저축굴곡의 각도가 적게 나오는 경향을 확인하였다.

마지막 계단의 높이를 조절하고 진동자극의 위치를 변화하여 얻은 청년층과 노인층의 족관절의 각도변화를 보면 계단의 높이가 높아질수록 입각기의 초기단계인 IC에서 나타나는 저축굴곡각도가 커지며 LR에서 나타나는 배축굴곡각도가 커지는 경향이 있었다. 계단의 높이와 진동자극의 인가 위치에 따라서 나타나는 족관절의 관절각도 변화패턴은 다르게 나타났지만, 계단의 높이와는 상관없이 입각기가 시작되는 IC, LR과 입각기가 마무리되는 PS에서 아킬레스건에 진동

자극을 인가하였을 때 족관절의 가동범위가 큰 것으로 나타났다. 이것은 입각기가 시작되는 시점과 마무리되는 시점에서는 족관절의 저축굴곡을 사용하게 되는데, 진동자극의 인가로 인하여 저축굴곡근의 수축이 일어났기 때문에 나타나는 결과로 해석된다. 족관절의 각도 변화 패턴으로 효율적인 계단보행을 하기 위해서는 아킬레스건에 진동자극을 인가하는 것이 바람직하다는 결론을 내릴 수 있는데, 이러한 결과는 평지보행을 분석한 이전 선행연구[14]와는 다른 양상을 나타낸다. 이전의 선행연구는 효율적이고 안정적인 보행을 하기 위해서 전경골근의 역할이 중요하다고 서술하고 있으므로 전경골근의 수축을 야기하는 전경골근에 자극을 인가하는 것이 효율적일 것으로 예상된다. 하지만 계단보행을 분석한 본 실험의 결과를 요약해 보았을 때에는 전경골근보

다는 아킬레스건에 자극을 인가하는 것이 효율적으로 나타났다. 보행을 효율적으로 하기 위해서는 저축굴곡이 크게 일어나야 하는데, 전경골건에 자극을 인가하였을 때보다 아킬레스건에 자극을 인가하였을 때 저축굴곡의 각도가 크게 나타났다. 또한 계단에서의 낙상이 대부분 계단에 발을 디디거나 뗄 때 발생하는 것으로 볼 때 이 시점에서 중요한 역할을 하는 아킬레스건에 자극을 인가하여 확실한 저축굴곡을 발생시키는 것이 효율적임을 유추할 수 있다.

그림 9는 마지막 계단의 높이가 32 cm, 16 cm, 8 cm인 경우를 내려오는 동안 족관절에 진동자극을 인가하였을 경우에 나타나는 청년층과 노인층의 슬관절의 각도 변화를 나타낸 것이다.

마지막 계단의 높이가 32 cm인 계단을 내려오는 경우의 청년층의 슬관절의 각도 변화를 살펴보면, 보행이 시작되는 IC부터 MS 초반까지는 굴곡되고 MS 중반부터 MS 후반까지는 굴곡되었던 슬관절이 신전된다. TS 중반까지는 신전상태를 유지하다가 TS 후반부터는 다시 굴곡되며 입각기 보행을 마친다. 보행이 진행되는 동안 족관절에 진동자극을 인가하지 않은 무자극의 상태보다 전경골건에 진동자극을 인가한 경우에 MS와 TS에서 슬관절의 관절각도의 변화량이 크게 나타났다.

마지막 계단의 높이가 16 cm인 경우와 8 cm인 경우의 슬관절의 각도 변화도 32 cm인 경우와 비슷한 패턴을 나타냈다. 16 cm인 경우에는 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을

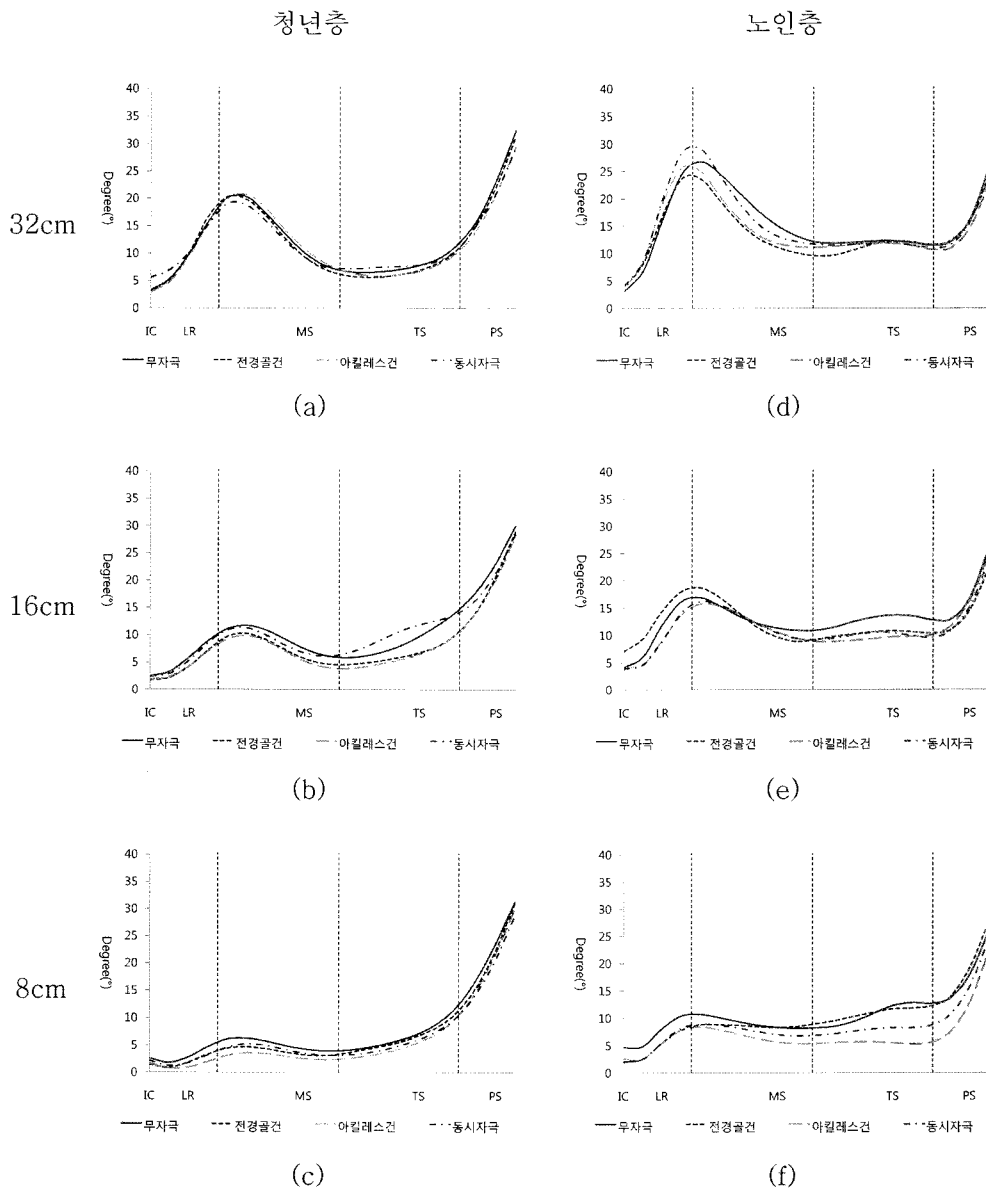


그림 9. 청년층과 노인층의 슬관절의 각도
Fig. 9. Knee joint angle in the young and elderly

때 PS에서 관절 각도의 변화량이 크게 나타났지만 8 cm인 경우에는 진동자극의 인가 위치에 따라 나타나는 슬관절의 각도 변화가 미비한 것으로 나타났다.

마지막 계단의 높이에 상관없이 노인층의 슬관절의 각도 변화는 IC부터 MS 초반까지는 계속적으로 굴곡이 진행되고, MS 중반부터 MS 후반까지는 굴곡되었던 슬관절에 신전이 일어나며 TS 중반까지는 신전상태를 유지하다가 PS에서는 다시 굴곡되며 입각기 보행을 마치는 동일한 패턴을 나타냈다. 마지막 계단의 높이가 32 cm인 경우에는 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을 때 입각기 초기에서 큰 슬관절 굴곡이 일어나고, 16 cm인 경우에는 전경골건에 진동자극을 인가하였을 때 입각기 중반에서 관절각도의 변화가 크게 나

타나며, 8 cm인 경우에는 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을 때 입각기 후반에 관절각도의 변화가 크게 나타났다.

마지막 계단의 높이를 조절하고 진동자극의 위치를 변화하여 얻은 청년층과 노인층의 슬관절의 각도 변화 분석을 통하여 계단의 높이가 높아질수록 MS 초반에 나타나는 최대 굴곡각도와 PS 후반에 나타나는 굴곡각도가 큰 경향을 확인하였다. 또한 TS에서 신전상태가 유지될 때 나타나는 관절각도의 크기도 마지막 계단의 높이가 높아질수록 크게 나타나는 경향이 있음을 확인하였다. 청년층의 경우에는 진동자극 인가 위치에 따라 슬관절 각도 변화의 일정한 패턴이 검출되지 않았지만, 노인층의 경우에는 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을 경우에 슬관절의 각도 변화가 큰 것으로 나

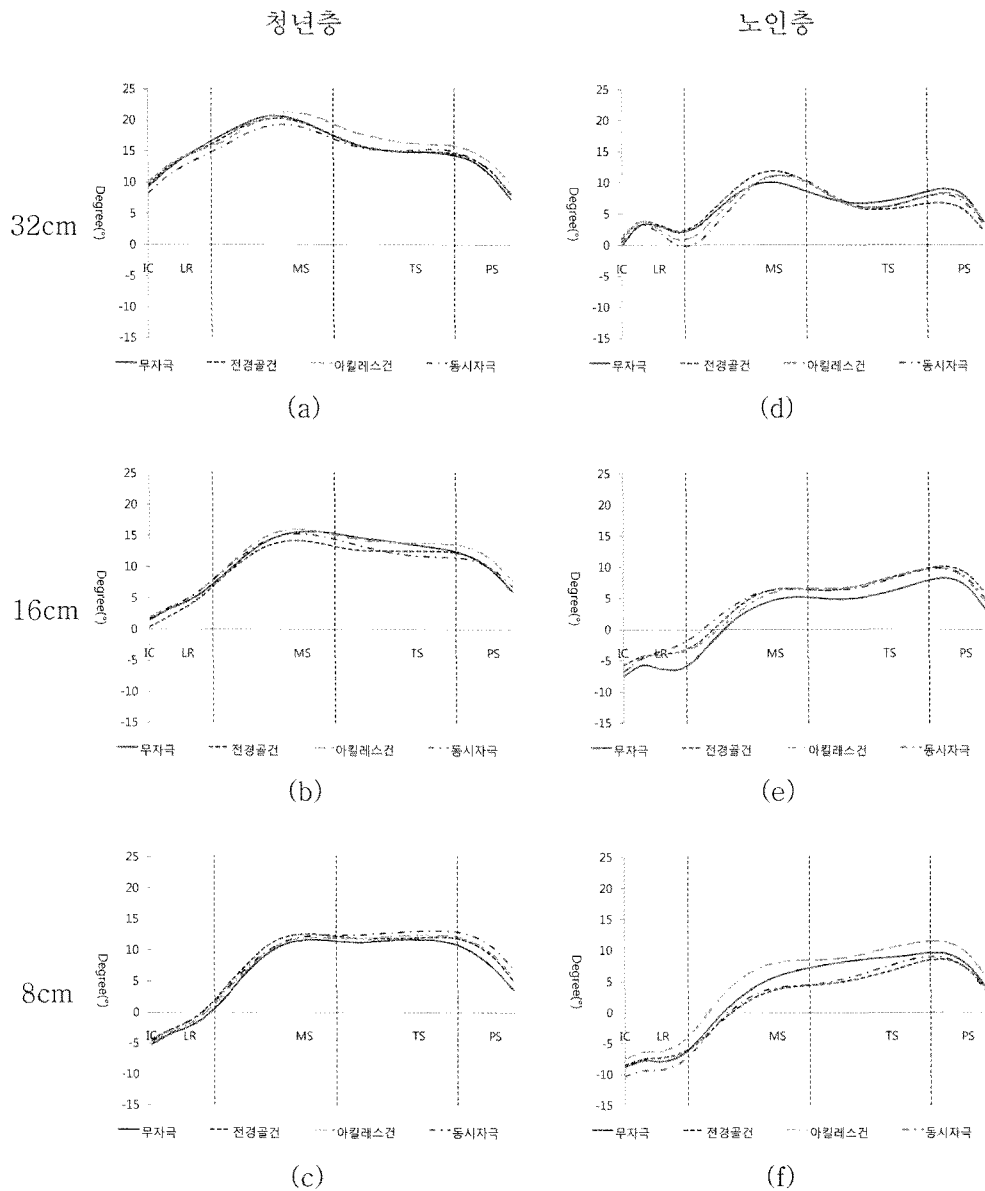


그림 10. 청년층과 노인층의 고관절의 각도
Fig. 10. Hip joint angle in the young and elderly

타났다. 노인층은 노화나 퇴행성 관절염과 같은 이유에서 슬관절굴곡근이 많이 약해져 평소에는 슬관절의 각도 변화가 크지 않았으나, 아킬레스건에 인가된 진동자극이 슬관절굴곡근의 수축을 일으키고, 결과적으로 나타나는 슬관절굴곡근의 강화가 슬관절의 각도 변화를 크게 하는 것으로 설명할 수 있다. 슬관절의 굴곡과 신전이 원활하게 일어나는 것은 전방으로의 이동이 원활하게 진행되고 있음을 나타내기도 하며 체중으로 인한 충격이 관절에 무리를 주지 않고 잘 흡수되고 있음을 나타내기도 하므로, 노인층의 아킬레스건에 진동자극을 인가하는 것은 노인의 계단 보행에 긍정적인 도움을 줄 가능성이 있다.

그림 10은 마지막 계단의 높이가 32 cm, 16 cm, 8 cm인 경우를 내려오는 동안 족관절에 진동자극을 인가하였을 경우에 나타나는 청년층과 노인층의 고관절의 각도 변화를 나타낸 것이다.

마지막 계단의 높이를 32 cm, 16 cm, 8 cm로 변화하는 계단을 내려오는 청년층의 고관절의 각도를 살펴보면 보행이 시작되는 IC에서 MS까지 계속적으로 굴곡이 진행된 후 TS부터 PS까지 굴곡되었던 고관절이 신전되는 패턴의 움직임을 관찰 할 수 있다. 마지막 계단의 높이가 32 cm인 경우에는 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을 때 TS에서 나타나는 관절각도가 크게 나타나며, 16 cm인 경우에는 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을 때 입각기의 초반과 후반에 고관절의 각도가 크게 나타났고, 8 cm인 경우에는 아킬레스건이나 전경골건에 진동자극을 인가하였을 때 고관절의 가동 범위가 증가하는 경향이 있음을 확인하였다.

마지막 계단의 높이가 32 cm인 계단을 내려오는 경우의 노인층의 고관절의 각도를 살펴보면 IC에서는 굴곡이 일어나며 LR에서는 신전이 일어나고 MS에서는 다시 굴곡이 일어나며, TS와 PS에서는 MS에서 일어났던 굴곡이 다시 신전되었다. 진동자극을 인가한 위치에 따라서 굴곡과 신전의 시점과 정도에 있어서 많은 차이를 나타내었는데, 입각기의 후반을 제외한 모든 구간에서 아킬레스건에 진동자극을 인가한 경우에 관절의 가동범위가 크게 나타났다. 마지막 계단의 높이가 16 cm인 경우와 8 cm인 경우에는 IC에서 TS까지 계속적으로 굴곡이 일어나며, PS에서 신전이 일어났다. 16 cm인 경우에는 아킬레스건에 진동자극을 인가한 경우에 관절의 가동범위가 크게 나타났으며 8 cm인 경우에는 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을 때 모든 구간에서 무자극의 경우보다 관절 각도가 크게 나타났다.

마지막 계단의 높이를 조절하고 진동자극의 위치를 변화하여 얻는 청년층과 노인층의 고관절의 각도 변화를 통하여 계단의 높이가 높을수록 입각기 초기의 IC에서 나타나는 관절각도의 크기가 커져 굴곡이 일어난 상태로 계단보행을 실시하는 경향이 있었으며, MS에서 나타는 최대굴곡각도 또한

계단의 높이가 높을수록 크게 나타나는 것을 확인하였다. 하지만 TS에서 나타나는 신전각도는 계단의 높이에 따라서 큰 차이를 관찰 할 수 없었으며, PS에서 나타는 관절각도도 계단의 높이에 따라서 큰 차이를 나타내지 않았다. 청년층과 노인층의 굴곡과 신전이 반복되는 패턴은 대체로 비슷하였지만 노인의 경우에는 계단의 높이가 높아진 32 cm 조건에서 다른 패턴을 나타냈다. 이것은 계단에서 낙상에 대한 두려움을 느끼고, 안정성 확보를 위하여 계단을 내려오는 자세를 변화시켰기 때문에 나타나는 현상일 가능성이 있다. 계단의 높이와는 상관없이 대체로 아킬레스건에 진동자극을 인가하였을 경우에 관절의 가동범위가 크게 나타나는 경향을 확인하였다. 이러한 경향은 특히 입각기의 시작 단계인 IC, LR과 입각기의 마지막 단계인 PS에서 두드러지게 나타났으며, 족관절이나 슬관절에서 나타난 패턴과도 일치하였다. 결과적으로 아킬레스건에 진동자극을 인가하게 되면 아킬레스건이 주로 사용되는 입각기 시작 단계와 마지막 단계에서 족관절에서만 영향력이 나타나는 것(local effect)이 아니라 전신에서 응답을 보이는 현상(global effect)이 나타남을 유추할 수 있다.

IV. 결 론

본 연구는 계단을 내려오는 과제를 수행하는 동안 족관절에 진동자극을 인가하였을 때 나타나는 역학적인 변화와 계단 보행 특성 분석에 대하여 아래와 같은 결과를 얻었다.

1. 노인층의 아킬레스건이나 전경골건에 진동자극을 인가하는 것은 하지근육의 수축과 신전을 촉진하여 압력중심의 변화량을 감소시키고 안정적인 보행을 가능하게 한다.
2. 노인층의 아킬레스건에 인가한 자극은 발목의 족저굴곡근에 작용하여 제동력과 추진력을 증가시켜 효율적인 보행을 진행하는데 긍정적인 역할을 한다.
3. 청년층과 노인층의 아킬레스건에 인가한 진동자극은 족관절, 슬관절과 고관절의 가동 범위가 증가시켜 효율적인 보행을 진행하는 것을 가능하게 한다.
4. 족관절에 인가한 진동자극은 족관절에서의 국소적인 응답 현상뿐만 아니라 전신에서 응답을 보이며, 이러한 전신 응답의 결과로 인하여 안정적이고 효율적인 보행이 가능하다.

이번 연구 결과는 보행에 영향을 미칠 수 있는 여러 가지 환경요인을 변화시켰을 때 나타는 보행의 안정성과 효율성의 변화 특성에 관한 여러 연구에 응용 될 수 있으며, 노화로 인하여 보행기능이 약화된 노인에게 적용 할 수 있는 낙상 방지 시스템 개발에도 활용 될 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] T.P. Andriacchi, G.B. Andersson, R.W. Fermier, and J.O. Galante, "A study of lower-limb mechanics during stair-climbing," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 62, No. 5, pp. 749-757, 1980.
- [2] S.D. Eun, "An Investigation of the Effect of the Height of Wsteps on the Joint Moment of Lower Extremities of the Elderly Mile Walking Downstairs," *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 16, No. 4, pp. 31-38, 2006.
- [3] H.Y. Cho and N.J. Chung, "Analysis of the Kinematical and Ground Reaction Force Variables during the Stair Ascent," *Korea Sport Research*, Vol. 14, No. 5, pp. 1291-1302, 2003.
- [4] J.T. Han and G. Hwangbo, "Kinematic Analysis of Lower Extremities during Stairs and Ramp Climbing with Older Adults," *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 19, No. 3, pp. 435-448, 2009.
- [5] K.A. Christina and P.R. Cavanagh, "Ground reaction forces and frictional demands during stair descent : effects of age and illumination," *GAIT&POSTURE*, Vol. 15, No. 2, pp. 153-158, 2002.
- [6] H.H. Cohen, J. Templer, and J. Archea, "An analysis of occupational stair accident patterns," *Journal of Safety Research*, Vol. 16, No. 4, pp. 171-181, 1985.
- [7] S.D. Eun, Y.J. Yu, and J.H. Lee, "The Effect of the Stair Heights on the Gait Pattern in Stair-Descent Activity of Elderly Persons," *Journal of Sport and Leisure Studies*, Vol. 29, No. 0, pp. 443-451, 2007.
- [8] Y.S. Kim, E.J. Kim, and C.J. Seo, "The comparative analysis of EMG and Gait patterns of Lower extremities during going up stairs and down," *The Korean Journal of Physical Education*, Vol. 45, No. 4, pp. 535-545, 2006.
- [9] J.T. Han, K. Kim, and S.G. Lim, "Comparison of Plantar Foot Pressure and Shift of COP among Level walking Stairs and Slope Climbing," *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 18, No. 4, pp. 59-65, 2008.
- [10] H.M. Jun and J.S. Ryu, "A Kinetic Analysis of the Lower Extremity during Walking on Three Different Stair width in Healthy Adults," *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 18, No. 4, pp. 161-169, 2008.
- [11] D.C. Gracelle, C.A. Loughton, N.T. Dhruv, K.D. Datdare, J.B. Niemi, L.A. Lipsitz, and J.J. Collins, "Noise-enhanced balance control in older adults," *Neuroreport*, Vol. 13, No. 15, pp. 1853-1856, 2002.
- [12] R. Dickstein, Y. Laufer, and M.Katz, "TENS to the posterior aspect of the legs decreases postural sway during stance," *Neuroscience letters*, Vol. 393, pp. 51-55, 2006.
- [13] R. Irvin, D. Iversen, and S. Roy, "Sports Medicine: Prevention, Assessment, Management & Rehabilitation of Athletic Injuries," *Benjamin Cummings*, 1998.
- [14] B.J. MCFadyen and D.A. Winter, "An intergrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent," *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, No. 9, pp. 733-744, 1988.