

계단 하강 보행 동안 체성감각 자극이 노인의 하지 관절 역학에 미치는 영향

곽기영¹ · 소하주¹ · 김성현³ · 양윤석² · 김남균⁴ · 김동욱^{2,5}

¹전북대학교 대학원 헬스케어공학과, ²전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부
³전북대학교 헬스케어기술개발사업단, ⁴(주) 식스티 플러스
⁵전북대학교 고령친화복지기기연구센터

Effects of Somatosensory Stimulation on Lower-Limb Joint Kinetic of Older Adult During Stair Descent

K. Y. Kwak¹, H. J. So¹, S. H. Kim³, Y. S. Yang², N. G. Kim⁴ and D. W. Kim^{2,5}

¹Department of Healthcare Engineering, Chonbuk National University

²Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National University

³Center for Healthcare Technology Development, ⁴Sixty Plus co.

⁵Research Center of Healthcare & Welfare Instrument for the Aged, Chonbuk National University

(Received November 8, 2010. Accepted April 8, 2011)

Abstract: The purpose of this study was to investigate lower-limb joint torque of the two groups as it changed by somatosensory stimulation during the descent down three stairs of different heights and to describe the difference between the two groups, which are young people group and elderly people group. Subjects of each groups climbed down a stair at four stimulation conditions, which are non-stimulation, tibialis anterior tendon stimulation, achilles tendon stimulation, tibialis anterior - achilles tendon stimulation. Motion capture data were collected using 3D opto-electric motion tracking system that utilizes active infrared LEDs, near infrared sensor and force plate. The obtained motion capture data was used to build 3D computer simulation model. The results show that lower-limb joint torque of the two groups changed with somatosensory stimulation as they descended the stairs and the joint torque of the two groups differed from each other.

Key word: Stair descent, Somatosensory stimulation, Human Simulation, Lower-limb, Kinetics, Joint torque

1. 서 론

계단은 보행시 많이 접하게 되는 시설물중 하나이기 때문에 계단을 보행하는 것은 일상생활동안 큰 비중을 차지한다.

보행은 적절한 시간에 자유로운 관절 움직임과 근육의 작용이 선택적으로 집중 되어야하며, 몸의 지지, 전방추진, 다리 스윙과 같은 생체역학적 하위 작업이 성공적으로 수행되어야 하는 복잡한 작업이다[1-2]. 여기에 계단보행은 평지보행보다 높은 관절 모멘트와 운동범위가 요구되며[3-4], 연속적인 수직이동을 수행하여야 하기 때문에 평지보행보다 높은 자세 균형조절능력 또한 요구된다. 이러한 특성 때문에 노화로 신경·근·골격계 기능이 약화된 노인에게 계단은 장애물로 인식될 수 있고 낙상 사고가 유발될 수 있는 위험이 있다[5].

계단 낙상은 내려가는 상황에서 흔히 발생하게 되며 계단의 가장자리나 표면에 발이 걸리면서 일어나게 되고[6], 낙

Corresponding Author : 김동욱
전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14 (561-756)
전북대학교 공과대학 바이오 메디컬 공학부
TEL: +82-63-270-4060 / FAX: +82-63-270-2247
E-mail : biomed@jbnu.ac.kr
이 논문은 2010년 교육과학기술부(지역거점연구단육성사업/헬스케어기술개발사업단)와 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2007-0083599)

상이 비교적 짧은 시간에 일어난다는 것과 계단의 모양을 고려하면 계단 낙상의 부상 정도가 심각하다[7]. 이렇듯 계단 보행이 일상생활 동안 흔히 일어나고 부상 정도가 심한 낙상이 유발될 수 있기 때문에 계단 보행에 관한 연구가 활발히 수행되어져왔다.

계단 보행 중 낙상이 흔히 발생하는 계단 하강 보행에 관한 선행연구에 따르면 하지의 신전 근육이 보행 동안 편심성 수축을 통해 지지모멘트와 신체로 전달되는 에너지를 흡수하며, 특히 발목 신전 근육이 주요한 역할을 한다고 보고하였다[8-9]. 또 다른 연구들을 살펴보면, 계단을 오르내리는 활동에서 생성되는 무릎관절 모멘트에 대한 연구[10], 계단 오르기과 내리기 동작에서 무릎에 가해지는 내외전 모멘트를 계산한 연구[11]등 여러 연구들이 있다. 하지만 이들 연구는 주로 젊은 성인을 대상으로 하였으며, 단의 높이가 일정한 계단 보행을 다루었다. 물론 노인을 대상으로 단의 높이 변화를 고려한 연구[6,12]도 있었지만 보행중 비이상적인 보행을 유도할 수 있는 불규칙적 상황을 반영하지 못하였으며, 또한 이들 모두 자세균형조절에 관여하는 요인을 고려하지 못한 한계점이 있다.

계단 보행시 자세균형조절 붕괴는 낙상을 유발할 수 있다. 그렇기 때문에 계단 보행 시 자세균형조절이 매우 중요하다고 할 수 있다. 자세균형조절에는 감각계가 크게 기여하는데, 노인 낙상의 원인은 노화로 인한 감각계의 이상[13]과 또한 근육의 약화[7] 때문이라 할 수 있다. 노인을 대상으로 감각계와 자세균형조절을 연관한 연구를 수행한 Galica등[14]은 낙상을 경험한 노인을 대상으로 발바닥에 체성감각 자극으로 진동자극을 제시하였을 때, 보행 가변성이 줄어들었다고 보고하였다. Ivanenko등[15]은 발목에 진동자극을 제시하였을 때, 근육이 활성화 되며 자세의 변화가 나타났다고 보고하였다. 진동자극이 자세안정성에 미치는 영향을 연구한 Yu등[16]은 발목에 진동자극을 제시하였을 때 더 안정적으로 자세를 유지하였다고 보고하였으며, Eun등[17]은 신체동요도가 감소하였다고 보고하였다. 이 연구들을 통해서 체성감각 자극은 근육과 자세균형조절에 기여한다는 것을 알 수 있다.

본 연구의 목적은 단의 높이가 변하는 계단에서 불규칙 보행을 유도하여 계단 하강 보행의 보행 특성을 살펴보고, 자세균형조절에 기여하는 체성감각 자극이 어떠한 영향을 미치는지를 조사하는 것이다.

II. 실험 방법

1. 피험자

청년 피험자는 총 7명으로 연령은 25.4 ± 2.5 세, 신장은 173.5 ± 2.1 cm, 몸무게는 68.7 ± 6.5 kg이다. 노인 피험자는 총 6명으로 연령은 74 ± 5.5 세, 신장은 162.6 ± 5.8 cm, 몸

무게는 63.8 ± 7.6 kg이다. 피험자 모두 주 다리가 오른다리이며, 이들은 신경학적 및 근·골격계에 질병이 없는 사람을 대상으로 하였다. 피험자는 실험에 대하여 충분히 숙지하고 실험에 참여하였다.

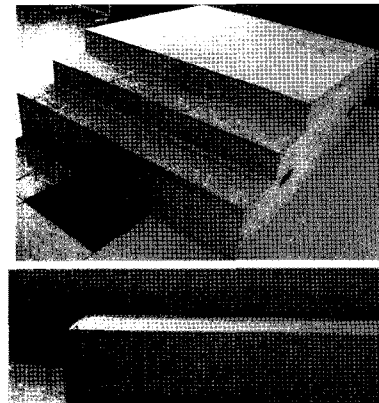
2. 실험 장치

계단 하강 보행 하기위해 자체 제작한 계단이 사용되었다. 계단은 3단 계단과 추가적인 계단까지 합하여 총 4단이다. 3단 계단은 총 가로길이 180 cm, 총 높이 64 cm, 총 폭 30 cm이며, 위에서부터 두 번째 단까지는 높이가 16 cm, 세 번째 단은 32 cm이다. 마지막 단의 높이를 조절하기 위한 추가적인 계단은 폭과 가로길이는 3단 계단과 같지만 높이가 8 cm, 16 cm로 다르며, 각각 2개씩 제작되었다. 추가로 제작된 계단과 힘판(높이 8 cm)을 조합하여 마지막단 높이가 다르게 계단 높이를 조절하였다.

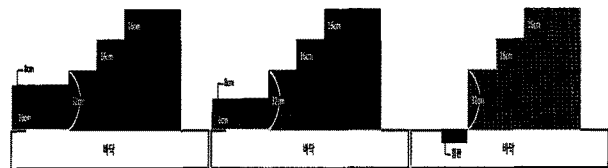
계단 높이 조건은 맨 위단부터 맨 아랫단까지의 높이가 16 cm - 16 cm - 32 cm, 16 cm - 16 cm - 16 cm, 16 cm - 16 cm - 8 cm의 총 3가지 조건이 되며 그림 1에 계단 높이 조건을 나타내었다.

3차원 계단 하강 보행 동작 데이터를 수집하기 위하여 총 15개의 적외선 발광 마커(Infraredlight Emitting Diode maker)를 그림 2에서처럼 개발된 마커 세트에 따라 하지 관절에 부착하였고, 계단 하강 보행 동작 데이터를 수집하였다.

계단 하강 보행 동작을 캡처하기 위하여 0.01 mm의 해상



(a) 실험에 사용된 계단



(b)마지막단이 8cm 높이 (c)마지막단이 16cm 높이 (d)마지막단이 32cm 높이

그림 1. 자체 제작한 계단과 계단 높이 조건

Fig. 1. Custom-build Stair used to present study and Stair height conditions

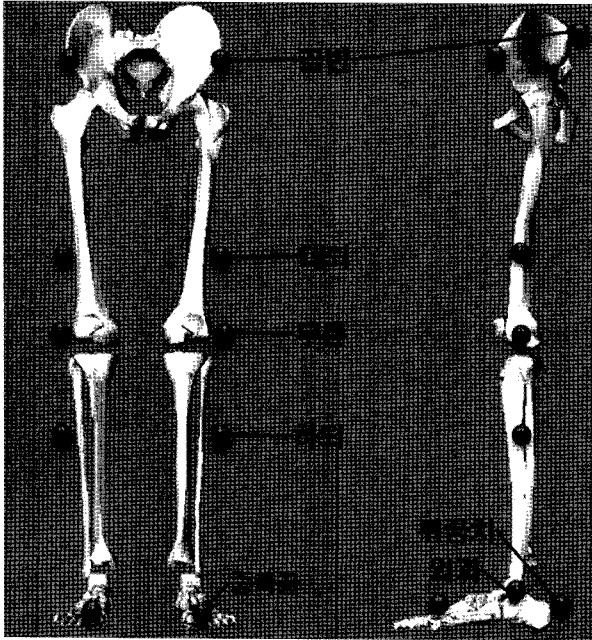


그림 2. 3차원 계단 하강 보행 동작분석을 위한 마커 부착 위치
Fig. 2. Marker location for 3D stair descent motion analysis

도와 0.1 mm의 높은 정밀도를 가진 3차원 적외선 동작 분석기(Optotrak Certus, Northern Digital Inc, Canada)와 데이터 수집과 분석 시스템(Motion Monitor, Innovative Sport, Inc, USA)을 이용하여 100 Hz로 적외선 발광 마커 (Infraredlight Emitting Diode maker)의 3차원 공간좌표를 수집하였다. 2대의 힘판(Bertec, Inc, USA)을 이용하여 1000 Hz로 지면반발력과 COP를 측정하였다. 첫 번째 힘판은 바닥에 삽입한 채로 그림 1-(d)의 마지막 단이 32 cm 높이인 조건에서 사용하였으며, 두 번째 힘판은 그림 1-(b, c)의 마지막 단이 8 cm, 16 cm 높이인 조건에서 계단위에 설치하여 사용하였다.

3. 체성감각 자극 인가 장치 및 자극 조건

하지의 체성감각계를 자극시키기 위한 방법으로 전기자극과 진동자극 등이 있지만 전기자극은 자극감, 심리적 혐오감 또한 전기적 안전성에의 문제점이 있기 때문에 진동자극을 제시하였다[18].

진동을 제시할 수 있는 소자로는 압전소자와 회전형 소자가 있다. 압전 진동소자는 진동 주파수와 진폭을 세밀하게 조절할 수 있지만, 장치의 크기가 커 본 연구에 적용하기가 적합하지 않다. 따라서 널리 상용화 되었고 실용적인 크기가 작은 회전형 코인 진동소자(JHV-10A1, JAHWA ELECTRONICS Co.)를 사용하여 진동자극을 제시하였다[16-17]. 본 연구에서 진동자극 역치값은 청년의 경우 4,050RPM 이지만, 감각 시스템에서 역치 값 아래에서는 신호를 전달할 수 없으며 역치 값을 초과해야 신호가 전달되어 자극의 효과가 발생함을 알

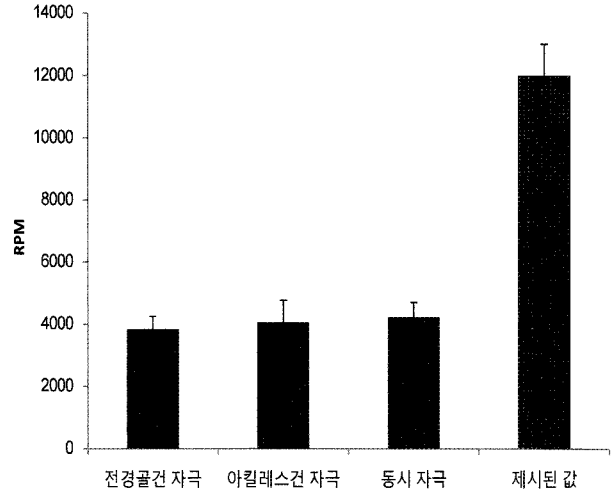


그림 3. 청년의 경우 각 부위별 자극 역치값과 제시된 자극 강도
Fig. 3. Stimulation threshold of young adult

수 있기 때문에[14] 본 실험에서 역치값 이상인 12,000RPM를 제시하였다. 자극 부위는 계단 하강 보행 중 주요한 역할을 하는 발목의 신전을 담당하는 전경골근과 하퇴삼두근을 자극시키기 위해 전경골근과 아킬레스건 부위를 선정하였고[16-17], 자극 부위별 역치값을 그림 3에 나타내었다.

체성감각 자극 조건은 진동소자의 부착 위치에 따라 무자극, 전경골건자극, 아킬레스건자극, 동시자극 총 4가지 자극 조건으로 나누어진다.

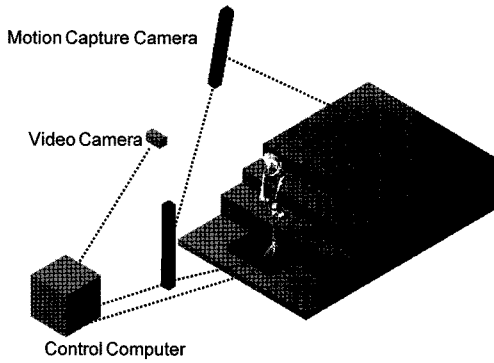
4. 실험 절차

청년층, 노인층 피험자 모두 마지막 계단 높이가 16 cm(규칙적), 8 cm, 32 cm(불규칙적) 계단을 하강하였다. 모든 피험자는 1가지 계단 높이 조건당 체성감각 자극 조건별로 3번씩 계단 하강 보행을 수행하였다. 즉, 1가지 계단 높이 조건에서 12번 계단 보행을 수행하였고, 전체 36번의 계단 보행을 수행하였다. 자극의 여부를 없애기 위하여 1가지 체성감각 자극 후 3분씩 휴식을 취했다. 피험자의 적응을 방지하기 위해 계단의 높이와 체성감각 자극은 무작위로 주어졌으며, 본 연구의 실험 장치와 절차를 그림 4에 나타내었다.

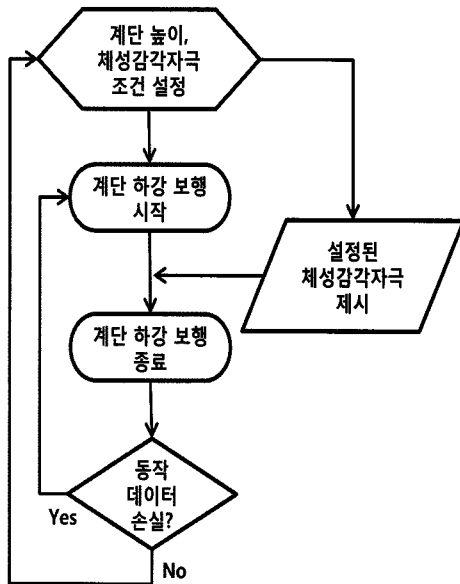
5. 계단 하강 보행 모델링 및 시뮬레이션

피험자의 계단 하강 보행동안 체성감각 자극이 하지 관절 역학에 미치는 영향을 분석하기 위하여 동역학해석 소프트웨어인 ADAMS(MSC Software Inc, USA)와 가상 휴먼 모델링 및 시뮬레이션 소프트웨어인 LifeMOD(BRG inc, USA)를 사용하였다.

적외선 발광 마커를 통해 수집된 계단 하강 보행 3차원 공간 좌표데이터와 피험자의 신체정보를 통해 피험자의 하지 골격모델을 생성하였다. 생성된 골격모델은 골반(lower torso),



(a) 계단 하강 보행을 분석하기 위한 동작 분석 시스템



(b) 실험 절차

그림 4. 계단 하강 보행을 분석하기 위한 동작 분석시스템과 실험 절차
Fig. 4. System for Stair descent motion Analysis and Protocol

대퇴(upper leg) 2개, 하퇴(lower leg) 2개, 발(foot) 2개로 구성되었다. 골격 모델 생성 후 각 분절을 연결하기 위하여 관절을 생성하였고, 엉덩관절(hip), 무릎(knee), 발목(ankle) 양쪽 하지에 3개씩 총 6개의 관절을 생성하였다. 생성된 관절은 경첩관절(revolute joint)로써 관절마다 x, y, z방향으로 각각 세 개씩 구성되고 세 방향의 회전 자유도(rotational degree of freedom)를 갖는다. 관절 생성 시 그 강도와 제동력을 설정해 주어야 하는데 본 연구에서 관절의 강도는 11,298.5 N/m를, 제동력은 1,129.85 N·sec/m로 설정하였다. 골격 모델을 생성한 후 수집된 적외선 발광마커의 3차원 공간 좌표데이터와 힘판 데이터를 ADAMS/LifeMOD에 입력하여 계단 하강 보행을 시뮬레이션 하였다. 체성감각 자극이 계단 보행 동안 하지의 관절 역학에 미치는 영향을 분석하기 위해서 시뮬레이션을 통해 생성된 하지 관절의 토크를 분석 대상으로 하였다. 분석 구간은 계단의 마지막단에서

내려와 힘판에 발이 접촉하고 같은 발이 힘판에서 떨어지는 순간까지의 입각기를 대상으로 하여 하지 관절 역학 분석하였다.

6. 통계 분석

통계분석은 Windows용 SPSS 12.0 version을 이용하였다. 독립 표본 T 검정을 통해 계단 하강 보행 동안 체성 감각 자극이 제시 되지 않았을 때, 각각의 계단 높이 조건에서 청년층과 노인층의 착지 동안 최대 하지 관절 토크를 분석하였으며 또한 체성감각 자극 부위에 따른 착지 동안의 최대 하지 관절 토크를 분석하였다. ANOVA분석을 통해 동일한 자극 조건일 때, 착지 동안 계단 높이에 따른 최대 하지 관절 토크를 분석하였다.

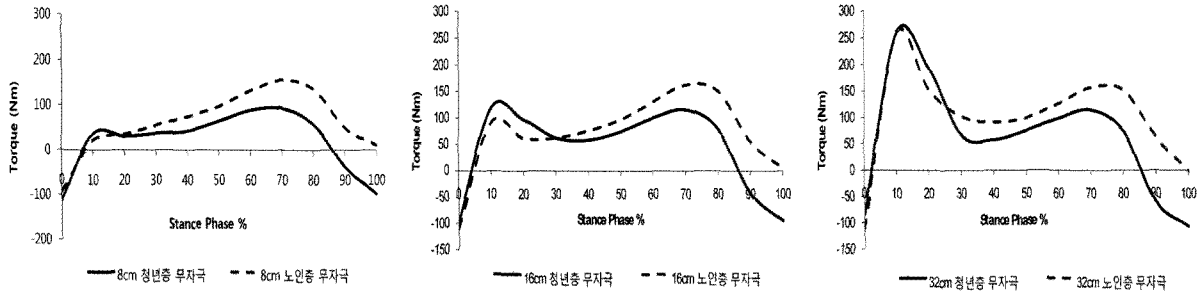
III. 결과 및 고찰

1. 무자극시 계단 하강 보행 동안 생성된 청년층과 노인의 하지 관절 토크(Nm)

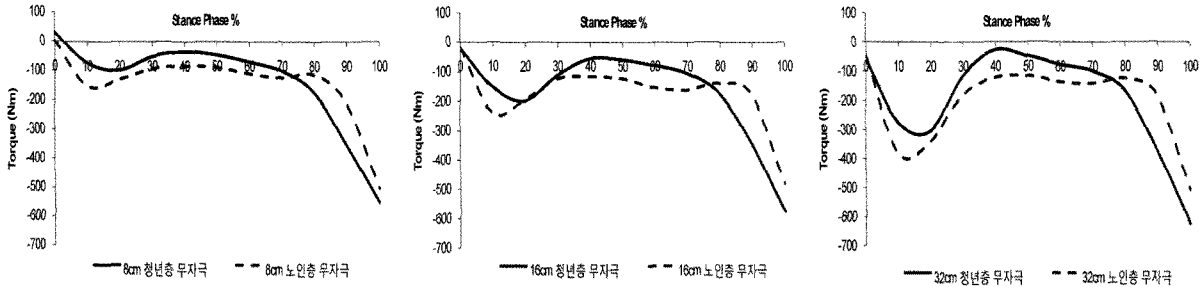
청년과 노인의 계단 보행 특징을 분석하기 위해서 체성감각 자극이 인가되지 않았을 때, 계단 하강 보행 동안 두 그룹의 하지 관절 토크(Nm)를 분석하였다.

그림 5는 두 그룹이 체성감각 자극을 받지 않고 마지막단의 높이가 8 cm, 16 cm, 32 cm인 계단을 각각 하강할 때의 하지 관절 토크를 나타낸다. 그리고 체성감각 자극을 받지 않고 마지막단의 높이가 8 cm, 16 cm, 32 cm인 계단을 각각 하강할 때, 두 그룹의 하지 관절 토크를 통계 분석한 결과를 표 1에 나타내었다. 그림 5(a)는 족관절 토크, 그림 5(b)는 슬관절 토크, 그림 5(c)는 고관절 토크를 나타낸다. 그림 5를 통하여 계단 하강 보행 동안 생성된 두 그룹의 하지 관절 토크 양상이 매우 비슷함을 알 수 있으며, 마지막단의 높이가 높아질수록 두 그룹 모두 토크의 크기가 증가하는 것을 볼 수 있다. 두 그룹 모두 족관절에서는 신근 토크(+)를 슬관절에서도 신근 토크(-)를 전반적으로 생성한 반면에 고관절에서 노인의 8 cm, 16 cm 높이의 20% 구간까지를 제외하곤 두 그룹 모두 굴근 토크(+)를 생성하였다. 이러한 두 그룹의 토크 양상은 계단 보행에 관련된 여러 선행연구들[7-9, 19-20]에서도 찾아볼 수 있다.

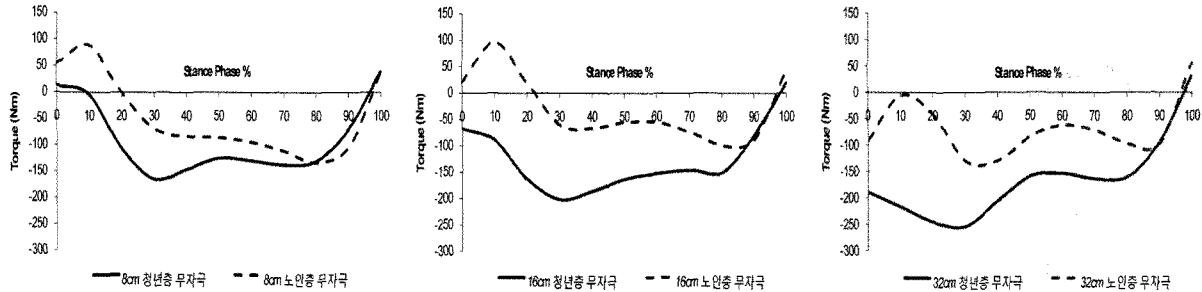
착지가 일어나는 0~15% 구간에선 족관절의 배측굴곡(굴곡)과 슬관절의 굴곡이 발생하는데 이는 중력의 영향과 그 영향을 받은 신체중심이 아래로 가속되어 야기된 움직임이다. 만약, 관절의 굴곡이 계속 진행된다면 신체의 기립 정렬이 무너지며 신체가 바닥에 충돌하게 될 것이고 이러한 상황을 방지하기 위한 하지근육의 활동이 나타나야 함을 예측할 수 있다. 이 역할을 수행하기 위해서 하지의 신전근은 계단 보행 동안 편심성 수축을 하게 된다[8]. 계단 하강 동안



(a) 8cm, 16cm, 32cm 높이에서 족관절 토크(Nm)



(b) 8cm, 16cm, 32cm 높이에서 슬관절 토크(Nm)



(c) 8cm, 16cm, 32cm 높이에서 고관절 토크(Nm)

그림 5. 계단 하강 보행 동안 자극이 체성 감각 자극이 제시 되지 않았을 때, 8 cm, 16 cm, 32 cm 높이에서 청년층과 노인층의 하지 관절 토크(Nm)
 Fig. 5. When young and older adult climbed down the stair at non-somatosensory stimulation, lower-limb joint torque of young and older adult

표 1. 계단 하강 보행 동안 체성 감각 자극이 제시 되지 않았을 때, 8 cm, 16 cm, 32 cm 높이에서 청년층과 노인층의 하지 관절 토크 통계 분석(*p < 0.05, **p < 0.01)

Table 1. When young and older adult climbed down the stair at non-somatosensory stimulation, lower-limb joint torque static analysis of young and older adult. (*p < 0.05, **p < 0.01)

	계단 높이 8 cm P-value	계단 높이 16 cm P-value	계단 높이 32 cm P-value
족관절 토크	0.671	0.224	0.705
슬관절 토크	0.011*	0.015*	0.000**
고관절 토크	0.002**	0.000**	0.000**

하지 신전근은 편심성 수축을 통하여 지지모멘트를 생성하고 신체로 전달되는 에너지를 흡수하며, 이에 족관절 신전근이

매우 중요한 역할을 한다[7-9, 19-20]. 따라서 본 연구에서 나타난 두 그룹의 족관절, 슬관절의 신근 토크는 착지 동안 신체를 지지하여 안정성을 확보하고, 신체로 전달되는 에너지를 흡수하기 위한 신전근의 활동으로 인해 생성된 것으로 볼 수 있다.

족관절 토크를 나타낸 그림 5(a)에서 계단 하강 보행 동안 착지구간에서 노인층이 청년층보다 작은 신근 토크를 생성하였다. 이는 계단 하강 보행 동안 노인이 젊은 성인보다 작은 족관절 신근 모멘트를 생성하였다고 보고한 Reeves등 [7]의 연구와 일치하는 결과이다. Reeves등[7]은 노인과 젊은 성인이 해낼 수 있는 최대 근력에 관련하여 계단을 하강 하는데 요구되는 관절 모멘트와 관절 움직임 범위를 연구하였다. Reeves등[7]은 노인과 젊은 성인이 계단 하강 보행

동안의 생성한 족관절 모멘트 차이를 두 그룹의 최대 근력에 관련하여 설명하였다. 그들의 연구에 따르면 노화는 특히 하지 신전 근육 그룹의 최대 힘의 감소를 야기하는데, 발목에서 노인의 최대 편심성 관절 모멘트가 젊은 성인과 비교하여 28% 작은 것으로 보고하였다. 즉, 본 연구의 계단 하강 보행 동안 노인이 청년층 보다 작은 족관절 토크를 생성한 원인을 노인이 젊은 성인보다 최대 능력이 낮기 때문이라는 Reeves등[7]의 연구결과에서 찾을 수 있다. 반면에 15% 구간 이후 노인층이 청년층보다 큰 신근 토크를 생성하였다. 이는 이전의 연구 결과와는 다른 결과로서 실험 방법에서의 차이 때문일 것이다. 이전 연구의 대부분은 계단 하강 중 입각기를 분석 대상으로 하였지만, 본 연구는 계단을 완전히 내려왔을 때의 입각기를 분석 대상으로 하였다. 즉, 계단 하강 중에는 굴곡 상태로 반대 다리의 착지가 일어나지만, 본 연구에서는 착지가 아닌 전방으로 이동을 하기 때문으로, 노인에게서의 큰 신근 토크는 청년과 달리 노인이 착지 동안 굴곡을 충분히 제어하지 못하였고 그 상태에서 다시 족관절을 신전하며 전방으로 이동을 수행해야하기 때문인 것으로 볼 수 있다.

슬관절 토크를 나타낸 그림 5(b)에서 계단 하강 보행 동안 0~75% 구간에서 노인층이 청년층보다 큰 신근 토크를 생성하였고, Novak등[21]의 연구결과와 일치한다. 그들은 노인의 이러한 관절 역학 특성은 몸이 아래로 이동하는 동안에 제어를 효과적으로 제공할 것이라고 하였다. 반면에 본 연구 결과는 계단 하강 보행 동안 노인이 젊은 성인과 비슷한 크기를 생성했다고 보고한 Reeves등[7]의 연구와는 다르다. 본 결과와 Reeves등[7]의 결과가 다른 이유는 실험 방법의 차이에 의한 발 접촉 방식의 차이 때문일 것이다. 하지 관절 역학은 주로 지면반발력의 영향을 받게 되는데, 이 지면반발력은 발 접촉 방식에 따라 다르다. 본 연구의 전·후 방향과 수직 방향 지면반발력은 각각 $-1.38 \text{ Nm}\cdot\text{kg}^{-1}$, $9.43 \text{ Nm}\cdot\text{kg}^{-1}$ 이고, Reeves등[7]의 경우 $-0.1 \text{ Nm}\cdot\text{kg}^{-1}$, $1.28 \text{ Nm}\cdot\text{kg}^{-1}$ 이다. 이를 통해서 발 접촉 방식이 확연히 다르다는 것을 추측할 수 있으며 또한 본 실험에서 계단 하강을 위한 역학적 요구량이 더 높을 것임을 추측할 수 있다. 발 접촉 방식에 따른 하지 관절 역학의 차이에 대한 연구를 수행한 Nisell등[22]의 연구를 살펴보면, 그들이 설정한 4가지 발 접촉 방식에 따라 지면반발력과 하지 관절 역학이 다름을 알 수 있다. 설정된 4가지 접촉 방식 중 'step-ball' 방식과 'step-flat' 방식이 계단 보행에 주로 사용되는데, Nisell등[22]은 'step-flat' 방식이 'step-ball' 방식보다 2~3배 높은 지면반발력을 나타냈으며, 이는 역학적 요구량을 증가시킬 수 있는 영향을 미친다고 하였다. 따라서 본 연구의 발 접촉 방식은 'step-flat'으로 Reeves등[7]의 연구는 'step-ball' 방식으로 유추할 수 있으며, 슬관절 신근 토크에 대한 본 연

구결과와 Reeves등[7]의 연구결과 차이는 계단 하강 중 발 접촉 방식에 의한 것이라 추측할 수 있다.

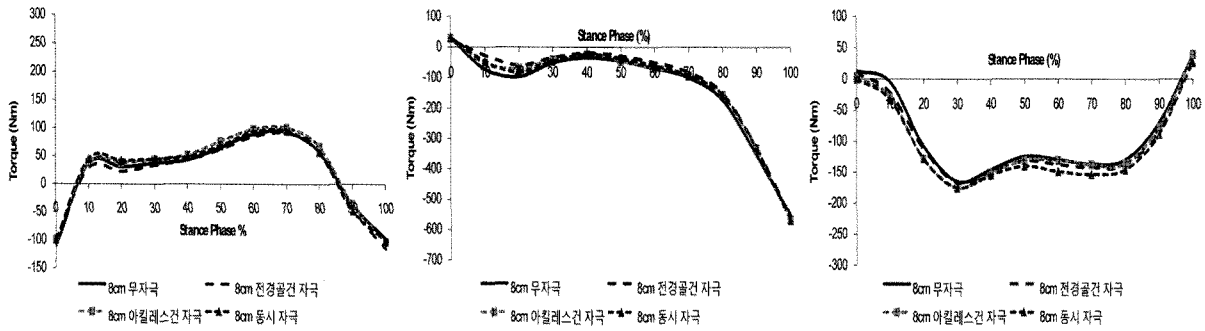
착지구간(0~15%) 동안 노인층이 청년층보다 큰 신근 토크를 생성하였다. 이는 노화로 인해 족관절 신전근이 착지동안의 배측굴곡 제한, 신체의 지지, 기립 정렬유지 역할을 충분히 하지 못함을 보상하기 위해 무릎의 신전근이 활동한 것으로 볼 수 있다. 하지만 족관절 신전근의 역할을 보상하기 위한 슬관절 신전근의 활동을 노인이 노화로 인하여 젊은 성인보다 35% 작은 근력을 가진다는 다른 선행 연구 결과[7]의 관점에서 바라보면, 노인이 청년층보다 더 큰 토크를 생성했다는 것은 자신이 낼 수 있는 근력의 최대치에 가깝게 힘을 냈다는 것으로 볼 수 있다. 이는 곧 슬관절의 상해나, 자세 균형의 불안정성을 이끌 수 있으며, 이러한 양상이 유각기에 접어들기 위한 하지의 자세를 위해 증가하는 신근 토크를 보이기전 75% 구간까지 나타나고 있다.

계단 하강 보행 동안 생성된 고관절 토크를 나타낸 그림 5(c)를 통해 착지구간(0~15%)에서는 두 그룹의 토크 생성 양상이 다르지만 착지구간 후에는 비슷한 것을 알 수 있다. 고관절 토크를 나타낸 그림 5(c)에서 착지구간동안 청년층은 신근 토크가 감소하며 굴근 토크가 증가하는 양상을 보이지만 노인층은 증가하는 신근 토크를 보인다. 노인의 고관절에서 나타난 큰 신근 토크는 슬관절과 마찬가지로 족관절의 역할을 보상하기 위한 고관절 신전근의 활동 때문인 것으로 추측할 수 있으며, 이러한 차이는 노화로 인한 노인의 신경·근·골격계 기능의 변화에 기인할 것이다. 착지구간 이후 두 그룹 모두 굴근 토크가 증가하고 있는데 이것은 전방으로 이동하기 위해 다리를 당기는 자세를 취하기 위한 굴곡근의 조절에 의한 결과라 볼 수 있다.

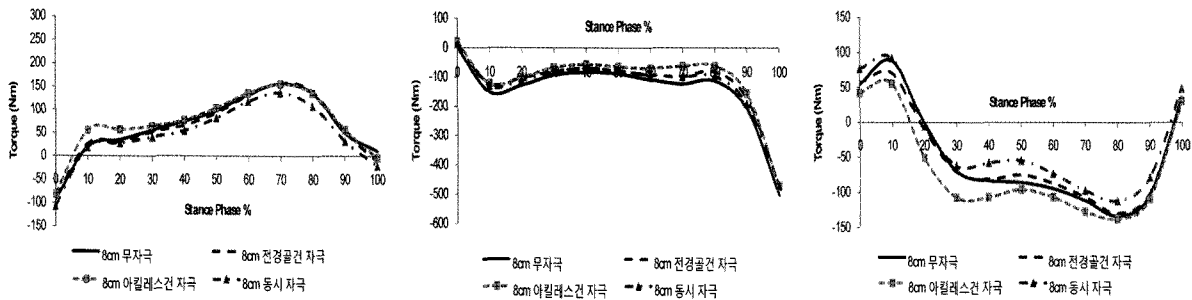
그림 5에서 계단의 마지막단의 높이가 높아질수록 계단 하강 보행 동안 생성된 토크가 두 그룹 모두 증가하는 것을 볼 수 있다. 이를 통해 계단의 높이가 높아질수록 계단 하강 보행 시 신경·근·골격계 요구가 높아진다는 것을 알 수 있다. 선행연구[9,14]에서 계단의 높이가 증가 할수록 하지 관절의 모멘트와 파워가 증가한다고 하였다. 이는 착지시 굴곡을 제한하고 신체를 지지하며 에너지를 흡수하기 위한 하지 신전근의 활동이 증가하였다는 것을 의미한다. 즉, 높이가 증가함에 따라 신전근 활동의 요구가 증가하며 특히, 노인은 노화로 인해 보행 중 안정성 감소와 상해의 위험이 높아질 수 있음을 알 수 있다.

2. 체성감각자극이 주어졌을 때, 계단 하강 보행 동안 생성된 청년과 노인의 하지 관절 토크(Nm)

낙상은 자세균형조절과 연관이 깊다. 올바른 자세균형조절을 위해서 중추신경계는 세가지 감각 수용기로부터의 정보를 조합해야한다. 신체의 동작을 조절하는데 필요한 정보



(a) 8cm높이에서 청년층 하지 관절 토크(Nm)



(b) 8cm높이에서 노인층 하지 관절 토크(Nm)

그림 6. 계단 하강 보행 동안 체성 감각 자극이 제시되었을 때, 8 cm높이에서 청년층과 노인층의 하지 관절 토크(Nm)

Fig. 6. When young and older adult climbed down the 8 cm step-height stair at somatosensory stimulation conditions, lower-limb joint torque of young and older adult

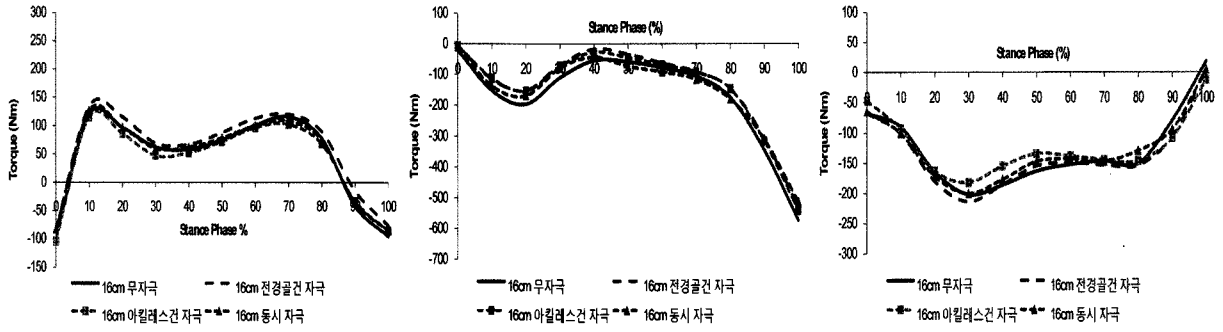
들 중 외부 환경에 대한 정보는 시각을 통해서, 중력에 대한 머리의 위치에 대한 정보는 전정감각을 통해서, 지지면에 관련하여 인체의 위치 및 동작 정보는 체성감각을 통해서 획득된다[23]. 특히, Peterka등[24]은 정상 성인은 체성감각(70%), 시각(10%), 전정감각(20%)에 의존한다고 하였다. 체성감각과 관련하여 자세 안정성에 대한 연구들 중 Eklund 등[25]은 진동 자극은 근육 활성도를 유발하였고 또한 자세 안정성에 영향을 미침을 밝혔으며, Ivanenko등[26]은 피험자의 근육에 진동자극을 인가하였을 때 진동된 근육, 자기 수용감각 및 과제에 의존한 효과가 발생함을 밝혔다. Yu등[16]은 진동자극을 인가하였을 때 안정적으로 자세를 유지하는 것을 확인하였다. 또한 Eun등[17]은 피험자의 신체를 기울여 불안정 자세를 유도한 후 진동자극을 인가하였을 때 불안정한 자세에서도 신체 동요도가 감소함을 확인하였다. 따라서 본 연구는 자세 균형 조절에서 가장 큰 비중을 차지하는 체성감각을 계단 보행과 관련하여 계단 보행 중 체성감각 자극이 어떠한 영향을 미치는지를 분석하는데 주안점을 두었다.

계단 하강 보행 중 체성 감각을 유도하기 위하여 하지에 진동 자극이 제시되었다. 제시된 진동자극을 자극 부위에 따라 전경골건 자극, 아킬레스건자극, 전경골건과 아킬레스건을 동시에 자

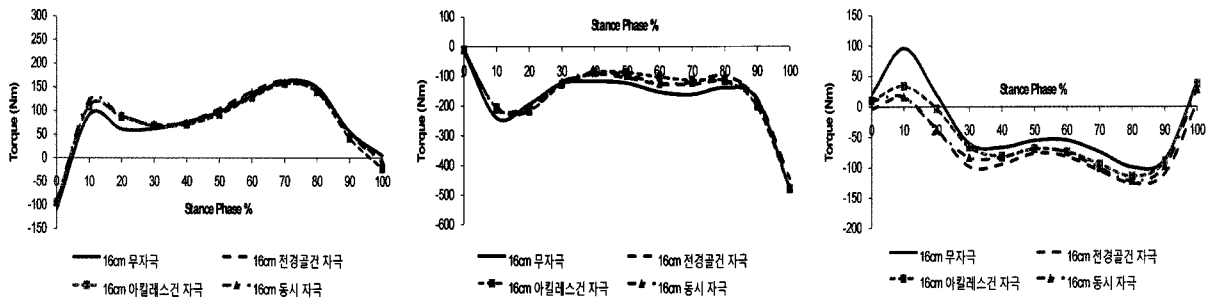
극한 동시자극으로 나뉘며 자극이 주어지지 않았을 때를 무자극으로하여 총 4가지 진동자극이 제시되었다.

그림 6는 청년층과 노인층이 계단 하강 보행 중 하지에 체성감각이 주어졌을 때의 하지 관절 토크를 나타낸다. 그림 6(a)는 계단 마지막단의 높이가 8 cm일 때 청년층의 족관절, 슬관절, 고관절에서의 토크를 나타내며, 그림 6(b)는 계단 마지막단의 높이가 8 cm일 때 노인층의 족관절, 슬관절, 고관절에서의 토크를 나타낸다. 이와 마찬가지로 그림 7은 청년층과 노인층이 계단 하강 보행 중 하지에 체성감각이 주어졌을 때의 하지 관절 토크를 나타내는데, 그림 7(a)는 계단 마지막단의 높이가 16 cm일 때 청년층의 족관절, 슬관절, 고관절에서의 토크를 나타내며, 그림 7(b)는 계단 마지막단의 높이가 16 cm일 때 노인층의 족관절, 슬관절, 고관절에서의 토크를 나타낸다. 마지막으로 그림 8은 청년층과 노인층이 계단 하강 보행 중 하지에 체성감각이 주어졌을 때의 하지 관절 토크를 나타낸다. 그림 8(a)는 계단 마지막단의 높이가 32 cm일 때 청년층의 족관절, 슬관절, 고관절에서의 토크를 나타내며, 그림 8(b)는 계단 마지막단의 높이가 32 cm일 때 노인층의 족관절, 슬관절, 고관절에서의 토크를 나타낸다.

그림 6, 7 그리고 그림 8, 표 2를 통해서 계단 하강 보행 중 체성감각 자극이 제시되었을 때, 두 그룹 모두 토크 양상



(a) 16cm높이에서 청년층 하지 관절 토크(Nm)

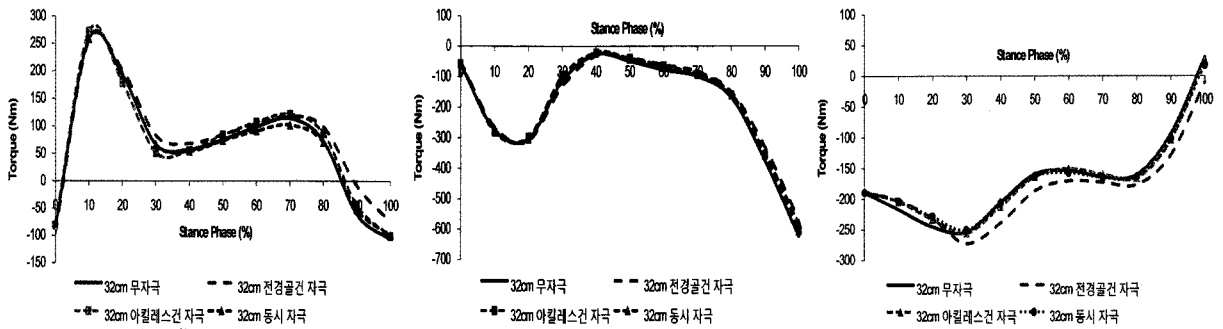


(b) 16cm높이에서 노인층 하지 관절 토크(Nm)

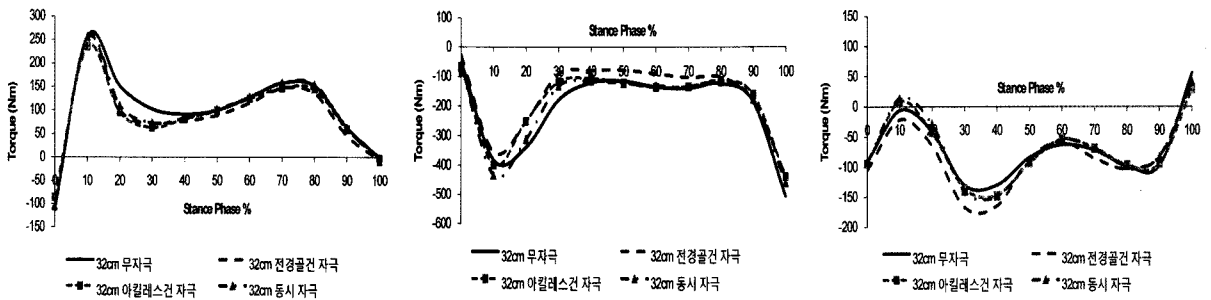
그림 7. 계단 하강 보행 동안 체성 감각 자극이 제시되었을 때, 16 cm높이에서 청년층과 노인층의 하지 관절 토크(Nm)

Fig. 7. When young and older adult climbed down the 16 cm step-height stair at somatosensory stimulation conditions, lower-limb joint torque of young and older adult

100



(a) 32cm높이에서 청년층 하지 관절 토크(Nm)



(b) 32cm높이에서 노인층 하지 관절 토크(Nm)

그림 8. 계단 하강 보행 동안 체성 감각 자극이 제시되었을 때, 32 cm높이에서 청년층과 노인층의 하지 관절 토크(Nm)

Fig. 8. When young and older adult climbed down the 32 cm step-height stair at somatosensory stimulation conditions, lower-limb joint torque of young and older adult

표 2. 체성감각 자극부위에 따른 하지 관절 토크 통계 분석 (*p < 0.05, **p < 0.01)

Table 2. Lower-limb joint torque static analysis by somatosensory stimulation conditions. (*p < 0.05, **p < 0.01)

	계단 높이 8 cm P-value		계단 높이 16 cm P-value		계단 높이 32 cm P-value	
	청년층	노인층	청년층	노인층	청년층	노인층
족관절 : 무자극 vs 전경골건 자극	0.793	0.653	0.452	0.291	0.629	0.41
족관절 : 무자극 vs 아킬레스건 자극	0.475	0.294	0.456	0.438	0.852	0.283
족관절 : 무자극 vs 동시 자극	0.544	0.326	0.796	0.196	0.761	0.513
슬관절 : 무자극 vs 전경골건 자극	0.194	0.176	0.115	0.335	0.727	0.062
슬관절 : 무자극 vs 아킬레스건 자극	0.1	0.096	0.115	0.598	0.976	0.415
슬관절 : 무자극 vs 동시 자극	0.489	0.303	0.368	0.514	0.623	0.67
고관절 : 무자극 vs 전경골건 자극	0.503	0.794	0.267	0.004**	0.41	0.675
고관절 : 무자극 vs 아킬레스건 자극	0.65	0.395	0.834	0.117	0.748	0.945
고관절 : 무자극 vs 동시 자극	0.413	0.668	0.872	0.012*	0.686	0.773

이 변하는 것을 알 수 있다.

족관절 토크에서 착지구간동안 청년층은 8 cm, 16 cm, 32 cm 계단 높이 조건 모두에서 체성감각 자극이 제시되었을 때(유자극 조건) 토크가 체성감각 자극이 제시되지 않았을 때(무자극 조건) 토크보다 클 때도 있지만 전반적으로 비슷한 크기를 보이고 있다. 반면에 노인층은 32 cm 계단 높이 조건을 제외하곤 유자극 조건일 때 토크가 무자극 조건일 때 토크보다 확연히 크게 나타났다. 계단 높이에 따라서 보면, 무자극 일때와 유자극일 때, 토크의 증·감 생성패턴은 같다. 하지만 자극 조건에 따른 토크 피크 크기가 계단 높이 증가에 따라 증가한 것을 볼 수 있다[표 3].

노인층은 체성감각 자극 조건에 따라 족관절 토크의 크기가 달라졌지만 청년층은 전반적으로 비슷하였다. 그 이유는 청년층은 계단 보행을 하기에 족관절 신전 근육이 충분한 능력을 가져 역할을 수행하기에 무리가 없기 때문인 것으로 볼 수 있다. 따라서 체성감각 자극은 노화로 인하여 하지 신전 근육 능력이 감소된 노인층에게 확실한 영향을 미친다 할 수 있으며, 착지가 일어나는 0~15%구간에서 확연히 나타난다. 이 구간에선 계단 하강 보행 시 안정성을 획득하기위해 신전근에 의한 신근 토크가 생성되며 배측굴곡 제한, 신체의 지지, 기립정렬 유지 및 에너지 흡수를 수행하게 된다. 노인은 노화로 인해 하지의 신전근의 근력이 감소한다는 선행 연구 결과와 노인의 계단 하강 보행 중 족관절 신근 토크가 청년층보다 작다는 본 연구의 결과를 통해 노인은 노화로 약화된 신전근 능력으로 인해 계단 하강 보행 시 안정성 획득 및 역할 수행에 어려움이 있다는 것을 알 수 있다. 따라서 8 cm, 16 cm 높이에서 착지구간 동안 체성감각 자극의 증가된 토크를 통해 체성감각 자극이 안정성을 획득하고 역할을 수행하기위한 신전근의 활동에 긍정적인 기여하였다는 것을 의

미한다. 반면에 32 cm 높이에선 무자극 족관절 신근 토크와 비슷하거나 낮은 것을 볼 수 있다. 이는 높이가 높아 신전근이 최대 힘에 가깝게 힘을 내어 자극의 효과가 미미하게 작용되었기 때문으로 볼 수 있으며 또한 그림 5(a)에서 노인이 청년층과 비슷한 수준의 족관절 신근 토크를 생성한 것으로 보아 그 이상의 족관절 신근 토크를 생성하는 것은 노화로 약화된 신전근에 무리이기 때문에 오히려 안정성 획득에 부정적인 영향을 끼치기 때문인 것으로 볼 수 있다.

Table 3. 동일한 자극 조건일 때, 계단 높이에 따른 하지 관절 토크 통계 분석(*p < 0.05, **p < 0.01)

Table 3. At same somatosensory stimulation condition, lower-limb joint torque static analysis by stair height. (*p < 0.05, **p < 0.01)

	청년층 P-value	노인층 P-value
족관절 : 무자극	0.000**	0.000**
족관절 : 전경골건 자극	0.000**	0.000**
족관절 : 아킬레스건 자극	0.000**	0.000**
족관절 : 동시 자극	0.000**	0.000**
슬관절 : 무자극	0.000**	0.000**
슬관절 : 전경골건 자극	0.000**	0.000**
슬관절 : 아킬레스건 자극	0.000**	0.000**
슬관절 : 동시 자극	0.000**	0.000**
고관절 : 무자극	0.000**	0.000**
고관절 : 전경골건 자극	0.000**	0.000**
고관절 : 아킬레스건 자극	0.000**	0.239
고관절 : 동시 자극	0.000**	0.013*

슬관절 토크에서 착지구간동안 청년층과 노인층 모두 32 cm 계단 높이 조건을 제외하고 8 cm, 16 cm 조건에서 유자극 조건 토크가 무자극 조건 토크보다 작다. 계단 높이에 따라서 보면, 무자극일때와 유자극일 때, 토크의 증·감 생성패턴은 같지만 자극 조건에 따른 토크 피크 크기가 계단 높이 증가에 따라 증가한 것을 볼 수 있다(표 3).

계단 하강 보행 동안 노인의 슬관절 신근 토크는 안정을 획득하기에 충분치 못한 족관절 신전근의 능력을 보상하기 위한 슬관절 신전근의 활동으로 인해 높게 나타난다(그림 5(b)). 하지만 체성감각 자극이 제시되었을 때, 슬관절 신근 토크는 감소되었다. 이는 체성감각 자극이 족관절 신전근에 긍정적으로 기여를 하여(그림 6-8), 그 결과로 슬관절 신전근의 보상 역할이 줄어들었기 때문인 것으로 볼 수 있다. 이를 더욱 뒷받침 할 수 있는 결과를 32 cm 계단 높이 조건에서 찾을 수 있다. 청년층에선 유자극시 족관절 신근 토크 크기가 무자극시 신근 토크와 비슷하고 이에 따라 슬관절에서 유자극과 무자극 신근 토크가 비슷하게 나타났다. 노인층에선 유자극 족관절 신근토크가 무자극 신근 토크보다 작으며 이에 따라 유자극 슬관절 신근 토크가 무자극 신근 토크보다 크게 생성되었다. 즉, 8 cm, 16 cm 높이에서 체성감각 자극이 족관절 신전근에 긍정적인 기여를 하여 증가된 신근 토크가 생성되었으며 이에 따라 보상을 위한 슬관절 신전근의 역할감소로 감소된 신근 토크가 생성된 것이다. 하지만 32 cm 높이에서 자극으로 인한 증가된 활동은 노인에게 무리가 따르기 때문에 족관절 신근 토크가 감소되어 생성되었으며 이를 보상하기 위해 슬관절 신전근이 활동하여 슬관절 신근 토크가 크게 생성된 것으로 볼 수 있다. 따라서 발목 주변에 인가한 체성감각 자극은 족관절 근육뿐만 아니라 슬관절 근육에도 영향을 미치는 것으로 볼 수 있다.

고관절 토크에서 착지구간동안 청년층은 8 cm 계단 높이 조건에서 유자극 조건 굴근 토크가 무자극 조건 굴근 토크보다 크며 16 cm, 32 cm에서 크거나 전반적으로 비슷하다. 노인층은 8 cm, 16 cm 높이 조건에서 무자극에 비해 유자극 신근 토크가 감소하며 굴근 토크가 증가하였다. 계단 높이에 따라서 보면, 무자극일때와 유자극일 때, 토크의 감 생성패턴은 같지만 자극 조건에 따른 토크 피크 크기가 계단 높이 증가에 따라 증가한 것을 볼 수 있다(표 3).

계단 하강 보행 동안 고관절 신근 토크는 슬관절과 마찬가지로 역할을 수행한다. 다시 말해 족관절 신전근의 역할을 보상하기위한 슬관절 신전근의 역할을 분담하여 수행한다는 것이며, 노인층에서 확연히 나타난다. 비록 젊은 성인을 대상으로 한 다른 연구[8-9]등에서 그 역할이 족관절, 슬관절 근육보다 미미하다 하지만 노인층에서 확연히 나타난 신근 토크는 노인에게 매우 중요한 것이라 추측할 수 있다. 노인층에서 체성감각 자극이 제시되었을 때, 족관절 신근 토크가

증가하면서 슬관절 신근 토크가 감소하였고 이에 따라 고관절의 신근 토크가 감소하며 굴근 토크가 증가하였다. 따라서 고관절 신전근은 보상역할을 하였으며, 체성감각 자극의 족관절 근육에 대한 긍정적인 기여를 통해 그 역할이 줄어들었음을 알 수 있다. 32 cm 높이에선 유자극 족관절 신근 토크가 무자극 신근 토크보다 작았으며 이에 보상을 위해 유자극 슬관절 신근 토크가 증가되었으며 고관절에서도 신근 토크가 증가된 것을 볼 수 있다.

3. 계단 하강 보행 동안 노인의 하지 관절의 보상작용 기전과 체성감각 자극이 하지 관절 역학에 미치는 영향

본 연구는 자세 균형 제어에 기여하는 체성감각 자극이 노인의 계단 보행에 어떠한 영향을 미치는지를 조사하였다. 이를 위하여 체성감각 자극이 제시되지 않았을 때와 체성감각 자극이 제시되었을 때로 나누어 결과 분석을 수행하였다.

계단 하강 보행 시 하지의 신전 근육은 편심성 수축을 통해 신체를 지지하고 전달되는 에너지를 흡수하며, 이에 족관절 신전근이 중요한 역할을 한다[8]. 본 연구에서 체성감각 자극이 제시되지 않았을 때, 청년과 노인 모두 족관절과 슬관절에서는 신근 토크를 생성하였으며, 고관절에서는 신근 토크 생성 후 발전하는 굴곡 토크를 생성하였다. 이러한 토크 생성 양상은 계단 하강 보행에 관한 여러 선행연구들[7-9, 19-20]과 일치한다. 본 결과에서 중요한 점은 무자극시 노인이 청년보다 작은 족관절 신근 토크를 생성하였지만 슬관절과 고관절에선 청년보다 큰 신근 토크를 생성하였다는 것이다. 슬관절과 고관절은 족관절과 마찬가지로 신체지지와 에너지 흡수역할을 한다[8-9]. 따라서 청년보다 큰 슬관절과 고관절 신근 토크는 슬관절과 고관절 신전근이 신체지지와 에너지 흡수 역할을 더욱 수행한 것을 의미하며, 그 이유는 노화로 인해 감소된 발목 신전근의 역할을 보상하기 위해서라고 볼 수 있다. Novak등[21]의 결과도 본 연구결과와 일치하며, 그 결과에 대해 그들은 몸이 하강하는 동안에 더 큰 조절능력을 효과적으로 제공할 것이라고 하였다. 결과적으로 청년보다 큰 슬관절과 고관절 신근 토크는 노인만의 계단 하강 보행 전략 특징이라 할 수 있다. 하지만 이는 노인에게 흔한 관절 질병의 유발 원인이나 가속시키는 요인이 될 수 있다.

체성감각 자극이 제시되었을 경우 노인은 무자극시보다 증가된 족관절 신근 토크가 나타났으며 슬관절과 고관절 신근 토크는 감소하였다. 증가된 족관절 신근 토크는 족관절 신전근이 더욱 활발히 활동하였다는 것을 나타내며, 이는 곧 계단 하강 보행 동안 제시된 체성감각 자극은 족관절 신전근에 긍정적인 기여를 하였고, 이를 통해서 족관절 신전근이 자세 균형 조절, 신체지지, 에너지 흡수 역할을 무자극시보다 원활히 수행하였을 것이다. 이에 따라 슬관절과 고관절의

보상 역할은 자연히 줄어들 것이고 신근 토크의 감소 결과로 나타난다. 따라서 발목에 제시된 체성감각 자극은 족관절 신전근에 긍정적인 기여를 하여 족관절 신전근의 능력을 개선시키고, 슬관절, 고관절 신전근의 보상 역할을 낮추어 관절 관련 질병의 감소에 기여할 것이라고 할 수 있다.

IV. 결 론

본 연구에서 두 그룹의 계단 하강 보행 패턴을 비교하였으며 그것을 규칙적 높이의 계단 보행과 불규칙적 계단 보행으로 나누어 살펴보았다. 또한 자세 균형 제어에 기여하는 체성감각과 관련하여 계단 하강 보행 중 체성감각 자극이 하지 관절 역학에 어떠한 영향을 주는지를 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 계단 하강 보행 중 체성 감각 자극이 제시되지 않았을 때, 노인층은 청년층보다 작은 족관절 신근 토크, 높은 슬관절 신근 토크, 높은 고관절 신근 토크 및 낮은 고관절 굴근 토크를 생성하였다. 이것은 노화로 인한 족관절 근육의 자세균형조절, 신체지지 및 충격흡수등의 역할 감소를 보상하기 위한 슬관절, 고관절 근육의 활동 때문이라 할 수 있다. 하지만 보상을 위한 슬관절, 고관절 근육의 활동은 관절에 계속적인 부하를 줄 수 있어 노인에게 흔히 나타나는 관절 질병에 기여할 수 있는 위험이 있다.
2. 계단 하강 보행 중 체성 감각 자극이 제시되었을 때, 노인층의 족관절 신근 토크는 증가하고, 슬관절 신근 토크는 감소하였다. 또한 고관절 신근 토크는 감소하며 굴근 토크로 발전되었다. 이것은 체성감각 자극이 계단 보행에 중요한 역할을 하는 족관절 근육에 긍정적인 기여를 하였다는 것을 나타내며, 이를 통해 슬관절, 고관절 근육의 보상 역할이 감소하게 되어 관절 부하의 감소를 가져올 것이다.

본 연구결과는 선행연구와 더불어 노인의 계단 하강 보행에 관한 연구에 기여할 수 있을 것이며 또한 체성감각자극을 이용하여 노인 낙상을 예방하기 위한 자세균형조절에 관한 연구에 활용될 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] J. Perry, *Gait Analysis : Normal and Pathological Function*, New Jersey, USA, SLACK, 1992, pp. XV-3.
- [2] R. R. Neptune, D. J. Clark, and S. A. Kautz, "Modular control of human walking : A simulation study," *Journal of Biomechanics*, vol 42, Issue 9, pp. 1282-1287, 2009.
- [3] T. P. Andracchi, J. O. Galante, and R. W. Fermier, "The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing," *Journal of Bone and Joint Surgery*, 64-A, pp. 1328-1335, 1982.
- [4] T. P. Andracchi, and R. P. Mikosz, "Musculoskeletal dynamics locomotion and clinical applications," *Basic Orthopaedic Biomechanics*, New York, USA : Raven Press, pp. 51-92, 1991.
- [5] J. K. Startzell, D. A. Owens, L. M. Mulfinger, and P. R. Cavanagh, "Stair negotiation in older people : a review," *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 48, no. 5, pp. 567-580, 2000.
- [6] S. D. Eun, "An investigation of the effect of the height of steps on the joint moment of lower extremities of the elderly while walking downstairs," *Korean Journal of Sport Biomechanics*, vol 16, no. 4, pp. 31-38, 2006.
- [7] N. D. Reeves, M. Spanjaard, A. A. Mohagheghi, V. Baltzopoulos, C. N. Maganaris, "The demands of stair descent relative to maximum capacities in elderly and young adults," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, pp. 218-227, 2008.
- [8] B. J. McFadyen and D. A. Winter, "An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent," *Journal of biomechanics*, vol. 21, pp. 733-733, 1988.
- [9] R. Riener, M. Rabuffetti, and C. Frigo, "Stair ascent and descent at different inclinations," *Gait and Posture*, vol. 15, Issue.1, no. pp. 32-44, 2002.
- [10] T. P. Andriacchi, G. B. J. Andersson, and R. W. Fermier, "A study of lower-limb mechanics during stair-climbing," *Journal of bone and joint surgery*, 62-A, pp. 749-757, 1980.
- [11] D. L. Kowalk, J. A. Duncan, and C. L. Vaughan, "Abduction-adduction moment at the knee during stair ascent and descent," *Journal of biomechanics*, vol. 29, pp. 383-388, 1996.
- [12] S. D. Eun, and Y. S. Lee, "The effect fo the stair heights on the lower extremity joint moment in stair-ascent activity of elderly persons," *The korean journal of physical education*, vol. 43, no. 5, pp. 405-414, 2004.
- [13] H. Cohen, C. A. Blatchly and L. L. Combash, "A study of the clinical test of sensory interaction and balance," *Physical Therapy*, nol. 73, pp. 346-354.
- [14] A. M. Galica, H. G. Kang, A. A. Priplata, S. E. D'Andrea, O. V. Starobinets, F. A. Sorond, L. Adrenne Cupples, and L. A. Lipsitz, "Subsensory vibrations to the feet reduce gait variability in elderly fallers," *Gait & Posture*, vol. 30, pp. 383-387, 2009.
- [15] Y. P. Ivanenko, I. A. Solopova and Y. S. Levik, "The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans," *Neuroscience Letters*, vol. 292, pp. 103-106, 2000.
- [16] M. Yu, H. I. Eun, D. W. Kim, T. K. Kwon, and N. G. Kim, "Effects of Vibratory Stimulus on Postural Balance Control during Standing on a Stable and an Unstable Support," *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 28, no. 5, pp. 647-656, 2007.
- [17] H. I. Eun, M. Yu, D. W. Kim, T. K. Kwon, and N. G. Kim, "The Effect of Human Lower Limb Vibration on Postural Stability during Unstable Posture," *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 28, no. 5, pp. 628-635, 2007.
- [18] C. Mauter, T. Mergner, B. Bolha and F. Hlavacka, "Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles," *Neuroscience letters*, vol. 302, pp. 45-48, 2001.
- [19] M. Spanjaard, N. D. Reeves, J. H. van Dieen, V. Baltzopoulos,

- los, and C. N. Maganaris, "Gastrocnemius muscle fascicle behavior during stair negotiation in humans," *J Appl Physiol*, vol. 102, pp. 1618-1623, 2007.
- [20] M. Spanjaard, N. D. Reeves, J. H. van Dieen, V. Baltzopoulos, and C. N. Maganaris, "Lower-limb biomechanics during stair descent: influence of step-height and body mass," *The Journal of Experimental Biology*, vol. 211, pp. 1368-1375, 2008.
- [21] A. C. Novak and B. Brouwer, "Sagittal and frontal lower limb joint moments during stair ascent and descent in young and older adults," *Gait&Posture*, vol. 33, pp. 54-60, 2011.
- [22] R. Nisell, J. Mizrahi, J. Ekholm, "Knee and ankle load during step-down activities," *Biomechanics, X-B*, Champaign, IL: Human Kinetics, pp. 1137-1142, 1987.
- [23] S. Y. Lee, M. Yu, N. G. Kim, and D. W. Kim, "Evaluation of Postural Stability according to characteristics of Electrical Stimulation on the ankle muscles," *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 30, no. 6, pp. 521-528, 2009.
- [24] R. J. Peterka, "Sensorimotor integration in human postural control.," *J Neurophys*, vol. 88, pp. 1097-1118, 2002.
- [25] G. Eklund, "General features of vibration-induced effects on balance," *Upsala Journal of Medical Sciences*, vol. 77, pp. 112-124, 1972.
- [26] Y. P. Ivanenko, R. Grasso, and F. Lacquaniti, "Effect of gaze on postural responses to neck proprioceptive and vestibular stimulation in humans," *The Journal of Physiology*, vol. 519, pp. 301-314, 1999.