감각운동훈련이 노인의 균형 및 보행에 미치는 영향

The Journal of Korean Society of Physical Therapy

■정태경, 박정서, 최종덕[1], 이지연[2], 김진상[3]
■대구대학교 대학원 재활과학과, [1]대전대학교 자연과학대학 물리치료학과, [2]안동과학대학 물리치료과, [3]대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

The Effects of Sensorimotor Training on Balance and Muscle Activation During Gait in Older Adults

Tae-Gyeong Jeong, PT, MSc; Jeong-Seo Park, PT, MSc; Jong-Duk Choi, PT, PhD[1]; Ji-Yeun Lee, PT, MSc[2]; Jin-Sang Kim, D.V.M, PhD[3]

Department of Rehabilitation Science, Graduate School, Daegu University; [1]Department of Physical Therapy, College of Natural Science, Daejeon University; [2]Department of Physical Therapy, Andong Science College; [3]Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Daegu University

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the effect of 6-week sensorimotoor training on balance ability and lower limb muscle activation during gait in older adults.

Methods: Twenty-four community-dwelling older adults between 65 and 90 years of age participated in this study. In the older adults of the experimental group (n=12), the sensorimotor training program was performed bare feet. General exercise was performed in the control group (n=12). Then, both groups exercised three times a week for forty minutesover a 6-week period. Balance ability was evaluated by One leg stand (OLS) test for determining the static balance and Timed Up & Go (TUG) test for determining the dynamic balance. In addition, muscle activation of the dominant lower limb tibialis anterior and gastrocnemius medialis muscles were measured by surface EMG to evaluate muscle activation during gait.

Results: Asignificant improvement was seen in the one leg standing (OLS) time after exercise in both the sensorimotor training (SMT) group and general exercise (GE) group ($p<0.05$) and the change in the SMT group was greater than that in the GE group ($p<0.05$). Asignificant reduction was seen in the Timed Up & Go (TUG) test time after exercise in both the SMT group and GE group ($p<0.05$). Also, a significant increase was seen in muscle activation of tibialis anterior muscle after exercise in the SMT group ($p<0.05$), but no such significant increase was seen in the GE group ($p>0.05$).

Conclusion: These results suggest that sensorimotor training improves the balance in older adults and has a more positive effect on muscular strength and gait. Sensorimotor training provided a variance of training environment and COG exercise of the body is thought to be a more effective exercise program that improves balance and gait ability in older adults.

Keywords: Balance, Sensorimotor training, Gait

논문접수일: 2011년 3월 29일
수정접수일: 2011년 5월 25일
게재승인일: 2011년 8월 7일
교신저자: 최종덕, choidew@dju.kr

I. 서론

노화는 생리학적 및 기능적 능력의 감소와 체력 및 전반적인 신체기능의 저하를 불러오며 노화과정으로 인한 신체기능 약화의 94%는 근골격계의 변화에 의한 것이다. 특히 근원섬유의 크기는 노화가 진행됨에 따라 감소하여 결국 운동단위의 감소

로 이어지고, 이런 근육의 정적, 동적 감소로 인하여 유연성, 민첩성, 속도 및 평형성이 크게 저하된다.[1] 따라서 노인은 정상적인 노화과정으로 관절범위와 근력이 감소하고, 고유수용성감각이 감소하며, 정위 반사가 느려지고, 자세 동요가 증가하므로 균형 유지가 어려워지게 된다.[2] 또한 신체가 넘어질 때 다시 균형을 유지하기 위한 근수축이 젊은 사람과는 대조적으로 노인은 근위부에서 원위부 방향으로 일어나므로 균형을 다시 회복하는데 어려움이 있게 된다.[3] 그리고 하지 근력의 손실, 피부감각과 관절수용성감각의 활동 역치의 증가로 인하여 불안정한 면에서 자세를 유지하는 동안 발목관절에 과도한 만성적인 전위를 일으킬 수 있으며, 발목관절의 염력 감소나 고유수용성 정보 입력의 감소로 인하여 고유수용성 피드백에 의해 조절되지 않는 비능률적인 움직임이 발생하며, 결국 보행에 부정적인 영향을 미치게 된다.[4,5]

일반적으로 나이에 의한 보행의 변화는 60~70세에서부터 발생하며 노인은 발목관절 저측굴곡근과 배측굴곡근의 약화로 보행시 발목관절의 가동범위가 감소하고, 부하반응기(loading response)에 대퇴사두근에 주어지는 힘을 감소시키기 위하여 무릎관절을 완전하게 신전하기보다는 약간의 굴곡을 취하게 된다.[6] 또한 근골격계의 변화로 상체가 앞으로 숙여지면서 신체의 중심선이 전방으로 이동하고, 걷는 동안 균형과 안정성을 유지하기 위해 분속수(cadence)와 활보장(stride length)이 감소하고, 보폭(step width)이 감소하며, 보행 속도(gait velocity)가 느려진다고 하였다.[7,8] 이러한 노인 보행의 특성은 근본적으로 보행시 불안정성에 원인이 있다고 본다.

지금까지 살펴본 노화에 따라 수반되는 신체구조나 기능의 많은 변화는 노화의 필연적인 과정이지만 신체 활동에 의해 그 변화가 조절될 수 있다는 연구들이 많이 제시되고 있다.[9] Shephard[10]는 인간의 노화과정이 사람, 조직, 세포마다 서로 다른 속도로 진행하며 연령의 증가로 인해 결정되는 것이 아니라 오히려 유전과 같은 내적 요인과 환경, 영양, 생활패턴 등의 외적 요인에 의해 결정된다고 하였다. 내적 요인인 유전 형질을 바꾸기는 어렵다고 하더라도 환경 즉, 일상적인 식사 형태, 운동량, 스트레스 등의 외적 요인에 따라 어느 정도는 조절이 가능하다고 보고 있으며, 이중에서도 노인이 가장 손쉽게 접근할 수 있는 적절한 운동은 노인이 일상생활에서 건강을 유지하고 양질의 삶을 누리기 위한 일정수준 이상의 체력 증진에 필수적이다. 최근의 전인적 안녕(wellness) 개념의 유행과 함께 규칙적인 운동이 노인의 노화예방 및 체력향상에 긍정적인 영향을 미친다는 연구결과들이 대두되면서 노인의 운동 참여에 대한 중요성과 인식이 새로워지고 있다.[11,12]

노인에게 적용할 수 있는 감각운동훈련은 구심성 정보의 자극으로 중추신경계를 자극하는 방법으로 불안정한 지면 위에서 진행되는 운동을 통해 고유수용성 자극을 최대로 하여 이로 인한 뇌의 통합된 정보로부터 조절되는 운동이다. 감각운동훈련은 잘못된 정보의 원천을 바로잡아 정확한 동작을 신속하고 적절하게 만들어내기 위하여 자세나 위치를 변화시켜 난이도를 점차 높이는 가운데 사지의 조절을 유도하는 훈련으로 정의되며 운동 패턴의 재교육을 학습시키고, 갑작스런 위치 변화에 대한 반사를 증가시킨다. 또한 근력, 운동감각, 그리고 근긴장도를 포함하는 기전의 변화를 통해 관절안정화를 증가시킨다고 하였다.[13]

현재까지 노인의 균형능력과 보행 패턴을 향상시키기 위한 많은 연구가 있었으며 지금도 활발히 연구되고 있지만, 감각운동훈련의 효과의 체계적 연구는 부족하다. 특히, 일반적인 근력과 관절가동범위 증가를 위한 비특이성 체조 기반의 접근법들과의 비교 연구나 또는 근전도 및 힘판 같은 운동조절 평가 시스템을 이용한 효과 평가의 연구가 미흡하였다.

따라서 본 연구에서는 훈련 바닥의 다양한 변화를 통해 신체의 균형을 조절하고, 운동 능력을 증진시키며, 기능적인 동작 패턴을 만들어내기 위하여 여러 근육들을 통합시키는 감각운동훈련이 노인에게 효과적임을 논증하기 위하여 65세 이상의 노인을 대상으로 감각운동훈련과 일반운동으로 나누어 6주 동안 운동을 중재한 후 감각운동훈련이 노인의 균형능력과 보행시 하지 근육의 근 활성도에 어떠한 영향을 미치는지 그 효과를 알아보기 위하여 시행되었다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 65세 이상 90세 미만의 남녀 노인으로서, 감각운동훈련군(실험군)은 요양원에 거주하는 노인 12명, 일반운동군(대조군)은 지역 보건지소에서 운영하는 건강증진 프로그램에 참여하는 노인 12명을 대상으로 하였다. 대상자의 선정기준은 시각·청각계의 이상이 없고 검사 수행에 따른 대화가 가능한 자, 독립보행이 가능하고 규칙적인 운동을 하지 않는 자, 중추 또는 말초신경에 병변이 없는 자, 신경외과적·정신과적 질환이나 심한 근골격계 장애가 없는 자(최근 골절이나 외과적 문제, 뇌졸중, 파킨슨씨 병, 치매, 사지 손실이 없는 자)로 선정하였다. 모든 대상자는 실험에 참여하기 전에 본 연구 목적과 방법에 대하여 충분한 설명을 듣고, 이에 자발적 동의하에 연구에 참여하였다.

2. 실험방법

본 연구는 대조군 전·후 실험설계로, 연구의 독립변수는 운동프

로그램 형태(감각운동훈련, 일반운동)이고 결과변수는 운동프로그램에 의해 향상된 균형능력과 하지 근육의 근 활성도이다.

1) 운동구성

본 연구에서 구성한 감각운동훈련군과 일반운동군의 운동프로그램은 준비운동 10분, 본 운동 20분, 정리운동 10분 등 총 40분으로 동일하게 구성하였으며, 주 3회씩, 총 6주간 실시하였다. 준비운동과 정리운동은 심호흡, 목 돌리기, 어깨 돌리기, 옆쪽으로 상체 구부리기, 앉아서 제자리 걷기, 손목과 팔의 스트레칭, 발목 스트레칭을 실시하였다.

(1) 감각운동훈련

감각운동훈련은 Janda[14]와 Liebenson[15]의 훈련 프로그램을 참조하여 본 연구자가 수정 보완한 것으로 1~5단계의 동작을 수행하게 하였다.

1단계는 바로 선 자세에서 한 발로 서기, 2단계는 한 발로 선 자세에서 반대편 무릎을 약 30도 정도 구부렸다 펴기, 3단계는 바로 선 자세에서 한쪽 다리를 옆으로 내밀며 약 30도 정도 구부리기(교대로), 4단계는 바로 선 자세에서 한쪽 다리를 앞으로 내밀며 약 30도 정도 구부리기(교대로), 5단계는 의자를 이용한 다리 구부리기 동작으로 한 쪽 다리를 의자 위에 올려놓고 다리가 신장될 때까지 반대편 다리를 전방으로 내민 후 약 30도 정도 구부리기 동작으로 구성하였다. 정적, 동적, 기능적 단계에서의 자세 변화와 훈련 바닥의 변화를 제공하였으며, 모든 운동이 닫힌 운동 사슬(closed kinetic chains)에서 맨발로 실시되었다. 운동부하는 개인의 운동 적응도에 따라 2주마다 재설정하였다. 1단계는 단단한 바닥에서 치료사의 보조하에 실시하였고, 2단계는 단단한 바닥에서 치료사의 도움을 배제한 상태로 실시하였으며, 3단계는 발란스 패드(Stability trainer, The Hygenic Corp., 미국) 위에서 실시하였다. 세트 수는 2세트로, 1세트당 10초간 자세를 유지하고 양쪽을 번갈아 운동하였다.

(2) 일반운동

일반운동은 보건복지부와 건강증진사업 지원단에서 제작한 "건강백세 하나, 둘, 셋"을 실시하였다. 운동의 내용은 의자에 앉아서 하는 운동으로 노인들이 쉽게 따라할 수 있으며, 취약한 신체부위를 단련시킬 수 있는 동작으로만 구성하였다. 운동 부하는 모래주머니의 무게로 결정하였으며, 개인의 운동 적응도에 맞춰 2주마다 재설정하였다. 대상자의 근력의 차이에 따라 최초 0.5~1 kg부터 시작하여 3~4 kg까지 점차 증가시켰다. 세트 수는 2세트를 실시하였으며, 1세트에 10회, 세트 사이의 휴식시간은 30초로 하였다.

2) 측정도구 및 방법

(1) 외다리 기립 검사(One Leg Stance Test)

외다리 기립 검사는 선 자세에서 정적 균형능력을 측정하는 도구로써, 이 검사의 검사자간 신뢰도는 0.99이며,[16] 어느 위치에서든 빠르게 자세균형 검사를 양적으로 측정할 수 있으며 복잡하지 않고 도구가 필요하지 않다는 장점을 가지고 있다. 피험자는 단단하고 평평한 지면에 두 발로 선 상태에서 검사자의 지시에 따라 비우세 다리를 바닥으로부터 충분히 떨어지도록 구부린 후 독립적으로 한 다리로 서 있는 시간을 초시계(HS-3-1, CASIO, 일본)를 이용하여 초(sec) 단위로 측정하였다. 피험자들로 하여금 한 번씩의 연습을 하게 한 후 눈을 뜬 상태에서 2회 실시하여 최고값을 결과값으로 채택하였다.

(2) 일어나 걸어가기 검사(Timed Up & Go Test)

일어나 걸어가기 검사는 동적 균형능력을 측정하는 도구로써, 46 cm 높이의 팔걸이가 있는 의자에 앉은 자세에서 일어나 3 m를 왕복하여 돌아와 다시 앉는 시간을 측정하는 것이다. 이 검사의 검사자간 및 검사-재검사의 신뢰도는 각각 0.99와 0.98이고, 균형이나 보행 속도 및 기능적 동작들을 평가하는데 타당도가 높은 것으로 나타났다.[17,18] 피험자들로 하여금 한 번씩 왕복하게 한 다음, 초시계(HS-3-1, CASIO, 일본)를 이용하여 2회 반복 측정한 후 평균값을 산출하였다.

(3) 근전도 신호 수집 및 분석

본 연구에서는 보행시 하지 근육의 근 활성도를 알아보기 위하여 표면근전도(WEMG-8, Laxtha, 한국)를 사용하였다. 근전도 신호는 60 Hz 노치 필터(notch filter)하였으며, 주파수 범위(band width)는 10~1,000 Hz, 공통성분제거율(common mode rejection ratio)은 110 dB로 설정하였고, 샘플링 주파수는 1024 Hz로 설정하였다. 표면전극은 Ag-AgCl (electrode 2237, 3M. Ltd. 미국)을 사용하였으며, 각 전극 사이의 거리는 2 cm를 유지하였다. 피부 저항을 최소화하기 위해 피험자의 털을 제거하고, 알코올을 사용하여 피부 표면을 세척한 후, 국제 근전도 해부학적 표준화 위치(international standardization anatomical landmarks EMG position)[19]에 기준하여 피험자의 우세 하지의 전경골근(tibialis anterior: TA), 내측비복근(gastrocnemius medialis: GCM)에 전극을 부착하였다. 접지전극은 우세 하지의 경골조면에 부착하였다.

개별 피험자간 또는 근육 부위간의 절대적인 진폭의 비교를 위해 보행 동작 전에 각 근육에 대하여 피험자의 최대등척성수축(MVIC)을 측정하였다. 3초 동안의 수축시 EMG 진폭의 최대값을 최대등척성수축(MVIC) 값으로 결정하였으며, 2번 반복 측정하여 평균값을 구하였다. 최대등척성수축의 측정은 도수근력검사로 실시하였다.

보행시 표면근전도 자료는 피험자가 8 m 보행로를 자연스런 속도로 걷는 동안 수집하였다. 실험은 자연스런 보행을 유도하기 위하여 익숙해질 때까지 충분한 연습을 거친 후 피험자들을 편안한 속도로 여섯 번의 보행주기(gait cycle)를 걷게 하였고, 총 3회를 반복 측정하였으며, 측정간 1분의 휴식이 주어졌다. 첫 보행주기는 보행의 대표값이 아니라는 것을 근거로 처음 두 번의 보행주기와 마지막 한 번의 보행주기를 제외한 나머지 세 번의 보행주기에서 측정된 근전도 값을 평균하여 자료 분석에 사용하였다.[20] 근전도 자료저장과 처리는 Telescan program (Laxtha, 한국)을 사용하였다. 일차적으로 얻어진 원자료(raw data)는 20 ms Moving window를 사용하여 RMS (root mean square) 처리하였고, 그것을 평활화(smoothing)하여 연속적인 디지털 형태로 전환하였다. 보행 근전도에 기록된 세 걸음(stride)에서 각 근육이 각 보행주기마다 최대의 진폭을 보여주는 정점(peak)값을 최대 근 활성도 값으로 결정하였으며, 이것을 최대등척성수축의 평균값으로 정규화하였다.

3. 자료분석

본 연구에서의 실험결과 처리는 SPSS 12.0 for windows를 사용하였다. 감각운동훈련과 일반운동을 실시한 후 각 군의 균형 및 보행시 근 활성도의 차이에 대한 유의성은 대응표본 t-검정(paired t-test)을 이용하였고, 각 군 간의 차이를 검정하기 위해 독립표본 t-검정(independent t-test)을 실시하였다. 통계적 유의 수준 α=0.05로 하였다.

III. 결과

1. 연구대상자의 일반적인 특성

본 연구에 참여한 연구대상자의 일반적인 특성은 전체 대상자 24명 중 여자가 12명, 남자가 12명이었으며, 평균 연령은 75.8(±5.2)세, 평균 신장은 160.5(±7.2) cm, 평균 체중은 59.6 (±7.0) kg이었다. 감각운동훈련군은 여자가 6명, 남자가 6명으로, 평균 연령이 76.8(±5.5)세, 평균 신장이 159.6(±6.8) cm, 평균 체중이 58.9(±6.6) kg이었으며, 일반운동군은 여자가 6명, 남자가 6명으로 평균 연령이 74.7(±4.8)세, 평균 신장이 161.5 (±7.9) cm, 평균 체중이 60.3(±7.6) kg이었다(Table 1).

Table 1. General characteristics of subjects (Mean±SD)

	Experimental Group (n=12)	Control Group (n=12)
Age (yrs)	76.8±5.5	74.7±4.8
Height (cm)	159.6±6.8	161.5±7.9
Weight (kg)	58.9±6.6	60.3±7.6

2. 감각운동훈련과 일반운동 적용 후 균형능력 변화

1) OLS 검사의 균형능력 평가

감각운동훈련군의 외발서기 시간은 운동 전 8.38(±2.08)초에서 운동 후 19.47(±3.10)초로 유의하게 증가하였으며($p<0.01$), 일반운동군도 운동 전 11.33(±5.12)초에서 운동 후 17.28(±5.06)초로 유의하게 증가하였다($p<0.01$)(Table 2). 실험 후 두 군에서 외발서기 시간의 변화의 차이를 비교해 본 결과 감각운동훈련군은 11.09(±2.62)초이었고, 변화율은 140%로 증가하였다. 일반운동군은 5.95(±1.58)초이었고, 변화율은 64%로 증가하였다. 감각운동훈련군이 더 크게 증가하였으며 그 변화의 차이는 통계적으로 유의하였다($p<0.01$)(Table 2).

2) TUG 검사의 균형능력 평가

감각운동훈련군의 일어나 걸어가기 시간은 운동 전 10.41(±1.19)초에서 운동 후 8.62(±0.83)초로 유의하게 감소하였으며($p<0.01$), 일반운동군도 운동 전 9.18(±2.14)초에서 운동 후 7.96(±1.49)초로 유의하게 감소하였다($p<0.01$)(Table 3). 실험 후 두 군에서 일어나 걸어가기 시간의 변화의 차이를 비교해 본 결과 감각운동훈련군은 2.24(±1.21)초이었고, 변화율은 17%로 감소하였다. 일반운동군은 1.21(±1.02)초이었고, 변화율은 12%로 감소하였다.

Table 2. A comparison of OLS time between pre-SMT & GE and post-SMT & GE (unit: sec)

	Pre-test	Post-test	Change value	Change rate‡(%)	p
SMT Group	8.38±2.08†	19.47±3.10	11.09±2.62	139.87±49.82	0.00*
GE Group	11.33±5.12	17.28±5.06	5.95±1.58	64.13±35.49	0.00*
p			0.00*	0.00*	

†Mean±standard deviation
‡Mean±standard deviation, [(Post-OLS time)−(Pre-OLS time)]/(Pre-OLS time)×100
*$p<0.01$
OLS: One leg stance
SMT: Sensorimotor training
GE: General exercise

Table 3. A comparison of TUG time between pre-SMT & GE and post-SMT & GE (unit: sec)

	Pre-TUG time	Post-TUG time	Change value	Change rate‡(%)	p
SMT Group	10.41±1.19†	8.62±0.83	−2.24±1.21	−16.88±6.13	0.00*
GE Group	9.18±2.14	7.96±1.49	−1.21±1.02	−11.98±8.42	0.01*
p			0.07	0.18	

†Mean±standard deviation
‡Mean±standard deviation, [(Post-TUG time)−(Pre-TUG time)]/(Pre-TUG time)×100
*p<0.05
TUG: Timed Up & Go
SMT: Sensorimotor training
GE: General exercise

두 군 간에 변화의 차이는 통계적으로 유의하지 않았다(p>0.05) (Table 3).

3) 감각운동훈련과 일반운동의 보행시 근 활성도 변화

(1) 각 근육의 보행시 근 활성도 평가

전경골근의 운동 전과 후의 보행시 근전도 값(%MVIC)은 감각운동훈련군이 운동 전 41.77(±12.45)에서 운동 후 49.37(±14.45)로 유의하게 증가하였으며(p<0.05), 일반운동군은 운동 전 44.46(±14.94)에서 운동 후 43.93(±11.01)으로 유의한 차이가 없었다(p>0.05). 실험 후 두 군에서 근 활성도의 변화의 차이를 비교해 본 결과 감각운동훈련군은 보행시 16% 증가된 근 활성도가 나타났고, 일반운동군은 보행시 4% 증가된 근 활성도가 나타났으며 그 변화의 차이는 통계적으로 유의하였다(p<0.05). 내측비복근의 운동 전과 후의 보행시 근전도 값(%MVIC)은 감각운동훈련군이 운동 전 57.28(±14.39)에서 운동 후 59.42(±13.69)로 유의한 차이가 없었으며(p>0.05), 일반운동군 역시 운동 전 59.94(±16.39)에서 운동 후 60.22(±15.79)으로 유의한 차이가 없었다(p>0.05)(Table 4).

Table 4. A comparison of muscle activation between pre-SMT & GE and post-SMT & GE (unit: %MVIC)

	Muscle activation		t	df	p
	Pre	Post			
TA					
SMT group	41.77±12.45†	49.37±14.45	-2.99	11	0.01*
GE group	44.46±14.94	43.93±11.01	-0.17	11	0.87
GCM					
SMT group	57.28±14.39	59.42±13.69	-1.29	11	0.23
GE group	59.94±16.39	60.22±15.79	-0.21	11	0.84

†Mean±standard deviation
*p<0.05
SMT: Sensorimotor training
GE: General exercise
TA: Tibialis anterior
GCM: Gastrocnemius medialis

IV. 고찰

본 연구에서는 노인에게 감각운동훈련을 적용하여 운동 전·후의 균형능력의 변화를 OLS 검사와 TUG 검사로 평가하였고, 보행시 하지 근육의 근 활성도의 변화를 표면근전도를 사용하여 평가하였다. 건강한 성인에 있어 균형에 관한 정보와 균형을 조절하는데 주로 선택하는 감각입력은 기저면에 접촉한 발바닥으로부터의 체성감각 정보이다.[21] 체성감각 정보는 경사지거나, 불안정한 면에 서 있거나, 걸을 때 증가한다. 발바닥 접촉면의 경도 변화는 발에 있는 피부의 기계적 수용기뿐만 아니라 관절 수용기, 근육수용기로의 감각입력을 변화시키고, 이러한 수용기에 의해 자세반응이 유도되며, 신경과 근육의 활성에도 영향을 미친다.[22,23] 노인의 균형감각을 유지시키거나 저하를 지연시키기 위해서는 규칙적인 신체활동과 운동을 통해 자세조절 기능과 고유수용성감각 기능을 자극하고 발목 주변의 근력강화훈련이 필요할 것으로 생각된다.

최근 감각운동훈련으로 유발되는 자세의 중심 조절과 신경적응성이 비침습적 전기생리학과 뇌 이미징 기술을 이용하여 드러나게 되었다.[24,25] 또한 몇 년간의 과학적 연구에서는 감각운동훈련이 환자나 운동선수뿐만이 아니라 어린이와 성인, 그리고 노인의 자세 조절 향상에 유익하다고 밝혀졌다.[26,27]

본 연구에서 감각운동훈련을 적용한 후 균형능력을 측정한 결과 OLS 시간은 운동 전 8.38초에서 운동 후 19.47초로 유의하게 증가하였으며, 개인 내 변화율에서도 감각운동훈련군이 140% 증가하여 64% 증가한 일반운동군보다 더 많이 증가한 것으로 나타났다. 이는 6개월 동안 유연성과 근력강화훈련을 함께 실시한 후 정적 균형이 17% 증가하였다는 Judge 등[28]의 연구와, 근력·유연성·균형·지구력 운동이 혼합된 운동을 12개월 실시한 후 정적 균형이 56% 증가하였다는 Lord 등[29]의 연구결과보다 더 크게 증진되었다. 이러한 결과는 훈련 바닥의 점진적인 도전이 자세조절시 충분한 집중력을 발생시켰으며, 닫힌 운동 사슬에서의 관절 압축(joint approximation)이 고유수용성 자극과 근육의 동시 수축을 증가시켜 정적 균형능력에 영

향을 미쳤다고 생각된다.

본 연구에서 감각운동훈련 적용 후 TUG 시간은 운동 전 10.41초에서 운동 후 8.62초로 유의하게 감소하였으나, 개인 내 변화율에서는 감각운동훈련군이 17%로 감소하여 12% 감소한 일반운동군과 유의한 차이가 없었다. 일반적으로 정상 남성의 일어나 걸어가기 시간은 평균 8~13.1초로 알려져 있으며, 신경학적 손상이 없는 정상인에서는 10초 미만이 걸리는 것으로 조사되었다.[17] 본 연구는 이에 부합된 결과를 나타내었다. 그러나 12주 동안 1주 3회, 1회 30분씩 앉아서 수행하는 균형증진 운동을 실시한 결과 균형이 증진되지 않았다는 McMurdo 등[30]의 연구결과와는 상이한 결과였다. 이러한 결과는 훈련 바닥의 변화가 주어지고, 하지에 체중을 부하하는 운동이 자세조절의 재획득과 지구력 강화 및 보행의 안정성을 향상시켜 동적 균형을 증진시킬 수 있다는 것을 알 수 있다. Freeman 등[31]은 감각운동훈련이 발과 발목의 인대 손상을 가진 사람의 직립위 자세를 유지할 수 있는 능력에 긍정적인 영향을 준다고 하였다. Campbelle 등[32]은 규칙적인 운동, 하지의 근력운동 및 균형훈련이 노인의 손상을 예방하는데 효과적이며 신체가 안정성을 유지하는데 필요한 다양한 감각운동계의 기능을 증진시킨다고 보고하였다. Paterno 등[33]은 13세에서 17세 사이의 여성 운동선수 41명을 대상으로 전방십자인대 손상의 발생률을 감소시키기 위해 1회 90분간, 주 3회씩 총 6주간 감각운동훈련을 실시하여 단하지 안정성을 평가한 결과 단하지의 전체적인 안정성(p=0.004)과 전후 안정성(p=0.001)에서 유의한 향상을 보였지만, 내외측 안정성(p=0.650)에는 차이가 없는 것으로 나타났다. Madureira 등[34]은 골다공증을 가진 60명의 여성 노인을 대상으로 12개월 동안 균형훈련을 실시한 결과 버그균형척도는 실험군(5.5±5.67)이 대조군(−0.5±4.88)보다 유의하게 증가하였고, 일어나 걸어가기 검사는 실험군(−3.65±3.61)이 대조군(2.27±7.18)보다 감소하였으며, 감각통합과 균형에 대한 임상적 검사(Clinical Test Sensory integration Balance)에서도 실험군에서 유의한 향상이 나타났다고 보고하였다.

일반적으로 노인에게 나타난 보행 장애는 발을 통해 들어오는 외부로부터의 자극(afferent input)이 척수를 통해 중추신경계(CNS)로 전달되고, 중추신경계에서 다시 척수를 통해 근육으로 명령을 내려주는 근수축(efferent output) 전달 과정 중 일부 단계에서 문제가 생겨 발생할 수 있다. 보행 장애는 노인에서 흔하게 발견된다. 노인요양원에 있는 노인의 63%가 보행 장애를 가지며, 의료기관에 입원해 있지 않은 노인에서도 8~19%가 보행 장애가 있다.[35] 따라서 연령의 증가로 인한 보행 장애가 낙상을 유발하는 요인으로 제안되고 있는 상황에서 감각운동훈련 전·후 노인의 보행 형태의 분석은 필수적이라 할 수 있다.[36]

본 연구에서 나타난 두 가지 주요 하지 근육들의 근 활성도의 변화는 전경골근에서는 운동 전 41.77에서 운동 후 49.37로 유의한 증가를 보였으며, 개인 내 변화율 또한 16% 증가되어 4% 증가한 일반운동군보다 더 많은 증가율을 나타냈다. 감각운동훈련군의 보행시 근 활성도나 개인 내 변화율이 증가된 것은 운동 후 균형능력의 향상으로 보행 속도가 변화한 것으로 볼 수 있다.

보행 속도와 관련하여 Hof 등[37]은 보행 속도에 따른 근전도 파형 연구에서 보행 속도를 5가지로 분류하고 평균 근전도 파형의 변화를 살펴보았는데, 내측비복근(gastricnemius medialis)과 전경골근(tibialis anterior)의 경우 보행 속도가 증가함에 따라 근전도 파형이 증가함을 밝히고 있으며, 보행시 속도에 따른 근전도 파형의 경향을 제시하였다. Warren 등[38]은 속도 변화에 대한 저측굴곡 압력과 하지 근육의 활동 연구에서 보행 속도를 0.49~1.79 m/s의 범위내에서 7가지로 분류하고 뒤꿈치와 앞꿈치, 발가락의 저측굴곡에 대한 압력을 측정하였다. 이 연구에서 속도가 증가할수록 뒤꿈치와 앞꿈치, 발가락의 압력은 91~ 289%까지 증가한다고 밝히고 있다. Otter[39]는 매우 느린 보행 속도에서 정상 보행 속도에 대한 근육들의 근수축 활동 연구에서 보행 속도를 0.06~1.39 m/s의 범위 내에서 7가지로 분류하여 8개의 근육에 대한 근전도 분석을 실시하였다. 이 연구에서 보행 속도가 증가할수록 하지의 근 활성도가 증가하는 경향을 보여주지만 대퇴직근(rectus femoris), 전경골근(tibialis anterior), 장비골근(peroneus longus)의 경우는 특정한 속도의 범위에서만 근수축 활성의 경향이 변화하여 나타났다고 하였다. 그리고 하퇴의 근육들은 입각기의 마지막 구간에서 보행 속도의 변화에 대하여 근 활성에 많은 차이를 보이며, 보행 속도가 감소하여 거의 서 있는 자세의 경우에도 저측굴곡근은 전방으로의 이동을 위해 근수축 활성을 계속한다고 보고하였다.

본 연구의 잠재적인 제한점은 근전도 검사의 가변성을 들 수 있다. 피험자에게 동일한 검사자가 도수근력검사를 실시하였지만 검사자에게 동일하게 적용되지 못하였고 이를 보완하기 위해 반복 측정된 평균값이 사용되었으며 최대등척성 수축을 이용한 EMG 분석과정을 통해 신호의 정규화가 수행되었다. 또한, 본 연구에서는 보행시 피험자의 자연스런 보행 속도로 진행이 이루어졌는데, 보행 속도의 차이가 보행 변수에 높은 영향을 끼칠 수 있기 때문에 실험 연구를 실시할 때 보행 속도의 선택에 있어서 표준화된 보행 속도가 바람직할 것이다. 그리고 본 연구에 참여한 두 그룹은 서로 다른 장소에서 모집되었지만, 두 집단의 동질성을 확보하기 위해 최대한 유사한 대상으로 구성하였다.

V. 결론

지금까지의 연구결과를 종합해 볼 때 감각운동훈련은 노인의 균형능력 및 하지 근육의 근 활성도 향상에 긍정적인 영향을 주었으며, 향후 노인의 낙상예방 프로그램으로 개발하여 적용할 수 있는 효과적인 치료법이 될 것으로 생각된다. 또한 고령자는 균형능력이 저하됨에 따라 안정된 지지면에서 불안정한 지지면으로의 도전적인 균형훈련이 필요하다고 생각되며, 균형조절 기전이 근골격계 요소, 운동협응적 요소, 그리고 감각통합화 요소 등이 복합적으로 상호작용하여 이루어지기 때문에 균형에 대한 평가도 이러한 요인들을 모두 고려한 접근이 필요하며 그러한 평가 후에 균형 조절을 제한하는 근본적인 원인을 찾아 이들 요소의 문제점을 해결해 나아가는 방향의 치료전략이 수립되어져야 할 것이다.

Author Contributions

Research design: Jeong TG, Choi JD
Acquisition of data: Jeong TG
Analysis and interpretation of data: Park JS, Lee JY, Jeong TG
Drafting of the manuscript: Jeong TG, Kim JS
Research supervision: Choi JD

참고문헌

1. Prohaska TR, Keller ML, Leventhal EA et al. Impact of symptoms and aging attribution on emotions and coping. Health Psychol. 1987;6(6):495-514.
2. Bae CY, Lee YJ. Geriatric medicine. Seoul, Korea Medicine Book Publisher, 1996:251-79.
3. Woollacott MH, Shumway-Cook A, Naschner LM. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. Int J Aging Hum Dev. 1986;23(2):97-114.
4. Anacker SL, Di Fabio RP. Influence of sensory inputs on standing balance in community-dwelling elders with a recent history of falling. Phys Ther. 1992;72(8):575-84.
5. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 2nd ed. Waterloo, University of Waterloo Press. 1991:86-117.
6. Prince F, Corriveau H, Hebert R et al. Gait in the elderly. Gait & Posture. 1997;5(2):128-35.
7. Yoon NM, Yoon HJ, Park JS et al. The comparative study on age-associated gait analysis in normal korean. J Kor Soc Phys Ther. 2010;22(2):15-24.
8. Yun SH, Kim BO. Gait analysis: An introduction. Seoul, Sejin Book Co., 1994:74-5.
9. Schilke JM. Slowing the aging process with physical activity. J Gerontol Nurs. 1991;17(6):4-8.
10. Shephare RJ. Exercise and aging: extending independence in older adults. Geriatrics. 1993;48(5):61-4.
11. Kim HR. Causality analysis of muscle activation, physical strength and daily living abilities change among the elderly due to a health promotion exercise program. J Kor Soc Phys Ther. 2010;22(4):73-81.
12. Mihalko SL, McAuley E. Strength training effect on subjective well-being and physical function in the elderly. J Aging Phys Act. 1996;4(1):56-68.
13. Janda V, Vavrova M. Sensory motor stimulation. In: Libenson C, Rehabilitation of the spine: A practitioner's manual, Baltimore, Willams & Wilkins. 1996:319-28.
14. Janda V. Muscles and motor control in low back pain: assessment and management. In: Twomey LT, Physical therapy of the low back, New York, Churchill Livingstone, 1987:253-78.
15. Liebenson C. Functional fitness training-Part 2. J Bodyw Mov Ther. 2006;10(3):208-10.
16. Springer BA, Marin R, Cyhan T et al. Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. J Geriatr Phys Ther. 2007;30(1):8-15.
17. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. J Am Geriatr Soc. 1991;39(2):142-8.
18. Kim JH. Reliability and validity of gait assessement tools for elderly person. J Kor Soc Phys Ther. 2009;21(1):41-8.
19. Rainold A. Melchiorri G. Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. J Neurosci Methods. 2004;134(1):37-43.
20. Yang JF, Winter DA. Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1985;60(6):485-91.
21. Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. Phys Ther. 1986;66(10):1548-50.
22. Bae YS, Um KM, Kim NS et al. The effect of proprioceptive exercise of ankle joint on postural alignment in woman elderly person. J Kor Soc Phys Ther. 2009;21(3):53-60.
23. Chiang JH, Wu G. The influence of foam surfaces on

biomechanical variables contributing to postural control. Gait Posture. 1997;5(3):239-45.
24. Taube W, Kullmann N, Leukel C et al. Differential reflex adaptations following sensori-motor and strength training in young elite athletes. Int J Sports Med. 2007;28(12): 999-1005.
25. Schubert M, Beck S, Taube W et al. Balance training and ballistic strength training are associated with task-specific corticospinal adaptations. Eur J Neurosci. 2008;27(8): 2007-18.
26. Myer GD, Ford KR, Brent JL et al. The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. J Strength Cond Res. 2006;20(2):345-53.
27. Beck S, Taube W, Gruber M et al. Task-specific changes in motor evoked potentials of lower limb muscles after different training interventions. Brain Res. 2007;1179(7): 51-6.
28. Judge JO, Lindsey C, Underwood M et al. Balance improvements in older women: effects of exercise training. Phys Ther. 1993;73(4):254-62.
29. Lord SR, Ward JA, Williams P et al. The effect of a 12-month exercise trial on balance, strength, and falls in older women: a randomized controlled trial. J Am Geriatr Soc. 1995;43(11): 1198-206.
30. McMurdo ME, Millar AM, Daly F. A randomized controlled trial of fall prevention strategies in old peoples' homes. Gerontology. 2000;46(2):83-7.
31. Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. J Bone Joint Surg Br. 1965;47(4):678-85.
32. Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF. Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. J Gerontol. 1989;44(4):112-7.
33. Paterno MV, Myer GD, Ford KR et al. Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. J Orthop Sports Phys Ther. 2004;34(6):305-16.
34. Madureira MM, Takayamm L, Gallinaro AL et al. Balance training program is highly effective in improving functional status and reducing the risk of falls in elderly women with osteoporosis: a randomized controlled trial. Osteoporos Int. 2007;18(4):419-25.
35. Alexander NB. Gait disorders in older adults. J Am Geriatr Soc. 1996;44(4):434-51.
36. Tinetti ME, Doucette J, Claus E et al. Risk factors for serious injury during falls by older persons in the community. J Am Geriatr Soc. 1995;43(11):1214-21.
37. Hof AL. The force resulting from the action of mono-and biarticular muscles in a limb. J Biomech. 2001;34(8):1085-9.
38. Warren GL, Maher RM, Higbie EJ. Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed. Gait Posture. 2004;19(1):91-100.
39. den Otter AR, Geurts AC, Mulder T et al. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. Gait Posture. 2004;19(3):270-8.