

The Feasibility Study of Sit-to-stand and Stand-to-sit Assistive Chair for Elderly

Seonggwang Yu^a, Seungmuk Lee^a, Minsoo Kim^a and Dae-Sung Park^{a*}

^aDepartment of Physical Therapy, Konyang University, Daejeon, Republic of Korea

Objective: The sitting and standing are motions that correspond to the previous stage of rehabilitation to go to walking for daily life. The purpose of this study was to measure task times, path length of the center of pressure (COP) and activity on the vastus femoris muscle using surface electromyography (EMG) when standing up and sitting down.

Design: One group cross-sectional design

Methods: Fifteen elderly subjects (8 male, 7 female) participated. All subjects were tested three times according to four assist levels (non-assist, lower, middle, and maximal assist) using adjusts the length of spring at sit-to-stand and stand to sit on a chair. The task duration, and COP path length were recorded for the balance function on the Nintendo Wii fit board. The activity of the rectus femoris muscle was recorded on both legs using surface EMG.

Results: The results showed that the task duration of the sit-to-stand and stand-to-sit were significantly increased compared to without assist ($p < .05$). The activation of the rectus femoris muscle more significantly decreased compared to without assistance at standing or sitting ($p < .05$).

Conclusions: The assistive chair showed less quadriceps muscle activation during sitting and standing compared to without assistance. We suggest that our assist-standing chair can help with activities of daily living such as standing up and sitting down movements adjusting the spring length for control assist level by safely.

Key Words: Elderly, Sit to stand, Assist device, Assistive chair, Feasibility study

서론

앉아서 일어서기(sit to stand)는 좁아진 기저면 안에 안전하게 무게 중심을 이동시킬 수 있는 능력과 충분한 관절의 회전력이 필요한 동작으로 개인의 독립적인 삶을 영위하기 위해서는 일상생활활동에서 매우 중요한 요소다[1]. 일어서기를 수행하기 위해서는 척추와 다리 관절에서의 다리 근력, 관절가동범위, 고유수용성 감각, 신체조절능력 등 다양한 요소들이 필요하다[2]. 하지만, 노화와 함께 점차 감소하는 근력의 저하는 일어서기, 계단 오르내리기, 개인의 신체 이동능력과 같은 독립적인 일상생활능력의 손실이 발생한다[3]. 특히, 60세 이후의 비활동적인 생활방식은 노화에 따라 나타나는 요소들과 복합되어 신체기능의 저하를 유발하게 된다[4]. 노인들

의 약 43%가 일상생활에서 독립적으로 일어서는 것에 어려움을 겪고 있으며, 근 골격계 질환을 가진 사람과 허약한 노인은 보조 없이 일어서기 동작을 수행하기가 어렵다[5, 6]. 앉기 일어서기 동작은 일상생활에서 자주 반복되는 동작으로 무게중심이동이 원활하지 않다면 낙상 사고가 유발될 수 있는 동작 중 하나다[6, 7]. 다리의 근력감소는 선자세의 균형저하와 독립적인 앉기 서기시간의 증가가 나타난다[8].

앉기 서기 동작의 제한은 일상생활을 수행하기에 중요한 요소이면서 다리의 근력 약화로 인해 나타나는 노화의 주요한 지표가 되기 때문에 노인, 뇌졸중 환자, 척수손상 환자 등에서 앉기 서기 훈련을 통해 근력을 강화하기 위한 방법이나 보조기구들이 사용되고 있다[9-11]. 노인의 앉기 서기 동작을 독립적으로 반복할 수

Received: Nov 4, 2022 Revised: Dec 28, 2022 Accepted: Dec 28, 2022

Corresponding author: Dae-Sung Park (ORCID <https://orcid.org/0000-0003-4258-0878>)

Department of Physical Therapy, Konyang University, Daejeon, Republic of Korea

158, Gwanjeodong-ro, Seo-gu, Daejeon, Republic of Korea

Tel: E-mail: daeric@naver.com

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

Copyright © 2022 Korean Academy of Physical Therapy Rehabilitation Science

있도록 하기 위해서 대상자의 앉고 서기를 보조해줄 수 있어야 하므로 건강한 대상이 앉고 서기를 할 때보다 근력이 적게 사용되어 과제를 수행하기 쉬워야 한다[9, 12].

이에 본 연구에서는 의자의 보조에 따른 앉아서 일어 서기 동작의 효과를 검증하기 위해 65세 이상 노인 15명을 대상으로 앉기와 일어서기 동작 동안 바닥에 적용되는 힘판을 통해 균형을 측정하고, 넓다리골은근에 근전도 센서를 부착하고, 보조력의 정도(보조없음, 최소보조, 중간보조, 최대보조)에 따라 수행 시간, 신체압력중심점의 이동거리와 근활성도의 변화를 확인하고자 하였다.

연구방법

연구대상자

본 연구의 대상자는 접근 편의성을 고려하여 대전 서구 지역 H 장애인복지관과 L 아파트 홍보게시판에 2021년 8월 2일부터 약 1주일간 모집공고문을 부착하여 대상자를 모집하였다. 측정은 건양대학교 물리치료학과에서 진행되었다. 연구대상자 선정기준은 1) 앉고 서기 동작시 통증이 없는 자, 2) 연구목적과 방법에 대한 이해가 가능하고 의사소통이 가능한 자, 3) 앉기-서기 동작을 독립적으로 수행할 수 있는 자, 4) 독립적인 서기 자세를 1분 이상 지속 가능한 자로 하였다. 제외기준은 1) 다리에 수술 이력이 있는 자, 2) 팔과 다리의 어느 하나라도 정상 관절가동범위의 제한이 있는 자로 하였다. 본 연구의 방법과 절차는 건양대학교 생명윤리심의 위원회(KYU-2021-04-012)로부터 승인받았다.

대상자 수는 디바이스 보조유무에 따른 동일집단 반복측정을 통해 근활성도를 비교한 선행연구[13]에서 보조가 없을 때 최대 자발적 근활성도의 64±24%에서 디바이스 사용시 48±12%로 감소하여, 검정력 0.8, 유의수준(α) 0.05, 단일검정으로 하였을 때 효과크기(cohen d)는 0.722로 나타나 필요 대상자수는 총 14명으로 나타났다. 중도탈락자 1명을 고려하여 총 연구대상자수는 15명으로 하였다.

연구절차

대상자는 65세 이상 노인 15명이 모두 모집되었고, 모두 선정기준과 제외기준을 만족하였고, 연구의 절차와 방법에 대하여 설명하고 동의서에 서명한 사람을 대상으로 하였다.

모든 대상자들은 앉기와 서기 방법을 표준화하기 위해 대상자에 따라 무릎의 각도의 90°가 되도록 의자의 높이를 조절하였고 두 다리를 어깨넓이 정도로 벌려 등을 의자에 기대 상태로 팔은 손잡이에 올려놓고 측정자의 구령에 따라 앉은 자세에서 몸통이 굴곡 되기 시작하는 시점에서 무릎관절이 완전하게 펴지는 안정된 직립 자세까지를 일어서기 자세로 측정하였다. 앉기 동작은 다리를 굴곡하기 시작하는 시점에서 무릎관절이 약 90도 굽혀지는 자세까지 앉게 하여 안정된 시점까지 측정하였다. 사용의 익숙함을 위해 앉고 서기를 충분히 연습한 이후 안정을 취한 뒤에 측정을 실시하였다. 측정은 무작위로 두 그룹으로 분류하고 한 그룹은 일반의자에서 먼저 측정을 하고 그 다음에 기립보조기구에서 측정하였고, 다른 한 그룹은 보조 기구에서 먼저 측정을 하고, 일반의자에서 측정하였다. 측정 횟수는 일반의자에서 3회, 보조기구 3단계(최소보조, 중간보조, 최대보조)의 탄성 강도에 따라 3회씩 측정하여, 총 12회를 측정하였다. 각 동작이 이루어지는 5초간 기록하고, 피로를 방지하기 위해 매회마다 1분씩 휴식을 취하도록 하였다. 서기와 앉기의 속도는 별도로 통제하지 않았고, 편안한 속도로 앉고 서게 하였다.

측정 및 평가방법

측정 도구 - 균형검사

균형검사는 Nintendo Wii board (Wii balance board, Nintendo, KOR)를 이용하여 블루투스로 노트북과 연결된 소프트웨어(balancia 2.0, Mintosys, KOR)로 기록하였다. 측정방법은 등받이가 있고, 높이가 조절되는 의자를 놓고 Wii balance board 에 올라간 상태로 서 있다가 시작이라고 구령하면 의자에 앉았다고 다시 일어나도록 하였다. 총 3회씩 측정하였다. 기립보조 의자에서는 발판 위에 올라간 상태로 선 상태에서 스프링의 보조력을 최소, 중간, 최대로 무작위로 조절한 뒤에 앉고 서도록 하였다. 보조력에 따라 3회씩 측정하였다. 이때 수행시간, 신체압력중심점(Center of Pressure)의 이동거리를 측정하였다[14].

측정 도구 - 표면 근전도

앉고 서기 동작 동안 근활성도는 표면 근전도(Telemyo 2400R G2, noraxon, USA)를 사용하여 측정하였고, 근전도 전용 소프트웨어(Myo-research XP Master 1.06, noraxon, USA)를 사용하여 기록과 데이터 처리하였다. 대상자의 양쪽 대퇴부를 알코올 솜으로 문질러 깨끗이 한 후, 위앞엉덩뼈가시와 무릎뼈의 위쪽 가장자리 사이의 중간 부위에 있는 넓다리골은근에 전극을 부착하였

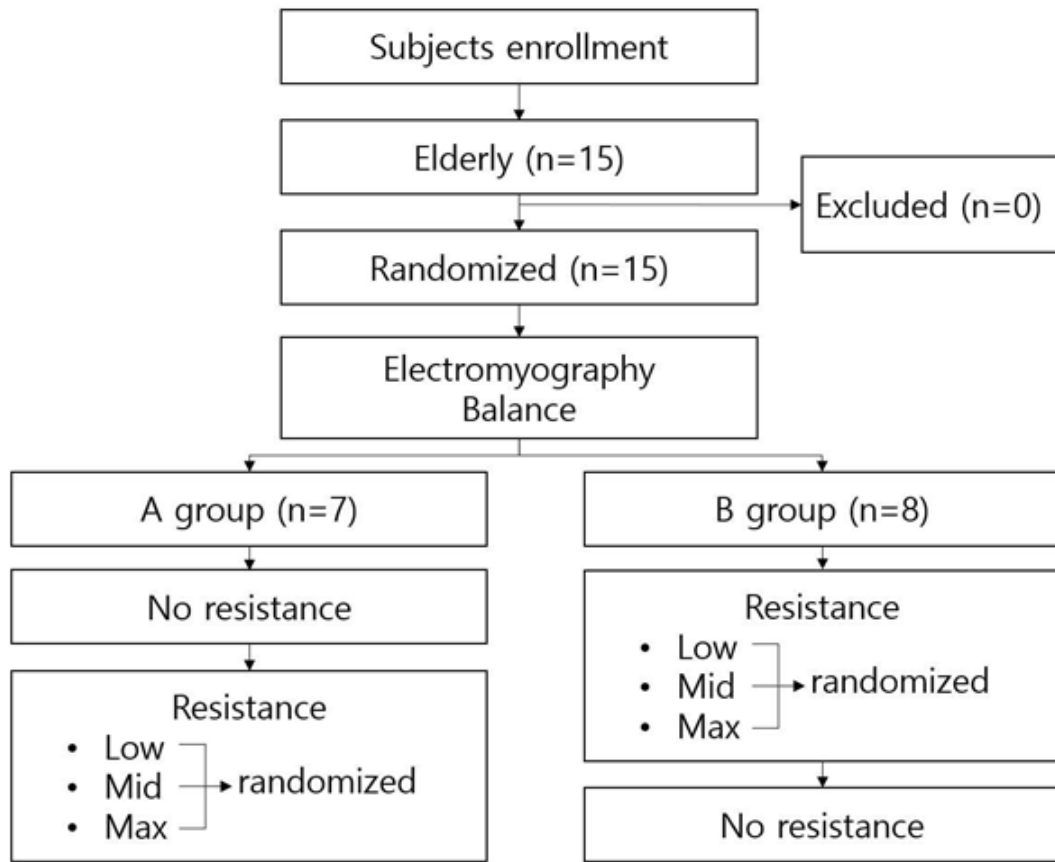


Figure 1. Experimental flow chart

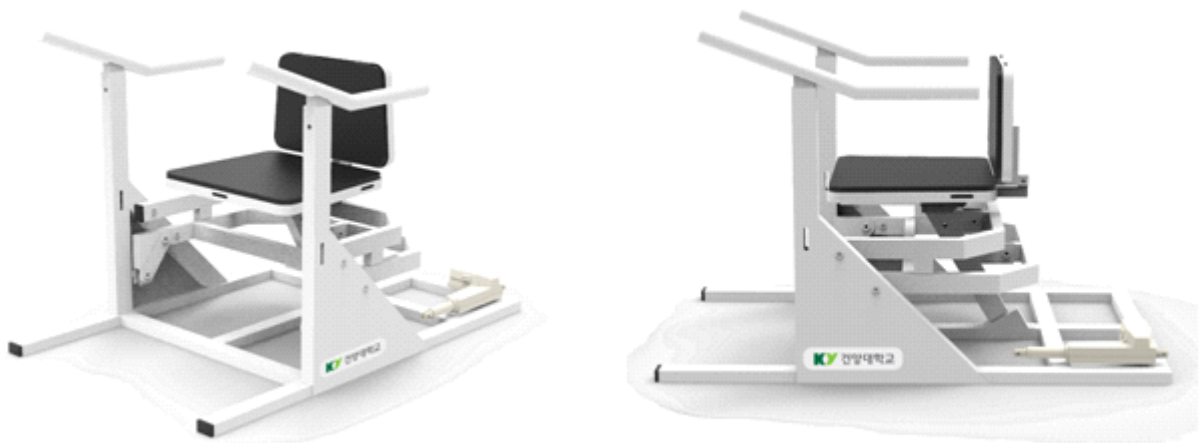


Figure 2. Assist sit-to-stand chair

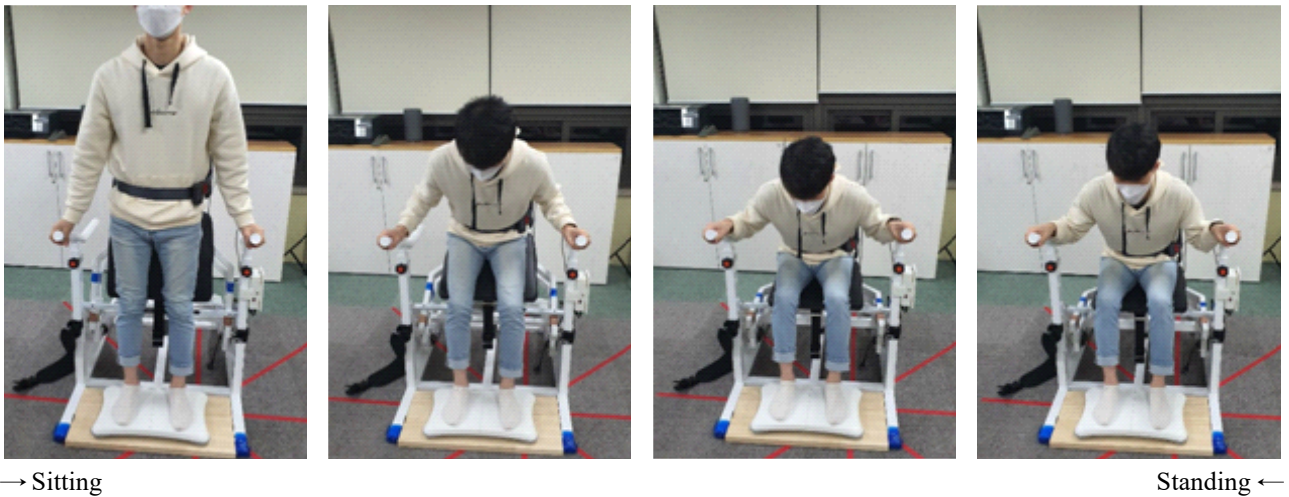


Figure 3. A sit-to-stand on wii balance board

고, 전극과 전극사이의 간격은 2cm 거리를 두고 부착하였다[8]. 등받이가 있는 의자에 앉은 자세에서 엉덩관절 90° 무릎관절은 45° 상태에서 측정자가 가하는 저항에 대항하여 무릎을 최대한으로 힘을 주어 펴도록 하여 넓다리 근육의 최대 자발적 근활성도(MVC)를 측정하였다.

각 근전도 신호의 표본추출률(sampling rate)은 1,500 Hz로 설정하고, 20~500Hz의 대역 필터(band pass filter)로 하였다. 수집된 신호는 완파 정류(full-wave rectification) 한 후 root mean square(RMS) 처리하였다. 측정된 모든 근활성도 데이터는 MVC로 정규화하여 %MVC 값으로 계산하였다. 분석은 3회 측정된 값의 근활성도 평균과 최대값을 데이터로 사용하였다.

중재 도구 - 기립보조기구

앉아서 일어서기 보조의자는 스프링, 유압댐퍼(Linak DK-6430 LA31), 댐퍼스위치, 등받이와 의자로 구성되어 있다. 의자의 앉고 설때 보조력을 조절하기 위해 유압댐퍼의 길이를 전동으로 조절하여 댐퍼에 연결된 스프링의 길이를 변화시켜 스프링의 탄성이 조절되도록 설계하였다. 유압댐퍼의 최대 강도는 6000N이며, 스트로크 최대 길이는 11cm이다. 의자는 일어설 때 수직으로 펴지며, 앉을 때 수평으로 접히고, 등받이는 수직을 유지하도록 설계되었다. 대상자의 다리길이를 고려하여 의자의 높낮이가 조절이 가능하다. 허리와 몸통에 안전벨트를 통해 대상자의 낙상을 방지할 수 있도록 하였다. 본 연구에서 유압댐퍼 길이 조절을 통해 최대길이, 중간길이, 최소길이를 설정하였다. 유압댐퍼가 길어지면 스프링은 짧아져서 낮은 보조력이 작용하고, 댐퍼가 짧아지면 스프링이 길어져 보조력이 증가한다.

통계방법

대상자의 일반적 특성은 평균과 표준편차를 측정하였다. 네가지 기립보조(보조없음, 최소보조, 중간보조, 최대보조)에 따른 수행시간, 신체압력중심점 이동거리, 근활성도 평균값, 근활성도 최대값을 일원 배치 반복측정 분산분석(One-way repeated ANOVA)으로 분석하였고, 사후분석은 bonferonni 검정하였다. 통계 분석은 SPSS(ver 20.0, IBM SPSS Statistics, USA)를 사용하였고, 모든 통계적 유의수준은 .05로 설정하였다.

연구결과

대상자는 총 15명이 연구참여에 동의하고, 제외된 대상자 없이 모두 실험을 완료하였다. 일반적 특성으로는 남성 8명, 여성 7명이었고, 연령 76.40 ± 3.56세 신장 161.00 ± 8.54cm, 체중 61.23 ± 9.59 kg이었다(Table 1).

수행시간은 서기-앉기-서기의 보조력 정도에 따라 유의한 차이가 있었다(p < 0.05). 사후분석결과 보조가 없을 때 2.51±0.39초, 낮은 보조 3.26±0.66초, 중간 보조 3.66±0.93초, 최대 보조 3.65±1.12초로 나타났고, 보조

Table 1. General characteristics of the subjects (N = 15)

	Mean ± SD
Sex (male/female)	8/7
Age (year)	76.40 ± 3.56
Weight (kg)	61.23 ± 9.35
Height (cm)	161.00 ± 8.54

가 없을 때와 비교하였을 때 낮은 보조, 중간 보조, 최대 보조에서 각각 수행시간이 유의하게 지연되었다. 신체압력중심 이동거리(cm)는 서기-앉기-서기의 보조력 정도에 따라 유의한 차이가 없었다(Table 2).

근활성도는 앉기와 서기를 각각 구분하여 분석하였다. 서기-앉기에서 넙다리곧은근 평균값과 최대값은 보조력 정도에 따라 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$). 사후 검정 결과 보조가 없을 때($53.77 \pm 13.36\%$)와 비교하였을 때, 낮은 보조, 중간 보조, 최대 보조에서 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 앉기-서기에서 넙다리곧은근 평균값과 최대값은 보조력 정도에 따라 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$). 사후 검정 결과 보조가 없을 때($63.42 \pm 20.00\%$)와 비교하였을 때, 낮은 보조, 중간 보조, 최대 보조에서 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$)(Table 3).

고찰

본 연구는 노인 15명을 대상으로 앉고-서기와 서기-앉기 동작을 보조하여 반복훈련 할 수 있도록 고안된 기립보조기구를 사용하여 힘판을 이용하여 수행시간, 신체압력중심점의 이동거리, 양쪽 다리의 대퇴곧은근에 표면근전도를 부착하여 수행하는 동안의 최대근활성도의 평균과 최대값을 측정하였다. 비교조건은 일반 의자에 앉아 보조가 없을 때와 기립보조기구에 앉아 댄퍼를 이용하여 최소, 중간, 최대의 보조력으로 변화를 주었을 때로 하여 각각 반복측정하였다. 그 결과 보조가 없었을 때에 비해 기립보조 기구에 앉아서 앉고 서기 동작을 수행하였을 때 수행 시간의 유의한 증가와 대퇴 곧은근의 유의한 감소를 확인하였다.

본 연구에서 소요시간은 기구의 보조가 없는 상태는 2.51초, 최소 보조 3.26초, 중간 보조 3.66초, 최대 보조 3.65초로 보조가 없을 때보다 높을 때 유의하게 지연된 시간을 보였다(Table 2). 기구에 적용된 스프링의 영향

Table 2. Difference of sit-to-stand-to-sit time and COP by resistance level (n = 15)

variables	Resistance				F (p)	post-hoc
	None	Low	Mid	Max		
Time (s)	2.51±0.39	3.26±0.66	3.66±0.93	3.65±1.12	13.65 (<.001)	None-Low* None-Mid* None-Max*
COP (cm)	41.60±9.52	39.48±8.60	41.25±14.01	44.46±15.99	0.56 (.641)	NS

COP : center of pressure, NS: non-significnat, * p < .05

Table 3. Difference ofEMG of rectus femoris muscle by resistance level (n = 15)

Task	Variables	Resistance				F(p)	post-hoc
		None	Low	Mid	Max		
Stand-to-sit	Mean (%)	53.77±13.36	25.00±10.39	24.29±13.01	25.25±18.13	10.667 (<.001)	None-Low* None-Mid* None-Max*
	Peak (%)	65.24±17.87	30.94±24.33	28.25±16.06	30.22±13.49	9.331 (<.001)	None-Low* None-Mid* None-Max*
Sit-to-stand	Mean (%)	63.42±20.00	33.39±11.00	30.88±10.58	30.08±12.49	13.047 (<.001)	None-Low* None-Mid* None-Max*
	Peak (%)	73.56±23.59	39.32±12.57	35.40±13.62	36.03±17.72	11.152 (<.001)	None-Low* None-Mid* None-Max*

* p < .05

으로 앉기 시 시간이 지연된 것으로 보인다. 앉기 일어 서기의 평균 소요시간에 대한 선행연구에 따르면 60대는 2.28초 70대는 2.52초 80대는 2.96초가 소요된다고 하였다[15]. 본 연구의 대상자 평균연령이 76.40±3.56세임을 고려할 때 보조가 없는 상태에서의 유사한 소요시간이 발생하였다. 소요시간은 보조가 없을 때에 비해 약 0.75초의 지연이 나타났다.

압력중심이동거리는 보조가 없을 시 41.60cm, 최소 보조 39.48cm, 중간 보조 41.25cm, 최대 보조 44.46cm로 의미 있는 차이를 보이지 않았다(Table 2). 압력 중심 이동 거리는 수행동작의 이동변위가 발생하는 경우 나타날 수 있다[16]. 건강한 성인에서 앉은 상태에서 서기 동작까지 압력 중심 이동거리는 약 27.43cm 였다[2]. 본 연구에서는 노인을 대상으로 선 상태에서 앉고 다시 서는 동작까지 측정된 것으로 더 많은 이동거리를 보였을 것으로 판단된다. 그러나 보조 정도에 따라 압력 중심 이동거리의 유의한 차이를 보이지는 않았는데, 본 연구는 균형 능력에 대한 중재 없이 측정된 단면 연구 결과이며, 이동거리의 차이가 없다는 것은 보조로 인하여 서기와 앉기 동작에서 변위가 커지거나 작아지지 않았다는 것을 설명하는 것으로 판단된다.

표면근전도를 이용한 근활성도는 보조를 적용하지 않고 앉기 시 53.77% 였으나 보조를 적용하였을 때 25.25%로 유의하게 낮아졌고, 보조를 적용하지 않고 설 때는 63.42% 였으나 보조를 적용하였을 때 33.39%로 유의하게 낮아졌다(Table 3). 유사한 기립보조 기구의 선행연구의 결과에서 넙다리내갈래근의 근활성도는 보조기구 사용시 평균 22.46%가 사용되어 본 연구의 결과와 유사한 결과를 보였다[9]. 앉기-일어서기 동작에서 보조력을 사용하여 넙다리곧은근의 낮은 활성도가 유발되었다고 판단된다. 넙다리곧은근의 두께는 노인의 기능과 나이를 가늠할 수 있는 중요한 척도가 된다[17]. 그러므로 기립보조기구는 노인의 다리 근력 약화, 신경계 문제로 인한 근력 약화 환자 그리고 정형외과 수술 후의 근력 약화 환자를 대상으로 좀 더 많은 반복적인 훈련을 하기에 용이한 도구가 될 것으로 판단된다. 무게추를 연결한 도르래를 이용하여 뇌졸중 환자를 대상으로 매일 10분씩 10일 동안 앉고 서기 훈련을 하였을 때,보편적인 훈련을 한 대조군 보다 독립적인 서기를 할 수 있는 대상자가 3.6배(odd ratio) 높아졌다[11].

본 연구에서 보조의 정도에 따라 점진적인 시간의 증가나 근활성도의 유의한 감소를 확인하지는 못하였다. 유압댐퍼를 이용하여 스프링의 길이를 변화시켜 동작의 보조력의 정도를 조절하였으나 유의한 차이가 나타나지 않은 것으로 보아 최소 보조력과 최대 보조력은 좀 더 조절범위의 변화가 필요할 것으로 판단된다. 향후 개선

이 필요한 점은 기립을 할 때 초기에 큰 보조력으로 기립이 이루어질 수 있도록 하고, 기립상태에 가까워질수록 적은 보조력이 작용할 수 있도록 하는 설계의 변화도 고려할 필요가 있다고 판단된다. 노인과 같이 근력의 감소가 나타나 앉고 서기와 같은 일상생활동작에 어려움이 발생하는 경우 보다 쉽게 할 수 반복할 수 있는 다양한 방법들에 대한 고민이 필요하다[18].

본 연구의 제한점으로는 시제품에 대한 사용성 평가로 대상자 수가 15명으로 적어 일반화하기 어렵고, 건강한 노인을 대상으로 하여 편마비 환자나 척수손상환자에게 적용이 가능한 보조력이 제공된다고 판단하기 어렵다. 표면근전도는 넙다리곧은근에서만 측정하였는데, 의자와의 간섭 문제로 넙다리두갈래근에서 표면근전도를 측정하지 못하였다.

결론

본 연구에서 기립보조기구를 이용하여 보조력을 제공하지 않았을 때보다 평균 0.75초 지연된 시간을 보였고, 앉을 때는 넙다리곧은근에서 28.52%의 감소와 일어설 때는 30.03%의 근활성도의 감소의 효과를 보였다. 이러한 효과는 노인이 기립훈련을 하는데 보다 쉽게 할 수 있도록 도울 수 있고, 보호자나 간병인의 도움없이 반복적인 재활훈련을 하는데 도움을 줄 수 있을 것으로 판단된다.

감사의 글

본 논문은 중소기업 기술개발사업 2020년 창업성장 기술개발 사업(S2961861)의 지원을 받아 이루어졌습니다

참고문헌

1. Demura S, Sato S, Minami M, Kasuga K. Gender and age differences in basic ADL ability on the elderly: comparison between the independent and the dependent elderly. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci.* 2003;22(1):19-27.
2. Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992;73(7):609-17.
3. Goodpaster BH, Carlson CL, Visser M, Kelley DE, Scherzinger A, Harris TB, et al. Attenuation of skeletal muscle and strength in the elderly: The

- Health ABC Study. *J Appl Physiol* (1985). 2001;90(6):2157-65.
4. Jang EM, Oh JS, Kim MH. Effects of Isometric Upper Limb Contraction on Trunk and Leg Muscles During Sit-to-stand Activity in Healthy Elderly Females. *J Korean Soc Phys Med*. 2017;12(1):61-6.
 5. Hetherington-Rauth M, Magalhaes JP, Alcazar J, Rosa GB, Correia IR, Ara I, et al. Relative Sit-to-Stand Muscle Power Predicts an Older Adult's Physical Independence at Age of 90 Yrs Beyond That of Relative Handgrip Strength, Physical Activity, and Sedentary Time: A Cross-sectional Analysis. *Am J Phys Med Rehabil*. 2022;101(11):995-1000.
 6. Atrsaei A, Paraschiv-Ionescu A, Krief H, Henchoz Y, Santos-Eggimann B, Bula C, et al. Instrumented 5-Time Sit-To-Stand Test: Parameters Predicting Serious Falls beyond the Duration of the Test. *Gerontology*. 2022;68(5):587-600.
 7. Reider N, Gaul C. Fall risk screening in the elderly: A comparison of the minimal chair height standing ability test and 5-repetition sit-to-stand test. *Arch Gerontol Geriatr*. 2016;65:133-9.
 8. Mentiplay BF, Clark RA, Bower KJ, Williams G, Pua YH. Five times sit-to-stand following stroke: Relationship with strength and balance. *Gait Posture*. 2020;78:35-9.
 9. Lee K, Ha S, Lee K, Hong S, Shin H, Lee G. Development of a sit-to-stand assistive device with pressure sensor for elderly and disabled: a feasibility test. *Phys Eng Sci Med*. 2021;44(3):677-82.
 10. Lee H, Kim SH, Park HS. A Fully Soft and Passive Assistive Device to Lower the Metabolic Cost of Sit-to-Stand. *Front Bioeng Biotechnol*. 2020;8:966.
 11. Joey NCM, Ho Marc WK. Does self-initiated sit-to-stand training with an assistive device regain the independence of sit-to-stand in stroke patient? A single-blinded randomized controlled trial. *J Rehabil Assist Technol Eng*. 2020;7:2055668319866053.
 12. Kim SW, Song J, Suh S, Lee W, Kang S. Design And Experiment Of A Passive Sit-To-Stand And Walking (STSW) Assistance Device For The Elderly. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2018;2018:1781-4.
 13. Burnfield JM, Shu Y, Buster TW, Taylor AP, McBride MM, Krause ME. Kinematic and electromyographic analyses of normal and device-assisted sit-to-stand transfers. *Gait Posture*. 2012;36(3):516-22.
 14. Lim J, Yi Y, Jung S, Park D. Comparison of vertical ground reaction forces between female elderly and young adults during sit-to-stand and gait using the Nintendo Wii Balance Board. *Physical Therapy Rehabilitation Science*. 2018;7(4):179-85.
 15. Bohannon RW. Reference values for the five-repetition sit-to-stand test: a descriptive meta-analysis of data from elders. *Percept Mot Skills*. 2006;103(1):215-22.
 16. Hyun SJ, Lee J, Lee BH. The Effects of Sit-to-Stand Training Combined with Real-Time Visual Feedback on Strength, Balance, Gait Ability, and Quality of Life in Patients with Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(22).
 17. Mateos-Angulo A, Galan-Mercant A, Cuesta-Vargas AI. Muscle thickness contribution to sit-to-stand ability in institutionalized older adults. *Aging Clin Exp Res*. 2020;32(8):1477-83.
 18. Sutcu G, Yalcin AI, Ayvat E, Kilinc OO, Ayvat F, Dogan M, et al. Electromyographic activity and kinematics of sit-to-stand in individuals with muscle disease. *Neurol Sci*. 2019;40(11):2311-8.