

시각 되먹임을 이용한 앉은 자세에서 일어서기 시 몸통의 동작과 지면 반발력에 미치는 영향

고영건¹ · 오태영² · 이재호^{3*}

¹고영건 운동센터 센터장, ²신라대학교 물리치료학과 교수, ^{3*}신라대학교 일반대학원 물리치료학과 박사과정 학생

The Effects of Trunk Movement and Ground Reaction Force during Sit to Stand Using Visual Feedback

Yeong-Geon Koh, PT, MS¹ · Tae-Young Oh, PT, Ph.D² · Jae-Ho Lee, PT, MS^{3*}

¹Koh Yeong-Geon Training Center, CEO

²Dept. of Physical Therapy, College of Health and Welfare, Silla University, Professor

^{3*}Dept. of Physical Therapy, Graduated School, Silla University, Ph.D-Student

Abstract

Purpose : This study was conducted to investigate the changes in trunk movement and ground reaction during sit to stand motion using visual feedback.

Methods : Fifteen adults (average age: 23.53±1.77 years) participated in this study. An infrared reflective marker was attached to the body each participant for motion analysis, and the participants performed sit to stand motion while wearing a hat attached with a laser pointer, which provided visual feedback. First, the sit to stand action was repeated thrice without obtaining any visual feedback, followed by a three minute break. Next, the laser pointers attached to hats were irradiated on a whiteboard, located at a distance of 5 m in front of the chairs, on which the participants sat; a baseline was set, and the participants performed stand up movements three times under this condition. A visual feedback was provided to the participants to prevent the laser pointers from crossing the set baseline. During each stand-up movement, the position of the reflective marker attached to the subject's body was recorded in real time using an infrared camera for motion analysis. The trunk movement and ground reaction force were extracted through recorded data and analyzed according to the presence or absence of visual feedback.

Results : The results indicated that in the presence of a visual feedback during the sit-to-stand movements, the range of motion of the trunk and hip joints decreased, whereas that of the knee and ankle joints increased in the sagittal plane. The rotation angle of the trunk in the horizontal plane decreased. The left and right movement speed of the center of pressure increased, the pressing force decreased, and the forward and backward movement speed of the trunk decreased.

Conclusion : The results suggest that the efficiency and stability of the stand up movement of a body increase when a visual feedback is provided.

Key Words : kinematic analysis, laser pointer, motion analysis, sit and stand, visual feedback

*교신저자 : 이재호, ljhdtag@naver.com

제출일 : 2023년 4월 14일 | 수정일 : 2023년 5월 9일 | 게재승인일 : 2023년 5월 19일

I. 서론

1. 연구의 배경 및 필요성

일상생활에서 가장 많이 나타나는 움직임 중 하나는 앉은 자세에서 일어서는 것이다(Jones 등, 2013). 앉은 자세에서 일어서기는 많은 임상 및 노인 인구에서 이동성을 회복하기 위한 중요한 전제조건이다(Jeon 등, 2019). 앉아 있는 시간을 너무 오래 지속하게 되면 심혈관 질환, 당뇨병 및 조기사망의 가능성이 높아지는데, 앉아 있는 시간을 줄이기 위한 방법으로 앉기를 대체할 수 있는 일상적인 활동 중 일어서기의 상대적 이점을 이해하는 것이 중요하다(Healy 등, 2015). 일어서는 동작은 신체의 무게중심은 균형을 잃지 않고 적은 근활성을 통해 아래에서 위로 이동하는 과정이다(Rea 등, 2013). 앉은 자세에서 일어서기(sitting to standing; STS) 동작은 특성, 개인적, 그리고 환경의 상호작용에서 발생한다. 일어서기 동작을 수행할 때 중요한 특징들이 있는데, 첫째 일어설 수 있는 충분한 토크를 만들어 내고, 둘째 앉아있는 지지면으로부터 양발로 무게 중심을 이동할 때의 안정성, 그리고 세번째는 환경에 따라 사용되는 운동 전략의 적응 능력이다(Shumway-Cook & Woollacott, 2012). 이는 앉은 자세에서 일어서기 동작의 목적이 일어난 자세로, 안정적으로 자세를 유지하기 위해 상대적으로 무게중심을 낮은 곳으로 이동하는 것이며(Mathiyakom 등, 2005), Takakusaki(2013)는 수의적인 운동 시 특정 신체 부위의 정확한 움직임과 더불어 의도적 행동을 예상하는 자세 조절을 실시한다고 보고하였다.

앉은 자세에서 일어서기 훈련은 노인과 뇌졸중 또는 기타 병리학 환자를 대상으로 하는 물리치료 운동 요법의 일반적인 구성요소이다. 뿐만 아니라, 앉은 자세에서 일어날 수 있는 능력은 기본적인 능력이지만 젊은 성인에게도 비교적 높은 근육의 노력을 요구하는 일상생활의 기술이다(Bicryla 등, 2009; Hortobágyi 등, 2003). 앉은 자세에서 일어서기는 뇌졸중, 뇌성마비, 치매 등의 환자를 평가할 때 그 타당도가 높아 적합하다(Silva 등, 2014). 노인 및 환자 이외에도 앉은 자세에서 일어서기 동작은 많이 활용된다. Gurses 등(2018)은 정상 성인을 대상으로 6분 걷기검사와 앉은 자세에서 일어서기 동작

의 연관성을 확인하며 신체 성능 및 기능 능력의 측정에 적절하다고 하였으며, Bryanton과 Bilodeau(2016)는 정상 성인을 대상으로 앉은 자세에서 일어서기 운동을 통해 자세 안정성을 평가하였다. 물리치료 영역에서는 앉은 자세에서 일어서기 훈련이 이미 자주 이용되고 있으며(Bohannon 등, 2015), 특히 앉은 자세에서 일어서기 훈련을 통해 노인들을 대상으로는 낙상 예방을 목적으로 이용될 수 있다(Cheng 등, 2001). 앉은 자세에서 일어서기 시 균형을 유지하기 위해서는 뇌에서 움직임 조절이 필수적이며, 이를 조절하기 위해서는 다양한 운동 중재와 함께 시각, 촉각, 청각과 고유수용성 정보의 적절한 협응이 중요하다고 하였다(Kwakkel 등, 2004). Crieckinge 등(2019)는 뇌졸중 후 몸통 훈련과 앉은 자세에서 일어서기의 균형 및 이동성의 향상이 밀접한 관계가 있다고 보고하였으며, Pollock 등(2014)은 메타 분석 결과 앉은 자세에서 일어서기 훈련이 기립을 위한 시간과 측면 대칭의 개선에 효과가 있다고 보고하였다.

거울 등을 통한 시각 생체피드백을 통해 지속적 과제 수행을 실시하여 균형수행능력을 향상시킬 수 있다(In 등, 2016). 생체피드백과 고유수용성감각은 운동 적응을 위해 필요한데, 여러 가지 피드백 방법이 있지만 일반적으로 시각적 공간에서 예측된 궤적과 실행된 궤적 사이의 불일치를 파악하기 위해 사용된다(Kitago & Krakauer, 2013). 그 중에서 시각 정보를 제공해주는 것은 주로 행동 제어의 인지 침투 증가를 통해 움직임에 큰 영향력을 행사할 수 있다(Deconinck 등, 2015). Simonsen 등(2017)은 뇌졸중 환자를 대상으로 팔 운동 훈련 중 시각 생체피드백을 제공한 결과 움직임의 유사성과 부드러움이 증가함을 보고하였다. Yang 등(2021)은 뇌졸중 환자를 대상으로 시각 생체피드백이 몸통 안정성, 균형, 팔 기능에 미치는 효과를 조사하여 그 효과성을 검증하였다. Zhang 등(2018)은 뇌졸중 환자를 대상으로 거울을 이용한 시각 생체피드백을 통한 행동 관찰 및 행동실행 시 거울신경세포의 활성화를 체계적 고찰하였는데, 시각 생체피드백은 거울신경세포의 활성시켜 뇌졸중으로 인한 반구의 불균형을 회복하는데 기여할 수 있다고 밝혔다. Chan 등(2018)은 시각 생체피드백을 활용한 보행훈련을 통해 뇌졸중 환자 뿐 아니라 움직임에 문제가 없는 정상인을 대상으로도 시각 생체피드백의 효

과성을 검증하였다.

기존의 시각 생체되먹임을 이용한 연구에서 서있는 상태에서 무게 중심을 수평적으로 이동하는 방법이 주로 시행되어져 왔으며, 무게중심의 수직 이동이 포함된 앉은 자세에서 일어서기와 같은 기능적 동작의 수행까지 개선시킨다는 연구는 아직 부족한 상태이다 (Barclay-Goddard 등, 2004).

본 연구는 앉은 자세에서 일어서기 동작을 할 때 시각 생체되먹임을 제공하는 동안 발생하는 움직임과 관련된 요인들을 정량적으로 분석하여 시각 생체되먹임을 제공했을 때와 시각 생체되먹임을 제공하지 않았을 때의 차이를 밝히고 일어서기 동작에 미치는 영향을 확인하여 임상에서 보다 쉽게 적용할 수 있도록 하는데 그 의미와 필요성이 있을 것으로 사료 된다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구는 신경계 질환 및 정형외과 질환이 없고 도움 없이 정상적으로 앉은 자세에서 일어서기가 가능한 부산지역에 소재한 S대학교 재학생을 대상으로 실험을 실

시하였으며 2022년 11월 5일부터 11월 12일까지 실험을 실시하였다. 실험의 대상자를 모집하기 위해 실험 참가에 대한 요청문을 작성하여 전달하였다. 이때, 실험 참여 여부에 상관없이 이익 및 불이익이 발생하지 않음을 고지하였으며 연구 대상자의 조건은 다음과 같았다.

본 연구의 대상자 조건은 다음과 같았다.

- 1) 20대 성인으로 균형에 이상이 없는 자
- 2) 팔다리 및 몸통에 정형외과 질환이 없는 자
- 3) 의자에서 앉은 자세에서 일어서기가 혼자 가능한 자
- 4) 연구자의 지시사항을 도움 없이 이해하고 실시하며 연구에 자발적으로 참여하는 자

2. 실험 도구

본 연구에서는 시각 생체되먹임을 제공한 환경에서 앉은 자세에서 일어서기를 수행하는 것과 시각 생체되먹임을 제공하지 않은 환경에서 앉은 자세에서 일어서기 동작 수행을 비교하기 위해 동작분석 시스템, 힘판(force plate), 레이저 포인터를 사용하였다.

앉은 자세에서 일어서는 동작을 수행하는 동안 신체 분절의 움직임을 촬영하고 정확히 분석하기 위해 동작 분석 프로그램(Qualisys Track Manage; QTM, Qualisys, Sweden)을 사용하였다(Fig 1).

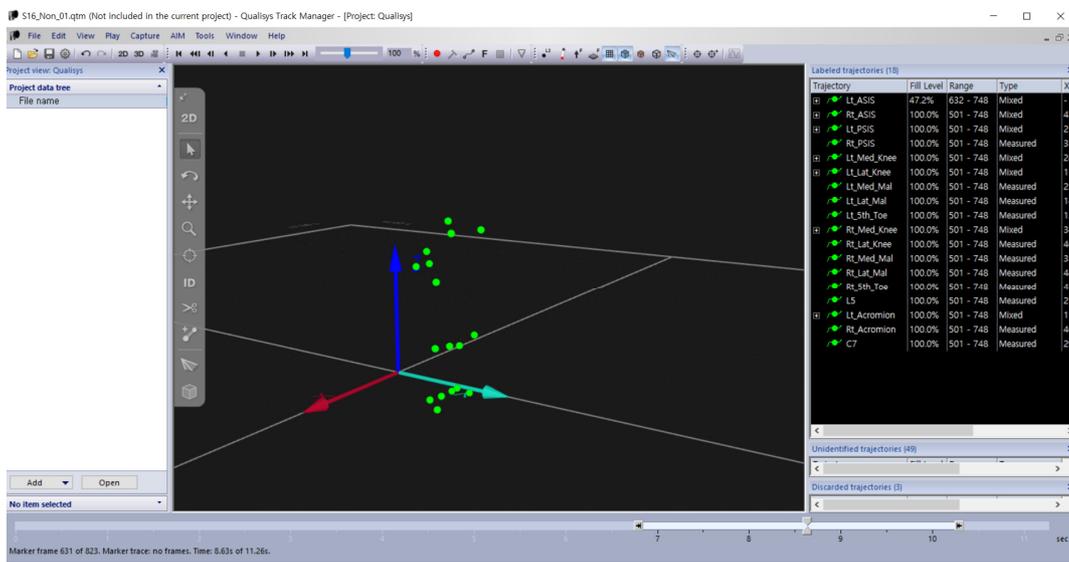


Fig 1. Qualisys track manager

Visual 3D는 신체 움직임 측정에 많이 사용되는 운동 분석 시스템으로 보행분석, 운동제어평가, 팔다리 기능 평가 등에 이용되어지고 있다. 또한 QTM을 이용하여 일반적인 모션캡처 프로그램과 같이 적외선 반사마커를 측정하고자 하는 신체분절에 부착하여 적외선 카메라를 통해 측정하고자 하는 분절의 움직임을 3차원으로 좌표

화 하고 계산하여 실시간으로 해당 분절의 움직임을 관찰하고 분석할 수 있다. 또한, visual 3D는 녹화된 마커 좌표를 이용하여 가상 신체를 형상화하고 움직임이나 속도 등 필요한 데이터를 계산 할 수 있다(Fig 2). 본 연구에서는 적외선 카메라(Qualisys Oqus 7 Plus, Qualisys, Sweden) 5대를 이용하여 촬영하였다.

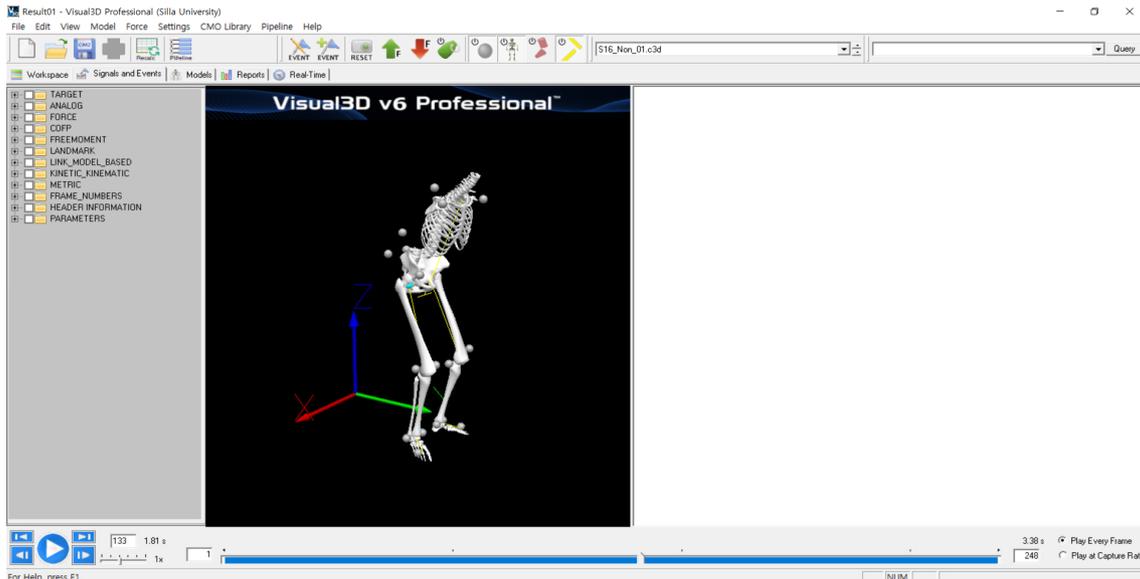


Fig 2. Modeling with visual 3D

앞은 자세에서 일어서는 동작을 수행하는 동안 압력 중심의 이동 범위와 압력의 힘을 정확히 분석하기 위해 힘판(Kistler 5233a Force plate, Kistler, Switzerland)를 사

용하였다. 앞은 자세에서 일어서는 동작을 수행하는 동안 시각 생체되먹임을 제공하기 위해 프리젠티 레이저 포인터(SPT9404 presenter laser pointer, Philips, Kingdom

Table 1. Helen hayes marker set (modified)

Segment	Location	Side
Trunk	C7	-
	Acromion	Both
	L5	-
	ASIS	
	PSIS	
Low limb	Lateral condyle of tibia	
	Center of tibia	Both
	Lateral malleolus	
	Medial malleolus	
	5 th MTP joint	

C7; the 7 cervical vertebra, L5; the 5 lumbar vertebra, ASIS; anterior superior iliac supine, PSIS; posterior superior iliac supine, MTP joint; metatarsophalangeal joint

of the Netherlands)를 모자에 부착하여 시각으로 확인할 수 있도록 하였다. 시각 생체되먹임을 제공한 환경을 위해서 5 m 앞 화이트보드에 레이저 포인터를 조사하고, 포인터가 찍힌 점을 기준으로 양옆으로 선을 그어서 기준점을 제공하였다. 포인터의 선명도를 위하여 최대 조사거리 30 m인 레이저포인터를 사용하였다.

3. 실험 방법

실험실에 도착한 연구 대상자는 연구자로부터 본 연구의 목적 및 실험방법에 대한 설명을 듣고 실험의 순서에 따른 실험을 관찰하였다. 실험을 실시하기 전 연구 대상자는 helen hayes marker set에 따라 몸통과 다리에 18개의 반사마커를 부착하고(Kadaba 등, 1989)(Table 1), 레이저 포인터가 부착된 모자를 착용하고 모자가 흔들리지 않도록 착용한 상태에서 머리의 크기에 맞게 모자의 크기를 조절하였다.

반사마커와 모자를 착용한 대상자는 QTM의 눈금측정 영역 정중앙에서 해부학적 자세를 취하고 움직이지 않고 서있는 자세를 약 5초간 촬영하고 부착한 반사마커의 위치와 숫자가 실험 설계와 동일한지 확인 후 실험을 실시하였다(Fig 3).



Fig 3. QTM marker and cap with laser pointer set

실험은 시각 생체되먹임을 제공하지 않은 환경과 시각 생체되먹임을 제공한 환경 모두를 실시했으며, 시각

생체되먹임을 제공하지 않은 환경과 시각 생체되먹임을 제공한 환경 모두 각각 3회씩 의자에 앉은 상태에서 일어서기 동작을 실시하였다. 의자에 앉는 위치와 발의 위치는 동작 수행마다 같은 지점에 위치하도록 하였으며, 팔은 편안하게 내려놓도록 하였고, 의자의 높이는 다리의 길이보다 조금 높게 설정하여 실험 대상자의 신체에 맞게 높이를 조절할 수 있는 의자를 사용하고 의자로 인한 압력중심점의 위치변화에 영향을 주지 않도록 조절하며 객관성을 높이려고 하였다(Fig 4).



Fig 4. Starting position of chair sitting

시각 생체되먹임을 제공하지 않은 환경과 시각 생체되먹임을 제공한 환경에서 의자에 앉은 후 일어서기 동작을 수행하는 순서 사이에는 3분간의 휴식을 취하도록 하였다. 각 동작을 수행하는 동안 Oqus 7 Plus 카메라를 통해 신체에 부착된 적외선 반사마커를 실시간으로 녹화하며, 연구 대상자가 앉은 상태에서 일어서는 동안의 시공간적 특성과 운동학적 특성 등을 수집하고, Oqus 7 Plus 카메라를 이용해서 적외선 반사마커의 이동좌표를 QTM으로 계산하며 움직임을 실시간으로 녹화하였다. 시각 생체되먹임을 위해 편안하게 의자에 앉아 있는 상태에서 모자에 부착된 레이저 포인터의 전원을 켜고 5 m 앞에 있는 화이트보드에 포인터의 점이 찍히면 양옆으로 선을 그어서 일어서기 동작 시 포인터의 점이 선

아래로 안내려가도록 주의를 준 후 일어서기를 시행하며 시각 생체되먹임 환경을 제공하였다.

QTM을 이용한 좌표 계산을 위해 5대의 Oqus 7 Plus 카메라가 다양한 각도로 설치된 실험실에서 실험을 실시하고 카메라 화각 안에서 일어서기를 실시할 의자 위치를 특정하였다. 의자에서 앉고 일어서기 공간의 특징은 QTM프로그램 안에 있는 눈금측정(calibration) 시스템을 이용하였고, 눈금측정은 601.2 mm의 양 끝에 적외선 반사마커가 부착된 봉을 이용해 실시하였다. 눈금측정 공간 설정은 카메라 화각 안에서 움직이는 봉 길이의 오차범위 측정을 이용해서 설정된 공간 안에서 적외선 반사마커의 좌표이동에 대한 정확성이 판단되고, 일반적으로 허용되는 오차범위 .5 mm의 이하인 .33 mm로 오차범위를 설정하였다. QTM을 이용하여 100 Hz 속도로 녹화된 각각의 적외선 반사마커는 프로그램 내에서 라벨링(labeling)을 하고 적외선 반사마커의 위치에 따른 이름을 설정하였다. 라벨링으로 특정된 적외선 반사마커 좌표의 이동 데이터는 C3D형식의 파일로 변환하여 visual 3D 프로그램을 통해 읽었고(reading), 읽어 들인 적외선 반사마커의 좌표 데이터를 통해 몸쪽, 먼쪽 관절부의 적외선 반사마커와 추적마커로 분류된 마커를 이용하여 뼈로 만들어진 인체 모형을 설정하였다. 설정된 인체 모형을 통해 의자에 앉은 상태에서 일어서는 동작을 진행하는 동안 visual 3D 프로그램인 파이프라인(pipeline)을 설정하여 대역 필터(band-pass filter) 등의 처리 과정을 거치고 데이터오류 값을 최소화했다.

4. 분석 방법

본 연구에서는 수집된 데이터를 시각 생체되먹임 제공 유무에 따른 일어서기 특성 중 일어서기의 운동학적 특성과 시공간적 특성 변인으로 통계 비교하였다.

일어서기의 운동학적 특성은 관절 가동범위를 변인으로 설정하고, 몸통의 움직임과 다리에서 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절을 측정하였다. 측정된 관절 가동범위는 시상면, 관상면, 수평면으로 구분하고 통계 비교하였다.

일어서기의 시간적 특성은 몸통과 무릎관절, 발목관절의 가속과 감속 속도의 변수를 비교하였다. 일어서기의 공간적 특성은 압력중심의 이동거리, 힘판을 누르는 힘, 적외선 반사마커의 이동을 비교하였다.

시각 생체되먹임 제공 유무에 따른 일어서기 동작의 차이를 알아보기 위하여 SPSS/Window(version 25.0)을 이용해 각 대상자별로 측정된 시각 생체되먹임을 제공한 환경에서 일어서기 3회, 시각 생체되먹임이 없는 환경에서 일어서기 3회의 평균값을 대응표본 t-검정(paired t-test)을 통해 실시하였으며, 통계학적 유의 수준을 검증하기 위한 유의수준은 .05로 정하였다($p < .05$).

III. 결과

1. 연구 대상자의 특성

본 연구는 참여 의사를 밝힌 15명을 대상으로 실험을 실시하였다(Table 2).

Table 2. General characteristics of participants (n= 15)

	Subject group
Gender (Male/Female)	8/7
Age	23.53±1.77
Height	166.87±7.65
Weight	63.20±9.34

2. 관절가동범위(range of motion)의 변화

시각 생체되먹임을 제공한 환경과 시각 생체되먹임을

제공하지 않은 환경에서 의자에서 일어서기 동작 수행 시 몸통, 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 움직임에 대한

시상면(sagittal plane), 관상면(frontal plane), 수평면 (transverse plane)에서의 관절가동범위 값을 비교한 결과는 다음과 같았다(Table 3).

Table 3. Comparison of ROM between non-feedback and on-feedback group (n= 15)

Joint	Mean±SD (°)		t	p	
	Non-feedback	On-feedback			
Sagittal plane (Flexion/Extension)					
Trunk	27.34±14.51	20.73±9.25	2.92	.011	
Right	Hip	85.02±8.69	80.25±7.05	3.63	.003
	Knee	72.41±7.89	76.17±9.02	-4.24	.001
	Ankle	13.12±2.78	15.28±3.57	-3.20	.006
Left	Hip	82.60±9.23	78.03±7.53	2.74	.016
	Knee	70.80±10.51	74.47±10.54	-4.01	.001
	Ankle	14.28±3.22	16.45±3.64	-2.15	.050
Frontal plane (Lateral flexion)					
Trunk	5.09±2.02	3.94±1.60	2.10	.055	
Right	Hip	9.62±4.64	9.06±3.92	.88	.395
	Knee	11.95±4.80	11.92±5.03	.05	.963
	Ankle	12.69±4.20	12.05±4.15	.79	.442
Left	Hip	7.79±2.68	6.97±1.55	1.27	.225
	Knee	12.95±7.41	10.56±6.21	1.95	.071
	Ankle	10.36±5.60	9.16±4.10	.90	.382
Transverse plane (Rotation)					
Trunk	3.45±1.78	2.36±.59	2.78	.015	
Right	Hip	17.54±4.62	15.80±4.39	1.34	.202
	Knee	9.56±3.87	9.26±4.69	.50	.626
	Ankle	6.43±2.87	5.66±1.99	1.08	.297
Left	Hip	17.53±7.84	15.84±5.82	.88	.395
	Knee	12.11±7.05	9.83±4.79	1.84	.086
	Ankle	4.81±2.42	5.26±4.29	-.33	.749

ROM; range of motion, SD; standard deviation

시상면에서 시각 생체피드백을 제공하였을 때 오른쪽 엉덩관절의 관절가동범위가 통계학적으로 유의미하게 줄어들었지만($p<.05$), 왼쪽 엉덩관절의 관절가동범위는 통계학적으로 유의미한 차이를 보이지 않았다. 무릎관절과 발목관절에서의 관절가동범위는 시각 생체피드백을 제공하였을 때 통계학적으로 유의미하게 증가하였다($p<.05$). 관상면에서 시각 생체피드백을 제공한 환경과 시각 생체피드백을 제공하지 않은 환경 모두 모든 관절에서 통계학적으로 유의미한 차이를 보이지 않았다. 수

평면에서 시각 생체피드백을 제공한 환경일 때 몸통의 관절가동범위가 통계학적으로 유의미하게 줄어들었다($p<.05$).

3. 압력중심(center of pressure) 이동범위

시각 생체피드백을 제공한 환경과 시각 생체피드백을 제공하지 않은 환경에서 의자에서 일어서기 동작 수행 시 압력중심 이동범위와 지면반발력 값을 비교한 결과는 다음과 같았다(Table 4).

Table 4. Comparison of force plate value between non-feedback and on-feedback group (n= 15)

	Mean±SD		t	p
	Non-feedback	On-feedback		
Center of pressure (cm)				
ML	28.46±9.94	36.11±13.25	-2.88	.012
AP	8.46±5.38	10.79±10.06	-1.76	.100
UD	.00±.00	.00±.00	.00	.000
Force (N)				
ML	68.21±31.62	63.92±24.72	1.25	.231
AP	23.93±15.56	22.40±18.61	.97	.348
UD	637.76±86.10	593.37±89.54	7.12	.000

SD; standard deviation, ML; medial-lateral, AP; anterior-posterior, UD; upward-downward

압력중심 이동범위에서 시각 생체피드백을 제공해주지 않는 환경과 시각 생체피드백을 제공한 환경일 때 앞뒤로의 이동범위는 통계학적으로 유의미한 차이를 보이지 않았지만, 시각 생체피드백을 제공한 환경에서 양옆으로 이동범위는 통계학적으로 유의미하게 증가하였다(p<.05). 지면반발력의 값에서 양옆, 앞뒤의 힘은 통계학적으로 유의미한 차이를 보이지 않았지만, 위아래로의 힘은 시각 생체피드백을 제공하지 않은 환경일 때보다 시각 생체피드백을 제공한 환경에서 통계학적으로 유의

미하게 감소하였다(p<.05).

4. 적외선 반사마커 이동범위

시각 생체피드백을 제공한 환경과 시각 생체피드백을 제공하지 않은 환경에서 의자에서 일어서기 동작 수행 시 적외선 반사마커 이동범위를 비교한 결과는 다음과 같았다(Table 5).

Table 5. Comparison of maker distance between non-feedback and on-feedback group (n= 15)

		Mean±SD (cm)		t	p
		Non-feedback	On-feedback		
Trunk	ML	2.88±1.18	3.02±1.41	-.27	.789
	AP	45.16±6.57	37.03±6.36	7.06	.000
	UD	41.35±7.05	36.56±4.42	4.67	.000
Knee	ML	3.15±1.16	3.43±1.22	-1.82	.091
	AP	9.00±1.56	9.99±2.25	-1.63	.128
	UD	3.35±1.24	4.04±1.39	-4.32	.001

SD; standard deviation, ML; medial-lateral, AP; anterior-posterior, UD; upward-downward

몸통에서 양옆으로의 움직임은 통계학적으로 유의미한 차이를 보이지 않았지만, 앞뒤, 위아래의 움직임에서는 시각 생체피드백을 제공하지 않은 환경일 때 보다 시각 생체피드백을 제공한 환경일 때 적외선 반사마커 이

동범위가 통계학적으로 유의미하게 줄어들었다(p<.05). 무릎관절에서 시각 생체피드백을 제공하지 않은 환경보다 시각 생체피드백을 제공한 환경일 때 적외선 반사마커의 위아래 움직임이 통계학적으로 유의미하게 줄어들

Table 6. Comparison of velocity between non-feedback and on-feedback group (n= 15)

		Mean±SD (cm/s ²)		t	p
		Non-feedback	On-feedback		
Acceleration					
Trunk	ML	456.10±201.30	448.41±290.40	.13	.897
	AP	460.70±265.09	311.73±272.45	1.66	.119
	UD	418.99±278.58	378.27±273.05	.54	.595
Knee	ML	1183.35±599.60	1197.64±677.05	-.17	.868
	AP	1722.32±1164.30	1797.07±1381.28	-.58	.572
	UD	952.43±606.88	955.69±619.62	-.05	.965
Ankle	ML	712.62±573.15	584.64±255.73	.95	.361
	AP	1430.60±2903.83	648.06±586.08	1.06	.305
	UD	1772.49±1279.17	1658.97±855.51	.40	.695
Deceleration					
Trunk	ML	-403.43±209.91	-427.19±187.54	.44	.665
	AP	-313.50±244.13	-466.45±272.93	2.49	.026
	UD	-346.35±252.87	-396.22±232.60	.57	.579
Knee	ML	-1127.80±627.60	-1205.07±636.59	1.17	.262
	AP	-1757.91±1114.56	-1893.65±1329.45	1.11	.288
	UD	-1095.84±778.94	-1042.51±742.31	-.47	.649
Ankle	ML	-774.81±764.51	-588.97±317.65	-1.05	.312
	AP	-1299.66±2768.20	-645.20±565.81	-.91	.379
	UD	-1949.19±1357.56	-1644.21±926.27	-1.07	.301

SD; standard deviation, ML; medial-lateral, AP; anterior-posterior, UD; upward-downward

었다($p<.05$).

IV. 고찰

5. 속도 변화

시각 생체되먹임을 제공한 환경과 시각 생체되먹임을 제공하지 않은 환경에서 의자에서 일어서기 동작 수행 시 속도변화를 비교한 결과는 다음과 같았다(Table 6). 시각 생체되먹임을 제공한 환경과 시각 생체되먹임을 제공하지 않은 환경 모두 의자에서 일어서기 동작 수행 시 몸통, 무릎관절, 발목관절에서 속도 변화는 통계학적으로 유의미한 차이를 나타내지 않았지만, 몸통의 앞뒤 움직임에서 시각 생체되먹임을 제공하였지 않은 환경보다 시각 생체되먹임을 제공한 환경에서 통계학적으로 유의미한 감속이 나타났다($p<.05$).

본 연구는 시각 생체되먹임을 제공하지 않은 환경과 시각 생체되먹임을 제공한 환경에서 앉은 자세에서 일어서기를 실시했을 때와 움직임의 운동학적 특성에 어떤 차이가 있는지를 알아보기 위해 몸통, 무릎 관절과 발목 관절의 가동범위와 지면반발력, 압력중심 이동범위, 반사마커 이동범위, 속도를 측정 및 분석하였다.

일상생활에서 자주 수행하는 움직임중 하나인 일어서기 동작을 안정적으로 수행하기 위해서는 충분한 관절의 움직임과 회전력, 좁은 지지면에서 안정적으로 압력 중심점을 이동시키는 능력, 환경에 따라 발생할 수 있는 전략을 수정할 수 있는 능력이 요구된다고 하였으며 (Shumway-Cook & Woollacott, 2012), Bhardwaj 등(2020)은 앉은 자세에서 일어서기 동작은 무릎, 몸통, 발목에서 여러가지 움직임을 동반한다고 보고하였다. 이러한 앉은

자세에서 일어서기 움직임은 안정적인 앉은 자세에서 불안정한 일어서 자세로 전환되는 것을 의미하고, 다리와 몸통 근육의 협응 능력이 요구된다고 하였다(Mak 등, 2003). 본 연구에서 시각 생체되먹임을 제공한 환경은 이처럼 일어서기 동작의 전략을 수정하는데 기여한 바로 보인다.

시각 생체되먹임을 제공한 환경에서 적외선 반사마커의 움직임이 몸통은 앞뒤로 감소하고, 무릎관절에서 위아래 움직임이 증가하였다. 이는 Lummel 등(2018)의 연구에서 효율적인 일어서기 동작 시 몸통의 폼이 증가한다는 연구결과와 유사하다고 볼 수 있다. 일반적으로 일어서기 동작에서 엉덩이를 때기 위해서 몸통의 전방이동 후 다리의 힘이 안정성을 제공해주고 엉덩이를 들어 올리는데, 이러한 움직임이 어려운 상태에서는 약화된 근육을 보상하기 위해 몸통의 반동을 이용하여 엉덩이 때기를 수행한다고 하였다(Millington 등, 1992). 앉은 자세에서 일어서기 동작 수행의 초기 구간에 해당하는 엉덩관절이 의자에서 떨어지는 시점에서 지면에 가해지는 부하량은 최소값의 형태로 나타나게 된다는 연구 결과(Demura & Yamada, 2007)와 Lee와 Park(2017)의 연구에서는 발목관절이 발등굽힘(dorsi flexion)된 상태에서 일어서기 동작을 수행했을 때 다리의 수축력을 높이고 빠른 움직임이 시작될 수 있어서 일어서기 동작 수행동안 지면에 가해지는 체중 부하량의 총합을 감소시킬 수 있었다고 보고하였다. 이는 본 연구에서 나타난 힘판을 누르는 힘이 감소한 것과 연관지을 수 있다. Kim 등(2011)은 편한 속도로 일어서기에 비해 빠른 일어서기는 압력 중심의 변화 많고, 일어서기 속도가 빨라지면 압력 중심의 위치 변화가 증가하고 그로인해 낙상의 위험이 높아진다고 하였다. 본 연구에서는 시각 생체되먹임을 제공한 환경일 때 압력중심점의 이동거리가 양옆 움직임에서 증가하였는데, 이는 압력중심점의 위치변화가 증가하여 낙상의 위험이 증가할 수 있음을 나타낸다. 하지만, 시각 생체되먹임을 제공한 환경에서 몸통의 앞뒤 움직임에서 감속이 나타난 것으로 보아 다리의 수축력과 몸통 폼근의 수축력은 높아지고 몸통이 흔들리는 속도는 느려져서 시각 생체되먹임을 제공하지 않은 환경에서의 일어서기 동작보다 낙상 위험이 적고 효율적인 일어서기 동작을 수행한다고 볼 수 있다. 또한, 의자의 높이는

다리의 길이와 동일하거나 높았을 경우 압력중심점은 통계학적으로 유의미한 차이가 없다고 보고하였다(Yamada & Demura, 2004). Kim(2011)의 연구에서는 의자 높이가 다리의 길이보다 높은 그룹에서는 일어서는 속도가 증가하고 힘판을 누르는 수직 지면 반발력은 감소하였다고 보고하였는데, 본 연구에서는 의자의 높이를 다리보다 높게 설정하였지만 시각 생체되먹임을 제공한 환경에서 일어서기 동작 수행 시 속도는 감소하고 힘판을 누르는 수직 지면 반발력도 감소하였다. 이 결과는 다리의 길이보다 높은 의자에서 일어서기 동작을 수행할 때도 안정성이 증가했다고 사료된다.

Gu(2017)의 연구에서 엉덩관절 각도의 감소는 골반 앞기울임이 증가했음을 의미한다고 보고하였다. 본 연구에서 역시 시각 생체되먹임을 제공한 환경일 때 시상면에서 오른쪽 엉덩관절의 가동범위가 감소하였고 통계학적으로 유의미하지는 않았지만 왼쪽 엉덩관절의 가동범위도 감소했는데 이는 골반의 앞기울임이 증가했다고 할 수 있다. 이 결과는 시각 생체되먹임을 제공하지 않은 환경에서의 일어서기 동작에서 보다 되먹임을 제공한 환경에서 몸통의 폼이 더 잘 유지된 상태로 일어서기 동작을 수행했다고 설명할 수 있다. Spyropoulos 등(2013)는 무릎관절의 모멘트 증가 시 골반의 기울임이 효율성을 제공할 수 있다고 보고하였으며, 본 연구에서 역시 시상면 움직임에서 양쪽 무릎관절의 관절 가동 범위가 통계학적으로 유의미하게 증가하였다. 시상면에서 발목관절의 관절가동범위도 통계학적으로 유의미하게 증가하였고, 수평면에서 몸통의 회전 각도가 통계적으로 유의미하게 감소하였다. 이 결과는 시각 생체되먹임을 제공한 환경에서 레이저 포인터가 조사된 화이트보드에 그려져 있는 기준선 밑으로 레이저 포인터 점이 내려오지 않도록 머리의 흔들림을 조절하면서 몸통의 안정성을 증가시켰으며, 무릎관절과 발목관절이 일어서기 동작을 시작할 때 신체중심이 전방으로 이동하며 다리의 안정성을 증가시키면서 일어서기 동작을 수행한 것으로 사료된다. 적외선 반사마커의 움직임은 시각 생체되먹임을 제공한 환경일 때 몸통에서 위아래로 증가했고, 무릎관절 움직임에서도 위아래로 증가했다. 이 또한 시각 생체되먹임을 제공한 환경에서 일어서기를 시작할 때 몸통 폼의 각도를 증가시키면서, 몸통의 안정성을 높이고,

신체중심을 전방으로 이동시키면서 일어서기 동작을 수행하기 위해 무릎 관절의 움직임도 위아래로 증가했다고 사료된다.

이처럼 본 연구의 결과는 일어서기 시 시각 생체되먹임을 제공한 환경은 움직임의 전략을 수정하여 몸통에서는 흔들림을 감소시키고 다리에서는 효율적인 움직임을 제공하여 보다 효과적이면서 안전한 일어서기를 제공한다고 볼 수 있다. 하지만, 본 연구의 대상자의 수와 연령이 제한적인 점과 일어서기에 주요 근육활성을 확인하기 위한 근전도기기를 사용하지 않은 점에서 추후 연구에서는 이러한 제한점을 고려할 필요가 있다.

V. 결론

본 연구에서 실험을 통해 생체되먹임을 제공한 환경에서 일어서기 시 움직임의 전략이 수정되어 몸통과 다리의 움직임이 변화하여 신체 조절 능력이 증가한 결과로 안정적으로 일어서는 동작을 수행할 수 있었다. 따라서, 시각 생체되먹임을 제공한 환경에서의 일어서기 동작은 시각 생체되먹임을 제공하지 않는 환경에서의 일어서기 동작에 비해 효율성과 안정성이 증가함을 알 수 있었다.

참고문헌

- Barclay-Goddard R, Stevenson T, Poluha W, et al(2004). Force platform feedback for standing balance training after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*, 2004(4), Printed Online. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD004129.pub2>.
- Bhardwaj S, Khan AA, Muzammil M(2020). Data acquisition system for measurement of biomechanical variables in sit-to-stand task. *Recent Advances in Mechanical Engineering*, 2019, Printed Online.
- Bieryla KA, Anderson DE, Madigan ML(2009). Estimations of relative effort during sit-to-stand increase when accounting for variations in maximum voluntary torque with joint angle and angular velocity. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(1), 139-144. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.07.002>.
- Bohannon RW(2015). Daily sit-to-stands performed by adults: a systematic review. *J Phys Ther Sci*, 27(3), 939-942. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.939>.
- Bryanton MA, Bilodeau M(2016). Postural stability with exhaustive repetitive sit-to-stand exercise in young adults. *Hum Mov Sci*, 49, 47-53. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.06.006>.
- Chan ZY, Zhang JH, Au IP, et al(2018). Gait retraining for the reduction of injury occurrence in novice distance runners: 1-year follow-up of a randomized controlled trial. *Am J Sports Med*, 46(2), 388-395. <https://doi.org/10.1177/0363546517736277>.
- Deconinck FJ, Smorenburg AR, Benham A, et al(2015). Reflections on mirror therapy: a systematic review of the effect of mirror visual feedback on the brain. *Neurorehabil Neural Repair*, 29(4), 349-361. <https://doi.org/10.29252/nrip.irj.15.3.227>.
- Demura S, Yamada T(2007). Height of chair seat and movement characteristics in sit-to-stand by young and elderly adults. *Percept Mot Skills*, 104(1), 21-31. <https://doi.org/10.2466/pms.104.1.21-31>.
- Gu SH(2017). Effects of pelvic proprioceptive motor control program on kinematic motion and center of pressure in trunk and lower extremity during sit to stand. Graduate school of Korea National Sport University, Republic of Korea, Doctoral dissertation.
- Gurses HN, Zeren M, Kulli HD, et al(2018). The relationship of sit-to-stand tests with 6-minute walk test in healthy young adults. *Medicine*, 97(1), Printed Online. <https://doi.org/10.1097/md.0000000000009489>.
- Healy GN, Winkler EA, Owen N, et al(2015). Replacing sitting time with standing or stepping: associations with cardio-metabolic risk biomarkers. *Eur Heart J*, 36(39), 2643-2649. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehv308>.
- Hortobágyi T, Mizelle C, Beam S, et al(2003). Old adults

- perform activities of daily living near their maximal capabilities. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 58(5), M453-M460. <https://doi.org/10.1093/gerona/58.5.M453>.
- In T, Cha YR, Jung JH, et al(2016). Effects of visual feedback with a mirror on balance ability in patients with stroke. *J Phys Ther Sci*, 28(1), 181-185. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.181>.
- Jones SE, Kon SS, Canavan JL, et al(2013). The five-repetition sit-to-stand test as a functional outcome measure in COPD. *Thorax*, 68(11), 1015-1020. <http://doi.org/10.1136/thoraxjnl-2013-203576>.
- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, et al(1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*. 7(6), 849-860. <http://doi.org/10.1002/jor.1100070611>.
- Kim SM(2011). The analysis of movement time and ground reaction force during sit to stand task in healthy. *PNF Mov*, 9(1), 31-38. <https://doi.org/10.21598/JKPNFA.2011.9.1.31>.
- Kim WH, Park HK, Song JC(2011). Analysis of central of pressure and vertical reaction force during sit to stand movement. *Korean J Neural Rehabil*, 1(1), 29-36.
- Kitago T, Krakauer JW(2013). Motor learning principles for neurorehabilitation. *Handb Clin Neurol*, 110, 93-103. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-52901-5.00008-3>.
- Kwakkel G, van Peppen R, Wagenaar RC, et al(2004). Effects of augmented exercise therapy time after stroke: ameta-analysis. *Stroke*, 35(11), 2529-2539. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000143153.76460.7d>.
- Lee MM, Park DS(2017). A comparison of muscle activation and mechanical loading according to the degree of ankle joint motion during a sit-to-stand task. *J Korean Soc Phys Med*, 12(4), 113-122. <https://doi.org/10.13066/kspm.2017.12.4.113>.
- Mak MK, Levin O, Mizrahi J, et al(2003). Joint torque during sit-to-stand in healthy subjects and people with parkinson's disease. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(3), 197-206. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00191-2](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00191-2).
- Massion J(1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol*. 38(1), 35-56. [https://doi.org/10.1016/0301-0082\(92\)90034-C](https://doi.org/10.1016/0301-0082(92)90034-C).
- Mathiyakom W, McNitt-Gray JL, Requejo P, et al(2005). Modifying center of mass trajectory during sit-to-stand tasks redistributes the mechanical demand across the lower extremity joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(1), 105-111. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.08.005>.
- Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM(1992). Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil*, 73(7), 609-617.
- Pollock A, Gray C, Culham E, et al(2014). Interventions for improving sit-to-stand ability following stroke. *Cochrane Database Syst Rev*, 2014(5), Printed Online. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD007232.pub4>.
- Rea P, Ottaviano E, Castelli G(2013). A procedure for the design of novel assisting devices for the sit-to-stand. *J Wound Ostomy Continence Nurs*, 10(4), 488-496. [https://doi.org/10.1016/S1672-6529\(13\)60249-8](https://doi.org/10.1016/S1672-6529(13)60249-8).
- Shumway-Cook A, Woollacott M(2012). *Motor control*. 4th ed, USA, Lippincott Williams & Wilkins, pp.341-343.
- Silva PF, Quintino LF, Franco J, et al(2014). Measurement properties and feasibility of clinical tests to assess sit-to-stand/stand-to-sit tasks in subjects with neurological disease: a systematic review. *Braz J Phys Ther*, 18(2), 99-110. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552012005000155>.
- Spyropoulos G, Tsatalas T, Tsaopoulos DE, et al(2013). Biomechanics of sit-to-stand transition after muscle damage. *Gait Posture*, 38(1), 62-67. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.013>.
- Takakusaki K(2013). Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Mov Disord*, 28(11), 1483-1491. <https://doi.org/10.1002/mds.25669>.
- Van Crielinge T, Truijten S, Schröder J, et al(2019). The effectiveness of trunk training on trunk control, sitting and standing balance and mobility post-stroke: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil*,

- 33(6), 992-1002. <https://doi.org/10.1177/0269215519830159>.
- Van Lummel RC, Evers J, Niessen M, et al(2018). Older adults with weaker muscle strength stand up from a sitting position with more dynamic trunk use. *Sensors*, 18(4), Printed Online. <https://doi.org/10.3390/s18041235>.
- Vieira ER, Palmer RC, Chaves PH(2016). Prevention of falls in older people living in the community. *BMJ*, 353, Printed Online. <https://doi.org/10.1136/bmj.i1419>.
- Yamada T, Demura S(2004). Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci*, 23(6), 197-203. <https://doi.org/10.2114/jpa.23.197>.
- Zhang JJ, Fong KN, Welage N, et al(2018). The activation of the mirror neuron system during action observation and action execution with mirror visual feedback in stroke: a systematic review. *Neural Plast*, 2018, Printed Online. <https://doi.org/10.1155/2018/2321045>.