

척추보조기 착용과 일어서기 운동전략이 지면반발력과 하지근활성도에 미치는 영향

김도균
한서대학교 대학원 물리치료학과
김택훈, 노정석, 신현석
한서대학교 물리치료학과

Abstract

Influence of Spine Orthosis and Sit-to-Stand Motor Strategies on Ground Reaction Force and Lower Extremity Muscle Activity

Do-kyun Kim, M.Sc., P.T.

Dept. of Physical Therapy, The Graduate School, Hanseo University

Tack-hoon Kim, Ph.D., P.T.

Jung-suk Roh, M.Sc., P.T.

Heon-seock Cynn, M.A., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

The purpose of this study was to assess the influence of spine orthosis and sit-to-stand motor strategies on ground reaction force (GRF) and lower extremity muscle activity. Twenty healthy adult men participated, and subjects randomly performed sit-to-stand motions in three different conditions: Momentum-transfer strategy (MTS); MTS with spine orthosis; and zero-momentum strategy (ZMS) with spine orthosis. GRF data, onset time, and muscle activity were determined and compared using forceplate and electromyography. Data were statistically analyzed by the SPSS version 13.0. One-way repeated analysis of variance (ANOVA) was used to determine the statistical significance, and least significant difference was used as a post hoc test. The level of significance was .05. The results of this study were as follows: 1. Peak GRF and relative time to peak GRF were not significantly different in the three different conditions ($p > .05$). 2. Onset time of four muscles, tibialis anterior, gastrocnemius, biceps femoris and rectus femoris, in the three different conditions were significantly different ($p < .05$). 3. The tibialis anterior and rectus femoris muscle activity before hip-off and tibialis anterior, gastrocnemius, and rectus femoris muscle activity after hip-off were significantly different in the three different conditions ($p < .05$).

Key Words: Electromyography; Forceplate; Sit-to-stand; Spine orthosis.

I. 서론

보행을 비롯한 기능적인 동작을 독립적으로 수행하기 위해서 앉은 자세에서 일어서는 것과 일어난 자세에서 앉는 것은 필수적이다. Papa와 Cappazzo(2000)는 이러한 동작이 신경계와 근골격 시스템의 기능적 제한을

밝혀내는데 좋은 변수라고 하였다. Riley 등(1991)은 일어서기 동작이 하지의 근력과 광범위한 관절움직임을 포함하기 때문에 균형에서 중요하게 연구할 만한 가치가 있다고 하였다. 일어서기 동작을 수행하기 위한 필수적인 요소로는, 일어서는데 필요한 충분한 관절 우력(torque)의 발생, 의자에 앉아있는 상태에서 서기까지 무게

통신저자: 김도균 dogyun78@hanmail.net

중심(center of mass)의 이동에 따른 신체 움직임에 대한 안정성 유지, 그리고 일어서기를 수행하는 동안 의자높이, 팔걸이, 발의 위치 등과 같은 환경적 제약(environmental constraints)에 적응하고 수정된 운동전략을 사용할 수 있는 능력 등이 있다(Anne과 Marjorie, 1995).

일어서기의 운동전략은 연구자에 따라 다른 여러 단계로 분류되어 정의되고 있는데, 각 단계마다 고유한 움직임과 안정성이 요구된다. Schenkman 등(1990)은 정상일어서기 전략(momentum-transfer strategy: MTS)의 단계를 체간을 굴곡시킴으로써 무게중심을 앞으로 이동하는 무게이동단계, 엉덩이가 의자에서 떨어지면서 상지에서 전신으로 운동량이 이동하기 시작하고 몸이 들리는 엉덩이 떼기단계, 체간 수직 이동을 목표로 엉덩이와 무릎을 신전하는 체간신전단계, 그리고 신전이 종료되는 안정화단계로 구분하였다. 따라서 MTS는 건강한 젊은 성인이 멈춤 없이 부드럽고 효과적으로 일어서는 전략이며 각 단계로의 운동량의 전이가 특징적이다. 반면 수직일어서기 전략(zero-momentum strategy: ZMS)은 더 많은 안정성을 보장받기 위한 운동전략으로 발의 기저면(base of support) 안으로 무게중심을 이동하기 위해 체간을 앞으로 구부려 수직으로 몸을 일으켜 일어서는 전략이며, 하지의 많은 힘이 요구되는 것이 특징이다. ZMS는 임상에서 일어서기 재교육 시 많이 사용하는 보편적인 일어서기 운동전략으로 상위운동신경 손상환자들이 사용하는 경향이 있는데 안정성 조절에 어려움이 따른다(Schenkman 등, 1990).

일어서기 운동전략은 척추와 엉덩이 관절, 무릎 관절, 그리고 발목 관절의 움직임이 감소하였을 때 많은 영향을 받는다(Anne과 Majorie, 1995). 일어서기는 많은 자유도를 사용하는 동작으로 안정성 조절을 위해 한 부분에서 다른 부분으로의 운동량을 이동시키는 과정이 포함되기 때문에 관절움직임의 제한이 발생하면 운동전략이 변화될 수 있다.

척추보조기의 착용에서 흉요추보조기는 척추의 움직임에 많은 제한을 준다고 하였다(Vander kooi 등, 2004; von Leeuwen 등, 2000). 그리고 Kawaguchi 등(2002)은 정상인의 체간 굴곡-신전 운동에서 요추보조기(lumbar orthosis)가 체간의 근활성도를 줄인다고 보고하였고, Korovessis 등(1996)은 척추보조기가 척추 이외에 목, 흉곽, 골반, 그리고 연부조직에도 적용되어 일어서기 등과 같은 기능적 과업에 많은 제한을 주고 있다고 하였다. 이러한 이유로 척추보조기의 착용은 척추와 엉덩이 관절의

움직임에 제한을 주어 척추보조기를 착용한 후 일어서기에서 운동전략에 따라 서로 다른 변화를 보일 것이다.

따라서 본 연구에서는 MTS로 일어서기와 척추보조기를 착용한 후 MTS와 ZMS로 일어서기를 실시하는 동안 하지의 지면반발력, 근수축 개시시간, 그리고 근활성도의 차이를 비교하여 척추보조기를 착용한 상태의 일어서기 시 운동전략의 변화를 알아보고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구는 신경계와 근·골격계 질환, 허리의 통증 및 심혈관계의 질환이 없고 최근 6개월 간 하지의 특별한 운동을 하지 않은 자를 대상으로 한서대학교 재학 중인 정상 성인 남자 20명으로 실시하였다.

실험을 실시하기 전에 연구목적과 방법에 대하여 대상자에게 충분히 설명한 후 자발적인 동의를 얻었다.

2. 보조기 제작 및 실험기기

가. 척추보조기 제작

각 연구 대상자의 치수를 측정하는데, 골반(pelvis)둘레는 대전자(greater trochanter)와 장골릉(iliac crest)사이의 둘레, 흉곽(thorax)둘레는 견갑골(scapula)의 하각(inferior angle)에서 2~3 cm 아래 부분의 둘레, 그리고 후방지주(posterior upright)길이는 골반밴드(pelvic band)에서 위로 어깨에서 2.5 cm 내린 부분까지의 길이를 측정하였다. 캐스팅 용지에 2.5 cm 굵기로 그리고, 용지를 자른 다음 그 부분을 알루미늄 판에 붙이고 톱으로 모양대로 잘라 줄로 매끄럽게 다듬었다. 골반밴드, 흉부밴드(thoracic band), 그리고 후방지주를 보조기 형태로 맞추어 조립하였다. 보조기 치수에 맞게 측방지주(lateral upright)를 제작하여 결합 후 튀어나온 부분을 제거하였다.

나. 실험기기

일어서기동작 시 하지의 지면반발력의 변화를 측정하기 위하여 힘판¹⁾(force plate, 40 cm × 60 cm)을 사용하였고, 근수축 개시시간과 근활성도를 측정하기 위하여 근전도기²⁾(electromyography)와 지름이 1 cm, 전극

1) KISTLER Bioware Software, Ver. 3.2.6. Type 2812A, Switzerland.

2) MP100A-CE, BIOPAC System Inc., CA, U.S.A.

간의 간격이 2 cm인 이극표면전극³⁾(bipolar surface electrode)을 사용하였다.

3. 실험방법

가. 실험자세

본 연구에서는 등받이, 팔걸이 그리고 다리 지지대가 없는 딱딱한 의자를 사용하였다. 힘판 위에 나무판(60 cm × 90 cm × 3 cm)을 놓고 그 위에 의자를 놓고 영점을 잡고, 대상자는 의자에 앉은 상태에서 체중 측정과정을 거친 후에 실험에 참여하였다.

시선은 정면을 바라보고, 체간은 곧게 펴고, 팔은 가슴 높이에서 포개어 놓아 상지 사용을 최대한 배제하여 보상(compensation)을 줄이도록 하였다. 엉덩이와 허벅지의 근위부 30%만 의자에 닿도록 하고, 의자높이는 발바닥에서 무릎높이의 80%의 높이로 하였고, 바닥에서 발의 뒤꿈치가 떨어지지 않은 상태에서 발목 배측 굴곡이 18°로 양발 끝의 방향과 발을 벌리는 너비는 평행한 자세로 하였으며, 각 연구 대상자들이 평상 시 편안히 일어서는 속도로 일어서기를 실시하였다.

나. 실험과정

대상자에게 MTS로 일어서기, 척추보조기를 착용한 후 MTS로 일어서기, 그리고 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서는 세 가지 조건을 무작위로 수행하도록 하였고, 실험 전에 연구 대상자가 운동전략이 익숙해질 때까지 충분한 연습을 실시하였다.

핸드스위치와 초시계(stop-watch)를 양손에 잡고 연구 대상자가 준비가 되면 스스로가 일어서기 시작과 함께 핸드스위치와 초시계를 동시에 눌러 일어서기의 시작하는 시간을 결정하고, 일어서기가 종료된 시점에 초시계를 눌러 일어서기의 끝나는 시간을 결정하였다. 핸드스위치는 힘판과 근전도기를 동기화(synchronization)하여 동시에 힘판과 근전도기의 자료를 수집하기 위해 사용되었다.

각 일어서기는 3회 반복하여 측정하였고, 대상자의 피로를 최소화하기 위해 각 동작사이에 1분동안의 충분한 휴식시간을 주었다. 3회 반복 측정한 지면반발력의 최대값 및 최대값에 도달하는 상대적 시점, 근수축 개시 시간, 그리고 근활성도는 그 평균을 구하여 비교하였다.

다. 근전도 전극 부착 부위

근전도의 표면전극(surface electrode)과 접지전극⁴⁾(ground electrode)은 우세 하지(dominant lower extremity)에 부착하였다. 표면전극 부착 부위에서 피부부하를 감소시키기 위해 털을 제거하고, 가는 사포로 3~4회 문질러 피부각질층을 제거하였다. 전극에 소량의 전해질 겔을 발라 부착한 후 종이테이프고 고정하였다.

무릎관절 가쪽관절융기(lateral condyle)와 가쪽복사(lateral malleolus)를 연결한 선의 상위 75% 부위에 앞정강근(tibialis anterior)의 전극을 부착하고, 무릎관절 안쪽관절융기와 발꿈치뼈(calcaneus)를 연결한 선의 상위 30% 부위에 장딴지근 안쪽갈래(gastrocnemius medialis)의 전극을 부착하였다. 넓다리 곧은근(rectus femoris)의 전극은 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine)와 무릎뼈끝(patellar apex) 사이 50% 부위, 넓다리 두갈래근(biceps femoris)의 전극은 궁둥뼈거친면(ischial tuberosity)과 넓다리뼈 가쪽위관절융기(lateral epicondyle)사이 50% 부위에 부착하였다. 접지전극은 무릎관절 가쪽관절융기에 부착하였고, 근전도 시스템의 엉덩이 떼기 스위치(hip-off switch)는 앉은 상태에서 대상자의 궁둥뼈거친면이 붙는 의자표면에 부착하였다.

라. 자료수집 및 신호처리

지면반발력, 근수축 개시시간, 그리고 근활성도는 일어서기를 시작하는 시간과 종료시간동안의 상대적 시간을 Matlab(Ver 6.5 Mathwork Inc., MA, U.S.A.)을 이용하여 백분율로 정규화하여 측정하였다.

힘판의 표본수집률(sampling rate)은 60 Hz로 하였다. 지면반발력은 일어서기의 시작하는 시간과 끝나는 시간 동안 측정되었으며 체중(body weight; BW)의 백분율(%BW)로 표기하였다.

근전도 신호의 표본수집률은 1024 Hz이었으며, 잡음을 제거하기 위해 20~450 Hz의 대역 통과 필터(band pass filter)와 60 Hz와 180 Hz의 대역 여과 필터(band stop filter)를 사용하여 수집된 근전도 신호를 RMS(root mean square)처리하였다.

근수축 개시시간은 본 실험 전에 신호를 수집하여 2초간을 기초선 기간으로 정하였고, 2초 동안에 수집한 근전도 신호를 전파정류(full-wave rectification)한 후, 기초선 기간 중 가장 안정된 .5초 동안의 신호에서 근

3) TSD 150B BIOPAC System Inc., CA, U.S.A.

4) EL503, BIOPAC System Inc., CA, U.S.A.

활성도의 평균과 표준편차를 구하였다. 평균으로부터 2 배 표준편차를 초과하는 근활성도를 근수축 개시시간 역치로 계산하여 근수축 개시시간으로 설정하였다. 25 ms 이상 근수축이 지속되지 않은 경우에는 실제 근수축으로 간주하지 않았다.

근활성도는 일어서기 동안 각 근수축의 최대값을 100%로 기준 수축(reference contraction)을 삼아 이를 기준으로 정규화(%EMG)하는 방법을 사용하여 일어서기 시 각 근육의 근전도 신호의 평균을 구하였고, 또 일어서기의 시작시점부터 엉덩이 떼기시점까지와 엉덩이 떼기시점부터 일어서기가 종료되는 시점으로 구분하여 시점별로 각 근육의 근활성도를 나타내었다.

4. 분석방법

자료의 통계 처리는 상용 통계 프로그램인 윈도우용 SPSS version 13.0을 사용하였다. 일어서기 동안 하지의 지면반발력의 최대값 및 최대값의 상대적 시점, 근수축 개시시간, 그리고 시점별 각 근활성도를 비교하기 위하여 반복된 일요인 분산분석(one-way ANOVA with repeated measures)을 사용하였다. 사후 검정방법으로 LSD(least significant difference)를 사용하였으며, 통계학적 유의성을 검정하기 위한 유의수준 $\alpha=0.05$ 로 하였다.

III. 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자인 남자 20명의 평균나이는 21.9세, 평균신장은 174.5 cm, 그리고 평균체중은 68.2 kg이었다(표 1).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

대상자수(명)	나이(세)	신장(cm)	체중(kg)
20	21.9±6.1 ^a	174.5±6.5	68.2±17.3

^a평균±표준편차

2. 일어서기 동안 각 지면반발력 분석

전후 지면반발력과 수직 지면반발력을 분석한 결과, 일어서기 조건별로 유의한 차이가 없었고($p>0.05$)(표 2), 최대값에 도달하는 상대적 시점을 분석한 결과, 일어서기 조건별로 전후 지면반발력과 수직 지면반발력은 유의한 차이가 없었다($p>0.05$)(표 3).

3. 일어서기 동안의 근수축 개시시간과 엉덩이 떼기시점 분석

일어서기 동안의 근수축 개시시간은 앞정강근, 장딴지근, 넙다리 곧은근, 그리고 넙다리 두갈래근에서 일어서기 조건별로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$)(표 4). 사후검정을 실시한 결과, 앞정강근의 척추보조기를 착용한 후 MTS로 일어서기와 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기와, 넙다리 곧은근에서 MTS로 일어서기와 척추보조기를 착용한 후 MTS로 일어서기를 제외한 나머지에서 유의한 차이를 보였다($p<0.05$)(그림 2).

일어서기 동안의 엉덩이 떼기시점은 일어서기 조건별로 유의한 차이를 보였고($p<0.05$)(표 4), 사후검정을 실시한 결과, MTS로 일어서기와 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기에서 유의한 차이를 보였다($p<0.05$)(그림 2).

4. 일어서기 동안 시점별 각 근활성도 분석

가. 일어서기 시작시점부터 엉덩이 떼기시점까지 근활성도 분석

일어서기 시작시점부터 엉덩이 떼기시점까지의 근활성도는 일어서기 조건별로 앞정강근과 넙다리 곧은근에서 유의한 차이를 보였고($p<0.05$), 나머지 근육에서는 유의한 차이가 없었다($p>0.05$)(표 5). 사후검정을 실시한 결과, 앞정강근에서 MTS로 일어서기와 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기와, 척추보조기를 착용한 후 MTS로 일어서기와 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기에서의 근활성도가 유의한 차이를 보였고($p<0.05$), 넙다리 곧은근에서 MTS로 일어서기와 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기에서 근활성도가 유의한 차이를 보였다($p<0.05$)(그림 3).

나. 일어서기 엉덩이 떼기시점부터 종료시점까지 근활성도 분석

일어서기 엉덩이 떼기시점부터 종료시점까지의 근활성도는 일어서기 조건별로 앞정강근, 장딴지근, 그리고 넙다리 곧은근에서 유의한 차이를 보였고($p<0.05$)(표 6), 사후검정을 실시한 결과, 앞정강근과 장딴지근에서는 MTS로 일어서기와 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기와 척추보조기를 착용한 후 MTS로 일어서기와 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기에서 근활성도가 유의한 차이를 보였다($p<0.05$). 넙다리 곧은근에서는 척추보조기를 착용한 후 MTS로 일어서기와 척추

표 2. 일어서기 동안 지면반발력의 분석

	평방향	자유도	평방평균	F	p
전후 지면반발력	631.167	2	315.583	.404	.672
수직 지면반발력	3741.500	2	1870.750	.254	.778

표 3. 일어서기 동안 지면반발력의 최대값에 도달하는 상대적 시점 분석

	평방향	자유도	평방평균	F	p
전후 지면반발력	33.389	2	16.694	.158	.855
수직 지면반발력	121.722	2	60.861	.638	.538

표 4. 일어서기 동안 근수축 개시시간과 엉덩이 떼기시점 분석

	평방향	자유도	평방평균	F	p
앞정강근	130.021	2	65.010	6.767	.005
장딴지근	856.059	2	428.030	12.766	.000
넙다리 곧은근	296.898	2	148.449	8.005	.002
넙다리 두갈래근	364.373	2	182.186	9.870	.001
엉덩이 떼기시점	371.637	2	185.818	3.735	.040

표 5. 일어서기 시작시점부터 엉덩이 떼기시점까지 근활성도 분석

	평방향	자유도	평방평균	F	p
앞정강근	6.324	2	3.162	14.377	.000
장딴지근	.011	2	.005	2.070	.150
넙다리 곧은근	.219	2	.146	4.055	.032
넙다리 두갈래근	.207	2	.103	.349	.709

표 6. 일어서기 엉덩이 떼기시점부터 종료시점까지 근활성도 분석

	평방향	자유도	평방평균	F	p
앞정강근	67.829	2	33.914	21.251	.000
장딴지근	.175	2	.087	4.373	.024
넙다리 곧은근	.366	2	.183	7.466	.007
넙다리 두갈래근	6.273	2	3.136	3.145	.063

보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기에서의 근활성도가 유의한 차이를 보였다($p < .05$)(그림 4).

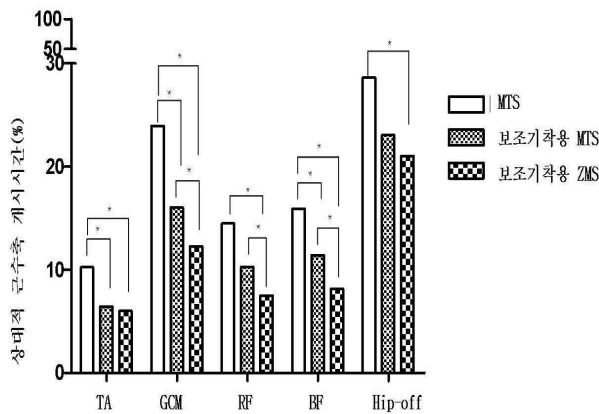
IV. 고찰

1. 연구방법에 대한 고찰

일어서기는 몸을 일으키기 위한 수직가속력을 발생시키는 엉덩이와 무릎 근육들의 구심성 수축, 무게중심의 수평적 이동인 수평가속력을 조절하기 위한 체간과

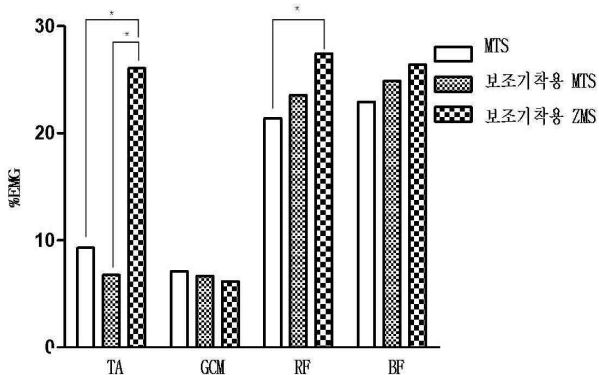
엉덩이 근육들의 원심성 수축, 그리고 일어서기 전의 상지의 움직임이 필요하다고 하였다(Schenkman 등, 1990). 이에 MTS는 체간굴곡을 통해 수평가속력을 발생시키고 이 힘을 수직가속력으로 연결하여 하지의 힘과 함께 일어서는 운동전략이고, ZMS는 무게중심을 발의 기저면 안에 유지하기 위한 최소한의 체간굴곡과 함께 하지의 힘으로만 수직가속력을 만들어 일어서는 운동전략이다(Anne과 Marjorie, 1995).

일어서기 동안 체간굴곡은 무게중심을 발의 기저면 안에 유지하기 위한 것으로 무게중심이 발의 기저면 안



*p < .05

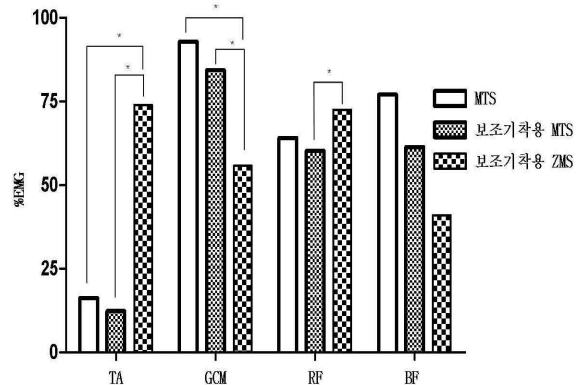
그림 2. 일어서기 동안 근수축 개시시간과 엉덩이 떼기 시점 분석(TA: 앞정강근, GCM: 장딴지근, RF: 넓다리 곧은근, BF: 넓다리 두갈래근, Hip-off: 엉덩이 떼기시점)



*p < .05

그림 3. 일어서기 시작시점부터 엉덩이 떼기 시점까지 근활성도 분석(TA: 앞정강근, GCM: 장딴지근, RF: 넓다리 곧은근, BF: 넓다리 두갈래근)

에 위치하지 못하면 기능적 일어서기에 제한을 받게 되고, 무게중심을 발의 기저면 안에 유지하기 위한 다른 방법으로는 발의 기저면을 무게중심방향인 후방으로 이동하는 것으로 이 방법이 수행되기 위해서는 발목 관절의 배측굴곡 각도를 증가시켜야 하나, 본 연구에서는 일어서기 시작자세를 일치시켜 이러한 방법이 수행되지 못하도록 제한시켰다. 본 연구에서 사용된 시작자세는 Papa와 Cappazzo(1999)에 의해 실험자가 편안하게 느낄 수 있도록 하기 위해 힘판 위에 나무판을 위치시켜 힘판을 확장하여 지지하였다. 일어서기 운동전략으로는



*p < .05

그림 4. 일어서기 엉덩이 떼기 시점부터 종료 시점까지 근활성도 분석(TA: 앞정강근, GCM: 장딴지근, RF: 넓다리 곧은근, BF: 넓다리 두갈래근)

앞에 언급한 두 가지 운동전략 뿐만 아니라 노인이나 신경손상 환자들이 팔걸이 등과 같은 보조도구를 사용하여 일어서는 전략이 있으나 일어서는데 필요한 힘 발생량과 보조도구를 안전하게 사용하기 위한 힘 발생량이 모두 요구되기 때문에 본 연구에서는 제외하였다.

일어서기 동안의 시점은 일어서기 시작시점, 엉덩이 떼기시점, 그리고 종료시점으로 구분하였다. Papa와 Cappazzo(1999)는 일어서기를 엉덩이 떼기 전까지를 머리-팔-체간(head-arm-torso) 무게중심이동과 엉덩이 떼기 후 전신(whole body) 무게중심이동으로 구분하여 5단계(머리-팔-체간 가속단계, 머리-팔-체간 감속단계, 운동량 이동단계, 전신 가속단계, 전신 감속단계)로 나누었고 Yamada와 Demura(2004)는 일어서기 시작시점, 엉덩이 협응시점, 무릎과 엉덩이의 신전시점, 종료시점으로 나누었다.

일어서기를 분석하는 방법으로는 첫 번째 운동형상학적(kinematic) 시스템을 사용하여 실질적인 동작을 분석하는 방법, 두 번째 근전도 시스템을 사용하는 방법, 세 번째 힘판과 같은 운동역학적(kinetic) 시스템을 사용하는 방법이 있다. 또한, Millington 등(1992)은 노인의 일어서기를 운동형상학적 분석과 근전도 신호분석에 의한 근육활동 패턴분석, 그리고 힘판에 의한 운동역학적 분석을 동시에 수행하여 기본적인 세 시스템간의 동기화로 인한 통합적 분석을 하였고, Yamada와 Demura(2004)는 근전도 시스템과 힘판 시스템을 동기화하여 상대적인 시간으로 근활성도와 지면반발력을 분석하였다. 본 연구에서는 힘판 시스템과 근전도 시스템

을 동기화하고 상대적 시간개념으로 정규화하여 일어서기 동안 하지의 지면반발력, 근수축 개시시간, 그리고 근활성도를 분석하였다.

2. 연구결과에 대한 고찰

본 연구에서는 MTS로 일어서기와 척추보조기를 착용한 MTS와 ZMS로 일어서기를 실시하는동안 어떤 운동전략이 더 효율적인지 알아보려고 힘판과 근전도기를 동기화하여 하지의 지면반발력, 근수축 개시시간과, 근활성도를 통합하여 세 가지 조건을 서로 비교하여 분석하였다.

앞정강근은 발목 관절의 배측굴곡 힘과 발 뒤쪽으로 압력중심(center of pressure)을 유지시키는 역할을 수행하고(Goulart와 Valls-sole, 1999), 앞정강근의 빠른 근수축은 발의 안정성과 무게중심의 전방이동을 보조하기 위해 발목 관절에서 정강이의 전방회전에 영향을 준다(Klemlani 등, 1999). 넙다리 곧은근은 엉덩이 관절굴곡과 무릎의 신전이 이루어지기 전에 무릎의 안정화를 이룰 수 있도록 하며, 넙다리 두갈래근은 일어서기를 수행하는 초기에 엉덩이 관절의 빠른 굴곡으로 인한 수평가속력의 증가를 감소시키는데 근수축을 한다(Schenkman 등, 1996). 장딴지근은 근수축이 가장 늦은 근육으로 수평가속력의 감속과 무릎신전 등과 같은 역할로 일어서기 동안 자세 안정성에 기여한다(Doorenbosch 등, 1994). Pai와 Roger(1990)는 균형조절이 일어서기 동안 상지의 움직임, 정강이의 전방회전, 그리고 수평가속력의 조절에서 가장 중요한 요소이고, 앞정강근과 장딴지근이 많은 역할을 한다고 하였다.

척추보조기를 착용한 후 MTS로 일어서기에서는 체간굴곡의 제한으로 수평가속력의 생산이 어렵기 때문에 운동량을 만들기 위한 다른 보상작용으로 무게중심이 발의 기저면 안으로 이동하면서 수평가속력을 수직가속력으로 연결하여 일어남을 알 수 있다. 따라서 근수축 개시시간과 엉덩이 떼기시점은 유의하게 빨랐지만 지면반발력과 근활성도가 유의한 차이가 없는 것이 MTS로 일어서기와는 다른 운동조절양상을 사용하여 일어서기 위한 충분한 운동량을 생성하였음을 알 수 있다(표 2)(표 5)(표 6).

척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기는 체간굴곡의 제한으로 무게중심을 발의 기저면 안으로 이동하기 위해 앞정강근, 넙다리 곧은근, 그리고 넙다리 두갈래근의 협응으로 엉덩이 관절의 빠른 신전이 이루어지는 경향을 보였다(그림 3). 이것은 Khemlani 등(1999)의 연구에서 넙다리 두갈래근은 발이 지면에 닿아 있을 때, 무

릎굴곡근으로 넙다리가 전방으로 정강이를 따라 이동하고, 반대로 넙다리 곧은근 등이 무릎을 신전할 때 힘을 보강하는 무릎신전근육으로 작용한다고 보고하였던 것과 일치한다. Goulart와 Valls-sole(1999)의 연구에서도 넙다리 네갈래근과 뒤넙다리근은 비슷한 시기에 근수축이 일어나고 몸을 일으키는 동안 서로 협응한다고 하였다.

세 가지 일어서기 조건에서 전후 지면반발력의 최대값과 최대값에 도달하는 상대적 시점에 유의한 차이가 없었던 이유는 근수축 개시시간과 근활성도에 관계없이 일어서기 동안 일정 범위내의 무게중심의 이동을 위해 전후 지면반발력이 필요하다는 선행연구결과에 의해 설명될 수 있다(Helga 등, 1999; Millington 등, 1992). 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기가 다른 일어서기보다 지면반발력에서 최대값 도달 후 완만한 곡선을 보이는 것은 운동량을 사용하지 않았기 때문이고, 수직 지면반발력은 근수축 개시시간과 근활성도에 관계하여 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기에서 지면반발력에서 유의한 차이는 없지만 다른 조건들에 비해 빠른 상승곡선을 보이고 완만한 곡선을 볼 수 있다(Brunt 등, 2002; Helga 등, 1999; Mazza 등, 2005).

본 연구에서 수직 지면반발력이 음의 값을 가지는데 Yamada와 Demura(2004)등과 같은 다른 연구들의 결과와 다른 이유는 선행연구 대상자의 체중이 수직 지면반발력에 포함되어 있기 때문이다. 수직 지면반발력의 최대값 도달 후 힘이 감소했다가 증가하는 노킹(knocking) 현상이 나타나는 이유는 빠른 움직임에서 오는 것인데, 일어서기 동안 중력중심(center of gravity)이 위로 움직이기 때문이다(Doorenbosch 등, 1994; Vander Linden 등, 1994). 수직 지면반발력에서 노킹현상이 일어서기 조건별로 다른 이유는 Yamada와 Demura(2004)의 연구에서 언급한 것으로 다리에 걸리는 부하량의 차이와 일어서기 운동전략의 차이 때문이라고 하였다.

본 연구의 결과는 척추보조기를 착용한 후 MTS로 일어서기가 MTS로 일어서기보다 수평가속력을 일으키기 위한 체간굴곡의 범위가 제한된 보상작용으로 앞정강근, 장딴지근, 그리고 넙다리 두갈래근의 근수축 개시시간이 유의하게 빨랐다($p < .05$). 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기는 척추보조기를 착용한 후 MTS로 일어서기보다 무게중심을 발의 기저면 안으로 이동하기 위해 엉덩이와 무릎 관절의 신전을 위한 장딴지근, 넙다리 곧은근, 그리고 넙다리 두갈래근이 유의하게 근수축 개시시간이 빨랐고($p < .05$), 일어서기 동안의 근

활성도는 엉덩이 떼기시점부터 종료시점까지는 앞정강근과 넓다리 곧은근은 유의하게 증가하였고 장딴지근에서는 유의하게 감소하였다.

위의 결과로 볼 때, 척추보조기를 착용한 일어서기가 근수축 개시시간과 근활성도와 같은 운동조절양상이 정상적인 일어서기와는 차이를 보인다. 이에 임상에서 척추보조기를 착용한 환자를 위한 효과적인 일어서기 운동전략을 선택하고 교육하는 것이 필요할 것이다.

3. 제한점 및 제안

본 연구 결과를 근거로 임상에서 환자의 치료나 훈련 시 일어서기의 정확한 이해와 적용에 대한 보다 효율적인 접근이 필요하다. 척추보조기를 착용한 후 일어서기에서 지면반발력, 근수축 개시시간, 그리고 근활성도를 보았지만 각 시점별로 정확한 관절의 움직임과 근육이 어떻게 영향을 미쳤는지 알 수 없었다. 향후 연구에서는 운동형상학적 시스템과 각속도계를 이용한 다양하고 정확한 관절움직임과 근육활동량의 관계분석이 필요하고, 목의 움직임이나 근활성도가 일어서기 동안 어떻게 영향을 미치는지 알아볼 필요가 있다.

V. 결론

본 연구는 20대 정상 성인 남자 20명을 대상으로 MTS로 일어서기와 척추보조기를 착용한 후 MTS와 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기를 비교하여 실시한 결과, 전후 지면반발력과 수직 지면반발력의 최대값 및 최대값에 도달하는 상대적 시점을 분석한 결과, 일어서기 조건별로 유의한 차이가 없었다($p > .05$). 세 가지 일어서기 조건에서 각 근육의 근수축 개시시간은 앞정강근, 장딴지근, 넓다리 곧은근, 그리고 넓다리 두갈래근에서 일어서기 조건별로 유의한 차이를 보였다($p < .05$). 일어서기 단계에 따른 근활성도는 일어서기 시작시점부터 엉덩이 떼기시점까지는 앞정강근과 넓다리 곧은근에서 일어서기 조건별로 유의한 차이를 보였고($p < .05$), 엉덩이 떼기시점부터 종료시점까지는 앞정강근, 장딴지근, 그리고 넓다리 곧은근에서 일어서기 조건별로 유의한 차이를 보였다($p < .05$).

이에 본 연구의 결과로 볼 때, 척추보조기를 착용한 후 MTS로 일어서기는 MTS로 일어서기와 비교하여 빠른 근수축 개시시간과 엉덩이 떼기시점을 보였으나

근활성도에서 유의한 차이가 없는 것이 수평가속력을 일으키기 위한 체간굴곡의 범위가 제한되어 일어나는 보상작용으로 보이고, 척추보조기를 착용한 후 ZMS로 일어서기는 좀더 안정성을 보장받는 운동전략으로 엉덩이와 무릎 관절의 신전이 일어서기를 하는데 중요한 요소이다. 척추보조기를 착용한 일어서기가 근수축 개시시간과 근활성도와 같은 운동조절양상이 정상적인 일어서기와는 차이를 보인다. 향후 임상에서 척추보조기를 착용한 환자에게 일어서기 교육 시 적절한 일어서기 운동전략을 선택하고 교육하는 것이 필요할 것이다.

인용문헌

- Anne S, Marjorie HW. Motor Control: Theory and practical applications. Baltimore, Maryland, Lippincott Williams & Wilkins, 1995:257-259.
- Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, et al. The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil. 2002;83(7):924-929.
- Doorenbosch CAM, Harlaar J, Roebroek ME, et al. Two strategies of transferring from sit-to-stand: The activation of monoarticular and biarticular muscles. J Biomech. 1994;27:1299-1307.
- Goulart FR, Valls-Sole J. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. Clin Neurophysiol. 1999;110(9):1634-1640.
- Hirschfeld H, Thorsteinsdottir M, Olsson E. Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during sit-to-stand. J Neurophysiol. 1999;82(6):3021-3029.
- Kawaguchi Y, Gejo R, Kanamori M, et al. Quantitative analysis of the effect of lumbar orthosis on trunk muscle strength and muscle activity in normal subjects. J Orthop Sci. 2002;7(4):483-489.
- Khemlani MM, Carr JH, Crosbie WJ. Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1999;14(4):236-246.

Korovessis P, Stamatakis M, Baikousis A, et al. Vertical transmission of the hip rolls due to wearing of TLSO for scoliosis. *J Spinal Disord.* 1996;9(4):326-333.

Mazza C, Zok M, Della Croce U. Sequencing sit-to-stand and upright posture for mobility limitation assessment: Determination of the timing of the task phases from force platform data. *Gait Posture.* 2005;21(4):425-431.

Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992;73(7):609-617.

Pai YC, Roger MW. Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc.* 1990;22(3):378-384.

Papa E, Cappozzo A. A telescopic inverted-pendulum model of the musculo-skeletal system and its use for the analysis of the sit-to-stand motor task. *J Biomech.* 1999;32(11):1205-1212.

Papa E, Cappozzo A. Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J Biomech.* 2000;33(9):1113-1122.

Riley PO, Schenkman ML, Mann RW, et al. Mechanics of a constrained chair-rise. *J Biomech.* 1991;24(1):77-85.

Schenkman MA, Berger RA, Riley PO, et al. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther.* 1990;70(10):638-651.

Schenkman M, Riley PO, Pieper C. Sit to stand from progressively lower seat heights: Alterations in angular velocity. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1996;11(3):153-158.

Vander Kooi D, Abad G, Basford JR, et al. Lumbar spine stabilization with a thoracolumbosacral orthosis: Evaluation with video fluoroscopy. *Spine.* 2004;29(1):100-104.

Vander Linden DW, Brunt D, McCulloch MU. Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75(6):653-660.

von Leeuwen PJ, Bos RP, Derksen JC, et al.

Assessment of spinal movement reduction by thoraco-lumbar-sacral orthoses. *J Rehabil Res Dev.* 2000;37(4):395-403.

Yamada T, Demura S. 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.* 2004;23(6):197-203.

논문접수일 2006년 4월 12일

논문게재승인일 2006년 8월 23일