

일어서기 동작시 편마비 환자의 보행 속도에 따른 체간과 하지 근 활성화 형태의 비대칭성에 관한 연구

박현주¹, 오덕원², 최성진³, 장현정⁴, 심선미⁵, 조혁신⁶
¹대전대학교 대학원 물리치료학과, ²청주대학교 보건의료대학 물리치료학과, ³보람병원 물리치료실,
⁴유성웰니스병원 물리치료실, ⁵주온라파스병원 물리치료실

Abstract

Study on Asymmetrical EMG Activation Pattern of Selected Trunk and Thigh Muscles on Gait Velocity of Individuals With Post-Stroke Hemiparesis During Sit-to-Stand Movement

Hyun-ju Park¹, MSc, PT, Duck-won Oh², PhD, PT, Sung-jin Choi³, BHSc, PT,
Hyun-jeong Jang⁴, MSc, PT, Sun-mi Sim⁵, MSc, PT, Hyuk-shin Cho⁶, MSc, PT

¹Dept. of Physical Therapy, The Graduate School, Daejeon University,

²Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Cheongju University,

³Dept. of Rehabilitation Center, Boram Hospital, ⁴Dept. of Rehabilitation Center, Youseong Wellness Hospital,

⁵Dept. of Rehabilitation Center, Joeeun Raphas Hospital

This study aimed to identify the asymmetry observed in the electromyography (EMG) activity patterns of selected trunk and thigh muscles between the affected and unaffected sides during the sit-to-stand movement in ambulatory patients with post-stroke hemiparesis. This study included 20 patients with post-stroke hemiparesis. The differences between stroke fast walkers (≥ 8 m/s, 11 subjects) and stroke slow walkers (< 8 m/s, 9 subjects) were compared. The activation magnitude and onset time of the multifidus, lumbar erector spinae, hamstrings, and quadriceps during the sit-to-stand movement were recorded through surface EMG. Moreover, the EMG activation magnitude and onset time ratios of each bilateral corresponding muscle from the trunk and leg were measured by dividing the relevant values of the unaffected side by those of the affected side. In all the subjects, the activation magnitudes of the multifidus, hamstring, and quadriceps on the affected side significantly decreased compared to those on the unaffected side ($p < .05$). The onset time of muscle activity in the affected side was markedly delayed for the multifidus and quadriceps during the task ($p < .05$). The activation magnitude ratios of the quadriceps were markedly decreased in the stroke slow walkers as compared to those in the stroke fast walkers. These findings indicate that the asymmetry in the multifidus, hamstring, and quadriceps muscle activation patterns in patients with post-stroke hemiparesis may be due to the excessive muscle activation in the unaffected side to compensate for the weakened muscle activity in the affected side. Our findings may provide researchers and clinicians with information that can be useful in rehabilitation therapy.

[Hyun-ju Park, Duck-won Oh, Sung-jin Choi, Hyun-jeong Jang, Sun-mi Sim, Hyuk-shin Cho. Study on Asymmetrical EMG Activation Pattern of Selected Trunk and Thigh Muscles on Gait Velocity of Individuals With Post-Stroke Hemiparesis During Sit-to-Stand Movement. Phys Ther Kor. 2012;19(2):29-38.]

Key Words: EMG activation patterns; Sit-to-stand movement; Stroke; Trunk and thigh muscles.

I. 서론

뇌졸중은 뇌 손상으로 인해 신경학적 기능 손상에 문제가 발생하여 운동조절에 어려움이 나타나는 질환이다(Dickstein 등, 2004). 이로 인하여, 뇌졸중 환자는 균형 및 자세조절에 어려움을 경험하고 비대칭적인 자세, 비정상적인 신체균형, 체중이동 능력 감소를 초래하여 보행과 같은 기능적 활동 감소되며 수의적인 운동수행 능력의 장애가 발생한다(Eng와 Chu, 2002; Patterson 등, 2008).

일반적으로, 일어서기 동작은 좁아진 지지면 안에 안정적으로 무게 중심을 이동시키는 능력과 충분한 관절 회전력을 필요로 하는 것으로 독립적인 삶을 영위하기 위한 중요한 활동요소이다(Demura 등, 2003). 무릎과 발목관절의 전후 안정성을 유지하면서 신체를 위로 밀어 올려 일어서게 되는데, 이는 중력 중심을 앞쪽과 위쪽으로 이동시키고 움직임을 조절하기 위한 대퇴사두근의 구심성 수축과 슬괵근의 원심성 수축을 통해 안정적으로 수행될 수 있다(Carr와 Shepherd, 2003). 체간 근육은 중력에 대해 자세를 조절하고 사지의 운동이나 체간의 동요에 자동적으로 반응함으로써(Moseley 등, 2004) 일어서기 동작시 전반적인 신체 활동 동안 선행적인 자세조절에 관여한다(Slijper와 Latash, 2000). 이러한 체간근육의 활동은 사지의 움직임 동안 안정성을 만들고 신체균형을 유지함으로써 체간과 상하지 움직임이 조화롭게 이루어지도록 하며, 이를 통해 기능적인 과제를 성공적으로 수행하게 된다(Roys, 2001).

그러나 편마비 환자는 일상적인 과제를 수행하는 동안 자세 및 움직임 조절 능력을 상실하고 근 약화로 인하여 환측으로 체중이동이 감소되어 비대칭적 자세가 나타나며, 무게중심을 체중 지지면 안에 유지하는 것이 어렵게 된다(Eng와 Chu, 2002). 편마비 환자는 운동조절에서의 안정성을 확보하기 위해 체간 근육을 이용하여 자세를 조절하게 되고(Campbell 등, 2001), 신체의 중심을 건측으로 이동하여 환측 하지의 움직임 제한과 근력 약화를 보상한다(Thielman 등, 2008). 이러한 보상전략은 신체 움직임을 조절하는데 비효율적인 것으로 관절의 변화를 초래하고 높은 에너지 소비와 정형외과적 문제를 유발하여 운동조절을 더 어렵게 만들고 지속적인 근 약화를 초래한다(Thielman 등, 2008).

임상현장에서 뇌졸중 환자들의 체간 및 사지의 운동 조절 장애가 재활과정 동안 중요하게 고려되어 왔기 때문에 그동안 많은 연구에서 체간과 하지근육에 대한 움

직임 및 근육 작용이 분석되어져 왔다(Davies 등, 1996; Newham와 Hsiao, 2001; Winzeler-Mercay와 Mudie, 2002). 일반적으로 체간 신전근의 근활성도가 건측에 비해 환측이 높으며 근 수축 개시시간 또한 지연되는 것으로 알려졌으나(Dickstein 등, 2004; Winzeler-Mercay와 Mudie, 2002), 최근의 연구에서는 환측과 건측의 척추기립근의 근활성도와 근 수축개시 시간 사이에 차이가 없는 것으로 나타났다(Pereira 등, 2011). 하지근육에서 환측의 대퇴사두근과 슬괵근은 건측에 비해 근활성도가 감소되고(Davies 등, 1996; Newham와 Hsiao, 2001), 근 수축 개시시간이 늦어지는 것으로 알려져 있다(Cheng 등, 2004; Davies 등, 1996).

편마비 환자의 건측과 환측의 비대칭적 활동, 하지 근력의 약화와 체간의 자세조절의 어려움은 보행시 비대칭적으로 체중을 지지하게 만들고 환측으로의 체중이동을 어렵게 한다. 이것은 편마비 환자의 보행시 보폭, 보폭수 감소, 비대칭적 보행주기를 이끌어 내어 보행 속도를 떨어뜨리게 만드는 요소로써 작용한다(Wagenaar와 van Emmerik, 1994). 그러므로 환측으로의 체중지지를 통해 기능적 동작을 수행하는 것은 건측에 대한 보상을 억제시키고 환측 근육의 근활성도를 높임으로써 운동조절을 적합하게 만드는데 기여하므로 뇌졸중 환자의 재활 훈련에 반드시 포함되어야 한다(Oh 등, 2010). 그러나 아직까지 뇌졸중 환자의 움직임 조절의 비대칭성에 대한 선행 연구들의 결과가 다양하게 나타나 있고 일상생활동작 동안 뇌졸중 환자의 환측과 건측의 체간과 하지 근육에 대한 연구가 부족한 관계로 이에 대한 결론을 내리기가 매우 어려운 실정이다. 특히 편마비 환자의 체간과 하지의 좌우 양측의 동시수축을 필요로 하는 일어서기 동작과 같은 일상적인 동작시 편마비 환자의 건측과 환측의 비대칭 정도에 대한 연구는 거의 이루어지지 않았다. 이에 본 연구는 일어서기 과제를 수행하는 동안 뇌졸중환자들이 환측과 건측의 체간과 하지근육의 근활성도와 근 수축 개시시간 사이의 비대칭성을 알아보고자 하였다. 본 연구의 가설은 일어서기 동작시 건측과 환측의 체간과 하지근육의 근활성 형태가 뇌졸중 환자의 보행 능력에 따라 차이가 있을 것이라고 설정되었다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구는 뇌졸중 환자 20명을 대상으로 하였다. Hill 등(1997)과 Perry 등(1995)은 뇌졸중 후 독립적인 보행을 위해 .8 % 보행속도가 요구된다고 제시하였다. 이에 따라 본 연구에서는 10 m 보행속도를 평가한 후 보행 속도 .8 %이하인 느린군(9명, .5±.2 %)과 .8 %이상인 빠른군(11명, 1.3±.7 %)으로 구분하였다. 두 군간 일반적인 특성의 비교에서 통계적 유의성은 발견되지 않았다($p>.05$)(표 1). 연구 대상자는 연구에 참여하는 것을 동의한 자로써 선정기준은 (1) 뇌졸중으로 진단받은 지 6개월 이상인 자, (2) 뇌졸중 외에 다른 신경학적, 정형외과적, 심혈관계의 문제가 없는 자, (3) 보행 보조도구를 사용하거나 사용하지 않고 10 m 이상 보행 가능한 자, (4) 독립적으로 앉은 자세에서 일어서기 수행이 가능한 자, (5) 고관절 굴곡-신전 시 수정된 Ashworth 척도(MAS)에서 2점 이하인 자(Bohannon와 Smith, 1987), (6) 간이 정신상태 검사(mini-mental state examination-Korea version)에서 24점 이상으로 인지적 결함이 없는 자(Folstein 등, 1975) 등 이었다.

2. 실험방법

연구 대상자는 발이 바닥에 닿은 상태로 무릎이 100~105도, 발목관절이 10도 배측 굴곡 되도록 하여 등받이가 없는 의자에 앉았다(Cheng 등, 2004). 실험은 양말과 신발을 벗은 상태에서 시행되었으며, 발을 어깨

너비만큼 벌리고 발끝을 평행하게 전방으로 향하도록 위치시켰고 두 무릎을 평행하게 유지시켰다. 복부 앞쪽에서 환측 손을 건축 손으로 잡아 고정시키고 바로 앞은 자세에서 “준비, 시작” 구령과 함께 디지털 메트로놈에 의해 조절된 신호음을 통해 5초 동안 과제를 수행을 하도록 지시하였다. 모든 대상자는 일어서기 동작 시 먼저 무릎을 향해 체간을 굽히면서 의자에서 엉덩이를 떼어 들어 올리도록 교육하였다(Goulart와 Valls-Solé, 1999). 건축 체간의 비대칭적 기울림을 방지하기 위해 환자 정면에 거울을 배치하고 양쪽 어깨에서 3 cm 떨어진 곳에 각각 2 m 막대를 평행하게 적용하였고 양쪽 막대에 부딪힘 없이 일어서기 과제를 수행하도록 교육하였다. 모든 측정은 조절된 신호음에 따라 일어서기 과제를 수행하는 5초 동안 측정되었다(Goulart와 Valls-Solé, 1999). 각 측정 간 1분의 휴식 시간을 두어 총 5회 일어서기 동작을 반복하였고, 그 평균값을 분석에 이용하였다.

3. 근전도 측정 및 자료처리

일어서기 동작 수행시 환측과 건측의 근 활성도를 알아보기 위해 8 채널 근전도¹⁾를 이용하였다. 은/연화은(Ag/AgCl) 표면 전극을 이용하여 건측과 환측의 다열근, 척추기립근, 슬딕근, 대퇴사두근에 평행하게 부착하였다. 전극 부착 전에 피부저항을 줄이기 위해 털을 제모하고 사포로 문질러 알코올로 소독한 후 부착부위

표 1. 연구대상자의 일반적인 특성

(N=20)

	느린군(n ₁ =9)	빠른군(n ₂ =11)	t/ χ^2
나이(세)	57.2±14.0 ^a	50.0±10.7	-1.310
발병기간(달)	23.3±11.7	17.6±11.7	-1.080
키(cm)	167.3±8.6	164.8±10.4	-.579
몸무게(kg)	69.3±14.4	66.8±11.2	-.440
성별(남/여)	7/2	6/5	1.174
편마비 측(오른쪽/왼쪽)	5/4	6/5	.002
뇌졸중 타입(뇌경색/뇌출혈)	6/3	4/7	1.818
MBI ^b (점)	71.6±12.4	73.0±15.1	-.258
보조도구			
없음	5	10	
AFO ^c	1	-	3.300
지팡이	3	1	

^a평균±표준편차, ^b수정된 바텔지수(Modified Barthel Index), ^c발 보조기(ankle foot orthosis).

1) MyoSystem 1400A, Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, AZ, U.S.A.

를 펜으로 표시했다. 다열근에 대한 전극은 등뼈 외측 후상장골등뼈(posterior superior iliac spine) 선의 위/아래부위에 부착하였으며, 척추기립근에 대한 전극은 L4-L5 극돌기에서 외측 2 cm, 척추와 평행하게 부착하였다(Cram 등, 1998). 또한 슬괵근에 대한 전극은 넓다리 뒷면 반막양근과 반건양근들의 내측근육 위 말초 건기시 부위에서 20 cm 위에 부착하였으며(Goulart와 Valls-Solé, 1999), 대퇴사두근에 대한 전극은 무릎과 전상장골(anterior superior iliac spine)을 삼등분한 대퇴사두근의 전방 표면의 중앙부위에 두 전극이 12 cm 이상 되도록 하여 근섬유와 평행하도록 부착하였다(Cram 등, 1998). 기준 전극(reference electrode)은 전상장골극에 부착하였다.

근전도 신호의 표본추출률(sampling rate)은 1024 Hz로 하였고, 20-450 Hz의 주파수 대역폭(bandpass-filtered)을 설정하였으며, 60 Hz 노치필터(notch filter)를 사용하여 전기신호에 의한 잡파를 제거하였다. 수집된 모든 자료에 대한 근활성도와 근 수축 개시 시간은 MyoResearch Master 1.07 XP 소프트웨어(Noraxon, Scottsdale, U.S.A.)를 통해 분석되었다. 근전도 신호는 제곱 평균 제곱근법(root mean square; RMS)으로 처리하여 분석하였다. 근수축 개시 시간의 측정을 위하여 쉬는 자세에서 근전도 기준선(baseline)과 표준편차를 측정하였으며, 근육활동이 표준편차의 2배 범위를 넘어서 30 ms 이상 동안 유지되었을 때 근육 수축이 시작된 것으로 정의하였다(Winzler-Mercay와 Mudie, 2002).

4. 분석 방법

본 연구에서 수집된 자료들은 SPSS ver. 12.0 프로그램을 이용하여 분석하였으며, 측정된 자료는 평균값과 표준편차로 표시하였다. 느린군과 빠른군의 대상자들 사이에 일반적 특성의 차이를 알아보기 위해 독립표본 t-검정(independent t-test)과 카이 제곱 검정(chi-square test)을 사용하였다. 또한 느린군과 빠른군 간에 건측과 환측의 근 활성도와 근수축 개시시간을 비교하기 위하여 반복 측정된 이요인 분산분석(repeated two-way ANOVA)를 사용하였다. 일어서기 동작시 모든 대상자들의 각 근육에 대한 건측과 환측의 근활성도와 근수축 개시 시간을 비교하기 위해 독립표본 t-검정을 사용하였다. 또한 느린군과 빠른군 간에 건측에 대한 환측의 근 활성도 비와 근수축 개시시간 비를 비교

하기 위해 독립표본 t-검정을 시행하였다. 통계학적 유의 수준은 $\alpha=.05$ 로 하였다.

III. 결과

1. 근 활성도 비교

표 2는 일어서기 동작시 느린 군과 빠른 군 사이의 건측과 환측 다열근, 척추기립근, 슬괵근과 대퇴사두근의 근 활성도를 보여주고 있다. 건측과 환측 비교에 대한 주효과는 다열근($F_{1,18}=7.553$, $p=.013$), 슬괵근($F_{1,18}=10.058$, $p=.005$), 대퇴사두근($F_{1,18}=20.546$, $p=.000$)에서 나타났으나, 척추기립근($F_{1,18}=.507$, $p=.486$)에서는 나타나지 않았다. 또한 모든 근육에서 느린군과 빠른군 사이에 주효과는 나타나지 않았다(다열근: $F_{1,18}=.053$, $p=.821$; 척추기립근: $F_{1,18}=.199$, $p=.661$; 슬괵근: $F_{1,18}=.789$, $p=.386$; 대퇴사두근: $F_{1,18}=1.827$, $p=.193$). 모든 근육에서 느린군과 빠른군 사이에 건측과 환측 간의 교호 작용은 나타나지 않았다. 일어서기 동작시 각 근육별 건측과 환측의 근 활성도 비교에서 건측에 비해 환측 다열근, 슬괵근과 대퇴사두근의 근 활성도가 유의하게 감소된 것으로 나타났다($p<.05$).

그림 1은 일어서기 동작시 느린군과 빠른군 사이의 비교에서 다열근, 척추기립근, 슬괵근과 대퇴사두근의 건측에 대한 환측의 근 활성도 비를 보여주고 있다. 느린군과 빠른군 간에 다열근(느린군: $.89\pm.26$, 빠른군: $.85\pm.11$)($t=-.395$, $p=.701$), 척추기립근(느린군: $1.06\pm.40$, 빠른군: $1.08\pm.24$)($t=.125$, $p=.903$) 그리고 슬괵근(느린군: $.78\pm.39$, 빠른군: $.72\pm.45$)($t=-.541$, $p=.596$)의 건측에 대한 환측의 근 활성도 비는 유의한 차이가 없었으나 대퇴사두근(느린군: $.55\pm.24$, 빠른군: $.77\pm.22$)($t=2.157$, $p=.046$)의 건측에 대한 환측의 근 활성도 비는 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

2. 근 수축 개시시간 비교

표 3은 일어서기 동작시 느린군과 빠른군 사이에 건측과 환측 다열근, 척추기립근, 슬괵근과 대퇴사두근의 수축 개시시간을 보여주고 있다. 다열근과 대퇴사두근에서 건측과 환측 근육의 주효과는 나타났으나(다열근: $F_{1,18}=5.893$, $p=.027$; 대퇴사두근: $F_{1,18}=7.531$, $p=.014$) 척추기립근과 슬괵근은 주효과는 나타나지 않았다(척추기립근: $F_{1,18}=.737$, $p=.402$; 슬괵근: $F_{1,18}=.101$, $p=.757$). 또

표 2. 일어서기 과제를 수행하는 동안 느린군과 빠른군 간에 견측과 환측 다열근, 척추기립근, 슬괩근과 대퇴사두근의 평균 근 활성화도(μV) 비교 (N=20)

	견측	환측	F/t	p
다열근				
느린군	16.73±11.69 ^a	14.24±8.21	.033	.859
빠른군	15.59±9.96	13.40±9.05		
전체	16.11±10.49	13.79±8.47		
척추기립근				
느린군	13.89±8.30	14.22±8.26	.153	.700
빠른군	12.06±5.94	13.21±7.37		
전체	12.89±9.96	13.66±7.59		
슬괩근				
느린군	14.68±8.37	9.40±4.98	.004	.951
빠른군	12.65±7.93	7.16±3.87		
전체	13.57±7.98	8.17±4.43		
대퇴사두근				
느린군	15.92±5.37	8.58±5.11	2.452	.135
빠른군	11.63±5.72	8.06±2.30		
전체	13.57±5.84	8.30±3.72		

^a평균±표준편차.

표 3. 일어서기 과제를 수행하는 동안 느린군과 빠른군 간에 견측과 환측 다열근, 척추기립근, 슬괩근과 대퇴사두근의 수축 개시 시간(초) 비교 (N=20)

	견측	환측	F/t	p
다열근				
느린군	1.97±.73 ^a	2.37±1.09	.121	.733
빠른군	1.86±.98	2.16±1.15		
전체	1.91±.86	2.25±1.10		
척추기립근				
느린군	1.97±.52	2.05±1.07	.112	.742
빠른군	1.75±.91	1.92±1.02		
전체	1.85±.75	1.98±1.02		
슬괩근				
느린군	2.23±.51	2.21±.84	.033	.860
빠른군	2.49±1.62	2.40±1.58		
전체	2.37±1.20	2.31±1.24		
대퇴사두근				
느린군	1.67±.51	2.27±.53	3.250	.090
빠른군	1.88±.86	2.00±.87		
전체	1.80±.74	2.11±.74		

^a평균±표준편차.

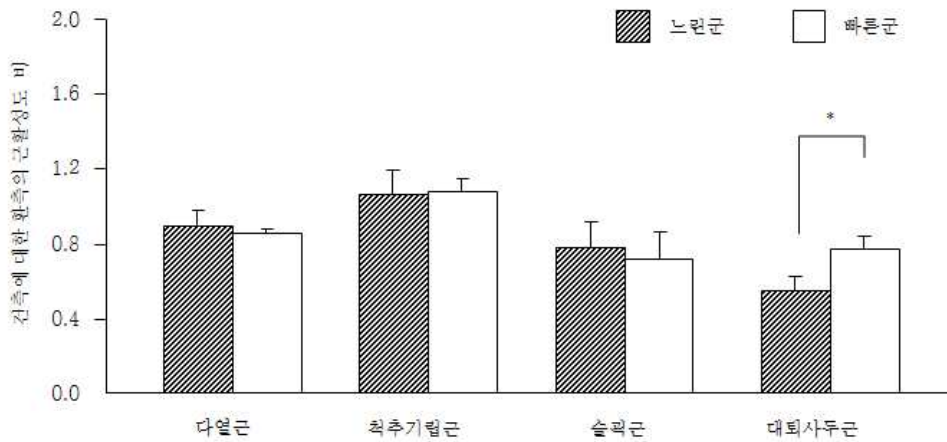


그림 1. 일어서기 동안 건축에 대한 환측 다열근, 척추 기립근, 슬괵근, 대퇴사두근의 근활성도 비 비교.

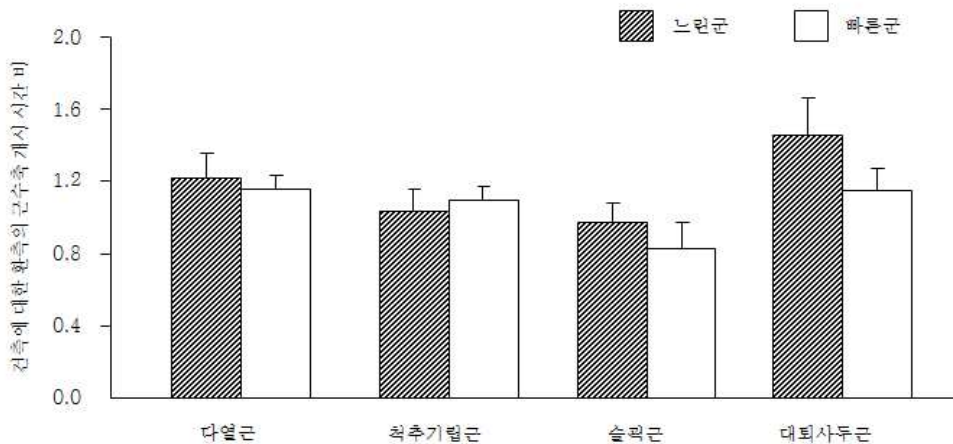


그림 2. 일어서기 동안 건축에 대한 환측 다열근, 척추 기립근, 슬괵근 그리고 대퇴사두근의 근수축 개시 시간 비 비교.

한 모든 근육에서 느린군과 빠른군 간에 주 효과는 없었다(다열근: $F_{1,18}=135$, $p=.718$; 척추기립근: $F_{1,18}=189$, $p=.669$; 슬괵근: $F_{1,18}=112$, $p=.744$; 대퇴사두근: $F_{1,18}=0.006$, $p=.938$). 그러므로, 모든 근육에서 느린군과 빠른군 간과 건축 환측 근육 간의 교호 작용은 없었다. 일어서기 동작시 각 근육별 건축과 환측의 근수축 개시시간 비교에서 건축에 비해 환측 다열근과 대퇴사두근의 수축 개시시간은 건축보다 유의하게 늦게 나타났다($p<.05$).

그림 2는 일어서기 동작시 느린군과 빠른군 사이의 비교에서 다열근, 척추기립근, 슬괵근과 대퇴사두근들의 건축에 대한 환측의 근수축 개시시간 비를 보여주고 있다. 다열근(느린군: $1.22\pm.39$, 빠른군: $1.16\pm.23$)($t=-.381$, $p=.711$), 척추기립근(느린군: $1.03\pm.38$, 빠른군: $1.10\pm.27$)($t=.407$,

$p=.690$), 슬괵근($.98\pm.28$, 빠른군: $.82\pm.46$)($t=-.423$, $p=.680$)과 대퇴사두근(느린군: $1.46\pm.56$, 빠른군: $1.15\pm.39$)($t=-1.260$, $p=.237$)으로 모든 근육에서 건축에 대한 환측의 근수축 개시시간 비는 유의한 차이가 없었다.

IV. 고찰

뇌졸중 후 환측 근육은 운동단위가 감소되고 (McComas 등, 1973) 운동단위의 발화율이 떨어지며 (Rosenfalck와 Andreassen, 1980) 연속 속도 또한 줄어 든다(Newham와 Hsiao, 2001). 이는 근력을 약화시키고 운동조절을 변화시켜 수의적 기능활동을 어렵게 만드는

주요인이 된다. 약화된 환측을 보상하기 위해 건측으로 체중을 기울려 일상적인 과제를 수행하게 되고, 이로 인해 환측 근육을 더욱 사용하지 않음으로써 근육은 더욱 약화되고 비정상적인 자세조절 전략이 형성되어 지속적으로 비대칭적 움직임의 만들어 내는 악순환이 반복된다(Lee 등, 1997). 건측과 환측의 비대칭적 사용과 체중지지는 보행 형태를 비대칭적으로 만들어 보행속도를 떨어뜨리는 주요 요인으로 작용하게 된다(Wagenaar와 van Emmerik, 1994; Kim과 Eng, 2003). 그러므로 일상에서 반복적으로 이루어지는 일어서기 동작에 대한 건측과 환측의 근 활성화도에 대한 분석은 보행과 같은 기능적 움직임의 비대칭성을 예측하는데 있어서 중요한 정보가 될 수 있을 것이다(Campbell 등, 2001; Cheng 등, 2004; Dickstein 등, 2004; Eng와 Chu, 2002; Pereira 등, 2011). 본 연구는 뇌졸중 환자의 일어서기 동작시 체간과 하지 근육에서 보행 능력에 따라 건측과 환측 근 활성화 패턴의 비대칭성이 나타나는지를 알아보는 것이었고, 그 결과 보행 능력과의 상호작용은 없었지만 다열근, 슬괵근, 그리고 대퇴사두근의 비대칭적 활동 패턴이 나타났다.

일어서기 동작은 모든 신체 분절이 주기적으로 변화하는 일상생활 동작으로 신체 균형을 유지하기 위해 좌우측 하지와 체간 근육들의 대칭적인 근 수행 능력과 체중지지가 필수적이라 할 수 있다(Goulart와 Valls-Solé, 1999). 특히, 일어서기 과제 수행시 체간 신전근과 대퇴사두근과 슬괵근과 같은 하지근육은 의자에서 엉덩이를 들어올리고 신체를 기립자세로 세우기 위해 지속적으로 활동하는 일차적 근육으로 알려져 있으며, 원활한 움직임을 위하여 좌우측 근육들의 대칭적이고 조화로운 운동조절이 요구된다(Goulart와 Valls-Solé, 1999). 그러나 양측 체간과 하지근육들의 근 수행 능력과 움직임 조절을 직접적으로 평가하는 것이 어렵기 때문에 정량적인 값을 제공하기 위해 본 연구에서는 표면 근전도를 이용하였다. 또한 본 연구는 보행 속도가 빠른군과 느린군으로 구분하여 뇌졸중 환자들의 체간과 하지의 비대칭성을 비교/분석하였다. 뇌졸중 환자에서 보행속도는 환측 하지 근육의 수행능력에 따라 달라질 수 있으며(Kim과 Eng, 2003; Bohannon 등, 1992), 특히 대퇴사두근에 대한 조절 능력과 근력은 보행속도를 결정짓는 중요한 변수로써 보행속도와 밀접하게 관련되어 있다(Kim과 Eng, 2003; Bohannon 등, 1992). 그러므로 환측 체간과 하지의 근활성 패턴은 보행 능력의 수준을

고려하여 비교되어야 할 것이다.

본 연구의 결과, 뇌졸중 환자들은 일어서기 과제 수행시 건측에 비해 환측 다열근의 근 활성화도는 감소되고 근수축 개시시간이 지연되는 것으로 나타났다. 다열근은 체간과 사지의 움직임 동안 척추 분절을 견고하게 미리 준비시키고 중립지대에서 척추를 조절하는 근육으로써 보행과 일어서기와 같은 하지의 기능적인 과제 수행 동안 체간 안정화를 위해 중요한 역할을 한다(Moseley, 2004; Panjabi, 1992). 이 근육이 약화되거나 손상된 환자는 과제 수행시 체간을 안정화시키기 위해 다른 근육을 대신 사용하게 되는데 이러한 체계가 만성화 되면 더욱 다열근의 위축을 초래하게 되므로 근수축 동원율이 감소되어 근 활성도를 감소시킬 수 있다(Danneels 등, 2002; O'Sullivan 등, 1997). 또한 뇌졸중 환자들은 건측의 보상작용으로 인해 환측의 사용이 줄어들어 이러한 결과가 더욱 크게 나타날 수 있다. 이러한 편마비 환자의 환측 체간 자세조절 능력의 감소는 일어서기 과제를 수행하는 동안 신체를 기립자세로 유지하는 것을 어렵게 만들고, 척추에 불안정성을 야기하게 되어 자세 불균형 및 불안정성을 초래하게 된다(Wagenaar와 van Emmerik, 1994). 이것을 보상하기 위해 건측 다열근은 환측에 비해 근 활성도를 높이고 빠르게 동원시켜 안정적으로 과제를 수행하게 된다. 선행연구에서 뇌졸중 환자는 환측 사지의 움직임동안 환측의 체간근은 건측에 비해 감소되어 있고, 근수축 개시시간 또한 지연된다고 보고하였고(Dickstein 등, 2004; Horak 등, 1984; Palmer 등, 1996), 본 연구의 결과는 이러한 선행연구와 일치된 것이다.

본 연구에서 일어서기 동작시 건측과 환측의 척추기립근의 근 활성화도와 근 수축 개시시간 간에 차이가 없는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 비록 편측 뇌손상으로 인해 하지근육은 약화될 수 있으나 피질척수로에 의해 체간 근육이 양측성 지배를 받기 때문에 대칭적으로 동시 활성이 가능하다는 것을 의미하는 것이다(Fujiwara et al., 2001). 뇌졸중 환자들이 상지를 움직이며 일어나기를 수행하는 동안 체간근의 활성화도에 차이가 있는지를 알아본 Pereira 등 (2011)의 연구에서도 척추기립근의 근 활성화도와 근 수축개시시간에는 유의한 차이가 없는 것으로 보고되었다. 그러나 Dickstein 등 (2004)의 연구에서는 동측의 사지 굴곡시 척추 기립근의 근 수축 개시시간은 일반인에 비해 유의하게 지연되고 근 활성화도는 환측에서 건측보다 높게 나타났다. 또한

Winzeler-Mercay와 Mudie(2002)에서도 체간을 앞뒤로 기울어 유지하거나 사지의 굴곡운동 후 일반인과 건축에 비해 환측 척추 기립근의 근 활성도가 높게 나타나는 것으로 보고되었다. 선행 연구들의 결과가 다르게 나타난 것은 체간근육들의 조절 능력이 운동수행 과제에 따라 다르게 나타날 수 있다는 것을 의미한다.

본 연구에서 일어서기 과제 수행시 환측의 대퇴사두근과 슬괵근은 건축에 비해 유의하게 낮은 것으로 나타났다. 또한 대퇴사두근의 근수축 개시시간 또한 건축에 비해 환측에서 유의하게 지연되었다. 편마비 환자는 일어서기 동작시 환측 근육의 동원이 어려워 빠르게 근육을 수축시킬 수 없기 때문에 슬관절의 전후 안정성 조절이 어려워지므로 균형을 잃게 되면서 넘어질 수도 있다(Cheng 등, 2004; Nyberg와 Gustafson, 1995). 이러한 넘어지지 않고 안정적으로 기능적인 과제를 수행하기 위해 과도하게 건축 하지 근육을 사용함으로써 환측을 보상하게 된다(Cheng 등, 2004). 이전 연구에서도, 뇌졸중 환자의 건축 대퇴사두근의 활동은 환측 하지 또는 정상인들보다 높게 나타나고 근 수축 개시도 지연되는 것으로 보고되었다(Cheng 등, 2004). 이는 뇌졸중 후 등척성 수축을 하는 동안 대퇴사두근과 슬괵근의 수의적 활동 저하를 보고한 Newham와 Hsiao(2001)의 연구 결과와 유사한 것으로, 환측 대퇴사두근의 움직임이 정상보다 느리다고 보고된 연구결과와도 일치되는 것이다(Davies 등, 1996; Newham와 Hsiao, 2001).

신경학적 손상으로 신체 마비를 가지는 뇌졸중 환자의 경우, 일반적으로 건축에 대한 환측의 근 활성도 비를 사용하여 근육의 활성 형태를 비교/분석하고 있다. 이는 뇌졸중 환자들에게 있어서 근전도 신호를 정량화하는 대체방법으로 제시되고 있다(Soderberg와 Knutson, 2000). 본 연구에서도 건축 근 활성도를 이용하여 환측 근 활성도 비를 알아보았고, 그 결과 보행 속도가 느린 군에서 대퇴사두근 비가 유의하게 낮은 것으로 나타났다. 이것은 일어서기 과제 수행 동안 느린군이 환측 대퇴사두근을 덜 사용하여 비대칭성이 높았다는 것을 의미한다(Oh 등, 2008). 고관절 굴곡근과 슬관절 신전근력은 보행속도를 결정짓는 중요한 변수로써, 뇌졸중 환자의 환측 대퇴사두근의 운동 조절과 근력은 보행속도에 영향을 미치게 된다(Kim과 Eng, 2003). 즉, 환측 대퇴사두근의 근력 사용 증가가 보행 능력 증가와 밀접하게 관계된다(Kim과 Eng, 2003). 기능적 과제 수행력을 반영하는 건축에 대한 환측의 근 활성도 비는 일어서기

과제 수행 동안 편마비 환자들에게서 감소되어 있는 것으로 나타나므로 이를 해결하는 것은 기능 향상을 위하여 중요하게 고려되어야 한다(Oh 등, 2010).

본 연구결과를 일반화하기에는 몇 가지 어려움이 있다. 연구 대상자가 적어 다양한 뇌손상 부위와 마비 형태를 가지는 뇌졸중 환자들에게 이러한 결과를 적용하기에는 다소 무리가 따른다. 본 연구에서 체간근과 하지근의 근 활성도를 측정하기 위해 사용된 표면 근전도는 측정의 특성 상 표면전극아래에서 주변의 다른 연부 조직들로부터 잡신호가 발생할 가능성이 있다. 연구의 특성 상 앉은 자세에서 일어서기 동작이 가능할 정도로 기능 수준이 좋은 환자에게만 적용하였기 때문에 다양한 기능수준을 보이는 모든 뇌졸중환자에게 적용하기에는 제한이 따른다. 마지막으로, 측정된 근전도 신호를 분석함에 있어서 정량화 과정을 시행하지 않았기 때문에 절대적인 기준에서 근전도 측정값을 비교하여 결론을 내리기는 어려울 수 있을 것이다. 그러므로 향후에는 다양한 특성을 보이는 연구대상자들을 많이 포함시켜 기능적 움직임 편마비 환자의 건축과 환측의 역학적인 요소와 움직임 변화를 보다 명확히 제시하여야 할 것이다.

V. 결론

뇌졸중 환자는 자세 조절 능력의 상실과 근 약화가 나타나며, 신체의 중심을 건축으로 이동시켜 비대칭적으로 체중을 지지함으로써 비정상적인 자세조절 전략을 이용하게 되므로 기능적 과제 수행시 건축과 환측 근육의 비대칭적 움직임이 나타나게 된다. 이러한 이유로 본 연구는 일어서기 동작시 보행 능력에 따른 건축과 환측의 체간과 하지 근육의 근 활성 패턴을 비교하고자 하였다. 그 결과, 일어서기 과제 수행시 뇌졸중환자의 환측과 건축의 체간 심부 근육과 하지 근육은 비대칭적으로 작용하였고, 뇌졸중환자의 보행 수준에 따라 비대칭 양상은 다르게 나타날 수 있음을 알 수 있었다. 이것은 뇌졸중 환자들이 건축으로 환측 체간과 하지의 근력 약화와 근 수축 지연을 보상하게 되고 이러한 비대칭적 활동 패턴은 보행 수준에 따라 달라질 수 있다는 것을 의미한다. 이러한 결과는 본 연구 가설을 지지하는 것으로 뇌졸중 환자들이 하지의 기능적 과제를 수행하는 동안 나타나는 체간과 하지 근육의 비대칭성을 예

측하는데 도움이 될 것이다. 또한 이는 기능 수준을 향상시킬 수 있도록 뇌졸중 환자의 재활 과정에 근육 사용의 비대칭성을 개선시키기 위한 방안이 필요하다는 것을 보여주는 것으로 뇌졸중 치료의 기본적인 자료로 활용될 수 있을 것이다.

인용문헌

- Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther.* 1987;67(2):206-207.
- Bohannon RW, Walsh S. Nature, reliability, and predictive value of muscle performance measures in patients with hemiparesis following stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992;73(8):721-725.
- Campbell FM, Ashburn AM, Pickering RM, et al. Head and pelvic movements during a dynamic reaching task in sitting: Implications for physical therapists. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(12):1655-1660.
- Carr JH, Shepherd RB. *Stroke Rehabilitation: Guidelines for exercise and training to optimize motor skill.* 1st ed. London, Butterworth-Heinemann, 2003:130-158.
- Cheng PT, Chen CL, Wang CM, et al. Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 2004;83(1):10-16.
- Cram JR, Kasman GS, Holtz J. *Introduction to Surface Electromyography.* 1st ed. Maryland, Aspen Pub., 1998:361.
- Danneels LA, Coorevits PL, Cools AM, et al. Differences in electromyographic activity in the multifidus muscle and the iliocostalis lumborum between healthy subjects and patients with sub-acute and chronic low back pain. *Eur Spine J.* 2002;11(1):13-19.
- Davies JM, Mayston MJ, Newham DJ. Electrical and mechanical output of the knee muscles during isometric and isokinetic activity in stroke and healthy adults. *Disabil Rehabil.* 1996;18(2):83-90.
- Demura S, Sato S, Minami M, et al. 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.
- Dickstein R, Shefi S, Marcovitz E, et al. Electromyographic activity of voluntarily activated trunk flexor and extensor muscles in post-stroke hemiparetic subjects. *Clin Neurophysiol.* 2004;115(4):790-796.
- Eng JJ, Chu KS. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(8):1138-1144.
- Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. "Mini-mental state": A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res.* 1975;12(3):189-198.
- Fujiwara T, Sonoda S, Okajima Y, et al. The relationship between trunk function and the findings of transcranial magnetic stimulation among patients with stroke. *J Rehabil Med.* 2001;33(6):249-255.
- Goulart FR, Valls-Solé J. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin Neurophysiol.* 1999;110(9):1634-1640.
- Hill K, Ellis P, Bernhardt J, et al. Balance and mobility outcomes for stroke patients: A comprehensive audit. *Aust J Physiother.* 1997;43(3):173-180.
- Horak FB, Esselman P, Anderson ME, et al. The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1984;47(9):1020-1028.
- Kim CM, Eng JJ. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. *Phys Ther.* 2003;83(1):49-57.
- Lee MY, Wong MK, Tang FT, et al. Comparison of balance responses and motor patterns during

- sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 1997;76(5):401-410.
- McComas AJ, Sica RE, Upton AR, et al. Functional changes in motoneurons of hemiparetic patients. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1973;36(2):183-193.
- Moseley GL. Impaired trunk muscle function in sub-acute neck pain: Etiologic in the subsequent development of low back pain? *Man Ther.* 2004;9(3):157-163.
- Newham DJ, Hsiao SF. Knee muscle isometric strength, voluntary activation and antagonist co-contraction in the first six months after stroke. *Disabil Rehabil.* 2001;23(9):379-386.
- Nyberg L, Gustafson Y. Patient falls in stroke rehabilitation. A challenge to rehabilitation strategies. *Stroke.* 1995;26(5):838-842.
- O'Sullivan P, Tweomey L, Allison G. Dysfunction of the neuro-muscular system in the presence of low back pain-implications for physical therapy management. *J Man Manip Ther.* 1997;5(1):20-26.
- Oh DW, Kim JS, Kim SY, et al. Effect of motor imagery training on symmetrical use of knee extensors during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in post-stroke hemiparesis. *NeuroRehabilitation.* 2010;26(4):307-315.
- Palmer E, Downes L, Ashby P. Associated postural adjustments are impaired by lesion of the cortex. *Neurology.* 1996;46(2):471-475.
- Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. function, dysfunction, adaptation and enhancement. *J Spinal Disord.* 1992;5(4):383-389.
- Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(2):304-310.
- Pereira LM, Marcucci FC, de Oliveira Menacho M, et al. Electromyographic activity of selected trunk muscles in subjects with and without hemiparesis during therapeutic exercise. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(2):327-332.
- Perry J, Garrett M, Gronley JK et al. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke.* 1995;26(6):982-989.
- Rosenfalck A, Andreassen S. Impaired regulation of force and firing pattern of single motor units in patients with spasticity. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1980;43(10):907-916.
- Roys MS. Serious stair injuries can be prevented by improved stair design. *Appl Ergon.* 2001;32(2):135-139.
- Slijper H, Latash M. The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. *Exp Brain Res.* 2000;135(1):81-93.
- Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther.* 2000;80(5):485-498.
- Thielman G, Kaminski T, Gentile AM. Rehabilitation of reaching after stroke: Comparing 2 training protocols utilizing trunk restraint. *Neurorehabil Neural Repair.* 2008;22(6):697-705.
- Wagenaar RC, van Emmerik REA. Dynamics of pathological gait. *Hum Mov Sci.* 1994;13(3-4):441-471.
- Winzeler-Mercay U, Mudie H. The nature of the effects of stroke on trunk flexor and extensor muscles during work and at rest. *Disabil Rehabil.* 2002;24(17):875-886.

논문 접수일	2011년 12월 6일
논문 심사일	2011년 12월 9일
논문 게재 승인일	2012년 2월 17일