뇌졸중과 정상인의 앉은 자세에서 일어서는 동안 체중 부하와 속도 비교

김찬문 · 김재현 · 이형수 · 신영주 · 권정이*
국립재활병원 물리치료실 · 카톨릭대학교의과대학 성빈센트병원 재활의학과*

Comparison of Weight Bearing and Velocity on Sit to Stand for Stroke Patients and Healthy Adults

Chan-Mun Kim · Jae-Hyun Kim · Hyoung-Soo Lee · Young-Joo Shin · Jeong-Yi Kwon*

Department of Physical Therapy, National Rehabilitation Hospital
*Department of Rehilitation Medicine, St. Vicent Hospital Catholic University**

Abstract

The study was analyzed that the time of weight transfer(TOWT), sway velocity of centrer of gravity(COG) and symmetry of weight(SOW) from weight bearing rate(WBR) and seat materals for stroke patients and healthy adults during bilateral standing. The group included 30 stroke patients and 10 healthy elderly adults. There was a significancy in WBR, that healthy adult higher than the stroke during bilateral standing. In the SOW there was a significancy that the stroke was decreased while healthy adult increased on bilateral standing. Sway velocity of COG was a no difference on soft material decreased angle vleocity, but there was a significancy on hard materal. In both group, TOWT was faster on soft material but no difference. Statistically SOW and sway velocity of COG were decreased, TOWT was increased on the soft materals in the stroke there was a no difference. On hard material, SOW was decreased the left than right, there was a no significancy. WBR was less the right than left, sway velocity of COG and TOWT were decreased on both material in paralytic limb, but difference.

Key Words : Sit to stand, Weight bearing, Stroke patient

I. 서 론

앉은 자세에서 일어서기는 일상생활에서 자주 사용되는 동작중의 하나이며, 독립보행의 선행조건이며, 또한 노인과 장애를 가진 개인의 독립성을 유지하는 데 중요하다. Chamberlain 등(1984)은 노인들의 42-43%가 의자에서 일어나는 데 어려움을 가지고 있으며, 알맞은 높이의 의자를 선택했을 때 감

소된다고 하였다. Mano 등(1988)은 파킨슨 환자의 44.2%와 중추신경계에 변성을 가진 환자의 27.3%에서 일어서기동작을 수행하는데 어려움이 있다고 했다. Naumann 등(1982)은 앉은 자세에서 일어서기 동작을 3단계로 구분했다. 처음 굴곡단계는 체간이 앞으로 기울어지고, 중력중심이 발 앞으로 이동되며, 다음 단계는 무릎의 신전이 시작될 때까지 고관절이 계속 굴곡한다. 마지막 단계는 고관절 및 슬관절이 바로 서기동작에 도달할 때까지 신전이 계속된다고 했으며, 무릎에서 최대 전단력과 압박력은 의자에서 엉덩이가 떨어진 후 두 번째 단계로 가는 동안 발생한다. 이것은 성인과 아동에서는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다고 했다.

Schenkman 등(1990)은 일어서기 동작을 네 단계로 구분했는데, 처음 굴곡단계는 운동의 시작과 체간 및 골반의 전반회전이 일어난다. 이동단계는 엉덩이가 의자에서 떨어지기 시작하는 단계이며, 이 단계에서 체간의 전방움직임은 전방 및 상방으로 이동되며, 신전단계에서는 발목에서 최대의 배측굴곡이 일어난다. 이것은 고관절 신전이 끝날 때까지 계속되며, 마지막 단계는 일어난 후 앞 뒤 치우침에 대한 안정화단계다. 또한, Richard(1985)는 일어나기 동작을 하는 동안 내측광근, 외측광근, 내측슬괵근, 외측가자미근 그리고 전경골근에 활동성을 관찰해 대퇴사두근과 슬괵근은 일어서기 동작 중 들어올리는 단계에서 활동을 한다고 했다. Lee 등(1997)은 9명의 정상인을 대상으로 일어서는 동안의 근육의 활성을 근전도로 관찰해 88.8%가 초기 전경골근의 활성 후 대퇴사두근이 활성 하였고, 단지 11.2%가 일어서기 마지막단계에서 슬괵근의 추가적으로 활성한다고 했다. 초기 전경골근의 활성은 발목관절의 안정성을 위해서이고, 슬괵근의 추가적 활성은 무릎관절의 안정성을 위해서 발생하며, 이러한 차이는 속도와 관련이 있는데 초기 전경골근의 활성은 빠른 동작으로 일어나는데 이때 무릎은 잠긴(locked) 상태가 되고, 슬괵근의 추가적 활성은 상대적으로 느리게 일어나는 경우, 무릎의 안정성을 유지시키기 위해 활성화한다고 했다.

Stevens 등(1989)은 최근논문에서 앉은 자세에서 일어나는 동안 승모근 상부, 척추기립근, 흉쇄유돌근와 복직근을 관찰해 일어서기 동작을 지시했을 때, 복직근 활동은 증가하고, 승모근 상부와 척추기립근의 활동은 감소했다고 했다.

Pai 등(1985)는 8명의 정상인을 대상으로 일어나는 동안 속도에 따른 무게 중심조절에 대한 연구에서 일어서는 동안 앞 뒤 방향에서 최대 반동은 정상속도보다 빠른 속도에서 유의한 차이가 있다고 했다. 앉은 자세에서 일어서기 동작에 관한 정상 움직임 양상과는 달리, 뇌졸중 환자는 움직임을 수행하는 데 있어 많은 방해요소로 인해 어렵고 비대칭적인 양상을 보이게 된다. Engardt 등(1992)은 뇌졸중 환자와 정상인을 대상으로 일어서기 동작을 할 때, 체중분포율과 그 동작을 하는 동안 요구되는 시간과 통계학적으로 유의한 차이가 있다고 했다. Lee 등(1997)은 뇌졸중 환자를 대상으로 근전도를 이용하여 일어나기 동작에 대한 근육의 활성을 관찰해 뇌졸중 환자를 마비측과 비마비측으로 구분하여 마비측에서 3가지 형태를 보였는데, 첫째, 운동량이 없거나 유의하게 감소했고, 둘째, 하퇴삼두근(triceps surae)의 추가적 활성을 보였으며, 셋째, 이 동작의 마지막단계에 슬괵근의 추가적 활성이

더 길게 지속되었다. 비마비측에서도 마지막에서 슬괵근과 하퇴삼두근의 추가적 활성을 보여 정상인에 비해 전경골근의 활성양이 더 증가하였다. 이는 약화된 근육에 대한 보상작용으로 보았다.

뇌졸중 환자는 체간의 비대칭적인 자세 및 정렬이상, 골반과 고관절의 비대칭성, 약화된 상지의 무게에 의하여 앉은 자세에서 일어나는 동안 비마비측 상지와 하지에서 과도한 사용으로 체간의 부적절한 측방이동과 회전이 일어나며, 마비측 하지의 사용이 감소되며, Ryerson(1997)의 연구에서도 체간에서 일어나는 비효율적인 움직임, 하지의 약화 및 비대칭성, 슬관절 신전 조절의 소실, 발목 관절각도의 소실, 근육 및 연부조직의 단축(tightness), 하지 신전과 상지의 과긴장성 등으로 인해 어려움을 가지게 된다.

앉은 자세에서 일어나기 동작에 대한 정상적 움직임 양상에 대한 운동학적(kinetics), 운동역학적(kinematics), 근 활동분야에 대한 연구는 활발하게 이루어지고 있지만 뇌졸중 환자를 대상으로 일어서기와 앉기 동작에 관한 움직임에 대한 연구는 미비한 실정이다. 따라서 본 연구의 목적은 첫째, 뇌졸중 환자와 정상인의 서있는 동안 양측 발의 체중부하율을 비교 분석하고, 둘째, 뇌졸중 환자와 정상인의 앉은 자세에서 일어서기 동작 시 시트 재질에 따른 체중이동시간과 중력중심의 이동속도, 대칭성 등을 비교·분석하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구 대상 및 기간

본 연구의 대상자는 뇌졸중으로 인해 편마비로 진단 받아 국립재활원 재활병원에서 치료를 받고 있는 뇌졸중 환자 30명과 50대 이상의 성인 10명을 대상으로 2000년 11월 10일부터 11월 15일까지 5명을 대상으로 예비실험을 실시한 후 문제점을 수정, 보완하여 2001년 11월 20일부터 12월 15일까지 실시하였다. 실험에 동의한 실험군과 대조군의 기준 조건은 다음과 같다.

실험군 1) 뇌졸중으로 인하여 편마비가 된 자 2) 연구자의 지시하는 내용을 이해하고 따를 수 있는 자 3) 타인의 물리적인 도움 없이 실험 기구에서 10분 이상 독립적으로 일어서기가 가능한 자 4) 양하지에 정형외과적 질환이나 전정기관, 시각에 장애가 없는 자 5) 고관절 굴곡 구축이 15도 이내이고 슬관절에 구축이 없으며 발목관절에 10도 이상의 구축이 없는 자 6) 연구에 자발적으로 참여하는 자

대조군 1) 연구자의 지시하는 내용을 이해하고 따를 수 있는 자 2) 타인의 물리적인 도움 없이 실험 기구에서 10분 이상 독립적으로 일어서기가 가능한 자 3) 양하지에 정형외과적 질환이나 전정기관, 시각에 장애가 없는 자 4) 고관절 굴곡 구축이 15도 이내이고 슬관절에 구축이 없으며 발목관절에 10도 이상의 구축이 없는 자 5) 연령이 50세 이상 65세미만인 자 6) 연구에 자발적으로 참여하는 환자

2. 실험 도구 및 방법

본 연구에서 사용된 도구는 타당도와 신뢰도가 검증된 미국 Neurocom사의 Smart Balance Master System(그림 1, SBMS)이다. 이 평형 측정기구는 컴퓨터와 힘 측정판

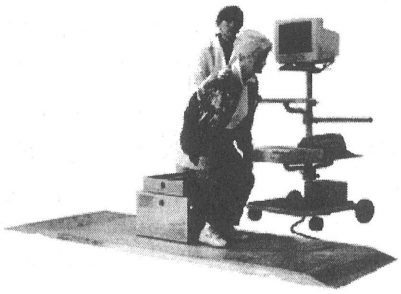

그림 1. Smart Balance Master System

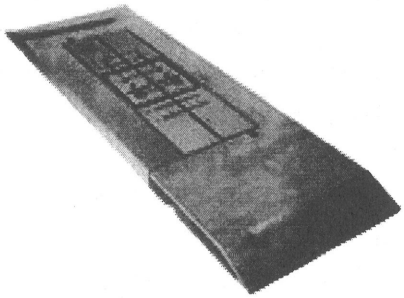

그림 2. 힘 측정판

이 연결되어 좌우 체중대칭, 중력중심 동요 속도, 체중 이동시간 등을 측정판의 압력감지기가 감지해 컴퓨터 모니터에 결과가 수치화된 그래프로 나타나게 고안된 장치이며, 환자의 안전성을 위해 안전대, 힘 측정판(force plate), 나무상자, rubber-foam, 모니터, 여러 가지 동작환경을 제공하고 제어할 수 있는 SBMS 소프트웨어 와 컴퓨터로 구성돼 있다. 힘 측정판은 좌우 2개의 판이 pin joint로 연결되어 있으며, 크기는 23 cm × 150 cm , 압력감지기 4개가 2개씩 앞뒤 양쪽 힘 측정판에 내장되었다. 무게 중심 이동에 의한 압력 및 방향을 측정하도록 고안된 힘 측정판에서 피검사자의 발의 위치는 키에 따라 그어져있는 종선(short : 76-140 cm, medium : 141-165, large :166-203 cm)에 발의 외연을 맞추고, 양측 경골내과를 횡선상에 위치한 후 전족부를 편안하게 벌리게 했다(그림 2). 검사자는 피검사자의 팔을 자연스럽게 옆으로 내리고 발 위치를 변경하지 말도록 지시했다. rubber-foam은 체감각 입력을 감소시키기 위해 45×40×8 cm 크기의 푹신한 스폰지를 이용했다. 의자는 환자의 하지 길이에 맞추어 높낮이를 조절할 수 있도록 나무상자를 이용했다.

측정 방법은 SBMS에 대한 사용법에 대한 교육을 받은 연구자 3명이 피검사자에게 연구의 목적 및 실험 방법에 대한 간단한

표 1. 연구 대상자의 일반적 특성

			실험군	대조군
성(N)	N(%)	남	15(50)	3(30)
		여	15(50)	7(70)
마비부위	N(%)	우측	18(60)	-
		좌측	12(40)	-
발병원인	N(%)	뇌출혈	10(33.3)	-
		뇌경색	20(66.7)	-
유병기간	N(%)	<24주	17(56.6)	-
		≥24주	13(43.4)	-
연령(yrs)	M±SD		56.1±11.60	56.9±8.08
신장(cm)	M±SD		162.6±8.17	159.9±5.90
몸무게(kg)	M±SD		62.7±9.20	60.7±5.12

설명과 시범을 보인 후, 피검사자에게 동일한 순서대로 진행하였고, 측정 시 시간적 오차를 줄이기 위해 시각적·청각적인 자극이 모니터와 스피커를 통하여 명령을 주도록 했다. 측정은 1) 서있는 자세에서 체중부하 2) 딱딱한 나무상자에서 일어나기 3) 나무상자 위 부드러운 rubber-foam에서 일어나기로 3가지 항목으로 이루어졌으며 각 항목에 대한 측정은 20초씩 3번씩 일어서기를 반복하여 측정했다.

3.분석방법

수집된 자료는 SPSS/Win 7.5를 이용하여 연구대상자의 일반적인 특성은 평균과 표준편차로, 실험군과 대조군의 비교, 실험군간 비교, 일반적 특성과 실험군간의 비교는 짝비교 검정을 실시하였다. 통계학적 유의성은 유의 수준 α=0.05로 설정했다.

III. 결 과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

연구 대상자는 40명으로 실험군 30명(우측마비 : 18명, 좌측마비 : 12명), 대조군 10명이었다. 실험군은 남자가 15명, 여자가 15명이었고, 평균 연령 56.1세, 평균 신장 162.6cm, 평균 몸무게 62.7kg, 평균 유병 기간 24.9주 였다. 발병 원인은 뇌출혈 10명, 뇌경색 20명이었다. 대조군은 남자가 3명, 여자가 7명이었고, 평균연령 56.9세, 평균신장 159.9cm, 평균 몸무게 60.7kg 이었다(표 1).

2. 서있는 자세에서 실험군·대조군간 체중 부하율 비교

서있는 자세에서 실험군과 대조군간 체중 부하율은 실험군이 대조군 보다 낮아, 두 군간 체중 부하율은 통계학적으로 유의한 차이를 보였고, 실험군내에서 마비측과 비마비측의 체중 부하율도 통계적으로 유의한 차이가 있었다(표2).

표 2. 서있는 자세 실험군·대조군간 체중 부하율 비교

	체중 부하율	
	M±SD	t
실험군	38.06±9.51	4.691***
대조군	47.07±2.60	

3. 일어서기 동작 시 실험군·대조군간 체중 대칭 비교

일어서기 동작 시 실험군·대조군에서 시트재질에 따른 체중대칭은 실험군은 감소, 대조군은 증가를 보여 두 군간에 통계적으로 유의한 차이가 보였다($p<0.001$)(표3).

4. 일어서기 동작 시 실험군·대조군간

표 3. 일어서기 동작 시 실험군·대조군간 체중 대칭 비교

		체중 대칭율	
		M ± SD	t
단단한 재질	실험군	40.83 ± 6.59	3.980***
	대조군	46.55 ± 2.47	
부드러운 재질	실험군	34.75 ± 6.45	9.448***
	대조군	47.25 ± 1.90	

표 4. 일어서기 동작 시 실험군·대조군간 중력중심 동요속도 비교(단위 : deg/sec)

		중력 중심 동요속도	
		M ± SD	t
단단한 재질	실험군	3.15 ± 0.80	1.680
	대조군	5.29 ± 6.84	
부드러운 재질	실험군	3.11 ± 0.95	2.593*
	대조군	4.04 ± 1.08	

표 5. 실험군간 체중대칭·중력중심 동요속도·체중 이동 비교(단위 : %, deg/sec, sec)

	체중 대칭		중력 중심 동요 속도		체중 이동시간	
	M ± SD	t	M ± SD	t	M ± SD	t
단단한 재질	40.83 ± 6.59	6.618***	5.29 ± 6.84	.395	0.49 ± 0.32	1.009
부드러운 재질	34.75 ± 6.45		4.04 ± 1.07		0.53 ± 0.60	

중력중심 동요속도 비교

일어서기 동작 시 실험군·대조군에서 시트재질에 따른 중력중심 동요속도는 두 군 모두 부드러운 재질에서 감소해 단단한 재질에서는 통계적으로 유의한 차이가 있었다(표4).

5. 일어서기 동작 시 실험군·대조군간 체중이동 시간 비교

일어서기 동작 시 실험군·대조군에서 시트재질에 따른 체중이동시간은 단단한 재질보다 부드러운 재질에서 증가하였으나 두 군간 통계적으로 유의한 차이는 없었다(표5).

6. 실험군간 체중대칭·중력중심 동요속도·체중 이동시간 비교

실험군간 체중대칭·중력중심 동요속도·체중 이동시간에서 체중대칭은 단단한 재질보다 부드러운 재질에서 감소해 통계적으로 유의한 차이가 있었고($p<0.001$), 중력중심 동요속도는 부드러운 재질에서 감소, 체중 이동시간은 부드러운 재질에서 증가를 보였으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다(표6).

7. 마비부위에 따른 체중부하·체중대칭·중력중심 동요속도·체중 이동시간 비교

마비 부위에 따른 체중대칭·체중부하·중력중심 동요속도·체중 이동시간에서 체

표 6. 일어서기 동작 시 실험군·대조군간 체중 이동시간 비교(단위 : sec)

		체중 이동 시간	
		M ± SD	t
단단한 재질	실험군	0.51 ± 0.18	.151
	대조군	0.49 ± 0.33	
부드러운 재질	실험군	0.54 ± 0.24	.461
	대조군	0.53 ± 0.60	

표 7. 마비 부위에 따른 체중 부하 비교(단위 : %)

		체중부하	
		M ± SD	t
마비부위	우측	36.74 ± 10.81	1.004
	좌측	40.03 ± 7.13	

중 대칭은 단단한 재질이 우측보다 좌측이 감소해 통계적으로 유의한 차이가 있었다(표 7).

체중부하는 우측보다 좌측이 더 컸고, 재질에 따른 중력중심 동요속도와 체중 이동시간은 부드러운 재질에서 증가를 보였으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다(표8).

Ⅳ. 고 찰

앉은 자세에서 일어서기는 일상생활동작 중 흔한 동작중의 하나로 뇌졸중으로 인한 편마비 환자에서 는 비대칭적이다. 이러한 자세는 뇌졸중 이후 변화되는 가장 특징적인 자세의 변화라고 할 수 있으며, 대부분의 연구에서 뇌졸중 환자는 훨씬 더 많은 체중을 비마비측으로 기울이고 있다는 것을 보여주고 있다(Sackley, 1992; Bohannon 등, 1985). Engardt 등(1992)은 뇌졸중 환자가 습관적으로 일어서기 동작을 할 때 마비측은 37.5%의 분포를 보이는 것에 반해, 정상인은 오른쪽으로 49.7%의 분포를 보여 유의한 차이를 보였다고 하였다. 본 연구에서도 실험군에서 마비측으로 40.8%, 대조군에서 우세한 쪽으로 53.4%의 체중분포를 보여 통계학적으로 유의하였다. 일어나는 시간에서도 Engardt 등(1992)의 연구에서는 뇌졸중 환자의 경우 3.7초, 정상인의 경우 2.3초로 유의한 차이를 보였고, 본 연구에서도 일어나는 시간의 측정을 의자에서 발의 기저면으로 중력중심이 옮겨지는 시간으로 측정하였는데, 실험군에서는 0.53초, 대조군에서는 0.51초로 차이가 있었으나 통계학적으로 유의하지 않았다. 이는 실험 방법에 있어서 가능한 빠르게 일어나는 동작을 취해야 하였고, 중력중심의 이동거리 또한 의자에서 발의 기저면으로 옮겨지는 짧은 시간이었기 때문에 앉아서 일어나는 시간 모두를 측정하지 않았기 때문에 두 군간의 차이를 비교하기에는 어려움이 있었다.

서 있는 동안 양측 발의 체중부하율 비교에서 Bohannon 등(1985)은 25명의 뇌졸중 환자를 대상으로 실험한 결과 마비측으로 40.7%, 비마비측으로 59.3%의 체중 부하를 보였으며, Winstein 등(1989)은 34명의 뇌졸중 환자들 중 균형훈련을 받은 17명의 실험군에서 마비측의 체중지지가 30%에서 43%

표 8. 마비 부위에 따른 체중 대칭 · 중력중심 동요 속도 · 체중 이동시간 비교(단위 : %, deg/sec, sec)

		체중 대칭		중력중심 동요속도		체중 이동시간	
	마비부위	M±SD	t	M±SD	t	M±SD	t
단단한 재질	우측	43.03±5.31	2.269*	5.97±8.84	.814	0.47±0.28	.373
	좌측	37.54±7.17		4.27±0.75		0.52±0.41	
부드러운 재질	우측	35.83±5.44	1.056	4.19±0.97	.858	0.50±0.41	.304
	좌측	33.12±7.69		3.83±1.24		0.58±0.83	

로 증가하였다고 했다. 또한 김중휘(2000)는 17명의 뇌졸중 환자들을 각각 맨발, 신발, 보조기, 보조기와 신발의 네 가지 조건에 따른 마비측과 비마비측의 체중부하율을 비교하여 마비측에서의 체중부하율이 맨발 41.8%, 신발 38.6%, 보조기 40.4%, 보조기와 신발 42.3%로 모든 조건에서 비마비측과는 유의한 차이가 있었으며, 보조기와 신발을 착용한 상태에서 마비측의 체중부하율이 높게 나온 것은 오랜 경험에서 나온 감각적 적응으로 보았다. 본 연구에서는 실험군에서의 체중부하율이 38.1%로 위의 연구들과 비슷하였으며, 실험군 내에서의 마비측과 비마비측의 비교에서도 통계학적으로 유의한 차이를 보였다. 위의 결과에서 볼 때 뇌졸중 환자의 체중분포의 대칭성을 위해 지속적인 체중이동훈련 및 다양한 조건에서의 보행운동이 필요하다고 사료된다.

본 연구에서는 일어서기 동작 시 실험군과 대조군 비교뿐 아니라 시트의 재질에 따른 일어나는 동작의 차이를 연구하기 위해 체중분포, 체중이동시간, 중력 중심이동 속도를 단단한 재질과 부드러운 재질로 구분하여 비교했다. 그 결과 두 군 모두 부드러운 재질에서 일어날 경우 비마비측으로 체중분포가 많이 이루어 졌으며, 체중이동 시간은 증가했고, 각속도는 감소했다. 따라서 시트의 재질이 부드러운 곳에서 일어나는 경우 뇌졸중 환자뿐만 아니라 정상인에게서도 일어서는데 더 어려움을 느끼게 된다. 이것은 같은 높이의 의자에 앉아 있다고 할 지라도 부드러운 재질에서 체중에 비례하여 단단한 재질보다 더 낮은 높이에 앉게 되는 결과를 가져오며, 이로 인해 고관절과 슬관절의 굴곡각도는 더 증가돼 중력중심을 옮기는데 걸리는 시간 및 노력이 더 필요하게 되는 것으로 생각된다. 이는 Burdett등(1985)의 연구에서 높이가 다른 두 의자에서 일어날 때, 고관절 및 슬관절의 굴곡각도가 작고 높은 의자에서 일어날 경우 정상인 및 하지의 장애를 가진 사람 모두 쉽게 일어날 수 있었다는 결과와 일치했다. 또한 일어설 때 반작용으로 나타나는 지면반발력을 시트가 부드러운 재질의 의자에서는 흡수하는 결과가 나타나기 때문에 그만큼의 노력이 더 필요했으리라 생각된다.

뇌졸중 환자의 유병 기간에 따른 기립자세 및 앉아서 일어서는 동작시의 체중분포와 체중이동시간 및 중력중심의 이동속도는 발병 후 24주 이전 환자와 24주 이후 환자를 비교하여, 발병 후 24주 이하의 환자군에서 24주 이상 보다 체중부하와 체중대칭은 더 컸고, 체중 이동시간은 짧았으며, 중력중심 동요속도는 빨랐지만 두 군간의 통계학적으로 유의한 차이는 없었다. 성별에 따른 체중부하와 체중이동시간 및 중력중심의 이동속도는 대부분 두 군간의 차이를 발견할 수 없었지만, 앉아서 일어나는 동작에서 여성이 남성보다 더 비마비측에 체중을 두고 일어났고, 두 군간의 통계학적으로 유의한 차이는 없었다. 이상의 결과로 볼 때 뇌졸중 환자에 있어서 앉아서 일어서는 동작은 정상인에 비하여 비마비측으로의 체중 분포와 일어서는 시간이 증가되었고, 서 있는 동안에도 비마비측으로 체중분포가 높았다. 본 연구는 실험군과 대조군의 수가 적고, 앉아서 일어나는 동작 시 개인간 다양한 보상작용을 적절히 조절하지 못하여 정확한 결과를 얻어낼 수 없었기에 조사 결과를 일반화시키기에는 어려움이 있으며, 앞으로 뇌졸중 환자의 비대칭적인 자세의 이해하기 위한 더 많은 연구가 필요하다고 하겠다.

V. 결 론

본 연구는 뇌졸중 환자와 정상인의 서있는 동안 양측발의 체중부하율과 시트 재질에 따른 체중이동시간과 중력중심 동요속도, 대칭성 등을 비교·분석하였다. 이 연구를 위한 대상은 뇌졸중으로 인해 편마비로 진단 받아 국립재활원 재활병원에서 치료를 받고 있는 뇌졸중 환자 30명과 50대 이상의 성인 10명을 대상으로 2000년 11월 10일부터 11월 15일까지 5명을 대상으로 예비실험을 실시한 후, 문제점을 수정, 보완하여 2001년 11월 20일부터 12월 15일까지 실시하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 서있는 자세에서 실험군과 대조군의 체중부하율은 실험군은 적고 대조군은 많아, 두 군간에 통계학적으로 유의한 차이가 있었다.

2. 일어서기 동작 시 실험군과 대조군의 재질에 따른 체중 대칭은 실험군은 감소, 대조군은 증가하여 두 군간에 통계적으로는 유의한 차이가 있었다.

3. 일어서기 동작 시 실험군과 대조군의 재질에 따른 중력중심 동요속도는 두 군 모두 부드러운 재질에서 속도가 감소해 통계적으로 유의하지 않았고, 단단한 재질에서는 통계적으로 유의한 차이가 있었다.

4. 일어서기 동작 시 실험군·대조군의 재질에 따른 체중 이동시간 은 단단한 재질보다 부드러운 재질에서 체중이동 시간이 증가하였지만 통계학적으로 유의한 차이가 없었다

5. 실험군내 시트재질에 따른 체중대칭·중력중심 동요속도·체중 이동시간에서 체중대칭은 단단한 재질 보다 부드러운 재질에서 감소했고, 부드러운 재질에서 중력중심 동요속도는 감소, 체중 이동시간은 증가하였으나 통계학적으로 유의한 차이가 없었다.

6. 마비부위에 따른 체중부하·체중대칭·중력중심 동요 속도·체중 이동시간에서 체중대칭은 단단한 재질에서 우측보다 좌측이 감소해 통계적으로 유의하였고, 체중 부하는 우측이 좌측보다 작고, 중력중심 동요속도와 체중 이동시간은 단단한 재질과 부드러운 재질 모두 감소하였으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

참고문헌

김중휘. 플라스틱 단하지 보조기와 신발착용이 편마비 환자의 정적 선 자세 균형에 미치는 영향, 대구대학교 재활과학대학원 석사학위논문. 2000.

Bohannon RW, Larkin PA. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. Phys Ther 1985;65:1323-25.

Burdett RG, Habasevich R, Pisciotta J, Simon SR. Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. Phys Ther. 1985;65:1177-83.

Chamberlain MA, Munton J. Designing chairs for the disabled arthritic. Br J Rheumatol 1984; 23:304-8.

Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, Tang FT, Lee MY, Lin PS. The sit-to-stand movement in stroke

patients and its correlation with falling. Arch Phys Med Rehabil 1998;79:1043-6.

Engardt M, Olsson E. Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. Scand J Rehabil Med. 1992;24:67-74.

Lee MY, Wong MK, Tang FT, Cheng PT, Chiou WK, Lin PS. Comparison of the balance responses and motor patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. Am J Phys Med Rehabil. 1997;76:401-10.

Mano Y, Sakakibara T, Takayanagi T. Kinesiological analysis of standing-up movement. Excerpta Medica International Congress Series. 1988;804:503-12.

Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM. Biomechanical analysis of th sit-to stand motion in elderly persons Arch Phys Med Rehabil. 1992;73:609-17.

Naumann S, Ziv I, Rang MC. Biomechanics of standing-up from chair. In: Human locomotion II: proceedings of the Second Biannual Conference of the Canadian Society for Biomechanics. Ottawa, Ontario, Canada: University of Ottawa. 1982:78-9.

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

Richards CL. EMG activity level comparisons in quadriceps and hamstrings in five dynamic activities. In: Winter DA, Norman RW, Wells RP, et al, eds. International series on biomechanics. biomechanics IX-A. Champiagn, IL: Human Kinetics Publishers. 1985;5 A:313-7.

Ryerson S, Levit K. Functional movement reeducation, Churchill Livingstone. 1997.

Sackley CM. Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. Scand J Rehab Med. 1992;24:67-74.

Schenkman M, Berger RA, Riley PO, Mann RW, Hodge WA. Whole-body movements during rising to standing from sitting. Phys Ther. 1990;70:638-51.

Stevens C, Bojsen-Moller F, Soames RW. The influence of initial posture on the sit-to-stand movement. Eur J Appl Physio. 1989;58:687-92.

Winstein CJ, Gardner ER, McNeal DR, Barto PS, Nicholson DE. Standing balance training: Effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. Arch Phys Med Rehabil. 1989;70:755-762.