

편마비 환자의 반 쪼그려 앉기(semi-squat)동작 시 양하지 지지면의 형태가 하지 근활성도와 체중분포에 미치는 영향

양용필
한서대학교 대학원 물리치료학과
노정석
한서대학교 물리치료학과

Abstract

The Effect of Types of Weight-Bearing Surfaces on Muscle Activities of Lower Limbs and Weight Distribution During Semi-Squat Movement of Patients With Hemiplegia

Yong-pil Yang, M.Sc., P.T.

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

Jung-suk Roh, Ph.D., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

This study used an unstable platform to change the support surface type and position of both lower limbs in order to determine changes in weight distribution and muscle including the vastus medialis, tibialis anterior, lateral hamstring, and lateral gastrocnemius of both lower limbs were evaluated during knee joint flexing and extending in a semi-squat movement in 32 hemiplegic patients. The support surface conditions applied to the lower limbs were divided into four categories: condition 1 had a stable platform for both lower limbs; condition 2 had an unstable platform for the non-hemiplegic side and a stable platform for the hemiplegic side; condition 3 had a stable platform for the non-hemiplegic side and an unstable platform for the hemiplegic side; and condition 4 had an unstable platform for both sides. The normalized EMG activity levels of muscles and weight bearing ratio of both sides in the four surface conditions were compared using repeated measures ANOVA. A significant increase was found in the weight support distribution for the hemiplegic side in flexing and extending sessions in condition 2 compared to the other conditions ($p<.05$). A statistically significant decrease in asymmetrical weight bearing in flexing and extending sessions was observed for condition 2 compared to the other conditions ($p<.05$). A similar significant decrease was found in differences in muscular activity for both lower limbs in condition 2 ($p<.05$). The muscular activity of the hemiplegic side, based on the support surface for each muscle showed a significantly greater increase in condition 2 ($p<.05$). An unstable platform for the non-hemiplegic side and a stable platform for the hemiplegic side therefore increased symmetry in terms of the weight support distribution rate and muscle activity of lower limbs in hemiplegic patients. The problem of postural control due to asymmetry in hemiplegic patients should be further studied with the aim of developing continuous effects of functional training based on the type and position of the support surfaces and functional improvement.

Key Words: Muscle activity; Unstable platform; Weight support ratio.

I. 서론

뇌졸중은 운동과 감각신경로의 손상 및 감각해석의 이상을 일으키며, 이로 인해 자세유지와 선택적인 운동조절의 방해가 일어나고(Sackley 등, 1992), 평형반응의 문제가 생기며, 기립자세의 불균형과 비마비측 하지로의 체중지지 증가가 발생하게 된다(Dickstein 등, 1984).

편마비로 인한 하지 기능의 손상은 양측의 비대칭성, 비정상적인 신체 균형, 보행 장애의 문제를 일으킨다. 특히, 마비측과 비마비측의 비대칭성 문제는 전체 체중의 80%를 비마비측에 지지할 정도로 심각하며, 이는 기립균형시 안정성을 저하시켜 낙상의 위험을 증가시킨다(Jørgensen 등, 1995; Liepert 등, 2000). 편마비 환자가 땅을 딛고 서면 하지의 근육들은 마비에 대한 보상작용으로 활동성에 변화가 오게 된다. 즉, 마비측의 근력 약화와 반응의 지연에 대한 보상반응으로 편마비 환자의 기립 동작과 동시에 비마비측의 내전근은 가능한 빨리 근력을 발휘하고 정상시보다 훨씬 강한 긴장을 유지하려 한다. 이러한 결과, 비마비측의 하지는 마비측의 체중을 지지하기 위해 정상 상태에서보다 더 많은 힘을 발생시켜야 한다, 이러한 자세가 지속되면 마비가 오지 않은 쪽에 더욱 더 많은 힘이 가해져 결국은 정상적인 자세를 회복하는데 방해가 된다(Kirker 등, 2000). 따라서, 편마비 환자의 재활에 있어서 마비측 하지에 체중부하를 증가시킴으로써 균형을 증진시키고 결과적으로 대칭적인 기립 자세를 유도하는 것이 중요하다(Brunnstrom, 1970).

편마비 환자의 균형회복을 위한 재활프로그램은 측방 체중이동(lateral weight shifting), 발판에 발을 올리는 방법, 시각적 및 청각적 피드백 훈련 등이 있다. Carr와 Shepherd(1980)는 기립 시 마비측 하지에 체중부하를 시키는 것은 무릎관절의 신전근 활동과 보행하는 능력을 자극하고, 또한 강직 발생을 예방한다고 하였다. 최근에는 시각 및 청각 피드백을 이용한 체중이동 훈련, 골반 운동, 기능적 전기 자극, 보조기의 착용, 비마비측 신발굽의 높이를 높이는 방법 등은 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 비대칭적인 자세의 개선을 위해 사용하였다(Shumway-Cook과 Woollacott, 2000).

또한, 편마비 환자들이 정상적인 운동 수행이나 균형을 유지하는데 있어서 가장 어려운 문제는 적절한 수의적 근 수축의 생성 능력이 부족하고, 수축 시 적

절한 타이밍과 근 활동 강도를 맞출 수 없다는 것이다(Olney과 Richards, 1996). 이러한 편마비 환자의 비정상적인 근 활동을 연구하기 위해서 근전도 실험들이 이루어지고 있고, 여러 훈련 방법을 통하여 마비측의 근활성도를 증가시켜 마비측으로의 체중이동을 유도하기 위한 훈련 방법들이 연구되고 있다. Lee 등(1998)은 편마비 환자에서 기능적 운동 능력을 근전도 운동 양상을 통해 동적인 균형 지수를 정량적으로 분석하였고, Chaudhuri과 Aruin(2000)은 비마비측 발의 높이를 높여 주어 마비측에 강제적으로 체중을 싣게 하여 체중지지의 대칭성이 향상됨에 따라 마비측의 근육의 활동이 증가되어 강한 자극이 제공되면서 마비측으로의 체중이동이 증가된다고 하였다. 이처럼 편마비 환자의 체중지지의 대칭성을 증가시키기 위한 연구들에서의 대부분 연구들은 양 하지에 동일한 형태의 지지면을 제공한 후 운동을 시행하였고, 체중분포나 균형능력을 측정하였다. 이러한 연구들은 편마비 환자들이 갖는 비대칭적인 하지기능 손상과 그로 인해 나타나는 비마비측의 과도한 보상 활동을 통한 균형유지 전략에 대한 문제는 고려하지 않았고, 비대칭적인 하지 근활성도에 관한 연구들도 부족한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 편마비 환자의 동적인 활동 시 양 하지에 적용되는 체중지지면의 형태가 편마비 환자의 체중분포와 하지 근활성도에 미치는 영향을 분석함으로써 비대칭적인 체중분포율과 하지 근활성도를 해결할 수 있는 방법을 모색하고, 편마비 환자의 균형재활훈련에 필요한 정보를 제공하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구는 뇌졸중으로 인해 편마비 환자 32명을 대상으로 하였다. 대상자들은 뇌졸중 발병 후 6개월 이상 지나고 30초 이상 독립적으로 기립 자세 유지가 가능한 자로, 연구에 참여에 관한 충분한 설명을 듣고 연구 참여에 동의한 자를 대상으로 선정하였다. 그리고, 의사소통과 연구자의 지시에 적절하게 따를 수 있는 자로 하였다. 연구대상자 32명 중 남성 17명(53.1%), 여성 15명(46.9%)이었으며, 평균 연령은 55.8세, 평균 신장은 163.3 cm, 그리고 평균 몸무게는 62.1 kg이었다. 또한, 유병기간은 평균 17.7개월이었다(표 1).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

(N=32)

일반적 특성		남(n ₁ =17)	여(n ₂ =15)
연령(세)		52.1±10.3 ^a	60.1±9.8
신장(cm)		169.9±6.6	155.9±5.7
몸무게(kg)		68.2±9.9	55.0±6.3
유병기간(개월)		15.0±7.9	20.8±16.3
발병원인(명)	뇌출혈	10	7
	뇌경색	7	8
마비측	오른쪽	3	6
	왼쪽	14	9

^a평균±표준편차.

2. 측정 도구 및 실험 도구

가. 근활성도 측정기

하지 근육의 근활성도 측정은 LXM 3208-RF¹⁾를 이용하였다. 입력임피던스 (Input Impedance)는 10¹² Ω이며, 60 Hz에서 공통모드제거비(CMRR)가 106 dB이었다. 전극은 20 mm 크기의 bipolar silver/silver chloride EMG electrodes²⁾를 이용하였다.

나. 체중분포 측정기

양 하지의 체중분포를 측정하기 위해 Measurement Training and Documentation-Balance System(MTD-Balance system)³⁾을 이용하였다. 이 장비는 양발의 체중부하량을 비교하여 자세의 흔들림을 측정하여 균형을 검사하는 장비이다. 두개의 힘판(force plate) 위에 양발을 한쪽씩 위치시키고 선 자세로 측정한다. 측정된 값은 N(newton)으로 표시되며, 모니터에 체중분포의 변화가 실시간으로 제공된다.

다. 지지면

양 하지에 적용되는 지지면은 불안정판과 안정판으로 사용하였다. 불안정판으로 임상에서 균형 훈련시 흔히 사용하고 있는 에어택스 균형패드(50 cm×41 cm×6 cm)⁴⁾를 사용하였고, 안정판은 나무판(50 cm×41 cm×6 cm)으로 균형패드와 동일한 규격으로 제작하여 사용하였다.

라. 무릎관절 각도 제어 도구와 시간 통제 도구

대상자들이 반 쪼그려 앉기(semi-squat) 동작을 수행할 때 무릎관절의 각도를 제어하기 위해 60°에서 정지하도록 제작한 각도계를 양측 무릎관절 외측부에 부착하였다. 대상자들은 선 자세에서 무릎관절이 60°가 될 때 까지 굴곡한 후, 다시 선자세로 돌아온다. 또한, 움직임 수행 시 일정한 시간을 유지할 수 있도록 메트로놈을 1초에 1번 울리도록 설정한 후 사용하였다.

3. 실험 방법

가. 측정 방법

대상자들은 양 하지 근육들의 근활성도와 체중지지 분포를 측정하기 위해 양측의 안쪽 넓은근, 앞정강근, 가쪽 뒤넙다리근, 가쪽 장딴지근을 이용하여, 양측으로 총 8개 근육에 근전도 전극을 부착하고 MTD-Balance system 위에서 각각 다른 지지면의 조건에 따라 측정하였다.

측정은 일어선 자세에서 10초간 유지하여 자세를 안정시킨 후에 측정자의 '시작'이라는 구두 지시와 함께 시작하였다. 이때, 대상자는 3초 동안 천천히 무릎을 굴곡시키고, 무릎관절이 60°가 되었을 때 2초간 유지한 후 다시 3초 동안 무릎관절을 신전시키도록 하였다. 근수축 속도 변화가 조건에 따른 자료 값의 변화를 통제하기 위해 메트로놈을 사용하여 무릎관절의 굴곡과 신전에 걸리는 시간을 통제하였다. 또한, 측정 시 대상자들의 체중이동에 영향을 미칠 수 있는 시각적 피먹임을

1) LXM 3208-RF, LAXTHA Inc., Daejeon, Korea.

2) EMG electrodes, 3M, Hwaseong, Korea.

3) MTD-Balance System, BR Biomedicals Pvt. Ltd, Neunburg v. wald, Germany.

4) AIREX® BALANCE PADS, Airex Inc., New Hampshire, U.S.A.

제거하기 위해 MTD-system의 모니터는 대상자의 반대쪽으로 돌려 볼 수 없게 위치시켰다. 대상자와 조건별 매회 측정 간에 영점(calibration)작업을 수행하여 오류를 최소화하였다. 반 쪼그려 앉기 동작은 사전에 대상자에게 교육하고 숙지하도록 연습하였고, 복장은 반바지를 착용하도록 하였다. 측정 시 지지면의 조건은 양 하지에 적용된 지지면의 형태에 따라 4가지 조건으로 나누어졌다. 조건 1은 양 하지에 모두 안정판을 적용하였고, 조건 2는 비마비측에 불안정판, 마비측에 안정판을 적용하였고, 조건 3은 비마비측에 안정판, 마비측에 불안정판을 적용하였고, 조건 4는 양 하지 모두 불안정판을 적용하였다. 4가지 조건은 무작위순서로 적용하였으며, 각 조건의 적용사이에 1분의 휴식시간을 가졌다. 측정은 조건별로 3회 실시하였으며, 평균값을 측정값으로 사용하였다.

나. 근전도 전극 부착 부위

근전도 측정 전에 피부 저항을 감소시키기 위해 부착 부위 주변에 면도를 실시한 후 가는 사포를 이용하여 3~4회 문질러 피부각질층을 제거하고 알코올을 이용하여 소독하였다. 활성전극(active electrode)과 기준전극(reference electrode)을 근섬유방향과 평행하도록 근육(muscle belly)에 부착하였다. 접지전극(ground electrode)은 피하근육조직이 적고 움직임에 방해가 되지 않도록 부착하였다. 근육 부착부위는 안쪽 넓은근은 대퇴 전, 내측 슬개골에서 약 6 cm 위, 앞정강근은 슬개골 중심에서 외측복사뼈까지 거리의 1/2위치, 가쪽 뒤넙다리근은 슬와부 주름과 둔부 주름의 1/2지점의 외측에 부착하고, 가쪽 장딴지근은 슬와부 중심선에서 하행 2 cm 거리의 외측 표면에 부착하였다(Katsuo 등, 2006). 모든 전극은 최초 부착한 상태로 모든 조건에서 측정하게 하였다.

다. 근전도 신호의 기록 및 신호처리

근활성도는 동작 개시 후 처음 .5초를 제외하고 3초가 지난 시점까지의 신호를 굴곡 단계 신호로 수집하였고, 무릎을 구부린 상태에서 2초 유지 후에 펴기 시작한 후 처음 .5초를 제외하고 3초간의 신호를 신진 단계 신호로 처리하였다. 신호는 각 조건별로 3회 시행 후 평균값을 이용하여 사용하였다.

근전도 신호의 표본 수집율은 1024 Hz이었으며 잡음을 제거하기 위하여 60 Hz 대역 정지 필터(band stop filter)와 20~500 Hz 대역 통과 필터(band pass filter)

를 사용하였다(Dixon과 Howe, 2007). 표준화하기 위하여 %RVC 값을 계산하였다. 기준값을 설정하기 위하여 제자리에서 안정적으로 똑바로 선 자세에서 5초간 지속하게 하여 준비하고, 동작 시 하지의 4개 근육, 양측 총 8개 근육에서 전후 1초를 제외한 3초간의 신호를 RVC 값으로 구하였다.

라. 체중분포율 측정

본 연구의 실험대상자는 힘판 위에 올라가서 발의 위치가 자세 흔들림의 크기와 속도에 영향을 미치지 않도록 양 발의 너비가 20 cm로 일정하도록 위해 발판에 표시를 함으로써 모든 대상자가 동일한 부분을 밟고 서 있도록 하고 초기 기립자세 유지 시 흔들림으로 인한 오류를 최소화하기 위하여 힘판 위에서 5초 동안 유지 후 측정하였다. 대상자는 다른 지지면 조건에서 정면을 주시하고 반 쪼그려 앉기 동작 시 양측의 체중지지 분포 차이를 측정한다. 똑바로 서있는 자세에서 무릎관절이 60°가 되는 구간까지의 평균과 무릎관절이 60°인 자세에서 똑바로 서있는 자세까지의 평균을 수집하였다. 무릎관절 외측에 부착된 각도계에 60°를 표시하고 무릎이 굴곡되어 60°가 되었을 때 연구자가 움직임을 중지시키고 자세를 유지하도록 하였다. 결과 데이터는 아스키(ASCII) 파일로 저장한 후 엑셀 프로그램을 이용하였다. 마비측과 비마비측의 체중분포율과 그 차이는 마비측과 비마비측의 체중분포량을 각각 백분율(%)로 환산한 후에 비마비측 체중분포율과 마비측 체중분포율의 차이를 구하여 사용하였다.

마비측 체중분포율=마비측 체중분포량/(비마비측 체중분포량+마비측체중 분포량)×100

비마비측 체중분포율=비마비측 체중분포량/(비마비측 체중분포량+마비측체중 분포량)×100

양측 체중분포율 차이=비마비측 체중분포율(%)−마비측 체중분포율(%)

4. 분석 방법

자료의 통계처리를 위해 SPSS ver. 17.0 프로그램을 사용하였다. 지지면의 조건에 따른 체중지지 분포 차이 변화와 양측 근활성도 차이 변화를 보기 위하여 반복 측정된 일요인 분산분석(one-way ANOVA with repeated measures)을 사용하였다. 사후 검정방법으로 본페로니(Bonferroni) 방법을 사용하였으며, 통계학적 유의성을 검정하기 위한 유의수준 $\alpha=0.05$ 로 하였다.

표 2. 굴곡 및 신전 단계에서 지지면의 조건에 따른 양측 체중분포율 차이 비교 (단위: %)

조건		조건 1 ^a	조건 2 ^b	조건 3 ^c	조건 4 ^d	F
체중 분포율 차이	굴곡 단계	21.81±4.70	18.69±3.54	24.10±6.51	26.87±6.88	11.472*
	신전 단계	23.27±5.08	19.38±4.24	24.15±5.74	25.01±7.20	6.484*

^a양하지 모두 안정판, ^b비마비측-불안정판, 마비측-안정판, ^c비마비측-안정판, 마비측-불안정판, ^d양하지 모두 불안정판, ^e평균±표준편차, *p<.05.

표 3. 굴곡 단계에서 지지면의 조건에 따른 양측 근육별 근활성도 차이 비교 (단위: %RVC)

	조건 1 ^a	조건 2 ^b	조건 3 ^c	조건 4 ^d	F
VM ^e	83.54±53.68 ⁱ	42.60±25.35	93.83±69.14	82.19±65.50	6.709*
TA ^f	85.60±62.18	50.82±32.40	97.76±72.20	114.53±100.72	6.707*
HM ^g	99.13±64.90	56.63±41.76	78.51±75.00	89.67±54.93	3.010*
GM ^h	85.19±65.14	49.51±41.84	86.32±71.56	86.64±6.60	4.667*

^a양하지 모두 안정판, ^b비마비측-불안정판, 마비측-안정판, ^c비마비측-안정판, 마비측-불안정판, ^d양하지 모두 불안정판, ^e안쪽 넓은근, ^f앞정강근, ^g가쪽 뒤넓다리근, ^h가쪽 장딴지근, ⁱ평균±표준편차, *p<.05.

표 4. 신전 단계에서 지지면의 조건에 따른 양측 근육별 근활성도 차이 비교 (단위: %RVC)

	조건 1 ^a	조건 2 ^b	조건 3 ^c	조건 4 ^d	F
VM ^e	96.23±37.10 ^j	64.45±31.66	92.86±36.21	93.71±37.26	4.100*
Taf	95.63±38.32	67.33±19.92	91.56±40.03	107.84±57.52	2.556
HM ^g	98.14±45.12	61.17±19.10	95.55±42.24	92.49±57.81	1.610
GM ^h	93.23±54.40	61.26±31.42	91.59±48.26	92.85±31.43	3.246*

^a양하지 모두 안정판, ^b비마비측-불안정판, 마비측-안정판, ^c비마비측-안정판, 마비측-불안정판, ^d양하지 모두 불안정판, ^e안쪽 넓은근, ^f앞정강근, ^g가쪽 뒤넓다리근, ^h가쪽 장딴지근, ^j평균±표준편차, *p<.05.

III. 결과

1. 굴곡과 신전 단계에서 지지면의 조건에 따른 양측 체중분포율 차이 비교

굴곡과 신전 단계에서 양측 체중분포율 차이는 지지면의 조건에 따라 유의한 차이가 있었으며, 다른 조건들에 비하여 조건 2에서 유의한 감소를 보였다(p<.05)(표 2).

2. 굴곡 단계에서 지지면의 조건에 따른 양측 근육별 근활성도 차이 비교

굴곡 단계에서 양측 안쪽 넓은근, 앞정강근, 가쪽 뒤넓다리근, 가쪽 장딴지근 근활성도 차이에서 유의한 감소를 보였으며(p<.05), 다른 조건들에 비하여 조건 2에서 유의한 감소를 보였다(p<.05)(표 3).

3. 신전 단계에서 지지면의 조건에 따른 양측 근육별 근활성도 차이 비교

신전 단계에서 양측 안쪽 넓은근, 가쪽 장딴지근 근

활성도 차이에서 유의한 감소를 보였으며(p<.05), 다른 조건들에 비하여 조건 2에서 유의한 감소를 보였다(p<.05)(표 4).

IV. 고찰

본 연구는 대칭적인 체중지지 능력을 증진시키기 위해 사용되는 불안정판과 안정판을 이용하여 양 하지에 다양한 형태의 지지면을 제공하였을 때, 반 쪼그려 앉기 동작 시 양 하지의 근활성도와 체중분포율의 차이를 분석하고자 하였다.

편마비 또는 편부전 마비에 의한 운동장애는 비대칭적인 자세, 비정상적인 신체의 균형, 체중이동 능력의 결함 등의 문제점을 가지게 되고(Carr 등, 1985), 이로 인해 일상생활 동작과 보행 등의 기능적인 활동에 제한을 가져오게 된다. 본 연구의 결과에서도 양쪽에 모두 안정판을 적용한 조건 1에서 마비측의 체중분포율이 굴

곡 단계에서 39.10%, 신전 단계에서 38.36%로 보이고 있으며, 편마비 환자들의 기립 자세에서 마비측 체중 부하율을 측정 한 연구에서 마비측 하지의 체중 부하율은 약 30~37% 라고 보고하고 있는 연구들과 유사한 결과를 나타내었다(Dickstein 등, 1984; Mizrahi 등, 1989; Sackley, 1990; Shumway-Cook 등, 1988).

편마비 환자의 재활과정에 있어서 대칭적 자세조절 능력의 향상은 재활치료에서 중요한 비중을 차지하고 있어, 편마비 환자들의 대칭적인 서기 자세를 위해 마비측 하지로 체중을 이동하는 능력을 촉진시키고 비마비측과 마비측의 균등한 체중분포를 유도하기 위한 방법으로 체성감각 정보입력을 변화시키는 불안정판을 이용한 균형 훈련과 같은 연구들이 보고되었다(Dean 등, 2000; Taube 등, 2007; Yavuzer 등, 2006).

촉각, 진정 감각, 고유수용성감각등은 자세조절에 매우 중요한 역할을 하는데 이들이 손상된 환자들에게는 이러한 감각들을 적절하고 안전하게 제공하는 것이 필요하며, 다양한 도구와 방법으로 응용하여 사용하는 것이 중요하다고 하였다. 특히, 체성감각은 근육 수축 동안 발생하는 힘에 대한 지각, 골격근에 의해 움직여지는 신체 일부분의 움직임 그리고 정적인 자세를 지각하는데 매우 중요한 감각이라고 하였다(McCloskey, 1988). 지지면의 상태는 체성감각 정보 입력에 영향을 미치고, 단단한 바닥에서는 정상적인 체성감각정보 입력이 가능하지만, 불이나 스펀지와 같은 표면이 불안정한 지지면은 체성감각 정보가 감소하고 왜곡된다고 하였고(김종만과 이충휘, 2004), 체성감각계의 정보는 축축한 지면이나 모래와 같이 부드러운 면에서 있거나 걸을 때 감소한다고 하였다(Hughes 등, 1996). 또한 체성감각계 정보들은 균형을 유지시키기 위해 자세유지근들의 수축을 자동적으로 조절하는데 필요한 정보를 통합시키는데(Smith 등, 1996), 불안정한 지지면, 경사로 또는 움직이는 지지면에서 서 있거나 걸을 때 체성감각 정보입력의 혼란을 일으키고, 이러한 감각입력의 혼란은 자세 반응과 함께 신경과 근육의 활성도에도 영향을 미친다(Chiang과 Wu, 1997).

본 연구에서는 편마비 환자들에게서 나타나는 비대칭적인 체중분포에 영향을 미치는 비마비측의 보상작용의 증가를 제한하고 마비측으로의 체중이동을 유도하기 위하여 양측 하지의 지지면의 형태를 다르게 하여 반쪼그려 앉기 동작 시 MTD-Balance system와 표면근전도를 이용하여 양측 하지의 체중분포율 차이와 양측

하지 근육의 근활성도 차이를 측정하여 대칭성이 증가되는지 알아보았다. 그리고, 움직이는 지지면과 불안정한 지지면을 이용하면 자세 반응이 더 빠르게 나타나고, 환경의 변화를 통하여 다양한 효과를 확인하고자 불안정한 지지면을 사용한 선행연구를 바탕으로 불안정한 지지면으로 임상에서 흔히 사용되고 있는 균형판을 이용하였다(Di Fabio, 1995; Taube 등, 2008). 양 하지 지지면 조건에서 조건 1은 양측 하지에 모두 안정판, 조건 2는 비마비측에 불안정판과 마비측에 안정판, 조건 3은 비마비측에 안정판과 마비측에 불안정판을 적용하였고, 조건 4는 양측 모두 불안정판을 적용하여 모두 4가지 방법으로 지지면의 조건을 설정하였다. 그 결과, 지지면의 조건에 따른 양측 체중분포율 차이에서 비마비측에 불안정판과 마비측에 안정판을 적용한 조건 2의 경우 굴곡 단계에서 18.69%와 신전 단계에서 19.38%로 조건 1, 3, 4와 비교하여 유의하게 감소함을 보였다($p < .05$). 이것은 다른 조건과 비교하여 양측 체중지지 분포의 대칭성이 증가함을 보여주고, 양측 하지에 적용된 지지면의 형태와 위치가 체중분포율에 영향을 준 결과라고 볼 수 있다. 또한, 편마비 환자들에게 시각적 되먹임과 청각적 되먹임을 이용하여 마비측 하지의 체중분포율 증가를 보인 선행연구와 유사한 결과를 얻었다(Barra 등, 2009). 자세조절에서 대칭적인 서기 자세는 이동능력의 적절한 기능을 위한 기본요소로서 대칭성의 부족은 앉고 일어서기, 보행 및 선자세에서 낙상의 주요 원인으로 제시 되었다(Dickstein 등, 1984). 편마비 환자의 경우 비마비측 하지보다 마비측 하지의 체중부하가 감소하게 되어 비대칭적인 체중분포 상태를 지속적으로 유지하게 됨으로서 마비측 하지의 사용이 감소하게 된다. 이것은 마비측 하지의 충분한 사용을 제한할 수 있고, 비마비측으로 편중된 체중부하는 전반적인 신체의 움직임에 큰 영향을 주게 되어 정상적인 운동양상을 방해하고 기능적인 활동을 제한하며 낙상의 최대원인이 된다고 하였다(Dettmann 등, 1987).

또한, 근활성도 측정 도구인 표면 근전도를 사용하여 지지면의 조건에 따른 양 하지의 안쪽 넓은근, 앞정강근, 가쪽 뒤넙다리근과 가쪽 장딴지근의 근활성도를 측정하여, 그 차이를 비교하였다. 그 결과, 굴곡 단계와 신전 단계에서 조건 2의 경우 다른 조건과 비교하여 양측 근활성도 차이가 통계학적으로 유의하게 감소함을 볼 수 있었고($p < .05$), 이는 양측의 대칭성이 증가한 체중분포율 차이의 결과와 유사하게 나타났다. 본 연구에

서는 마비측의 근활성도를 비교한 결과 조건 2에서 다른 조건들보다 유의하게 증가함을 보였는데 양측 근활성도 차이의 결과와 종합해 보면, 조건 2에서 마비측의 근활성도가 증가하고, 비마비측의 근활성도가 감소하여 양측의 근활성도 차이가 감소하였다. 이것은 양측 하지의 근활성도에서 실험 전과 비교하여 대칭성이 증가하였음을 보여준 것이다. 또한, 비마비측의 불안정판이 적절한 고유수용성감각입력에 혼란을 주고, 안정판에 지지하고 있는 마비측으로의 체중이동을 촉진시켜 체중분포율의 감소와 마비측 하지 근육들의 활동을 증가시켰다. 이는 편마비 환자들에게 마비측 하지의 사용을 증가시키는 것이 일어나기 동작 및 균형 유지 활동에 대한 효율성을 증가시키는데 도움이 되었다고 하는 선행 연구들과 유사한 결과이다(Cheng 등, 1998). 이와 같이 비측 하지의 활동을 증가시켜 하지 기능의 대칭성을 향상되면 뇌졸중으로 인한 편마비 환자들의 낙상 위험과 비마비측의 비정상적인 과도한 보상활동을 감소시킬 수 있을 것이다.

본 연구에서는 대상자의 수가 적고 제한된 조건하에서 일부분의 환자만을 대상으로 연구가 진행되었기 때문에 편마비 환자 전체에게 일반화하기에는 제한이 있고, 여러 조건의 지지면 위에서 반 쪼그려 앉기 동작 시 체간의 움직임에 적절하게 제한하지 못함으로써 체간에 움직임에 의한 체중이동의 요인을 적절하게 통제하지 못했다. 또한, 대상자들의 발병원인 및 마비측과 같은 특성들을 적절하게 통제하지 못함으로써 특성에 따른 전체 환자들에게 일반화하기가 어렵다. 추후 편마비 환자의 하지의 고유수용성 감각을 적절히 촉진시키고 과도한 보상작용을 제한하고 마비측의 활동을 증가시켜 적절한 체중분배와 하지 근육의 활동을 증진시킬 수 있는 효율적인 평가방법과 훈련방법에 대하여 지속적인 연구가 이루어져야 할 것이다.

V. 결론

본 연구는 편마비 환자 32명을 대상으로 비대칭적인 체중지지를 개선시키기 위해 흔히 사용되어지는 불안정판을 이용하여 양측 하지의 지지면의 형태에 변화를 주어 반 쪼그려 앉기 동작 시 양측 하지의 근활성도와 체중 분포율의 변화를 보고자 하였다. 지지면의 형태는 불안정판과 안정판을 이용하여 4가지 조건으로 나누어

실시하였고, 반 쪼그려 앉기 동작 시 무릎의 굴곡되는 단계와 신전되는 단계를 나누어 하지의 안쪽 넓은근, 앞정강근, 가쪽 뒤넙다리근, 가쪽 장딴지근에 근전도 전극을 부착하여 근활성도와 체중분포율을 동시에 측정하였다. 그 결과, 굴곡 단계와 신전 단계에서 양측 체중분포율 차이에서 비마비측에 불안정판을 적용하고 마비측에 안정판을 적용한 조건 2에서 다른 조건과 비교하여 감소하였다($p<.05$). 또한, 양측 하지 근활성도 차이에서도 굴곡 단계와 신전 단계 모두 조건 2에서 다른 조건들보다 감소하였다($p<.05$).

연구 결과, 편마비 환자의 반 쪼그려 앉기 동작 시, 마비측 하지에 안정한 지지면을 적용하고 비마비측에 불안정한 지지면을 적용한 경우에 양 하지의 체중분포율과 양 하지의 근활성도의 차이가 감소하여 양 하지의 대칭성이 증가하였다. 이는 비마비측의 불안정판이 적절한 고유수용성감각입력에 혼란을 주고, 안정판에 지지하고 있는 마비측으로의 체중이동을 촉진되어 마비측으로의 체중지지와 근활성도가 증가되어 나타난 결과라고 사료된다.

앞으로 편마비 환자의 비대칭성으로 인한 자세 조절의 문제를 개선시키기 위하여 비마비측의 과도한 보상작용을 제한하고 마비측의 활동을 증가시키기 위하여 지지면 형태의 변화를 주어 기능적인 훈련을 할 수 있는 방법들이 개발되어야 할 것이다.

인용문헌

- 김종만, 이충휘. 신경계물리치료학. 정담미디어, 2004:473-474.
- Brunnstrom S. Movement Therapy in Hemiplegia. New York, Harper & Row, 1970:162-165.
- Barra J, Oujamaa L, Chauvineau V, et al. Asymmetric standing posture after stroke is related to a biased egocentric coordinate system. Neurology. 2009;72(18):1582-1587.
- Carr JH, Shepherd RB. Physiotherapy in Disorders of the Brain: A clinical guide. London, William Heinemann Medical Books, 1980:325-326.
- Carr JH, Shepherd RB, Nordholm L, et al. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. Phys Ther. 1985;65(2):175-180.

- Chaudhuri S, Aruin AS. The effect of shoe lifts on static and dynamic postural control in individuals with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(11):1498-1503.
- Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, et al. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79(9):1043-1046.
- Chiang J-H, Wu G. The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. *Gait Posture.* 1997;5(3):239-245.
- Di Fabio RP. Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying patients with vestibular dysfunction. *Phys Ther.* 1995;75(4):290-305.
- Dean CM, Richards CL, Malouin F. Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: A randomized, controlled pilot trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(4):409-417.
- Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J Phys Med.* 1987;66(2):77-90.
- Dickstein R, Nissan M, Pillar T, et al. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of impairment. *Phys Ther.* 1984;64(1):19-23.
- Dixon J, Howe TE. Activation of vastus medialis oblique is not delayed in patients with osteoarthritis of the knee compared to asymptomatic participants during open kinetic chain activities. *Man Ther.* 2007;12(3):219-225.
- Hughes MA, Duncan PW, Rose DK, et al. The relationship of postural sway to sensorimotor function, functional performance, and disability in the elderly. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77(6):567-572.
- Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, et al. Outcome and time course of recovery in stroke. Part II: Time course of recovery. The copenhagen stroke study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(5):406-412.
- Katsuo F, Hiroshi T, Takeo K et al. Postural muscle activity patterns during standing at rest and on an oscillating floor. *J Electromyogr kinesiol.* 2006;16(5):448-457.
- Kirker SG, Simpson DS, Jenner JR, et al. Stepping before standing: Hip muscle function in stepping and standing balance after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2000;68(4):458-464.
- Lee MY, Wong MK, Tang FT, et al. New quantitative and qualitative measures on functional mobility prediction for stroke patients. *J Med Eng Technol.* 1998;22(1):14-24.
- Liepert J, Hamzei F, Weiller C. Motor cortex disinhibition of the unaffected hemisphere after acute stroke. *Muscle Nerve.* 2000;23(11):1761-1763.
- Mizrahi J, Solzi P, Ring H, et al. Postural stability in stroke patients: Vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Med Biol Eng Comput.* 1989;27(2):181-190.
- Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture.* 1996;4(2):136-148.
- Sackley CM, Baguley BI, Gent S, et al. The use of a balance performance monitor in the treatment of weight-bearing and weight-transfer problems after stroke. *Physiotherapy.* 1992;78(12):907-913.
- Sackley CM. The relationships between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiother Theory Pract.* 1990;6(4):179-185.
- Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway biofeedback: Its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 1988;69(6):395-400.
- Shumway-Cook A, Woollacott M. Attentional demands and postural control: The effect of sensory context. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2000;55(1):M10-16.
- Smith LK, Weiss E, Lehmkuhl LD. *Brunnstrom's Clinical Kinesiology.* 5th ed. F.A. Davis, Philadelphia, 1996:309-311.
- Taube W, Gruber M, Beck S, et al. Cortical and spinal adaptations induced by balance training: Correlation

between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiol Oxf.* 2007;189(4):347-358.

Taube W, Gruber M, Gollhofer A. Spinal and supra-spinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica.* 2008;193(2):101-116.

Yavuzer G, Eser F, Karakus D, et al. The effects of balance training on gait late after stroke: A

randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2006;20(11):960-969.

논문접수일	2011년 11월 17일
논문심사일	2011년 11월 29일
논문게재승인일	2012년 1월 2일