선 자세에서의 골반경사운동이 편마비 환자의 보행시작에 미치는 영향
- 증례 보고 -

민원규 · 장우남
연세의료원 세브란스 재활병원 물리치료팀

The Effect of Active Pelvic Tilting Exercise on Gait Initiation in Standing Posture in Hemiplegic Patient - A Pilot Study-

Won-Kyu Min · Woo-Nam Chang
Department of Physical Therapy, Rehabilitation hospital, Yonsei University Health System

Abstract

Background and Purpose: The objective of this study was to find out the effect of the active pelvic tilting exercise in standing posture made on gait initiation through the analysis of video film.
Subject and Methods: We performed a pilot study with a subject who is a man, 29 years old with left hemiplegia due to traumatic brain injury. He had been treated three times a week in outpatient clinic of Severance Rehabilitation Hospital. The study was carried out with time-series design by single subject design for four weeks from October to November 2006 and filmed once every Wednesday. The acceleration time, deceleration time and one step time were computed based on the data gotten from thirty pictures per second by filmed dynamic image being inputted into computer.
Results: The results of the speed by each period of step before and after treatment through the constant active pelvic tilting exercise in standing posture were as follows: After treatment, all of acceleration time, deceleration time and one step time were increased every Wednesday compared with that of before when the date was evaluated. As to the variation time for four weeks before and after treatment, the acceleration time, deceleration time and one step time were getting shorter.
Conclusions: It could be concluded that the active pelvic tilting exercise in standing posture contributed to improve the movement quality and speed of gait initiation during the weight bearing on affected side leg.

Key words: gait initiation, hemiplegia, pelvic tilting exercise, stop standing, video analysis

I. 서 론

보행시작(gait initiation, GI)은 편안하게 바로 선 자세(quiet standing)에서 정상 상태(steady-state)의 보행, 즉 반복되는 걷는 동작으로 바뀌는 중간 단계로 자세가 바뀌면서 새로운 균형을 잡기위해 신체 각 분절에서 새로운 움직임이 만들어진다(Henriksson and Hirschfeld, 2005; Elble, 1994). 이러한 이유로 GI는 독특한 인체동작이면서 도전적인 과제(Tokuno and Eng, 2006)로 생각되어 최근 많은 연구가 이루어지고 있다. 이 단계에서 한 가지 중요하게 생각해야 할 것은 신체가 앞으로 움직임이 일어나면서 자세가 불안해지는 것을 조절하는 신체의 능력을 "기대되는 근육 활동(anticipatory muscular activity)"이라 한다(Massion, 1992; Crenna and Frigo, 1991).

정상 상태의 보행과는 달리 GI는 움직이는 하지(leading limb, swing limb)를 어느 발로 선택하는 가에 따라 각 하지의 능력이 구분된다(Tokuno and Eng, 2006). 움직이는 하지를 어느 발로 할 것인가를 선택하는 것은 기대되는 자

세 조절에 필요한 근육활동의 준비를 최대로 이끌기 위함이다(Henriksson and Hirschfeld, 2005). 예를 들어 움직이는 하지는 첫 발을 떼는 것에 사용되며, 바닥으로부터 발을 떼기 위하여 수직 방향으로의 큰 힘이 요구된다(Patchay and Gahery, 2003). 그리고 지지하는 하지(trailing limb, the non-stepping, stance limb)는 초기 유각기 동안에 체중을 지지하면서 체간을 앞으로 이동시키는 주된 역할을 하는데, 대략적으로 움직이는 발보다 지지하는 발의 추진력이 세 배나 크다고 보고되었다(Brunt et al., 1991; Nissan and Whittle, 1990).

대부분의 편마비 환자들은 기능상실을 동반하며, 물리치료사는 환자의 기능적인 움직임을 재교육시키기 위한 치료에 초점을 맞추게 된다. 일반적으로 편마비 환자의 치료에는 많은 경비와 시간이 소요되기 때문에 효율적인 재활계획이 필요하다. 아울러 적절한 재활계획을 세우려면 체계적이고 객관적인 평가 방법을 통하여 치료의 효과를 파악하는 것이 중요하다(Ashburn, 1982; Kottke, 1974). 또한 근거에 입각한 치료(evidence-based practice)를 하는 것이 최근 의학계에서의 추세이기도 하다(Barbeau and Fung, 2001; Richards et al., 1999).

Bobath(1990a)는 편마비 환자의 치료에 대한 접근으로, 움직임의 조절이 신체 근위부에서 원위부로 나아간다는 원리를 주장하였다. 이러한 치료개념은 동작시 운동단위의 동원이 크기가 작은 것에서부터 큰 것 순서로 이루어진다는 크기원칙(size principle)을 통해 과학적인 근거를 가지게 되었다(Henneman et al, 1965; Rothwell, 1994). 따라서 편마비 환자에게 있어서는 앉은 자세에서 일어나기와 선 자세에서 앉기를 재교육하는 과정에는 체간운동 조절능력의 재설정 그리고 사지의 움직임과 체간과 사지의 조화로운 움직임을 조절하는 골반 조절능력의 배양 등이 포함되어야 한다(Ryerson and Levit, 1997).

앉은 자세에서의 골반경사운동이 편마비 환자의 보행에 영향을 미친다는 연구들(이용우 등, 2000; 이정원, 1997; 김민기 등, 1995)과 보행시 국소적 또는 전신적인 근 긴장도에 영향을 준다는 연구들(Wang, 1994; Bobath, 1990; Davis, 1990; Bohannon, 1987; Carr and Shepherd, 1985)은 이미 여러 편 발표되어 왔다. 하지만 바로 선 자세에서의 골반경사운동이 편마비 환자의 보행, 특히 마비측으로 신체를 지지한 자세에서 비마비측의 GI에 대한 연구는 미비하다.

최근 들어서 초기 편마비 환자의 GI에 대한 연구는 지속적으로 이루어지고 있지만(Tokuno and Eng, 2006; Patchay and Gahery, 2003; Watelain et al., 2003; Eng and Chu, 2002), 국내에서는 현실적으로 연구할 수 있는 환경이 마련되어 있지 않다. 현실적으로 편마비 환자의 GI에 대한 연구뿐만 아니라 보행분석을 하기 위해서는 대학병원급에서 보유하고 있는 고가의 3D Gait analysis (Vicon) 장비가 필요하다(Cappellini et al., 2006). Churchill 등(2002)은 한 대의 비디오 카메라를 이용하여 보행분석 방법을 제안하였는데, the Rivermead video-based clinical gait analysis method (RIVCAM)라는 방법으로서 비디오 장치와 그래픽 프로그램, 통계프로그램의 해당 기능만을 모아 새로운 분석프로그램을 만들어 소개하였다(www.cf.ac.uk). 임상에서 치료 효과를 효과적으로 쉽게 표현할 수 있는 방법을 모색하던 중 올림픽이나 월드컵 등의 스포츠과학 분야에서 사용되고 있는 비디오 분석방법과 Adobe사의 Premiere 동영상 편집프로그램과 GOM player의 정지영상 추출 기능을 도입하여 치료 전·후의 움직임을 효과적으로 설명할 수 있는 방법을 고안하게 되었다.

본 연구는 선 자세에서의 골반의 경사능력 향상이 편마비 환자의 보행 시작에 영향을 미칠 것으로 생각되어 정량적인 변화뿐만 아니라 치료의 질적인 변화를 효과적으로 구별할 수 있는 비디오 분석방법을 소개하며, 편마비 환자의 치료방법의 효과를 검증해 볼 수 있는 방법을 찾고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 2001년 교통사고로 인해 좌측 편마비로 진단을 받은 28세의 남자 환자로 2001

년 5월부터 7월까지 입원하여 치료를 받은 이후 꾸준히 외래로 내원하면서 주 1~3회 물리치료를 받고 있는 환자이다. 대상자는 의사소통이 가능하며, 사지 및 체간, 골반에 골절 및 수술 등의 기왕력이 없고, FIM™ 126점 만점에 105점으로 독립적인 보행 가능하며, 전반적인 인지상태 검사인 Mini Mental State Examination -Korea (MMSE-K)에서는 치료 전 30점 만점을 받아 연구자의 지시를 이해하고, 치료에 적극적으로 협조할 수 있다고 긍적적으로 참여의 의사를 밝혀 대상으로 선정하였다. 물론 연구결과를 예측하여 결과에 영향을 미칠 만한 내용의 설명은 하지 않았다.

2. 연구 절차

단일 사례 디자인(single subject design)중에서 time-series design(withdrawal design)을 사용하였으며, 선 자세에서의 능동적인 골반경사운동이 마비측에 체중을 실어 비마비측으로 보행을 시작하는 자세에 미치는 효과를 알아보았다. 보행시작의 촬영 방법은 Watelain 등(2005)과 Churchill 등(2002)이 사용한 방법을 사용하였다.

주 3회 치료를 하였으며 4주 동안 매주 수요일에 촬영을 하여 총 4번의 촬영을 하였는데, 치료 전 보행을 촬영하고, 치료 후 동일한 위치와 각도에서 보행을 촬영하였다.

3. 용어 정의

(1) 보행시작: 편안하게 바로 선 자세에서 정상상태의 보행, 즉 반복되는 걷는 동작으로 바뀌는 중간 단계로서 자세가 바뀌면서 새로운 균형을 잡기위해 신체 각 분절에서 새로운 움직임이 만들어 진다.

(2) Highest knee level: 보행시작시 움직이는 하지의 무릎이 가장 높이 올라가는 높이.

(3) Initial contact(heel strike): 발뒤꿈치 혹은 발의 어느 한 부위가 바닥에 닿는 시기.

(4) Acceleration time: 초기 바로 선 자세에서 움직이는 하지의 무릎이 가장 높이 올라가는 시기까지의 시간으로서, 고관절 굴곡근과 슬관절 굴곡근이 구심성 수축을 하는 시기.

(5) Deceleration time: 움직이는 하지의 무릎이 가장 높이 올라가는 시기부터 발의 어느 한 부위가 바닥에 닿을 때까지의 시간으로서, 고관절 굴곡근과 슬관절 굴곡근이 원심성 수축을 하는 시기.

(6) 1 Step time: 초기 바로 선 자세에서 움직이는 하지의 발이 바닥에 닿을 때까지 소요된 시간 (acceleration time + deceleration time)

4. 연구방법 및 측정 도구

본 연구에 참여한 인원은 4명으로서, 편마비 환자의 치료를 10년 이상 경험한 물리치료사로서 성인편마비를 위한 보바스 기본강좌를 이수한 자 1명이 치료를 하였고, 정확한 기록 및 측정을 위해 3명의 물리치료사가 보조를 하였다.

보행시 신발의 종류나 크기 그리고 굽 높이에 따른 조건의 변화를 최소화하기 위해서 측정시 환자는 맨발로 걷게 하였다. 골반, 고관절, 무릎관절의 정확한 움직임을 촬영을 위해 대상자의 동의를 받고 수영복만을 입은 상태로 해당관절에 표식자를 붙여 측정하였다(Watelain et al. 2003). 보행 전 측정자는 대상자에게 "편안하게 걸으세요"라고 말하며 보행을 시작하게 하였다. 그리고 대상자 주변의 돌발 상황을 방지하기 위하여 검사자 이외에는 출입을 통제하고 실시하였다.

촬영은 골반경사운동 전·후에 하였으며, 컴퓨터간 호환을 위해 국제영상표준인 SONY사의 6mm DV캠코더 HC-3 모델 2대를 이용하여 뒷모습과 옆모습을 측정하였다. 매번 측정할 때마다 카메라 각도를 동일하게 하여 측정상의 오류를 줄이고자 캠코더를 고정할 "ㄱ"자 앵글로 치료대 주위에 프레임을 만들어 세우고, 카메라를 프레임의 고정하되 지면에서 수직으로 부착하였다(Fiolkowski et al., 2006; Brunt et al., 1999). 또한 카메라 고정 어댑터에 추를 달아 바닥까지 닿게 하여 환자의 체중심선에서 272cm의 거리로 항상 같은 위치에서 촬영할 수 있게 하였다[그림 1]. HC-3로 촬영된 영상은 LG Xnote R500 노트북의 IEE1394 단자를 통하여 Window Movie maker 프로그램을 이용하여 디지털영상(AVI, 640*480dpi, 30frame/sec)으로

변환하였으며, 필요한 장면 캡춰를 위해 Adobe Premiere 동영상 편집프로그램과 GOM player를 사용하여 해상도 640*480dpi, jpeg 포맷으로 초당 30장의 정지영상을 추출하고, 알씨 V5.1 프로그램을 사용하여 필요한 사진파일을 선택하였다. 정지영상 파일명은 1초를 30등분한 소요시간으로 만들어 구분하기 쉽게 하였다.

평가 항목은 시간이 기록된 사진파일을 분석하는 것으로 starting 시점과 highest knee level, initial contact 시의 시간을 비교하여 acceleration time, deceleration time, 1 step time을 계산하였다 [그림 2].

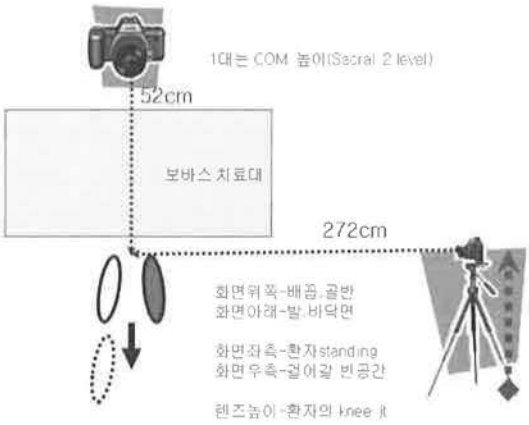


그림 1. Gait initiation 측정을 위한 촬영장면

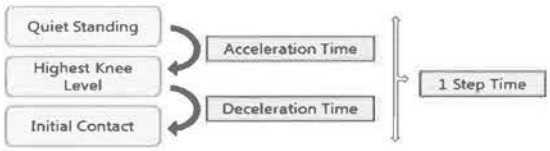


그림 2. Gait initiation시 측정되는 변수

5. 치료 프로그램

치료는 높낮이 조절치료에서 앉은 자세에서 시작되었으며, 치료대 높이는 고관절과 슬관절을 같은 높이로 설정하였고, 지지면은 대퇴부 1/2정도로 하였다. 슬관절과 발목관절은 직각을 유지하게 하였으며, 양팔은 편안히 무릎 위로 내려놓게 하였다.

치료사는 앉은 자세에서 전·후 및 외측 방향으로 환자의 골반경사 운동을 시행하였으며, 모든 골반가동운동은 능동적으로 이루어지게 유도하였다. 능동적으로 앉은 자세에서 바로 선 자세로 일어난 후에 다시 앉은 자세로 유도하면서 양쪽 무릎을 치료사의 대퇴부 혹은 의자에 닿게 한 자세, 즉 고관절 굴곡 30도, 슬관절 굴곡 80도, 족관절 배측 굴곡 20도의 기마자세처럼 유지한 상태에서 골반 가동운동을 능동적으로 10회씩 5세트 시행하였다. 위 자세는 외부 자극에 대하여 안정된 자세를 유지하기 위한 자세로서, 체간과 요천추 부위에 중심 안정성(core stability)을 제공하고 이를 위해 복근과 척추기립근, 골반주위 근육 및 하지 근육들이 효율적으로 활동할 수 있는 자세이다(Neumann, 2002). 각 세트 사이의 휴식은 바로 선 자세에서 1분간 유지하고 다시 양쪽 무릎이 앞에 있는 의자에 닿은 자세에서 골반경사운동을 진행한 후에 바로 선 자세로 바꾸어 대상자 스스로 원하는 시점에 보행을 시작하도록 하였다.

모든 치료는 보바스 개념의 "stop standing" 치료 자세에 근거하여 시행되었다. 앉은 자세에서의 골반경사운동은 이정원(1997), 장우남 등(1999), 이용우 등(2000)의 연구에서 제시된 보바스 치료에 근거를 두었다.

III. 연구결과

1. 골반경사운동 전·후의 보행시작 평가결과

매 치료 전·후의 acceleration time의 변화는 0.200초, 0.134초, 0.067초, 0.034초로 치료 후의 값이

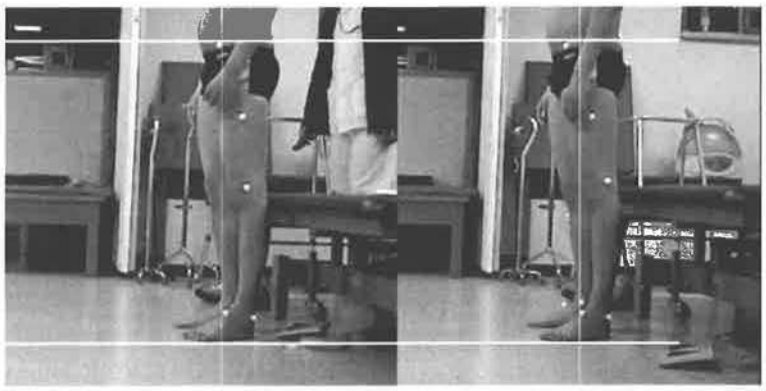
표 1. 선 자세에서 골반경사운동 전·후의 평가 결과

단위: 초

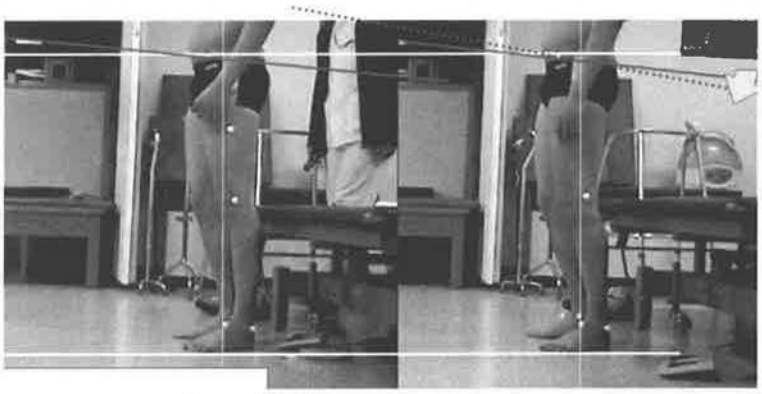
	치료 1			치료 2			치료3			치료4		
	Pre	Post	change	Pre	Post	change	Pre	Post	change	Pre	Post	change
Acceleration	0.334	0.534	+0.200	0.334	0.468	+0.134	0.434	0.501	+0.067	0.434	0.468	+0.034
Deceleration	0.267	0.401	+0.134	0.267	0.333	+0.066	0.200	0.400	+0.200	0.233	0.333	+0.100
1-Step time	0.601	0.935	+1.536	0.601	0.801	+1.402	0.634	0.901	+1.535	0.667	0.801	+0.134

치료 전 ➡➡➡ 치료 후

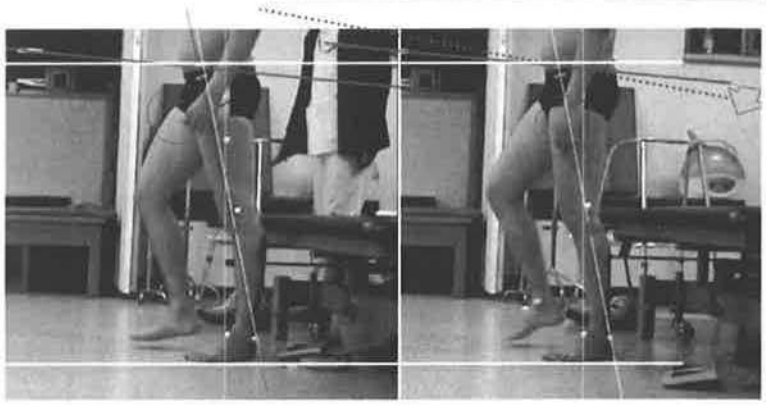
a. 바로 선 자세, 시작 자세
(quiet standing)



b. 마비측으로 체중 지지
(posterior pelvic tilting)



c. 무릎 높이가 가장 높은 자세
(highest knee level)



d. 초기 접지 자세, 뒤꿈치 닿기
(initial contact, heel strike)

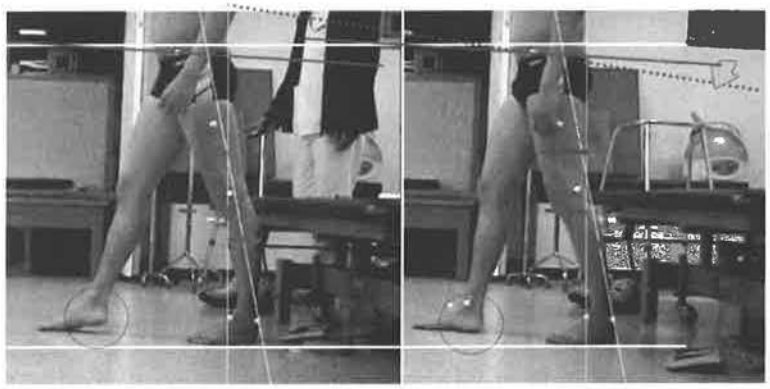


그림 3. Gait initiation - 마비측으로 체중지지를 한 후에 비마비측으로 보행시작하는 모습. 매 사진의 좌측은 치료 전 모습이며, 우측은 치료 후의 모습들이다. 표식자는 마비측의 중족골, 무릎 외측과, 대퇴 상부 1/3, ASIS, PSIS에 부착하고 이들을 연결한 선을 기준으로 각 관절과 근육의 움직임을 분석하였다.

모두 증가하여 발을 떼는 시간이 길어졌으며, 4주간의 결과로는 시간이 갈수록 보행시작 속도는 빨라졌다. deceleration time도 0.134, 0.066, 0.200, 0.100으로 매 치료 후의 값이 모두 증가하여 무릎을 가장 높을 들은 곳에서부터 발두꿈치 닿기까지의 시간이 길어졌으며, 4주간의 결과로는 시간이 갈수록 보행시작 속도는 빨라졌다. 1 step time도 1.536, 1.402, 1.535, 0.134로 매 치료 후의 값이 모두 증가하였으며, 전체적인 속도는 빨라졌다.

IV. 고 찰

최근에 와서 많은 신경물리치료학자들은 편마비 환자의 치료시 골반의 선택적인 움직임을 강조하고 있다. Bobath(1990)는 편마비 환자의 물리치료에 있어서 가장 중요한 점은 대칭적인 자세를 만드는 것이며, 이를 위해 정상적인 골반의 운동이 요구되고, 이를 통해 기능적인 움직임이 향상된다고 하였다. 또한 치료사가 가장 효과적으로 편마비 환자의 움직임 조절에 영향을 미치는 곳이 골반이라 하였으며 골반의 자세와 움직임의 변화를 위해서 촉진, 억제, 그리고 자극이 사용된다고 하였다. 또한 신경학적 손상 환자의 치료에서 골반가동운동은 비정상적인 근긴장도를 변화시키고 자세를 향상시키는데 사용되며, 앉은 자세에서의 치료는 신체 근위부의 조절과 안정성을 확보한 상태에서 바른 자세를 촉진하는 기회를 준다고 하였다.

Trueblood 등(1989)은 골반경사운동(pelvic tilting exercise)이 편마비 환자의 마비측 하지에 대한 인식을 촉진시키고 골반정렬의 대칭성을 증가하게 하여 정상적인 운동양상을 촉진시킨다고 하였다. Davis(1990)는 편마비 환자의 치료시 골반을 전방, 후방, 양측방향으로 경사시키는 선택적 운동을 강조하였다. Ryerson과 Levit (2003)는 편마비 환자의 골반경사운동치료에 있어서, 단순한 반복보다는 환자가 스스로 따라할 수 있도록 움직임을 유도하여야 하며, 수동운동은 뇌의 가소성을 만들기가 어렵기 때문에, 연합반응(associated reaction)이 나타나지 않는 범위 내에서 능동적으로 환자가 참여할 수 있도록 치료사의 손이 환자의 척수를 통한 뇌와의 대화를 유도함으로써 뇌의 가소성이 이루어질 수 있다고 하였다. 본 연구의 모든 치료동작에서도 처음 골반경사운동의 동작을 유도할 때에는 치료사의 손의 움직임을 따라하도록 요구하였으며, 실제 평가에서는 환자의 능동적인 움직임으로 모든 과정을 진행하게 하였다.

편마비 환자의 비대칭적인 골반 정렬은 하지 근위부와 체간 안정성의 근간이 되어 정상적인 보행 패턴을 유지하기 어렵게 하며, 상지의 움직임을 원활하게 하는(Kapandji, 1982) 일련의 기능을 제대로 수행하기 어렵게 한다(Davies, 1990). 또한 골반의 비대칭성은 기립, 정중선, 공간에 대한 개념을 손상시키며, 척추를 똑바로 유지할 수 없게 하고, 체간의 회전, 체간과 사지의 분리운동, 체중이동시 골반의 전-후 운동, 신체의 정위반응(righting reaction), 보호반응(protective reaction), 평형반응 등을 어렵게 한다(Wall and Turnbull, 1986; Carr and Shepherd, 1985). 따라서 신경학적인 손상을 받은 환자가 기능적인 움직임을 하기 위해서는 몸통과 골반 그리고 체지의 정밀한 상호 연관성이 요구된다. 물체중심(center of mass, COM)과 기능적 움직임의 상관관계에 대한 연구를 통해, 골반의 방향과 위치가 자세와 동작의 주요 조절인자라는 것이 밝혀졌기 때문에 자세와 동작의 조절이 골반에서 시작된다는 주장은 논리적인 것이다. 이를 바탕으로 골반을 자세정렬과 운동조절의 주춧돌로 생각할 수 있으며, 골반조절이 신체의 기능적인 움직임, 균형, 그리고 안정성 등에 근본이 된다고 말할 수 있다(Ryerson and Levit, 1997).

편마비 환자들은 일반적으로 보행속도가 느려지고(Olney and Richards, 1996; Titianova and Tarkka, 1995), 큰 걸음(stride)의 길이가 짧아지며 (Dettmann, 1987), 정상상태의 보행을 하는 동안 비마비측에 많이 의존하여 걷게 된다(Titianova and Tarkka, 1995). 또한 관절의 운동학적 혹은 운동역학적으로 비대칭적으로 움직이게 되고 이로 인해 비마비측으로 체중을 지지하는 유각기 시간이 길어지며, 양하지 지지기 시간이 길어진다(Olney and Richards, 1996; Richards and Olney,

1996).

본 논문의 가장 중요한 목적은 편마비 환자가 보행을 시작함에 있어서 마비측으로의 충분한 체중지지가 이루어지면서 비마비측으로 보행을 시작하는 움직임을 효과적으로 유도하기 위해서 골반경사운동을 선 자세에서 시행하고 난 후에 보행시작시 움직임의 변화를 효과적으로 보여주는 것이다. 대상자의 양쪽 무릎을 의자에 닿게 한 것은 골반경사운동시 복직근과 척추 기립근이 움직임으로 시작되는 것이 아닌 슬괵근의 근위부에서 움직임이 시작되면서 골반의 후방경사움직임이 일어나기 쉽도록 무릎관절의 안정성을 주기 위함이다.

20대의 정상적인 사람의 경우에는 보행시작시 신체 중심이 발을 떼려는 하지로 약간 이동하면서 발뒤꿈치쪽으로 이동한 이후에 다시 지지하는 하지측으로 약간의 가속도를 받아 이동하면서 움직이는 하지가 발을 떼면서 움직이게 된다. 나이가 든 사람은 이 체중심의 이동이 줄어들고, 파킨슨병 환자의 경우에는 더욱 움직임이 감소한다. 이러한 이유로 파킨슨병 환자가 움직임의 시작이 어려운 이유로 설명이 된다[그림 3, Halliday, 1998].

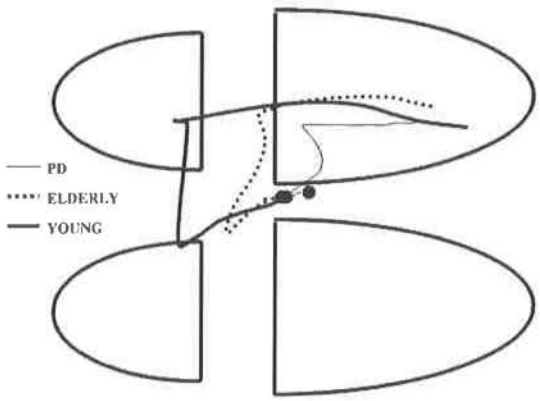


그림 3. 보행시작시 체중심의 이동경로, 젊은 사람, 나이든 사람, 파킨슨씨병 환자의 비교

Hesse 등(1997)은 초기 편마비 환자의 비마비측을 먼저 움직여 GI를 유도하였는데, 움직이는 하지의 초기 발가락 떼기(initial toe-off)보다 신체중심(center of mass, COM)이 앞으로 이동하는 것이 보다 먼저 시작되었다고 보고하였다. 이와는 반대로 같은 환자의 마비측 하지를 먼저 움직여 GI를 하였더니, COM이 앞으로 이동하는 속도가 느려졌을 뿐 아니라 보행시작을 위해 지지하는 하지로 바닥을 밀고, 움직이는 하지를 들기 위해 체간을 옆으로 기울이는 움직임이 훨씬 많아졌다고 보고하였다. Brunt 등(1995)도 초기 편마비 환자가 보행을 시작함에 있어서 지지하는 하지의 추진력이 중요하다고 보고하였으며, 이러한 이유로 Hesse 등(1997)은 대부분의 환자들이 마비측 하지를 먼저 움직여 보행하는 것은 선호한다고 보고하였다.

본 논문에서도 이전 연구결과를 토대로 마비측 하지를 먼저 떼는 것이 아니라 마비측으로 체중지지를 먼저 유도한 후에 비마비측으로 보행을 시작하게 하여 결과적으로는 마비측 하지의 운동 조절능력을 향상시키면 보행시작 자세의 변화를 줄 수 있을 것이라는 가정으로 연구를 시작하게 된 것이다. 보행 시작시 슬괵근의 근위부가 골반의 좌골결절을 잡아당기면서 골반의 후방경사가 일어나면서 무릎이 살짝 구부러지게 되는데, 이때 체중심을 마비측으로 이동시키면서 마비측의 비복근이 수축을 하면서 가자미근이 원심성 수축을 하여 무릎의 안정성을 유지하는데 기여를 한다. 대퇴사두근과 슬괵근이 무릎의 안정성을 유지하는 동안에 체중심은 발뒤꿈치로 이동은 하게 된다. 마비측의 가자미근이 수축하기 시작하면서 체중심을 마비측 하지의 발가락 방향으로 가속되면서 이동하게 되면 이때 비마비측의 발끝떼기가 이루어지면서 보행이 시작되는 것이다(Higginson et al., 2006).

지지하는 하지는 보다 강한 전방 추진력이 요구되기 때문에 대부분의 편마비 환자들은 마비측을 움직이는 하지로 사용하며, 이는 비마비측이 추진력이 있어 신체를 전방으로 움직이기 쉽기 때문에 보다 빠른 보행속도를 얻을 수 있기 때문이다(Brunt et al., 1991; Nissan and Whittle, 1990). 마비측 하지가 신체를 지지하는 능력을 치료로 키워주면 본 논문의 결과와 같이 GI 속도의 향상을 가져오게 된다. 이러한 비대칭적인 하지의 능력을 이해하고 비마비측을 먼저 움직이기 위해 마비측으로 신체를 움직이는 정확한 치료와 연습으로 능력을 키우는 것이 필요하다(Tokuno and Eng, 2006). 이러한 이유로 무릎 관절의 안

정성 확보와 움직임 조절을 위해 약간 무릎을 구부린 기마자세에서 무릎 앞에 의자 혹은 치료사의 다리를 닿게 하여 골반경사 움직임을 보다 정확하게 할 수 있도록 유도한 것이다.

주 3회 총 4주간 치료를 진행하면서 매주 수요일에 촬영을 하여 4번의 촬영 결과를 보면, 치료 전·후 acceleration time, deceleration time, 1 step time 모두 증가하였다. 또한 4주간의 치료 전·후의 변화량을 보면 점차적으로 acceleration time, deceleration time, 1 step time이 짧아졌다. 이는 선 자세에서의 골반경사운동이 슬괵근의 근위부 수축에 도움을 주어 치료 후 보행 시작시 골반의 후방경사 움직임을 보다 쉽게 일어나게 되고, 이로인해 체중심이 발뒤꿈치로 이동하는 데 영향을 주게 되고, 이후에 가속을 받아 체중심 이동이 마비측 엄지발가락으로의 진행되면서 보행시작시 각 시기별 시간이 증가하는 것으로 보아 마비측으로의 체중지지가 잘 이루어졌으며, 치료가 진행되면서 보행시작 속도가 빨라지게 된 것으로 생각된다.

Tokuno와 Eng(2006)는 편마비 환자의 보행시작이 마비측, 비마측과 관계없이 발뒤꿈치 떼기(push off)의 힘은 마비측이 대부분 감소하였다라고 보고하였으며, 편마비 환자의 마비측 하지의 족저굴곡근, 고관절 굴곡근, 고관절 신전근의 근력이 감소된 연구도 보고하였는데, 이는 정상인처럼 큰 힘과 추진력을 생성할 수 없는 것이 그 이유라고 하였다(Lindmark and Hamrin, 1995; Nadeau et al., 1999).

또한 GI시 뇌줄중 환자의 비마비측과 정상인의 지지하는 하지의 추진력을 비교한 것을 보면, 편마비 환자의 비마비측으로 지지하면서 신체를 앞으로 추진하는 힘이 정상인의 지지하는 하지의 추진력과 차이가 있다고 하였다. 이는 두 가지 이유로 볼 수 있는데, 첫 번째는 손상된 뇌의 반대편 운동신경이 손상을 주로 받지만, 같은 쪽의 운동신경도 부분적으로 손상을 받기 때문이다(Andrews and Bohannon, 2000). 더욱이 앉아서 일하는 직업을 가진 사람이 뇌손상을 받은 경우에는 근섬유의 위축이 더욱 많아지고, 이는 비마비측의 근력 생성능력의 감소를 야기하기도 한다. 두 번째로는 추진력이 감소한 마비측이 신체를 지지하면서 지지 능력이 감소된 상태에서 보행시작을 함으로 인해 비마비측이 이에 대한 보상작용을 할 수 없기 때문이다. 보상작용의 결여로 신체의 추진력은 감소하고, 전체적으로 신체가 불안정해진다. 마비측으로의 체중이동이 마지못해 이루어지는 것이 대부분의 환자들이 느끼는 것으로서 비마비측의 움직임 범위를 감소시킨다(Eng and Chu, 2002; Dettmann, 1987).

본 연구는 연세의료원 재활병원에서 외래로 통원치료를 받고 있는 환자 중 일부 환자를 연구 대상으로 하였고, 치료시간 선정에 대한 명확한 근거기준이 설정되어 있지 않기 때문에 본 연구의 결과를 모든 편마비 환자들에게 일반화하는데 제한점이 있다. 또한 뇌졸중으로 인한 편마비가 아닌 교통사고로 인한 편마비 환자를 대상으로 하였기에 일반적인 편마비 환자의 경우로 해석할 수는 없으나, 연구 결과 골반경사운동을 지속적으로 진행하면서 치료 전·후 편마비 환자의 보행시작시 각 시기별 속도를 비교해 보면, 치료 전에 비해 치료 후에 슬괵근의 원심성 수축이 보다 더 많이 이루어져 deceleration time이 느려지고, 점점 시간이 지나면서 점차적으로 빨라지는 것으로 보아 이러한 치료접근이 효과적일 수도 있겠다는 치료적 방향 설정에 도움을 줄 것으로 생각된다. 다만 time-series design의 가장 큰 단점인 "history testing effect"가 있을 수 있으며, 여러 번 측정시 대상자가 스스로 잘하려는 의도가 생길 수 있다는 점 또한 생각해야 할 문제이다.

또한 본 연구의 결과가 정상인의 보행시작과 비교하여 어떤 차이가 있는 지에 대한 연구도 진행이 되어야 할 것이다. 앞으로 이러한 결과를 토대로 많은 환자를 대상으로 한 지속적인 연구가 필요하며, 평가방법의 객관화와 다양한 시도가 필요하고, 고가의 보행분석 장비 없이도 보행분석이 가능한 방법으로 소개하고자 한다.

V. 결 론

연세의료원 재활병원에서 물리치료를 받고 있는 환자 중 교통사고로 인하여 편마비로 진단 받은 젊은 남자 환자 1명을 대상으로 골반경사운동을 지속적으로 적용하면서 치료 전·후의 보행시작시 각 시기별 속도의 차이를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

주3회 4주간 치료를 진행하면서 매주 수요일에 촬영을 하여 4번의 평가를 하였다. 4번의 촬영 분석 결과를 보면, 치료 전·후 acceleration time, deceleration time, 1 step time 모두 증가하였다. 또한 4주간의 치료 전·후의 변화량을 보면 점차적으로 acceleration time, deceleration time, 1 step time이 짧아졌다. 이상과 같은 결과로 선 자세에서의 골반경사 운동이 편마비 환자가 마비측으로 체중을 지지하면서 비마미측으로 보행을 시작하는 움직임의 질과 보행시작 속도를 개선시키는 것으로 나타났다.

참고문헌

김민기, 김성호, 양승환, 손성곤. 앉은자세에서 선자세로의 자세변환에 있어서의 동작분석. 대한재활의학회지. 1995;19:23-31.

이용우, 홍도선, 명철제, 황병용. 골반경사운동이 편마비 환자의 보행속도와 에너지소모에 미치는 영향. 한국보바스학회지. 2000;5:1-13.

이정원. 편마비 환자의 골반 운동이 하지 체중부하율과 보행특성에 미치는 효과에 관한 연구. 연세대학교 보건대학원 석사학위 논문. 1997.

장우남, 정진웅, 명철제, 윤범철. 편마비 환자의 체간과 골반 운동치료에 따른 하지의 체중분포 변화와 상지의 기능 향상에 관한 연구. 한국보바스학회지. 1999;4:74-87.

Ashburn A. A physical assessment for stroke patients. *Physiother*. 1982;68:109-113.

Andrews AW, Bohannon RW. Distribution of muscle strength impairments following stroke. *Clin Rehabil*. 2000;14:79 - 87.

Barbeau H, Fung J. The role of rehabilitation in the recovery of walking in the neurological population. *Curr Opin Neurol*. 2001;.14:735 - 740.

Bobath B. Adult hemiplegia: Evaluation and treatment. 3rd ed. London: Heinemman Medical Books, 1990.

Bohannon RW. Gait performance of hemiparetic stroke patient: select variables. *Arch Phys Med Rehabil*. 1987;68:777-780.

Brunt D, Lafferty MJ, Mckeon A, Goode B, Mulhausen C, Polk P. Invariant charact-eristics of gait initiation. *Am J Phys Med Rehabil*. 1991;70:206 - 212.

Brunt D, Vander Linden DW, Behrman AL. The relation between limb loading and control parameters of gait initiation in persons with stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995;76:627 - 634.

Cappellini, G., Y.P. Ivanenko, R E. Poppele, and F. Lacquaniti. Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol*. 2006;95:3426-3437.

Carr JH, Shepherd RB. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patient. *Phys Ther*. 1985;65(2):175-180.

Churchill AJG, Halligan PW, Wade DT. Computer methods and programs in biomedicine. 2002;69:197-209.

Crenna P, Frigo C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J Physiol* 1991;437:635 - 638.

Davies PM. Right in the middle. Berlin Heidelberg, Springer-Verlag. 1990;224-225.

Brunt D, Sheng-Min Liu, Mark Trimble, Jeff Bauer, Martin Short. Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance. *Gait and Posture*. 1999;10:121-128.

Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J Phys Med*. 1987;66:77 - 90.

Elble RJ, Moody C, Leffler K, Sinha R. The initiation of normal walking. *Mov Disord*.

1994;9:139 - 146.

Eng JJ, Chu KS. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83:1138 - 1144.

Fiolkowski P. et al. Changes in gait kinematics and posture with the use of a front pack. *Ergonomics.* 2006;49(9):885 - 894.

Halliday SE et al. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson''s disease subjects. *Gait Posture.* 1998;8:8-14.

Henneman E, Somjen G, Carpenter DO. Functional significance of cell size in spinal moto -neurons. *J Physiol.* 1965;28:560-580.

Henriksson M, Hirschfeld H. Physically active older adults display alterations in gait initiation. *Gait Posture.* 2005;21:289-296.

Hesse S, Reiter F, Jahnke M, Dawson M, Sarkodie -Gyan T, Mauritz KH. Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78:719 - 724.

Higginson JS et al. Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *J Biomech.* 2006; 39:1769 - 1777.

Kapandji IA. The physiology of the joints. 4th ed. New York: Churchill Livingstone. 1982.

Kottke FJ. Historia obscura hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 1974;55:4-13.

Laufer Y, Dickstein R, Resnik S, Marcovitz E. Weight-bearing shifts of hemiparetic and healhty adults upon stepping on stairs of various heights. *Clin Rehabil.* 2002;14:125-9.

Lindmark B, Hamrin E. Relation between gait speed, knee muscle torque and motor scores in post-stroke patients. *Scand J Caring Sci.* 1995;9:195 - 202.

Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol.* 1992;38:35 - 6.

Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *Am J Phys Med Rehabil.* 1999;78:123 - 30.

Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for physical rehabili -tation. Mosby. 2002;307-308, 330-333.

Nissan M, Whittle MW. Initiation of gait in normal subjects: a preliminary study. *J Biomed Eng.* 1990;12:165 - 71.

Olney, S.J., Richards, C., 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture.* 4, 136 - 48.

Patchay S, Gahery Y. Effect of asymmetrical limb loading on early postural adjustments associated with gait initiation in young healthy young adults. *Gait Posture.* 2003; 18:85 - 94.

Richards CL, Malouin F, Dean C. Gait in stroke: assessment and rehabilitation. *Clin Geriatr Med.* 1999;15:833 - 855.

Richards, C., Olney, S.J, Hemiparetic gait following stroke. Part II: Recovery and physical therapy. *Gait Posture.* 1996;4: 149 - 62.

Ryerson S, Levit K. Functional movement re -education. Edinburgh, Churchill Living -stone. 1997; 433-477.

Titianova EB, Tarkka IM. Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *J Rehabil Res Dev.* 1995;32:236 - 44.

Tokuno CD, Eng JJ. Gait initiation is dependent on the function of the paretic trailing limb in individuals with stroke. *Gait Posture.* 2006;24:424-428.

Trueblood PR,Walker JM, Perry J, et al. Pelvic exercise and gait in hemiplegia. *Phys Ther.* 1989;69(1):32 - 40.

Wall JC, Turnbull GI. Gait asymmetries in residual hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 1986;67:550 - 553.

Wang RY. Effect of proprioceptive neuromuscular

facilitation on the gait of patients with hemiplegia of long and short duration. *Phys Ther.* 1994;74:1108 - 1115.

Watelain E, Froger J, Barbier F, et al. Clinical gait analysis strategies in the medical and paramedical professions. *J Rehabil Med.* 2003;35:8-14.

Watelain E, Froger J, Rousseaux M, et al. Variability of video-based clinical gait analysis in hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties. *J Rehabil Med.* 2005;37:317-324.

www.cf.ac.uk/psych/halliganpw/rivermead/how/index.html.