

## 전방 보행기와 후방 보행기가 뇌성마비아동의 보행 특성과 신체 정렬상태에 미치는 영향

이재호  
서울보건대학 물리치료과  
원종임  
대원과학대학 물리치료과

### Abstract

### The Effects of Anterior Walker and Posterior Walker on Gait Parameters and Body Alignment of Children With Cerebral Palsy

**Lee Jae-ho, M.P.H., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Seoul Health College

**Won Jong-im, M.P.H., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Daewon Science College

The purpose of this study was to compare the effects of anterior walker and posterior walker on gait parameters and body alignment of children with cerebral palsy. The intraclass correlation coefficient was .99 for intertester reliability. Intratester reliability was between .96 and .99. The use of posterior walker increased gait velocity and facilitated more upright posture. The measurement of joint angle program was found to be reliable to measure range of motion. This study has a limitation of generalizing the results to all children with cerebral palsy. Research is required to investigate the effect of posterior walker on energy efficiency.

**Key Words:** Walker; Cerebral palsy; Gait.

### I. 서론

뇌성마비는 뇌가 발육하는 시기에 손상을 입고 기능부전을 일으키는 비진행성 중추신경계 결함으로 병변 부위에 따라 운동장애, 감각장애, 시각장애, 언어장애, 정신지체 그리고 정서장애 등을 수반하는 증후군이다. 이러

한 증상들 중에 비정상적인 반사와 비정상적인 근긴장도 등으로 인하여 신체의 비대칭, 비정상적인 흔들림 그리고 균형유지 능력의 장애가 나타나 기립이나 보행을 할 때에 운동조절이 어렵게 된다(Bobath와 Bobath, 1975; Dolores와 Amy, 1988).

균형은 체중지지면에 대하여 무게중심을

조절하고 유지하는 능력인 자세 안정성을 지속적으로 유지해 나가는 과정으로 선 자세에서 안정성 유지와 체중부하 조절, 보행능력 등 모든 동작수행에 중요한 영향을 미치게 된다(장기언 등, 1994; Cohen 등, 1993; Geurts 등, 1996). 균형 반응에 관여하는 요인으로는 크게 신경학적 요인과 근골격계 요인이 있으며, 이 요인들이 적절한 자세조정을 이루게 하여 균형조절이 이루어지는 것이다. 근골격계는 반응 동안 기계적 구조를 제공하는 것으로 자세 정렬과 경추, 흉추, 요추-골반, 골반-대퇴, 무릎관절, 발목관절의 유연성이 포함된다. 따라서 근골격계에 문제가 있으면 기립자세에서 이상적인 신체정렬(body alignment)을 유지할 수 없게 되고, 몸에 가해지는 중력을 극복하거나 수직자세를 유지하기 위하여 과도한 에너지가 요구된다(Shumway-Cook와 Woollacott, 1995).

이에 뇌성마비아의 치료과정 중 보행에 필요한 안정성을 제공하면서 가동성을 증진시켜 줄 목적으로 보행기(walker)를 처방한다. 비정상적인 근긴장도와 균형반응이 결여된 뇌성마비아가 보행기를 사용하게 되면 입각기 시 근긴장도를 완화시켜 보다 안정적인 자세를 취할 수 있어 보행수준이 증진되고 골격계 변형(skeletal deformity)을 방지할 수 있다(Levangie 등, 1989; Logan 등, 1990).

임상에서 일반적으로 사용되고 있는 아동용 보행기는 전방 보행기(anterior walker)로 4개의 지지막대(vertical bar)에 앞쪽으로 하나의 평행막대(horizontal bar)와 옆쪽으로는 손잡이가 부착되어 있는 2개의 평행막대가 있다. 지지막대에는 사용자의 상태에 따라 팁(tip)이나 2개 혹은 4개의 바퀴(wheel)를 부착한다. 그리고 팔과 몸통을 지지하기 위하여 모양과 위치를 달리한 손잡이를 부착하며, 보행기의 수직막대가 이루는 지지면(walker's base)도 다르게 고안되어 있다(Allison, 1980). 이 보행기는 항상 사용자의 앞에 위치하게 되므로 전방 보행기라고 한다. 이에 반해 후

방 보행기(posterior walker)는 전방 보행기와 형태와 사양들은 유사하나 보행기가 사용자의 뒤에 위치하고 발을 이동한 후에 보행기를 앞으로 가져가도록 되어 있다.

전방 보행기는 지지면이 사용자의 앞쪽에 위치하여 보행기를 앞으로 밀면서 보행을 하게 되고 이는 신체의 정렬상태에 영향을 주어 굴곡 양상과 균형 유지 능력을 감소하게 된다. 그리고 골반과 몸통 움직임의 방해로 인한 보행특성들이 변화하고, 앞으로 넘어지게 되는 위험 등이 초래될 수 있다. 따라서 정렬상태의 문제점들을 개선하고 보다 정상적인 보행을 할 수 있도록 후방 보행기가 고안되었다(Greiner 등, 1993; Levangie 등, 1989; Logan 등, 1990; Wilson, 1988).

Levangie 등(1989)이 전방 보행기와 후방 보행기 사이의 보행특성을 보고하였고 Logan 등(1990)과 Greiner 등(1993)은 신체의 정렬상태에 관한 연구를 하였다. 그러나 이들의 연구에서는 대상자에 발달장애를 포함시켜 범위가 넓었고 대상자 수도 적었으며, 국내에서는 뇌성마비아에게 보행기가 널리 사용되고 있음에도 불구하고 이에 대한 연구가 이루어지지 않았다. 그러므로 본 연구에서는 현재 임상에서 뇌성마비아에게 처방되고 있는 보행기의 형태가 보행 중의 몸의 정렬상태와 보행특성에 미치는 영향을 평가하여 뇌성마비아의 상태에 맞는 보행기 처방 기준을 제정하는데 그 목적이 있다.

세부목적은 다음과 같다.

- 1) 관절각 측정프로그램을 이용한 관절가동범위 측정방법의 신뢰도를 알아본다
- 2) 뇌성마비아들의 전방 보행기와 후방 보행기 사용에 따른 보행 인자들을 비교한다
- 3) 전방 보행기와 후방 보행기 사이의 신체 정렬상태를 비교한다.

본 연구의 가설은 다음과 같다.

- 1) 전방 보행기와 후방 보행기간의 보행 인자들에 차이가 있을 것이다.
- 2) 전방 보행기와 후방 보행기간의 신체 정렬상태에 차이가 있을 것이다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상 및 연구기간

본 연구의 대상은 뇌성마비로 인하여 양측 마비로 진단 받고 연세의료원 재활병원에 입원하거나 외래로 재활치료를 받고 있으며 본 연구의 참가에 동의한 뇌성마비아 22명이다.

본 연구의 참가에 동의한 환자의 조건은 다음과 같다.

가. 뇌성마비로 인하여 양측마비가 된 아동

나. 전방 보행기와 후방 보행기를 사용하여 독립적으로 최소한 5분 이상 보행이 가능한 아동 셋째, 전방 보행기와 후방 보행기를 사용하여 보행한 경험이 있는 아동 넷째, 연구자가 지시하는 말을 이해하고 연구에 충분히 협조할 수 있는 아동 다섯째, 연구에 자발적으로 참여하는 아동

본 연구는 1998년 6월 15일부터 동년 6월 20일까지 위의 기준 조건에 합당한 3명을 대상으로 예비연구를 실시한 후, 동년 6월 22일부터 동년 7월 4일까지 연구대상자 전원에 대해 연구를 시행하였다.

### 2. 용어의 정의

개인용 컴퓨터 관절각도 측정 프로그램과 비디오 카메라를 이용하여 다음의 항목을 평가하였으며, 관절각의 측정방법은 Greiner 등(1993)이 제안한 방법을 사용하였다.

가. 걸음수(cadence): 걸음수는 1분 동안에 걸은 걸음(step)의 수이며, step/min으로 표시하였다

나. 활보장(stride length): 보행 주기 전체의 거리로 발뒤축 접지부에서 다음 발뒤축 접지까지의 간격을 말하며 m로 표시하였다.

다. 속도(velocity): 보행한 거리를 소요된 시간으로 나눈 값을 말하며, m/sec로 표시하였다.

라. 몸통 관절각(trunk angle): 엉덩관절에서 경추 표적(marker)을 연결한 선과 엉덩관

절 표적에서 바닥까지 수직인 가상의 선이 이루는 각도로 하였다. 즉, 두 선이 일치할 경우를  $0^\circ$  로 하고 가상의 선을 기준으로 하여 몸통의 굴곡 정도를 측정하였다.

마. 엉덩관절 관절각(hip angle): 엉덩관절에서 경추 표적을 연결한 선에 가상의 선을 연장하고, 이 연장의 선과 엉덩관절과 무릎관절 표적을 연결한 선이 이루는 각도로 하였다. 엉덩관절이 완전히 신전된 경우를 가정하여  $0^\circ$  로 하고 굴곡 정도를 측정하였다.

바. 무릎관절 관절각(knee angle): 무릎관절에서 엉덩관절 표적을 연결한 선의 가상 연장선과 무릎관절에서 비골의 외과(lateral malleolus) 표적을 연결한 선이 이루는 각도로 하였다. 두 선이 일직선상에 있는 경우를  $0^\circ$  로 하고 굴곡 정도를 측정하였다.

### 3. 연구방법

가. 실험에 사용된 보행기

본 연구에 사용된 보행기는 KAYE posture walker ("J" frame)<sup>1)</sup>를 이용하였으며, 앞쪽에 있는 지지막대에만 바퀴를 부착하였다. 이 보행기는 지지막대에 부착되어 있는 바퀴의 위치만 변경하면 전방 보행기와 후방 보행기로 전환되도록 고안되어 있다(그림 1).

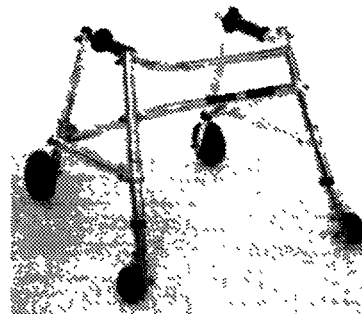


그림 1. KAYE posture control walker

1) Kaye Products, Hillsborough, North Carolina, U.S.A.

#### 나. 실험절차

본 실험에 앞서 연구에 참가한 부모와 3명의 연구자들에게 연구의 목적 및 실험방법에 대하여 설명을 하고, 연구자에게는 실험을 원활하게 수행할 수 있도록 이론적인 교육과 실습교육을 추가로 실시하였다.

보행기 순서에 의한 영향을 배제하기 위하여 보행기 형태를 기록한 22장의 표를 골고루 섞은 후 보호자들에게 한 장씩 뽑게 하여 측정할 보행기 형태의 순서를 선정하였다. 보행기의 높이는 모든 대상자들의 대퇴골 대전자의 높이로 하였다. 또한 보행기의 형태가 평소 사용하던 것이 아닌 경우에는 변화에 따른 적응 시간을 위해 5분 정도의 적응시간을 가진 후에 검사를 시행하였다.

대상자는 팬티를 제외하고 모든 옷과 신발을 제거한 후 1 cm 크기의 구형 표적을 비골의 외과, 대퇴골의 외측과(lateral femoral condyle), 대전자(greater trochanter), 제 7 경추에 부착하였다. 단 평상시에 단하지 보조기(short leg brace)를 착용하던 대상자는 검사를 진행하는 동안에도 착용하도록 하였다(그림 2와 그림 3).

치료실 바닥에 색깔 테이프를 이용하여 10×4 m 크기의 검사영역을 표시하고 대상자에게 “앞을 보고 내가 그만할 때까지 걸으세요” “시작이라는 말을 하면 출발하세요” “시작”이라는 구두명령을 하고 표시를 따라 걷게 하였다. 보행에 집중을 하지 못하는 대상

자는 보호자를 앞에 서있도록 하였으나 구두 명령은 사용하지 않도록 하였다. 환경에 익숙해질 수 있도록 평소에 걸던 속도로 1~2회 예비 보행을 실시한 후에 카메라용 받침대를 이용하여 대상자의 측면(시상면)에서 대전자의 높이에 비디오 카메라를 위치하게 하여 녹화하였다. 실험실내의 장치를 개략적으로 그려보면 그림 4와 같다.

측정값은 녹화된 테이프를 컴퓨터 프로그램의 순간 멈춤 장치를 이용하여 모든 표적이 가장 이상적으로 나타나는 중간 입각기(mid stance)를 연구자가 선택하여 분석하였으며, 개인용 컴퓨터 관찰각도 측정 프로그램으로 각도를 측정하였다. 측정값의 신뢰성을 높이기 위하여 모든 측정은 3회 측정하였으며 분석시에는 3회 측정된 값의 평균값을 통계 처리하였다.

연구기간 동안 부모의 참여는 최대한 자제하게 하였으며, 대상자의 보행특성에 관한 언급을 하지 않았다. 보행기에 적응하도록 하기 위해 평소 사용하던 보행기와 다른 형태의 보행기로 실험 하루 전에 물리치료실에서 물리치료사와 함께 보행하도록 하였고 치료시간 후에도 연구대상자에게 사용하도록 하였다.

관절각도 측정프로그램의 신뢰도를 측정하기 위하여 먼저 컴퓨터 프로그램의 순간 멈춤 장치를 이용하여 선택한 화면 중 임의의 대상자를 선택하여 3명의 측정자가 각 관절각도를 3회 측정하였다.



그림 2. 전방 보행기



그림 3. 후방 보행기

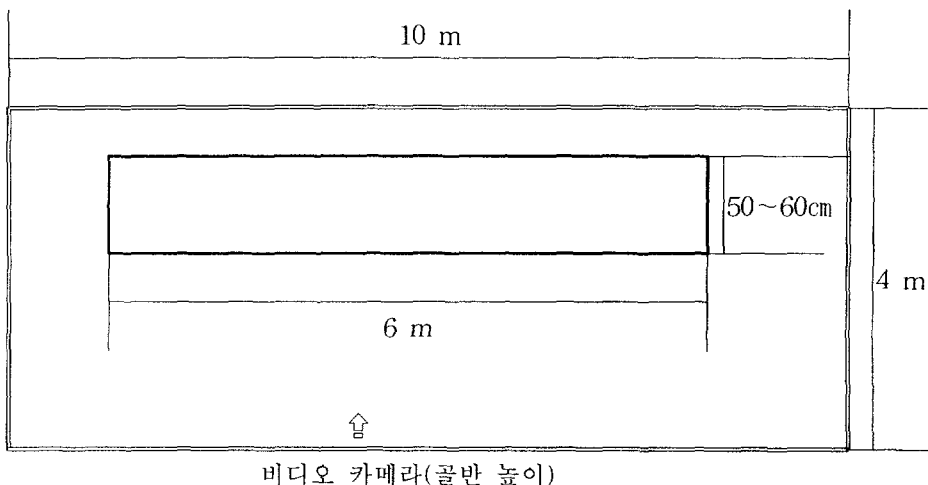


그림 4. 보행 분석방법

#### 4. 분석방법

본 연구에서는 비디오 카메라에 의해 측정된 각 관절의 각도각과 수식에 의해 산출된 보행인자들을 종속변수로 하였고, 보행기 형태를 독립변수로 하였다. 자료의 분석은 평가 기록지에 나와 있는 각 자료를 부호화 한 후 통계 처리하였다. 구체적인 연구 및 분석방법은 첫째, 연구대상자의 일반적인 특성은 백분율, 평균, 표준편차를 이용하였다. 둘째, 보행기 형태에 따른 보행 특성과 신체 정렬상태의 차이를 비교하기 위하여 도스용 SAS를 이용하여 윌콕슨 부호순위검정(Wilcoxon signed rank test)을 사용하였다. 셋째, 관절각도 측정프로그램의 측정자간 신뢰도와 측정자내 신뢰도를 알아보기 위하여 3명의 측정자가 3회 측정된 값을 통하여 도스용 ICC program을 이용한 급간 상관계수(intraclass correlation coefficients: ICCs)(2, 1)를 구하였다. 유의수준  $\alpha$  는 .05로 하였다.

### Ⅲ. 결과

#### 1. 연구대상자의 일반적인 특성

연구대상자 22명 중 남자가 14명(63.6%)이었고, 여자가 8명(36.4%)으로 남자가 많았다. 연령분포는 최저 21개월에서 최고 138개월이며 평균연령은 74개월이었다. 사용하는 보행기의 형태는 전방 보행기가 22명(90.9%)으로 가장 많았고, 후방 보행기와 전·후방 보행기 모두를 사용한 대상자는 각각 1명(4.5%)이었다(표 1).

#### 2. 관절각도 측정프로그램의 신뢰도

관절각도 측정프로그램의 측정자간 급간 상관계수는 .99이었고 신뢰구간은 .94에서 .99 범위에 있었다(표 2).

영당관절각에 대하여 측정자내 급간 상관계수를 측정된 결과 측정횟수에 따른 신뢰도는 .96에서 .99 범위에 있었다(표 3).

표 1. 연구대상자의 일반적인 특성

(n=22)

특성	대상자수(%)
성별	
남	14(63.6)
여	8(36.4)
연령(개월)	
≤ 38	3(13.6)
39 ~ 62	6(27.3)
63 ~ 87	7(31.8)
88 ~ 112	2( 9.1)
113 ≥	4(18.2)
보행기 형태	
전방 보행기	20(91.0)
후방 보행기	1( 4.5)
양쪽	1( 4.5)

표 2. 측정자간 급간 상관계수

	측정자간 상관계수	95% 신뢰구간
관절각 측정프로그램	.99	.94 ~ .99

표 3. 측정자내 급간 상관계수

측정자	측정자내 상관계수	95% 신뢰구간
측정자 1	.99	.99 ~ .99
측정자 2	.99	.98 ~ .99
측정자 3	.96	.84 ~ .99

### 3. 보행기 형태에 따른 보행 특성의 변화

연구대상자들의 보행기 형태에 따른 보행 특성에 차이가 있는가를 검증하기 위하여 월콥슨 부호순위 검정을 하였다(표 4). 그 결과 전방 보행기를 사용하여 보행할 때 보다 후방 보행기를 사용하여 보행한 경우가 활보장은 .11 m, 속도는 .06 m/sec 감소하였으며 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ). 걸음수는 1 step/min 감소하였으나 유의한 차이가 없었다( $p > .05$ ).

### 4. 보행기 형태에 따른 신체 정렬상태의 변화

연구대상자들의 보행기 형태에 따른 신체 정렬상태의 차이가 있는지를 검증하기 위하여 월콥슨 부호순위 검정을 실시한 결과는 표 5와 같다. 그 결과 전방 보행기를 이용하여 보행 할 때보다 후방 보행기에서 몸통 관절각이  $11.92^\circ$ , 엉덩관절 관절각은  $11.72^\circ$ , 무릎관절 관절각은  $4.08^\circ$  로 감소하였으며, 모두 유의한 차이를 보였다( $p < .05$ ).

표 4. 보행기의 특성에 따른 보행특성의 변화

보행인자	전방 보행기	후방 보행기	t	p
걸음수(step/min)	$70 \pm 27^*$	$71 \pm 22$	- .30	.67
활보장(m)	$.40 \pm .26$	$.29 \pm .11$	2.37	.01 <sup>**</sup>
속도(m/sec)	$.23 \pm .15$	$.17 \pm .09$	2.93	.01 <sup>**</sup>

평균 ± 표준편차

\*  $p < .05$

표 5. 보행기 형태에 따른 신체 정렬상태의 변화

정렬상태	전방 보행기	후방 보행기	t	p
몸통관절각( $^\circ$ )	$22.23 \pm 12.54^*$	$10.31 \pm 6.45$	6.07	.00 <sup>**</sup>
엉덩관절각( $^\circ$ )	$28.40 \pm 15.98$	$16.68 \pm 18.20$	3.19	.00 <sup>**</sup>
무릎관절각( $^\circ$ )	$18.96 \pm 16.50$	$14.88 \pm 17.67$	2.56	.01 <sup>**</sup>

평균 ± 표준편차

\*  $p < .05$

## IV. 고찰

새로운 평가도구를 사용하기 위해서는 신뢰도를 확인하는 것이 중요하다. 본 연구에서 사용한 관절각 측정 프로그램의 측정자내와 측정자간의 신뢰도를 2명 이상의 평가자가 동일한 대상자를 반복하여 측정한 경우에

는 신뢰도를 구하기 어렵고, 이러한 점을 해결하기 위해서 급간 상관계수를 이용하여 검증하였다. 그 결과 측정자간 상관계수는 .99이었으며, 측정자내 상관계수는 .96에서 .99 범위에 존재하였다. Fleiss(1986)는 급간 상관계수가 .75이상이면 신뢰도가 우수하다고 하였는데 본 연구에서는 이보다 높은 신뢰도

를 보였다.

분석방법에 있어서 입각기가 유각기보다 길기 때문에 입각기에 대한 보행 분석이 더 중요한 의미를 가지므로(권혁철, 1996) 입각기를 선택하여 분석하였다. 그리고 정상아동과 뇌성마비아가 보행 양식에 현저한 차이를 보이는 시기는 초기 집지기이나(Skrotzsky, 1983), 본 연구에서는 뇌성마비아만을 대상으로 하였고 몸의 정렬상태를 비교하기 위하여 중간 입각기를 선택하여 비교 하였다. 또한 거리 보행인자인 활보장과 속도, 시간적 보행인자인 걸음수를 측정하기 위해서는 6~10 m의 거리가 적절하므로(김봉옥, 1984) 물리치료실의 면적을 고려하여 6 m 거리로 측정하였다.

뇌성마비아들은 선 자세에서 균형 유지 능력과 과도한 근긴장도, 정상적인 신체 정렬상태 유지, 보행에 필요한 상호교대 운동의 조절 등의 능력의 결여로 정상 아동에 비해 활보장, 걸음, 속도 그리고 발각도(toe out angle)가 감소하게 된다(DeBruin 등, 1982; Pery, 1967). 본 연구에서도 보행속도가 전방 보행기는 .23 m/sec, 후방 보행기에서는 .17 m/sec로 나타나 39명의 정상 아동을 대상으로 Skrotzsky(1983)가 보고한 보행 속도 1.0 l~1.25 m/sec 보다 감소한 결과를 보였다. 이는 걸음수 감소보다는 근력 약화 및 균형 유지 능력의 감소(Pery, 1975), 운동기능의 선택적 조절 및 운동속도 등의 저하로 균형의 정도를 나타내는 인자인 보폭과 양하지 지지 시간이 감소하게 되어 활보장이 짧아지기 때문이다(Skrotzsky, 1983). 그러나 보행기를 처방하게 되면 양하지 지지 시간의 감소로 유각기가 길어져 활보장의 증가뿐만 아니라 이완을 할 수 있어 보다 조절된 보행을 할 수 있게 된다(Logan 등, 1990). 또한 가동성의 증가뿐만 아니라 에너지 효율도 증가하여 뇌성마비아들이 보행기를 일상생활에서 유용한 보행장비로 사용하게 된다(Rose 등, 1987).

뇌성마비아가 전방 보행기를 이용하여 보

행을 하게 되면 엉덩관절을 굴곡시킨 상태에서 몸통을 앞으로 숙이고 보행기를 밀면서 걷게 된다. 이러한 자세는 몸통이 과도하게 굴곡됨에 따라 엉덩관절과 다른 관절에도 영향을 주고 몸의 정상적인 정렬상태에 영향을 미치게 된다(Logan 등, 1990). 이로 인해 중력중심선(body's line of gravity)이 뇌성마비아의 앞에 위치하게 되어 전진이 어려우며 균형을 잃게 되어 앞으로 넘어질 위험이 있다(Carmik, 1985; Wilson, 1988). 그러나 Perry(1992)는 후방 보행기의 평행막대가 사용자 뒤에 위치하여 뇌성마비아가 보행기를 끌면서 보행을 하므로 엉덩관절 신근들(extensors)이 자극되어 보다 몸통을 편 자세로서 있을 수 있게 된다고 하였다. 후방 보행기와 전방 보행기에 관한 연구는 13명의 뇌성마비아를 대상으로 보행 특성을 비교한 Levangie 등(1989)에 의해 이루어졌다. 그는 후방 보행기를 이용하여 보행을 하였을 때 속도와 활보장이 유의하게 증가하고, 걸음수도 증가하였으나 통계학적으로는 유의하지 않은 것으로 보고하였다. Logan 등(1990)의 연구에서도 활보장이 유의하게 증가하였으며, Greiner 등(1993)은 보행기 형태 변화에 따른 일주일의 적응기간을 두어 양하지 지지 시간이 감소하여 활보장과 속도가 증가하였음을 보고하였다. 그러나 본 연구에서 전방 보행기를 사용할 때 보다 후방 보행기를 사용할 때 활보장은 .11 m, 속도는 .06 m/sec로 감소하였으나, 통계학적으로 유의하지는 않았다. 이러한 현상을 보인 이유로는 첫째, 경직이 굴곡형(flexor type)으로 나타난 대상자가 있었으며, 둘째로는 후방 보행기를 사용하여 보행한 경우에서 보다 직립자세를 유지하고 질적인 보행 양식을 보였으나, 대상자들이 후방 보행기에 적응할 시간적 여유가 충분하지 못하여 균형을 유지하지 못하고 다리의 조절능력이 감소한 결과라고 생각된다. Rose 등(1987)에 의하면 새로운 보조기구를 처음 사용할 때 에너지 소모율이 증가하므로 검사를



시행할 때에는 대상자가 기구 사용으로 인한 불편함이 없는지를 확인하여야 한다고 제안하였다. 셋째로는 전방에 있는 2개의 지지막 대에만 바퀴를 부착하여 저항의 증가와 조작의 어려움으로 인하여 속도와 활보장이 감소한 것으로 생각된다.

신체의 정렬상태 측면에서 뇌성마비아들은 보행시에 움직임의 크기(amplitude)가 작고 다리가 굴곡과 신전으로 편위되어 있으며, 엉덩관절과 발목관절에서 굴곡과 신전 동작의 교대 움직임이 결여되어 있다. Hoffinger 등(1993)과 Kelly 등(1997)은 경직형 양하지마비아를 대상으로 정렬상태와 보행 방식을 분석한 결과 몸통관절과 엉덩관절, 무릎관절이 굴곡되어 있어 보행 양상에 영향을 주게 되고 근육의 구축을 유발한다고 보고하였다. 따라서 비정상적인 정렬상태에서 보행을 하게 되면 양측 골반의 비대칭적인 움직임을 일으키게 되고, 이는 비대칭적 하지 체중지지로 이어져 골반, 엉덩관절, 혹은 척추 등의 변형을 유발한다. 이러한 뇌성마비아들이 성숙과 독립적인 보행을 위해서는 중력에 저항하여 바로 선 자세를 취할 수 있어야 하며(Sutherland와 Hage, 1972), 조절된 보행을 하기 위해서는 정상적인 신체 정렬상태를 유지할 수 있어야 한다. 생체역학적인 면에서는 신체의 기저면(base of support)에서 무게중심점의 이동 범위가 넓어지게 되어 보다 독립적인 보행을 할 수 있게 되는 것을 의미한다. 후방 보행기와 전방 보행기를 처방한 후의 신체의 정렬상태를 보고한 Logan 등(1990)과 Greiner 등(1993)의 연구에서는 후방 보행기를 이용하여 보행할 때에 몸통과 엉덩관절의 굴곡 정도가 감소하여, 보다 직립 자세를 취하는 것으로 보고하였다. 본 연구에서도 몸통관절은 전방 보행기에 비해  $11.92^\circ$ , 엉덩관절 관절각은  $11.72^\circ$ , 무릎관절 관절각은  $4.08^\circ$ 로 감소하였으며, 이는 통계학적으로도 유의하여 후방 보행기가 보다 기립 자세를 유지할 수 있게 하는 것으로 나타났다. 그러나 반대의 결과와 변화를 보이지 않

은 대상자들은 다리보다는 팔로서 균형을 조절하였기 때문이라고 생각된다. Pery(1975)는 신체 정렬상태와 같은 자세 변화가 입각기에 골반과 몸통이 보다 전진되게 하고(forward motion) 유각기에는 다리의 움직임을 크게 한다고 하였다.

본 연구는 한 병원에서 입원 또는 외래로 치료를 받고 있는 뇌성마비아들 중 본 연구의 기준조건을 충족하는 일부만을 대상으로 연구를 시행하였고 대조군을 설정하여 비교하지 않았다. 따라서 본 연구결과를 뇌성마비아 전체에게 일반화하기는 제한점이 있다고 하겠다. 그러나 본 연구 결과 뇌성마비아에게 보행의 보조기구로 보행기를 사용하게 할 때에는 안정성을 증진시켜 보다 질적인 보행과 이차적인 자세 변형의 방지를 위해서 후방 보행기를 사용해야 할 것이며, 뇌성마비아의 특성과 적응 시간 등을 고려하여 보행기의 부속물을 처방해야 한다는 것을 보여준다. 앞으로 보행기 형태에 관한 보행 연구에서는 뇌성마비아에게 충분한 적응시간을 두어야 하며, 보다 정교한 보행 분석기나 동적 근전도, 보행주기에 따른 각 관절의 모멘트와 일률을 알아보기 위한 운동역학적인 평가도 이루어져야 할 것이다. 또한 일상생활에 영향을 미칠 수 있는 에너지 소모율에 대한 연구도 시행되어야 할 것이다.

## V. 결론

본 연구는 뇌성마비아들의 보행기 형태가 신체의 정렬상태와 보행특성에 미치는 영향을 알아보기 위하여 비디오카메라와 초시계를 이용하여 보행인자와 관절각을 비교분석하여 기능적인 보행기 형태에 관한 정보를 제공하고 관절각 프로그램의 신뢰도를 알아보기 위하여 실시되었다. 이를 위해 서울시 소재 대학병원에서 재활치료를 받고 있는 뇌성마비아 22명을 대상으로 보행기 형태에 따라 보행특성과 정렬상태를 측정하였다. 수집된 자료는 비모수 검정방법인 윌콕슨 부호순

위 검정과 급간 상관계수를 사용하였다.

관절각 측정 프로그램으로 측정된 엉덩관절각의 측정자간 상관계수는 .99 이었으며, 측정자내 상관계수는 .96에서 .99 범위에 존재하여 매우 높은 신뢰도를 보였다. 보행기 형태에 따른 보행 특성은 후방 보행기를 이용하여 보행한 경우에서 걸음수, 활보장, 속도가 감소하였으나 활보장과 속도만이 통계학적으로 유의하였다. 또한 신체의 정렬상태는 후방 보행기에서 몸통 관절각, 엉덩관절관절각, 무릎관절 관절각의 굴곡 정도가 감소하여 직립 상태를 유지하는 것으로 나타났으며, 이는 통계학적으로 모두 유의하였다.

이상의 결과에서 관절각 측정 프로그램은 관절가동범위를 측정하는데 있어 신뢰 할 만 하며, 후방 보행기가 뇌성마비의 보행 특성들을 변화시키지는 않았으나 신체 정렬상태를 개선하는 것으로 나타났다. 그러므로 임상에서 보행기를 사용할 때에는 후방 보행기로 환자의 상태에 따라 보행을 시도해야 할 것이다. 본 연구는 특정 대학 병원의 환자들을 대상으로 하여 일반화하기는 어려우며, 향후 보행기 형태에 따른 에너지 효율에 관한 연구가 필요하다.

## 인용문헌

구애련, 이충휘. 주관절 가동범위 측정법에 대한 동시타당도와 신뢰도. 한국전문물리치료학회지. 1995;2:46-55.  
권혁철. 보행 입각기 시 거골하 관절의 운동 특성에 관한 연구. 한국전문물리치료학회지. 1996;3:1-11.  
김봉옥. 임상 보행 분석의 방법. 대한재활의학회지. 1994;18:191-202.  
장기언, 서경배, 이숙자 등. 균형지수를 이용한 균형반응의 정량적 평가. 대한재활의학회지. 1994;18:561-569.  
Allison B. Current uses of mobility aids. Clin Orthop. 1980;148:62-69.

Bobath K, Bobath B. Motor Development in the Different Types of Cerebral Palsy. NY, William Heinemann, 1975.  
Carmik J. Alternative standing and ambulating support. Totline. 1985;2:20.  
Cohen H, Blatchly CA, Gombash LL et al. A study of the clinical test of sensory interaction and balance. Phys Ther. 1993;73:345-346.  
DeBruin H, Russell D, Latter, JE et al. Angle-angle diagrams in monitoring and qualification of gait patterns for children with cerebral palsy. Am J Phys Med. 1982;61:176-192.  
Dolores B, Amy L. Evaluation of biofeedback seat insert for improving active sitting posture in children with cerebral palsy. Phys Ther. 1988;68:1109-1113.  
Fleiss JL. The Design and Analysis of Clinical Experiments. John Wiley & Sons Inc., 1986:1-32.  
Geurts AH, Ribbers GM, Knoop JA, et al. Identification of static and traumatic brain injury. Arch Phys Med Rehabil. 1996;77:639-644.  
Greiner BM, Czerniecki JM, Deitz JC. Gait parameters of children with spastic diplegia: A comparison of effects of posterior and anterior walkers. Arch Phys Med Rehabil. 1993;74:381-385.  
Hoffinger SA, Rab GT, Abou-Ghaida H. Hamstrings in cerebral palsy crouch gait. J Pediatr Orthop. 1993;13:722-726.  
Kelly IP, Jenkinson A, Stephens A, et al. The kinematic patterns of toe-walkers. J Pediatr Orthop. 1997;17:478-480.  
Levangie PK, Chimera M, Johnston M, et al. The effects of posterior rolling walkers vs. the standard rolling walker on gait characteristics of children with

- spastic cerebral palsy. *Phys Occup Ther Pediatr.* 1989;9:1-17.
- Logan L, Byers-Hinkely K, Ciccone C. Anterior vs. posterior walker children with cerebral palsy: A gait analysis study. *Dev Med Child Neurol.* 1990;32:1044-1048.
- Perry J. The walking mechanism. *Phys Ther.* 1967;47:778-801.
- Perry J. *Cerebral Palsy Gait.* Philadelphia, JB Lippincott, 1975:71-88.
- Perry J. *Gait Analysis: Normal and pathological function.* SLACK Co., 1992:353-411.
- Rose J, Medeiros JM, Parker R. Energy cost index as an estimate of energy expenditure of cerebral palsy children during assisted ambulation. *Dev Med Child Neurol.* 1987;27:485-490.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor Control: Theory and practical applications.* Baltimore, Williams & Wilkins, 1995.
- Skrotzsky K. Gait analysis in cerebral palsy and nonhandicapped children. *Arch Phys Med Rehabil.* 1983;64:291-295.
- Sutherland DH, Hage JL. Measurements of gait movements from motion picture film. *J Bone Joint Surg.* 1972;54A:787-797.
- Wilson J. Selecting and using posture walkers for children with cerebral palsy. *Totline.* 1988;14:15-16.