한국BOBATH학회지 제5권 제1호
J Korean Acad Bobath Vol. 5. No. 1, 2000

보행기 형태가 뇌성마비아의 보행에 미치는 영향

이재호 · 고명숙*
서울보건대학 물리치료과 · 서울장애인종합복지관 물리치료팀*

The Effects of Three Different Types of Walker on Body Alignment and Gait Parameters of Children With Cerebral Palsy

Jae-ho Lee · Myung-Suk Ko*
Department of Physical Therapy, Seoul Health College
*Department of Physical Therapy, Seoul Community Rehabilitation Center**

Abstract

The purpose of this research was to investigate body alignment and gait parameters of children with cerebral palsy using anterior walker, 2-wheel posterior walker, and 4-wheel posterior walker. Subjects were 12 cerebral palsied children who were treated as outpatient at Seoul Community Rehabilitation Center from November 23, 1999 to December 2, 1999. Joint angle was determined by video camera and computer program. Repeated measures ANOVA was used for cadence, gait velocity, and joint angle analysis. The results as follows. 1. Cadence decreased in 2-wheel posterior walker group compared with anterior walker and 4-wheel posterior walker group. 2. Gait velocity decreased in 2-wheel posterior walker group compared with anterior walker and 2-wheel posterior walker group. 3. Trunk flexion angle and hip joint angle decreased in 2-wheel posterior walker and 4-wheel posterior walker group compared with anterior walker group. This statistically significant differences indicated that cerebral palsied children ambulated in better posture in posterior walker groups. The results of this study suggested that body alignment and gait parameters were influenced by the type and number of wheels of walker. Therefore, these factors should be taken into account when type of walker is selected during the rehabilitation process.

Key Words: Anterior Walker, Posterior Walker, 4-Wheel Posterior Walker

Ⅰ. 서 론

1. 연구의 배경

뇌성마비아들은 자세 조절 결핍, 비정상적인 근 긴장도와 병적인 근육 조절 때문에 독립적으로 걷는 것이 어렵게된다. 보행을 하기 위해서는 중력에 대항하여 안정된 자세를 유지할 수 있는 자세 조절이 선행되어

임상에서 일반적으로 사용되고 있는 아동용 보행기는 사용자의 앞쪽에 위치하는 전방 보행기(anterior walker)와 사용자의 뒤에 보행기가 위치하고 발걸음을 뛴 후에 보행기를 앞으로 가져가도록 되어 있는 후방 보행기(posterior walker)가 있다. 전방 보행기로 보행을 하게되면 엉덩관절을 굴곡시키고 몸통을 앞으로 숙여 보행기를 밀면서 걷게 되나, Wilson(1988)은 후방 보행기를 사용하게되면 엉덩관절 신근(extensors)이 자극되어 보다 몸통을 편 자세로 서 있을 수 있고 자세 조절 능력이 증진된다고 하였다. 자세 조절은 체중 이동과 움직이는 동안 정립 자세를 유지하기 위한 적절한 균형뿐 아니라 정위반응이 포함된다(Barbara & Connolly, 1987; French et al, 1991).

뇌성마비아들에게 안정성과 이동성을 제공하여 독립적인 보행을 할 수 있도록 보조장비(waking aids)를 처방하게된다. 목발은 겨드랑이 밑에 대고 이동하기 때문에 목발에 기대려는 경향이 나타나 엉덩관절의 내전과 다리의 굴곡, 몸통이 옆으로 기울어지게 된다. 또한 어깨는 안쪽 돌림(internal rotation)되고 앞팔은 엎침(pronation)되어 경직과 근긴장이 오히려 증가한다. 그러나 보행기(walker)를 사용하게되면 입각기에 근긴장도의 완화로 보다 안정적인 자세를 취할 수 있어 보행 수준(ambulation skill)이 증진되고 골격계 변형(skeletal deformities)도 방지할 수 있다(Levangie et al, 1989; Logan et al, 1990).되어 보다 정상적이고 안전한 보행을 할 수 있다고 하였다. 그러나 보행기의 형태가 보행 특성과 신체 정렬 상태에 미치는 영향에 관한 연구는 많지 않다.

Levangie 등(1989)이 보행기의 손잡이 위치에 따른 보행 특성을 보고한 이후에 Levangie 등(1989)이 13명의 뇌성마비아를 대상으로 후방 보행기와 전방 보행기간에 foot print를 이용하여 보행 특성을 비교하였다. 그 결과 후방 보행기가 보행 특성이 향상되었다고 보고하였으나 신체의 정렬 상태는 비교하지 않았으며, Logan 등(1990)과 Greiner 등(1993)은 보행 특성과 신체 정렬 상태를 비교하여 후방 보행기가 보다 바른 자세를 유지할 수 있다고 하였으나 바퀴(caster) 수에 차이를 두지 않고 실험하였다.

선행 연구 결과와 같이 보행기 유형과 바퀴 수의 차이가 뇌성마비아의 보행 특성과 정렬 상태에 영향을 미치므로 이에 대한 연구가 필요하다. 따라서 이 연구의 목적은 보행기 형태와 바퀴 수의 차이가 뇌성마비아의 보행 특성에 영향을 미치게되고 이로 인해 신체 정렬 상태에도 변화가 초래될 것이라는 개념의 타당성을 알아보고, 나아가 임상에서 물리치료사가 간과하기 쉬운 뇌성마비아들의 보행기 처방을 위한 기초 자료를 제공하고자한다.

2. 연구의 목적

본 연구의 목적은 보행기 형태와 바퀴 수의 차이가 뇌성마비아의 신체의 정렬 상태와 보행 특성에 미치는 영향을 알아보는데 있으며 다음과 같은 세부 목적을 가지고 연구하고자 한다.

1) 뇌성마비아들의 전방 보행기, 바퀴2개 후방 보행기와 바퀴 4개 후방 보행기에 따른 보행 특성에 미치는 영향을 알아본다.

2) 전방 보행기, 바퀴 2개 후방 보행기와 바퀴4개 후방 보행기가 신체 정렬 상태에 미치는 영향을 알아본다.

3. 연구의 가설

본 연구의 가설은 다음과 같다.

1) 전방 보행기, 바퀴 2개 후방 보행기와 바퀴4개 후방 보행기간의 보행 특성에 차이가 있을 것이다.

2) 전방 보행기, 바퀴 2개 후방 보행기와 바퀴 4개 후방 보행기간의 신체 정렬 상태에 차이가 있을 것이다.

Ⅱ. 연구 방법

1. 연구 대상 및 연구 기간

본 연구의 대상은 뇌성마비로 진단 받고 서울장애인종합복지관에서 외래로 재활 치료를 받고 있는 뇌성마비 환자 12명을 대상으로 하였다.

본 연구의 참가에 동의한 환자의 조건은 다음과 같다.

1) 뇌성마비로 진단 받은 아동

2) 전방 보행기와 후방 보행기를 사용하여 독립적으로 최소한 5분 이상 보행이 가능한 아동

3) 전방 보행기와 후방 보행기를 사용하여 보행한 경험이 있는 아동

4) 연구자가 지시하는 말을 이해하고 연구에 충분히 협조할 수 있는 아동

5) 연구에 자발적으로 참여하는 아동

본 연구는 1999년 11월 23일부터 12월 2일까지 시행하였다.

2. 용어의 정의

개인용 컴퓨터 관절 각도 측정 프로그램과 캠코더(camcoder, video camera)를 이용하여 다음의 항목을 평가하였으며, 관절 각의 측정 방법은 Greiner(1993)가 제안한 방법을 사용하였다.

1) 걸음수(cadence) : 걸음수는 1분 동안에 걸은 걸음(step)의 수이며, 10초 동안의 걸음수를 측정하여 다음의 식으로 산출하였다. 걸음수(steps/min) = 측정된 걸음수 × 60/시간(sec)

2) 활보장(stride length): 보행 주기 전체의 거리로 발뒤축 접지부에서 다음 발뒤축 접지까지의 간격을 말하며 다음 식으로 산출하였다. 활보장(m) = 속도(m/sec) × 120/보폭(steps/min)

3) 속도(velocity): 보행한 거리를 소요된 시간으로 나눈 값을 말하며 다음의 식으로 산출하였다. 속도(m/sec) = 거리(m)/시간(sec)

4) 몸통각(trunk angle) : 엉덩관절에서 경추 표적(marker)을 연결한 선과 엉덩관절 표적에서 바닥에서 수직인 가상의 선이 이루는 각도로 하였다. 즉, 두 선이 일치한 경우를 0° 로 하고 가상의 선을 기준으로 하여 몸통의 굴곡 정도를 측정하였다.

5) 엉덩관절각(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° 로 하고 굴곡 정도를 측정하였다.

6) 무릎관절각(knee angle) : 무릎관절에서 엉덩관절 표적을 연결한 선의 가상 연장선과 무릎관절에서 비골의 외과(lateral malleolus) 표적을 연결한 선이 이루는 각도로 하였다. 즉, 0° 를 두 선이 일직선상에 있는 경우로 하고 굴곡 정도를 측정하였다.

3. 연구방법

1) 실험에 사용된 보행기

본 연구에 사용된 보행기는 표준형 전방 보행기와 지지 막대에 부착되어 있는 바퀴의 위치만 변경하면 전방 보행기와 후방 보행기가 전환되도록 고안되어 있는 Kaye 회사제 KAYE posture control walker("J" frame)를 사용하였다(그림 1). 바퀴2개 후방 보행기로 보행할 때에는 앞쪽에 있는 지지 막대에만 바퀴를 부착하였으며, 바퀴4개 후방 보행기로 측정할 때에는 모든 지지 막대에 바퀴를 부착하였다.

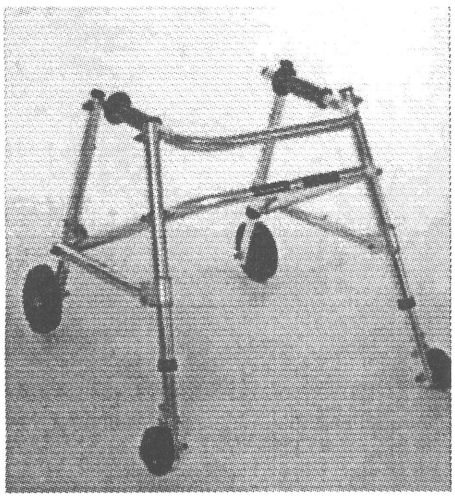

그림 1. KAYE posture control walker

2) 실험 절차

본 실험에 앞서 연구에 참가한 부모와 2명의 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 3장의 표를 골고루 섞은 후 대상자들에게 한 장씩 뽑게 하여 측정할 보행기 형태의 순서를 선정하였다. 보행기의 높이는 모든 대상자들의 대퇴골 대전자(greater trochanter)의 높이로 하였다. 또한 보행기의 형태가 평소 사용하던 것이 아닌 경우에는 변화에 따른 적응시간을 위해 10분 정도의 적응시간을 가진 후에 검사를 시행하였다 (그림 2-1,2-2,2-3).

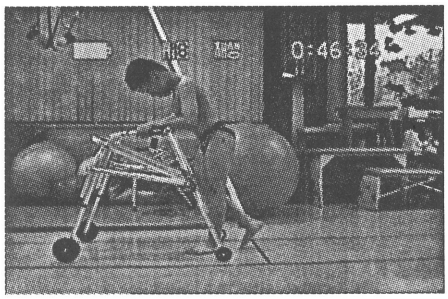

그림 2-1. 전방보행기

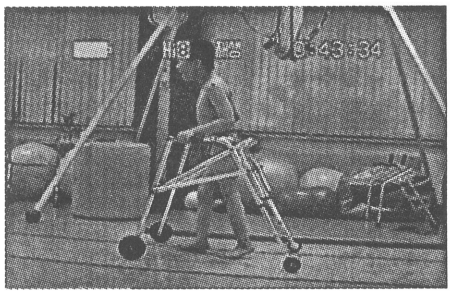

그림 2-2. 바퀴 4개 후방보행기

그림 2-3. 바퀴2개 후방 보행기

대상자는 팬티를 제외하고 모든 옷과 신발을 제거한 후 1㎝ 크기의 구형 표적을 비골의 외과, 대퇴골의 외측과(lateral femoral condyle), 대전자, 제 7 경추에 부착하였다.

치료실 바닥에 색깔 테이프를 이용하여 10×4 m 크기의 검사영역을 표시하고 대상자에게 "앞을 보고 제가 그만할 때까지 걸으세요, 시작이라는 말을 하면 출발하세요, 시작"이라는 구두명령을 하고 표시를 따라 걷게 하였다. 보행에 집중을 하지 못하는 대상자는 보호자를 앞에 서있도록 하였으나 구두명령은 사용하지 않도록 하였다. 환경에 익숙해 질 수 있도록 평소에 걷던 속도로 1~2회 예비 보행을 실시한 후에 카메라용 받침대를 이용하여 대상자의 측면(시상면)에서 대전자의 높이에 캠코더를 위치하게 하여 녹화하였다. 실험실내의 장치를 개략적으로 그려보면 그림 3과 같다.

측정값은 녹화된 테이프를 컴퓨터 프로그램의 순간 멈춤 장치를 이용하여 모든 표적이 가장 이상적으로 나타나는 중간 입각기(mid stance)를 연구자가 선택하여 분석하였으며, 프로그램으로 각도를 측정하였다. 측정값의 신뢰성을 높이기 위하여 모든 측정은 3회 측정하였으며 분석시에는 3회 측정한 값의 평균값을 통계 처리하였다. 또한 실험자간의 오차를 줄이기 위하여 1명의 연구자가 캠코더를 촬영하도록 하였으며, 다른 연구자에게는 표적을 붙이고 전자초시계를 이용하여 보행에 소요된 시간을 측정하도록 하였다.

실험 기간 동안 부모의 참여는 최대한 자제하게 하였으며, 대상자의 보행 특성에 관한 언급을 하지 않았다.

4. 분석방법

본 연구에서는 캠코더에 의해 측정된 각 관절의 각도각과 수식에 의해 산출된 보행 특성을 종속변수로 하였고, 보행기 형태를 독립변수로 하였다. 자료의 분석은 수집된 자료를 부호화한 후, SPSS/PC를 이용하여 통계 처리하였다. 분석 방법은 다음과 같다.

첫째, 연구대상자의 일반적인 특성은 백분율, 평균, 표준편차를 이용하였다.

둘째, 보행기 형태에 따른 보행 특성과 몸정렬 상태의 차이를 비교하기 위하여 반복측정된 1요인 분산분석 검정(repeated measure 1-way ANOVA)을 사용하였다.

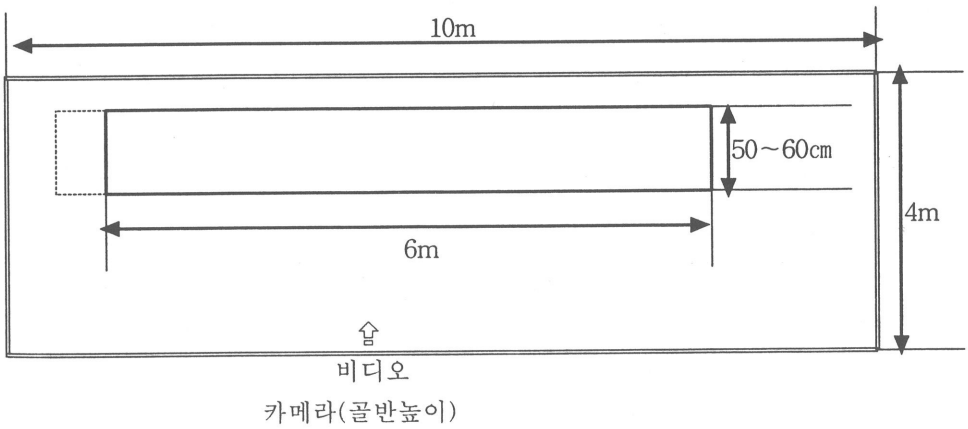

그림 3. 보행분석 방법

Ⅲ. 결 과

1. 연구 대상자의 일반적인 특성

1) 연구대상자의 성별, 연령 분포

연구 대상자의 특성으로 성별, 연령(개월수), 마비 형태를 조사하였으며 결과는 표 1과 같다.연구 대상자 12명중 남자가 7명(58.3%)이었고, 여자가 5명(41.7%)으로 남자가 많았다. 연령 분포는 최저 44개월, 최고 149개월이며 평균 연령은 82개월이었다. 마비 형태는 양마비가 6명(50.0%), 무정위성마비는4명(33.3%), 실조형마비와 사지마비가 각각 1명(8.3%)이었다.

2) 연구대상자의 사용 보행기의 형태

연구 대상자가 사용하는 보행기의 형태를 조사한 결과 연구 대상자 12명중 전방 보행기가 6명(50.0%)으로 가장 많았고, 후방 보행기는 4명(33.3%), 전·후방 보행기 모두를 사용한 대상자는 2명(16.7%)이었다(표 2).

2. 보행기 형태에 따른 보행 특성의 변화

1) 보행기 형태에 따른 보행특성

보행기 형태와 바퀴의 수에 따른 보행특성을 측정한 결과는 표 3과 같다.

2) 보행기 형태에 따른 보행특성의 비교

보행기 형태에 따른 보행특성의 변화를 반복 측정된 1요인 분산분석을 실시하였을

표 1. 연구대상자의 일반적인 특성

일반적인 특성		대상자수(명)	백분율(%)
성별	남	7	58.3
	여	5	41.7
연령(개월수)	45개월 이하	1	8.3
	46개월~75개월	6	50.0
	76개월~105개월	3	25.0
	106개월~135개월	1	8.3
	136개월 이상	1	8.3
마비형태	양마비	6	50.0
	무정위성마비	4	33.3
	실조형마비	1	8.3
	사지마비	1	8.3
계		12	100.0

표 2. 사용 보행기의 형태

보행기 형태	대상자 수(명)	백분율(%)
전방 보행기	6	50.0
후방 보행기	4	33.3
양쪽	2	16.7
계	12	100.0

때 걸음수와 속도에서 각각 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며, 활보장에서는 유의한 차이가 없었다(표 4., p <0.05).

어느 집단에서 유의한 차이가 있었는지 알아보기 위해 다중비교방법으로 Bonferroni 검정을 실시한 결과, 걸음수에서는 전방 보행기와 바퀴 2개 후방 보행기간에, 속도는 전방 보행기와 바퀴 2개 후방 보행기간과 바퀴 2개와 바퀴 4개 전방 보행기간에 유의한 차이가 있었다(p <0.05).

3. 보행기 형태에 따른 신체정렬상태의 변화

1) 보행기 형태에 따른 신체 정렬상태

보행기 형태와 바퀴의 수에 따른 신체 정렬상태를 측정한 결과는 표 5와 같다.

표 3. 보행기 형태에 따른 보행특성

보행특성	보행기 형태		
	전방 보행기	바퀴2개 후방 보행기	바퀴4개 후방 보행기
걸음수(steps/min)	48 ± 21*	32 ± 17	48 ± 23
활보장(m)	0.42 ± 0.15	0.36 ± 0.15	0.37 ± 0.18
속도(m/sec)	0.16 ± 0.07	0.09 ± 0.06	0.13 ± 0.08

* : 평균±표준편차

표 4. 보행기 형태에 따른 보행특성의 비교

보행특성	변동원인	평방합	자유도	평방평균	F값	p
걸음수	집단내	1821.56	2	910.78	11.08	0.01
	집단간	1807.78	22	82.17		
활보장	집단내	0.03	2	0.01	0.86	0.44
	집단간	0.35	22	0.02		
속도	집단내	0.03	2	0.01	4.64	0.02
	집단간	0.06	22	0.01		

표 5. 보행기 형태에 따른 신체 정렬상태

보행특성	보행기 특성		
	전방 보행기	바퀴 2개 후방 보행기	바퀴 4개 후방 보행기
	평균±표준편차		
몸통관절각(°)	27.17 ± 11.35	13.58 ± 5.82	12.32 ± 5.96
엉덩관절각(°)	19.23 ± 6.85	12.14 ± 5.82	12.16 ± 6.42
무릎관절각(°)	9.26 ± 6.37	9.58 ± 4.71	7.59 ± 4.56

* : 평균±표준편차

표 6. 보행기 형태에 따른 신체 정렬상태의 비교

정렬상태	변동원인	평방합	자유도	평방평균	F값	p
몸통관절각	집단내	1627.89	2	813.95	19.55	0.01
	집단간	916.06	22	41.64		
엉덩관절각	집단내	407.93	2	203.97	15.58	0.01
	집단간	287.99	22	13.09		
무릎관절각	집단내	27.53	2	13.76	1.09	0.35
	집단간	278.21	22	12.65		

2) 보행기 형태에 따른 신체 정렬상태의 비교

보행기 형태에 따른 보행특성의 변화를 반복측정된 1요인분산분석을 실시하였을 때 몸통관절각과 엉덩관절각에서 각각 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며, 무릎관절각에서는 유의한 차이가 없었다(표 6. $p < 0.05$). 어느 집단에서 유의한 차이가 있었는지 알아보기 위해 다중비교방법으로 Bonferroni 검정을 실시한 결과, 몸통관절각에서는 전방 보행기와 바퀴 2개 후방 보행기간에, 엉덩관절각에서 전방 보행기와 바퀴 2개 후방 보행기간에 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

Ⅳ. 고 찰

보행은 선천적인 것이 아니고 오랜 기간에 걸쳐서 많은 학습과정과 경험에 의해서 습득되어 지는 일련의 과정(walking pattern)으로 Gage(1991)는 입각기의 안정성, 유각기의 충분한 발끝 떼기(foot clearance)와 적절한 발의 위치, 알맞은 걸음(step length), 효율적인 에너지 소비의 5가지 요인들이 작용하여야 정상적인 보행을 할 수 있다고 하였다. 보행에 관한 연구는 Borelli가 최초로 기록에 의한 보고를 한 이후에 현재 임상에서는 관찰적 보행분석(observational gait analysis), 운동형상학적 분석(kinematic analysis), 운동역학적 분석(kinetic analysis), 동적 근전도(dynamic electromyography), 에너지 소비량 측정(energy expenditure measurement) 등이 이용되고 있다. 본 연구에서 선택한 운동형상학적 분석은 움직임을 측정하는 것으로 변위(displacement)와 속도, 가속도를 사용하여 기하학적으로 기술하는 방법이다. 측정하는 보행 인자로는 활보장, 보폭(step width), 속도 등의 거리 보행 인자(distance gait parameters)와 걸음수, 입각시간(stance time), 유각시간(swing time), 양다리 딛기 시간(double support time) 등의 시간적인 보행 인자(temporal gait parameters)가 있으며, 측정을 위해서는 초시계와 줄자, 족부 스위치, 사진 및 비디오 촬영, 동작 분석 등을 이용하여 분석한다(김봉옥, 1994).

정상아의 보행 속도는 1.01~1.25 ㎧이나 본 연구의 대상자들은 전방 보행기로 보행하였을 때 0.16 ㎧, 바퀴 2개 후방 보행기는 0.09 ㎧, 바퀴 4개 후방 보행기는 0.13 ㎧로 감소한 결과를 보였다. Stephen(1989)은 경직성 양하지마비나 사지마비는 척추, 골반, 엉덩관절의 움직임의 제한과 골반의 비대칭과 회전운동의 제한으로 다리가 굴곡되어있

고, 엉덩관절을 완전히 펼 수 없으며, 엉덩관절의 모음(adduction)과 엎침(pronation) 현상으로 인해 체중을 지지하고 있는 다리 쪽의 골반과 무릎의 신전, 골반회전이 어려워 외측 체중이동이 불가능해지기 때문이라고 하였다. 또한 Wilson(1988)에 의하면 무정위형 아동들은 다리의 단계적 움직임의 결여로 굴곡시켜 발떼기를 하고 발은 내전과 회내, 발바닥 굽힘(plantarflextion) 상태를 유지하며 움직임이 total pattern으로 나타나 활보장과 걸음, 속도, 걸음수가 감소하는 것으로 보고하였다.

전방 보행기와 바퀴 2개 후방 보행기간의 몸통관절각은 14.85°, 엉덩관절각은 7.09° 감소하였고 통계학적으로도 유의한 차이를 보여 후방 보행기가 보다 직립 상태로 보행하였음을 보여주었다. 이러한 정렬 상태는 신체의 기저면(base of support)에서 무게중심점(center of mass)의 이동 범위가 넓어지게 되고 앞쪽과 외측의 안정성이 증가하게되어 보다 독립적인 보행을 할 수 있게 되는 것을 의미한다. 그러나 본 연구에서는 후방 보행기에서 통계학적으로 유의하지는 않았지만 활보장이 감소하였으며, 걸음수와 속도는 유의하게 감소하였으나 Levangie 등(1989)과 Skrotzsky(1983)도 보행기 형태에 의한 속도 변화의 원인은 걸음수보다는 활보장의 감소로 인한 것이라고 한 결과와는 일치하였다. 이와 같은 결과는 대상자들이 후방 보행기에 적응할 시간적 여유가 충분하지 못하여 균형을 유지하지 못하고 다리의 조절 능력이 감소한 결과라고 생각된다.

바퀴 2개 후방 보행기는 목발용 팁을 2개의 지지막대에 사용하기 때문에 바퀴 4개 후방 보행기가 에너지 소모율이나 양다리 딛기 시간이 감소하게되고 활보장, 걸음수가 증가하게된다. 그러나 본 연구에서는 바퀴 2개 후방 보행기와 바퀴 4개 후방 보행기간에는 속도에서만 유의한 차이를 보였고 다른 보행 특성에는 차이를 보이지 않았다. 또한 신체 정렬 상태에서는 후방 보행기간에 유의한 차이를 보이지 않았다. 이와 같이 후방 보행기간에 차이를 보이지 않은 이유는 바퀴 4개 후방 보행기에 적응할 시간이 충분하지 않아서 나타난 결과라고 여겨지며, 새로운 보조 기구를 처음 사용할 때에는 에너지 소모율이 증가하며 검사를 시행할 때에는 대상자가 기구 사용으로 인한 불편함이 없는지를 확인하여야 한다(Rosen 등, 1987). 따라서 바퀴 수에 차이를 둔 연구에서는 추적 관찰과 생리학적 반응에 대한 추후 연구가 필요하다.

본 연구의 제한점으로는 연구에 참여한 뇌성마비아의 수가 적어 연구 결과를 뇌성마비아 전체에 일반화하는데 어려움이 있다. 앞으로는 보행기의 형태에 따른 생리학적 반응과 팔의 기능을 평가하는 연구들이 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구에서는 뇌성마비아를 대상으로 보행기 형태와 바퀴 수에 따른 보행 특성과 신체 정렬 상태를 캠코더와 초시계를 이용하여 운동형상학적 분석의 보행 인자와 관절각을 비교 분석하여 가장 기능적인 보행기 형태에 대한 정보를 제공하고자 실시되었다. 이를 위해 서울장애인종합복지관에서 외래로 물리치료를 받고있는 12명의 뇌성마비아를 대상으로 보행기 형태에 따라 보행 특성과 정렬 상태를 측정하였다. 수집된 자

료는 모수 검정 방법인 반복 측정된 1요인 분산분석 통계방법을 이용하여 통계적 검증을 실시하였다.

보행기 형태에 따른 보행 특성 중 걸음수와 속도가 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며 걸음수에서는 전방 보행기와 바퀴 2개 후방 보행기간에, 속도는 전방 보행기와 바퀴2개 후방 보행기간과 바퀴 2개와 바퀴 4개 후방 보행기간에 유의한 차이가 있었다 ($p < 0.05$). 또한 신체 정렬 상태는 몸통관절각과 엉덩관절각에서 유의한 차이가 있었으며 몸통관절각에서는 전방 보행기와 바퀴 2개 후방 보행기간에, 엉덩관절각에서는 전방 보행기와 바퀴 2개 후방 보행기간에 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

본 연구의 결과에 근거하면 뇌성마비아의 보행 특성과 신체 정렬 상태는 보행기의 형태와 바퀴의 수에 영향을 받으므로 재활 치료 과정에 보행기 선택에 주의를 기울여야 할 것이다. 그러나 본 연구는 특정 기관의 뇌성마비아들만을 대상으로 하였기에 일반화하는데 어려움이 있으며, 앞으로는 팔의 기능과 생리학적 반응에 관한 연구도 시행되어야 할 것이다.

참고문헌

김봉옥. 임상 보행 분석의 방법. 대한재활의학회지, 1994;18(2):191-202, .

Barbara H, Connolly. Therapeutic exercise in developmental disabilities, 1987; 1: 83-94.

French C, Tapp Gonzalez R, and Tronson-Simpson J. Caring for people with multiple disabilities, Therapy skill builders, 1991: 125-127.

Gage JR, Perry JP, Hicks RR, et al. Rectus femoris transfer to improve knee function of children with cerebral palsy, Dev Med Child Neurol, 1987;29:159-166.

Gage JR. Gait analysis in cerebral palsy. London, Mac Keith Press, 1991: 61-117.

Greiner BM, Czerniecki JM. Deitz JC. Gait parameters of children with spastic diplegia: a comparison of effects of posterior and anterior walkers, Arch Phys Rehabili, 1993;74:381-385.

Howell-Garvwy V, Tylkowaki CM, Kates C, Miller GJ. Influence of walkers on the gait of children with cerebral palsy paper presented at the AACPDM, Boston, Oct, 1987.

Levangie PK, Guihan MF, Meyer K et al. Effects of altering handle position of a rolling walker on gait in children with cerebral palsy, Phys Ther, 1989;69: 130-134..

Levangie PK, Chimera M D. and Johnston, ML et al. The effects of posterior rolling walker 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. and Ciccone C. Anterior vs. posterior walker children with cerebral palsy: a gait analysis study, Dev Med

Child Neurol, 1990;32:1044-1048.

Rose J, Medeiros JM. Parker R. Energy cost index as an estimate of energy expenditure of cerebral -palsed children during assisted ambulation, Dev Med Child Neurol, 1989:27:485-490.

Skrotzsky K. Gait analysis in cerebral palsy and nonhandicapped children, Arch Phys Rehabil, 1983;64: 291-295.

Tecklin SJ. Pediatric physical therapy, 1989;14:68-105.

Wilson J. Selecting and using posture walkers for children with cerebral palsy, Totline, 1990;14(2):15-16.