

정상아와 편마비 뇌성마비아의 삼차원 보행분석

대구대학교 재활과학대학원
이진희
대구대학교 재활과학대학 물리치료학과
배성수, 김중선

Three-Dimensional Video Analysis of the Gait Patterns in Normal Children and Hemiplegic Children with Cerebral Palsy

Lee, Jin-Hee, P.T., M.S.

Graduate School of Rehabilitation Science, Taegu University

Bae, Sung-Soo, P.T., Ph.D. Kim, Chung-Sun., P.T., Ph.D.

Dept. of Physical Therapy, College of Rehabilitation science, Taegu University

<Abstract>

The purpose of this study was to analyse the gait patterns of two female children with hemiplegic cerebral palsy by using the three-dimensional video motion analysis technique. Case 1 has mild spastic hemiplegia on the right side while Case 2 has moderate spastic hemiplegia on the left side. A group of 10 normal female children of the same age(7-8 years old) were selected as the control group for comparison. Time and distance variables as well as the Center of Mass displacement, and the pelvic and joint motions in three anatomical planes were analysed for this purpose. The following observations were made through the analysis :

Case 1 revealed an asymmetrical gait pattern in which the step length of the unaffected side was shorter than that of the affected side, which was a result of the effort to minimize loading on the affected leg by shortening the swing phase of the unaffected leg. Case 1 scored similar phase ratios, cadence and walking velocity to the normal group. A slight posterior tilt of the pelvis was observed throughout the gait cycle. Less hip and knee flexion than the normal group was observed, and demonstrated hyperextension of the knee in the terminal stance phase. The main problem in case 1 originated from the insufficient dorsiflexion of the affected foot during the swing phase. Therefore, Case 1 has difficulty with foot clearance in the swing phase. Usually, this is compensated for by using excessive hip abduction and medial rotation in conjunction with trunk elevation as well as increased vertical displacement of the center of mass. Case 1 revealed a foot-flat initial contact pattern.

Case 2 was characterized by a consistent retraction of the affected side of the body throughout the gait cycle. As a result, an asymmetrical gait pattern with increased stance phase ratios of the unaffected side was observed. In spite of this the step lengths of both sides were similar. Case 2 scored lower cadence and walking speed than the normal group with lower gait stability. The main problem in Case 2 originated from an excessive plantarflexion of the affected foot which, in turn, resulted in high hip and knee flexion. Hyperextension of the knee was observed at mid-stance, and excessive anterior tilt of the pelvis throughout the gait cycle was noticed. A gait pattern with high hip abduction and medial circumduction was maintained for the stability in the stance phase and foot clearance in the swing phase. Case 2 revealed a forefoot-contact initial contact pattern.

I 서 론

1. 연구의 의의

보행은 태어나면서부터 오랜 기간에 걸쳐 일어나는 신경근육계, 생체역학적 그리고 운동 기능학적 변화의 절정으로 이루어진 지극히 복잡한 운동 패턴 중의 하나이며(Beck, Andriacchi, Kuo and Fermier, 1981), 머리, 목, 체간이 서로 정상적인 선열을 유지하는 동안 상호 교대적인 운동을 허용하는 적절한 관절가동범위와 안정성을 필요로 하고, 부가적으로 특별한 패턴의 근육 협응, 협력 운동과 상호 신경지배에 따른 선택적인 조절과 작용을 필요로 한다(Wilson, 1987). 보행에서 하지는 기본적으로 체중부하 구조이며 안정성과 균형을 유지하고, 머리 체간, 팔과 상호 연관성을 가지며 신체를 전방으로 추진시키고 이동에 필요한 기본적 운동을 제공한다(Galley and Foster, 1987).

보행 성숙에 관해서는 근력과 체지 동역학 이론(muscle strength and limb dynamics), 고위의 뇌기능 이론(higher cerebral functioning: cognition and motivation)과 척수상 기전(supraspinal system)을 포함한 신경 재모델링 이론(neural remodelling)과 부위간 연결신경로(transcortical pathway)이론 등 수많은 이론들이 제안되고 있다(Leonard, Hirschfeld and Forssberg, 1991). 이러한 보행 성숙 이론을 기초하여 보행 성숙은 대개 5세에 이루어지나, 청소년 기에도 보행패턴은 수정된다(Menkveid, Knipstein and Quinn, 1988). 정상아의 보행패턴은 보행속도와 연령에 의존하며, 신장은 연령에 따라 증가하고, 그 결과 보행속도가 변화하므로 성장기에 있는 정상아의 보행을 적절히 분석하기 위해서는 연령, 신장, 보행속도의 차이를 고려해야 한다(Beck 등, 1981).

뇌성마비는 미성숙 뇌의 병변이나 장애로 인하여, 태아시 또는 생후 첫 2년 이내에 일어나는 비진행성 장애를 말하며, 운동과 자세조절력을 상실한다(Winter, Gage and Hicks, 1987). 그 결과 이들의 이동 기전 결함은 패턴 생성을 돕는 기본 회로의 손상, 척수 반사와 그것을 조절하는 하행성 기전 성숙의 실패와 근육의 역학적 특성 변화에 그 원인을 돌리고 있다. 뇌성마비아의 보행 패턴에서도 발달학적 변화가 일

어나지만 정상적인 순서를 따른 성숙된 보행패턴을 습득하지는 않으며, 그 원인은 정상 보행 패턴 발달에 관여하는 감각운동성 피질의 손상으로 본다(Leonard 등, 1991).

편마비 뇌성마비아는 전두면상에서 신체의 한측이 정상이거나 정상과 유사한 반면, 다른 한측이 손상된 편측성 운동장애를 말한다(Gage, 1991). Molar (1985)는 경련성 편마비아의 대부분은 2세에 보행을 시작하고, 3세에 모두가 보행을 한다고 하였다. 그러나 이들의 보행은 손상된 측과 덜 손상된 측간의 비대칭성 때문에 나이가 들어감에 따라 비정상 보행은 현저해지고(Wilson, 1987), 자세조절력과 균형 능력이 저하되며 그에 대한 보상작용으로 덜 손상된 체지의 유각기는 짧고 입각기가 연장된 비대칭적 보행이 나타나게 된다(Norlin and Odenrick, 1986). 편마비 뇌성마비아의 비정상적인 보행은 신경학적 손상으로 인한 변위와 환경에 대한 이차적 적응 결과의 복잡성 때문에 관찰적 보행분석에 의한 주관적 사정은 신뢰할 수 없으므로(Perry, 1992; Gage and Koop, 1995), 비정상 보행을 정확하게 알아내고 치료 결과를 사정하는데 이용되는 보행분석은 정확하게 이루어져야만 한다. 뇌성마비와 같은 신경근육계 질환에서, 보행분석은 비정상 보행을 정확히 판별하고 특수한 치료 결과를 평가하는데 이용되고(Gage and Koop, 1995), 보행의 일차적 문제와 이차적 보상작용은 3차원식 컴퓨터화된 동작측정체계를 사용하여 가장 정확하게 분석할 수 있다(Rose, Ounpuu and Deluca, 1991).

보행분석 체계는 관찰적 보행분석에서 컴퓨터화된 3차원 분석에 이르기까지 다양하다(Harris and Wertsch, 1994). 관찰적 보행분석은 임상현장에서 가장 흔히 사용되어지고 있는 기술이다. 보행의 질적인 묘사는 상, 하지와 체간의 안정성과 균형, 속도와 조절력, 대칭성과 운동패턴을 관찰함으로써 이루어진다. 이러한 기술은 환자의 전반적인 보행패턴에 대한 일반적인 정보를 제공한다. 그러나 관찰적 보행분석의 큰 제한점은 관찰과 같은 특수한 보행 특성들의 객관적 측정이 어렵다는 것이다(Rose 등, 1991). 초기의 보행분석은 재건 수술의 적합성, 수술후 평가, 의족의 적합성 평가에 목적이 있었으나, 많은 연구가 진행됨에 따라 현재는 모든 장애 요인을 분석하기 위해 사용되어지고 있다(Perry, 1992). 80년대 중반

까지만 해도 운동분석은 대개 2차원 수준에 머물러 있었고, 배율법(multiplier method)이 분석의 주종을 이루었으나, 지금은 DLT(direct linear transformation)방식을 이용하는 3차원 분석이 흔히 사용되어지고 있다(권영후, 1996). 컴퓨터 파워의 향상과 생체공학 분야의 과학적 진보는 특수하고 다양한 보행 특성들의 세밀한 분석을 가능하게 했다. 즉 운동학적 분석-관절각과 각속도, 각가속도, 운동역학적 분석-관절힘, 모멘트와 작업을, 지면반작용력 분석, 근전도활동과 에너지 소비에 관한 분석들이다(Harris and Wertsch, 1994). 1990년대에 들어와서는, 인체 운동의 3차원 분석이 본격적으로 시작되었는데, 자료 포착을 위해 고속 카메라, 비디오 카메라, 필트젠사진 체계가 사용되었다(Ladin, 1995). 현재 국내에선 객관적 보행분석을 위한 설비가 보편화되어 있지 않고 주관적 평가에 주로 의존하고 있다. 최근에 들어와 체육학 분야에서는 동작분석 연구가 점차적으로 활성화되어져 가고 있는데 반해 임상분야에서의 동작 분석 접근은 거의 이루어지지 않고 있으며, 특히 3차원 동작분석법을 이용한 보행분석 논문은 거의 없는 실정이다. 본 연구는 앞으로 보행분석에 광범위하게 사용될 것으로 기대되는 3차원동작분석법을 이용해 편마비 뇌성마비아의 비정상보행을 분석하는데 연구의 의의를 두었다.

2. 연구 목적

본 연구의 목적은 7-8세인 두명의 편마비 뇌성마비아의 보행패턴을 분석해 정상보행과의 차이를 알아보는 것이다. 기준자료를 위해 동일 연령의 정상아 10명을 대조군으로 설정했으며, 다음의 변인들을 다루었다.

- 1) 보행의 시간과 거리 변인들
- 2) 무게중심 이동변화
- 3) 세 운동평면에서 골반과 하지의 운동패턴
- 4) 시상면상에서 보행의 주요 이벤트별 관절운동 변화

3. 연구의 제한성

- 1) 대상자의 보행속도를 통제하지 않고 자유보행속도로 실험을 하여, 속도 차이에 따른 보행변인들의 변화를 고려하지 않았다.
- 2) 정상아의 샘플링 결과, 본 연구에 참여한 10명이

정상아를 대표하는 데는 한계가 있다.

3) 본 연구는 운동학적 분석에만 중점을 두어, 근전도 분석이나 힘과 관련된 운동역학적 분석 결과에 따른 비정상 운동 원인을 파악 할 수는 없었다.

4. 용어 설명

1) 동작분석(motion analysis) : 녹화된 영상으로부터 분석의 대상이 되는 운동체의 운동상태에 관한 정보를 추출하는 분석방법을 말한다.

2) 동조(synchronization) : 2대 이상의 카메라를 사용하거나 지면반력판을 동시에 사용할 경우 각각의 카메라 관찰과 지면반력 정보가 동일한 시각체계가 되도록 맞추는 방법을 말한다.

3) DLT방식(direct linear transformation) : 이 방법은 Abdel-Aziz와 Karara(1971)에 의해 처음 소개되었다. 실좌표를 알고 있는 여러개의 통제점들을 필요로 하며, 통제점의 실좌표와 디지털이징된 좌표간의 관계식으로 카메라 설치조건(DLT계수)을 구한 후, DLT계수와 연구대상자 인체관절의 2차원 좌표를 이용하여 연구대상자 인체관절의 3차원 실공간 좌표를 얻는 방법이다.

4) 디지털이징(digitizing) : 촬영한 대상이 영상평면내의 좌표계에서 어떻게 위치하고 있는가를 알아내는 수치화 단계를 말한다.

5) 보간(interpolation) : 촬영한 상의 디지털화장 과정에서 시간(t)과 디지털화프레임(y)간의 그래프가 3차 연결함수에 의해 연속곡선이 되도록 하는 방법을 말한다.

6) 필터링(filtering) : 3차원 좌표값을 계산할때 여러가지 원인에 의해 노이즈(noise)가 발생하는데 이러한 노이즈에 의한 오차를 제거 하는 방법을 말한다. 저역통과필터(low pass filter) 방법이 많이 사용된다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

정상아 연구대상은 이동기전과 일상생활이 정상적이며 이상보행의 과거력 및 현병력이 없는 7-8세(생리적 연령을 기준)의 정상아 10명을 대상으로 하였고, 편마비 뇌성마비아 연구대상은 물리치료사와

소아신경전문의가 조사한 병력에 의존해, 보조없이 독립보행이 가능하고 정상적인 인지 기술을 가진 7-8세의 편마비 뇌성마비아 2명을 대상으로 하였다. 변인을 최소화하기 위해 성별은 여아로 통일하였다 (Table 1).

본 연구에 참여한 편마비 뇌성마비아 병력에 있어서, 사례 1은 7.8세의 오른쪽 편마비이며, 증상별 형태는 경련성이고 장애 정도는 경도(mild)이다. 출생시 체중은 3.2kg으로 만기출산하였고, 출산 8개월 후부터 이상징후가 나타나 1세때 오른쪽 편마비로 진단받았다. 그후 물리치료와 작업치료를 받았으며, 운동발달지연을 보이다가 독립보행은 2세 무렵에 하였고, 수술이나 보조기를 착용한 병력은 없다. 인지력과 언어 표현력과 이해력은 정상에 가깝고, 보행시 상지의 연합반응이 나타나며, 관절운동범위 검사시 관절구축은 없으나, 보행시 비정상 보행패턴을 보였다.

사례 2는 7.9세의 왼쪽 편마비이며, 증상별 형태는 경련성이고 장애 정도는 중정도(moderate)이다. 출생시 체중은 3.5kg으로 만기출산하였고, 출생시 뇌 출혈(intracerebral hemorrhage)이 있어 2개월후 수술을 했다. 그후 경련을 하여 항경련제를 투여받았고, 운동발달이 지연되다가 3세 무렵에 독립보행을 하였으나 이 무렵 AFO를 양측으로 사용했다. 경미한 정신지체를 보이며, 보행시 상지와 하지에서 비정상 패턴을 보이며 발목의 침내반족 형태가 심하게 관찰되었다. 보행시 상체를 움크리며 걷는다.

Table 1. Subject's Characteristics

Item \ Subject	Noramli Mean(SD)	Case 1	Case 2
Age (years)	7.52(0.58)	7.80	7.90
Height (cm)	123.07(4.33)	131.00	137.10
Weight (kg)	23.58(2.69)	33.50	36.40
Leg Length(cm)			
Right	64.40(3.18)	72.50	76.10
Left	64.45(3.18)	72.60	74.00

Case 1 : Mild, Rt hemiplegia

Case 2 : Moderate, Lt hemiplegia

2. 실험

1) 인체 측정

대상자의 인체측정은 한국체육과학연구원 측정평

가실험실의 Martin 측정계를 사용해 측정하였다. 신장, 몸무게, 다리길이를 측정하였고, 부가적으로 관절중심 위치추정을 위해 무릎과 발목 너비(체지의 판상면상에서), 양쪽 상전장골극(anterior superior iliac spine : ASIS)간 거리, ASIS와 대전자간 거리(시상면상에서)를 측정하였다.

측정방법

- 다리길이 : 바로누운자세에서 줄자를 이용해 대상자의 ASIS에서 내측과까지의 거리를 양측으로 측정하였다.

- 무릎너비 및 발목너비 : Martin 측정기를 이용해 바로선자세에서 대상자의 내외측상과의 너비와 내외측과간의 너비를 측정하였다.

- ASIS와 대전자간 거리 : 바로누운자세에서 ASIS와 대전자를 축지해 수직표시를 한 다음 시상면상에서의 수직거리를 측정하였다.

2) 장비 및 절차

피험자의 보행동작 촬영에는 4대의 비디오 카메라(Panasonic D5100)를 사용하였고, 좌우 측에 각각 2대씩 설치하여 측면에 부착한 마크의 관찰이 용이하게 하였다. 카메라간의 설치조건을 미리 측정하거나 통제하지 않고 실험상황에서 마크가 잘 보이게 설치했으며, 단 실험이 종료될 때까지 카메라 렌즈가 움직이지 않게 하였다. 카메라간의 동조를 용이하게 하기 위하여 비디오 화면에 시각코드를 삽입해 주는 SMPTE(society of motion picture and television engineers)시각코드합성기(Horita SR-50)를 사용하였다.

지면과 발 사이에 작용하는 힘의 크기를 측정하기 위하여 2대의 지면반력판(AMTi ORG-6)을 동시에 사용하였고, 지면반력 자료와 동작분석 자료의 동조를 위하여 이벤트동조기(Peak ESU-4000)를 사용하였다. 동조신호용 스위치를 누르면 비디오 화면에 가로 세로 약 5mm 정도의 사각 블록이 나타나며, 스위치 전압은 지면반력용 A/D 변환기의 채널에 접속하였다. 블록이 처음 나타나는 비디오 프레임과 스위치 전압의 변화가 나타나는 샘플을 서로 동조시켜 동조 조건을 확보하였다.

실험 공간 중심을 기준으로 전후 1m 위치에 광전지를 설치하여 평균 보행속도를 측정하였고, 이를 위하여 광전지 전압을 지면반력판용 A/D 변환기의 채널에 접속하였다(Fig. 1).

실험 공간의 캘리브레이션을 위해 길이 2m, 높이, 폭 각 1m의 통제점틀을 사전에 촬영하였고, 통제점틀을 치운 다음 카메라 설치조건을 그대로 유지한 채 대상자의 운동을 촬영하였다. 통제점틀에는 60개의 통제점(control point)들이 표시되어 있는데, 통제점틀은 정밀한 측정을 통해 그 실좌표를 이미 알고 있는 점들을 말하며, 통제점틀의 실좌표와 상평면에 맺힌 영상에서의 통제점틀의 좌표는 카메라 설치조건 계산에 이용하였다(Fig. 2)

컴퓨터가 인체마커를 스스로 인식하여 추적할 수 있도록 반사형 마커와 조명을 사용하였다. 마커의 부착위치는 Newington Children's Hospital(NCH)에서 개발한 프로토콜을 이용하였다(Davis, Ounpuu, Tyburski and Gage, 1991). 각 분절이 새개의 마커에 의해 정의 되어지고 양측에 사용한 총 마커 수는 22개였다(Fig. 3). 마커의 부착위치는 다음과 같다.

- 골반: 오른쪽 왼쪽 ASIS에 각각 하나의 마커를 부착하였고, 양 ASIS와 PSIS에 의해 형성된 평면에 위치하도록 천골부위에 하나의 마커를 부착하였다.
- 대퇴: 세 마커를 견고한 단일체 형태로 만들어 외측상과에 부착했다. 대퇴중간점(thigh-mid)과 대퇴상단점(thigh-top)의 마커 위치는 대퇴평면을 정의하도록 적절히 정하고, 대퇴중간점(thigh-mid)은 막대봉 마커 형식으로 만들었다.
- 하퇴: 세 마커가 하퇴운동을 정의하는데 사용되었다. 한 마커는 외측과에 붙이고, 두 마커는 단일체 형태로 만들어 외측상과 수직선에 맞게 부착했다. 하퇴중간점(shank-mid)은 막대봉 마커 형식으로 만들었다.

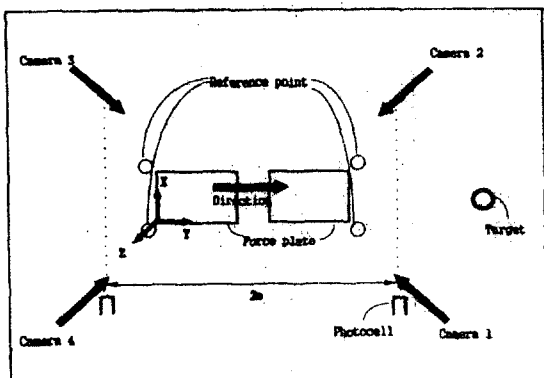


Fig 1. Camera setting for the videotaping

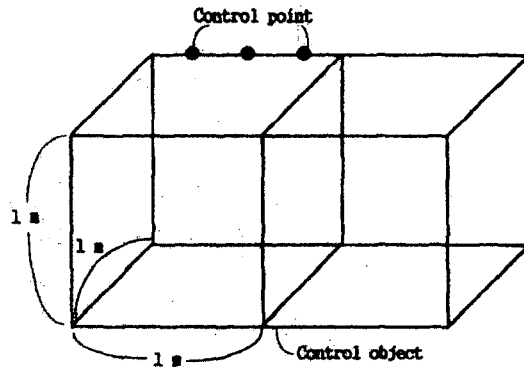


Fig 2. Control object and control points.

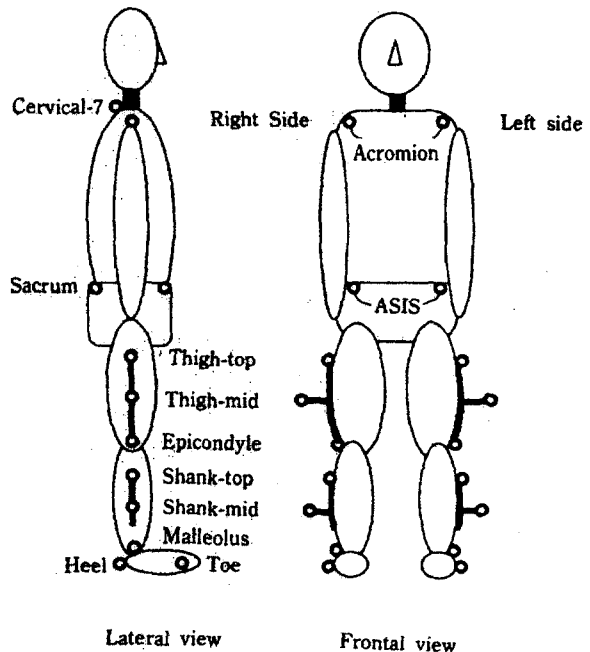


Fig 3. Location of the Passive retroreflective markers.

• 발 : 제 5중족골두의 외측면과 발뒤꿈치에 부착했다.

• 체간 : 양 견봉과 경추 7번 극돌기에 부착했다.

실험의 일관성을 위하여 대상자의 인체 측정, 마크 붙이기 및 실험진행 절차는 실험 전과정 동안 동일한 보조자가 실시하였다.

3) 자료 수집

대상자는 수영복을 입고 맨발 상태로 위의 체계에 따라 반사형 마커를 신체부위에 부착한 다음, 실험실 환경에 익숙해지고 가장 자연스런 스텝과 보행속도를 익히도록 충분한 연습을 시도했으며, 특히 보행로 중간에 있는 힙판을 인식해 조준된 스텝을 하지 않도록 하였다. 보행 전 대상자는 힙판위에 올라가 체중을 재고, 정면을 보며 양팔을 가슴에 교차시켜 선자세를 먼저 촬영하였다. 그런 다음 대상자는 전면 벽면을 보고 견개해 힙판을 인식하지 못하게 하였고, 적절한 자료가 얻어질때까지 시작위치를 조금씩 바꾸어가며 여러번 견개 하되 대상자가 피로를 느끼지 않는 범위내에서 반복하였다. 주의할 점은 편마비 뇌성마비가 자료수집시에는 보행에 영향을 주는 근육긴장도가 변하지 않게 조용하고 정돈된 실험실 환경을 조성하였고, 각 대상자가 힙판을 정확하게 지나며 일정한 보행속도로 걷는 3회의 성공적 시도를 선별하여 분석자료로 사용하였다.

4) 자료 처리

인체마커의 3차원 좌표 계산에는 DLT방식(Abdel-Aziz and Karara, 1971)을 사용하였고, 통제점과 인체점 마크의 디지털이징에는 KWON3D Video Motion Analysis System(Kwon, 1994a)을 사용하였다. 디지털이징 과정에서, 카메라 1번과 4번은 신체 오른쪽 마커점들을 카메라 2번과 3번은 신체 왼쪽의 마커점들을 디지털이징하였고, 신체 후면에 있는 천골점(sacrum point), 경추점(C-7 point)과 발뒤꿈치점(heel point)은 카메라 3번과 4번에서 디지털이징했으며, 신체 전면의 양 견봉점(acromion point)과 ASIS점은 카메라 1번과 3번에서 디지털이징하였다. (Fig. 1). 각 신체표면 마커는 적어도 두대의 카메라에서 디지털이징 되어야만 좌표값 계산이 가능하였다. 팔 흔들림이나 이상보행으로 가려진 마크는 누락점(missing point)으로 처리한 후 자료처리 과정에서 보간법(interpolation)을 사용하였고, 보행전 힙판위에서의 선자세는 10 프레임씩, 보행은 완전한

보행중기를 관찰하기 위해 80 프레임씩 네카메라에서 각각 디지털이징하였다.

통제점의 디지털이징 좌표와 실제좌표를 이용하여 카메라 설치조건을 계산하였고, 이를 인체마커의 실제좌표 계산에 사용하였다. 계산된 인체마커의 실제좌표에 포함된 실험오차를 제거하기 위해 Butterworth 저역 필터를 이용하여 필터링하였다. 필터링된 인체마크의 좌표로부터 관절중심의 위치를 계산하였고, 관절중심 좌표를 이용하여 관절각과 같은 여러가지 각 변인을 계산하였다.

3. 자료 분석

자료 처리후 다음 보행 변인들을 분석했다. 즉 보행속도(velocity), 보폭(stride length), 발짝 길이(step length), 분당 발짝수(cadence), 보행주기율(gait cycle time : swing time과 stance time), 무게중심 이동변화, 관절 운동 패턴과 골반 정위 각을 분석했다.

발짝 길이와 유각기와 입각기 비율은 보행 대칭성 분석을 위해, 보행주기에 소요된 시간은 보행 안정성 분석에, 보행속도는 보행의 기능 분석에 이용하였다.

관절 운동학 분석에서는, 보행주기시 세 운동면에서의 각 관절운동 패턴과 각 변화를 분석했다. 보행사건(event)과 국면(phase)은 다음과 같이 -초기 닿기(initial contact : IC), 부하 반응(loading response : LR), 중간 입각기(mid stance : MST), 말기 입각기(terminal stance : TST), 전 유각기(preswing : PSW), 초기 유각기(initial swing : ISW), 중간 유각기(mid swing : MSW) -정했다(Fig. 4). 골반 운동은 시상면상에서의 전-후 경사, 관상면에서의 상-하 경사, 횡단면상에서의 수평회전을 분석했다. 특히 편마비아 보행에서는 발의 초기닿기 패턴을 분석했다.

이들 변인들은 정상아와 편마비아 모두에서 양측성으로 모아지고 분석하였다. 정상아의 분석 자료들은 통계처리하여 평균값(최대값과 최소값 언급)과 표준편차를 구해 기준자료로 삼고, 각 사례별 편마비아 분석 자료들은 기준자료와 비교 분석하였다.

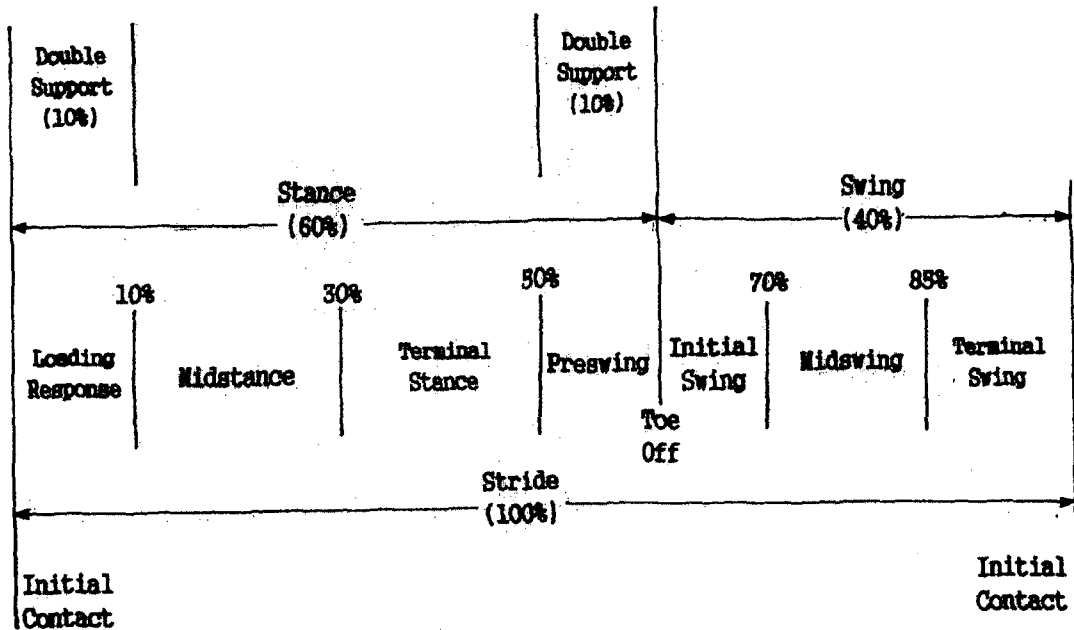
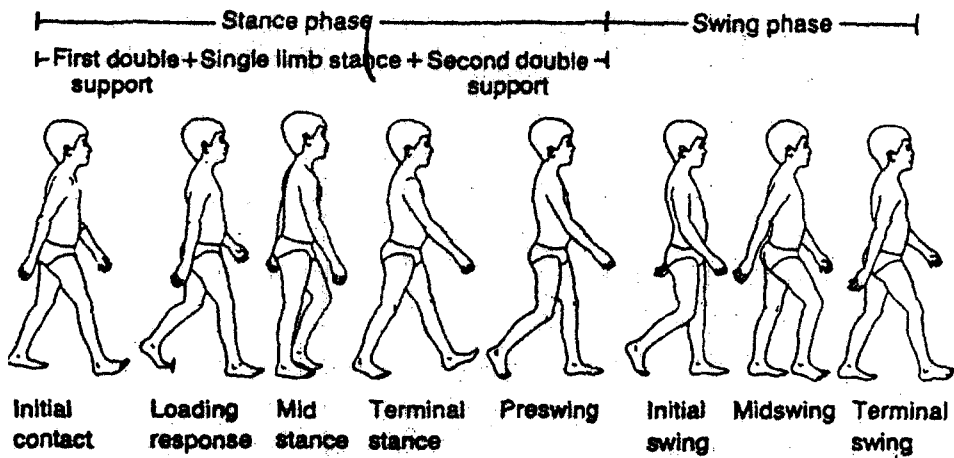


Fig 4. Terminology for gait cycle

III. 결 과

1. 보행의 시간과 거리 변인 분석

정상그룹과 편마비 뇌성마비아 보행의 시간과 거리 변인 분석결과는 Table 2와 같다. 정상그룹의 평균 보폭은 115.27cm였고, 사례 1과 사례 2의 보폭은 각각 116.9cm와 115.6cm였다. 발자국 길이의 경우, 정상그룹은 오른쪽 왼쪽이 각각 58.97cm, 56.19cm였으며,

사례 1은 정상측과 편마비측이 각각 43.8cm, 63.1cm였고, 사례 2는 56.8cm, 58.8cm였다. 사례 1과 사례 2의 보폭과 발자국길이는 정상그룹과 유사했는데, 이는 신장과 다리길이의 차이 때문이다. 편마비 뇌성마비아의 경우 정상측과 편마비측의 발자국 길이에겐 비대칭을 보였고, 편마비측 발자국길이가 정상측보다 길었다.

보행주기 비율에서 정상그룹은 대칭성 보행 특징을 보여, 입각기 대 유각기 비율이 59.08%/40.92%를 보

였다. 편마비 뇌성마비아의 경우, 정상측의 입각기 대 유각기 비율은 사례 1의 경우 61.8%/38.2%였고, 사례 2는 63.3%/36.7%였다. 편마비측의 입각기 대 유각기 비율은 사례 1의 경우 57.3%/42.7%였고, 사례 2는 54.1%/45.9%였다. 편마비아의 경우 정상측의 입각기 비율과 편마비측의 유각기 비율이 증가되었다.

정상그룹의 분당발작수와 보행속도는 각각 136.91steps/min, 131.14cm/sec였다. 사례 1의 분당발작수와 보행속도는 각각 134.8steps/min, 128.8cm/sec였고, 사례 2는 122.4steps/min, 111.5cm/sec로 정상보다 분당발작수는 감소하였고 보행속도는 느렸다.

Table 2. Comparison of time and distance variables

Variables \ Subject	Normal Mean (SD)	Case 1	Case 2
Stride length (cm)	115.27(6.65)	116.90	115.60
Step length (cm)			
Right	58.97(3.26)	63.10	56.80
Left	56.19(3.39)	53.80	58.80
Stance time (%)			
Right	59.08(1.56)	57.30	63.30
Left	59.23(2.47)	61.80	54.10
Swing time (%)			
Right	40.92(1.57)	42.70	36.70
Left	40.77(2.57)	38.20	45.90
Cadence (steps/min)	136.91(8.91)	134.80	122.40
Velocity (cm/s)	131.14(7.16)	128.80	111.50

Case 1 : Mild, Rt hemiplegia
Case 2 : Moderate, Lf hemiplegia

2. 보행이벤트별 시간 비율

보행이벤트별 시간 비율에서, 정상그룹은 대칭성 보행으로 간주해 오른쪽측의 패턴을 보았고, 편마비

Table 3. Time percentage of each gait event

Subject Event(%)	Normal Mean(SD)	Case 1	Case 2
LR	9.09(1.20)	7.90	8.20
MST	34.32(1.20)	32.60	29.60
TST	44.71(1.88)	40.40	43.70
PSW	59.08(1.56)	57.30	54.10
MSW	88.48(1.49)	87.60	87.40

Case 1 : Mild, Rt hemiplegia
Case 2 : Moderate, Lf hemiplegia
LR : loading response
MST : mid stance
TST : terminal stance
PSW : pre swing
MSW : mid swing

뇌성마비아는 편마비측 하지의 패턴을 보았다. 정상 보행의 한주기를 초기 닿기에서 다음 초기 닿기까지를 0%와 100%로 구분할때, 부하반응은 9.09%, 중간입각기는 34.32%, 닿기입각기는 44.71%, 전유각기는 59.08%, 초기유각기는 76.69%, 중간유각기는 88.48%로 나타났다(Table 3).

3. 무게중심 이동 변화

한 보행주기동안 좌우 방향과 수직방향으로의 무게중심 이동변화를 최대값과 최소값의 차이로 범위를 분석해 보았다. 정상그룹의 경우, 좌우 방향으로의 평균 무게중심 이동범위는 3.34 ± 0.99 cm였고, 수직방향으로의 이동범위는 3.47 ± 0.49 cm였다. 사례 1의 경우, 좌우방향으로는 3.3cm, 수직방향으로는 5.5cm였고, 사례 2의 경우는 좌우방향으로 4.9cm, 수직방향으로 4.8cm로 정상그룹보다 크게 나타났다(Table 4).

Table 4. The change of center of mass in one gait cycle.

Item \ Subject	Normal Mean(SD)	Case 1	Case 2
Lateral excursion (cm)	3.34(0.99)	3.30	4.90
Vertical excursion (cm)	3.47(0.49)	5.50	4.80

Case 1 : Mild, Rt hemiplegia
Case 2 : Moderate, Lf hemiplegia

4. 운동학적 분석

1) 시상면상 분석

시상면상에서, 한 보행주기동안 각 관절운동범위의 최고값과 최저값은 Table 5와 같고, 그래프는 Fig 5와 Fig 6과 같다. 끝반에서, 정상그룹은 전 보행주기동안 최고 전방경사값이 9.64도로 10도 내외의 전방경사를 보였고, 사례 1은 최고 4.7도의 전방경사와 최저 6.9도의 후방경사를, 사례 2는 전 보행주기동안 최고 30.7도 최저 18.9도의 과도한 끝반 전방경사를 나타내었다.

고관절에서, 정상그룹은 41.35도의 최고 굴곡과 17.13도의 신전을 보였고, 사례 1은 28.3도의 최고 굴곡과 25.4도의 신전을 보였다. 사례 2는 77.2도의 최고 굴곡에서 1.2도의 굴곡을 보였다.

슬관절에서, 정상그룹은 74.5도의 최고 굴곡과 6.6도의 신전을 보였다. 사례 1은 56.7도의 최고 굴곡과

3.2도의 파신전을 보였고, 사례 2는 90도의 최고 굴곡과 2도의 파신전을 보였다.

족관절에서, 정상그룹은 74.57도의 배측굴곡과 111.58도의 저측굴곡을 보였고, 사례 1은 86.7도의 배측굴곡과 127도의 저측굴곡을, 사례 2는 전 보행 주기동안 최고 155.4도 최저 102.4도 범위의 저측굴곡을 보였다. 시상면상에서의 각 관절운동 중 가장 큰 운동변화를 보인 관절은 슬관절이었고, 대상자 중에서는 사례 2가 모든 관절에서 가장 큰 운동변화를 보였다.

Table 5. Maximum angles in pelvic, hip, knee and ankle joint motion in the sagittal plane

Item	Subject	Normal Mean (SD)	Case 1	Case 2
Pelvic				
Anterior tilt		9.64(51.47)	4.70	30.70~18.90
Posterior tilt		-	-6.90	-
Hip				
Flexion		41.35(9.11)	28.30	77.20
Extension		-17.13(6.06)	-25.40	1.209
Knee				
Flexion		74.50(5.34)	56.70	90.00
Extension		6.61(2.21)	-3.20	-2.00
Ankle				
Dorsiflexion		74.57(4.68)	86.70	-
Plantaflexion		111.58(4.00)	127.00	155.40~102.40

Case 1 : Mild, Rt hemiplegia
 Case 2 : Moderate, Lf hemiplegia
 Pelvic : +→Anterior tilt, -→Posterior tilt
 Hip : +→Flexion, -→Extension
 Knee : +→Flexion, -→Hyperextension

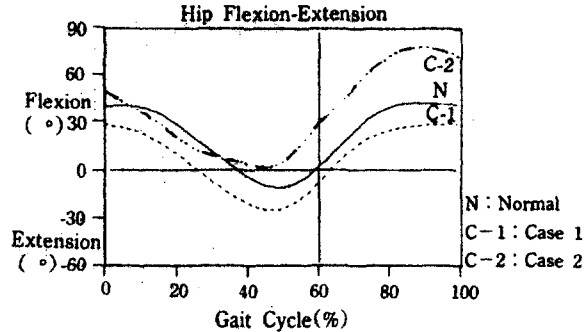
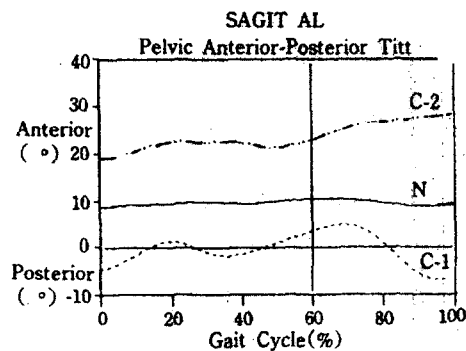


Fig 5. Kinematics of the pelvic and hip joint in the sagittal plane. One gait cycle is depicted and is normalized to 100% of stride. The pelvic is measured with respect to laboratory coordinates. The hip angle is the angle between pelvic and thigh segments.

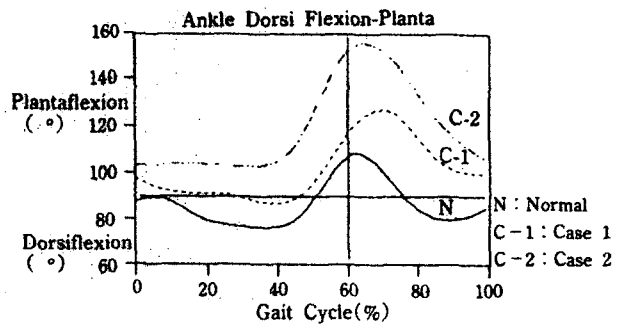
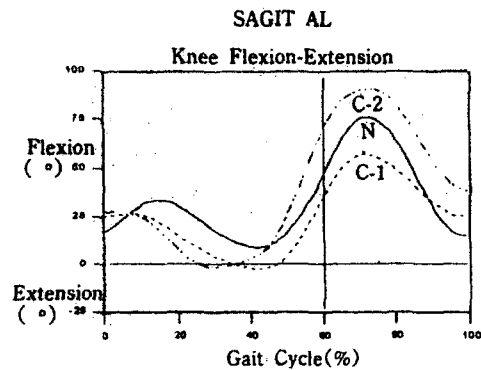


Fig 6. Kinematics of the knee and ankle joint in the sagittal plane. The knee angle is the angle between thigh and shank segments. The ankle angle is the angle between shank and foot segments.

2) 관상면상 분석

관상면상에서, 한 보행주기동안 각 관절운동범위의 최고값과 최저값은 Table 6과 같고, 그래프는 Fig 7과 같다. 골반에서, 정상그룹은 골반거상이 3.93도, 골반하강이 3.79도의 범위를 보였고, 사례 1은 전 보행주기동안 최고 7.9도 최저 0.4도의 골반하강을 보였고, 사례 2는 전 보행주기동안 최고 14.5도 최저 5.4도의 골반하강을 보였다. 고관절에서, 정상그룹은 6.17도의 고관절 내전과 6.29도의 고관절 외전을 보였다. 사례 1은 2.2도의 고관절 내전과 14.5도의 고관절 외전을 보였고, 사례 2는 전 보행주기동안 최고 19.2도 최저 3.5도의 과도한 고관절 외전을 보였다.

Table 6. Maximum angles of pelvic and hip joint motion in the coronal plane

Subject Joint	Normal Mean (SD)	Case 1	Case 2
Pelvic			
Elevation	3.93(1.93)	-	-
Depression	-3.79(1.01)	-7.90~-0.40	-7.90~-0.40
Hip			
Adduction	6.17(1.95)	2.20	-
Abduction	-6.29(1.87)	-14.50	-19.20~-3.50

Case 1 : Mild, Rt hemiplegia
 Case 2 : Moderate, Lt hemiplegia
 Pelvic : +→Elevation, --→Depression
 Hip : →Adduction, --→Abduction

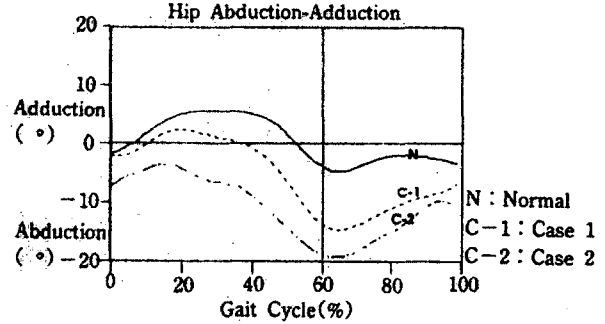
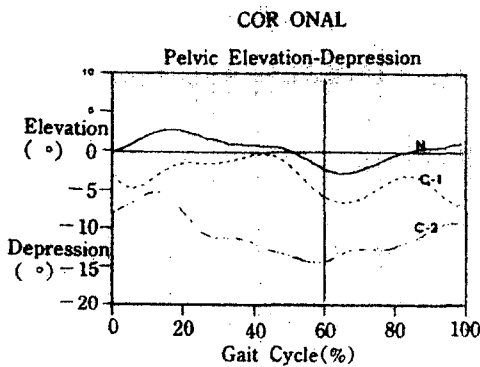


Fig 7. Kinematics of the pelvic and hip joint in the coronal plane.

3) 횡단면상 분석

횡단면상에서 한 보행주기동안 각 관절운동범위의 최고값과 최저값은 Table 7과 같고, 그래프는 Fig 8과 같다. 골반에서, 정상그룹은 9.58도 내회전과 6.41도의 외회전을 보였고, 사례 1은 한 보행주기동안 최고 19.0도의 골반 외회전과 1.2도의 골반 내회전을, 사례 2는 14.2도의 골반 외회전과 4.6도의 골반 내회전을 보였다. 고관절에서, 정상그룹은 7.71도의 내회전과 7.82도의 외회전의 운동범위를 보였고, 사례 1과 사례 2는 전 보행주기동안 각각 14.7-0.4도, 18.6-1.4도의 내회전을 보였다.

한 보행주기동안의 보행패턴에 관한 stick figure는 Fig 9와 같다.

Table 7. Maximum angles of pelvic and hip joint motion in the transverse plane

Subject Joint	Normal Mean (SD)	Case 1	Case 2
Pelvic rotation			
Internal	9.58(3.58)	1.20	4.60
External	-6.41(2.27)	-19.00	-14.20
Hip rotation			
Internal	7.71(4.14)	14.70~0.40	18.60~1.40
External	÷7.82(3.72)	-	-

Case 1 : Mild, Rt hemiplegia
 Case 2 : Moderate, Lt hemiplegia
 Pelvic : →Internal rotation, --→External rotation
 Hip : +→Internal rotation, --→External rotation

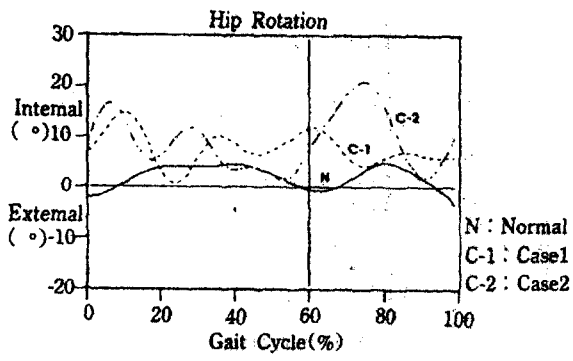
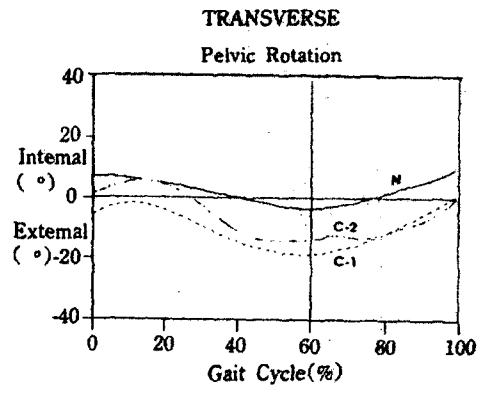
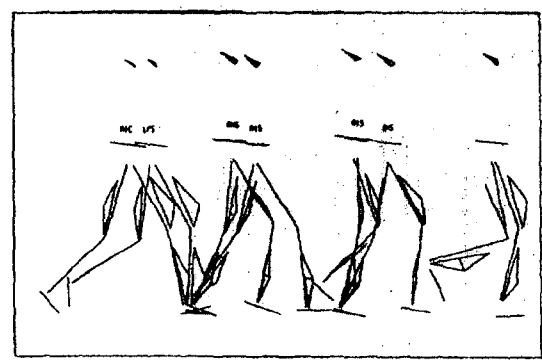
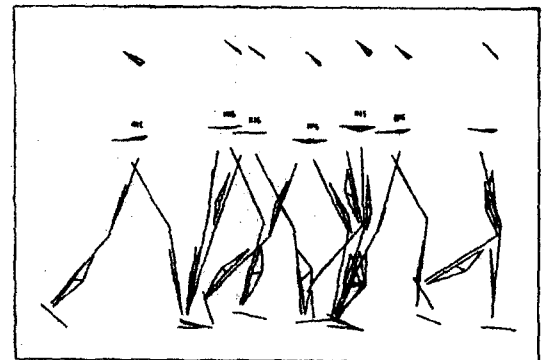


Fig 8. Kinematics of the pelvic and hip joint in the transverse plane

Normal



Case 1



Case 2

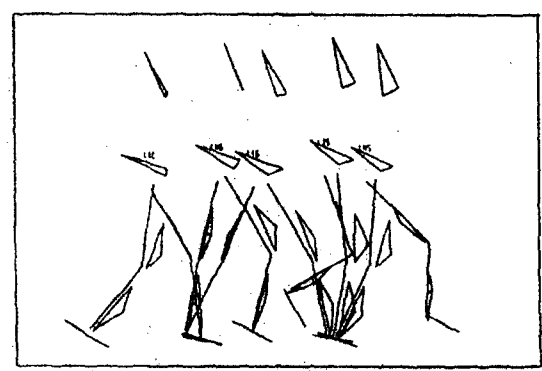


Fig 9. Subject's continuous stick figures

4) 보행 이벤트별 관절운동 변화

시상면상에서, 보행이벤트별 관절운동범위를 분석하였다. 골반에서, 정상그룹의 평균관절운동각과 사례 1과 사례 2의 관절운동각은 Table 8과 Fig 10과 같다. 정상 그룹은 초기 닿기에서 중간유각기까지 10도 이내의 전방경사를 보였으나, 사례 1은 입각기 구간에서 후방경사를 보이다가 유각기 단계에서 약간의 전방경사를 보였고, 사례 2는 초기 닿기에서 중간유각기까지 20도 이상의 과도한 전방경사를 보였다.

고관절 보행이벤트별 일어나는 굴곡, 신전값을 정상그룹과 사례 1과 사례 2를 비교한 결과는 Table 9와 Fig 11과 같다. 정상그룹은 초기닿기시 36.37도의 굴곡상태에서 입각기 단계를 거치며 신전하다가, 말기입각기시 9.41도의 신전을 이루며, 전유각기에 굴곡을 시작하며 이때 고관절은 중립자세를 이루지만 약간의 신전을 보였다. 초기유각기와 중간유각기

를 거치며 고관절은 계속 굴곡한다. 사례1은 초기달기시 27.6도의 굴곡상태에서 신전하다가, 중간입각기와 말기입각기에 정상그룹보다 증가된 고관절 신전을 보였다. 유각기 단계를 거치며 굴곡하지만 굴곡범위는 정상보다 감소하였다. 사례 2는 초기달기시 49.4도의 굴곡상태에서 신전하다가, 중간입각기와 말기입각기에 고관절 굴곡자세를 보이며, 유각기에 정상보다 큰 고관절 굴곡범위를 보였다.

슬관절에서 보행이벤트별 일어나는 굴곡, 신전값을 정상그룹과 사례 1과 사례 2를 비교한 결과는 Table 10과 Fig 12와 같다. 정상그룹은 초기달기에서 부하반응일때 굴곡이 일어나며, 중간입각기와 말기입각기를 거치며 신전하지만 슬관절은 굴곡자세를 보였다. 말기입각기를 지나 전유각기때 슬관절 굴곡이 일어나며 초기유각기때 최대굴곡이 되며, 중간유각기와 말기유각기시 슬관절은 입각기로의 준비단계로 들어가며 신전하였다. 사례 1과 사례 2의 초기달기시 슬관절 굴곡은 각각 25.1도, 27.8도로 정상보다 큰 굴곡을 보였는데, 이는 초기달기시 발목의 저축굴곡 때문이다. 부하반응, 중간입각기와 말기입각기를 지나며 신전하다가, 사례 1의 경우는 말기입각기때 과신전이 나타났고, 사례 2는 중간입각기때 과신전이 나타났다. 전유각기를 지나 다시 굴곡이 일어나며 사례 1은 슬관절 굴곡이 정상보다 감소하였고, 사례 2는 슬관절 굴곡이 증가하였다.

족관절에서 보행이벤트별 일어나는 굴곡, 신전값을 정상그룹과 사례 1과 사례 2를 비교한 결과는 Table 11과 Fig 13과 같다. 정상그룹은 입각기 구간에서 족관절 배측굴곡이 일어나며, 중간입각기때 77.

Table 8. Position of pelvic on each gait event in the sagittal plane Unit : degree(°)

Subject	Normal	Case 1	Case 2
IC	7.10	-4.70	18.00
LR	6.66	-2.70	20.00
MST	7.60	-1.60	22.20
TST	7.98	-1.40	21.50
PSW	7.67	2.60	21.50
ISW	8.28	3.70	25.40
MSW	7.52	-4.50	27.30

Case 1 : Mild, Rt hemiplegia
 Case 2 : Moderate, Lf hemiplegia
 + : Anterior tilt
 - : Posterior tilt

94도의 배측굴곡을 보이며, 전유각기에서 최대 저축굴곡이 일어나고 초기 유각기와 중간유각기에서 다시 배측굴곡이 일어났다. 사례 1의 경우는 초기달기시 97.4도의 저축굴곡을 보이다가 부하반응을 지나 중간입각기때 88.2도의 배측굴곡이 일어났다. 전유각기에 111.5도의 저축굴곡이 일어나며 유각기 동안 배측굴곡 되지않고 저축굴곡되었다. 사례 2의 경우는 초기달기시 103.1도의 저축굴곡을 보였고, 중간입각기를 지나면서도 저축굴곡을 유지하다가 유각기 구간에서는 과도한 저축굴곡을 보였다.

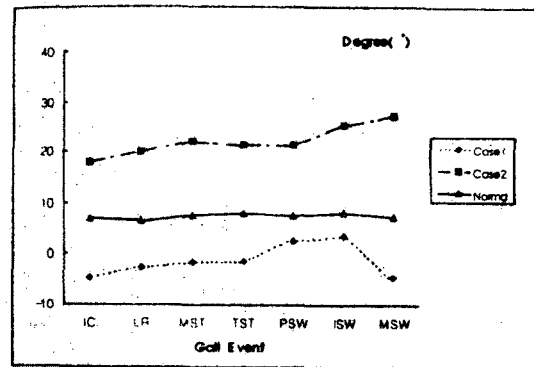


Fig 10. Range of motion of pelvic on each gait event in the sagittal plane

Table 9. Position of hip joint on each gait event in the sagittal plane Unit : degree(°)

Subject	Normal	Case 1	Case 2
IC	36.37	27.60	49.40
LR	34.54	24.20	38.30
MST	5.93	-11.50	8.30
TST	-9.41	-22.00	1.30
PSW	-4.48	-13.80	13.00
ISW	35.15	19.40	52.60
MSW	39.87	26.90	77.20

Case 1 : Mild, Rt hemiplegia
 Case 2 : Moderate, Lf hemiplegia
 + : Flexion
 - : Extension

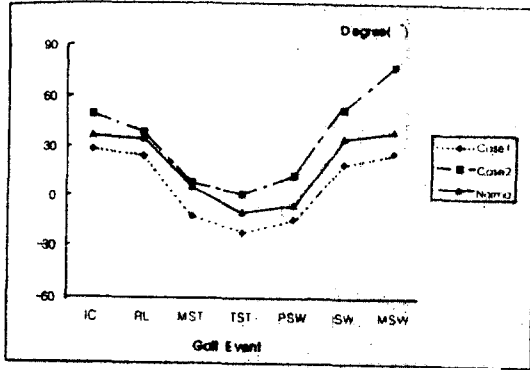


Fig 11. Range of motion of hip joint on each in the sagittal plane

Table 10. Position of knee joint on each gait event in the sagittal plane Unit : degree(°)

Event	Normal	Case 1	Case 2
IC	16.15	25.20	27.80
LR	26.59	26.20	25.20
MST	14.39	1.60	-2.00
TST	8.30	-3.00	7.70
PSW	41.58	26.60	45.50
ISW	63.57	55.90	89.50
MSW	29.82	35.40	56.40

Case 1 : Mild, Rt hemiplegia
 Case 2 : Moderate, Lf hemiplegia
 + : Flexion
 - : Hyperextension

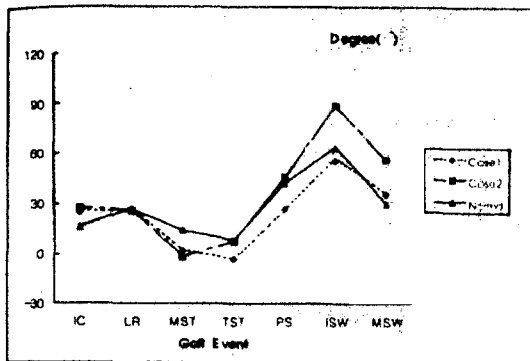


Fig 12. Range of motion of Knee joint on each gait event in the sagittal plane

Table 11. Position of ankle joint on each gait event in the sagittal plane

Unit : degree(°)

Event	Normal	Case 1	Case 2
IC	87.20	97.40	103.10
LR	88.40	92.70	103.40
MST	77.94	88.20	102.50
TST	81.17	86.80	112.00
PSW	109.07	111.50	138.30
ISW	86.61	124.60	151.40
MSW	80.08	102.80	117.10

Case 1 : Mild, Rt hemiplegia
 Case 2 : Moderate, Lf hemiplegia

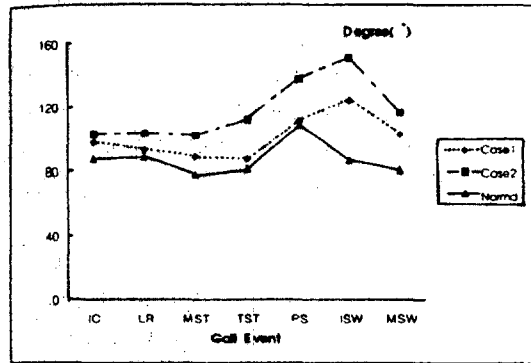


Fig 13. Range of motion of ankle joint on each in the sagittal plane

IV. 고 찰

보행분석은 비정상적인 운동원인에 관한 정보를 제공하고, 이동기전의 객관적인 묘사를 가능하게 하며(Ounpuu and Gage, 1991), 여러영역의 과학적 진보는 보행분석법의 발달에도 기여해 보행분석으로 알려진 특수영역은 비디오 관찰, 일반적인 보행변인들, 운동학, 운동역학과 근전도의 다섯영역이다. 여기에 부가하여 보행시 산소소비를 측정과 같은 에너지 소비율 분석도 해당된다(Whittle, 1996). 이전의 보행분석들은 시상면상의 운동학적 분석과 운동역학적 분석에 역점을 두었고 90년대에 들어와 3차원적 동작분석이 본격화되었다. 3차원 분석은 새운동평

면에서의 관절운동을 측정할 수 있다. 시상면상에서 가장 큰 운동이 일어나지만 관상면과 횡단면에서의 운동은 병적 보행의 연구에 특히 중요하다(Whittle, 1995). 이에 의거해, 본 연구는 일반적인 보행변인과 운동학적 분석에 초점을 두었고, 3차원 보행분석법을 사용하였다.

정상보행에 관한 정보는 병적보행을 이해하는 기초를 제공하고, 병적보행을 판단하는데 기준자료를 제공하기 때문에 매우 중요하다. 보행 변인들은 대상자의 성, 연령, 신장과 보행속도에 따라 변하므로, 정상범위를 정확히 정의 하기 위해서는 대상자의 수를 최대화하는 것이 필수적이다(Whittle, 1995). Gage (1991)는 6-8세까지 보행성숙이 지속되며, 보행분석의 기술적 측면으로 볼때 어린아이에게는 적용하기 힘들기 때문에, 이 연령전까지는 완벽한 보행분석은 미루는 것이 낫다고 했다. 본 연구에서는 대상자 연령을 7-8세로 제한하였고, 편마비 뇌성마비아의 비정상보행 정도를 알기위해 정상아의 보행을 분석해 기준자료로 삼았으나, 본 연구에 참여한 7-8세의 정상아 10명이 그 연령의 정상아동을 대표한다고는 할 수 없다.

정상보행은 현저한 발뒤꿈치 닿기, 입각기 동안의 무릎굴곡, 비동시성의 관절운동과 특수한 패턴의 근육활동과 같은 몇가지 독특한 특징을 가지며(Leonard 등 1991), 체지 분절간 에너지 교환과 활용이 최대한으로 이루어지기 때문에 에너지 사용이 매우 효율적이다(Whittle, 1995).

편마비 뇌성마비아의 보행은 비대칭적인 신체운동, 근육의 비정상적인 위상성 활동과 편마비측 관절의 운동범위 감소로 특징지어지고(Skrotzky, 1983), 하퇴삼두근의 경련은 발목의 저축굴곡과 내반의 자세를 초래하고, 결과적으로 발목과 무릎의 운동패턴을 방해 할 뿐 아니라 관절에 비정상적인 모멘트를 야기한다. 이러한 패턴들은 비정상적인 역학적 에너지 소비를 초래하고 피로는 쉽게 느끼게 된다(Olney, Costigan and Hedden, 1987). 편마비 뇌성마비아 보행의 객관적이고 컴퓨터화된 보행분석 정보는 수술적 치료계획과 결과, 보조기의 평가와 치료기법의 효율성을 평가하는데 유용하다(Lee 등, 1992; Rose 등, 1993).

보행분석시 보행의 시간과 거리변인들은 기본적으로 평가에 포함된다. 이들 변인들에는 발짝길이,

보폭, 분당 발짝수, 보행주기율과 보행속도가 해당되며, 이들은 간단한 방법으로 측정할수 있고 유용한 정보를 제공한다. 발짝길이와 입각기와 유각기 비율을 비교함으로써 하지 대칭성에 관한 정보를 얻을 수 있고, 입각기와 유각기에 걸린 시간을 측정함으로써 안정성에 관한 정보를 얻으며, 분당 발짝수와 보행속도를 측정함으로써 기능에 관한 정보를 얻을 수 있다(Rose 등, 1991). 그러나 이러한 정보들로 일반적인 보행 기능은 알 수 있으나, 분절상호간의 운동학적인 정보나 보행변위의 원인을 알 수가 없다. 운동학적인 분석, 운동역학적인 분석과 근전도 분석을 동시에 실시하면 보행변위의 원인까지 정확하게 알 수 있다. 본 연구에서는 일반적인 보행변인과 운동학적 분석만을 실시해, 근육이나 힘과 관련된 정보나 보행변위의 원인을 파악할 수는 없었다. Sutherland, Olshen와 Biden 등(1988)은 1-7세 309명의 정상아 보행패턴을 연구한 결과 성숙한 보행패턴은 7세 무렵에 성립된다고 하였고, 보행의 시간과 거리 변인들은 연령과 신체특성에 따라 변하며, 유사연령의 정상그룹과 비정상그룹을 비교할때는 다리길이의 차이에 주의를 기울여야 한다고 하였다. 본 연구에서 정상아 그룹과 편마비 뇌성마비아의 인체 특성을 비교할때, 유사연령에 있어 신장과 다리길이에 차이가 났으며, 편마비 뇌성마비아가 정상아 그룹보다 신장과 다리길이가 길었다. 결과적으로 보폭과 발짝 길이는 정상아 그룹과 유사하게 나왔다. 그러나 편마비 뇌성마비아의 경우는 정상측과 편마비측 간의 비대칭성이 나타났다. Rose 등(1991)은 본 연구와 유사한 연령의 정상아 보폭과 발짝길이를 119.16cm, 59.42cm로 보고 하였으며, Skrotzky(1983)는 7-12세의 정상아와 뇌성마비아 보행분석 연구에서 39명의 정상아 보폭은 118cm로 보고하였다. 이들 연구에서도 발짝길이와 입각기 대 유각기 비율을 양측으로 분석해 정상그룹은 대칭성 보행으로 간주했다. 본 연구에서도 정상아 보행은 대칭성 보행으로 간주하였고, 정상아 보폭은 115.27cm, 발짝길이는 58.97cm로 유사하게 나왔다.

사례 1과 사례 2의 경우 보폭과 발짝길이는 정상 그룹과 유사하게 나왔으나 비대칭성이 나타났다. 사례 1의 경우, 보폭은 116.9cm였고, 정상측과 편마비측의 발짝길이는 각각 53.8cm, 63.1cm로 편마비측이 정상측보다 길었다. 사례 1의 보행패턴을 관찰하면,

편마비측에 체중부하를 최소화하기 위해 정상측 발을 가능한 한 빨리 바닥에 놓으려 하기 때문에 정상측의 발작길이가 편마비측보다 짧았다. 사례 2의 경우, 보폭은 115.6cm였고, 정상측과 편마비측의 발작길이는 각각 56.8cm, 58.8cm로 양측이 유사하게 나왔다. 사례 2의 선자세와 보행자세를 관찰하면, 골반이 편마비측으로 외회전 하강되어 있으며, 전체적인 신체 외형이 편마비측으로 돌아가 있어 골반의 중립자세가 정상측이 앞으로 나와 있다. 이러한 이유로 정상측 발을 바닥에 빨리 놓으려 하는 특징을 보이지만 양 발작길이는 유사하게 나왔다. 사례 1의 경우 정상측과 편마비측의 입각기 대 유각기 비율은 각각 61.8%/38.2%, 57.3%/42.7%였으며, 사례 2의 경우는 63.3%/36.7%, 54.1%/45.9%로 나왔다. 편마비 뇌성마비아의 경우 정상측의 입각기 비율은 증가되며, 편마비측의 입각기 비율은 감소하고 유각기 비율은 증가되는 특징을 보였다.

Rose 등(1991)의 연구결과, 정상아의 분당 발작수와 보행속도는 122.08steps/min, 119.78cm/sec였으며, 본 연구결과 정상아 그룹의 분당 발작수와 보행속도는 136.91steps/min과 131.14cm/sec였다. 연구결과와의 차이는 신체특성의 차이와 보행속도의 통계유무에 기인한다. 사례 1의 경우, 분당 발작수와 보행속도는 정상그룹과 유사한 134.8steps/min, 128.8cm/sec였으며, 사례 2의 경우는 분당 발작수는 122.14steps/min으로 정상보다 감소했고, 보행속도는 111.5cm/sec로 정상보다 느렸다.

Wheelwright, Minns와 Law(1993)는 72명의 신경운동계 장애아의 보행분석결과, 편마비 뇌성마비아는 정상아보다 느리게 보행을 하며, 발작길이는 짧고 분당 발작수는 감소한다고 하였으며, 편마비 측의 유각기 비율은 커지고 보행속도는 감소한다고 하였다. Norlin과 Odenrick(1986)는 편마비 뇌성마비아의 보행특징은 정상측의 유각기 비율은 짧게, 입각기 비율은 연장시켜 편마비측의 단일지지시간을 최소화하여 체중부하를 적게 한다고 하였다. Lehmann 등은(1987) 편마비 환자에서 나타나는 편마비 측은 짧은 입각기와 정상측의 발작길이가 감소는 진행적인 현상이며, 이는 편마비 측의 불안정성 때문에 체중을 반대측 체계에 빨리 이동하려는 보상작용때문이라고 하였는데, 본 연구에서도 이와 유사한 결과를 얻었다. 정상아 그룹과 편마비 뇌성마비아의 보행속도와 한

리며 한 보행주기에 걸린 시간은 연장되었다. 정상아의 경우, 다리길이의 성장으로 보폭과 보폭횟수는 증가하며 한 보폭에 걸린 시간은 감소하게 된다. 뇌성마비아의 경우는 다리길이의 보폭이 정상적으로 증가할지라도 보행속도가 감소되는데, 그 원인은 보폭횟수가 감소하며 상대적으로 한 보폭에 걸린 시간이 연장되기 때문이다(Norlin and Odenrick, 1986). 한 보폭에 걸린 시간이 길어지는 또 다른 원인은 무게중심 이동변화가 크기 때문이다(Gage, 1991).

본 연구에서 정상아 그룹의 좌우 방향과 수직방향으로의 무게중심 이동은 3.34cm와 3.47cm의 무게중심 이동이 나타난다고 하였고, 연구마다 무게중심 이동변화 결과가 차이가 나는데, 이는 연구방법의 차이에서 기인한 것으로 본다. 본 연구에서 무게중심 위치 추정용 전신의 무게중심을 측정하는 것이 아니라, 양측의 상전장골극을 연결한 중심점의 이동을 계산한 것이다. 사례 1의 경우, 좌우방향으로의 이동은 3.3cm로 정상그룹과 유사했으나 수직방향으로는 5.5cm로 정상그룹보다 운동범위가 증가하였다. 사례 1은 유각기때의 발목 저축굴곡을 보상하기 위해 하지들 많이 들어 올리는 패턴보다 체간을 수직으로 들어 올리는 패턴을 이용했다. 사례 2의 경우, 좌우방향과 수직방향으로의 무게중심 이동이 각각 4.9cm, 4.8cm였다. 사례 2는 좌우의 비대칭성 운동이 나타나며, 유각기시 하지들 많이 들어 올리는 패턴을 이용했다. 정상보행은 세가지 골반회전(회전, 전후경사, 상하경사)과 협응된 무릎과 발목운동을 이용해 무게중심의 수직운동을 감소시키고, 만약 이러한 기전이 방해될 받으면 에너지 소비가 현저하게 올라간다(Gage, 1991).

정상보행의 운동화적인 특징에서, 골반은 세 운동평면에서 비동시성으로 움직인다. Perry(1992)는 시상면상에서 7도의 전방경사를, 관상면상에서 4도의 골반하강과 거상을 보이며 횡단면상에서 10도의 회전운동을 한다고 했다. 본 연구의 정상아 보행에서, 시상면상의 골반운동은 전 보행주기동안 최고 9.64도의 전방경사를 보였다. 사례 1의 경우, 입각기 초반에 후방경사를 보이다가 말기입각기와 초기유각기에 전방경사를 보이다 다시 후방경사 되었다. Perry(1992)는 유각기시 고관절 굴곡이 감소하거나 근육조절이 부적당할때, 체지 진행을 위해 골반 후방경사와 체간의 후방기울임을 이용한다고 했다. 편마비

뇌성마비의 경우 골반 후방경사는 드문 예인데, 자세한 원인은 본 연구에서는 알 수가 없었다. 사례 2의 경우는 전 보행주기동안 최고 30.7도 최저 18.9도의 과도한 전방경사를 보였다. Winter 등(1987)은 편마비 뇌성마비의 과도한 골반전방경사는 고관절 굴곡근이 경직성이나 고관절 신전근과 복부근의 약화때문이라고 하였다.

정상보행에서, 관상면상의 골반운동은 중간입각기와 말기입각기시 3.95도의 골반거상이 일어나다가 유각기 초기에 3.79도의 골반하강이 일어난다. 사례 1과 사례 2의 경우, 전 보행주기동안 편마비측 골반이 하강되었고, 말기입각기시 과도하게 하강되었다. 이는 편마비측 하지가 기능적으로 짧고 중간입각기와 말기입각기시 고관절과 슬관절 신전이 부족하기 때문이다. 횡단면상에서 편마비 뇌성마비는 과도한 고관절 내회전을 보상하기위해 골반을 외측으로 회전시키는데, 이는 발의 진행선을 정상화하기위한 시도이다(Deluca, 1990). 본 연구의 사례 1과 사례 2의 경우 골반을 편마비측으로 외회전시키며 이와같은 패턴을 보였다. 유각기시 슬관절 운동범위 감소와 과도한 골반 하강과 족관절 저축굴곡은 발의 크리어런스(foot clearance)를 어렵게 하고, 그 결과 발이 바닥에 닿을때 골반과 하지를 회전함으로써 보상한다(Gage and Koop, 1995).

정상보행에서 시상면상의 고관절 운동은 유각기 동안 굴곡되며 입각기동안 신전된다. Perry(1992)는 고관절 운동의 최고 굴곡 각도는 30도이며 신전값은 10도라 하였다. Dettman, Linder와 Sepic(1987)은 최대 고관절 굴곡값을 40도 최대신전값을 0도라 하였다. 본 연구에서는 최대 굴곡값이 41.35도 최대 신전값은 17.3도였다. 정상보행에서 고관절은 중간입각기 시작시에 점진적으로 신전되다가 말기입각기때 최대 신전을 이루게 된다. 사례 1의 경우, 보행시 골반 후방경사를 보이며, 고관절 굴곡값은 감소되어 최고값이 28.3도였고, 신전값은 증가되어 25.4도로 나타났다. 사례 2의 경우는 과도한 골반 전방경사로인해 시상면상에서의 대퇴는 골반에대해 완전히 신전할 수가 없다. 입각기시 골반이 전방으로 기울어질때 고관절의 상대동작은 해부학적 굴곡자세가 된다. 그 결과 최대 굴곡값은 77.2도이며 말기입각기에도 1.3도의 굴곡자세가 되었다. 사례 2의 경우, 발목 저축굴곡을 위해 고관절 슬관절 굴곡패턴을 과도하게 사용하였

다. Perry(1992)는 대퇴의 운동은 골반경사에 영향을 받으며, 골반이 전방경사 되면 중간입각기와 초기유각기때 대퇴 각은 증가되고, 반대로 후방경사되면 말기입각기와 말기유각기때 대퇴 신전각은 증가된다고 했다.

정상보행에서 관상면상의 고관절은 초기입각기와 부하반응시 대퇴와 경골 사이의 해부학적 각도 때문에 약 10도 정도 내전된다. 중간입각기와 말기입각기시 중립자세로 되다가, 초기유각기때 약 5도의 외전이 일어난다(Murray, Kory and Sepic, 1970; Perry, 1992). 본 연구에서 정상아 그룹의 고관절 외전과 내전 운동은 위의 연구결과와 유사했으며, 내전과 외전의 최대값은 6.17도와 6.29도였다. 사례 1은 입각기 초와 중반기 2.25도의 내전이 일어나다가 말기입각기부터 유각기동안 최고 14.5도의 외전이 일어났다. 사례 2는 전 보행주기동안 편마비측 고관절은 외전되어, 입각기 초에는 10도 이하의 외전을 보이다가 유각기 진입단계에서 최고 19.2도의 외전을 보였다. 편마비 뇌성마비아에서 나타나는 과도한 고관절 외전 패턴은 입각기시 지지기전면을 넓혀 손상된 균형능력을 보상하여 입각기 안정성을 증진시키며, 유각기때 나타나는 과도한 고관절 외전은 발의 클리어런스(foot clearance)를 쉽게 하기 위함이다(Gage, 1991; Perry, 1992).

정상보행에서 횡단면상의 고관절은 한 보행주기 동안 내회전과 외회전을 반복한다. 초기입각기시 중립자세가 되며, 최대 내회전은 부하반응의 마지막 부분과 중간 입각기때 일어나며, 최대 외회전은 전 유각기 마지막 부분에서 일어나고, 평균값은 8도 정도이다(Ounpuu, 1994; Perry, 1992). 정상보행에서 횡단면상의 고관절회전은 너무 작아 관찰적 보행분석으로는 구분할 수 없다고 했다. 본 연구에서 정상아의 최대 고관절 내회전과 외회전은 7.71도와 7.82도였다. 사례 1과 사례 2의 횡단면상에서의 고관절은 전 보행주기동안 내회전 패턴을 보였다. 뇌성마비는 보행을 쉽게하고 에너지 소비를 줄이기위해 능동적 또는 수동적인 대상작용을 일으킨다. 경련성 하퇴삼두근을 가진 환자의 주요 문제인 발의 클리어런스(foot clearamce)의 어려움은 손상된 체질을 회전하거나 반대측 체제에 체중을 지탱함으로써 능동적으로 조절한다. 수동적인 대상작용은 중둔근과 내측슬딕근과 같은 경련성 근육의 과활동에의해 야기되는

과도한 고관절 내회전을 예로 들 수 있다(Deluca, 1990).

정상보행에서 슬관절 운동은 한 보행주기동안 굴곡과 신전을 교대로 반복하면서 네번의 궁을 형성한다(Chao 등, 1983; Perry, 1992). 굴곡의 두 주기는 중요한 의미를 갖는데, 부하반응시의 굴곡은 충격흡수를 위해, 초기 유각기시의 굴곡은 발의 클리어런스(foot clearance)를 위해 요구된다(Gage, 1991). 보행시 정상적인 슬관절 운동의 최대굴곡과 최소굴곡범위는 연구방법에 따라 다양할 수 있다. 또한 다양한 보행속도와 관련되며, 대상자 특성과 체지방률에 사용한 표면마커의 차이로도 운동범위는 달라질 수 있다(Ostrosky, Vanswearingen, Burdett and Gee, 1994). 초기 닿기시 무릎은 약 5도 정도 굴곡된다고 했으나, 본 연구에서는 정상아는 16.6도, 사례 1은 25.2도로 사례 2는 27.8도로 굴곡값이 다른 문헌에서 보다 크게 나타났다. 특히 편마비 뇌성마비아의 경우 초기닿기시 발뒤꿈치 닿기가 일어나지 않을때 이를 보상하기위해 무릎 굴곡값은 정상보다 증가하게 된다(Gage, 1991). 초기 닿기후 무릎은 부하반응을 거치면서 빠르게 굴곡하다가 중간입각기와 말기입각기에 신전된다. 정상그룹은 이때 6.61도의 무릎굴곡을 보였으나, 사례 1은 3.2도 사례 2는 2도의 무릎 과신전을 하며 체중을 입각기 체지로 옮기는 패턴을 보였다. 신체가 무릎위를 지나감에 따라 나타나는 중간입각기와 말기입각기때의 무릎굴곡은 보행시 신체의 수직진동을 감소시키며, 이는 정상보행의 중요한 특성에 속한다(Leonard 등, 1991). 무릎 굴곡의 두번째 곡선은 말기입각기 마지막 부분에서 시작한다. 초기유각기때 가장 큰 무릎굴곡이 나타났다. 본 연구결과 정상아 그룹은 최고 74.5도의 굴곡을, 사례 1은 56.7도를 사례 2는 90도의 최대굴곡이 나타났다. Winter 등(1974)은 정상보행시 최대굴곡을 67도라 하였다. Outrosky 등(1994)은 젊은 성인의 보행에서 최대굴곡값이 66도로 보고하였다. Murray(1967)는 나이가 어릴수록 무릎굴곡값은 크게 나타난다고 하였고, 본 연구에서 정상아의 무릎굴곡은 다른 문헌의 결과보다 값이 크게 나왔다. 이는 연구대상의 연령 차이와 측정방법의 차이때문이다. 사례 1은 최대무릎굴곡이 정상아보다 부적당하게 나타났고, 사례 2는 최대굴곡이 과도하게 나왔다. 사례 1은 골반이 후방경사되어 있고, 전 유각기와 초기유각기때 다리가

충분히 돌리지 않아 발을 끄는 패턴이 나타났다. 사례 2는 골반이 과도하게 전방경사되어 있고, 과도한 발목 저축굴곡을 보상하기위해 전유각기와 초기유각기때 과도한 무릎굴곡을 사용하였다.

발목 운동 각도는 크지는 않지만 입각기시 충격 흡수와 전진에 중요하고, 유각기시 체지 진행에 기여한다(Winter 등, 1974 ; Locke 등, 1984). 한 보행주기동안 발목은 네번의 궁을 형성한다. 입각기시 세번의 궁을 형성하고(저축굴곡, 배축굴곡, 저축굴곡), 유각기시 다시 배축굴곡된다. 초기 유각기는 발끝때기에서 시작하며, 발은 15도 저축굴곡된다. 전경골근은 저축굴곡된 발을 들어 올리기위해 중력에 대해 구심성 수축을 하며, 중간유각기때 발은 5도 정도 배축굴곡되며, 이로써 발의 클리어런스(foot clearance)가 일어난다(Gage, 1991). 본 연구에서 정상아의 발목 운동은 이러한 패턴을 보였다. 운동범위는 최대 배축굴곡이 74.57도이며, 저축굴곡은 111.58도였다. 사례 1은 값의 차이는 있었으나 정상패턴과 유사했으며, 중간입각기에 88.2도로 배축굴곡이 일어났으나 중간유각기와 말기유각기때 배축굴곡이 일어나지 않고 저축굴곡 되어 발의 클리어런스(foot clearance)가 어려웠다. 사례 1은 Winter(1987)등이 정한 편마비 뇌성마비아 보행 형태의 Type I 과 발목 운동패턴이 유사했다. 즉 이 그룹에서 보이는 주요 문제점은 유각기시 침족이며, 이는 하퇴삼두근의 과활동이나 전경골근의 약화와 관련이 있다. Takebe와 Basmajian(1976)은 증가된 고관절 굴곡은 손상된 체지방 전방으로 옮기기위해 발끝립에 대한 보상작용이며, 전경골근의 기능 회복은 발목의 배축굴곡뿐 아니라 무릎과 고관절 운동의 회복과도 연관된다고 했다. 사례 1의 초기 닿기는 발바닥(foot flat)이나 발끝(toe)으로 하며, 입각기시 배축굴곡이 일어나는 특징을 가진다. 사례 2는 초기닿기와 중간입각기에 103.4도의 저축굴곡을 보였고, 말기입각기와 전유각기에 최고 155.4도의 과도한 저축굴곡을 보였다. 사례 2의 초기닿기 패턴은 발끝접촉양상(forefoot contact pattern)을 보였다.

V. 결 론

본 연구는 체계화된 동작분석법을 이용해 2명의 편마비 뇌성마비아의 보행패턴을 알아보았다. 연구

대상은, 경련성 형태의 오른쪽 편마비로 장애 정도는 경도인 사례 1과 경련성 형태의 왼쪽 편마비로 장애 정도는 중정도인 사례 2이며, 기준자료를 위해 동일 연령의 정상아 10명을 대조군으로 설정했다. 연구방법은 3차원적 비디오 동작분석법을 이용했고, 보행의 시간과 거리 변인, 무게중심 이동변화와 세 운동평면에서 골반과 하지 관절의 운동패턴을 분석해 다음과 결론을 얻었다.

사례 1은 편마비측에 체중부하를 최소화하기 위해 정상발을 바닥에 빨리 놓으려하기 때문에, 정상측의 발착길이에 편마비측보다 짧은 비대칭성 보행을 하였다. 보행주기를, 분당발착수와 보행속도는 정상그룹과 유사했다. 보행시 골반은 정상그룹보다 작은 전방경사를 보이나, 입각기 초에 약간의 후방경사를 보였고, 고관절 슬관절 운동범위는 정상그룹보다 감소되었다. 유각기시 부적당한 고관절 굴곡 상태로 체지 전방진행을 위해, 체간을 후방으로 기울인 패턴을 이용했으며, 입각기시 발목배측굴곡이 일어나지만, 유각기시 발목 저측굴곡이 주요 문제점으로 발의 클리어런스(foot clearance)가 어려웠고, 이를 보상하기 위해 고관절 외전, 내회전 패턴과 체간을 들어올리는 전략을 사용했다. 말기입각기시 무릎 과신전이 나타나며, 초기달기 패턴은 발바닥접촉양상(foot flat pattern)을 보였다.

사례 2는 보행할때 신체외형이 편마비측으로 돌아가며, 횡단면상으로 볼때 골반이 편마비측으로 외회전되고 정상측 신체가 내측으로 돌아가 앞으로 나와 있다. 그결과 양측의 발착길이는 유사했다. 보행주기를 비교에서, 정상측의 입각기와 편마비측의 유각기 비율이 연장된 비대칭성을 보였다. 정상그룹보다 감소된 분당발착수와 느린 보행속도를 보여, 보행안정성과 기능이 떨어졌으며, 주요 문제점은 전보행주기동안 과도하게 나타나는 발목 저측굴곡이며, 이를 보상하기 위해 유각기시 고관절 슬관절 굴곡 운동범위가 증가되었고, 중간입각기시 무릎과신전이 나타나며 골반은 과도하게 전방경사되었다. 그 결과 대퇴는 골반에대해 해부학적 굴곡자세를 이루었다. 입각기 안정성과 유각기시 발의 클리어런스(foot clearance)를 위해 과도한 고관절 외전, 내회전의 회선보행 패턴을 이용했다. 전 보행주기동안 편마비측 골반이 하강되었고, 초기달기 패턴은 발끝접촉양상(fortfoot contact pattern)을 보였다.

참 고 문 헌

- 권영후(1996), PC의 운동역할 연구에의 활용, 스포츠과학, 제5호, P 22-28.
- 윤동호·김봉옥·이제윤·박상균(1992). 3차원 동작분석기를 이용한 정상보행분석. 대한재활의학회지. 제16권 제4호. P 391-405.
- Abdel-Aziz, Y. and Karara, H.M.(1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into space coordinates in close-range photogrammetry. The Symposium on close-range photogrammetry. Jan. 25-29.
- Beck, R.J., Andriacchi, T.P., Kuo, K.N., Fermier, R.W., and Galante, J.O.(1981). Changes in the gait patterns of growing children. *J Bone and Joint Surgery*. 63-A(9) : 1452-1459.
- Blanke, D.J., and Hageman, P.A.(1989). Comparison of gait of young men and elderly men. *Physical Therapy*. 69(2) : 144-148.
- Chao, E.Y., Laugman, R.K., and Schneider, E.(1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction force in adult level walking. *J Biomech*. 16(3) : 219-233.
- Davis, R.B., Ounpuu, S., Tyburski, D., and Gage, J. R.(1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement science*. 10 : 575-587.
- Deluca, P.A.(1990). Gait analysis in the treatment of the ambulatory child with cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 264(3) : 65-75.
- Dettmann, M.A., Linder, M.T., and Sopic, S.B.(1987). Relationships among walking performance, postural stability and functional assessment of the hemiplegic patient. *Amer J of Phy Med*. 66(2) : 77-90.
- Gage, J.R.(1991). Gait analysis in cerebral palsy. Mac Keith. New York. P 61-100, 132-149.
- Gage, J.R., and Koop, S.E.(1995). Clinical gait analysis In Allard, P., Strokes, I.A.F., Bianchi, T.P. Three-P 295-309, 350-362.
- Galley, P.M., and Foster, A.L.(1987). R.N.(1976). Functional evaluation of normal and pathological knees during gait *Arch Phys Med Rehabil*. 57(12) : 571-577.
- Gyory, A.H., Chao, E.Y., and Stauffer, R.N.(1976). Functional evaluation of normal and pathological knees during gait *Arch Phys Med Rehabil*. 57(12) : 571-577.
- Harris, G.F., and Wertsch, J.J.(1994). Procedures for gait analysis. *Arch phy Med Rehabil*. vol 75, Feb, P 216-225.

- Kwon, Y.H.(1994a). Kwon3D Motion Analysis Package 2.1 User's Reference Manual. Anyang, Korea : V.TEK.
- Ladin, Zvi.(1995). Three-dimensional instrumentation. In Three-dimensional analysis of human movement. Human kinetics. P 3-39.
- Lee, E.H., Goh, J.C.H., and Bose, K.(1992). Value of gait analysis in the assessment of surgery in CP. *Arch Phys Med Rehabil.* 73, 642-646.
- Lehmann, J.F., Condon, S.M., et al(1987). Gait abnormalities in hemiplegian : Their correction by AFO. *Arch Phys Med Rehabil.* 68(11) : 763-770.
- Leonard, C. T., Hirschfeld, H., and Forssberg, H. (1991). The development of independent walking in children with CP. *Devel Med and Child Neurol.* 33. 567-577.
- Locke, M., Perry, J., Campbell, J., and Thomas, L. (1984). Ankle and subtalar motion during gait in arthritic patients. *Phys Ther.* 64(4) : 504-509.
- Long, T.M., and Cintas H.L.(1995). Handbook of pediatric physical therapy. Williams & Wilkins. P 185-206.
- Menkveld, S.R., Knipstein, E.A., and Quinn, J.R.(1988). Analysis of gait patterns in normal school-aged children. *J of Pediatric Orthopaedics.* 8 : 263-267.
- Molar, G.E.(1985). Cerebral palsy. In Molar GE (ed) : Pediatric Rehabilitation. Baltimore MD. Williams and Wilkins. 420-467.
- Murray, M.P.(1967). Gait as a total patterns of movement. *Am J Phy Med.* 46 : 290-333.
- Murray, M.P., Kory, R.C., and Sepic, S.B.(1970). Walking pattern of normal women. *Arch Phys Med Rehabil.* 51 : 673-650.
- Norlin, R, Odenrick, P., and Sandlund, B.(1981). Development of gait in the normal child. *J Pediatric ortho.* (3) : 261-266.
- NorR, and Odenrick, P.(1986). Development of gait in spastic children with cerebral palsy. *J of Pediatric Orthopaedics.* 6 : 674-680.
- Olney, S.J., Costigan, P.A., and Hedden, D.M.(1987). Mechanical energy pattern in gait of cerebral palsied children with hemiplegia. *Physical Therapy.* Vol 67. P 1348-1354.
- Ostrosky, K.M., Vanswearingen, J.M., Burdett, R.G., and Gee, Z.(1994). A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Physical therapy.* vol 74, 7 : 34-43.
- Ounpuu, S., Gage, J.R., and Davis, R.B.(1991). Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J of Pediatric Orthopaedics.* vol 11, 3 : 341-349.
- Ounpuu, S.(1994). The biomechanics of walking and running. *Foot and Ankle injuries.* vol 13, 4 : 834-863.
- Perry, J.(1992). Gait analysis : Normal and pathological function. Thorofare NJ : Slack. P 352-489.
- Rose, S.A., Deluca, P.A., Davis, R.B., Ounpuu, S, and Gage, J.R.(1993). Kinematic and kinetic evaluation of the ankle after lengthening of the gastrocnemius fascia in children with CP. *J of Pediatric Orthopaedics.* vol 13, P 727-731.
- Rose, S.A., Ounpuu, S., and Deluca, P.A.(1991). Strategies for the assessment of pediatric gait in the clinical setting. *Physical Therapy.* 71 : 93-112.
- Skrotzky, K.(1983). Gait analysis in C P and nonhandicaped children. *Arch Phys Med Rehabil.* vol 64, July, P 291-295.
- Sutherland, D.H.(1978). Gait analysis in C P. *Develop Med Child Neurol.* 20 : 807-813.
- Suurtherland, D.H., Olshen, R.A., Biden, E.H., and Wyatt, M.P.(1988). The development of mature walking. London, England. Mackeith Press.
- Tabeke, K., and Basmajian, J.V.(1976). Gait analysis in stroke patients to assess treatments of foot-drop. *Arch Phys Med Rehabil.* Vol 57, 305-310.
- Vaughan, C.L., Davis, B.L., and O Corner, J.C.(1992). Dynamics of human gait. Human Kinetic Publishers.
- Wheelwright, E.F., Minns, R.A., Elton, R.B., and Law, H.T.(1993). Temporal and spatial parameters of gait in children II : pathological gait. *Develop Med and Child Neuro.* 35 : 114-125.
- Whittle, M.W.(1995). Musculoskeletal applications of three-Dimensional analysis. In Allard, et al. Three-dimensional analysis of human movement. Human Kinetics. P 295-307.
- Whittle, M.W.(1987). Developing ambulation skills. In Connolly, B. H., Montgomery, P.C. Therapeutic exercise in developmental disabilities. Chattanooga Corporation. P 83-94.
- Winter, T.F., Gage, J.R., and Hicks, R.(1987). Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J of Bone and Joint Surgery.* vol 69-A, 3 : 437-441.
- Winter, D.A.(1983). The biomechanical patterns in normal walking. *J of Motor Behavior.* 15 : 302-330.
- Winter, D.A., Quanbury, A.O., and Hobson, D.A. (1974). Kinematics of normal locomotion : a statistical study based on TV data. *J. Biomech.* P 479-486.