정상아와 굴근 우성 양지마비아의 삼차원 보행분석

한 윤 교
인하대학교 부속병원 재활의학과

Three - Dimensional Video Analysis of the Gate Patterns in Normal Children and Flexor Dominance Diplegic Child with Cerebral Palsy

Youn-Kyo Han
Department of Rehabilitation Medicine, In Ha University Hospital

Abstract

The purpose of this study was to collect basic data on the gait pattern of the flexor dominance diplegia children for rehabilitation program, and to examine closely comparative analysis the difference in the gait pattern against normal children group. This study was to analyze the gait pattern of a child with flexor dominance diplegic cerebral palsy(CP) and a group of 10 normal children of the same age were selected as the control group for comparison by using the three-dimensional motion analysis technique. Flexor dominance diplegia revealed and asymmetrical gait pattern in which the step length of the foot which was a result of the effort to minimize loading on the leg by shortening the swing phase of the leg. Flexor dominance diplegia scored decrease phase ratios, cadence and walking velocity to the normal group with lower gait stability and function. A anterior tilt of the pelvis was observed throughout the gait cycle. More hip and knee flexion than normal group was observed and demonstrated flexion of hip and knee in the stance phase. The main problem in CP children originated from the insufficient dorsiflexion of the foot during the swing phase. Therefore, CP children has difficulty with foot clearance in the swing phase. Usually, this compensated for by using excessive hip adduction and external rotation in conjunction with trunk elevation flexion and as well as increased vertical displacement of the center of mass. CP flexor dominance diplegia revealed foot flat and forefoot initial contact pattern.

Key words : Cerebral Palsy, Flexor dominance, Diplegia, Gait analysis.

I. 서 론

1. 연구의 필요성

보행 분석은 사람이 걷는 것을 체계적으로 연구하는 것으로 초기의 기술적인 연구로부터 점점 더 복잡한 측정 방법을 통해, 수학적인 분석과 수학적인 모델링까지 꾸준히 발전되어 왔으며, 물리치료, 정형외과, 신경과학, 재활의학, 생역학 같은 전문분야에서

임상적 이용을 목적으로 광범위하게 이루어지고 있다. 향상된 기술과 새로운 운동조절 학설은 보행구성을 더 잘 이해하는 데 기여하고 있으며, 이는 어린이 발달분야와 재활에 요구되고 있다. 그러나 뇌성마비아동에 대한 연구는 미흡한 실정이고, 더구나 종단연구는 매우 제한되어 있어 뇌성마비아의 병적보행을 진단하기 위한 표준 데이타가 절실히 요구되고 있다. 병적보행은 비정상적인 운동조절, 경직, 구축, 감소된 근력, 감각소실 등에 의해서 발생하며

보행분석은 신체적 장애가 있는 아동들의 병적보행에 대한 편향(deviation) 크기의 객관적인 측정을 제공하기 때문에 매우 유용한 도구이다.

또한 단일 보행주기에 대한 모든면에서 분석과 해석이 가능하여 1차적인 손상과 2차적인 보상작용을 구분하며, 운동학적 분석(kinetic analysis)은 유용한 시기(moment)와 힘에 대한 정보를 제공하여 준다. 때문에 뇌성마비아 보행의 객관적이고 컴퓨터화된 보행분석 정보는 치료계획과 결과, 보조기의 처방과 평가, 치료기법의 효율성을 평가하는 데 매우 유용하게 활용될 수 있다.

2. 연구의 목적

굴근 우성(flexor dominance) 양지마비아들이 신체적, 정신적, 사회적으로 건강하게 생활할 수 있게 하기 위하여 그들의 보행특성을 정상아동과 비교 연구 함으로써, 보행의 중요성과 신경생리학적 치료, 보장구 처방 등 재활프로그램에 기초자료를 제공하고자 한다.

3. 연구의 제한점

본 연구의 제한점은 다음과 같다.

1) 연구 대상자는 정상아동 10명과 독립보행이 10m이상 가능한 굴근 우성 양지마비아 1명으로 하였다.

2) 상체의 움직임은 연구에서 제외하였다.

3) 보행 속도는 통제하지 않았다.

II. 연구 방법

1. 연구대상

2001년 6월 현재까지 인하대학교 부속병원 재활의학과에서 외래로 치료받고 있는 아동 중 재활의학 전문의와 물리치료사가 조사한 병력에 의존해 보조없이 독립보행이 가능하고 정상적인 인지를 가진 6세의 굴근 우성 양지마비아 1명을 대상으로 하였으며, 비교군은 이동기전과 일상생활이 정상적이고 이상보행의 과거력 및 현 병력이 없는 5~6세(생리적 연령을 기준)의 정상남자 아동 10명을 대상으로 하였다. 본 연구에 참여한 뇌성마비아는 관절운동 검사시 관절구축은 없었으나 보행시 비정상 보행패턴을 보였다.

2. 실험

1) 인체측정

대상자의 인체측정은 재활공학 연구센터 보행분석실의 Martin 측정계를 사용하여 신장, 몸무게, 다리길이를 측정하였고, 부가적으로 관절중심 위치추정을 위해 무릎과 발목넓이(관상면상에서)를 측정하였다.

(1) 측정방법

1) 다리길이

똑바로 선자세에서 줄자를 이용해 대상자

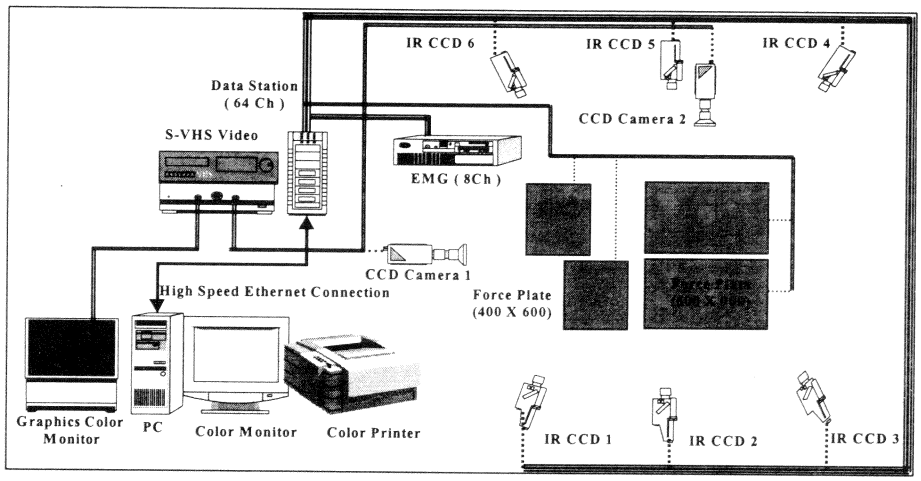

그림 1. Experimental equipment for locomotion measuring

의 상전장골극(ASIS) 에서 경골내측과까지의 거리를 양측으로 측정하였다.

2) 무릎 및 발목넓이

Martin 측정기를 이용해 바로선 자세에서 대상자의 내외측 상과, 내외측 간의 넓이를 측정하였다. 대상자의 나이, 키, 체중, 다리길이는 다음과 같다(표 1).

2) 실험기기 및 방법

피험자의 운동형상학적(kinematic) 특성을 파악하기 위해서 적외선카메라(VICOM 370) 6대와 비디오 카메라(Panasonic D5100) 2대, 25㎜ 반사마커, VCR, 데이터 처리장치(VICOM 370), 컴퓨터 등이 사용되었다(그림 1).

모든 실험장치는 VICOM 370 data station에 연결되어 시간적으로 일체화되도록 되어있으며, 실험시 측정되는 모든 데이터들은 VICOM 370 data station을 통하여 control PC로 전달된다. 동시에 VCR을 이용하여 피검자의 보행을 녹화하고 차후 데이터 분석에 사용하였다. 먼저 적외선 카메라가 인식할 수 있는 마커들을 피검자의 천골(sacrum)좌우 상전 장골극(ASIS), 좌우측 대퇴부(thigh-mid), 좌우측 무릎, 좌우측 경골부(shank-mid), 좌우측 발목(lateral malleolus), 좌우측 제1중족골두와 제2중족골두 사이(1st, 2nd metatarsal head), 좌우측 발뒤축에 총 15개의 마커를 사용하였다.

대상자는 수영복을 입고 맨발 상태로 위의 체계에 따라 마커를 신체부위에 부착한 다음 실험실 환경에 익숙해지고, 가장 자연스러운 스텝과 보행 속도를 익히도록 충분한 연습을 했으며, 특히 보행로 중간에 있는 힘측정판을 인식해 조준된 스텝을 하지 않도록 하였다.

보행전 대상자는 정면을 보며 자연스러운 선자세를 먼저 촬영하였고, 그 다음 대상자

표 1. Subjects characteristics

Item	Normal	CP
Age(year)	5.7	5.2
Hight(cm)	113.1	105.5
Weight(kg)	19.6	18.1
Leg length(cm)	59.9	49.5

를 전면 벽쪽으로 걷게 해 적절한 자료가 얻어질 때까지 시작위치를 조금씩 바꾸어 가면서 여러번 걷게하되 대상자가 피로를 느끼지 않은 범위 내에서 반복하였으며, 양지마비아는 보행에 영향을 주는 근육의 긴장도가 변화하지 않게 조용하고 정돈된 실험실 환경을 조성하였고, 평상시 보행속도로 걷는 5회의 성공적 시도를 선별하여 분석자료로 사용하였다.

3. 자료분석

자료처리후 보행속도(velocity), 보폭(stride length), 발짝길이(step length), 분당 발짝수(cadence), 보행주기율(gait cycle time : swing and stance time), 관절운동 패턴과 골반정위각을 분석했다. 발짝길이와 유각기와 입각기의 비율은 보행대칭성 분석을 위해 보행주기에 소요된 시간은 보행안정성 분석에 보행속도는 보행의 기능 분석에 이용하였다.

관절운동학 분석에서는 보행주기시 세 운동면에서의 각 관절운동 패턴과 각 변화를 분석했다.

본 연구에서는 한 보행주기를 1) 발뒤축 접지기(heel contact)에서 반대발의 발가락 들림기(opposite toe-off), 2) 반대발의 발가락 들림기(opposite toe-off)에서 반대발의 발뒤축 접지기(opposite heel contact), 3) 반대발의 발뒤축 접지기(opposite heel contact)에서 발가락 들림기(toe-off), 4)발가락 들림기(toe-off)에서 발뒤축 접지기(heel contact)의 4개영역으로 나누어 설명하였다.

관절운동은 골반, 고관절, 슬관절, 족관절의 각도를 시상면에서의 전-후경사, 관상면에서의 상-하경사, 횡단면상에서의 수평회전을 분석하였으며, 이들 변인들은 정상아는 양측성으로 모아서 분석하고 양지마비아는 왼쪽을 기준으로 나타내었다. 정상아의 분석자료들은 통계처리하여 평균값을 구해 기준자료로 삼고, 굴근 우성 양지마비아 분석자료들은 기준자료와 비교 분석하였다

III. 결과 및 고찰

1. 보행시간과 거리변인 분석

보행초기에 소아의 안정성은 내외측(side to side)은 획득되나 전후의 안정성은 제한되어 넓은 기저면, 작은 보폭, 증가된 발짝수를 나타낸다(Thelen et al, 1989).

7세에 보행패턴은 완전히 성숙하여 성인과 약간의 차이만 있으나(Sutherland, 1980) 무게중심은 어른보다 높다(요추 3번)(Palmer , 1994).

정상그룹의 분당발짝수, 속도, 보행시간, 활보장은 122 step/min, 0.9 m/sec, 0.87m였고, 보행주기 비율에서 대칭성 보행특징을 보이며 입각기대 유각기의 비율이 63.7%/36.3%를 보였다. Thelen등(1989)은 작은 어린이는 빠른 분속수로 걸으며 1세때 170 step/min, 7세때 140 step/min이 된다고 하였고, 6세때 117~176 step/min, 속도는 0.75~1.43 m/sec, 활보장은 0.64~1.16 m라고 보고하여 본 연구와 유사하게 나타났다. 굴근 우성 양지마비아의 경우 분당 발짝수는 111~105 step/min이였고 활보장도 0.56 m로 정상보다 적었으며 보행시간은 0.55 sec로 느렸고 속도에서도 0.52 m/s로 정상아보다 느려 안정성과 기능이 떨어졌다.

입각기대 유각기의 비율은 59.3~83.8%/16.2~40.7%로 보행이 비대칭적이었다. 정상

아와 굴곡 우성 양지마비아의 보행인자는 다음과 같다(표 2).

표 2. Comparison of time and distance variables

Variable	Normal	C.P
cadence(step/min)	122	111
speed(m/s)	0.91	0.52
stride length(m)	0.87	0.55
step time(s)	0.49	0.56
step length(m)	0.44	0.3
stance phase(%)	64.7	68.2
swing phase(%)	36.3	31.8

2. 보행주기별 시간비율

Perry et 등(1992)은 보행주기를 세분화하여 발전시킴으로 각각의 기능적인 객관성을 가진다.

보행 이벤트별 시간 비율에서 정상아는 대칭성 보행으로 간주해 평균값을 구했으며 굴곡 우성 양지마비아는 좌측을 기준으로 하였으며 보행주기별 시간비율은 다음과 같다(표 3).

1) 발뒤축 접지기~반대발의 발가락 들림기(heel contact~opposite toe-off)

보행주기의 양하지 지지기(double-support), 또는 체중부하기(loading response)~중립입각기(midstance)이며 10~30% 기간이다.

표 3. Time percentage of each gait event(%)

Event	Normal	C.P
HC ~ OTC	0 ~ 13.4	0 ~ 19.8
OTC ~ HC	13.4 ~ 51.4	19.8 ~ 51
OHC ~ TO	51.4 ~ 64.5	51 ~ 69.7
TO ~ HC	64.5 ~ 100	69.7 ~ 100

HC : heel contact
OTO : opposite toe off
OHC : opposite heel contact
TO : toe off

이 기간에 몸통과 사지의 안정성을 유지하고 전체 발바닥 면이 지면에 닿아 있을 때 고정된 발을 통해 부드러운 진행을 허용하는 것이며 족관절은 배측굴곡이 진행되고 가자미(soleus)근의 편심성 수축(eccentric contriction)에 의해 조절된다(Gage, 1991). 정상아는 0~13.4%로 나타났으며 굴곡 우성 양지마비아의 경우 19.82%로 증가되어 선자세의 균형(standing blance)이 불안정하였다.

2) 반대발의 발가락 들림기~반대발의 발뒤축 접지기 (opposite toe-off~opposite heel contact)

보행주기의 30~50%에 해당하며 단하지 지지기(single support phase) 또는 말기입각기(terminal stance)이다. 지면 반발력(ground reaction force)이 슬관절의 앞부분과 고관절의 뒷부분을 통과할 때 시작되며, 때로는 뒷꿈치가 들리면서 나타나기도 한다. 경골의 앞으로 진행은 정지되고 비복근과 가자미근은 족관절의 저측굴곡을 감소시킨다(Ounpuou et al, 1991 ; Winter, 1987). 정상아는 38%를 보인 반면 굴곡 우성 양지마비아의 경우 31.1%로 나타냈다. 이것은 한쪽 발로 서는 자세가 불안정하여 걸음을 빠르게 조금씩 이동하고, 체중부하를 최소화하기 위해 발을 가능한 한 빨리 바닥에 놓으려 하기 때문이다.

3) 반대발의 발뒤축 접지기~발가락 들림기(opposite heel contact~toe-off)

보행주기의 50~60%에 해당하며, 두번째 양하지 지지기(second double-support)

또는 전유각기(preswing)이다. 체중이 다른 쪽 다리에 주어짐에 따라 앞으로 나아가지 않는다. 족관절은 이제 true plantar flexion 이며 모멘트는 남아있지만 크기는

급격히 줄어 힘의 발생도 0이 된다. 정상아는 13.1%를 보였고 굴곡 우성 양지마비아의 경우 18.7%를 보였다. 이것은 보행의 대칭성과 질적인 면이 정상보다 떨어졌기 때문이다.

4) 발가락 들림기~발뒤축 접지기(toe-off~heel contact)

보행주기의 60~100%에서 일어나며 유각기(swing phase)이다. 초기유각기(initial swing)는 60~73%, 중간유각기(mid swing)은 73~87%, 말기유각기(teminal swing)은 87~100%에 해당한다. 초기유각기는 족관절의 최대 저측굴곡(plantar flexion)이 일어나며 동시에 발을 떼기를 위한 최적의 무릎굴절이 일어난다. 중간유각기는 발의 떼기와 하지의 이동에 있으며, 족관절은 경골근의 수축에 의해 배측굴곡된다. 말기유각기는 체중을 지지하기 위해 pre-positioning 하는 것이며 족관절은 저측굴곡을 시작한다. 정상아는 35.4%를 나타냈고, 굴곡 우성 양지마비아의 경우 29.7%를 나타내어 정상보다 적은 비율을 보였다. 이것은 보행의 안정성(stability)이 떨어지기 때문이다.

3, 운동학적 분석

운동학은 움직임의 원인으로 설명되는 매개변수(parameter)를 의미하며 이것은 외적인 힘과 지면반발력, 관성의 힘. 근육과 인대의 긴장도, 관절모멘트같은 내적인 힘을 포함한다(Winter, 1990). 그래프 상에 나타난 것이 순수한 관절 모멘트이며 특정한 관절, 특정한 면상에서 모든 관절 모멘트의 합을 나타낸다.

1) 시상면상 분석

정상아 보행에서 시상면상의 골반운동은 8도의 전방경사와 6도의 후방경사를 고관절은33도의 굴곡운동과 13도의 신전운동을 보였으며 슬관절은 53도의 굴곡운동과 5도의 신전운동 족관절에서는 15도의 배측굴곡 운동과 14도의 저측굴곡 운동을 보였다. Perry(1992)는 시상면에서 골반운동은 7도의 전방경사 운동, Gage(1991)은 고관절에서 40도의 굴곡운동과 10도의 신전, Inman(1981)은 슬관절에서 60도의 굴곡운동과 2도의 신전운동, Murray(1996)은 족관절에서 평균 15도의 배측굴곡 운동과 15도의 저측굴곡 운동을 한다고 보고하여 본 연구와 유사하였다.

굴근 우성 양지마비아는 골반운동은 22도의 전방경사와 16도의 후방경사, 고관절은 48도의 굴곡과 2도의 신전, 슬관절은 59도에서 2도사이의 굴곡된 상태로 족관절은 15도의 배측굴곡 운동과 6도의 저측굴곡운동을 보였다(표 4).

(1) 발뒤축 접지기~반대발의 발가락 들림기(heel contact~opposite toe-off)

정상아 보행에서 시상면상 첫번째 양하지 지지기 골반운동은 6도의 전방경사를 보였으며, 고관절은 31도굴곡, 슬관절은 15도굴곡, 족관절은 6도의 배측굴곡(dorsi flexion)을 보였으며, 굴곡 우성 양지마비아의 경우 19도의 전방경사와 37도의 고관절굴곡, 26도의 슬관절 굴곡 10도의 족관절 저측굴곡(plantar flexion)을 보였다.

(2) 반대발의 발가락 들림기~반대발의 발뒤축 접지기(opposite toe-off~opposite heel contact)

정상아 보행에서 시상면상 단하지 지지기 시기의 골반운동은 8도의 전방경사를 보였으며, 고관절은 12도의 신전과 24도의 굴곡, 슬관절은 16도 굴곡, 족관절은 13도의 배측

표 4. Maximum angle in pelvic, hip, knee and ankle joint motion - in the sagittal plane

Item	Normal	CP
Pelvic		
AT	8.3	21.8
PT	-5.5	-16.2
Hip		
FX	33.1	48.1
EX	13.3	2
Knee		
FX	53.1	59
EX	-5.4	-1.6
Ankle		
DFX	14.8	5
PEX	14.2	14.6

AT: anterior tilt PT: posterior tilt
FX: flexion EX: extension
DFX: dorsiflexion PFX: plantarflexion

굴곡을 보였으며, 굴곡 우성 양지마비아의 경우 골반운동은 19도의 전방경사와 23도의 고관절굴곡, 2~11도의 슬관절 굴곡, 13도의 족관절 배측굴곡을 보였다.

(3) 반대발의 발뒤축 접지기~발가락 들림기(opposite heel contact~toe-off)

정상아 보행에서 시상면상 제 2 양하지 지지기의 골반운동은 8도의 전방경사를 보였으며, 관절은 13도의 신전, 슬관절은 33도 굴곡, 족관절은 19도의 배측굴곡과 13도의 저측굴곡을 보였으며, 굴곡 우성 양지마비아의 경우 골반운동은 21도의 전방경사와 9도의 고관절 굴곡, 35도의 슬관절 굴곡, 14도의 족관절 배측굴곡과 5도의 저측굴곡을 보였다.

(4) 발가락 들림기~발뒤축 접지기(toe-off~heel contact)

정상아 보행에서 시상면상 유각기의 골반운동은 7도의 전방경사를 보였으며, 고관절은 2도의 신전과 33도의 굴곡, 슬관절은 53도 굴곡, 족관절은 8도의 배측굴곡과 14도의 저측굴곡을 보였으며, 굴곡 우성 양지마비아의 경우 골반운동은 19도의 전방경사와 13~48도의 고관절 굴곡, 58도의 슬관절 굴곡, 7도의 족관절 배측굴곡과 6도의 저측굴곡을 보였다. 시상면에서 골반과 고관절의 운동은 Fig 2와 같고, 슬관절과 족관절의 운동은 Fig 3과 같다.

2) 관상면상 분석

정상아 보행에서 관상면상 골반운동은 8도의 거상(elevation)과 3도의 하강(depression), 고관절은 9도의 외전과 4도의 내전운동을 보였다.

Murray(1964)는 7도의 거상 운동과 10도의 외전운동을 보고하여 본 연구와 유사하였다.

굴근 우성 양지마비아는 골반운동은 5도의 거상운동과 6도의 하강운동, 고관절은 12도의 내전운동만을 보였다. 관상면상에서 한 보행주기동안 각 관절 운동범위의 최고값과 최저값은 다음과 같다(표 5).

(1) 발뒤축 접지기~반대발의 발가락 들림기(heel contact~opposite toe-off)

정상아 보행에서 관상면상 첫번째 양하지 지지기의 골반운동은 3도의 골반거상(elevation)과 7도의 고관절 외전(abduction)만을 보였으며, 굴곡 우성 양지마비아의 경우 5도의 골반 거상과 12도의 고관절 내전(adduction)을 보였다.

(2) 반대발의 발가락 들림기~반대발의 발뒤축 접지기(opposite toe-off~opposite heel contact)

정상아 보행에서 관상면상 단하지 지지기의 골반운동은 7도의 골반 거상과 8도의 고관절 외전만을 보였다. 굴곡 우성 양지마비아의 경우 5도의 골반 거상운동과 4도의 외

표 5. Maximum angle of pelvic and hip joint motion in the coronal plane

Item	Normal	C.P
Pelvic		
elevation	8	5
depression	3	6
Hip		
abduction	8.7	0
adduction	3.5	12

전과 8도의 고관절 내전을 보였다.

(3) 반대발의 발뒤축 접지기~발가락 들림기(opposite heel contact~toe-off)

정상아 보행에서 관상면상 제2 양하지 지지기의 골반운동은 7도의 골반 거상과 고관절 2도 외전과 3도 내전을 보였으며, 굴곡우성 양지마비아의 경우 6도의 골반 하강과 고관절 1도 외전과 5도 내전을 보였다.

(4) 발가락 들림기~발뒤축 접지기(toe-off~heel contact)

정상아 보행에서 관상면상 유각기의 골반운동은 1도의 골반 거상과 2도의 골반 하강을 보였으며, 고관절은 4도 내전, 3도 외전상태를 보였다.

굴곡 우성 양지마비아의 경우, 1도의 골반 거상과 5도의 골반 하강을 보였으며, 고관절은 13도 내전된 상태의 유각기 보행패턴을 보였다.

3) 횡단면상 분석

정상아 보행에서 횡단면상의 골반운동은 6도의 외회전이 나타났으며 고관절은 11도의 외회전을 보였다. Murray(1964)는 횡단면에서 5도의 외회전 운동을 한다고 보고하여 본 연구와 유사하였다. 굴곡 우성 양지마비아의 골반운동은 24도의 내회전과 11도의 외회전을 보였고, 고관절에서는 29도 외회전을 보였다. 횡단면상에서 한 보행주기 동안 각 관절 운동범위의 최고값과 최저값은 다음과 같다(표 6).

(1) 발뒤축 접지기~반대발의 발가락 들림기(heel contact~opposite toe-off)

정상아 보행에서 횡단면상 첫 번째 양하지 지지기의 골반운동은 3도의 외회전과 8도의 고관절 외회전을 보였다. 굴곡 우성 양지마비아의 경우 24도의 골반 내회전, 24도의 고관절 외회전을 보였다.

(2) 반대발의 발가락 들림기~반대발의 발뒤축 접지기(opposite toe-off~opposite heel contact)

정상아 보행에서 횡단면상 단하지 지지기의 골반운동은 3도의 외회전과 11도의 고관절 외회전을 보였다. 굴곡 우성 양지마비아의 경우 19도의 골반 내회전과 6도의 외회전, 28도의 고관절 외회전을 보였다.

(3) 반대발의 발뒤축 접지기~발가락 들림기(opposite heel contact~toe-off)

정상아 보행에서 횡단면상 제2 양하지 지지기의 골반운동은 4도의 골반 외회전과 11도의 고관절 외회전을 보였으며, 굴곡 우성 양지마비아는 11도의 골반 외회전 과 30도의 외회전 만을 보였다.

(4) 발가락 들림기~발뒤축 접지기(toe-off~heel contact)

표 6. Maximum angle of pelvic and hip joint motion in the transverse plane

Item	Normal	C.P
Pelvic		
internal	-0.1	24.4
external	5.6	10.9
Hip		
internal	-0.3	-14.5
external	11.4	29.7

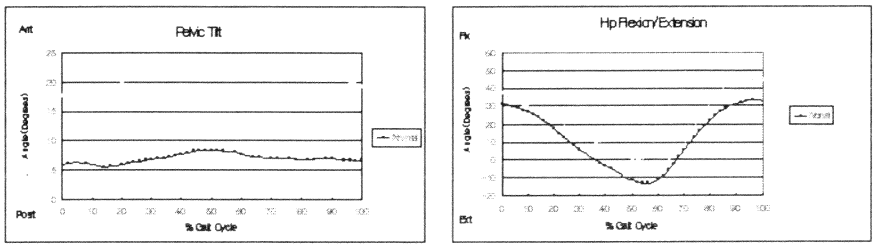

그림 2. Kinematics of the pelvic and hip joint in the sagittal plane

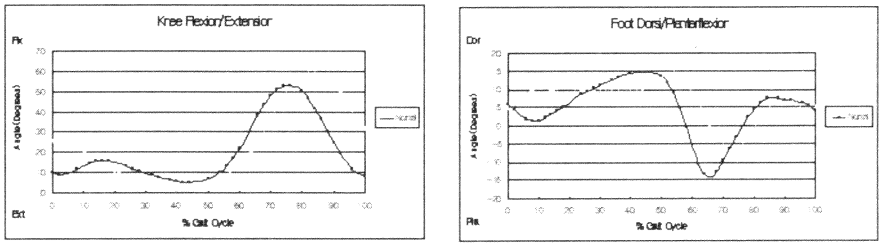

그림 3. Kinematics of the knee and ankle joint in the sagittal plane

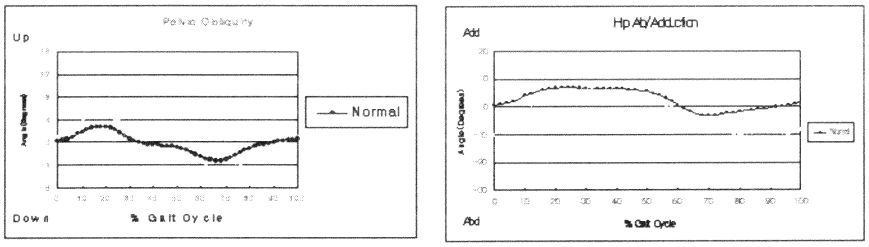

그림 4. Kinematics of the pelvic and hip joint in the coronal plane

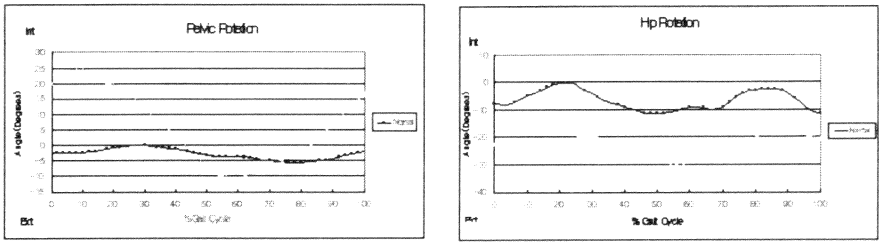

그림 5. Kinematics of the pelvic and hip joint in the transverse plane.

정상아 보행에서 횡단면상 유각기의 골반 운동은 6도의 골반 외회전과 11도의 고관절 외회전으로 나타났다. 굴곡 우성 양지마비아의 경우 16도의 골반 내회전과 5도의 골반 외회전과 24도의 고관절 외회전을 보였다. 횡단면에서의 골반과 고관절의 운동은 그림 5와 같다.

III. 결 론

본 논문의 연구방법은 3차원 동작분석법을 이용하여 보행의 시간과 거리변인을 평가하였고, 세 운동평면에서 골반과 하지관절의 운동패턴을 분석해 다음과 같은 결론을 얻었다. 굴곡 우성 양지마비아는 정상그룹보다 감소된 분당발짝수와 느린 보행속도를 보여 상대적으로 입각기 시간대 비율이 증가하고 유각기 비율이 떨어져 보행안정성과 기능이 떨어졌다. 보행시 골반은 정상아보다 많은 전방경사를 보였고, 보행주기동안 고관절은 입각기동안 굴곡된 양상을 보여 입각기시의 내전과, 유각기시의 외회전이 증가하였다. 슬관절에서는 입각기동안 굴곡된 양상을 보였으며, 유각기때 관절 가동력이 증가하였다. 고관절 슬관절 운동범위는 정상아보다 많았다. 족관절에서는 전보행주기에 걸쳐 관절 운동이 감소하였으며 저측 굴곡이 증가하였다. 입각기시 발의 배측굴곡이 일어나지만 유각기시 발목 저측굴곡이 문제점으로 발떼기가 어려웠고, 이를 보상하기 위해 고관절 내전, 외회전 패턴을 사용하였다. 초기 접지기 패턴은 발바닥 접촉양상(foot flat pattern)을 보였다.

뇌성마비는 사람의 얼굴이 다른 것처럼 운동패턴이 각각 다르게 나타나므로 보행분석은 측정도구로 생각해야 하며, 중추신경계 손상의 1차적 손상에 따른 2차적 장애를 예방할 수 있어 치료계획 세우고 치료기술을 개발하는데 매우 유용하게 쓰여질 수 있다. 그러므로 보행분석에 대한 연구가 계속 이루어져 우리들의 지식이 세밀해지고 병적보행 기전을 좀 더 잘 이해할 수 있게 되기를 바란다.

참고문헌

Abel MF. Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diplegia. Arch Phys Rehabil 1998;79.

Bernhardt DB. Prenatal and postnatal growth and development of the foot and ankle. Phys Ther 1988; 68:1831-9.

Blanke DJ. Comparison of gait young and elderly men. Phys Ther 1989;69.

Cusick BD, Stuberg WA. Assessment of lower extremity alignment in the transverse plane. Implication for management of children with neuromotor dysfunction. Phys Ther 1992;72:3-15.

Damiano DL. Functional outcomes of strength training in spastic cerebral palsy. Arch Phys Med Rehabil 1998.

Deluca PA. Gait analysis in the treatment of the ambulatory child with cerebral palsy. Chin Orthop Related Research 1990;264:65-75.

Gage JR. Gait anaysis in cereblal palsy. London Mac Keith 1991:132-149:61-100.

Galley PM, Foster AL. Functional evaluation of normal and pathological knees during gait. Arch Phys Med Rehabil 1987;57:571-7.

Harris GF, Wertsch JJ. Procedures for gait analysis. Arch Phy Med Rehabil 1994;75:216-25.

Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Baltimore. Williams & Wilkins 1981.

Kruger MP, Gage JR. Stance phase foot rocker problems in spastic diplegia. Dev Med Child Neurol 1986;28:4.

Ladin, Zvi. Three-dimentional instrumentation. In Three-dimentional anaysis of human movement. Human Kinetics 1995:3-39.

Leonard CT, Hirschfeld H, Forssberg H. The development walking in children with CP. Dev Med Child Neurol 1991;33:567-77.

Whittle M. Gait analysis; An introduction 1990.

Murray MP. Gait as a total patterns ofmovement. Am J Phy Med 1967;46:290-333.

Norlin R, Odenrick P. Development of gait in spastic children with cerebral palsy. J Ped Orthop 1986;6:674-80.

Ounpuu S, Gage JR, Davis RB. Three dimensiona lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. J Ped Orthop 1991;11:341-49.

Perry J. Gait analysis. Normal and pathological fountion. Thorofare NJ. Slack 1992:352-489.

Sutherland DH, Olshen RA, Cooper L et al. The development of mature gait. Bone Joint Surg 1980;62:336-53.

Thelen E, Ulrich BD, Jensen JL. The developmental origins of locomotion. University of South Carolina 1989:25-47.

Vaughan CL, Davis BL, Corner JC. Dynamics of human gait. Human Kinetic Publishers 1992.

Wheelwright EF, Minns RA, Elton RB et al. Temporal and spatial parameters of gait in childers. Dev Med Child Neurol 1993;35:114-25.

Whittle MW. Musculoskeletal application of three dementional analysis. In Allard et al 1995;295-307.