

## 뇌졸중으로 인한 편마비환자의 보행분석 I. 시간-거리변수, 골반경사각 및 지면반발력-수직력 중심

대구대학교 재활과학대학원 재활과학과 물리치료전공

권 영 실

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

김 진 상

## The Gait Analysis of Hemiplegic Patients After Stroke I. Spatio-Temporal Parameters, Pelvic Anterior Tilting and Ground Reaction-Vertical Force

**Kwon, Young-Sil, R.P.T.**

*Major in Physical Therapy, Graduate School of Rehabilitation Science, Taegu University*

**Kim, Jin-Sang, D.V.M., Ph.D.**

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

### 〈Abstract〉

This study was carried out to investigate and compare biomechanical characteristics during free speed gait in hemiplegic patients after stroke who took therapeutic exercise by analyzing kinematic and kinetic data in the sagittal plane and electromyographic data. Six patients (47~69 years old) and age-matched six volunteers in good health (51-61 years old) were studied. The patients were sorted into two groups, depending on their self-speed of walking : fast speed group (3 patients) and slow speed group (3 patients).

The results were as follows. :

1. In spatio-temporal parameters, affected and unaffected side of fast group showed symmetry but slow group showed asymmetry of single limb support, opposite foot contact and stance phase ( $p < 0.05$ ). Compared with normal group, patient group showed slower velocity, shorter stride length and longer double limb support ( $p < 0.05$ ).
2. In the pelvic anterior tilt, patient group showed lower values than normal group.
3. In the ground reaction force-vertical force, fast group showed similar double peak graph compared with normal group, but slow group showed lower values without double peak ( $p < 0.05$ ).

## I. 서론

보행은 인간의 신경과 근골격 등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정이며, 한 체지가 입각기의 안정된 상태를 유지하는 동안 동시에 다른 한 체지가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작이다(Perry, 1992). 완전한 보행이 이루어지려면 네가지 관련 과정이 수행되어야 하는데 첫째, 두 개의 고관절 위에 놓인 무거운 체간과 팔, 머리의 균형이 이루어져야 하고, 둘째, 입각기 동안 체지 분절의 지지가 유지되어야 하며, 셋째, 유각기 동안 유각기쪽 발이 바닥에서 완전히 떨어져야 하고, 마지막으로 신체를 전방으로 추진시킬 수 있는 충분한 에너지가 공급되어야 한다(Olney, 1996).

지금까지 보행을 객관적으로 분석하기 위해 많은 노력이 있어 왔는데, 초기의 육안관찰적 보행 분석에서 시작하여 컴퓨터와 전자기술의 개발에 의해 점점 더 복잡한 측정방법을 통해 수학적 분석 및 모델링 까지 꾸준히 발전해 왔다(Whittle, 1991). 비디오테이프, 영화필름, 전기측각기, 발스위치, 가속도계, 힘판(force plate), 근전도 및 에너지-산소 소모 측정 시스템 등을 이용하여 보행의 시간-거리 변인 뿐만 아니라 관절 운동학적, 관절 운동역학적 자료와 근전도 활동, 에너지 소비에 관한 자료들을 얻을 수 있게 되었다(Harris and Wertsch, 1994). 이런 보행 분석 체계들은 병적인 보행을 나타내는 환자에게서 정확한 원인과 이상 부위를 찾아내어 객관화 및 수치화하여 비교, 평가하는데 있어 필수적이라 할 수 있는데(윤승호 등, 1992), 그 예로 병적인 보행은 근골격계 이상 질환 및 사고 뿐만 아니라 뇌성마비나 뇌졸중, 척수 손상 등 신경계 병변 환자에게서도 흔히 나타나게 된다.

특히 편마비 환자들의 불완전한 보행은 보행 분석 방법이 발달해 온 몇 십년에 걸쳐 꾸준한 연구대상이 되어 오고 있다(Olney, 1996). 경직성 편마비(spastic hemiplegia)란 용어는 뇌성마비, 외상성 뇌손상 또는 뇌혈관 장애를 가진 환자들에게서 일어날 수 있는 신경학적 손상에 쓰여지는데, 관상면 상에서 신체의 한쪽이 정상 또는 정상에 가까운 반면, 나머지 한쪽이 신경근 침범을 당했음을 의미한다(Winters 등, 1987). 신경근 침범을 당한 쪽을 환측이라 하고 정상에 가까운 나머지 한쪽을 건측이란 용어로 쓰기도 했지만(Bobath, 1970), 최근에는 비환측(unaffected side) 또는 비마비측(nonparetic side)이란 용어를 주로 쓰고 있으며, 이 역시 완전한 정상이라고

보지 않는다.

일반적으로 뇌졸중을 경험한 생존자의 50~80%가 발병 3주 또는 퇴원 후 보조없이 보행할 수 있다고 보기 때문에(Burdett, 1988), 보행 재교육은 뇌졸중 환자들에게 있어 중요한 재활 프로그램의 목표 가운데 하나이다. 그러나 보행은 모든 균형이 지속적으로 도전받고 다시 획득 되어지는 고도로 협응된 일련의 동작이므로(Galley, 1985), 정상 대상자와 비교해서 편마비 환자들은 서기, 걸기, 일어나기, 앉기 등의 과제에서 반복적인 비대칭성을 보인다(Hesse 등, 1997). 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 비대칭성은 가장 일반적으로 정의되는 이동 결합인 데(Rode 등, 1997), 환측과 비환측 다리의 단하지 지지기에 있어 시간적 비대칭을 나타내며, 비환측 입각기가 환측의 입각기보다 더 크다(Brandstater, 1983).

성인 편마비 환자의 보행은 족하수(drop foot), 침족(eguinovarus), 무릎 관절 후굴(genu recurvatum), 뺏힘 무릎 보행(stiff-knee gait)으로 특징지을 수 있는데(Perry, 1992), 편마비 환자를 대상으로 한 보행 분석 연구가 다양하게 이루어져 왔다. 즉, Wortis 등(1951)은 스토로보스코피 방법과 힘판 자료를 이용하여 19명의 편마비 환자의 입각기 무릎 모멘트를 연구하였으며, Knutsson 등(1979)은 광학 사진과 표면 근전도를 이용하여 편마비 환자 각각의 근활동 패턴을 정상 대상자와 비교하였고, Waters 등(1979)은 건설제술에 따른 무릎 뺏힘 보행의 효과를 근전도 실험을 통해 연구하였다. Wall 등(1986)은 컴퓨터 장치된 보행로를 따라 걷게 하여 시간과 거리 요소에 따른 비대칭성을 연구했으며, Winters 등(1987)은 46명의 경직성 편마비 환자를 대상으로 3차원 동작 분석기와 근전도를 이용하여 보행분석을 실시해 환자를 네가지 군으로 분류하였다.

Olney 등(1991)에 의해 반사마커 체계를 이용한 운동학적 분석과 역판을 이용한 운동역학적 분석이 함께 이루어져 편마비 환자 보행의 작업과 작업물에 대한 연구가 이루어졌다. 보행 모니터와 발스위치 등을 이용하여 보행 속도와 다른 시각적 변인에 대한 상관관계도 연구되었고(Hill, 1994; Roth, 1997), 이와 더불어 육안적 관찰 보행 분석도 그 방법이 지속적으로 발달해 왔다(Hughes, 1994). 그러나 최근까지의 연구에서 운동학적 분석과 운동역학적 분석에 덧붙여 근전도를 함께 연구하는 예는 흔하지 않았으며, 이런 복합 시스템을 이용한 연구는 보다 정확하고 전체적인 보행분석이 될 것이라 생각된다.

이에 본 연구는 치료기법의 발달로 전형적인 편마비

보행 패턴이 점차 줄어들고 있는 시점에서 3차원 보행분석기(Vicon 370)를 이용하여 운동치료 중에 있는 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 보행 패턴을 분석하여 그 특성을 관찰하였다. 각 환자에 따라 보행 패턴이 다양하므로 일차적으로 보행속도에 따라 환자군을 느린 유형과 빠른 유형으로 구별하여, 각각 환측과 비환측의 보행패턴을 운동학적 측면(관절각도), 운동역학적 측면(모멘트, 작업률, 지면 반발력 및 근전도적 측면에서 정상군과 비교하여 관찰하기 위하여 수행되었다. 본 연구의 결과는 환자의 치료에 대한 효과도 분석될 수 있을 것이며, 앞으로의 치료 방법에 대한 정확한 자료로 활용할 수 있을 것이라 사료된다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상

실험 목적을 알고 동의한 정상 성인과 뇌졸중으로 인한 편마비 환자를 각각 6명씩 대상으로 하였다(Table 1a). 기준 자료를 위한 대조군으로 설정된 정상 성인은 현재 보행이나 균형에 영향을 줄 수 있는 신경과적, 정형외과적 병력을 가지고 있지 않은 51~61세(54.83±3.71)의 여성 4명과 남성 2명으로 하였다.

환자군은 현재 안양 중화한방병원와 운동 치료실에서 치료중인 47~69세(57±8.77)의 여성 2명과 남성 4명이며, 발병일로부터 1개월~9개월(3.6±2.67)의 시간이 경과했고, 모두 뇌혈관 출혈의 병력을 가지고 있는 첫 번째 발병이었다. 마비측은 왼쪽 3명, 오른쪽 3명이었다. 대상자는 보조장구나 타인의 도움없이 맨발로 적어도 8m 이상 독립보행이 가능하며, 실험자의 요구에 따라 무리없이 실험을 수행할 수 있을 정도로 인지력과 정신상태가 양호하였다(Table 1b).

### 2. 실험 도구

본 연구는 인천 재활공학연구 센터의 보행분석실에서 이루어졌으며 인체계측을 위하여 신장계, 체중계, 너비측정기(caliper), 줄자가 이용되었다. 10m의 보행로 카페트 아래에는 운동역학적 분석을 위한 압전형 힘판(Piezoelectric Force Plate-600x900, Kistler, Type 9281B) 2개가 대상자가 보이지 않도록 설치되어 있는데, 보폭을 고려하여 정상인은 진행방향으로 힘판이 900mm길이를 놓여있게 했고 환자의 경우 600mm 길이를 놓여있게 하

였다. 운동학적 분석을 위해 좌, 우, 앞, 뒤, 대각선 방향으로 적외선 카메라(Vicon I.R., Strobe & Pus, VC300) 6대를 설치하였으며, 부가적으로 TV화면에 보여지도록 CCD카메라가 앞쪽과 옆쪽에 2대(Panasonic, CCD, FIT) 설치되었다. 모든 실험 장치는 데이터 처리 장치인 데이터 스테이션에 연결하였다(Fig 1).

근전도 측정을 위해 채널 10개짜리의 표면 전극이 이용되었고, 이것은 데이터 처리장치에 유선으로 연결시켰다. 적외선 카메라가 인식할 수 있는 25mm 반사마커 15개, 실험조건 설정을 위해 반사마커가 부착된 켈리브레이션 노즐 4개와 동작 분석 장치인 Vicon 370 프로그램과 보행 분석을 위한 VCM프로그램이 이용되었다.

### 3. 실험 절차

#### 1) 실험전 준비

데이터 처리 프로그램인 Vicon 370을 가동시키고, 실험공간 설정을 위해 사전에 켈리브레이션 노즐을 촬영하여 적외선 카메라 6대 각각의 반사마커 인지상태를 정비하였다. 대상자가 도착하면, 탈의 후 수영복으로 갈아입게 하여 키와 몸무게를 측정하고, 줄자로 위앞장골가시(ASIS)에서 내측복사(med. malleolus)까지의 거리를 측정해 다리 길이를 측정하였고, 너비측정기를 이용해 무릎 너비와 발목너비를 측정하였다. 그후 25mm 반사마커를 부착했는데 운동학적 분석측 모델은 VCM 모델(Oxford Metrics)을 따랐다. 마커의 위치는 대상자의 천골(Sacrum), 좌·우 앞장골가시(ASIS), 좌우측 대퇴부, 좌우측 무릎의 외측, 좌우측 경골부, 좌우측 발목 외측복사, 좌우측 둘째 발바닥뼈 머리 및 좌우측 발굽골 뒤쪽에 부착하였다.

#### 2) 마커의 위치

● 골반 마커 : 좌, 우 앞장골가시극.

두 마커는 앞장골 가시극 바로 위에 위치시켰다.

● 천골 마커 : 두 뒤장골가시극(PSIS)사이의 가운데 피부에 부착. 척추가 골반을 만나는 지점인 천요관절 바로 밑 골 융기부가 느껴지는 곳에 부착시켰다.

● 무릎 마커 : 좌, 우 무릎 관절 외측.

무릎 마커는 피부를 통과하는 굴곡 측 위치에 부착하는데, 무릎 관절의 외측 피부 표면을 보면서 수동적으로 굴곡과 신전을 시켜보고 대퇴부에 고정된 채로 남아있는 가장 가까운 지점을 찾아 표시하였다. 성인의 경우 선 자세에서 관절선보다 약 1.5cm위의 관절 앞, 뒤 중간지점이었다.

**Table 1a. Characteristics of Subjects.**

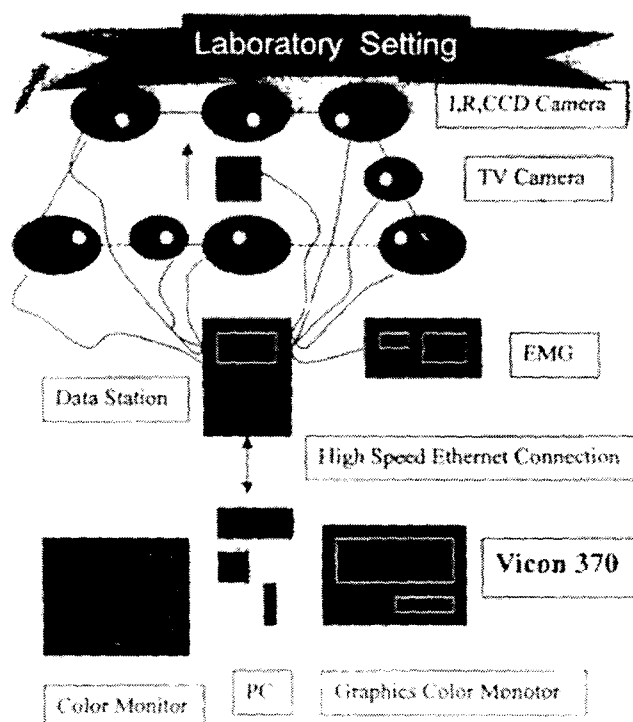
| Group Variable | Normal (n=6)<br>Mean(SD) | Patient      |              |
|----------------|--------------------------|--------------|--------------|
|                |                          | Fast (n=3)   | (Slow n=3)   |
| Age(yrs)       | 54.83(3.71)              | 55.33(10.01) | 58.66(11.06) |
| Gender(F/M)    | 4 / 2                    | 1 / 2        | 1 / 2        |
| Height(cm)     | 157.26(10.76)            | 157.20(4.90) | 156.0(7.54)  |
| Weight(kg)     | 62.92(9.54)              | 56.56(2.28)  | 53.7(4.59)   |
| Leg length(cm) |                          |              |              |
| Lt             | 81.18(4.92)              | 81.20(4.51)  | 83.30(3.55)  |
| Rt             | 80.95(5.14)              | 80.03(4.71)  | 81.86(2.02)  |

Lt : left  
Rt : right

**Table 1b. Characteristics of Patients.**

| No | Age(yrs) | Gender | Aff,side | Duration | Speed Group |
|----|----------|--------|----------|----------|-------------|
| 1. | 47       | M      | Rt       | 9M       | Slow        |
| 2. | 56       | F      | Lt       | 5M       | Fast        |
| 3. | 45       | M      | Rt       | 2M       | Fast        |
| 4. | 65       | M      | Rt       | 1M       | Fast        |
| 5. | 69       | M      | Lt       | 2.5M     | Slow        |
| 6. | 60       | F      | Lt       | 2.5M     | Slow        |

M : male, F : female



**Fig 1. Laboratory Setting**

● 대퇴 마커 : 좌, 우 대퇴마커.

이 마커는 대퇴 표면 외측의 아래 늑지점, 유각기시 손의 위치 바로 밑이며, 무릎 굴곡축과 정확한 정렬을 이루는 위치이었다.

● 발목 마커 : 좌, 우 발목 관절.

발목 굴곡축이 통과하는 피부 표면에 부착해야 하는데, 대부분 발목 외측복사(lat. malleolus)부위이었다.

● 하퇴 마커 : 좌, 우 하퇴.

발목 굴곡축의 정렬에서 하퇴 1/3 아래쪽 부위에 위치시켰다. 이 마커는 무릎관절과 발목관절 중심을 연결한 선상에 위치하였다.

● 발 마커 : 좌, 우 발등.

발등에서 보통 두 번째 발바닥뼈 머리(metatarsal bone head)에 부착시켰다.

● 뒤꿈치 마커 : 좌, 우 발꿈치 뒤쪽.

발마커와 연결한 선이 장축을 이루도록 발뒤꿈치에 부착하였고, 정적자세에서만 부착한 후 보행 시에는 떼어내고 걷는다.

근전도 표면전극은 큰 둔부근(Gluteus maximus), 내측 무릎 관절 굽힘 근육군(Med. Hamstrings), 외측 넓은근(Vastus lateralis), 하퇴 새머리근(Triceps surae), 앞경골근(Tibialis anterior)의 근부에 부착시키고 데이터 처리기와 한 케이블로 연결시켰다. 실험 전 정지 상태에서 실험실 가운데 대상자를 똑바로 선자세로 서게 한 후 시스템을 작동시켜 인체에 부착된 반사마커들을 컴퓨터에 입력시켜서 각

관절의 중심과 면 축들이 정의될 수 있도록 하였다.

### 3) 실험 자료 수집

대상자가 실험실에서 각종 기기들을 몸에 부착하면 부자연스러운 보행을 하기 쉬우므로 실험실에서 충분한 보행 연습을 시킨 다음, 평상시의 자연스러운 보행이 되었을 때 실험을 시작하였다. 환자의 경우 주의를 기울여 피로를 느끼지 않는 범위 내에서 실시하였다. 정상인의 경우 8~9m, 환자의 경우 4~5m의 보행로에서 자유 속도 보행을 실시하였다. 대상자는 정면을 향하게 머리를 들고 맨발인 자세로 상지를 자연스럽게 흔들면서 걷도록 하였다. 오른쪽이나 왼쪽 또는 환측이나 비환측에 관계없이 구두의 출발신호에 따라 첫 발을 내딛도록 하였으며, 대상자에게는 보이지 않는 가운데 힘판에 발이 하나씩 닿으면 성공적인 시도로 보고 3회 이상 성공적 시도의 평균을 내어 각 대상자의 자료값을 얻었다.

대상자가 보행로를 걷는 동안 적외선 카메라는 신체에 부착되어 있는 마커의 위치를 감지하고 힘판에서는 신체 하중에 의한 지면 반발력을 실시간으로 처리하였으며, 신체에 부착시킨 근전도의 자료도 유선을 통해 컴퓨터로 전달되었다. 모든 데이터는 시간적으로 일체화되어 Vicon 370에 입력되었다.

### 4) 자료 처리

보행분석 프로그램인 VCM으로 모든 자료들이 보내진 후 보행주기에 따라 다음과 같은 보행 변수들의 값이

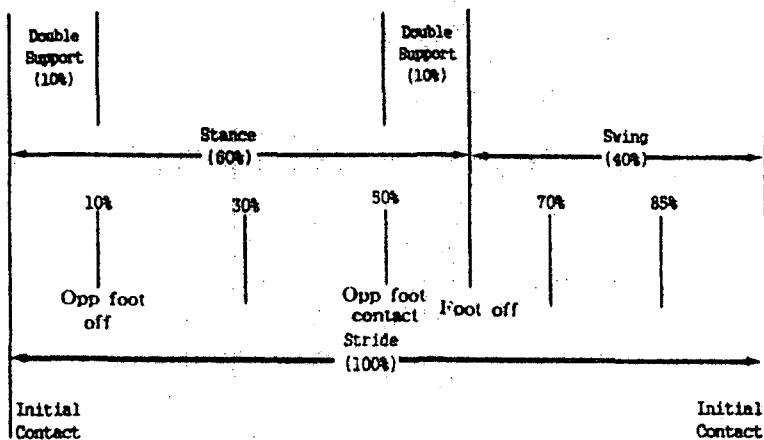


Fig 2. Terminology for gait cycle

구해졌다.

#### (1) 보행의 시간-거리 변수

분당 발짝수(cadence), 속도(speed), 보폭(stride length), 발짝시간(step time), 발짝길이(step length) 등이 구해졌으며, 보행 주기는 단하지 지지기(single support), 양하지 지지기(double support), 반대발 떼기(opposite foot off), 반대발 접지(opposite foot contact), 발떼기(foot off)로 나누었다(Fig. 2).

#### (2) 운동학적 분석

시상면 자료만 분석하였고 골반 경사를 구하였다.

#### (3) 운동역학적 분석

지면 반발력에서는 수직력만을 구하였다.

모든 개개인의 값들은 좌, 우측으로 구별하여 얻은 다음, 환자의 경우는 느린 군과 빠른 군으로 나누어서 각 군에서 다시 환측과 비환측의 값을 평균내었고, 정상인의 경우 오른쪽과 왼쪽이 거의 비슷하기 때문에 양측값을 평균내어 기준 자료로 삼았다. 느린 군과 빠른 군에서 환측 값과 비환측 값, 정상군 값과 비환측 값이 student t-test에 의해 작비교되어 통계 처리되었다.

### Ⅲ. 연구 결과

#### 1. 시간-거리 변수

정상군, 편마비 빠른 군의 환측과 비환측, 편마비 느린 군의 환측과 비환측에 대한 시간과 거리 변수 분석 결과는 Table 2 와 같다. 정상군의 분당 발짝수는 115 steps/min 이었고, 빠른 군의 환측과 비환측의 분당 발짝수는 각각 107.33±10.59 steps/min 과 104.33±11.5 steps/min 이었고, 느린 군의 환측과 비환측의 분당 발짝수는 각각 72±15.87 steps/min과 73.33±17.38 steps/min 이었다.

속도의 경우 정상군은 1.14m/sec 였으나 빠른 군의 환측과 비환측의 속도는 0.74±0.14, 0.74±0.15m/sec 이었고, 비환측의 속도값은 정상군과 통계적으로 유의한 차이를 보였다(P<0.05). 느린 군의 환측과 비환측의 속도는 각각 0.29±0.09 m/sec, 0.30±0.08 m/sec였고, 이 비환측 값도 정상군과 유의한 차이를 보였다(P<0.01).

보폭의 경우 정상군은 1.18m 였으나, 빠른 군의 환측과 비환측의 보폭은 각각 0.83±0.13 m, 0.85±0.13 m였고 비환측 값은 정상군과 유의한 차이를 보였다(P<0.05). 느린 군의 환측과 비환측의 보폭은 각각 0.48±0.04 m,

0.50±0.02m 였고, 이 비환측 값은 정상군과 비교하여 통계적으로 유의한 차이를 보였다(P<0.01).

발짝 시간의 경우 정상군은 0.52 sec 였고, 빠른 군의 환측과 비환측의 발짝시간은 각각 0.57±0.08 sec, 0.56±0.05 sec 이었으며, 느린 군의 환측과 비환측의 발짝시간은 각각 0.90±0.16 sec, 0.80±0.20 sec 였다.

발짝 길이의 경우 정상군은 0.6m 였으나, 빠른 군의 환측과 비환측은 발짝길이는 각각 0.4±0.05 m, 0.44±0.07 m 였고, 느린 군의 환측과 비환측의 발짝길이는 각각 0.26±0.07 m, 0.22±0.03 m 였는데 비환측의 발짝길이 값은 정상군과 비교하여 통계적으로 유의한 차이를 보였다(P<0.01).

보행 주기 중 단하지 지지기는 정상군의 경우 35.06 % 였으나, 빠른 군의 환측과 비환측의 단하지 지지기는 각각 31.67±1.40 %, 31.40±1.49 %였고, 비환측의 단하지 지지기 값은 정상군과 통계적으로 유의한 차이를 보였다(P<0.05). 느린 군의 환측과 비환측의 단하지 지지기는 각각 17.93±3.63 %, 32.98±5.99 %이였으며 통계적으로 유의한 차이를 보였다(P<0.05).

보행 주기 중 양하지 지지기는 정상군의 경우 29.87 % 였으나, 빠른 군의 환측과 비환측의 양하지 지지기는 각각 31.10±1.27 %, 36.35±1.07 %로써, 비환측의 양하지 지지기 값은 정상군과 통계적으로 유의한 차이를 보였다(P<0.01). 느린 군의 환측과 비환측의 양하지 지지기는 각각 49.51±2.0 %, 48.48±3.99 %로써, 비환측의 양하지 지지기 값은 정상군과 통계적으로 유의한 차이를 보였다(P<0.01).

보행 주기 중 반대발 떼기는 정상군의 경우 14.92 % 였으나, 빠른 군의 환측과 비환측의 반대발 떼기는 각각 17.40±1.2 %, 18.90±2.10 %, 느린 군의 환측과 비환측의 반대발 떼기는 각각 29.21±4.10, 20.28±4.23% 였다.

보행 주기 중 반대발 접지기는 정상군의 경우 49.99% 였으나, 빠른 군의 환측과 비환측의 반대발 접지기는 각각 49.00±2.60 %, 50.31±1.50 %, 느린 군의 환측과 비환측의 반대발 접지기는 각각 47.15±1.85 %, 53.26±2.00 %로써, 비환측의 반대발 접지기가 값이 정상군과 비교하여 유의한 차이를 보였다(P<0.05).

보행 주기 중 발떼기는 정상군의 경우 64.94% 였으나, 빠른 군의 환측과 비환측은 각각 67.79±1.59, 67.76±1.91%, 느린 군의 환측과 비환측은 각각 67.44±5.05, 81.47±2.39로써, 서로간에도 유의한 차이를 보였고(P<0.05), 비환측 값도 정상군과 비교하여 유의한 차이를 보였다.

**Table 2. Spatio-Temporal Characteristics**

| Variables                     | Groups Normal | Fast              |                     | Slow              |                     |
|-------------------------------|---------------|-------------------|---------------------|-------------------|---------------------|
|                               | Mean(SD)      | Aff <sup>t1</sup> | Unaff <sup>t2</sup> | Aff <sup>t1</sup> | Unaff <sup>t2</sup> |
| Cadence<br>(steps/min)        | 115           | 107.33<br>(10.59) | 104.33<br>(11.59)   | 72<br>(15.87)     | 73.33<br>(17.38)    |
| Speed<br>(m/s)                | 1.14          | 0.74<br>(0.14)    | 0.74*<br>(0.15)     | 0.29<br>(0.09)    | 0.30**<br>(0.08)    |
| Stride length<br>(m)          | 1.18          | 0.83<br>(0.13)    | 0.85*<br>(0.13)     | 0.48<br>(0.04)    | 0.50**<br>(0.02)    |
| Step time<br>(s)              | 0.52          | 0.57<br>(0.08)    | 0.56<br>(0.05)      | 0.90<br>(0.16)    | 0.80<br>(0.20)      |
| Step length<br>(m)            | 0.60          | 0.40<br>(0.05)    | 0.44<br>(0.07)      | 0.26<br>(0.07)    | 0.22**<br>(0.03)    |
| Single support<br>(% cycle)   | 35.06         | 31.67<br>(1.40)   | 31.40*<br>(1.49)    | 17.93*<br>(3.63)  | 32.98<br>(5.99)     |
| Double support<br>(% cycle)   | 29.87         | 31.10<br>(1.27)   | 36.35**<br>(1.07)   | 49.51<br>(2.00)   | 48.48*<br>(3.99)    |
| Opp foot off<br>(% cycle)     | 14.92         | 17.40<br>(1.26)   | 18.90<br>(2.10)     | 29.21<br>(4.10)   | 20.28<br>(4.23)     |
| Opp foot contact<br>(% cycle) | 49.99         | 49.00<br>(2.60)   | 50.31<br>(1.50)     | 47.15*<br>(1.85)  | 53.26<br>(2.00)     |
| Foot off<br>(% cycle)         | 64.94         | 67.79<br>(1.59)   | 67.76<br>(1.91)     | 67.44*<br>(5.05)  | 81.47**<br>(2.39)   |

t1 : t-test between Aff and Unaff  
 t2 : t-test between Unaff and Normal  
 \* : p < 0.05, \*\* : p < 0.01

그러므로 빠른 군에서는 환측과 비환측의 입각기가 서로 대칭적인 반면, 느린 군에서는 비환측의 입각기가 환측의 입각기 보다 더 길어서 비대칭적인 패턴을 보였다.

**2. 골반 경사각 분석**

정상군, 편마비 빠른 군의 환측과 비환측 및 편마비 느린 군의 환측과 비환측에 있어 보행시 평균 골반 경사각은 Table 3과 같고 보행 주기에 따른 경사각의 값은 Fig. 3과 같다. 보행시 평균 골반 경사각은 정상군의 경우 10.107±0.42°였으나, 빠른 군의 환측과 비환측의 평균 골반 경사각은 각각 5.42±0.43°, 5.211±0.95°로써, 비환측의 평균 골반경사각 값이 정상군과 비교하여 통계적으로 유의한 차이를 보였고(p<0.01), 느린 군의 환측과 비환측의 평균 골반 경사각은 각각 3.229±1.49, 3.312±1.35°로써, 비환측의 평균 골반 경사각 값이 정상군과 비교하여 통계적으로 유의한 차이를 보였다(p<0.01). 그래프 모양을 보

면, 정상군에서 초기 입각기시 내려갔다 중간 입각기시 다시 올라가고 말기 입각기시 다시 내려오다 유각기에 다시 올라가는 완만한 경사를 보였다. 빠른 군의 환측과 비환측의 평균 골반경사각 값은 낮았으나 비슷한 주기를 나타낸 반면, 느린 군의 환측의 평균 골반경사각은 입각기 말기로 갈수록 높은 전방 경사를 나타내는 패턴을 보였고, 비환측은 입각기로 갈수록 낮아지는 패턴을 보였다.

**3. 지면 반발력 수직력**

대상자의 보행시 지면 반발력 결과는 Table 4, Fig. 4와 같다. 정상군의 보행시 수직 방향의 지면 반발력 평균값은 301.641±266.85 Newtons 이었으나, 빠른 군의 환측과 비환측의 지면반발력은 각각 260.292±227.54 Newtons, 271.189±232.03 Newtons 이었다. 그러나 느린 군의 환측과 비환측의 지면반발력은 각각 182.147±180.95 Newtons, 295.132±195.51 Newtons로써 통계적으로

**Table 3. Pelvic Anterior Tilting of Normal and Hemiplegic Patients.**

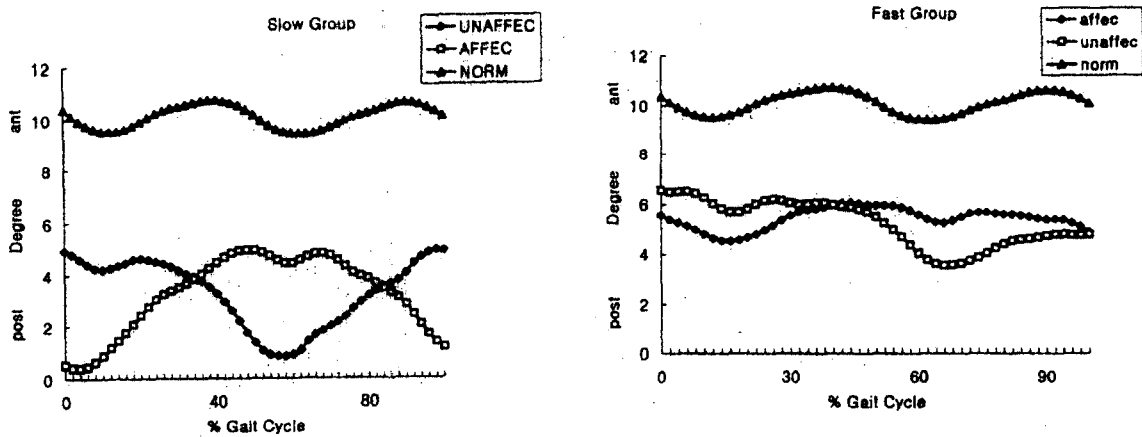
|                      | Normal Mean(SD) | Fast              |                     | Slow              |                     |
|----------------------|-----------------|-------------------|---------------------|-------------------|---------------------|
|                      |                 | Aff <sup>t1</sup> | Unaff <sup>t2</sup> | Aff <sup>t1</sup> | Unaff <sup>t2</sup> |
| Pelvic tilt (degree) | 10.107 (0.42)   | 5.42 (0.43)       | 5.211** (0.95)      | 3.229 (1.49)      | 3.312** (1.35)      |

t1 : t-test between Aff. and Unaff.  
 t2 : t-test between Unaf. and Normal  
 \* : p < 0.05 , \*\* : p < 0.01

**Table 4. Ground Reaction Force- Vertical force.**

|                | Normal Mean(SD)  | Fast              |                     | Slow              |                     |
|----------------|------------------|-------------------|---------------------|-------------------|---------------------|
|                |                  | Aff <sup>t1</sup> | Unaff <sup>t2</sup> | Aff <sup>t1</sup> | Unaff <sup>t2</sup> |
| Vertical Force | 301.641 (266.85) | 260.292 (227.54)  | 271.189 (232.03)    | 182.147* (180.95) | 295.132 (195.51)    |

t1 : t-test between Aff and Unaff  
 t2 : t-test between Unaff and Normal  
 \* : p < 0.05, \*\* : p < 0.01



**Fig 3. Pelvic tilting of slow and fast groups in patients**

유의한 차이를 보였다( $p < 0.01$ ). 그래프 모양은 빠른 군의 경우 정상군과 유사하게 이중 정점을 나타내고 있었으나, 느린 군의 그래프 모양은 환측과 비환측 모두 전형적으로 느린 패턴을 나타냈으며 환측의 경우가 더 심하고 그 값도 낮았다.

#### IV. 고 찰

뇌졸중의 병리생리는 뇌에 공급되는 동맥이 출혈이나

색전에 의해 침범받아서 주로 편측성으로 중추신경계의 운동 세포나 전도로써 손상을 당하는 것으로써 예고없이 나타난다. 이런 환자들이 보행을 수행하는데 있어 가장 어려운 문제는 정상적인 양만큼의 수의적 근수축을 생성할 능력이 부족하다는 것과 적절한 타이밍과 근활동 강도를 맞출 수 없다는 것이다(Olney와 Richards, 1996). 뇌졸중 환자에게서 효율적인 움직임을 방해하는 요인은 주동근과 길항근이 같이 작용하여 힘이 상쇄되는 협력수축(cocontraction), 중력을 이겨내기 위해 지속적으로 일어



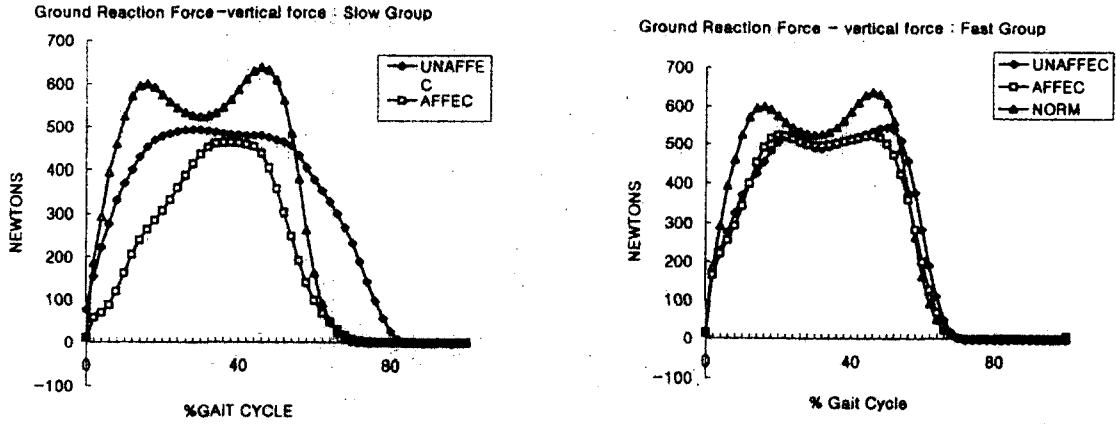


Fig 4. Ground reaction force-vertical force of slow and fast groups in patients

나는 동장성 수축(isometric contraction), 갑작스러운 움직임으로 인한 에너지 소모 등을 줄 수 있다(Winter, 1979).

이들 환자의 비정상 보행을 이해하기 위해서는 평가하려고 하는 환자의 보행에 대한 표준을 제공해 주는 정상 보행에 관한 연구가 필요하다(김영호 외, 1996). 보행 변수들은 성, 연령 및 다양한 신체적 조건에 따라 다르므로 본 연구는 대상으로한 편마비 환자의 연령이  $57.8 \pm 8.77$ 세였으므로 유사한 연령군의  $54.83 \pm 3.7$ 세를 정상 대상으로 하였다. 보행분석시 시간과 거리 변수들은 발작길이, 보폭, 분당발작수, 보행주기율과 보행 속도가 해당되며, 이것들은 간단히 측정 가능하고 유용한 정보를 제공해 준다. 발작길이나 입각기와 유각기 비율을 비교함으로써 하지대칭성에 대한 정보를 얻을 수 있고, 입각기와 유각기에 걸린 시간을 측정함으로써 안정성에 대한 정보를 얻으며, 분당 발작수와 보행속도를 측정함으로써 기능에 관한 정보를 얻을 수 있다(Rose 등, 1991).

본 연구에서 정상인의 보행 변수를 살펴보면 분당발작수는 115 steps/min 이었고, 속도는 1.14 m/sec 이었으며, 단하지 지지기는 35.06 % cycle, 양하지 지지기는 20% cycle로써 30대 성인의 경우의 분당발작수 112 steps/min, 속도 1.26 m/sec, 단하지 지지기 43% cycle, 양하지 지지기가 21% cycle라는 연구결과(김영호 등, 1996)가 있으나 일반적으로 보고되는 단하지 지지기 40% cycle, 양하지 지지기 20% cycle(Perry, 1992)의 결과와는 차이

가 있었으며, 또한 입각기 비율에 있어서도 24.7세를 대상으로 한 윤승호 등(1992)의 연구결과인 57.8% cycle와 일반적으로 보고되는 60% cycle(Perry, 1992)와는 차이가 있는 64.94% cycle였다. 즉, 연령이 높은 정상 대조군에서 단하지 지지기가 줄어들고 양하지 지지기가 증가하며 입각기가 늘어나는 양상을 보였다. 환자군에 있어서 보행변수들을 살펴보면 분당발작수는 82.97 steps/min(Hill 등, 1994)라는 보고와  $63.8 \pm 26.2$  steps/min(Bohannon, 1987)라는 보고가 있었는데 본 연구에서는 빠른 군의 환측과 비환측의 분당발작수는 각각  $107.33 \pm 10.59$  steps/min,  $104.33 \pm 11.59$  steps/min이었고, 느린 군의 환측과 비환측의 분당발작수는 각각  $72 \pm 15.87$  steps/min,  $73.33 \pm 17.38$  steps/min 으로 나타났다.

보행속도에 있어서도  $0.23 \pm 0.11$  m/s(Burdett 등, 1988),  $0.38 \pm 0.25$  m/s(Bohannon, 1987) Olney 등(1991)은 빠른 군  $64 \pm 0.8$  m/s, 중간군  $41 \pm 0.8$  m/s, 느린 군  $25 \pm 0.5$  m/s 등의 보고가 있었는데, 본 연구에서는 빠른 군  $0.74 \pm 0.15$  m/s와 느린 군  $0.29 \pm 0.09$  m/s -  $0.30 \pm 0.08$  m/s를 나타내어 다른 연구보다 속도가 좀 더 빨랐다.

단하지 지지기의 경우 Hill 등(1994)은 환측이 24.91% cycle, 비환측이 37.03% cycle이라고 보고하였는데, 본 연구에서는 빠른 군의 환측과 비환측의 단하지 지지기가 각각  $31.67 \pm 1.40$  % cycle,  $31.40 \pm 1.49$  % cycle이었고, 느린 군의 환측과 비환측의 단하지 지지기는  $17.93 \pm 3.63$  % cycle,  $32.98 \pm 5.99$  % cycle로써 빠른 군은 환측과 비환측

이 차이가 없는 반면 느린 군에서는 비환측 단하지 지지기가 더 길어 더 높은 비대칭성을 나타내었다. 양하지 지지기도 Roth등(1997)은  $52 \pm 17\%$  cycle 이라고 보고하였는데 본 연구에서는 빠른 군의 환측과 비환측의 양하지 지지기가 각각  $31.10 \pm 1.27\%$  cycle,  $36.35 \pm 1.07\%$  cycle 이었으며, 느린 군의 환측과 비환측의 양하지 지지기는 각각  $49.51 \pm 2.00\%$  cycle,  $48.48 \pm 3.99\%$  cycle를 나타내어 빠른 군에서는 다른 연구에 비해 더 짧은 양하지 지지기를 나타내었다.

입각기 비율을 살펴보면 Roth 등(1997)은 환측이  $74 \pm 8\%$ , 비환측이  $82 \pm 8\%$  이라고 하였으나 본 연구에서는 빠른 군의 환측과 비환측의 입각기 비율은 각각  $67.79 \pm 1.59\%$ ,  $67.79 \pm 1.91\%$ 이었고, 느린 군의 환측과 비환측의 입각기 비율은 각각  $67.44 \pm 5.05\%$ ,  $81.47 \pm 2.39\%$ 로써 느린 군의 경우는 비환측의 입각기가 더 길다는 다른 연구결과와 유사하게 나타났다. 이렇게 환측의 입각기가 더 길어지는 것은 편마비 보행의 전형적인 비대칭성을 나타낸다고 사료된다.

Roth등(1997)의 연구결과에 의하면 보행속도는 비환측 입각기 퍼센트, 비환측 유각기 퍼센트, 양하지 지지기 퍼센트와 통계적으로 유의한 상관관계가 있으나 환측 입각기 퍼센트, 환측 유각기 및 입각기 대칭성과는 상관관계가 없다고 보고하였고, Griffin등(1995)의 연구결과도 속도를 향상시키는데 대칭성이 어떤 역할을 한다는 증거가 미약하다고 보고하였다. 이것은 보상작용에 의한 속도의 향상과 관련이 된다고 사료된다. 치료를 받은 대상자를 연구한 본 연구에서는 속도가 빠른 군이 대칭적이라는 연구결과를 얻었는데, 보상작용에 의한 보행의 속도 향상보다는 대칭성 획득에 의한 보행의 속도 향상이 재활의 목표가 되어야 할 것이라 사료된다.

또한 Hesse 등(1997)는 환측보다 비환측하지로 출발하였을 때가 남아서 몸을 지탱해주는 쪽의 비 안정성으로 인해 유각기때 발끝거리가 더 짧아지고, 내, 외측 흔들림이 더 커진다고 보고하였는데 비해 본 연구에서는 출발하지를 고려하지 않고 대상자 스스로 선택하여 출발하도록 하였으므로 앞으로의 연구에서는 이 점도 고려해볼 필요가 있다.

골반경사각을 보면, 정상 보행에 있어서 Perry(1992)는 시상면상에서 전방 경사각도가  $10^\circ$  라고 하였는데, 본 연구의 정상군은  $10.107 \pm 0.42^\circ$ 의 전방 경사각을 보였다. Winter 등(1987)의 연구에서 보면 네 그룹의 편마비 환자군 모두에서 골반운동시 요추전만(lordosis)이 증가했다

고 보고하였는데, 본 연구에서는 환자군의 보행 전 주기에 걸쳐 후방 경사각을 나타내지는 않았지만 전방 경사각도는 정상군 보다 유의하게 낮았다. 특히 느린 군의 경우 환측에서는 말기 입각기와 초기 유각기가 초기 입각기나 말기 유각기 보다 더 높은 전방경사각의 곡선을 보였고, 비환측에서는 말기 입각기에서 가장 낮은 전방경사각을 보였다.

## V. 결 론

본 연구는 유사 연령의 정상 성인 6명과 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 6명을 대상으로 운동학-운동역학 복합 시스템을 이용한 보행 분석을 관찰하고자 수행되었다. 환자군은 다시 그 보행 속도에 따라 빠른 군과 느린 군으로 나누었으며, 보행 주기에 대한 시간-거리 변수, 골반경사각 및 지면반발력-수직력에 대한 정상군 값, 환측과 비환측의 값을 구하여서 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 시간-거리 변수에 있어서 빠른 군은 환측과 비환측이 서로 대칭적이었으나, 느린 군은 단하지 지지기, 반대 발 접지기 및 입각기가 비대칭적이었었다( $p < 0.05$ ). 정상군과 비교해서 환자군은 속도가 느리고, 보폭이 짧으며, 양하지 지지기가 더 길었다( $p < 0.05$ ).
2. 골반 경사각은 환자군이 정상군 보다 더 낮은 골반 전방 경사 각도를 나타냈다( $p < 0.01$ ).
3. 지면 반발력-수직력은 빠른 군은 정상군과 비교하여 유사한 이중 정점을 나타내고 있으나, 느린 군의 환측은 낮은 값으로 이중 정점이 없는 곡선을 나타냈다( $p < 0.05$ ).

## 참 고 문 헌

- 김영호, 양길태, 임송학(1996), 정상인의 보행 특성 분석; 성인 및 어린이. 대한 의용생체공학회, 제18권 제1호, 331-334.
- 윤승호, 김봉욱(1994). 임상 보행 분석, 도서출판 세진기획.
- 윤승호 외 (1992). 3차원 동작 분석기를 이용한 정상보행 분석. 대한 재활의학회지. 제16권 제4호, 399-405.
- 배성수, 이진희, 윤창구(1996). 보행과 보행분석법에 관한 연구. 대한 물리치료학회지, 제8권 제1호. 49-64.
- 이진희(1996). 정상아와 편마비 뇌성마비아의 삼차원 보행분석,미간행. 석사 학위 청구 논문, 대구대학교 재활과학대학원.
- Aughes, K.A., and Bell, F.(1994). Visual assessment of

- hemiplegic gait following stroke : pilot study. *Arch Phys Med Rehabil.* 75 : 1100-1107.
- Bohannon, R.W.(1987). Gait Performance of hemiparetic stroke patients : selected Variables. *Arch Phys Med Rehabil.* 68 : 777-781
- Bohannon, R.W.(1989). Selected determinants of ambulatory capacity in patients with hemiplegia. *Clin Rehab.* 3 : 47-53.
- Bohannon, R.W., and Andrews, A.W.(1990). Correlation of knee extensor muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 71 : 330-333.
- Bohannon, R.W., and Walsh, S.(1992). Nature, reliability, and predictive value of muscle performance measures in patients with hemiparesis following stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 73 : 721-725.
- Bohannon, R.W. and Andrews, A.W.(1990). Correlation of Knee extensor muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 71 : 330-333.
- Brandstater, M.E., deBruin H., Gowland, C. and Clark, B.M.(1983). Hemiplegic gait : Analysis of temporal Variables. *Arch Phys Med Rehabil.* 64 : 583-587.
- Brunt, D., Vander Linden, D.W., and Behrman, A.L. (1995). The reation between limb loading and control Parameters of gait initiation in person with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 76 : 627-34.
- Burdett, R.G., Borello-France, D., Blatchly, C., and Poptter, C.(1988). Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-strrup brace. *Phys Ther.* 68 : 1197-1203.
- Chao, E.Y., Langman, 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.
- Craik, R.L., Oatis, C.A.(1995). Gait analysis theory and application. Mosby-Year Book. Inc.
- Dettmann, M.A., Linder, M.T. and Sepic, S.B.(1987). Relationships among walking performance, postural Stability, and functional assessments of the nemiplegic patients. *Am J of Phys Med.* 66 : 77-90.
- Evana M.D., Goldie, P.A. and Hill, K.D. Systematic and random error in repeated measurements of Temporal and distance parameters of gait after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 78 : 725-729.
- Galley, P.M., Forster, A.L.(1985). Human movement, Churchill Livingstone : 197-206.
- Griffin, M.P., Olney, S.T., and McBride, I.D.(1995). The role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait & Posture.* 3 : 132-142.
- Harris, G.F., and wertsh, J.J.(1994). Procedures for gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 75 : 216-225.
- Hesses, S., Reiter, F., Jahnke, M., Dawson, M., Sarkodie-Gyan, T., and Mauritz, K-H.(1997). Asymmetry of Gait initiation in hemiparetic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 78 : 719-24.
- Hill, K.D., Goldie, P.A., Baker, P.A., and Greenwood, K. M.(1994). Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a foot switch system. *Arch Phys Med Rehabil.* 75 : 577-583.
- Knutsson, E. and Richards C.(1979). Different types of disturbed motor control in gait of nemiparetic. patients. *Brain.* 102 : 405-430.
- Mann, R.A. and Hagy, J.(1980) Biomechanics of walking, running and sprinting, *Am J Sports Med* 8(5) : 345-350.
- Murray, M.P., Kory, R.C. and Sepic, S.B.(1970). Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehab.* 51 : 636-650.
- Nigg, B.M., Fisher, V. and Ronsky, J.L.(1994). Gait Characteristics as a function of age and gender. *Gait & Posture* 2 : 213-220.
- Olney, S.J., Griffin M.P., Monga, T.N. and McBride, I.D. (1991). Work and Power in Gait of Stroke Patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 72 : 309-314
- Olney, S.J., Macphail, H.A., Hedden, D.M. and Boyce, W.F.(1990). Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait. *Phys. Ther.* 70(7) : 431-438.
- Olney, S.J. and Richards, C.(1996). Hemiplegic gait following stroke. Part I : Characteristics. *Gait & Posture* 4 : 136-148.
- Olney, S.T., Monga, T.N., Costigan, D.A.(1986). Mechanical energy of walking of stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1986 : 67 : 92-8.
- Ostrosky, K.M., Vanswearingen, J.M., Burdett, R.G., and Gee, Z.(1994). A comparison of gait

- characteristics in young and old subjects. *Phys Ther* 74(7) : 637-646.
- Oxford Metrics. Inc.(1995). *Vicon Clinical manager user manual*.
- Pai, Y.C., Rogers, M.W., Hedman, L.D., and Hanke, T. A.(1994). Alterations in weight-transfer capabilities in adults with hemiparesis. *Phys. Ther.* 74(7) : 647-656.
- Peat, M, Dubo, H.I.C., Winter, D.A., Quanbury, A., Steinke, T., and Grahame, R.(1976). Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion. *Arch Phys Med Rehabil*, 1976 : 57 :421-425.
- Perry, J.(1992). *Gait analysis : Normal and pathological function*. SLACK Inc.
- Perry, J., Giovan, P., Harris, L.J., Montgomery, J. and Azaria, M.(1978). The Determinants of muscle action in the hemiparetic lower extremity (and their effect on the examination procedure). *Clin. Orthop.*, 131 : 71-89.
- Pinzur, M.S., Sherman, R. Dimonte-Levin, P., and Trimble, J.(1987). Gait changes in adult onset hemiplegia. *Am J Phys Med.* 66 : 228-237.
- Richards, C.L., and Olney, S.T.(1996). Hemiparetic gait following stroke. Part II : Recovery and Physical therapy. *Gait & Posture.* 4 : 149-162.
- Richards, C.L., Malouin, F., Wood-Dauphinee, S., Williams, J.I., Bouchard, J.P., and Brunet, D.(1993). Task-specific physical therapy for optimization of gait recovery in acute stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 74 : 612-620.
- Rode, G., Tiliket, C., and Boisson, D.(1997). Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scand J Rehab Med.* 29 : 11-16.
- Rose, S.A., Ounpuu, S., and Deluca, P.A.(1991). Strategies for the assessment of Pediatric gait in the clinical setting. *Phys Ther.* 71 : 93-112.
- Roth, E.J., Merbitz, C., Mroczek, K., Dugan, S.A., and Suh, W.W.(1997). Hemiplegic gait : relationships between walking speed and other temporal parameters. *Am J Phys Med Rehabil.* 76 : 128-133.
- Sutherland, D.H., Olshen, R., Cooper, L., and woo, S.L. (1980). The development of mature gait. *J Bone & Joint Surg.* Vol 62-A(3) : 336-335.
- Wagenaar, R.C. and Beek, W.J.(1992). Hemiplegic gait : kinematic analysis using walking speed as a basis. *J. Biomech.* 25(9) : 1007-1015.
- Wall, J.C. and Turnbull, G.I.(1986). Gait asymmetries in residual hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 67 : 550-553.
- Waters, R.L., Garland, D.E., Perry, J., Habig, T. and Slabaugh, P.(1979). Stiff-legged gait in hemiplegia : surgical correction. *J of Bone and Surgery* 61-A. 6 : 927-933
- Winter, D.A.(1979). *Biomechanics of human movement*. John Wiley & Sons. Inc.
- 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.
- Winters, 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.