

편마비 환자의 보행 동안 양하지 관절의 돌림힘과 일률

대구대학교 대학원 재활과학과 물리치료전공
권 영 실
대구대학교 보건과학부 물리치료학과
강 기 창
대구대학교 재활과학대학원 물리치료전공
정 병 옥
대구대학교 재활과학대학 물리치료학과
박 래 준, 김 진 상

Moment and power of lower extremities during hemiplegic gait

Kwon, Young-Shil, P.T., M.S.

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

Kang, Gy-Chang, P.T., M.S.

Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Taegu University

Jung, Byong-Ok, P.T.

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

Park, Rae-Joon, Ph.D., P.T., Kim, Jin-Sang, Ph.D.

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

<Abstract>

The purpose of this study was to compare the moment and power of affected side and those of unaffected side during gait in hemiplegic patients after stroke. Force plate and kinetic gait analysis was used.

The following is resulted from this study.

1. In the hip joint, moment values had not difference between affected side and unaffected side. Power values had difference between affected and unaffected side.
2. In the knee joint, moment values and power values had difference between affected side and unaffected side.
3. In the ankle joint, moment and power values had not difference between affected side and unaffected side.

Key words : hemiplegic patients after stroke, gait analysis, moment, power

I. 서 론

신경학적 병변에 의해 신체에 편측성으로 장애가 남는 편마비 환자의 경우 신경근 침범을 당한 쪽을 환측이라

하고 정상에 가까운 나머지 한쪽을 정상측(normal side)이란 용어로 쓰기도 했지만, 최근에는 비환측(unaffected side) 또는 비마비측(nonparetic side)이란 용어를 주로 쓰고 있으며, 이 역시 완전한 정상이라고 보지 않는다.

편마비 환자의 재활 과정에서 초점을 두는 것은 그들

의 보행 능력을 향상시키는 것이다. 비록 어느 정도 이동 기능이 회복되더라도 잔존하는 보행 결함으로 인해 비효율적인 동작 패턴을 이끌게 되고 결과적으로 고에너지 소비가 따르게 된다(Olney, 1986). 이러한 잔존하는 보행 결함은 느린 속도와 비대칭성이 특징적인데 보행에 있어 대칭성의 획득은 중요한 치료 목표이다(Wall & Turnbull, 1986; Hessw 등, 1993). 비대칭성에 대한 연구는 환측 하지와 비환측 하지의 보행 변수들을 비교해 보는 것으로 이루어졌는데 Peat 등(1976)과 Brandstater 등(1983)은 비환측 하지의 입각기가 환측 하지의 입각기 보다 더 길다고 하였으며, 그 결과로 비대칭성이 이끌어진다고 보았다(Wall & Turnbull, 1986). 이들의 연구는 비교적 측정이 간편한 보행의 시간적 변수들만을 다루고 있다.

환측과 비환측 하지에 대한 연구는 근전도 분석에서도 이루어졌는데(Shiavi, 1987), 비환측에서도 비정상 패턴이 나타난다고 보고되었으나 이것이 신경학적 문제인지 또는 생역학적 보상 작용인지 결정할 수는 없었다.

최근 몇 십년에 걸쳐 편마비 보행의 이해와 치료를 돕기 위해 도구화된 보행 분석기가 사용되었는데 비디오테이프, 영화필름, 전기 관찰각도기, 발스위치, 가속도계, 힘판(force plate), 근전도, 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).

Olney 등(1990, 1991)은 편마비 환자의 보행 결함의 특성을 설명하고 향상 방법을 제안하기 위해 보행동안 환측과 비환측의 일(work)과 일률(power)을 관찰하였다.

하지의 주요 관절을 통해 일어나는 근 군들의 활동 정도를 나타내는 일과 일률은 편마비 환자의 비효율적 근 활동을 이해하는데 중요하다. 양의 일이란 근 길이가 짧아지는 구심성 수축 시에 일어나며 근 내부에서 발생하는 힘에 의해 수행되고 음의 일은 근 길이가 늘어나는 원심성 수축 시에 일어나며 중력이나 다른 힘에 대항하여 수행된다. 힘과 관련하여 연결되는 발착때기 동안 보행 주기의 같은 지점에서 거의 같은 수준의 신체 에너지로 되돌아와져야 하며 연속적인 양의 일과 음의 일이 일어난다고 알려져 있다(Winter, 1979). 근 군에 의해 수행된 기계적 일은 시간에 따른 일 곡선의 수학적 적분에 의해 계산될 수 있고 일률은 관절에서 일어나는 돌림힘과 각 속도의 곱으로 구해질 수 있다. 일과 같이 일률도 양일

수 있고 음일 수도 있다. 일률이 양인 경우 근돌림힘에 의해 일이 수행되었고 에너지를 생성한 것이 되고, 음인 경우 실제로 외력이 일을 수행하였고, 에너지가 체절로부터 근육으로 전달된 것이고, 즉 근육이 에너지를 흡수한 것이다. 각운동에서 작용선과 회전축과의 수직 거리를 힘의 팔길이 또는 돌림힘 팔길이이라고 하고 힘과 팔길이의 곱을 돌림힘(모멘트/토크)이라 한다(Winter, 1979). 여기서 돌림힘(moment)은 관절에 작용하고 있는 근육의 힘을 나타낸다.

운동역학 보행 분석 시스템을 이용하면 보행 동안 일어나는 돌림힘과 일률을 알아볼 수 있고 그에 따라 운동역학적 측면에서 보행을 분석하게 된다.

이에 본 연구의 목적은 편마비 보행의 비효율성을 유발하는 관절의 생역학적 특성을 이해하기 위한 변수로서 돌림힘(moment)과 일률을 이용하여 운동역학적 측면에서 환측 하지와 비환측 하지의 값들을 정상 대상자의 값과 비교해 봄으로써 운동 치료중에 있는 편마비 환자의 보행 특성을 파악하고자 한다.

이에 따라 환자의 치료에 대한 효과도 분석될 수 있을 것이며, 앞으로의 치료 방법에 대한 정확한 자료도 제공할 수 있을 것이라 기대된다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

실험 목적을 알고 동의한 정상 성인인 뇌졸중으로 인한 편마비 환자를 각각 6명씩 대상으로 하였다. 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 중화한방병원의 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.

2. 실험 도구 및 절차

본 연구는 인천 재활공학연구 센터의 보행분석실에서 이루어졌다. 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 900mm길이로 놓여있게 했고 환자의 경우 600mm 길이로 놓여있게 하였다. 운동학적 분석을 위해 좌, 우, 앞, 뒤, 대각선 방향으로 적외선 카메라(Vicon I.R., Strobe & Pus, VC300)가 6대 설치되어 있으며, 부가적으로 TV화면에 보여지도록 CCD카메라가 앞쪽과 옆쪽에 2대(Panasonic, CCD, FIT)설치되었다. 모든 실험 장치는 데이터 처리 장치인 데이터 스테이션에 연결되어 있다. 적외선 카메라가 인식할 수 있는 25mm 반사마커 15개, 실험조건 설정을 위해 반사마커가 부착된 캘리브레이션 노즐 4개와 동작 분석 장치인 Vicon 370 프로그램과 보행 분석을 위한 VCM프로그램이 이용되었다.

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

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.

대상자가 실험실에서 각종 기기들을 몸에 부착하면 부자연스러운 보행을 하기 쉬우므로 실험실에서 충분한 보행 연습을 시킨 다음, 정상시의 자연스러운 보행이 되었을 때 실험을 시작하였다. 환자의 경우 주의를 기울여 피

로를 느끼지 않는 범위 내에서 실시하였다.

정상인의 경우 8-9m, 환자의 경우 4-5m의 보행로에서 자유 속도 보행을 실시하였다. 대상자는 정면을 향해 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 처리하였다. 모든 데이터는 시간적으로 일체화되어 Vicon 370에 입력되었다.

보행분석 프로그램인 VCM으로 모든 자료들이 보내진 후 보행주기에 따라 엉덩이관절 돌림힘, 무릎 관절 돌림힘, 발목 관절 저축굴곡 돌림힘을 구하였다. 일률도 전체 엉덩이 관절 일률, 전체 무릎 관절 일률, 전체 발목 관절 일률을 구하였다.

모든 개개의 값들은 좌, 우측으로 구별하여 얻은 다음, 환자의 경우는 환측과 비환측의 값을 평균내었고, 정상인의 경우 오른쪽과 왼쪽이 거의 비슷하기 때문에 양측값을 평균내어 기준 자료로 삼았다.

환자군에서 환측 값과 비환측 값, 환측 값과 정상 값, 비환측 값과 정상값이 student t-test에 의해 짝비교되어 통계 처리 되었다.

III. 연구 결과

보행 주기를 살펴보면 정상군은 입각기가 64.94%였고, 환자군의 환측은 67.61%, 비환측은 74.61%였다. 이 보행 주기에 따른 각 관절의 돌림힘과 일률은 다음과 같다. 신전 돌림힘을 기준으로 양의 값으로 나타내고, 굴곡 돌림힘은 음의 값으로 나타내었다. 일률은 관절에서 일어나는 총 일률이 구해졌고 에너지 생성을 양의 값으로 흡수를 음의 값으로 나타내었다.

1. 엉덩이 관절의 돌림힘, 일률 분석

돌림힘의 환측은 $-0.008 \pm 0.160 \text{ Nm/kg}$ 이고 비환측은

0.052±0.222Nm/kg이고, 정상군의 경우 0.0986±0.381Nm/kg이었다. 환측과 정상군의 값은 서로 차이가 있었다(p<0.05).

그래프 모양을 보면 정상군의 경우 초기 입각기에 급속히 신전 돌림힘이 증가하여 지속적으로 신전모멘트가 서서히 감소하여 입각기 중기에 굴곡 모멘트로 바뀌어 입각기 말 유각기 초에 최대 굴곡돌림힘을 보이다가 다시 감소하기 시작하여 유각기 중기에 신전 돌림힘으로 바뀌는데 변화의 진폭이 심하다. 환측의 경우 돌림힘 방향의 변화는 정상군과 유사하나 진폭이 아주 낮다. 비환측은 방향 변화가 유사하지만 진폭의 변화가 정상 군과 환측의 중간 정도를 나타낸다.

총 일률 보행 주기에 따른 평균값은 환측은 0.074±0.136W/kg이고 비환측은 0.128±0.194W/kg이고, 정상군의 경우 0.243±0.391W/kg이었다. 환측과 정상군의 값은 서로 차이가 있었다(p<0.05).

정상군의 경우는 입각기 중기에 경사도가 급한 생성이 한번 있고 곧이어 입각기 말에 흡수가 일어나며 다시 입각기 말 유각기 초에 경사도가 급한 생성이 나타나고 다시 그 값이 급속히 줄어든다. 환측은 방향의 변화는 비슷하지만 그 값이 매우 낮다. 비환측은 방향의 변화가 비슷하고 그 값은 정상과 환측의 가운데에 위치한다.

Table 1. Joint moment and power of the Hip Joint

variables	Normal ^{t1}	Affected side ^{t2}	Unaffected side ^{t3}
	mean±S.D		
Moment	0.098±0.381*	-0.008±0.160	0.052±0.222
Power	0.243±0.391*	0.074±0.136*	0.128±0.194*

t1 : t-test between normal and Aff.
t2 : t-test between Aff. and Unaff.
t3 : t-test between normal and Unaff.
* : p<0.05

2. 무릎 관절의 돌림힘, 일률 분석

돌림힘은 환측은 -0.054±0.107 Nm/kg이고 비환측은 0.018±0.125 Nm/kg이고, 정상군의 경우 -0.174±0.168 Nm/kg이었다. 환측과 정상군, 비환측과 정상군, 환측과 비환측의 값은 서로 차이가 있었다(p<0.001).

그래프 양상은 정상군의 경우 초기 입각기시 굴곡 돌림힘을 보였다가 다시 급속히 굴곡 돌림힘이 감소하였다가 중간 입각기시 다시 굴곡 돌림힘이 증가되고 말기 입

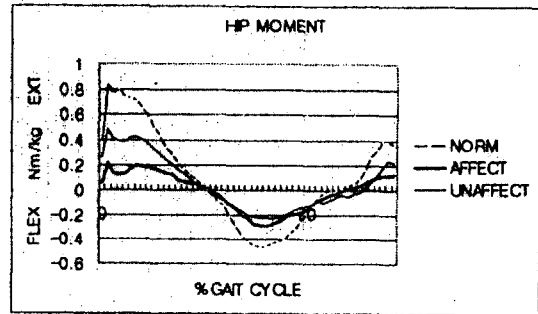


FIG. 1. HIP MOMENT

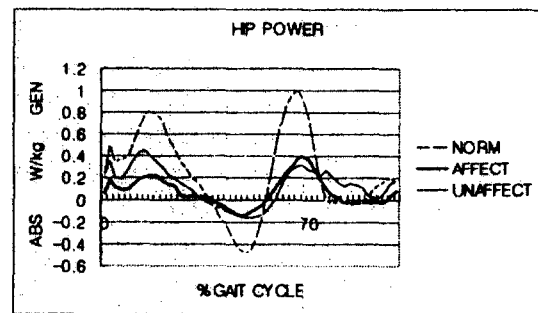


FIG. 2. HIP POWER

각기시 신전 돌림힘이 증가하였다. 유각기시 다시 굴곡 돌림힘이 증가하였다. 환측의 경우 초기 입각기시 굴곡 돌림힘이 증가하였다가 다시 급속히 신전힘으로 바뀌어 증가되다가 20-30%정도에서 완만한 정점을 나타낸후 지속적으로 감소하여 중간 입각기시 다시 굴곡 돌림힘이 되었다가 말기 입각기시 신전 돌림힘을 나타내었다. 비환측은 정상 군과 환측의 가운데 값을 나타내고 있다.

총 일률은 환측은 -0.044±0.105 W/kg이고 비환측은 -0.073±0.219 W/kg이고, 정상군의 경우 -0.152±0.297 W/kg이었다. 환측과 정상군의 값은 서로 차이가 있었다(p<0.05).

그래프 양상을 보면 정상군의 경우 초기 입각기에 생성, 말기 입각기에 흡수, 말기 유각기에 최고 흡수하는 양상을 보였는데, 환측의 경우 에너지 생성과 흡수가 거의 일어나지 않는 모양을 나타내었다. 비환측도 입각기에서 정상과 다른 양상을 보이다가 유각기가 되면 그 값은 작지만 정상과 비슷한 양상을 보인다.

Table 2. Joint moment and power of the knee Joint

variables	Normal ¹⁾	Affected side ²⁾	Unaffected side ³⁾
	mean ± S.D		
Moment (Nm/kg)	-0.174 ± 0.168**	-0.054 ± 0.107**	0.018 ± 0.125**
PowerJ (W/kg)	-0.152 ± 0.297*	-0.044 ± 0.105	-0.073 ± 0.219

t1 : t-test between normal and Aff.
 t2 : t-test between Aff. and Unaff.
 t3 : t-test between normal and Unaff.
 ** : p<0.001
 * : p<0.05

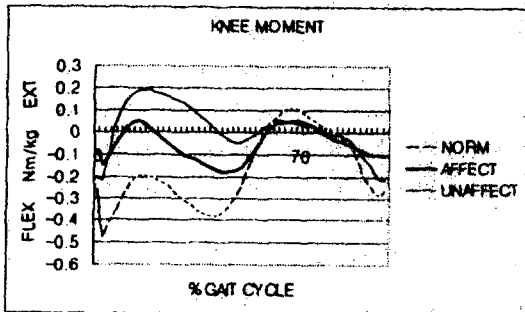


FIG. 3. KNEE MOMENT

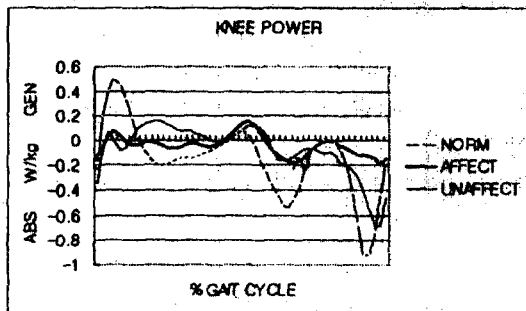


FIG. 4. KNEE POWER

3. 발목 관절의 돌림힘, 일률 분석

돌림힘의 평균값은 환측은 0.282 ± 0.287 Nm/kg이고 비환측은 0.319 ± 0.281 Nm/kg이고, 정상군의 경우 0.365 ± 0.386 Nm/kg이었다.

그래프 양상은 정상군의 경우 중간 입각기시 최대 저 령 돌림힘을 보이는데, 환측과 비환측은 낮은 정점을 보

였고 유사하게 나타났다(Fig. 5).

총 일률의 평균값은 환측은 -0.046 ± 0.163 W/kg이고 비환측은 -0.024 ± 0.270 W/kg이고, 정상군의 경우 -0.019 ± 0.404 W/kg이었다.

그래프 양상을 보면 정상군의 경우 입각기에 흡수하다가, 말기 입각기에 급격한 경사를 보이며 생성하였다가 다시 유각기에 영점 상태가 되는데 환측과 비환측은 두 그래프가 거의 비슷한 양상을 보이면서 정상에 비해 낮은 값을 취하고 있다.

Table 3. Joint moment and power of the ankle Joint

variables	Normal ¹⁾	Affected side ²⁾	Unaffected side ³⁾
	mean ± S.D		
Moment (Nm/kg)	0.365 ± 0.386	0.282 ± 0.287	0.319 ± 0.281
Power (W/kg)	-0.019 ± 0.404	-0.046 ± 0.163	-0.024 ± 0.270

t1 : t-test between normal and Aff.
 t2 : t-test between Aff. and Unaff.
 t3 : t-test between normal and Unaff.

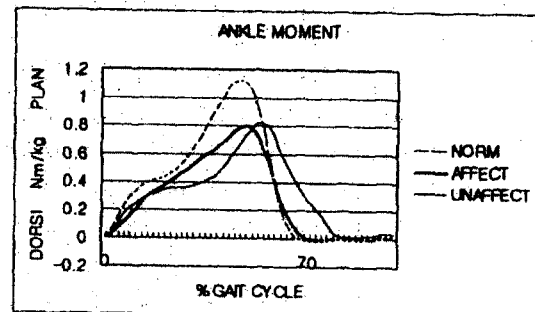


FIG. 5. ANKLE MOMENT

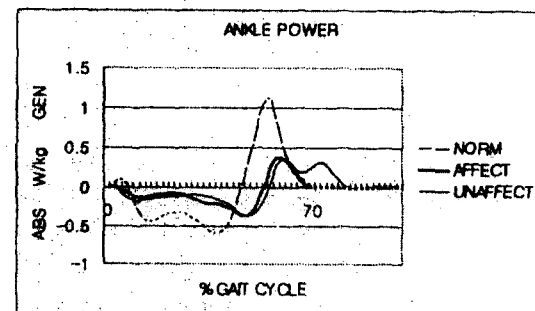


FIG. 6. ANKLE POWER

IV. 고 찰

Wall과 Turnbull(1986)은 뇌졸중이후 편마비 환자의 기능적 재활에 있어 이상적인 목표는 동작 패턴의 비대칭성을 감소시키는 것이라고 하였다. 이러한 견해에 대해 Winter 등은 비판적 의견을 가졌는데 동작 패턴 결함을 보상하기 위해 보행 변수들의 값이 신체의 양쪽에서 명확히 다른 값을 보이고 있다는 많은 실패를 들었다.

본 연구에서는 각관절의 돌림힘과 일률을 정상군의 값과 함께 편마비 환자의 환측과 비환측 값을 비교하여 운동역학적 측면에서의 대칭성을 살펴보고자 하였다.

엉덩이 관절 신전 돌림힘을 보면 정상군의 경우 입각기 초기에 대둔근에 의해 생겨나는데 다리가 신전쪽으로 당겨질 때 지면 반발력에 의한 외적 돌림힘과 반대 작용을 하게 되고 입각기가 진행 되면서 지면 반발력이 더 뒤쪽으로 이동하여 외적 돌림힘은 신전 돌림힘로 방향이 바뀌고 장요근의 원심성 수축에 의해 내적 굴곡 돌림힘이 생긴다. 발떼기 직전 다시 엉덩이 관절이 굴곡을 시작할 때 내적 굴곡 돌림힘이 계속 되지만 유각기 중간에서 엉덩이 관절이 최대 굴곡할 때, 더 이상의 굴곡은 무릎 굽힘근군에 의해 생기는 내적 신전 돌림힘에 의해 다시 막아지는 양상을 보인다. 이는 다른 연구의 결과와도 유사하였다(Whittle, 1991). 마비측과 비마비측은 방향에 있어 비슷한 양상을 나타내지만 그 값이 낮은 것을 볼 수 있다. 결과적으로 마비측은 그 힘이 감소되어있는 것을 나타내는데 힘의 양상이 정상군과 차이가 난다고 볼 수 는 없다.

엉덩이 관절 총 일률을 보면 정상군의 경우 중간 입각기와 초기 입각기에서 일률 생성, 말기 입각기에서 일률 흡수를 나타내는데 환측과 비환측은 모두 낮은 생성과 흡수를 나타내고 있다. 이것은 길항근과 주동근의 협력 수축으로 인해 음의 일과 양의 일이 서로 비껴서 힘이 상쇄되는 것으로 해석된다(Winter, 1979). 평균값은 환측과 비환측 모두 정상과는 차이가 나며, 환측과 비환측도 서로 차이가 있다.

무릎의 돌림힘 활동은 정상군의 경우 초기 입각기에 굴곡 돌림힘에서 신전 돌림힘으로 다시 중간 입각기에 굴곡 돌림힘으로 가서 말기 입각기와 초기 유각기에 신전 돌림힘으로 유각기 말기에 다시 굴곡 돌림힘이 되는 양상을 보인다는 보고(Olney and Richards, 1996)와 본 연구의 정상군과는 차이가 있었다. 본 연구의 마비측 양

상과 Olney와 Richards(1996)의 연구에서 느린 군 마비측이 비슷한 양상을 보였다.

총 일률의 경우는 정상군의 경우 생성과 흡수를 세 번 정도 반복하면서 점점 흡수쪽으로 기울어지는 패턴을 보이는데 다른 연구 결과(Winters, 1983)와는 차이가 있었으며, 환측과 비환측에 있어서는 생성과 흡수가 낮은 값으로 일어났지만 환측과 비환측은 서로 비슷한 양상을 나타내었다. 일률 값이 낮은 것은 근육들의 공동 수축 작용에 의한 상쇄로 생각되어진다.

발목 관절 돌림힘의 경우 본 연구에서는 정상군의 경우 입각기 초기 약간의 배굴 돌림힘이 작용하지 않은 것을 제외하고는 입각기 초기 약간의 배굴 돌림힘이 작용하고 그 이후 계속 저굴 돌림힘이 작용하여 입각기가 진행함에 따라 최대값을 나타내다가 말기 입각기시 급격히 감소하여 유각기 동안에는 돌림힘 값을 나타내지 않는 연구와(Winter, 1979) 거의 똑같은 양상을 나타내었다. 이것은 대상자의 연령이 높기 때문으로 유추된다. 환자군의 경우도 비슷한 양상을 따랐으며 환측과 비환측은 서로 비슷하였다.

총 일률의 경우 정상 보행에서 반대발 접지시에 최대 생성이 일어나는데 다른 연구와 같았으며(Winter, 1983), 환자군의 경우 정상과 비교해 낮은 값을 나타내었는데 환측과 비환측은 서로 거의 비슷한 양상을 보였다.

본 연구는 돌림힘과 일률의 측면에서 치료 중인 환자의 환측과 비환측의 값을 각각 구하였다. 특히 발목 운동에 있어 정상과 별로 차이가 나지 않는 돌림힘이 관찰되었고 마비측과 비마비측도 거의 차이가 나지 않았다. 이것은 일반적인 편마비 보행의 특성과는 차이가 있는 결과이다.

그러나 모든 편마비 환자의 보행을 그 회복 정도나 환자의 특성과는 상관없이 일반적 패턴으로 보고 있는 관점에서 새로운 관점으로의 전환이 필요할 것으로 생각되며 중추신경계의 가소성으로 인한 재교육과 반복 학습의 효과도 고려되어야 할 것으로 생각된다. 여기에는 환자에게 익숙하지 못한 실험실 환경에 더하여 잘 걸어야 한다는 생각도 심리적으로 영향을 주었을 가능성도 고려되어야 할 것이다. 또한 대상자의 수와 회복 정도가 다양하지 못하다는 제한점을 가지고 있다.

본 연구가 앞으로의 편마비 보행 분석 뿐만 아니라 중추 신경계 손상환자의 치료나 연구에 있어 참고자료로 활용되어지길 바라는 바이다.

V. 결 론

본 연구는 유사 연령의 정상 성인 6명과 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 6명을 대상으로 운동역학적 측면의 보행 분석을 실시하였다. 엉덩이 관절, 무릎 관절, 발목 관절 각각의 신전 돌림힘, 총 일률 대한 정상군 값, 환측과 비환측의 값을 구하여서 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 엉덩이 관절에서 돌림힘 값은 환측과 비환측이 차이가 없었다. 비환측도 비정상적 패턴을 보이고 있었다. 일률은 환측과 비환측이 차이가 있었다. 비환측은 환측과 정상의 중간값을 나타내었다.

2. 무릎 관절에서 돌림힘 값은 환측과 비환측이 차이가 있었고 비환측은 정상과도 차이가 있었다. 비환측은 환측과 정상의 중간 양상을 보였다. 일률은 환측과 비환측이 차이가 없었다.

3. 발목 관절의 경우, 돌림힘 값과 일률이 환측과 비환측에서 차이가 없었고 정상 값과도 차이가 없었다.

이상으로부터 대상자들의 물리치료 중재에 있어 비환측의 요소들도 환측과 더불어 중요하게 다루어져야 할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

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.
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.

Olney, S.J. and Richards, C.(1996). Hemiplegic gait following stroke. Part I : Characteristics. Gait & Posture 4 : 136 - 148.

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.T., Monga, T.N., Costigan, D.A.(1986). Mechanical energy of walking of stroke patients. Arch Phys Med Rehabil 1986 ; 67 : 92 - 8.

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.

Shiavi, R. et al,(1987). Electromyographic gait assessment, part 2;Preliminary assessment of hemiparetic synergy patterns. J Rehabil Res Dev, 24; 24 - 30.

Wall, J.C. and Turnbull, G.I.(1986). Gait asymmetries in residual hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil. 67 ; 550 - 553.

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.