

편마비 보행 : 속도에 따른 관절 운동학적 변수 비교

대구대학교 대학원 재활과학과 물리치료전공
권 영 실
한려대학교 재활학과
최 진 호
대구대학교 재활과학대학원 물리치료전공
정 병 옥
광주보건대학 물리치료과
채 윤 원
대구대학교 재활과학대학 물리치료학과
김 진 상

Hemiplegic gait : comparison of kinematic variables related to gait speed

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

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

Choi, Jin-Ho, P.T., M.S.

Dept. of Rehabilitation, Hanlyo University

Jung, Byong-Ok, P.T.

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

Chae, Yun-Won, P.T., M.S.

Dept. of Physical Therapy, Kwangju Health College

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

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

<Abstract>

In hemiplegic gait, walking speed is an important factor to evaluate treatment effect. The purpose of this study was to describe and compare kinematic variables during different speed hemiplegic gaits. Six hemiplegic patients (47-69 years old) after stroke 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, 0.74 ± 0.14 m/s) and slow speed group (3 patients, 0.29 ± 0.09 m/s). The results were following.

1. In the hip joint, the fast group had lower mean value than normal but had similar pattern to normal. The slow group had continuous flexed pattern.
2. In the knee joint, the fast group had similar mean value and pattern to normal. The slow group had continuous flexed pattern.
3. In the ankle joint, the two groups had dorsiflexed pattern. The fast group had similar pattern to normal. Thus, the fast group was similar gait pattern to normal.

Key Words : hemiplegic gait, kinematic variable, gait speed

I. 서론

뇌졸중 이후 편마비 환자들에게 있어 궁극적 재활의 목표는 발병 전 일상 생활로의 복귀이며 이러한 복귀가 이루어지기 위해서는 이동 기술의 획득이 필요한 요소들 가운데 하나이다. 일반적으로 뇌졸중을 경험한 생존자의 50~80%가 발병 3주 후 또는 퇴원 후 보조 없이 보행 할 수 있다고 보는데(Burdett, 1988), 과거에 비해 현재는 빠르고 효과적인 치료적 중재의 결과로 더욱 더 많은 손상자들이 보행을 획득하고 있다. 그러나, 이러한 보행에 있어 중요하게 고려되어야 할 것은 보행의 질적 수준이라고 할 것이다. 어떻게든지 걸을 수 있다는 것이 중요한 시대는 지났다. 이제는 보다 정상에 가까운 패턴으로 보행하게 하는 것이 물리치료사의 중요한 역할 중 하나일 것이다.

보행은 모든 균형이 지속적으로 도전받고 다시 획득되어지는 고도로 협응된 일련의 동작이므로(Galley, 1985), 경직(spasticity), 근력 약화, 균형 장애, 비대칭성 등의 복합적인 문제를 가지고 있는 편마비 환자에게 있어 정상에 가까운 보행의 재획득은 결코 쉬운 과제가 아니다. 또한 올바른 방법으로서의 초기 치료 중재는 환자에게 비정상적인 보행 패턴에 익숙해지고 그것을 반복 학습하지 않게 하는 것으로 중요하게 고려되어야 할 것이다.

환자에게 정상에 가까운 보행 패턴을 획득하게 하기 위해 물리치료사는 생역학적 측면에서 체중 지지와 균형 훈련은 물론이고 체간을 비롯한 골반과 하지의 잘 조화된 움직임이 일어날 수 있도록 경직성을 감소시켜주고 대칭성을 확보해 주어야 한다. 이러한 복합적인 결과로 보행이 시작되면 많은 보행 변수들 중에서 우선적으로 습득되어야 할 것을 결정해야 한다. 시간적인 변수들, 운동학적인 변수들, 힘과 관련된 변수들을 적절히 조절해야 할 것이다.

일반적으로 시간적 변수들에는 속도, 분당 발작수, 보폭 기간, 입각기와 유각기 기간, 대칭비 등이 포함되는데(Roth 등, 1997), 환자의 자연스러운 보행 속도는 질적인 보행, 전체적 기능 상태, 그리고 임상적 진전에 있어 비정상 정도의 효과를 나타내는 인자라고 알려져 있어(Dettman 등, 1987) 치료 효과를 평가하고 수행력을 검사하는데 주로 이용된다. 그러나 단순히 보행 속도만을 독립적으로 측정하는 것은 보행 결함의 성질을 사정하거나

치료 방향을 결정하는데 아무런 도움이 될 수 없다(Olney, 1994). 빠른 보행이 목표가 되어 비정상적인 패턴들이 많이 나타난다면 효과적인 치료라고 볼 수 없기 때문이다. 마찬가지로 정상적인 패턴 만이 강조되어 보행 속도가 너무 느리다면 그것 또한 기능적이라고 볼 수 없을 것이다.

그러므로 치료사는 적절한 중재를 통해 효과적인 보행 속도로 정상에 가까운 보행 패턴을 이끌어야 할 것이다. 이를 위해서는 정확한 보행 평가가 필요하다. 보행 분석 체계는 관찰적 분석에서부터 컴퓨터화된 분석에 이르기까지 다양한데 육안적 관찰 분석은 임상에서 가장 흔하게 사용되며 전반적 보행 패턴에 대한 일반적 정보를 제공해주지만 객관적 측정이 어렵다(Rose 등, 1991).

편마비 환자를 대상으로한 보행 속도와 관련 변수들에 대한 객관화된 분석 연구는 다양하게 이루어져 왔다. Bohannon(1990)은 등속성 근력계를 이용하여 편마비 환자의 무릎 신전근 토크(torque)와 경련성 및 보행 속도의 관련성을 보고하였고, 보행 모니터와 발 스위치 등을 이용하여 보행 속도와 다른 시간적 변인에 대한 상관 관계도 연구되었다(Hill 등, 1994; Roth 등, 1997). Olney 등(1994)에 의해 반사 마커 체계의 카메라 촬영을 이용하여 운동학적 변수와 속도에 대한 회귀 분석이 실시되었다.

반사 마커 체계를 이용한 삼차원 보행 분석은 여러 대의 카메라를 이용해 촬영한 후에 각 관절에서 일어난 운동학적(kinematic) 요소를 분석하는 것으로써 보행 주기에 걸쳐 일어나는 각변위 변화에 대한 세밀한 분석이 가능하다. 따라서 본 연구에서는 운동학적인 변수를 관찰하기 위해 반사 마커 체계를 이용한 비디오 촬영 이후 삼차원 동작 분석기를 이용하여 보행을 분석하였다.

이러한 배경으로부터 본 연구는 발병 이후 지속적으로 물리치료를 받아오고 있는 보행 가능한 뇌졸중 환자를 대상으로하여 자연스러운 보행에서 상대적으로 더 느린 속도의 환자들과 더 빠른 속도의 환자들로 나누고 비교 기준을 마련하기 위해 정상 군의 보행을 분석하였다. 두 집단의 보행 변수 중 운동학적인 요소를 다음을 중심으로 살펴볼 것이다: 1) 두 집단 마비측 하지의 엉덩이 관절, 무릎 관절, 발목 관절에서 관절 가동 범위의 평균값을 정상군과 짝비교해 볼 것이다. 2) 두 집단의 각 관절에서의 보행 주기에 따른 관절의 굴곡과 신전 각도를 그래프 상으로 나타내고 이 보행 패턴을 정상군과 비교할 것이다.

이를 통하여 적절한 치료적 중재의 결과인 보행을 하지의 운동학적 측면에서 분석해 봄과 동시에 서로 속도가

다른 두 군에서 정상 군과의 보행 패턴의 비교를 통해 속도의 차이가 질적인 향상의 결과인지 대상 작용의 결과인지를 판단할 수 있을 것이며, 각 집단에서 앞으로 치료 방향을 결정하는데 도움을 줄 수 있을 것이라 기대된다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

실험 목적을 알고 동의한 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 중 보행 속도가 느린 환자 3명, 보행 속도가 빠른 환자 3명을 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 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 8 m 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 이루어졌다. 인체계측을 위하여 신장계, 체중계, 너비측정기(caliper), 줄자가 이용되었다. 운동학적 분석을 위해 좌, 우, 앞, 뒤, 대각선 방향으로 적외선 카메라(Vicon I.R., Strobe & Pus, VC300)가 6대 설치되어 있으며, 부가적으로 검사자의 앞에 위치한 TV화면에 보여지도록 CCD카메라가 앞쪽과 옆쪽에 2대(Panasonic, CCD, FTI)설치되었다. 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.

3. 실험 절차

데이터 처리 프로그램인 Vicon 370을 가동시키고, 실험

공간 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 분석측 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 발굽뼈 뒤쪽에 정해진 부위에 부착하였다.

실험 전 정지 상태에서 실험실 가운데 대상자를 똑바로 선 자세로 서게 한 후 시스템을 작동시켜 인체에 부착된 반사마커들을 컴퓨터에 입력시켜서 각 관절의 중심과 면과속들이 정의될 수 있도록 하였다.

대상자가 실험실에서 각종 기기들을 몸에 부착하면 무자연스러운 보행을 하기 쉬우므로 실험실에서 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 상태로 상지를 자연스럽게 흔들면서 걷도록 하였다. 오른쪽이나 왼쪽 또는 환측이나 비환측에 관계없이 구두의 출발신호에 따라 첫 발을 내딛도록 하였으며, 3회 이상 성공적 시도의 평균을 내어 각 대상자의 자료값을 얻었다.

대상자가 보행로를 걷는 동안 적외선 카메라는 신체에 부착되어 있는 마커의 위치를 감지하여 실시간으로 처리하였으며, 시간적으로 일체화되어 Vicon 370에 입력되었다.

4. 자료 처리

보행분석 프로그램인 VCM으로 모든 자료들이 보내진 후 속도와 보행 주기에서 입각이 비율이 구해졌다. 보행 주기를 100%로 하고 50단계로 세분되어 그에 따라 시상면에서의 엉덩이 관절 굴곡/신전 각도, 무릎 관절 굴곡/신전 각도, 발목 관절 배굴/저굴 각도가 구해졌다.

정상 군의 경우는 좌, 우측의 평균값을 취하여 여섯명

Table 1a. General Characteristics of the Subjects

Variable	Group	Normal(n=6) Mean(SD)	Stroke	
			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)				
	Li	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)

의 자료를 평균내었고 환자군은 환측 하지의 값만 취하여 빠른 보행 속도군과 느린 보행 속도군에서 각각 3명의 평균 값을 구하였다. 보행 분석기를 통해 얻어진 실제 값들은 마이크로 소프트 엑셀 프로그램으로 그래프화 되었고, 정상 군과 느린 군, 정상 군과 빠른 군, 빠른 군과 느린 군의 값이 적비교(student t-test) 되어 통계 처리 되었다

Table 1b. Characteristics of the Stroke subjects

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

Duration : Months after onset

III. 연구 결과

정상 군의 속도는 1.14m/s 였으나 빠른 군은 0.74±0.14m/s, 느린 군은 0.29±0.09m/s 였다. 정상 군과 빠른 군, 정상 군과 느린 군에서 각각 유의한 차이가 있었다(p, 0.05, p<0.01). 보행 주기 100%에서 입각기 비율을 보면 정상 군은 64.94%, 빠른 군은 67.79±1.59%, 느린 군은 67.44±5.05% 로써 서로 간의 유의한 차이는 없었다.

1. 고관절의 굴곡 신전 각 분석

보행시 정상 군의 고관절 굴곡신전의 평균 각도(Table 2)는 14.35±15.4° 였고 빠른 군은 7.07±13.14° 였다. 느린 군은 12.046±6.30° 였다. 평균값은 빠른 군과 정상 군에서 유의한 차이를 보였다(p<0.05)

그래프 모양(Fig.1)은 정상 군의 경우 전형적인 정상 보행 패턴을 보이는데 보행 주기 초 입각기 처음에서 32.48°로 시작하여 입각기가 진행할수록 점점 굴곡 각도가 줄어들어 입각기 중간 보행 주기 40% 정도에서 신전 상태로 바뀐다. 계속하여 신전 값이 증가하여 입각기 말기 55% 정도에서 최대 신전값 - 10.71°까지 되었다가 다시 신전 값이 감소하여 입각기가 끝나고 유각기가 시작되면 굴곡 값을 나타낸다. 유각기가 진행됨에 따라 굴곡 값이 보다 급격히 증가하여 유각기가 끝나갈 무렵 보행 주기 92%에서는 최대 굴곡값 32.9°을 나타내고 보행 주기가 끝날 때까지 다시 서서히 굴곡 값이 감소한다. 즉, 입각기 전체에 걸쳐 최대굴곡에서 최대 신전으로 점진적으로 신전하였다가 다시 굴곡하기 시작하고, 유각기가 시작되면 다시 굴곡 값을 나타내어 유각기가 끝날 때까지 빠르게 최대 굴곡이 된다. 보행 주기의 처음과 끝나기 전에 두 번의 최대 굴곡 값을 보이고, 입각기가 끝나기 전에 한 번의 최대 신전 값을 보이는, 깊은 골이 하나인 그래프 양상이다.

빠른 군의 경우 전체적 그래프 모양은 비슷하게 그려 지고 있으나 관절 각도가 대체로 낮은 것을 볼 수 있다. 최대 굴곡 값은 입각기 초기와 유각기가 끝나기 전에 볼 수 있는데 정상군에 비해 10° 이상 덜 굴곡한다. 반면, 최대 신전 값은 정상 군과 비슷한 시기에 볼 수 있는데 2도 정도 더 신전하고 있다. 평균 값의 적 비교에서 정상 군과 빠른 군은 유의한 차이가 나는 것을 보여준다.

느린 군의 경우, 전체적인 그래프 모양은 전체 관절 가동 범위가 좁은 것을 알 수 있는데 최대 굴곡값이 보행 주기 초와 끝나갈 무렵에서 나오고 있지만 정상 보다 더 낮고 보행 주기 중 최대 신전이 이루어질 때에도 그 관절 값은 1.77°의 굴곡 값을 나타낸다. 즉, 전체적으로 굴곡해야 할 때 덜 굴곡하고 신전해야 할 때 덜 신전하는 패턴이다. 평균 값의 적 비교를 보면, 정상 군과 차이가 없음

보여주는데($p>0.05$) 그것은 전체 관절 가동 범위를 이용하지 않았기 때문이다. 즉, 평균 12.04° 로 굴곡되어 있는 상태에서 표준 편차가 낮게 보행하고 있어 끝이 완전한 두 정점을 나타낸다.

Table 2. Joint angle of the Hip Joint

motion	Normal	Slow ^{t1}	Fast ^{t2}
Fl/Ex (degree)	14.350 ± 15.49	12.046 ± 6.30	$7.07 \pm 13.14^*$

t1 : t-test between normal and slow
t2 : t-test between normal and fast
* : $p<0.05$

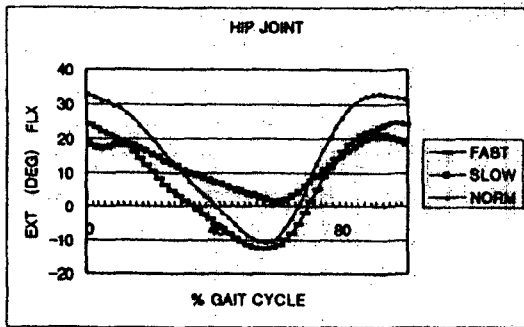


Fig 1. Hip Joint : Flexion Extension

2. 무릎 관절의 굴곡 신전각 분석

보행시 정상 군의 슬관절 굴곡신전의 평균 각도(Table 3)는 $17.367 \pm 16.78^\circ$ 였고 빠른 군은 $12.612 \pm 14.31^\circ$ 였다. 그러나 느린 군은 $20.983 \pm 3.15^\circ$ 였다. 정상 군과 빠른 군의 표준 편차에 비해 느린 군의 표준 편차는 작았다. 평균 값은 빠른 군과 정상 군, 느린 군과 정상 군에서 차이가 없었다.

그래프 모양(Fig.2)을 보면 정상 군은 입각기 초기 약간 굴곡했다가 다시 굴곡 각도가 완전히 줄어들다가 입각기 말기에 급격히 굴곡 각도가 증가하여 유각기 중기에 최대 굴곡하였다가 다시 급격히 굴곡 각도가 감소하는 양상을 보이는데 전 보행 주기를 통해 한 번도 완전 신전 되지 않았다. 빠른 군의 보행을 보면 정상군의 보행과 유사하게 따라가고 있으나 정상에 비해 신전이 더 많이 일어나 입각기 말기에 파신전 양상을 보이고 유각기 중기 최대 굴곡값은 정상에 비해 10° 정도 낮은 것을 볼 수 있다. 느린 군의 보행을 보면 입각기 초기 굴곡값과 유각기 중기 굴곡값이 거의 비슷한 정도인 25° 내외임을

알 수 있다. 엉덩이 관절과 마찬가지로 끝이 깊지 않은 두 정점을 보여주고 있다

Table 3. Joint angle of the knee

motion	Normal	Slow ^{t1}	Fast ^{t2}
Fl/Ex (degree)	17.367 ± 16.78	20.983 ± 3.56	12.612 ± 14.31

t1 : t-test between normal and slow
t2 : t-test between normal and fast

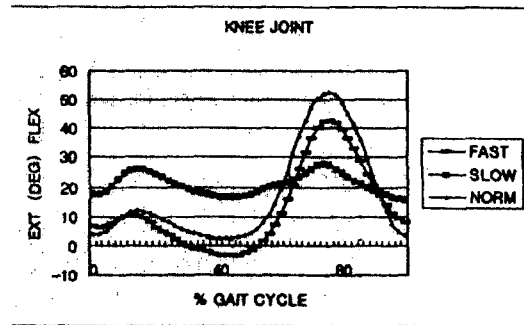


Fig 2. Knee Joint : Flexion Extension

3. 발목 관절의 배굴과 저굴 각 분석

보행시 정상 군의 발목 관절의 평균 배굴-저굴 각도(Table 4)는 $3.142 \pm 5.95^\circ$ 였으나 빠른 군은 각각 $7.043 \pm 3.75^\circ$, 느린 군은 각각 $17.296 \pm 2.90^\circ$ 였다. 평균 값은 빠른 군과 정상 군, 느린 군과 정상 군에서 차이가 있었다($p<0.001$)

Table 4. Joint angle of the ankle

motion	Normal	Slow ^{t1}	Fast ^{t2}
plant/dorsi (degree)	3.142 ± 5.95	$7.043 \pm 3.75^*$	$17.296 \pm 15.535^*$

t1 : t-test between normal and slow
t2 : t-test between normal and fast
* : $p<0.001$

그래프 모양(Fig.3)을 보면 정상 군은 초기 입각기시 약간 저굴했다가 점점 배굴하여서 반대발 접지기에 최대 배굴값을 보였다가 말기 입각기시 다시 저굴하여서 최대 저굴값을 보이고 유각기에 다시 배굴되는 양상을 보인다. 빠른 군의 경우 유사한 양상을 보이거나 배굴만 나타내

고 저굴값은 나타나지 않으며 느린 군의 경우 모두 높은 배굴값을 유지하면서 관절각의 변화가 적은 양상을 보였다(Fig. 7a).

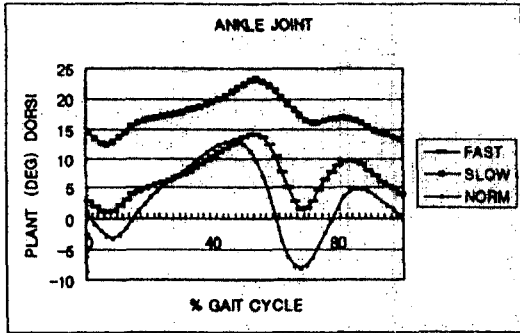


Fig 3. Ankle Joint : Dorsi and plantar Flexion

IV. 고 찰

뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 보행 속도는 임상에서 보행의 향상 정도를 쉽게 판단할 수 있는 기준이 되고 있다(Dettman 등, 1987). 편마비 환자의 보행 속도와 관련하여 여러 연구들이 이루어졌다. Brandstater 등(1983)은 보행 속도와 보행 관련 시간 변수들의 상관 관계를 보고하였고, Lehmann 등(1987)은 편마비 환자의 보행이 정상 보행과 비교하여 입각기가 짧고 유각기가 길며 최대 발목 배굴 각이 더 작고 무릎 관절의 돌림힘이 다르다고 보고하였다. 그러나 이러한 연구들은 환자내의 보행 속도를 체계적으로 다루지는 않고 있다. Wagenaar(1992)는 보행을 기초로 이용한 운동학적 분석을 실시해 결과적으로 보행 속도는 보행 패턴에 긍정적 영향을 미친다고 보고하였다.

Roth 등(1997)은 보행 속도와 다른 시간적 변수들의 상관관계를 연구하였는데 포괄적 보행 평가를 위해 속도 뿐만 아니라 비대칭성의 정도, 유각기와 입각기 비율이 함께 고려되어야 한다고 하였다. Olney 등(1991)은 편마비 환자의 보행에서 일과 일률에 대한 연구에서 환자군을 빠른 속도군과 중간 속도군, 느린 속도군으로 구별하여 실험하였다.

편마비 환자의 보행 속도는 개인 안에서도 많은 다양성을 가지고 있으며 환자의 상태에 따라서도 다양해진다. 본 연구에서는 보행 속도와 관련하여 환자군을 두 집단으로 나누어 환자 자신들이 선택한 보행 속도인 가장 자연스러운 속도로 보행하게 하였고 그에 따른 운동학적

인 변수들, 즉 엉덩이 관절과 무릎 관절, 발목 관절의 시상면 상에서의 관절 각을 보행 주기에 따라 비교하여 빠른 보행 군과 느린 보행 군의 특성을 살펴 보행의 속도 향상이 질적 향상의 결과인지를 살펴보았다.

고관절의 시상면 운동을 살펴보면 관절 변위의 평균값은 빠른 군과 정상군에서 차이가 있었다. 즉, 빠른 군의 관절 변위 값이 정상군 보다 낮아서 정상군에 비해 관절 변위가 덜 일어나고 있었다. 느린 군과 정상군의 평균값은 차이가 없었는데 이것은 느린 군에서는 변위의 폭이 심한 운동이 일어나지 않고 보행 전주기에 걸쳐 계속하여 비슷한 평균치 정도의 각도에서 유지되고 있었기 때문이었다. 그래프 모양은 빠른 군에서는 정상 군과 유사하였으나 최대 굴곡 값이 정상 군보다 더 낮은 값을 나타내고 최대 신전 값도 정상 군보다 더 높은 절대값을 나타내었다. 느린 군의 경우 그래프 모양은 최대 굴곡값이 낮고 말기 입각기전 신전하지 않고 최소 굴곡값을 보였는데, Winters(1987)의 연구 중 그룹 IV의 고관절 운동과 비슷한 양상을 보였다. Olney(1990) 연구의 느린 군 환측과도 비슷한 양상이었다. 이것은 말기 입각기전 충분한 신전이 없으므로 그 다음 앞으로 전진이 방해받고 있는 것으로 보여진다.

슬관절의 운동을 살펴보면 평균 값의 비교에서, 빠른 군과 정상 군은 차이가 없었는데 이것은 빠른 군이 정상 군의 보행 패턴에 근접했기 때문이었다. 느린 군과 정상 군도 차이가 없었는데 이것은 느린 군의 보행에서는 다양하게 굴곡하거나 신전하지 않고 평균 값의 수준으로 지속적으로 굴곡되어있었기 때문이었다.

빠른 군에서는 정상 보행과 유사하게 보행 주기동안 굴곡과 신전을 교대로 반복하면서 네 번의 굽을 형성했는데 다른 연구 결과와도 유사하였다(Chao 등, 1983). 초기 입각기시 신체하중이 전이 됨에 따라 충격을 완화하기 위해 첫 번째 굴곡이 일어나며 반대발 때기에서 입각기 최대의 굴곡이 발생 하고 그 이후 서서히 신전 되면서 반대발 접지기에 최대 신전을 나타내다가 신체의 하중을 받아 신체를 전방으로 이동하면서 발때기시 다시 굴곡이 생기기 시작했다. 유각기시 굴곡이 급격히 진행 되다가 최대 굴곡을 나타낸 후 유각기 말기에 다음 보행 준비를 위해 신전이 발생했다(Perry, 1992).

반면 느린 군은 높은 평균값을 나타내며 정상 군에서 최대 굴곡을 나타내야 할 두 지점에서 평균보다 약간 더 굴곡한 채 계속하여 굴곡해 있었는데, 이 모양은 Winters 등(1987)의 연구에서 그룹 IV와 유사하였다.

이러한 결과는 무릎 관절의 과도한 신전을 예방하려는 치료 훈련의 입력 결과 계속하여 굴곡해 있는 양상으로 볼 수 있다.

발목 관절의 운동을 살펴보면 빠른 군의 경우 환측은 높은 배굴값을 나타내면서 한 번도 저굴하지 않고 정상 군과 비슷한 양상을 따랐으며 느린 군의 경우 과도하게 높은 배굴 값을 나타내면서 관절 운동 모양은 비슷한 양상을 나타내었다. 이것은 다른 연구의 예와 반대되는 결과이다.

본 연구는 치료 중에 있는 회복기 환자를 대상으로 하였으므로 일반적으로 보고되어지는 전형적인 편마비 보행과는 상당한 차이를 보이는 결과를 얻었다. 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.

그러나 모든 편마비 환자의 보행을 그 회복 정도나 환자의 특성과는 상관없이 일반적 패턴으로 보고 있는 관점에서 새로운 관점에서의 전환이 필요할 것으로 생각되며 중추신경계의 가소성으로 인한 재교육과 반복 학습의 효과도 고려되어야 할 것으로 생각된다.

본 연구는 빠른 군의 보행이 느린 군의 보행 보다 운동학적인 측면에서 훨씬 더 정상 보행에 근접하고 있음을 보여주었고 또한 느린 군에서는 운동학적으로 무릎 관절과 발목 관절에서 일반적인 편마비 환자의 보행에서 보고되는 저축 굴곡의 축하수 보행은 나타나지 않았다.

V. 결 론

본 연구는 뇌졸중 이후 지속적으로 운동 치료를 받고 있는 환자 6명을 대상으로 상대적으로 보행 속도가 빠른 군 3명과 느린 군 3명으로 나누어 하지 관절의 시상면에서 운동학적 보행 분석을 실시하여 다음과 같은 결론을 얻었다. 비교 기준으로 정상 대상자 6명의 보행 분석 결과가 이용되었다.

1. 엉덩이 관절에서 빠른 군은 관절 각의 평균 값은 낮았지만 그래프는 정상 군과 비슷한 양상이었고, 느린 군은 보행 전주기에 걸쳐 관절 각의 변화가 작고 지속적으로 굴곡되어 있는 패턴을 보였다.

2. 무릎 관절에서 빠른 군의 관절 각의 평균값과 그래프는 정상군과 유사하였고 느린 군은 보행 전주기에 걸쳐

관절 각의 변화가 작고 지속적으로 굴곡해 있는 패턴을 보였다.

3. 발목 관절에서 빠른 군의 관절 각의 평균값은 정상 군보다 더 배굴되어 있었으나 그래프 양상은 비슷하였고, 느린 군은 정상 군보다 훨씬 더 높은 값으로 배굴되어 있으며 관절 각 변화의 범위가 좁았다.

이로써 빠른 보행 군이 느린 보행 군보다 더 정상 보행 패턴에 근접해 있다는 것을 알 수 있었으며 두 환자군의 앞으로의 치료 계획시 높은 발목 배굴 각에 대한 주의가 필요하다고 고려된다.

참 고 문 헌

- 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.
- 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.
- Dettmann, M.A., Linder, M.T. and Sepic, S.B.(1987). Relationships among walking performance, postural Stability, and functional assessments of the nemplegic patients. *Am J of Phys Med.* 66 ; 77 - 90.
- Galley, P.M., Forster, A.L.(1985). *Human movement*, Churchill Livingstone ; 197 - 206.
- 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.
- 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., 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., et al (1994). Temporal, Kinematic, and Kinetic Variables Related to Gait speed in subject With Hemiplegia: A Regression Approach. *Phys Ther.* 74; 872 - 885
- Olney, S.J. and Richards, C. (1996). Hemiplegic gait following stroke. Part I : Characteristics. *Gait & Posture* 4 : 136 - 148.
- Oxford Metrics. Inc. (1995). *Vicon Clinical manager user manual.*
- Perry, J. (1992). *Gait analysis : Normal and pathological function.* SLACK Inc.
- 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.
- Wagenaar, R.C. and Beek, W.J. (1992). Hemiplegic gait : kinematic analysis using walking speed as a basis. *J. Biomech.* 25(9) : 1007 - 1015.
- 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.