

뇌졸중 이후 편마비 환자의 보행에서 근전도 분석

대구대학교 대학원 재활과학과 물리치료전공
권 영 실
대구대학교 재활과학대학원 물리치료전공
정 병 옥
대구대학교 재활과학대학 물리치료학과
김 진 상

Electromyographic analysis of gait cycle in hemiplegic patients after stroke

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

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

Jung, Byong-Ok, P.T.

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

Kim, Jin-Sang, Ph.D.

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

<Abstract>

The purpose of this study was to determine the EMG characteristics of 7 subjects with hemiplegic gait receiving therapeutic exercise after stroke. The skin electrode and gait analysis system were used. The normal gait of 6 health volunteers was analysed. The results were following.

1. Gluteus maximus, the extensor of hip joint had high level of activity compared to normal, and had two peak in late stance phase and early swing phase.

2. Medial hamstring, the flexor of knee joint had low level of activity compared to normal, and had continuous low amplitude pattern.

3. Vastus lateralis, the extensor of knee joint had high level of activity compared to normal, and had not continuous high amplitude. From early stance phase and mid stance phase, activity had high level but after swing phase, similar to normal.

4. Gastrocnemius, plantar flexor of ankle joint had low level of activity compared to normal and had continuous low amplitude.

5. Tibialis anterior, dorsiflexor of ankle joint had similar muscle activity to normal and had continuous low amplitude.

Key words : hemiplegic gait, EMG

I. 서론

대뇌에서 동맥의 병변에 의해 손상을 받는 경우 감각, 지각, 인지, 언어장애를 포함하며 무엇보다도 두드러지는 특징 중의 하나가 운동 장애이고(Kottke & Lehmann, 1990), 신경학적 손상의 결과 관상면 상에서 신체의 한 쪽이 정상에 가까운 반면 나머지 한 쪽은 신경근 침범을 당하게 된다(Winters 등, 1987). 뇌졸중 이후 이러한 편마비 환자는 일상 생활 동작에 대한 적절한 기능 훈련이 요구된다. 장애를 가진 환자 자신의 사회적 통합에 있어 독립적인 이동 능력은 중요한 역할을 하므로 물리치료가 환자에게 보다 정상에 가까운 보행을 습득하게 하는 것은 중요한 치료 목표 중의 하나이다.

보행은 인간의 신경 조직과 근골격 조직 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). 편마비 환자의 경우에서도 어느 정도의 균형 유지가 획득되고 운동성이 확보되면 보행이 가능하게 되는데, 이런 환자들이 보행을 수행하는데 있어 가장 어려운 문제는 정상적인 양만큼의 수직적 근 수축을 생성할 능력이 부족하다는 것과 적절한 타이밍과 근 활동 강도를 맞출 수 없다는 것이다(Olney and Richards, 1996). 중추신경계 환자들은 자세 유지나 수직적 운동 시에 더 증가하는 경직(spasticity)(Swash & Oxbury, 1991)과 그로 인한 이차적인 관절 구축 등에 의해서 보행을 수행하는 데에 지장을 받게된다.

효율적인 움직임의 방해하는 요인은 주동근과 길항근이 같이 작용하여 힘이 상쇄되는 협력수축(cocontraction), 중력을 이겨내기 위해 지속적으로 일어나는 등장성 수축(isometric contraction), 갑작스러운 움직임으로 인한 에너지 소모 등(Winter, 1979)이라고 알려져 있다.

편마비 환자의 보행에서 비정상적인 근 활동을 연구하기 위해서 근전도 실험들이 이루어지고 있다. 근육의 수축에 의해 발생하는 전기적인 신호인 근전도(electromyogram)는 근육의 표면에 붙여 근 활동을 기록하는 표면 전극이나 근내 삽입형의 침전극이 이용된다. 보행은 지속적으로 공간이 이동되는 움직이는 동작으로서 근전도 관찰 도중 근 활동의 변화와 더불어 위치의 변화가 일어나므로 표면 전극의 사용이 적절하다.

Knutsson 등(1979)은 광학 사진과 표면 근전도를 이용하여 편마비 환자 각각의 근활동 패턴을 정상 대상자와 비교하였으며, Waters 등(1979)은 건절제술에 따른 무릎 뻣힘 보행의 효과를 근전도 실험을 통해 연구하였다. Winters 등(1987)은 46명의 경직성 편마비 환자를 대상으로 3차원 동작 분석기와 근전도를 이용하여 보행분석을 실시해 환자를 네 가지 군으로 분류하였다. 또한 Cybex II 등속성 근력계를 이용하여 편마비 환자의 무릎 신전 근 토크와 경련성 및 보행 속도의 관련성도 보고되었다(Bohannon, 1990).

이에 본 연구는 치료 기법의 발달로 전형적인 편마비 보행 패턴이 점차 줄어들고 있는 시점에서 뇌졸중 발병 이후 운동 치료를 받는 중에 있는 보행이 가능한 단계에 있는 편마비 환자를 대상으로 표면 전극을 이용하여 보행 시의 근전도를 분석해 그 특성을 파악해 봄으로써 적절한 치료기 제공되고 있는지를 알아보고 앞으로의 치료에 효과적인 방향을 제시하기 위하여 시행되었다.

기존 자료를 위해 정상군을 대조군으로 설정하였으며, 보행 주기에 따라 근활동을 분석하기 위해 카메라 촬영 이후 동작을 분석하는 운동학적 시스템의 보행 분석기가 함께 이용되었다. 정상군과 편마비군에서 엉덩이 관절의 신전근인 큰 둔부근(Gluteus maximus), 무릎 관절의 신전근인 외측 넓은근(Vastus lateralis), 무릎 관절의 굴곡근인 내측 무릎굽힘근(Medial Hamstrings), 발목 관절의 저굴근인 장딴지근(Gastrocnemius), 발목 관절의 배굴근인 앞정강이근(Tibialis anterior)에서 근전도 값이 구해졌다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

실험 목적을 알고 동의한 정상 성인 6명과 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 7명(56.95±8.77세)을 대상으로 하였다(Table 1). 환자군과 비슷한 연령군(54.83±3.71세)의 정상 성인은 현재 보행이나 균형에 영향을 줄 수 있는 신경과적, 정형외과적 병력을 가지고 있지 않은 여성 4명과 남성 2명이었다.

환자군은 발병일로부터 1개월 - 15개월(5.28±5.04)의 시간이 경과했고, 모두 뇌혈관 출혈의 병력을 가지고 있는 첫 번째 발병이며, 발병 이후부터 계속하여 안양 중화한방병원의 운동 치료실에서 한 치료사에 의해 치료받고

있는 47-69세(56.95±8.77)의 여성 2명과 남성 5명이었다. 마비측은 왼쪽 4명, 오른쪽 3명이었다. 대상자는 보조장구나 타인의 도움없이 맨발로 적어도 8m 이상 독립보행이 가능하며, 실험자의 요구에 따라 무리 없이 실험을 수행할 수 있을 정도로 인지력과 정신 상태가 양호하였다.

Table 1. General Characteristics of the Subjects

Groups	Normal(n=6)	Hemiplegia(n=7)
variables		
Age(yrs)	54.83±3.71	56.95±8.77
Gender(F/M)	4 / 2	2 / 5
Height(cm)	157.26±10.76	156.90±6.59
Weight(kg)	62.92±9.54	54.74±3.95
Leg length(cm)		
Ll	81.18±4.92	82.27±4.01
Rl	80.95±5.14	80.73±3.61

2. 실험 도구 및 절차

1) 실험 도구

본 연구는 인천 재활공학연구 센터의 보행분석실에서 실시되었다. 운동 분석기에 입력시킬 자료를 위해 인체 계측 도구로 신장계, 체중계, 너비측정기(caliper), 줄자가 이용되었다. 보행 주기 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, FT)설치되었다. 적외선 카메라가 인식할 수 있도록 대상자의 신체에 부착할 25mm 반사마커 15개와 실험 조건 설정을 위해 반사마커들이 부착된 캘리브레이션 노즐 4개가 이용되었다.

근전도 측정을 위해 채널 10개의 표면 전극이 이용되었고, 이것은 근전도 장치에 길이가 충분히 긴 유선으로 연결되었고 근전도기는 다시 전체 데이터 처리기인 Vicon 370 프로그램에 연결되어 보행의 운동학적 변수의 시간과 일치되어 저장되었다. 보행 분석을 위해 VCM 프로그램이 이용되었다

2) 실험 절차

실험전에 보행 분석실의 온도와 습도를 적절히 유지시킨 후 데이터 처리 프로그램인 Vicon 370을 가동시키고, 실험공간 설정을 위해 동요가 없는 상태에서 사전에 캘

리브레이션 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, 너비 측정기를 이용해 무릎너비와 발목너비를 측정하였다. 그 후 25mm 반사마커를 부착했는데 운동학적 분절축 모델은 VCM 모델(Oxford Metrics)을 따랐다. 마커의 위치는 대상자의 천골(Sacrum), 좌우 앞장골 가시(ASIS), 좌우 대퇴부, 좌우 무릎의 외측, 좌우측 경골부, 좌우 발목 외측복사, 좌우 둘째 발바닥뼈 머리, 좌우 발굽골 뒤쪽에 부착하였다. 근전도 표면전극은 좌우 큰 둔부근, 내측 무릎 관절굴힘근, 외측 넓은근, 장딴지근, 앞정강이근의 근복에 부착시키고 데이터 처리기와 한 케이블로 연결시켰다.

대상자의 인체 계측 자료를 입력시킨 후, 실험 전 정지 상태에서 실험실 가운데 대상자를 똑바로 선 자세로 서게 한 후 시스템을 작동시켜 인체에 부착된 반사마커들을 컴퓨터에 입력시켜서 각 관절의 중심과 변속들이 정해질 수 있도록 하였다.

대상자가 실험실에서 각종 기기들을 몸에 부착하면 부자연스러운 보행을 하기 쉬우므로 실험실에서 보행 연습을 시킨 다음, 정상시의 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 향해 걷기 시작할 때 머리를 들고 맨발인 자세로 상체를 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 감지하고 신체에 부착시킨 근전도의 자료도 유선을 통해 컴퓨터로 전달되었다. 모든 데이터는 시간적으로 일체화되어 Vicon 370에 입력되었다.

3. 자료 처리

보행분석 프로그램인 VCM으로 모든 자료들이 보내진 후 보행주기에 따라 분당 발작수(cadence), 속도

(speed)가 구해졌으며, 보행 주기 중 발떼기(foot off) 시기의 백분율이 구해져 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)를 구별하였다.

근전도는 지역 필터를 사용하여 필터링 된 상태의 값으로 구했는데 원래 형태(raw form)가 아닌 선형 포락선(linear envelop) 형태로 구하였다. 모든 개인의 값들은 좌, 우측으로 구별하여 큰 둔부근, 내측 무릎관절 굽힘 근육, 외측 넓은 근육, 장딴지근, 앞경골근의 근전도 값이 보행 주기 100%를 기준으로 50회 분할 하여 각 회기에서의 값이 구해졌다. 이 자료들은 다시 마이크로 소프트웨어에서 집단별로 평균이 구해져 그래프화 되었다. 환자의 경우는 환측의 값을 평균내었고, 정상인의 경우 오른쪽과 왼쪽이 거의 비슷하기 때문에 양측값을 평균내어 기준 자료로 삼았다. 정상군의 평균값과 편마비군의 값이 짝비교(student t-test)되었다.

III. 연구 결과

1. 보행 주기 특성

환자 군의 분당 발작수(cadence)는 89.85 ± 20.82 steps/min 이었고 정상 군은 115 steps/min 이었다. 속도(speed)의 경우 환자 군은 0.52 ± 0.24 였으나 정상 군은 1.14 m/s 였다. 보행 주기 중 발떼기는 환자 군은 $65.14 \pm 8.30\%$ 였고 정상 군의 경우 64.94% 였다.

2. 엉덩이 관절의 근전도

큰 둔부근의 근전도의 평균값(table 2)은 환자 군의 경우 $129.312 \pm 32.94 \mu V$ 였고, 정상 군의 경우 $82.485 \pm 34.66 \mu V$ 였으며 두 값은 유의한 차이를 보였다($p < 0.001$). 환자군에서 전체적으로 높은 값을 보였다.

근전도 그래프(Fig.1)를 보면 환자군에서 입각기 초기 $102 \mu V$ 정도에서 시작하여 이후(보행주기 10%내외)에 높은 정점을 그리며 다시 근활동이 감소하여 입각기 중기(보행 주기 40%)에서는 입각기 초기 수준까지 내려갔다. 입각기 말기에서 유각기 초기(보행 주기 60-70%)에서 다시 높은 정점의 근 활동 값을 보여주다가 유각기가 진행됨에 따라 근 활동이 줄어들어 $73 \mu V$ 까지 내려갔다. 유각기가 끝나감에 따라 다시 근 활동이 증가되고 있는데 이것을 정상 군과 비교해보면 처음 시작은 유사하나 정상군이 입각기 중기 이후 유각기 까지 지속적으로 낮은 값인 $60 \mu V$ 내외에서 활동하고 있는 반면 환자군은 특징적으로 입각기 말에서 유각기 초까지 높은 값을 나타낸다.

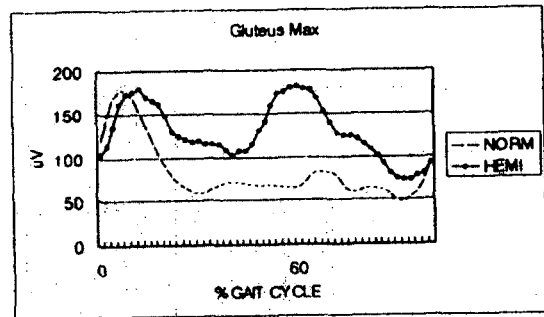


Fig 1. EMG of Gluteus Maximus

2. 무릎 관절의 근전도 분석

무릎 관절의 굴곡근인 내측 무릎굽힘근의 근전도 평균값(Table 2)은 환자 군의 경우 $44.535 \pm 15.60 \mu V$ 였고, 정상 군의 경우 $73.275 \pm 62.46 \mu V$ 였으며 두 값은 유의한 차이를 보였다($p < 0.01$). 환자 군이 정상 군 보다 낮은 값

Table 2. EMG of the Lower extremities

Groups	Normal(n=6)	Hemiplegia(n=7)	t - value
muscles(μV)	mean \pm SD	mean \pm SD	
Gluteus Max.	82.485 ± 34.66	129.312 ± 32.94	$1.44E - 12^{**}$
Med. hamstringS	73.275 ± 26.46	44.535 ± 15.60	0.001^{**}
Vastus Lat.	107.143 ± 89.74	143.438 ± 93.49	0.048^*
Gastrocnemius	159.218 ± 153.606	109.876 ± 47.72	0.030^*
Tibialis Ant.	209.100 ± 84.84	217.376 ± 32.810	0.513

** $p < 0.01$

* $p < 0.05$

을 나타내고 변화의 폭도 좁다.

그래프(Fig 2)를 보면 환자 군에 있어 입각기 초기에서부터 입각기가 끝나고(64.94% GAIT CYCLE) 유각기가 시작된 이후까지 지속적으로 50 μ V 내외에서 지속적으로 수축하고 있다가 유각기 중간 90% 정도에서 75 μ V까지 그 값이 약간 증가하는 양상을 보인다. 이것은 입각기 초기와 유각기 말기에 높은 정점 값을 나타내는 정상군의 양상과는 아주 차이가 나는 패턴이다. 따라서 무릎 관절의 굴곡근이 적절하게 활동하고 있지 않음을 보여준다.

무릎 관절의 신전근인 외측 넓은 근에서 근전도의 평균값(Table 2)은 환자 군의 경우 $143.438 \pm 93.49 \mu$ V였고, 정상군의 경우 $109.143 \pm 89.74 \mu$ V였으며 두 값은 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 정상군에 비해 환자군에서 더 높은 값을 보이고 있다.

근전도 그래프를 보면(Fig 3) 환자 군에서는 입각기 초 200 μ V 정도에서 시작하여 보행 주기 10% 정도에서 정점을 그리고 활동이 조금 감소하지만 입각기 중간까지 지속적 활동을 보이다가 보행주기 40% 이후에 그 값이 감소하여 입각기 이후 유각기 중간까지 지속적으로 감소하여 보행주기 80% 정도에서 바닥을 그리고 있다가 보행주기 90% 이후 급격히 활동이 증가하는 양상을 보인다. 정상군의 경우에는 입각기 이후에 급격히 활동이 증가했다가 다시 급격히 감소하여 계속 바닥을 그리다가 유각기 말기에 활동이 다시 증가하는 양상을 보이므로 정상군에 비해 입각기 중기의 근활동 정도가 높은 것을 볼 수 있다.

3. 발목 관절의 근전도 분석

발목 관절의 저굴근인 장딴지근의 근전도 평균 값(Table 2)은 환자 군의 경우 $109.876 \pm 47.72 \mu$ V였고, 정

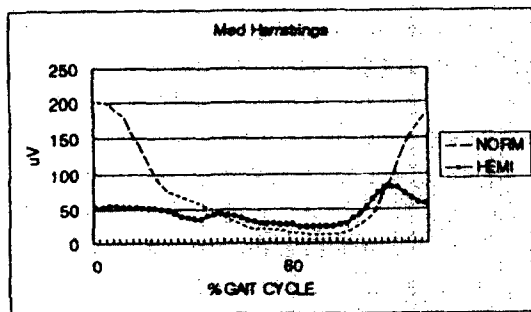


Fig 2. EMG of Med. Hamstrings

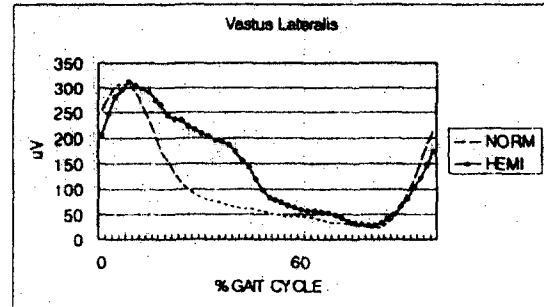


Fig 3. EMG of Vastus Lateralis

상군의 경우 $159.218 \pm 153.605 \mu$ V였으며 두 값은 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 환자 군은 정상군에 비해 낮은 값을 나타내며 변화의 폭도 좁다.

그래프(Fig.4)를 보면 환자군에서는 입각기 초기에서부터 중간 이후 보행 주기 50% 정도에 걸쳐 낮은 범위의 증가가 지속되다가 그 이후 낮은 정도로 감소하여 입각기 말과 유각기에는 낮은 값을 보여준다. 보행주기 50%까지 높은 기울기로 급격한 상승을 보여 정점을 이루었다가 다시 급격히 감소하며 유각기 전체에서 거의 활동하지 않는 양상을 보이는 정상군과는 상당히 대조적이다.

발목 관절의 배굴근인 앞정강이근의 근전도 평균 값(Table 2)은 환자 군의 경우 $217.376 \pm 32.81 \mu$ V였고, 정상군의 경우 $209.100 \pm 83.84 \mu$ V였으며 두 값은 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$). 그러나 두 집단에서 평균값은 비슷한 정도로 활동하고 있으나, 환자군에서 변화의 폭이 좁은 반면 정상군에서는 기폭이 심한 것을 볼 수 있다.

그래프를 보면(Fig.5), 환자 군에서는 200 μ V 내외의 정도로 지속적으로 활동하고 있다가 유각기 시작 이후 보행 주기 70% 정도에서 한번 낮은 정점을 그렸다가 다시 조금 더 낮아지는 양상을 보인다. 정상군은 입각기 초기

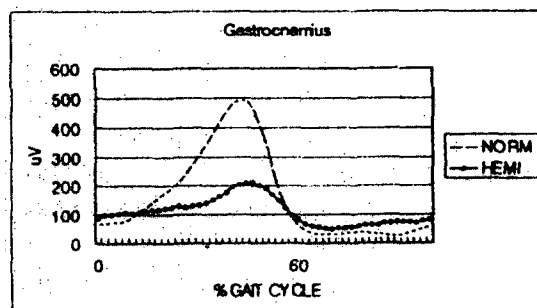


Fig 4. EMG of Gastrocnemius

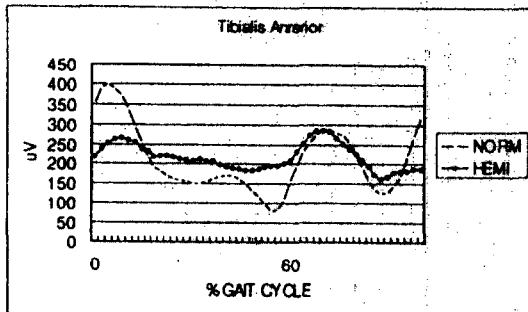


Fig 5. EMG of Tibialis anterior.

이후에 높은 정점을 나타내고 입각기가 지속되면서 점점 더 낮아져 입각기 말기에는 낮은 정점을 보였다가 유각기가 시작되면서 다시 상승하기 시작했다가 유각기 중간에 다시 낮아지고 유각기 말기에 다시 급격히 증가하는 양상을 보여 세 번의 높은 정점과 두 번의 낮은 정점을 나타내고 있다.

IV. 고 찰

뇌졸중 이후 편마비 환자의 보행을 분석하기 위한 근전도 검사는 Hischberg 와 Nathanson(1952)에 의해 처음 실시되었는데 그들은 표면 전극을 이용하여 11명의 대상자의 관측에서 엉덩이 관절 근육들의 활동성이 정상과 작은 차이를 보인다고 밝혔다. 대퇴내머리근과 무릎 굽힘근군은 높은 수준으로 활동하고 입각기 말기까지 지속된다고 보고했다. 여기서 두 관절 근육인 무릎 굽힘근은 엉덩이 관절의 신전근으로 활동하고 있는 것으로 여겨진다.

그 이후 Peat 등(1979)에 의해 보고된 바에 따르면 모든 근 군의 평균 근전도 값은 초기 접지기에서부터 증가하기 시작해 입각기 중간까지 정점을 이룬다. 앞정강이근과 대퇴내머리근, 그리고 장딴지근과 가자미근의 평균 값은 중간 입각기에서 날카로운 정점을 이루며 내측 무릎굽힘근군의 활동은 초기에서부터 입각기 말기까지 지속적으로 높은 수준을 유지한다고 하였다.

Knutsson과 Richards(1979)는 보행 동안 운동 조절에 장애가 있는 26명의 편마비 환자를 대상으로 연구한 결과 환자를 세가지 유형으로 나누었는데, 개인차가 있음을 밝혔다. 유형 I은 신장 반사의 과도한 작용으로 입각기 초기와 입각기 중기에 장딴지근과 가자미근의 지속적인

활동을 나타내며, 장딴지근과 가자미근의 초기 수축으로 인해 저굴근에 의한 효과적인 발매기가 방해받는다고 하였다. 유형 II는 짧아지고 들어나는 수축 동안 활동이 부족한 경우인데, 낮은 수준의 근활동으로 특징지어지며 부하기 동안에만 근활동이 잠깐 나타난다고 했다. 유형 III의 경우는 근 신장이나 활동 저하가 없는 대신에 몇 가지 근육 군에서 과도하고 상동적인 공동활성화(coactivation)를 보이는 경우였다.

Pinzur 등(1987)은 대퇴 끝은근의 지속적 활동에 대해 보고하였다.

Shiavi 등(1987)의 연구에서는 발병 후 기간이 초기인 환자군과 오랜 기간이 경과한 환자군으로 나누어서 회복기에 따르는 이동성 조절의 변화에 대해 Knutsson과 Richards(1979)의 결과를 적용하여 평가하였다. 초기군에서는 세가지 유형이 모두 나타났고 정상 범주에 속하는 경우도 두 명이 있었다고 보고하였다.

본 연구에서는 엉덩이 관절 신전근의 활동 평균값이 높았으나 지속적으로 활동하고있지는 않았으며 두 개의 정점을 나타내고 있는데, 첫 번째 정점은 정상군의 정점과 유사하고 두 번째 정점은 정상군에서 약간의 작용만 하고있는 입각기 말기에서 유각기 초의 범위에서 높은 값을 나타내고 있다. 이것은 정상군의 경우 약간의 근 활동 증가만으로 해결할 수 있는 유각기 엉덩이 관절 신전을 과도하게 이용하고 있는 것이라 보여진다.

무릎 관절 주변의 근 활동에서 내측 무릎 굽힘 근육군을 보면 근 활동이 지속적으로 증가해 있지 않으며 낮은 근활동 양상을 보이고 신전근인 외측 넓은 근의 작용이 중간 입각기시 정상군 보다 증가하는 것을 보였다. 이것은 Knutsson 등(1979)의 연구에서 유형 II 근활동 두 번째의 예에서 무릎 굽힘 근육군이나 대퇴 내갈래근의 활동 양상과 거의 유사하였는데, 이 환자의 경우는 비환측에 지팡이를 짚고 마비측 하지로는 발바닥에 닿을 때 뒤꿈치를 들고 무릎을 굴곡시켜 체중을 완전히 지지 않는 경우로써 본 연구의 환자들의 보행과는 차이가 있었다. 본 연구에서 눈여겨 보아야할 것은 유각기 이후 근 활동의 패턴이 정상군과 거의 유사하다는 것이다. 엉덩이 관절 신전근의 경우보다 더 정상 범위에 근접해 있다.

장딴지근의 활동을 살펴보면 정상 보행에서 중간 입각기시 최대 활동을 보였는데(Perry, 1992), 본 연구의 정상군도 이와 같았으나 환자군에서는 정상에 비해 훨씬 더 낮은 값을 보이면서 활동이 증가하는 것을 보여주었다. 유의할 것은 일반적인 편마비 환자의 보행에서 이 근육

이 크게 활동이 증가한 연구(Knutsson and Richards, 1979)와는 큰 차이를 보였다. 본 연구의 환자들은 발목관절이 저굴되지 않고 있음을 보여준다.

앞 경골근의 경우도 정상 보행시 입각기 초기와 유각기 초기, 유각기 말기에 높은 활동을 보이는데(Knutsson and Richards, 1979), 정상군은 이 패턴을 따랐으나 린 환자 군의 경우 보행 전 주기에 걸쳐 크게 수축하고 있어 일반적인 편마비 보행시 발목 배굴근의 활동이 저하한다는 보고(Knutsson and Richards, 1979)와는 큰 차이를 보였다.

본 연구에서는 한 치료사에 의해 지속적으로 치료 받고 있는 편마비 환자를 대상으로 하였으므로 그 치료사에 의해 강조되어지는 보행 훈련의 특성도 파악될 수 있다고 고려된다. 대상자들은 전체적으로 환축 하지의 근육 활동 정도의 폭이 넓지 않았으며, 엉덩이 관절 신전근과 무릎 신전근이 정상보다 높은 활동성을 보였고 무릎 굴곡근은 낮은 활동 양상을 보였다. 그러나 무릎 신전근은 어느 정도 정상 보행의 근 활동 패턴에 근접하고 있었다. 특히, 일반적인 예에서와는 달리 발목 관절의 경우 배굴근이 지속적으로 긴장상태에 있고 저굴근의 활동 정도가 낮았다. 족하수 보행과는 반대로 발목이 배굴된 상태의 보행이 이루어지고 있었다. 이것은 지속적인 치료 과정에서 발목 배굴근에 대한 반복적 훈련으로 인해 환자의 보행 패턴이 의식적으로 저굴하려하지 않는 과도한 반대 작용의 결과로 보여진다. 앞으로의 치료에서는 과도하게 발목을 배굴시키려는 노력을 감소시키면서 적절한 발목 주위 근의 활동이 일어날 수 있도록 하는 것이 효과적인 방향이라고 제시할 수 있을 것이다.

또한 여기서 편마비 환자의 경우 엉덩이 관절과 같은 근위 관절에서 원위 쪽으로 갈수록 치료적 중재에 의한 의식적 노력이나 더 잘 적용될 수 있고 발목의 경우는 의식적 노력이 너무 과도하게 작용할 수도 있다는 것까지 유추해 볼 수 있을 것이다.

일반적으로 편마비 환자의 보행을 신전근 공동작용(synergy)이 일어나 무릎이 과신전되고 발목이 저굴되는 패턴으로 특징짓는다(Perry, 1992). 물론 양질의 물리치료를 받지 못할 경우에 나타나는 일반적인 패턴이 그러하겠지만 그것은 환자의 발병 이후 치료 상태에 따라 충분히 달라지고 개선될 수 있는 요소이다. 그러므로 신경계 손상 환자를 치료하는 물리치료사는 고정된 패턴에 얽매이지 않고 환자 개개인 마다의 특성을 파악해 적절한 시기에 적절한 치료적 중재를 해야 할 것이다.

본 연구는 치료 중에 있는 회복기 환자를 대상으로 하였으므로 일반적으로 보고 되어지는 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 관점으로의 전환이 필요할 것으로 생각되며 중추신경계의 가소성으로 인한 재교육과 반복 학습의 효과도 고려되어야 할 것으로 생각된다.

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

V. 결 론

본 연구는 뇌졸중 이후 지속적으로 물리치료를 받고 있는 편마비 환자 7명을 대상으로 보행에 관여하는 근활동에 대한 근전도 검사와 함께 운동학적 시스템을 이용한 보행 분석을 실시하였다. 유사 연령의 정상 성인 6명을 대조군으로 설정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 엉덩이 관절의 신전근인 큰 둔부근은 정상군과 비교해 활동성이 상당히 높았으나, 지속적으로 높은 양상을 보이지는 않고 입각기 초기 이후와 입각기말기 유각기 초기에 높은 정점을 나타내는 양상이었다.
2. 무릎 관절의 굴곡근으로 작용한 내측 무릎 굽힘근군은 정상군과 비교해 낮은 근 활동성을 보였으며 지속적으로 낮은 양상을 보였다.
3. 무릎 관절의 신전근인 외측 넓은 근은 정상군과 비교해 높은 근 활동성을 보였으나, 지속적으로 높은 양상은 아니었고 입각기 초기에서 입각기 중기 까지 높은 활동성을 보이다가 그 활동성이 낮아져 유각기 이후는 정상과 비슷한 양상을 보였다.
4. 발목 관절의 저굴근인 장딴지근은 정상군과 비교해 낮은 근 활동성을 보였으며, 지속적으로 낮은 양상을 나타내었다.
5. 발목 관절의 배굴근인 앞 정강이근은 정상군과 비교해 차이가 없는 근 활동성을 보였고 지속적으로 활동하고 있는 양상을 나타내었다.

치료받고 있는 환자군을 대상으로 한 본 연구는 전형적인 편마비 환자의 보행과는 상당한 차이가 있었으며 본 연구의 대상자들은 앞으로 보행 시에 무릎 관절 굽힘근 활동을 증가시키고 발목 관절 배굴근 활동을 감소시키는 방향으로의 치료가 요구된다.

참고 문헌

- 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.
- Hischberg, G.G., Nathanson M.(1952). Electromyographic recording of muscular activity in normal and spastic gaits. *Arch Phys Med Rehabil.* 33;217-225 in Olney, S.J. and Richards, C.(1996). *Hemiplegic gait following stroke. Part I: Characteristics.* *Gait & Posture* 4 : 136-148.
- Knutsson, E. and Richards C.(1979). Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain.* 102 : 405-430.
- Kottke, F.J., and Lehamann, J.F.(1990). *Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation.* 4th ed, WB Saunder's company, Philadelphia.
- 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*
- Peat, M. et al.(1979). Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion. *Arch Phys Med Rehabil* 57;421-425.
- Perry, J.(1992). *Gait analysis: Normal and pathological function.* SLACK Inc.
- Pinzur, M.S., et al.(1987). Gait changes in adult onset hemiplegia. *Am J Phys Med.* 66;228-237
- Shiavi, R. et al.(1987). Electromyographic gait assessment, part 2; Preliminary assessment of hemiparetic synergy patterns. *J Rehabil Res Dev.* 24; 24-30.
- Swash, M., Oxbury, J. (1991). *Clinical neurology.* Churchill Livingstone.
- Waters, R.L., Garland, D.E., Perry, J., Habig, T. and Slabaugh, P.(1979). Stiff-legged gait in hemiplegia: surgical correction. *J Bone & Joint Surg.* 61 - A. 6 ; 927-933
- Winter, D.A.(1979). *Biomechanics of human movement.* John Wiley & Sons, Inc.
- 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.