

편마비환자에서 앉은 자세의 체중지지면 경사와 상완이두근 활동전위 변화

원광 보건전문대학 물리치료과

권 오 윤

Change of the Biceps Muscles Activity and Tilt of the Base of Support on Sitting Position in Hemiplegic Patients

Kwon, Oh-Yun, M.P.H, R.P.T

Dept. of Physical Therapy, Wonkwang Public Health Junior College

- ABSTRACT -

The purpose of this study was to evaluate and compare the biceps muscles activity at the different angle and direction of the base of support on sitting position in hemiplegic patients. The biceps muscles activity was measured at the 0°, 10° of posterior tilt, 10° of anterior tilt, 10° of affected side tilt and 10° of sound side tilt of the base of support by EMG biofeedback (MYOMED 432. ENLAF NONIUS CO.)

In this study, 24 out-patients were evaluated who were treated at Yonsei University Medical College Rehabilitation Hospital. This study was carried out from December 5, 1993 to March 30, 1994. In order to determine the statistical significance of result, the ANOVA, and t-test were applied at the 0.05 level of significance.

The results were as follows :

1. The biceps muscles activity of the sound side was no significantly difference at the different angle and direction of the base of support on sitting position($p>0.05$).
2. The biceps muscles activity of the affected side was significantly increased at the 10° of sound side tilt and 10° of posterior tilt of the base of support on sitting position($p<0.05$).
3. There was no significantly difference in the change of the biceps muscles activity of the affected side between the affected group and the intact group of proprioceptive sense($p>0.05$).
4. The change of the biceps muscles activity of the affected side was significantly higher in the group of G 2 spasticity compared to that of G 1, G 1+ spasticity($p<0.05$).

These results showed that the biceps muscles activity of affected side was significantly increased when the base of support was tilted toward the sound side and posterior direction on sitting position. In order to prevent the increment of biceps muscle activity, the patients must avoid to sit toward sound side and posterior tilt.

Key words : Hemiplegia ; Biceps muscles activity, Posture ; sitting.

차 례

I. 서 론

II. 연구방법

1. 연구대상 및 연구기간
2. 실험방법
3. 분석방법
4. 연구의 제한점

III. 연구결과

1. 대상자의 일반적 특성
2. 체중지지면 변화시 건축과 환측의 상완이두근 활동전위
3. 고유수용성감각 유무와 경직정도에 따른 환측 상완이두근 활동전위 변화

IV. 고 찰

V. 결 론

참고문헌

I. 서 론

정상적인 자세반사(normal postural reflex)는 정상적인 운동과 기능적 기술(functional skill)의 바탕이 된다. 그러나 상위운동신경원(upper motor neuron)의 손상은 정상적인 자세조절이 차단됨으로써, 비정상적인 자세반사가 나타나게 된다(Bobath, 1990). 정상적인 자세반사는 지지면(base of support)의 변화시 중력에 대항하여 몸의 중심을 유지하는데 필요한 것으로, 자세적응은 근본적으로 머리, 몸통, 사지에서 일어나며, 이들 근육들의 억제와 흥분이라는 복합된 형태로 나타난다(William 등, 1983).

자세적응은 피질하(subcortical)에서 조절되는 자동적운동(automatic movement)으로 중추

신경계 질환에서는 이 조절능력이 상실되어 사지의 정교한 운동능력이 어렵게 된다(Abelmasova 등, 1974).

상위운동신경원(upper motor neuron) 손상 시 상지에서 임상적으로 가장 공통적으로 발견되는 것은 주관절의 굴곡이며, 이것은 주관절 굴곡근의 과반사(hyperreflex)에 의한 것이다(Sahrman과 Norton 1978).

뇌혈관장애로 인한 편마비환자에서도 고위중추의 정상적인 억제조절(inhibitory control)의 상실로 경직(spasticity)이 증가되며, 특히 경직이 심한 환자는 상지에서 주관절이 굴곡되는 전형적인 편마비환자의 상지자세를 취한다(Bruunstrom, 1970). 이렇게 상지굴곡 공동작용(upper extremity flexion synergy)으로 주관절이 굴곡된 상지는, 자발적 회복을 방해하고(Bobath, 1990), 자유롭게 보행을 하는데 장애를 초래한다(Davies, 1990).

이제까지 중추신경계 손상으로 인한 환자를 위한 운동치료의 일반적인 원칙은 원위부 운동 발달은 근위부의 운동 발달에 의존하여 발달된다는 것이다(Loria, 1980). Ayres(1954)는 상지기능의 증진을 위해 근위부에서 원위부로 치료계획을 해야하며, 먼저 머리의 조절이 성취된 다음 몸통, 어깨, 상지순으로 조절능력이 성취된다고 하였다. 또한 원위부의 운동발달에 중요한 요소로는 근위부의 안정성이며, 근위부의 안정성이 선행되어야만 원위부의 운동성이 발달될 수 있다(Rood(1954), Hocherman 등(1984), Shepherd 등(1987), Peat(1988).

Bobath(1990)와 Davies(1990)도 상지의 경직과 연합반응(associated reaction)은 근위부인 견관절, 몸통의 조절이나 안정성이 없기 때

문에 발생하며, 또한 상지의 경직이나 연합반응을 억제하기 위해서는 견관절이나 몸통의 조절을 통해서 가능하다고 하였다.

그러나 사지의 근긴장도는 긴장성 경반사(tonic neck reflex)나 긴장성 미로반사(tonic labyrinthine reflex), 그리고 긴장성 요반사(tonic lumbar reflexes)에 의해서 영향을 받는다(Tokizane 등, 1951), (Hellebrant 등, 1956). 이처럼 원위부인 상지의 발달은 근위부의 조절 능력에 의해서 결정되지만, 한편으로는 사지의 근긴장도는 자세나 여러 반사에 영향을 받을 수 있다.

특히 편마비환자에서는 불량한 앉은 자세가 나타나며, 특징적으로 골반이 후방으로 기울어지고, 몸통이 굴곡되며, 체중이 비대칭적으로 지지됨으로써, 몸통이 외측으로 기울어지는 자세를 주로 취한다(Borello-France 등, 1988). 이러한 비정상적인 자세 때문에 상지의 근긴장도의 변화가 발생되지만, 편마비 환자의 상지 치료과정에 중요한 주관절 굴곡근은 어떤 자세에서 근긴장도가 증가하는지를 연구한 것은 매우 적다.

그래서 본 연구는 편마비 환자를 대상으로 앉은 자세에서 체중 지지면을 중립시, 전, 후, 건측, 환측으로 10° 기울였을 때 상완이두근의 활동전위를 측정하여, 각각의 자세에 따라 상완이두근의 활동전위에 차이가 있는지 알아봄으로써 편마비환자 상지 치료에 필요한 자료를 제공하고자 다음과 같은 세부목적을 가지고 실시하였다. 첫째, 중립시와 건측, 환측으로 체중지지면을 10° 기울고 앉은 자세에서 건측 상완이두근 활동전위를 비교한다.

둘째, 중립시, 건측, 환측으로 체중 지지면을 10° 기울이고 앉은 자세에서 환측 상완이두근의 활동전위를 비교한다.

셋째, 중립시, 전, 후로 체중 지지면을 10° 기울이고 앉은 자세에서 건측 상완이두근의 활동전위를 비교한다.

넷째, 중립시, 전, 후로 체중 지지면을 10° 기울이고 앉은 자세에서 환측 상완이두근 활동

전위를 비교한다.

다섯째, 고유수용성감각 유무, 경직의 정도에 따라 상완이두근 활동전위의 변화정도를 비교한다.

II. 연구방법

1. 연구대상 및 연구기간

본 연구의 대상자는 뇌혈관 장애로 인하여 편마비라고 진단을 받고 연세대학교 부속 재활병원에서 외래치료를 받는 편마비환자 중 연구 대상자의 조건을 충족시키는 24명을 대상으로 실시하였다.

연구대상의 조건을 충족하는 기준은 다음과 같다.

1) 보행시 상지에 굴곡근 공동운동 형태가 주관절에 나타나야 한다.

2) 건측의 근력은 양호(good grade) 이상이어야하고, 감각손실이 없어야 한다.

3) 2분 이상 앉은 자세를 유지하고 균형을 잃었을 때 다시 자세를 조절하여 유지할 수 있어야 한다.

4) 주관절의 관절가동 범위에 제한이 없어야 한다.

5) 검사자의 지시를 이해하고 수행할 수 있는 정신능력이 있어야 한다.

본 연구는 1993년 12월 5일부터 1993년 12월 20일까지 5명을 대상으로 예비실험한 후, 1994년 3월 30일까지 연구대상자 전원에 대하여 실험을 실시하였다.

2. 실험방법

본 연구는 편마비 환자의 상완이두근 활동전위를 측정하기 위하여 근전도 바이오 피드백(모델명: MYOMED 432. ENLAF NONIUS 사 제작)을 사용하였다. 앉은 자세에서 체중지지면을 기울이기 위해서는 높이 30 cm, 가로 152 cm, 세로 76 cm인 vestibular board를 이용

하였다. 각도를 측정하기 위하여 각도기를 세로면과 평행하게 부착하고, 실에 추를 달아 각도의 변화를 조절하였다. 측정기간 동안 10° 기울인 각도를 지속적으로 유지하기 위하여 wedge board를 사용하여 vestibular board를 고정하였다(그림 1).

실험을 실시하기 전에 검사지를 이용하여 일반적인 사항과 상지의 고유수용성감각 유무를 검사하였고, 이두박근의 경직정도는 Bohannon과 Smith(1987)에 의해 기술된 Modified Ashworth scale로 측정하였다.

대상자에게 먼저 실험방법을 설명하고 보여준 후, 상완이두근 활동전위를 측정하기 위하여 환자의 양쪽 팔을 노출시켰다. 피부저항을 최소화하기 위하여 측정전에 상완이두근 피부를 알콜로 닦았다.

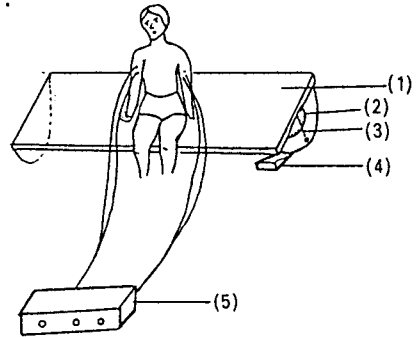
전극(electrode)은 2쌍(2-channel)을 이용하여 견측과 환측의 상완이두근 팽대부(belly)에 부착시켰다. 검사자 1명은 체중지지면의 각도를 조절하고, 다른 검사자는 근 활동전위를 기록하였다.

검사자세는 중립자세로 대상자를 vestibular board에 앉게하고, 각도기의 추가 90°로 되게 하여 체중지지면이 평행을 유지하게 한다. 양쪽 팔은 몸의 양옆으로 내린후 안정적인 자세를 지속적으로 유지하게하고, 견측과 환측의 상완이두근 활동전위를 측정하였다.

연구에 사용된 근전도 바이오 피드백은 3초마다 근활동전위를 평균으로 나타낼 수 있으므로, 본 연구에서는 21초 동안 지속적으로 상완이두근 활동전위를 7회 측정하여, 최대값과 최소값을 제외시키고, 5회 측정값에 대한 산술평균을 측정값으로 사용하였다. 또한 측정하는 동안 환자의 자발적인 움직임으로 갑작스럽게 변화한 측정값은 연구자료에서 제외시켰다.

견측, 환측, 전방, 그리고 후방으로 10° 체중지지면을 기울였을 때의 상완이두근 활동전위 측정은 대상자가 중립으로 앉은 상태에서 각 방향으로 10° 기울인 후 wedge board 로 고정을 하고, 중립자세에서와 같은 방법으로 측정

하였다.



(1) vestibular board (2) 각도기 (3) 추 (4) wedge board (5) EMG biofeedback

그림 1 실험 도구

3. 분석방법

각 항목별 자료를 부호화한 후 개인용 컴퓨터에 입력하여 SPSS/PC+(Statistical Package for the Social Science)를 이용하여 통계처리하였다.

중립시와 견측, 환측으로 체중지지면을 10° 기울이고 앉은 자세에서 상완이두근의 활동전위를 비교하기 위하여 분산분석(ANOVA)방법을 이용하였다. 또한 중립과 전, 후 10° 기울인 상태에서의 활동전위 비교를 위해서도 분산분석 방법을 이용하였다.

고유수용성감각 유무에 따라 상완이두근 활동전위 변화정도에 차이가 있는지 비교하기 위하여 t-test 방법을 이용하였고, 경직정도에 따른 차이를 비교하기 위해서는 분산분석을 실시하였다.

통계학적 유의성을 검증하기 위하여 유의수준 α 는 0.05로 정하였다.

4. 연구의 제한점

본 연구는 연구자가 임의로 정한 한 기관에서 연구조건에 만족되는 대상자를 선정하여 실험을 했기 때문에, 본 연구 결과를 뇌혈관 장애로 인한 편마비환자 전체에게 일반화하여 해

석하기에는 제한이 있다.

III. 연구결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자 24명 중 남자는 9명(37.5%)이었고, 여자가 15명(56.9%)이었다. 연령은 50세 이하가 3명(12.5%), 51~60세가 5명(20.8%), 61~70세가 13명(54.2%), 71세 이상이 3명(12.5%)로 60대에 가장 많이 분포하였다. 연령분포는 45세에서 72세까지였으며 평균연령은 62.1세이었다.

환측별로는 우측편마비가 15명(62.5%), 좌측편마비가 9명(37.5%)이었고, 발병원인은 뇌출혈이 8명(33.3%), 뇌경색 14명(58.3%), 뇌혈전이 2명(8.4%)이었다.

고유수용성 감각이 있는 대상자는 14명(58.3%)이었고, 손실된 대상자는 10명(41.7%)이었다.

경직의 정도를 평가한 결과 상완이두근에 G 1 정도의 경직이 있는 대상자는 10명(41.7%)이었고, G 1+ 는 8명(33.3%), G 2 는 6명(25.0%)이었다(표 1).

2. 체중지지면 변화시 건축과 환측의 상완이두근 활동전위

1) 중립시와 건축, 환측으로 체중지지면을 10° 기울였을 때 건축 상완이두근 활동전위

앉은자세에서 체중지지면을 중립으로 유지할 때와 건축, 환측으로 10° 기울였을 시 상완이두근의 활동전위를 측정된 결과, 중립시 건축이두박근의 활동전위 평균은 1050.00 μ V이었고, 건축으로 10° 기울였을 시는 1045.83 μ V이었으며, 환측으로 10° 기울였을 시는 1048.95 μ V이었다. 체중지지면을 중립시와 건축, 환측으로 10° 기울였을 시 건축 상완이두근의 활동전위를 비교한 결과, 95% 유의수준에서 유의한

차이가 없었다(표 2).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

일반적 특성	대상자수	백분율(%)
성 별		
남	9	37.5
여	15	62.5
연 령 분 포		
50세 이하	3	12.5
51~60세	5	20.8
61~70세	13	54.2
71세 이상	3	12.5
환 측		
우측	15	62.5
좌측	9	37.5
발병원인		
뇌출혈	8	33.3
뇌경색	14	58.3
뇌혈전	2	8.4
감각(고유수용성)		
정상	14	58.3
손실	10	41.7
경 직		
G 1	10	41.7
G 1+	8	33.3
G 2	6	25.0

표 2. 중립시와 건축, 환측으로 체중지지면을 10° 기울였을 때 건축 상완이두근 활동전위 (단위: μ V)

체중지지면	활동전위	자유도	F값
	평균±표준편차		
중립	1050.00±238.23	71	0.002
건축으로 10°	1045.83±251.41		
환측으로 10°	1048.95±232.19		

2) 중립시와 건축, 환측으로 체중지지면을 10° 기울였을 때 환측 상완이두근 활동전위

앉은 자세에서 체중지지면을 중립으로 유지할 때와 건축, 환측으로 10° 기울였을 시 환측 상완이두근의 활동전위를 측정된 결과, 중립시 환측 상완이두근의 활동전위는 601.67 μ 이었고, 건축으로 10° 기울였을 시는 847.50 μ 이었으며, 환측으로 10° 기울였을 시는 676.67 μ 이었다. 체중지지면을 중립시와 건축, 환측으로 10° 기울였을 시 환측의 상완이두근 활동전위에 차이가 있는지 비교한 결과, 95 % 유의수준에서 유의한 차이가 있었다.

또한 Student-Newman-Keuls를 이용하여 어떤 자세에서 차이가 있는지 알아본 결과 건축으로 10° 기울인 자세에서 유의한 차이가 있었다(표 3).

표 3. 중립시와 건축, 환측으로 체중지지면을 10° 기울였을 때 환측 상완이두근 활동전위 (단위: μ)

체중지지면	활동전위		자유도	F값
	평균±표준편차			
중립	601.67±51.25		71	5.31*
건축으로 10°	847.50±54.44			
환측으로 10°	676.67±58.06			

*p<0.05

3) 중립시와 전, 후로 체중지지면을 10° 기울였을 때 건축 상완이두근의 활동전위

앉은 자세에서 체중지지면을 중립으로 유지할 때와 전, 후로 10° 기울였을 시 건축 상완이두근의 활동전위를 측정된 결과, 중립 시 건축 상완이두근 활동전위 평균은 1050.00 μ 이었고, 후방으로 10° 기울였을 시는 1041.25 μ 이었으며, 전방으로 10° 기울였을 시는 1071.67 μ 이었다. 체중지지면을 중립 시와 전, 후로 10° 기울였을 시 건축 상완이두근의 활동전위는 95 % 유의수준에서 유의한 차이가 없었다(표 4).

4) 중립시와 전, 후로 체중지지면을 10° 기울였을 때 환측 상완이두근 활동전위

앉은 자세에서 체중지지면을 중립으로 유지할 때와, 전, 후로 10° 기울였을 때 환측 상완

이두근의 활동전위를 측정된 결과, 중립시 활동전위의 평균은 601.67 μ 이었고, 후방으로 10° 기울였을 시는 825.83 μ 이었으며, 전방으로 10° 기울였을 시는 665.42 μ 이었다. 체중지지면을 중립시와 전, 후로 10° 기울였을 시 환측 상완이두근의 활동전위에 차이가 있는지 알아본 결과, 95 % 유의수준에서 유의한 차이가 있었다.

또한 Student-Newman-Keuls를 이용하여 어떤 자세에서 차이가 있는지 알아본 결과 체중지지면을 후방으로 10° 기울인 자세에서 유의한 차이가 있었다(표 5).

표 4. 중립시와 전, 후로 체중지지면을 10° 기울였을 때 건축 상완이두근 활동전위 (단위: μ)

체중지지면	활동전위		자유도	F값
	평균±표준편차			
중립	1050.00±238.23		71	0.11
후방으로 10°	1041.25±244.75			
전방으로 10°	1071.67±225.97			

표 5. 중립시와 전, 후로 체중지지면을 10° 기울였을 때 환측 상완이두근 활동전위 (단위: μ)

체중지지면	활동전위		자유도	F값
	평균±표준편차			
중립	601.67±251.09		71	4.38*
후방으로 10°	825.83±285.06			
전방으로 10°	665.42±273.88			

*p<0.05

3. 고유수용성감각 유무와 경직정도에 따른 환측 상완이두근 활동전위의 변화

1) 고유수용성 감각 유무에 따른 건축으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위의 변화

건축으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위 변화 정도가 상지의 고유수용성감각 유무에 따라 차이가 있는지 알아본 결과, 감각이 있는 군의 활동전위 변화

의 평균은 248.57 μV 이었고, 없는 군에서는 222.00 μV 로 두 군간에는 95 % 유의수준에서 유의한 차이가 없었다(표 6).

표 6. 고유수용성감각 유무에 따른 건축으로 체중 지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위의 변화 (단위: μV)

고유수용성감각	활동전위 변화 평균±표준편차	자유도	t-값
유	248.57±188.43	22	0.37
무	222.00±163.42		

2) 고유수용성 감각 유무에 따른 후방으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위의 변화

후방으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위 변화 정도가 상지의 고유수용성 감각 유무에 따라 차이가 있는지 알아 본 결과, 감각이 있는 군의 활동전위 변화의 평균은 204.64 μV 이었고, 감각이 없는 군에서는 209.50 μV 로 두 군간에는 95 % 유의수준에서 유의한 차이가 없었다(표 7).

표 7. 고유수용성감각 유무에 따른 후방으로 체중 지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위의 변화 (단위: μV)

고유수용성감각	활동전위 변화 평균±표준편차	자유도	t-값
유	204.64±154.08	22	-0.08
무	209.50±157.91		

3) 경직정도에 따른 건축으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위의 변화

건축으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위의 변화 정도가 경직의 정도에 따라 차이가 있는지 알아 본 결과, 경직정도가 Modified Ashworth Scale 상 G 1인 군의 활동전위 변화의 평균은 76.00 μV 이었고, G 1+ 군에서는 178.33 μV 이었으며, G 2 군에서는 454.29 μV 이었다. 경직정도에 따라서 활동

전위 변화에 차이를 비교한 결과 95 % 유의수준에서 유의한 차이가 있었다.

또한 Student-Newman-Keuls를 이용하여 어떤 군에서 차이가 있는지 알아본 결과 G 2 군에서 유의한 차이가 있었다(표 8).

표 8. 경직정도에 따른 건축으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위의 변화 (단위: μV)

강직정도	활동전위 변화 평균±표준편차	자유도	F값
G 1	76.00± 41.59	23	25.72*
G 1+	178.33±105.04		
G 2	454.29±112.82		

*p<0.05

4) 경직정도에 따른 후방으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위의 변화

체중지지면을 후방으로 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위의 변화정도가 경직정도에 따라 차이가 있는지 각 군별로 활동전위 변화의 평균을 알아 본 결과, 경직 정도가 G 1 인 군의 활동전위 변화의 평균은 81.00 μV 이었고, G 1+ 군은 166.25 μV 이었으며, G 2 군은 365.71 μV 이었다. 경직의 정도에 따라 세 군간의 활동전위 변화의 평균에 차이가 있는지 알아 본 결과 95 % 유의수준에서 유의한 차이가 있었다.

또한 Student-Newman-Keuls를 이용하여 어느 군에서 유의한 차이가 있는지 알아 본 결과 G 2 군에서 유의한 차이가 있었다(표 9).

표 9. 경직정도에 따른 후방으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위의 변화

강직정도	활동전위 변화 평균±표준편차	자유도	F값
G 1	81.00± 65.61	23	11.23*
G 1+	166.25±112.87		
G 2	365.71±129.21		

*p<0.05

IV. 고 찰

본 연구는 편마비환자를 대상으로 앉은 자세에서 체중지지면을 중립시와 건측, 환측, 전, 후로 10° 기울였을 시 상완이두근의 활동전위의 변화를 알아보고, 체중지지면의 각도와 방향에 따라 상완이두근의 활동전위 변화에 차이가 있는지 알아보고, 또한 활동전위 변화의 정도가 고유수용성감각 유무와 경직 정도에 따라 차이가 있는지 알아 보기 위하여 실시하였다.

중립시와 건측, 환측으로 체중지지면을 10° 기울였을 때 상완이두근의 활동전위를 비교한 결과 건측 상완이두근의 활동전위는 체중지지면의 변화에도 유의한 차이를 나타내지 않았고 ($p>0.05$), 환측 상완이두근의 활동전위는 건측으로 10° 체중지지면을 기울였을 때 중립시와 환측으로 10° 기울였을 시보다 활동전위가 유의하게 증가하였다($p<0.05$).

Tokizane(1951) 등은 제뇌(decerebrate)한 토끼와 고양이, 개의 몸통을 외측굴곡(lateral flexion)시켰을 때, 몸통이 굴곡된 쪽의 앞발은 굴곡이 일어나고, 뒷발은 신전이 일어났다고 하였다. 본 연구의 결과에서도 체중지지면을 건측으로 10° 기울임에 따라 몸통은 균형을 잡기 위하여 환측으로 굴곡되면서 환측의 상완이두근 활동전위가 증가함을 나타냈다.

Davis(1990)은 편마비쪽의 목과 몸통의 굴곡근이 정상적인 균형반응을 유지하기 어렵기 때문에 건측으로 체중을 옮기는 것이 어려우며, 체중을 건측으로 옮기려면 환측 어깨가 거상(elevation)된다고 하였다. 이러한 것으로 볼 때 건측으로 체중지지면을 기울이면 환측의 어깨가 거상되면서 굴곡근 공동운동을 유발하여 환측의 상완이두근 활동전위가 증가할 수 있다.

중립시와 전, 후로 체중지지면을 10° 기울였을 때 상완이두근의 활동전위를 비교한 결과 건측 이두박근의 활동전위는 체중지지면의 변화에도 유의한 차이가 없었으나($p>0.05$), 환측 이두박근의 활동전위는 체중지지면을 후방

으로 10° 기울였을 때 중립시와 전방으로 10° 체중지지면을 기울였을 때보다 활동전위가 유의하게 증가하였다($p<0.05$).

Tokizane(1951) 등은 제뇌한 토끼와 고양이, 개의 몸통을 전, 후로 움직였을 때 토끼의 경우에는 몸통을 후방으로 굴곡시켰을 때 사지가 신전되었고, 전방으로 굴곡시켰을 때는 사지가 굴곡이되었다. 본 연구의 결과에서도 체중지지면을 후방으로 10도 기울임에 따라 몸통은 균형을 잡기위하여 전방으로 몸통이 굴곡되면서 환측의 상완이두근 활동전위가 증가함을 나타냈다. 그러나 개와 고양이의 경우에는 후방으로 몸통을 굴곡시켰을 때 양쪽 앞발에서는 굴곡이 일어났고, 양쪽 뒷발에서는 신전이 되었으며, 전방으로 굴곡했을 때는 반대현상이 나타난다고 하였는데, 이 경우에는 본 연구의 결과와 다른 양상을 보였다.

정상인에서 몸을 천천히 기울일 때는 정적미로반사(static labyrinthine reflex)는 근방추(muscle spindle)의 감마체계(gamma system)와 신장에 대한 고유수용성 반응에 의해서 영향을 받으며, 앉은 사람을 천천히 후방으로 기울이면, 목과 몸통이 굴곡되고, 상지는 앞쪽으로 신전되지만, 한쪽의 미로가 손상을 받으면 손상측의 상지와 하지의 항중력근(antigravity muscle)의 근긴장력이 감소된다(Kottke 등, 1982). 이러한 것을 견주어 볼 때, 후방으로 체중지지면을 기울일 때 정상인에서는 상지가 신전 되지만, 편마비 환자에서는 균형감각의 손상으로 환측에서는 오히려 주관절 굴곡근의 활동전위가 증가되어 굴곡이 발생되었다.

Carr와 Shepherd(1983)는 편마비 환자에 있어서 고유수용성감각에 손상이 있으면, 균형이나 평행감각이 부적절하게 되며, 감각귀환(sensory feedback)이 되지않아 운동발달에 장애를 가진다고 하였다. Keenan(1984) 등도 뇌졸중 환자의 균형에 영향을 미치는 요소에서 고유수용성감각이 환자의 균형과 기립에 영향을 미친다고 하였다. 또한 Wade 등(1983)은 상지에 감각손상이 있으면 상지의 회복수준이 낮다고

하였다. Stern 등(1971)은 감각손상이 있는 환자에서 자기관리(self care)수준이 낮다고 하였으며, Gordon 등(1978)은 감각손상이 치료결과에 부정적 영향을 준다고 하였다.

이처럼 고유수용성감각 뿐만아니라 감각의 손상이 균형감각이나 치료결과에 부정적인 영향을 준다고 하였지만, 본 연구에서는 고유수용성감각이 없는 환자와 있는 환자간에 건측과 후방으로 체중지지면을 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위 변화의 정도에는 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).

Carr과 Shepherd(1983)는 경직이 있는 환자는 중심선이 변할 때 자동적으로 적응할 수 있는 균형능력이 어렵거나, 반응이 늦고, 부적절한 반응을 보인다고 하였다. 반면 Bohannon(1987)과 Norton 등(1975)은 경직과 기능적 활동이나 보행과 상관관계가 없다고 하였다. 본 연구의 결과에서는 경직의 정도에 따라, 체중지지면을 기울였을 시 상완이두근 활동전위의 변화에 차이가 있는지 알아 본 결과 체중지지면을 건측과 후방으로 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위 변화의 정도가 G 2 정도의 경직을 가지고 있는 대상자군에서 G 1, G1+ 군에서보다 유의하게 증가하였다($p<0.05$).

편마비환자 상지기능을 증진시키기위한 재활치료의 결과는 환자나 재활요원들 모두에게 난관을 느끼게하는 것이다(Weerdt와 Harrison, 1985). 특히 상지에서의 주관절 굴곡자세는 보행이나 회복에 나쁜영향을 주기 때문에 가능한한 주관절 굴곡근의 활성화를 제거하는 것이 필요하다.

본 연구의 결과에서 체중지지면을 건측, 후방으로 10° 기울였을 때 환측 상완이두근의 근긴장도가 유의하게 증가되었다. 이러한 결과로 볼 때 편마비환자에서 상완이두근의 근긴장도 증가를 방지하기 위해서는 건측이나 후방으로 체중지지면을 기울이고 앉는 것을 피해야 할 것이다.

V. 결 론

본 연구는 편마비환자를 대상으로 앉은 자세에서 체중지지면을 중립시와 건측, 환측, 전, 후로 10° 기울였을 시 상완이두근 활동전위를 알아 보았고, 체중지지면을 기울인 방향과 각도에 따라 상완이두근의 활동전위에 차이가 있는지 알아보았다. 또한 상완이두근의 활동전위 변화 정도가 고유수용성감각 유무와, 경직의 정도에 따라 차이가 있는지 알아보기 위하여 실시하였다. 상완이두근 활동전위를 측정하기 위하여 근전도 바이오 피드백(모델명: MYOMED 432. ENLAF NONIUS 사 제작)을 사용하였다. 연구대상자는 연세대학교 의과대학 재활병원에서 1993년 12월 5일 부터 1994년 3월 30일까지 외래치료를 받는 편마비환자 24명을 대상으로 실시하였다.

결과는 다음과 같다.

1. 중립시와 건측, 환측으로 체중지지면을 10° 기울이고 앉은 자세에서 건측 상완이두근의 활동전위는 각각의 자세에서 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).
2. 중립시와 건측, 환측으로 체중지지면을 10° 기울이고 앉은 자세에서 환측 상완이두근 활동전위는 건측으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 상완이두근 활동전위가 유의하게 증가하였다($p<0.05$).
3. 중립시와, 전, 후방으로 체중지지면을 10° 기울이고 앉은 자세에서 건측 상완이두근의 활동전위는 각각의 자세에서 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).
4. 중립시와, 전, 후방으로 체중지지면을 10° 기울이고 앉은 자세에서 환측 상완이두근 활동전위는 후방으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 활동전위가 유의하게 증가하였다($p<0.05$).
5. 건측과 후방으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위 변화의 정도는 고유수용성감각 유무에 따라 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).

6. 건측과 후방으로 체중지지면을 10° 기울였을 시 환측 상완이두근 활동전위의 변화 정도는 경직의 등급이 G 2인 대상자군에서 유의하게 높았다($p < 0.05$).

본 연구의 결과에서 체중지지면을 건측과 후방으로 기울였을 때 환측 상완이두근의 활동전위가 유의하게 증가하였다. 이러한 결과로 볼 때 편마비환자의 상완이두근 긴장도 증가를 방지하기 위해서는 건측이나 후방으로 체중지지면을 기울이고 앉는 것을 피해야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. Abelmanova KA, Okhnyanskaya LG, et al : Concerning the tasks and application of clinical electromyography in surgical treatment of infantile cerebralparalyses, *Electromyogr. Clin. Neurophys* 14 : 181-202, 1974.
2. Ayres AJ : Ontogenetic principles in the development of arm and hand functions. *Am J Occup Ther* 8 : 95-99, 1954.
3. Bobath B : Adult hemiplegia : Evaluation and treatment. Heinemann Medical Books, London, 3rd ed, p 1-13,105, 1990.
4. Bohannon RW : Gait performance of hemiparetic stroke patient : selected variables. *Arch Phys Med Rehabil* 68 : 777-781, 1987.
5. Bohannon RW, Smith MB : Interrater reliability of a modified Ashworth Scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 67 : 206-217, 1987.
6. Borello-France DF, Burdett RG et al : Modification of sitting posture of patients with hemiplegia using seat boards and backboard. *Phys Ther* 68 : 67-71, 1988.
7. Brunnstrom S : Brunnstrom's movement therapy in hemiplegia. Harper and Row, New York, 2nd ed, p11, 1970.
8. Carr JH, Shepherd RB : Physiotherapy in disorder of the brain. Heinemann, London, 2nd ed, p233, 267, 1983.
9. Davies PM : Right in the middle. Springer-Verlag, Berlin, 1st ed, p61, 127, 1993.
10. Gordon EE, Drenth V, et al : Neurophysiologic syndromes in predictors of outcome. *Arch Phys Med Rehabil* 59 : 399-403, 1978.
11. Hellebrandt FA, Houtz SJ, et al : Tonic neck reflexes in exercise of stress in man. *Am J Phys Med* 35 : 144-159, 1956.
12. Hocherman S, Dickstein R, et al : Platform training and postural stability in hemiplegia, *Arch Phys Med Rehabil* 65 : 588-592, 1984.
13. Keenan MA, Perry J, et al : Factors affecting balance and ambulation following stroke. *Clin Orthop* 182 : 165-171, 1984.
14. Kottke FJ, Stillwell GK, et al : Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation. W.B. Saunders Co., Philadelphia, 3rd ed, p 242-243, 1982.
15. Loria C : Relationship of proximal and distal function in motor development. *Phys Ther* 60 : 167-172, 1980.
16. Norton BJ, Bomze HA, et al : Correlation between gait speed and spasticity at the knee. *Phys Ther* 55 : 355-359, 1975.
17. Peat M : Current physical therapy. B.C Decker Inc, Toronto, 1st ed, p 124, 1988.
18. Rood M : Neurophysiological reactions as a basis for physical therapy, *Phys Ther* 34 ; 444-449, 1954.
19. Sahrman SA, Norton BJ : Stretch reflex of the biceps and brachioradialis muscles in patients with upper motor neuron syndrome. *Phys Ther* 58 : 1191-1194, 1978.
20. Shepherd RB, Carr JH, et al : Movement

- science foundations for physical therapy in rehabilitation. Aspen, Maryland, 1st ed, p 15, 1987.
21. Stern PH, McDowell F, et al : Factors influencing stroke rehabilitation. *Stroke* 2 : 213-218, 1971.
 22. Tokizane T, Murao M, et al : Electromyographic studies of tonic neck, lumbar, and labyrinthine reflexes in normal persons. *Jap J Physiol* 2 : 130-146, 1951.
 23. Wade DT, Wood VA, et al : Predicting Barthel ADL score at 6 months after an acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 64 : 24-28, 1983.
 24. Weerdt D, Harrison : Measuring recovery of arm and function in stroke patient : A comparison of the Brunnstrom-Fugl-Meyer test and the action research arm test. *Physiotherapy Canada* 37 : 65-70.
 25. Williams HG, Fisher JM, et al : Descriptive analysis of static postural control and moterically awkward children. *Am J Phys Med* 62 : 12-25, 1983.