

편마비환자의 중력선 이동에 따른 역학적 분석

대구대학교 대학원 재활과학과 물리치료전공

이 해 영

대구대학교 대학원 재활과학과 물리치료전공

정 동 훈

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

박 래 준, 김 진 상

Biomechanical Analysis on the Shift of Gravity Line in Hemiplegic Patients

Lee, Hea-Young, R.N.

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

Jeong, Dong-Hoon, P.T.

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

This study was for mathematical method of calculating the joint reaction force during on single - leg stance on a normal and hemiplegic patients. It is important to compare the distance of the line of gravity from the hip joint on hemiplegic patients with this on normal in this study. In earlier studies, there is no include the concept about biomechanical analysis on the shift of line of gravity of hemiplegic patients. Though this concept, we found that the compensation make the line of gravity closer to the supporting hip joint and the trunk was toward the side of paralysis.

The result of the Joint reaction force on hemiplegic patients is found to be approximately 31.33% in the unaffected side by biomechanical analysis.

key word: hemiplegic patients, compensation, line of gravity, joint reaction force biomechanical analysis

I. 서론

정상적인 사람의 보행시 하지는 체중을 지탱하고 인체의 균형을 유지하며 한 곳에서 다른 곳으로 몸을 이동시키는 중요한 기능을 갖고 있다. 이와 같이 인체의 무게 중심을 전방으로 이동시키면서 하지와 채간의 윗동적이며 교대로 일어나는 일련의 운동을 보행이라고 한다. 정상적인 보행이 이루어지기 위해서는 실질적인 운동체계라고 할 수 있는 골반과 두 다리에 있어 각기 다른 길이와 회전축을 갖는 관절과 근육들이 동시에 한 방향으로의 추진을 위하여 계속적인 중심이동이 이루어져야한다(Perry, 1992). 이러한 보행과 같은 운동이 원활하게 이루어지려면 관절운동범위가 충분하고 안정성이 있어야 하며 근육의 작용이 적절히 이루어져야 한다. 즉, 몸의 균형을 유지해야 하는 균형이란 동작 수행에 영향을 주는 고도의 특수한 운동양상으로 신체를 평형상태로 유지시키는 능력이다(Schulmann, Goldfrey와 fisher, 1987). 또한 균형은 주어진 환경 내에서 지지 기저면(base of support) 위에 신체 중심(center of gravity)을 유지하는 능력이며(Nashner, 1994), 정적 또는 동적 자세의 기본으로, 지지 기저면, 무게 중심의 위치, 중력선 등에 따라 인체의 균형이 결정된다(Hollis, 1976). 정적 상태에서의 정상인의 중력중심은 천추의 첫 번째와 두 번째 사이의 전면부에 위치하고 있으며 양 하지로의 균형 및 기립상태를 유지하기 위해서는 신체의 체중 지지면과 중력중심이 중요한 요소이다(Hellebrandt, 1994).

일반적으로 균형 및 자세조절에 어려움을 지니고 있는 편마비 환자들은 비대칭적인 자세, 비정상적인 신체의 균형, 체중을 이동하는 능력의 결함 및 섬세한 기능을 수행하는 특수한 운동요소의 상실 등으로 기립과 보행을 하는데 장애를 받는다(Carr와 Shepherd, 1985). 편마비 환자의 기립 균형이 방해되는 것은 직접적으로 평형 반응의 결손 때문이라고 하였고(Hocherman, 1984), 구조적 불균형으로 인접근육과 관절부위 동작의 유연함과 자연스러움이 없어지고 통증과 운동 제한으로 비정상적인 상태가 되어 중력으로부터 보상하려는 작용들이 인체를 불균형과 부조화로 변하게 한다(Travell, 1983). 특히 비대칭적인 서기자세와 체중지지는 정상적인 운동 형태의 확립을 방해하고 편마비 환자가 기립자세를 유지하는데 장애를 준다(Carr와 Shepherd, 1985; Dickstein, 1984; Shumway - Cook, 1988). 그리고 대칭성의 부족과 편마

비 환자의 보행과는 깊은 상관관계가 있음을 발견했다(Dettmann 1987; Ring와 Mizrahi, 1991).

중추신경계환자의 이러한 대칭성 결함은 비환측 하지의 조절을 통하여 보상적 변화가 생겨 비 대칭성을 더욱 증가시키고 비환측 하지의 편중된 체중지지는 전반적인 신체의 움직임에 큰 영향을 주게 된다(Hocherman, 1984). 따라서 중추신경계 손상으로 인한 편마비 환자의 적절한 물리치료를 위해서도 보행훈련 이전에 기립시 양 하지에 비대칭성 체중지지에 대한 평가가 필요하며 환측 하지의 균등한 체중지지를 유도해야 한다(Davies, 1985).

한편 정상인의 보행시 고관절 하중에 대한 연구는 여러 연구가들에 의해 행해지고 있고(Rydell, 1966) 힘판 시스템(force plate system)과 운동학적 데이터에서 정상 고관절의 보행 시 대퇴 골두 관절 반응력을 조사하였고, 보행에 관련된 근육 활동의 최대 진폭을 EMG를 통해 기록하였다(Paul, 1967). 또한 지난 몇십 년에 걸쳐 편마비 환자들의 불완전한 보행은 보행 분석 방법이 발달되면서 꾸준한 연구대상이 되어 오고 있다(Olney, 1996). Detman 등(1987)은 편마비환자의 기립 자세의 안정성과 Barthel Index 지수와는 중요한 관련이 있음을 보여주었다. 또한 정적으로 서있는 동안의 비대칭적인 자세는 낙상의 최대 원인이 되고있다(DiFabio와 Badke, 1990; Dickstein 등, 1984). 그러므로 편마비 환자의 재활에서 독립적이고 기능적인 활동으로의 복귀는 대칭적인 기립 자세확립이 선행조건이라 할 수 있다(Wu 등, 1995).

그러나 최근까지의 연구에서 체중 하중과 균형을 역학적 이론에 비추어, 편마비 환자의 대상 작용으로 인한 유동적인 중력선에 따른 체중 이동을 고찰한 연구는 흔치 않다.

이에 본 연구는 고관절의 역학적 구조로 정상인이 한 쪽 체지로서 있을 때의 힘의 분석과 편마비 환자의 비환측 체지로서 있을 때의 힘의 분석으로 고관절에 미치는 힘의 차이를 알아보고 편마비 환자와 정상인의 중력선 위치를 비교하여 편마비 환자의 대상작용이 체중이동에 미치는 중요성을 알아본다.

II. 역학적 분석

1. 자세에 대한 역학적 개념

인체는 무한한 자세와 운동 변화를 일으킬 수 있는 고

도로 발달된 기계장치이며 인체의 골격은 지렛대 시스템 (lever arm system)으로서 지렛대란 적은 힘으로 큰 힘을 낼 수 있는 운동을 하며 인체는 적은 지렛대 원리로 구성된 큰 지렛대로 표현된다(Norkin, 1992). 어떤 사람은 운동을 위해 몸 전부를 써서 운동하지만 어떤 사람은 인체의 지렛대를 이용하여 쉽게 운동한다. 인체의 모든 운동은 관절에서 일어나야 함으로 대부분의 근육은 근육의 관련된 고정축 주위를 중심으로 하여 회전하게 한다. 고정축을 중심으로 회전하는 힘을 모멘트(Moment)라고 하며, 이 방향은 시계방향 혹은 반시계 방향으로 움직인다. 물체가 평형상태에 있고 여러 개의 힘이 작용하면 임의의 한 지점에 대한 전체 시계방향의 모멘트는 반시계 방향의 모멘트와 같아야 한다(Anthony Johnson와 Keith Sherwin, 1996). 이때 힘의 작용하는 점이 축으로부터 멀수록 회전효과는 커지고, 고정 축에서 각각 떨어져 있는 두 개 혹은 세 개의 힘이 평형 상태를 이룬다면 회전은 일어나지 않는다.

인체에 작용하는 힘으로 밀기와 당기기의 개념이 있다. 이때 중력은 정상 상태에서 모든 사물에 적용되는 힘이며 인간에 가해지는 가장 첫 외적인 힘이다. 중력이란 물체의 질량을 지구의 질량 중심으로 끌어당기는 것이다. 내적인 힘은 인체 내에서 일어나 인체에 작용하는 힘이다. 즉 관절, 근육, 인대, 뼈들 사이에서 일어나는 힘이다. 뼈에 부착된 근육에 작용되는 힘은 근육을 구성하는 모든 섬유의 부착 점을 당기는 실질적이 합력이다(Norkin, 1992).

어떤 물체에 작용하여 모임에 변화를 일으키거나 운동 상태의 변화를 일으키는 원인을 힘이라 정의하며 크기와 방향 및 작용점을 힘의 삼요소라 부른다. 힘은 벡터량의 일종이기 때문에 물리학에서 힘을 표시할 때는 흔히 화살표를 사용한다. 이때 힘의 크기는 화살표의 길이로 표시하고 힘의 방향은 화살표의 방향으로 그리고 작용점은 화살표의 끝점으로 표시한다. 힘, 모멘트, 속도, 가속도, 무게, 운동량, 충격량, 전기장, 자기장 등과 같이 크기와 방향을 모두 갖고 있는 양을 벡터라고 하고 벡터량의 힘은 합성과 분해가 가능하다(김용주 등, 1991).

한 점에 작용하는 두 힘은 합력이라 부르는 하나의 힘으로 대체될 수 있다. 이 법칙에 의하여 합력은 두 힘과 같은 크기의 면을 가진 평행사변형의 대각선으로 얻어진다. 또한 뉴우톤의 제 3법칙인 반작용의 법칙(Newton's Law of Reaction)에 따르면, 서로 접촉하고 있는 물체들 사이에 작용하는 작용력과 반작용은 그 크기와 적용선이

같고 방향은 반대이다. 모든 힘이 맞닿아 생기므로 모든 접촉은 동시에 두 물체간에 일어나야 하고 모든 힘은 쌍으로 생기므로 크기가 같고 방향이 반대일 때 생긴다(한병기 등, 1996).

2. 보상작용이 없어 단일 입각시의 힘의 분석

정상인이 의발로 섰을 때의 균형 잡기는 개인마다 차이가 있고 특히 60세가 되면 2초에서 60초까지도 다양한 차이가 난다. 66세의 어떤 남자는 슬개건에 힘을 주어 직립을 유지하며, 같은 나이의 또 다른 사람은 간신히 흔들리며 서있거나 팔을 이용해서 균형을 잡거나 하였다. 그러나 20-40대의 정상인에게서는 60초 동안의 균형 잡기에서 균형을 잃지 않았다(Brown, 1989). 또한 보행기 동안의 고관절 부하에 대한 연구로는 여러 사람들에 의해 행해지고 있다(Radell, 1966; Paul, 1967; Seirdg 와 Arvirkar, 1975; English와 Kilvington, 1979; Draganich 등, 1980; Andriacchi 등, 1980). Paul(1967)은 평면에서 정상 둔부의 운동학적 자료를 EMG를 통해 근 활동기와 보행기간 동안에 대퇴골두의 관절 반응력을 조사하였다. Frankel과 Nordin (1989)은 중립 체위에서 한쪽 다리로 지지하는 동안 대퇴골두의 관절 반응력(joint reaction force)을 도식화하여 설명했다. 자유 체간(free body)의 힘은 발에 대항(지면의 반응력)하는 중력으로 설명하였고 이 힘은 경골을 통해 대퇴골두로 옮겨진다. 그리고 대퇴관절 반응력(reaction force)이 생긴다.

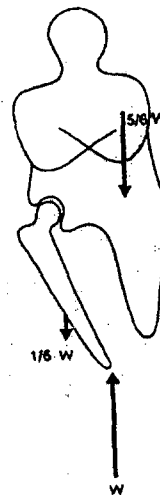


Fig 1. External forces on the body during a sing - leg stance

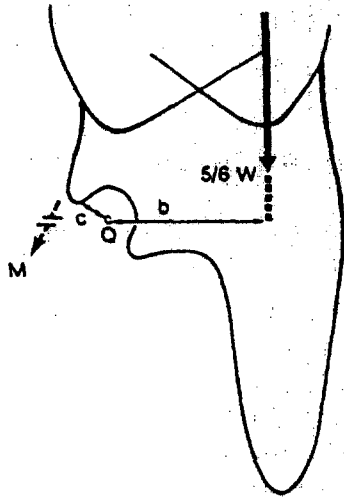


Fig 2. Internal force on the hip joint

평형상태를 유지하는 대퇴골두의 관절 반응력을 수학적 방법을 통해 한쪽 다리로 지지하는 것을 그림으로 나타냈다(Fig 1). 한쪽 다리로 서있는 동안 자유체간에 나타나는 외적인 힘을 표시하였다. 평형을 이룬다는 것은

모멘트의 합과 힘의 합이 모두 영(zero)이 되어야 된다는 말이다. 지면의 반응력은 체중의 중력과 같다. 이것은 두힘으로 나뉘는데 하나는 지지하는 한쪽 다리의 중력(1/6 body weight)이고 나머지힘(5/6 body weight)은 다른 하나가 된다. 체간은 둔부에서 둘로 나누면 상부의 자유체간도 역시 그 모멘트의 안정이 필요하다. 위로부터 5/6W(w=weight)의 힘을 떠받치는 모멘트는 외전근의 힘으로부터 떠받치는 힘에 의해 균형을 이루어야 한다. 5/6W힘은 둔부 관절(O)을 회전한 중앙에서부터 거리b에 작용하므로 $5/6W \times b$ 의 모멘트를 구할 수 있다(Fig 2).

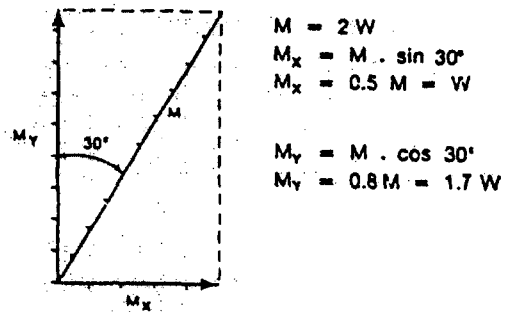


Fig 3. Force M by vector analysis

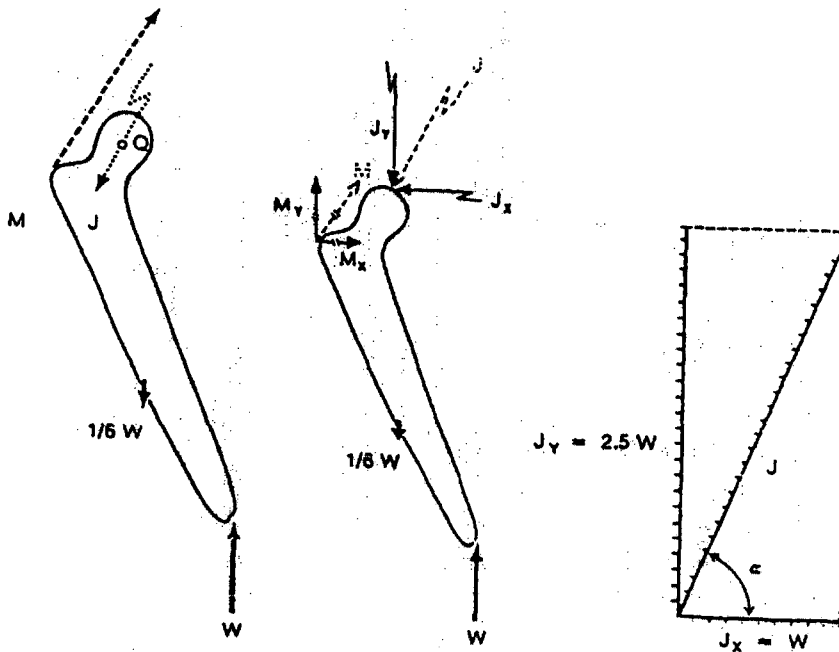


Fig 4. The joint reaction force of supporting lower extremity

이 힘은 외전근, 중둔근에서 생긴 것으로 M이라고 하면, 이는 회전 중앙에서부터 C의 거리에서 작용하고, M×C의 평형 모멘트를 만들어 낸다. 체간의 균형을 유지하기 위해 모멘트의 합은 영(zero)이 되어야 한다. 시계방향울 플러스라고 정하면 반 시계방향울 마이너스라고 할 수 있다. 그러므로 다음과 같은 식을 만들 수 있다.

$$(5/6W \times b) - (M \times c) = 0, M = (5/6W \times b)/c$$

M을 알기 위해 b, c의 가치가 주어져야 한다. 중력의 힘 지렛대(b)는 윈트겐 그래프로 알 수 있다. 중력의 중앙이 지지면위에 있어야 하기 때문에 발뒤꿈치를 지나는 수직선이 상방으로 확장될 수 있다. 대퇴골두(Q)의 회전 중앙으로부터 b까지 수직선을 그어준다. 근력 지렛대 팔(c)은 중둔근의 역할임을 윈트겐 사진에서 발견했다. 그리고 대퇴골두의 회전 중심으로부터 중둔근 건까지 선을 그었다.

M의 크기는 체중의 2배인 것(Rydell, 1966; English와 Kilvington, 1979)과 방향이 수직에서 30°인 것을 x-ray 상에서 알아냈다. 벡터의 힘의 분석으로 수평과 수직의 힘을 나누면 다음과 같이 그려진다(Fig 3). 수평의 힘(Mx)은 체중과 같고 수직의 힘(My)은 체중의 1.7배이다.

체간을 둔부에서 둘로 나눈 하지의 자유체간을 보면 다음과 같다(Fig 4). 하지의 체간에서 체중(W)와 하지의 중력 1/6W 힘을 볼 수 있고 관절의 반응력(J)이 대퇴골두의 회전 중심을 통과하는 것을 볼 수 있다. 힘 J는 수직과 수평의 힘으로 나눌 수 있다.

체간의 균형을 이루기 위해서는 수평의 힘의 합력과 수직의 힘의 합력이 영이 되어야 한다. 그러므로 수평의 힘과 수직의 힘은 다음과 같다.

$$M_x - J_x = 0 \quad M_y - J_y - 1/6W + W = 0$$

$$M_x = J_x \quad M_y = 1.7W$$

$$M_x = W \quad J_y = 1.7W = 5/6W$$

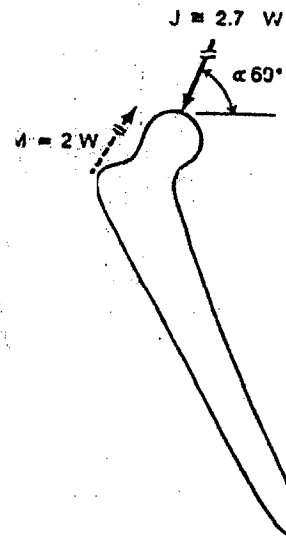
$$J_x = W \quad J_y = 2.5W$$

$$\begin{aligned} J &= \sqrt{J_x^2 + J_y^2} \\ &= \sqrt{W^2 + (2.5W)^2} \\ &= 2.7W \end{aligned}$$

그러므로 관절의 반응력인 J는 2.7w의 힘을 고관절에 미치게 된다.

관절 반응력 J 분석을 벡터의 합으로 나타내면 다음과 같다(Fig 5).

정상인이 한쪽 발로 섰을 때 대퇴골두에 미치는 관절의 반응력은 2.7W임으로 그 각도는 수평으로부터 69°가 된다.



$$\begin{aligned} \tan \alpha &= \frac{J_y}{J_x} \\ \tan \alpha &= 2.5 \\ \alpha &= 69^\circ \end{aligned}$$

Fig 5. The joint reaction force on the femoral head

3. 편마비 환자의 보상작용과 함께 외발로 섰을 때의 힘의 분석

정상인의 체중지지율은 오른쪽 하지에 50.5%를, 왼쪽 하지에 49.7%를 보였다(Engardt, 1994). 그러나 편마비 환자의 체중지지율에 대한 연구에서 환측 하지 지지율은 42.4%에서 21%까지 다양한 결과 보고가 있다.

뇌졸중의 초기단계에서 환자들은 편부전마비를 보상하기 위해 신체의 비환측을 과활동시키는 경향이 있다. 이 단계 후부터는 운동 행동의 새로운 양상이 생기는데 환측의 움직임이 지속적으로 억압하는 증상이 생긴다(Taub, 1980).

정상인이 외발로 서 있을 때 개인마다의 차이는 있지만 중력선으로부터 고관절 축과의 거리는 평균 4inch로 나타났다(Fig 6). 그러나 편마비 환자의 경우 Fig 7에서 보는 것처럼 중력선의 이동으로 축이 고관절에서 1 inch까지 옮겨진다(Norkin, 1992).

팔만에 미치는 중력의 힘은 위에서 누르는 체중과 고관절로부터 중력 선까지의 거리(MA)로 나온다. 중력이 받는 힘 즉 체중을 줄여줄 수 없다면 MA는 최소로 줄여져야 한다(Fig 7). 이것으로 동통이나 손상 받은 쪽으로 팔만이 향하고 체간을 옆으로 기울이게 된다. 동통이 있

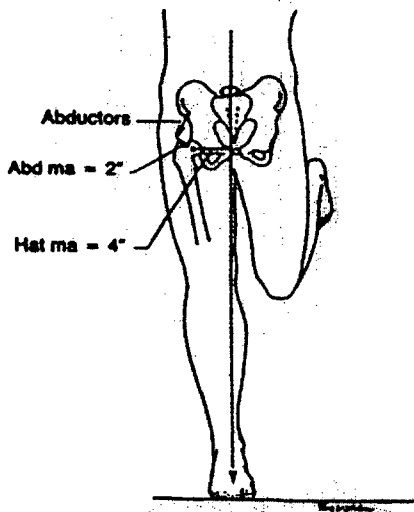


Fig 6. The line of gravity in unilateral stance on normal.

는 쪽으로 기울어지는 것은 아이러니컬하게 보이지만 이는 보상적인 작용에 의한 것으로 고관절을 지지하기 위해 중력선을 움직이고 MA를 줄여준다. 체간 위에서 누르는 체중은 동통이 있는 고관절을 통과기 때문에 환측으로 기울어진 것은 관절의 압박을 증가시키지 않는다. 그러나 이런 자세는 체중의 모멘트를 줄이고 계속해서 외전근의 반력을 줄인다. 비록 옆으로 기운 체간이 지지하는 고관절과 비환측 고관절을 통해 중력선(Line of gravity)을 이동하지만 이것으로 요추에 과도한 손상을 받거나 많은 힘이 필요로 한다(Norkin, 1992).

체중이 180lb인 사람이 고관절의 축을 1 inch내로 중력선을 옮긴다면 중력의 힘은 $5/6(180lb) \times 1 \text{ in} = 150 \text{ in-lb}$ 이다. 개인마다 차이가 있지만 외전근과 회전 중앙의 거리 c 를 평균 2inch라고 하면 외전력(M)은 $M = 150 \text{ in-lb} / 2 \text{ inch} = 75 \text{ lb}$ 이다. 그러므로 보상작용으로 기울어진 고관절에 미치는 힘은 $150 \text{ lb} + 75 \text{ lb} = 225 \text{ lb}$ 이다.

체중이 180lb인 사람이 보상작용 없이 외발로 섰을 때 고관절에 미치는 힘은 체중의 2.7배임으로 $2.7 \times 180 \text{ lb} = 486 \text{ lb}$ 이고 편마비로 보상작용이 일어나서 환측외발로 섰을 때의 고관절에 미치는 힘은 위의 결과로 225lb이다. 즉 보상작용으로 절반의 힘만 필요하며 이것은 관절에

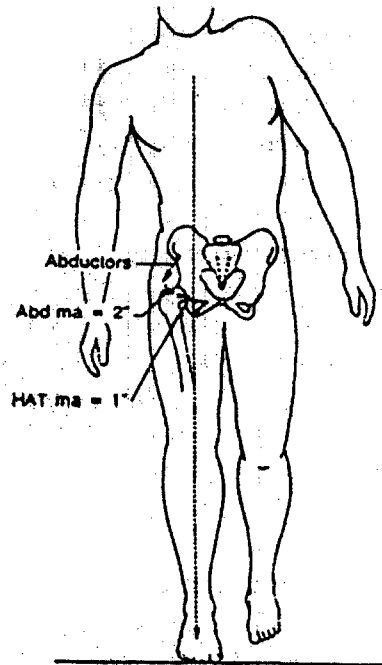


Fig 7. The line of gravity in unilateral stance on hemiplegia

고통을 줄이는 데 충분한 것이다.

이상의 역학적 고찰로 미루어 보아 환측과 비환측의 고관절에 미치는 힘의 비율은 $225 \text{ lb} : 486 \text{ lb} = 1 : 2.16$ 이고 이것을 백분율로 환산하면, 환측 하지에 31.33%의 힘이 가해지게 되는 것을 알 수 있다.

III. 고찰

편마비 환자의 환측 하지로 체중을 이동시키는 능력을 증진시키는 것은 물리치료의 목표 중에 하나이다. 체중 지지 능력을 향상시키는 치료는 보행 훈련보다 선행되고 또한 다양한 자세에서 체중지지 훈련이 이루어져야 한다(Dickstein 등, 1984). 그러므로 환측 하지와 비환측 하지에 실리는 체중의 비율 연구하는 논문이 많이 보고되고 있다. 최근에 보고된 환측 하지의 체중부하율은 42.4%, 40.70%, 38.4%, 30%, 21%등으로 다양하게 나타났다(권혁철, 1987; Bohanon과 Lakin, 1985; 김종만, 1990; Shumway-Cook, 1995; Sackley, 1988).

권혁철(1987)의 논문에서는 2개의 계수형 체중계로 높이를 5cm, 10cm, 15cm로 다르게 하여 디딤대를 마련하

고 정상인 다리를 디딤대 위에 놓인 체중계를 딛고 약한 다리는 밑에 놓여진 체중계에 서서 측정하고, 약한 다리를 디딤대 위에 놓인 체중계를 딛고 정상인 다리는 밑에 놓여진 체중계에 올려놓고 10회까지 기록 측정한다. 디딤대의 높이에 따라 디딤대를 3번씩 바꾸어 가면서 같은 방법으로 측정하였다. 건축 하지를 디딤대에 딛고 기립 시 환측 하지에 실리는 체중의 비율은 디딤대의 높이 5cm, 10cm, 15cm에 따라 37.77%, 40.93%, 42.64%로 나타났다.

Bohanon과 Larkin(1985)은 25명의 편마비 환자들을 대상으로 기립상태에 있는 동안의 환측, 건축의 체중지지 능력을 조사하였다. 그 결과 환측과 건축에 실리는 체중의 비가 전체 체중의 40.70%: 59.30%로서 건축으로 더 많은 체중이 실린다고 보고하였다.

김종만(1990)은 편마비 환자 18명을 대상으로 체중부하 및 균형훈련기기인 Limb Load Monitor로 훈련한 후 훈련전과 훈련 후의 시간 경과에 따른 체중부하의 변화를 알아보았다. 그 결과 환측하지는 38.4%, 건축하지는 61.6%의 체중부하로 건축하지에 더 부하를 받고 있는 것으로 나타났다.

Shumway - Cook 등(1995)은 16명의 편마비 환자에서 8명의 대조군에게는 물리치료사에 의해 서기 훈련을 20회 시행하였다. 실험군에게는 매일 20분씩 2주 동안 되먹임을 이용하여 체중이동 훈련을 실시하였는데 실험군은 대조군에 비해서 양하지의 체중부하의 대칭성이 유의하게 증가하였다고 보고하였다.

Sackley(1990)는 뇌졸중 환자 90명을 대상으로 기립시 양하지의 체중부하 분포를 측정하고 분포의 정도, 운동기능과 일상생활 동작의 독립정도간의 관계를 연구하였다. 그 결과 환측 하지의 체중부하가 21%로 비대칭적이었고, 체중부하의 비대칭 정도는 운동기능과 일상 생활 동작간에 의미 있는 상관관계를 보였다.

지금까지의 편마비 환자의 체중 부하의 연구는 많이 이루어지고 있지만 어떠한 원리와 어떤 작용으로 건축에 체중 부하가 더 많이 되고 있는지에 대한 고찰이 미비하였다. 편마비 환자의 치료 접근은 보행 훈련에 앞서 생체역학적인 원리를 더 깊이 생각하고 적용하는 질적인 치료가 되어야 할 것이다.

IV. 결 론

편마비환자는 마비된 쪽의 고관절을 지지하기 위해 중

력선의 위치를 움직여서 고관절과 중력선까지의 거리를 최소화하기 위해 보상작용이 일어나는 것을 볼 수 있다. 체간은 마비된 쪽으로 기울어지지만, 마비된 쪽의 고관절이 지지하기 때문에 관절부위의 압박은 증가되지 않는 것이 확인되었다. 산술적으로 중추신경계 손상에서 회복되는 동안 편마비 환자는 환측 하지에 31.33%의 힘만 예상되며, 부과되는 보상작용으로 환측으로의 체중지지를 자발적으로 피하게 된다. 이와 더불어 비환측 체지의 부담은 심해지고, 균형 잡힌 안정된 자세를 취하지 못하게 되어 결과적으로 이상 보행을 하게된다.

그러므로 중추신경의 손상으로 인한 편마비환자의 적절한 물리치료를 위해서 균등한 체중지지의 분배가 중요시됨을 이상의 고찰로 볼 수 있다.

더불어 정상인과 편마비환자의 중력선 이동에 따른 변화를 측정하여 이 고찰을 실험적으로 뒷받침할 수 있다. 편마비환자인 경우 비환측으로, 즉 지지 가능한 다리로 서서 중력선을 측정하고, 정상인의 경우 좌편, 우편의 외발 지지로 중력선을 측정하여 비교하고 체중지지율과의 관계를 분석하여 보상작용에 따른 중력선의 이동을 알아봄으로써 실험적 가치를 부과할 수 있다.

참 고 문 헌

1. 권혁철: 독립보행이 가능한 편마비 환자의 하지체중지지 특성에 관한 고찰. 연 세대학교 보건대학원 학위논문. 1987
2. 김종만: 시각 및 청각 되먹임을 통한 하지 체중이동훈련이 편마비환자 보행특성에 미치는 효과에 관한 연구. 연세대학교 보건대학원 학위논문. 1995
3. 김용주, 김용천, 민경옥: 임상운동학. 현문사. 1991. pp.31
4. 한병기, 원종진, 채수원, 김철: vector - 정역학. 선중당. 1996. pp3-4
5. Andriacchi, T.P., et al.: A study of lower - limb mechanics during stair - climb - ing. J. Bone Joint Surg., 62A:749 - 757, 1980.
6. Bohannon RW, Lakin PA. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. Phys Ther. 1985;65(9):1323 - 1325.
7. Carr JH, Shepherd RB. Investigation of a new motor assessment scales for stroke patient, Phys Ther. 1985; 65; 175 - 180

8. Cynthia C. Norkin & Pamela K. Levangie. Joint structure & Function. 1992:324–328
9. Davies PM. Steps to follow. Springer, 1985
10. Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J Phys Med.* 1987; 66: 77–90
11. Dickstein R, Hecherman S, Pillar T. Platform training and postural stability in hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 1984;65:588–592
12. DiFabio RP, Badke MB. Extraneous movement associated with hemiplegic postural sway during dynamic goal directed weight redistribution. *Arch Phys Med Rehabil.* 1990;71:365–371
13. Draganich, L. F., Andriacchi, T. P., Strongwater, A. M., and Galante, J. O.: Electronic measurement of instantaneous foot–floor contact patterns during gait. *J. Biomech.*, 13: 875–880, 1980
14. Engardt M. Rising and sitting down in stroke patients(Dissertation). Stockholm: m. Swedim: Karoliska Institute. 1994
15. Hocherman S, Dickstein R, Pillar T. Platform training and postural stability in hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1984; 65: 588–592
16. Margareta Nordin and Victor H. Frankel. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System.* 1989: 141–146
17. Marybeth Brown. Normal development of movement and function: Older adult. In: Rosemary M. Scully and Marylou R. Barnes. *Physical Therapy* 1989;4 4:108
18. Nashner L. Evaluation of postural stability, movement, and control. In: Hasson S, ed. *Clinical Exercise Physiology.* Philadelphia, Mosby Co., 1994
19. Perry, J. P.(1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.* SLACK.
20. Ring H, Mizrahi J. Bilateral postural sway in stroke patients: New Parameters for assessing and predicting locomotor outcome. *J Neuro Rehabil.* 1991;5;175–179
21. Hellebrandt FA, Fries C, Hirt S(1994).Center of Gravity of the Human Body. *Arch Phys.* 29;280–287
22. Hollis M(1976).*Practical Exercise Therapy.* Oxford. Black well Scientific Publications. 159–226
23. Sackley CM. The relationships between weight bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Phsiotherapy Theory and Practice* 1990; 6: 179–185
24. Seireg, A., and Arvikar, R. J.: The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J. Biomech.*, 8: 89–102. 1975.
25. Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway biofeedback: Its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 1988;69:395–400
26. Taub E. Somatosensory deafferentation research with monkeys: Implication for rehabilitation Medicine. Baltimore: Williams and Wilkins, 1980
27. Paul, J. P.: Forces at the hip joint. Ph. D thesis. University of Chicago.1967