편마비 환자의 보행속도와 체중부하에 대한 연구

김명종 · 김명옥 · 심정길 · 김상근 · 김재곤 · 이기덕
인하대병원 재활의학과

Walking Velocity and Weight Bearing Study Using Foot Scan in Hemiplegic Patients

Myuong-Jong Kim · Myeong-Ok Kim · Jung-Gil Shim · Sang-Keun Kim · Jae-Kon Kim · Ki-Duk Lee
Department of Rehabilitation Medicine, Inha University Hospital

Abstract
The purpose of this study was compare and analyze the differences between walking velocity and weight bearing according to various shoe conditions in patients with post-stroke hemiplegia. Nine patients with hemiplegia were examined. In all patients, independent walking without assistive devides is possible. We examined asymmetry of weight bearing in both sides using by foot scan, and studied the walking velocity by timed up & go test and 10 meters walking. These tests were done under varying conditions including 1) barefoot, 2) indoor shoes, 3) sport shoes, and 4) ankle foot orthosis. The result of this study demonstrate that timed up & go test and walking velocity was increased, and the weight bearing to hemiside was increased with sport shoes, but not significant statistically. We suggested that the proper shoes can increase walking velocity and symmetricity of weight bearing in chronic hemiplegic gait.

Key words : Walking velocity, Weight bearing, Foot scan, Hemiplegia

I. 서 론

뇌졸중으로 인한 편마비 환자는 기립자세에서 체중부하를 판단하는 능력이 손상되어 비대칭적인 체중부하를 하게 되므로 기립자세와 평형기능의 문제가 흔히 발생된다(Bohannon and Wald, 1991; Shumway-Cook et al, 1988).

일반적으로 편마비 환자는 기립자세에서 마비측 하지로 체중부하(weight bearing)를 더 적게 주는 경향이 있어 자세의 비대칭적 특성이 나타나고(Dickstein et al, 1984; Dettman et al, 1987), 이러한 마비측 하지의 체중부하 감소는 손상된 운동기능과 연결되어 환자의 기능적 능력을 감소시키게 된다(Sackley et al, 1992). 여러 연구에서 뇌병변 환자는 기립 시 전체 체중의 80% 정도를 비마비측에 부하시키는 것으로 나타났다(Bohannon and Larkin, 1985; Caldwell et al, 1986; Dickstein et al, 1984).

따라서 마비측 하지로의 체중이동에 중점을 두는 치료가 편마비 환자의 보행패턴에

긍정적인 영향을 미친다고 생각된다(Winstein et al, 1989). 편마비 환자의 기능적 재활에서 이상적인 목표는 운동패턴의 비대칭성을 감소시키는데 있으며, 균등한 체중부하를 하여 균형된 기립자세를 취하게 함으로써 궁극적으로 대칭적인 보행을 회복시키는 것이다(김준성 등, 2000; Dickstein et al, 1984; Hamman et al, 1992).

Brandstater 등(1983), Wall 등(1986), Hill 등(1994)은 편마비 보행의 특징을 선택적 근육 조절 능력의 저하와 원시적인 공력현상(synergy)으로 인해 보행 주기가 비대칭적임을 보고하였으며, 운동 시 공력현상이 나타나(Peat et al, 1976; Lehman et al, 1987) 고관절의 경우 신전근, 내전근 및 내회전근, 슬관절 신전근, 족관절 저측굴근이 경직성 마비를 보이며, 이로 인해 입각기 시작 시 발뒤꿈치가 지면에 닿지 않고 발바닥이나 발끝으로 딛게 되어 입각기가 짧아지고 발끝 밀기가 안 된다고 하였다.

여러 재활센터에서 효과적인 보행 치료를 위한 많은 시도들이 이루어졌고, 특히 단하지보조기의 교정효과 및 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)의 교정효과에 대해서도 많은 보고(Granat et al, 1996; Waters et al, 1985)가 있었다. 그 가운데 단하지보조기가 가장 흔히 사용되고 있는데, Hesse 등(1996)은 경직성 족하수가 있는 편마비 환자들에게 착용시키는 것이 효과적이라고 하였고, Abel 등(1998)은 족관절의 변형을 방지하고 관절의 위치를 잡아주어 안정성을 향상시킨다고 보고하였다.

그러나 단하지보조기에 대한 연구 실적에 비하여 편마비 환자들이 보행 시 흔히 사용하는 실내화와 운동화에 대한 평가와 연구는 아직 미미한 실정이다. 이에 본 연구에서는 독립 보행이 가능한 편마비 환자를 대상으로, 족부스캔을 이용한 양측 하지의 체중부하 시 비대칭의 정도와 Timed Up & Go Test, 10미터 보행속도 등을 측정하여 맨발, 실내화, 운동화, 플라스틱 단하지보조기(AFO) 등의 착용에 따른 보행속도의 차이와 체중 부하 비대칭 사이의 상관관계를 밝히고 적절한 신발 선택 기준을 제시 하고자 하였다.

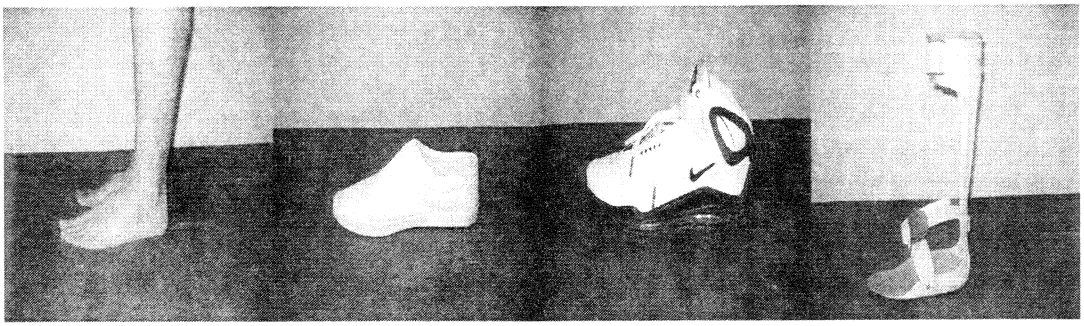
II. 연구대상 및 방법

1. 연구대상

2002년 9월 1일부터 10월 31일까지 인하대병원 재활의학과에 내원 또는 입원하여 치료받았던 편마비 환자 중 독립보행이 가능한 환자 9명(남자 7명, 여자 2명)을 대상으로 하였다. 대상 환자의 조건은 타인의 도움, 지팡이, 보조기 등에 의존하지 않고 20미터 이상 독립보행이 가능한 환자로서 고관절의 굴곡구축이 5도 이내이고, 슬관절에 구축이 없으며 발목 관절에 5도 이상의 구축이 없는 경우로 하였다.

2. 연구방법

각 환자별로 서로 다른 네 가지 조건(맨발, 실내화, 운동화, AFO)에서 보행속도와 체중부하 시 대칭성을 측정하였다. 실내화는 편마비 환자들이 흔히 이용하는 것으로 굽이 없고 안창이 삽입되지 않은 간이용 신발을 선택하였으며, 운동화는 윗선이 과상부 아래에 위치하는 단화 형태의 신발로서 쿠션이 있는 안창을 삽입하였다. AFO는 플라스틱 단하지보조기로서 족관절 장치와 스프



a) 맨발 b) 실내화 c) 운동화 d) AFO

그림 1. Types of the various conditions

링을 부착하지 않은 표준형으로 제작하였다(그림 1).

1) 보행속도

(1) Timed Up & Go Test(TUG)

가로 6m, 세로 4m 크기인 측정 장소의 아래면 중앙에 팔걸이가 있는 높이 46cm의 의자를 위치시키고 양 앞쪽 대각선 끝점에 반환표시물을 설치하였다. 시작 자세는 검사자를 발바닥이 땅에 닿은 채로 의자에 완전히 들어가도록 편안하게 앉히고 양 발끝을 동일한 선상에 놓게 한 다음, "일어나서 표시물을 돌아오세요."라는 지시에 따라 일어나 균형을 잃지 않는 한도 내에서 가능한 한 빠른 속도로 3미터를 걸어간 후 표시물을 돌아서 다시 걸어와 의자에 앉을 때까지 걸린 시간을 측정하였다(Mathias, 1986). 측정시간은 3회를 측정한 후 평균값을 기재하였다.

(2) 10미터 보행속도

대상자가 가장 안정감 있고 편하게 느끼는 속도로 10미터의 거리를 걷게 하였으며, 보행검사의 순서는 조건과 관계없이 무작위로 하였고 각 검사 사이에는 충분한 휴식을 취하게 하였다. 측정시간은 3회 각각 측정한 후 평균값을 기재하였다.

2) 족부스캔을 이용한 체중부하검사

족부스캔은 Foot Station(Genovation®, USA) 장비를 이용하여 측정하였다. 검사 시작 전 환자를 1분간 자연스럽게 보행하도록 하여 균형감각을 익히게 한 다음, 압력측정판 위에 올라서서 좌우측의 균형이 가장 잘 이루어졌다고 생각하는 편안한 시점에서의 좌우측 체중 부하 비율을 측정하였다. 체중부하

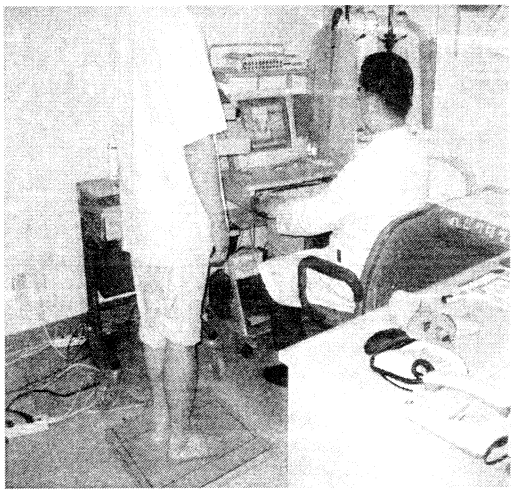


그림 2. Foot scan

검사는 맨발, 실내화, 운동화, AFO 가운데 무작위로 실시하였으며, 3회 측정하여 평균값을 구하였다(그림 2).

3) 통계 분석 방법

통계는 SPSS for Windows(Ver. 10.0)의 통계 프로그램을 이용하였다. 보행속도검사와 체중부하검사를 통한 맨발, 실내화, 운동화, AFO 간의 차이는 집단별 평균분석과 일원배치법(One way ANOVA)을 이용하여 분석하였다. Post Hoc 검사기법으로는 Duncan을 사용하였고, 각 통계는 95% 유의수준에서 의의를 두었다.

III. 결 과

1. 대상 환자들의 일반적 특성

대상 환자들의 평균연령은 47.2±15.8세 (20~71세)이었고, 평균 체중은 69.0±10.6kg(54~85kg)이었으며, 평균 이환 기간은 13.9±9.9개월이었다. 편마비의 이환율은 우측 6명, 좌측 3명이었다. 편마비의 원인은 뇌출혈 6명, 뇌경색 3명이었다(표 1).

2. 보행속도 결과

운동화 착용 시 맨발, 실내화, AFO 군에 비

표 1. Characteristics of subjects

Characteristics	N (9)	Mean ± S.D.[1)]
Age (years)		47.2 ± 15.8
Duration from Onset (months)		13.9 ± 09.9
Type of lesion		
Hemorrhage	6	
Infarction	3	
Side of Paralysis		
Right	6	
Left	3	

1) S.D. : standard deviation

표 2. Comparison of TUG, 10 meters walking velocity under various conditions

Variables	Barefoot	Indoor shoes	Sport shoes	AFO[1)]	Total
TUG[2)]	47.13±27.87	46.10±32.06	42.98±27.18	46.35±24.92	45.60±26.83
WV[3)]	48.42±31.92	44.80±34.49	41.85±31.05	46.51±29.83	45.38±30.46

Values are mean±standard deviation.
1) AFO : Ankle foot orthosis
2) TUG : Timed up & go test
3) WV : 10 meters walking velocity

표 3. Comparison of weight bearing under various conditions

Variables	Barefoot	Indoor shoes	Sport shoes	AFO[1]	Total
HEMIWP[2]	37.29±9.07	41.40±9.18	42.20±7.25	38.83±4.95	39.65±7.55
SOUNDWP[3]	62.71±9.06	58.60±9.18	57.80±7.25	61.16±4.95	60.34±7.55

1) AFO : Ankle foot orthosis
2) HEMIWP : Hemiside weight bearing proportion
3) SOUNDWP : Soundside weight bearing proportion

하여 TUG와 10미터 보행속도가 증가되는 경향을 보였지만 통계학적 의미는 없었다(표 2).

3. 족부스캔을 이용한 체중부하 결과

운동화와 실내화 착용 시 맨발이나 AFO에 비해 마비측으로 정적 체중부하가 증가된 경향을 보였지만 통계학적 의미는 없었다(표 3).

Ⅳ. 고 찰

뇌혈관 질환 및 중추신경계 손상으로 인한 편마비 환자의 기립자세에서 흔히 볼 수 있는 특징 중의 하나인 비대칭적으로 서 있는 자세에 대해서는 너무 당연시되어, 이를 객관적으로 정량화하여 입증하려는 연구는 많이 시도되지 않았다.

여러 연구자들에 의하면 뇌혈관질환 및 중추신경계 손상으로 인한 편마비 환자는 양하지 기립자세에서 비대칭적으로 체중부하를 하는 경향이 있는데, 환자를 편안하게 똑바로 서 있게 하면 마비측 하지쪽 보다 비마비측 하지 쪽으로 체중을 더 많이 두는 경향을 보인다. 기립 시 편마비 환자는 비마비측 하지보다 마비측 하지에 체중부하를 적게 주는 경향이 있고(Dickstein et al, 1984; Seliktar et al, 1978), 편마비 환자의 비마비측 하지를 통한 비정상적인 체중부하는 손상된 운동기능과 감소된 기능적 능력과 관계가 있으며, Bobath(1990)는 동적인 자세와 이동에서 편마비 환자의 양하지 체중부하의 비대칭성은 비정상적인 움직임을 야기한다고 하였다. Dickstein 등(1984)은 편마비 환자에서 마비측 하지에 체중부하를 시키는 운동을 3주 동안 시행하여 기립 시 마비측 하지의 체중부하가 향상되었다고 보고하였다. 편마비 환자들에게 보행 안정성을 주고자 보조기가 처방되는데, Brunner 등(1998)은 spring-type의 보조기가 보행양상즉, 분속수, 속도, 보장에 대해 유의한 증가를 보였으며 병적인 보행특성을 정상에 가깝게 교정하는 것을 확인했다. Burdett 등(1988)은 단하지 보조기의 착용은 발끝떼기와 중간유각기에서 저측굴곡을 감소시켰고, Air-Stirrup 보조기는 전족부가 지면에 닿을 때 내반을 감소시켰다고 보고했다.

우측 비골신경마비 환자를 대상으로 한 단하지 보조기의 보정효과 시험에서 spring-type의 단하지 보조기가 안전한 발가락 클리어런스(toe clearance)를 만들어 주고 슬관절 굴곡 모멘트(moment)를 증가시키고 초기접지 동안에 족관절의 배측굴곡의 원심성 수축(lengthening contraction)을 자극하는 데는

충분하지 못했다고 보고했다(Lemann et al, 1986). 서정환 등(1999)은 편마비 환자를 대상으로 비마비측의 신발을 높이고 동시에 마비측의 신발 전반부에 매끄러운 가죽을 부착한 경우 에너지 소모가 적었으며, 보행속도가 증가하였다고 했으며, 장순자 등(1999)은 편마비 환자에서 단하지 보조기 및 기능적 전기자극의 교정효과를 비교하였는데, 기능적 전기자극 적용 시 유각기의 과도한 족저굴곡이 맨발보행 및 단하지 보조기 착용 후 보행에 비해 더 효과적으로 개선되었지만 가격이 비싸며, 비만이나 관절구축 등의 신체적 제한점이 있을 경우는 사용할 수 없고, 쉽게 피로에 빠지게 되는 단점이 있다고 했다.

여러 연구자들은 정적인 기립균형과 이동기능은 높은 상관관계가 있다는 것을 밝혔다(Dettman et al, 1987; Hamrin et al, 1982). 본 연구에서는 독립 보행이 가능한 편마비 환자를 대상으로, 족부스캔을 이용한 양측 하지의 체중 부하 시 비대칭의 정도와 TUG, 10미터 보행속도 등을 측정하여 맨발, 실내화, 운동화, AFO 등의 착용에 따른 보행속도의 차이와 체중 부하 비대칭 사이의 상관관계를 밝히고 편마비 환자들에게 적절한 신발 선택에 도움이 되는 결과를 도출하고자 하였다.

뇌졸중 환자의 보행에 관한 연구 중에서 가장 기초가 되며 보행에서 가장 중요한 지표를 보행속도라 하였다(Wagenaar and Beek, 1992). Bard 등(1959)에 의한 연구에서 편마비 환자는 정상인에 비해서 보행속도가 현저히 낮았다는 결과를 발표한 이래 많은 연구들이 보고 되었으며, 편마비 환자는 보행 시 속도가 정상인의 17~49%정도로 감소되었다고 보고하였다(Bard and Ralston, 1959: Corcoran et al, 1970). 이러한 편마비 환자들의 특징적인 느린 보행의 원인을 유각기 때에 마비측 하지의 전진 장애와 입각기 때에 마비측 하지로의 체중부하가 부적절하게 이루어지기 때문이라고 보고되고 있다(Dettmann et al, 1987: Peat et al, 1976). 또한 Sandra 등(1994)은 비마비측 입각기의 증가와 마비측 입각기의 감소, 입각기에 슬관절 굴곡상(phase)의 소실 또는 감소를 포함한 관절각의 혼란, 유각기에 슬관절 굴곡의 감소, 유각기와 초기 접지기에 배측굴곡의 소실, 그리고 일반적으로 감소된 관절의 가동역을 특징적으로 보인다고 보고하였다.

김명종(2001)은 편마비 환자를 대상으로 운동화 내에 동적안창을 착용시킴으로써 일반 안창보다 보장, 활보장, 보행속도가 향상된다고 보고했는데, 본 연구의 결과 보행 속도의 관점에서 볼 때 운동화 착용 시 TUG와 10미터 보행속도가 증가되는 유사한 결과를 얻었다. 이는 운동화의 토우 스프링(toe spring)이 보행할 때 발끝떼기(toe off)를 쉽게 할 수 있도록 도와주는 rocker effect 때문으로 사료된다. 또한, 김명종(2001)은 동적안창 착용 후에 보행의 시간적 지표에서 양하지 지지기가 감소하고, 단하지 지지기가 증가하는 경향을 보인다고 했는데, 본 연구에서도 운동화 착용 시 마비측으로 정적 체중부하가 증가된 경향을 보임으로써 운동화의 편안함 정도에 체중부하가 의존적인 변수라는 것에 유사한 결과를 보여 주었다. 보행 시 흔히 사용하는 실내화와 운동화에 대한 평가와 연구는 아직 미미한 실정으로 이에 대한 다각적이고 실질적인 연구가 향후 필요하리라 생각된다.

본 연구에서는 대상 수가 9명으로 적어 통계학적으로 유의한 결과를 보이지 않았으

나 운동화에서 보행속도나 체중부하의 대칭성에 더 좋은 효과를 나타내었다.

V. 결 론

인하대병원 재활의학과에서는 편마비 환자 9명을 대상으로 맨발, 실내화, 운동화, AFO 각각의 착용 형태에 따른 보행 시 보행속도와 체중부하를 측정한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 보행속도

운동화 착용 시 TUG와 10미터 보행속도가 증가되는 경향을 보였지만 통계학적 의미는 없었다.

2. 체중부하

운동화와 실내화 착용 시 맨발이나 AFO에 비해 마비측으로의 정적 체중부하가 증가된 경향을 보였지만 통계학적 의미는 없었다.

본 연구를 통해 독립 보행이 가능하기는 하나 편마비 보행의 형태를 갖고 있는 만성 뇌졸중 환자에서 적절한 신발의 선택이 체중부하의 대칭성 향상을 통한 보행속도의 증가를 가져올 수 있다는 것을 제시하는 바이다.

참고문헌

김명종. Dynamic Insole 착용이 편마비 환자의 보행에 미치는 효과. 용인대학교 석사학위논문. 2001.

김준성, 강세윤, 김종길. 편마비 환자에서 전자체중계를 이용한 체중부하의 연구. 대한재활의학회지. 2000;24(6):1055-1060.

서정환, 고명환, 김연희. 편마비 환자의 보행 시 신발 교정에 따른 에너지 소모의 감소. 대한재활의학회지. 1999;23(1):17-23.

장순자, 김범준, 김창원 등. 편마비 환자에서 단하지 보조기 및 기능적 전기자극 적용후 보행 양상 변화. 대한재활의학회지. 1999;23(4):853-860.

Bard G, Ralston HJ. Measurement of energy expenditure during ambulation with special reference to evaluation of assistive device. Arch Phys Med Rehabil. 1959;40:415-420.

Bobath B. Adult hemiplegia: Evaluation and treatment 3rd ed. London, England: Heinemann. 1990.

Bohannon RW, Larkin PA. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. Phys Ther. 1985;65(9):1323-1325.

Bohannon RW, Wald DT. Accuracy of weight bearing estimation by stroke versus healthy subjects. Perceptual and motor skills. 1991;72:935-941.

Brunner R, Meier G, Ruepp T. Comparison of a stiff and a spring-type ankle-foot orthosis to improve gait in spastic hemiplegic children. J Pediatr Orthop. 1998;18(6):719 -726.

Burdett RG, Blatchly C, Potter C. Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with air-

stirrup brace. Phys Ther. 1988;68 (8):1197-1203.

Caldwell C, MacDonald D, Macneil K et al. Symmetry of weight distribution in normals and stroke patients using digital weight scales. Physiotherapy Practice. 1986;2:109-116.

Corcoran PJ, Jebsen RH, Brengelmann GL et al. Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. Arch Phys Med Rehabil. 1970;51 (2):69-77.

Dettman MA, Linder MT, Sepic SB. Relationship among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. Arch Phys Med Rehabil. 1987;66:77-90.

Dickstein R, Nissan M, Pillar T et al. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients: Major characteristics and patterns of improvement. Phys Ther. 1984;64 :19-23.

Hamman RG, Mekjavic I, Mallinson AI et al. Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback. Arch Phys Med Rehabil. 1992;73:738-744.

Hamrin E, Eklund G, Hillgren A-K et al. Muscle strength and balance in poststroke patients. Ups J Med Sci. 1982;87:11-26.

Lehmann JF, Condon SM, Lateur BJ et al. Gait abnormalities in Peroneal nerve paralysis and their corrections by orthoses: A biomechanical Study. Arch Phys Med Rehabil. 1986;67:380-386.

Peat M, Dubo HIC, Winter DA et al. Electromyographic temporal analysis of gait: Hemiplegic locomotion. Arch Phys Med Rehabil. 1976;57 :421-425.

Sackley CM, Baguley BI, Gent S et al. The use of a balance performance monitor in the treatment of weight bearing and weight transference problems after stroke. Physther. 1992;78:907-913.

Sandra JO, Malcom PG, Ian DM. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia. Phys Ther. 1994;74:872-885.

Seliktar R, Susak Z, Najenson T et al. Dynamic features of standing and their correlation with neurological disorders. Scand J Rehabil Med. 1978;10:59-64.

Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway feedback: Its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil. 1999;69:395-400.

Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait a kinematic aanalysis using walking speed as a basis. J Biomech. 1992;25:1007-1015.

Winstein CJ, Gardner ER, McNeal DR et al. Standing balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. Arch Phys Med Rehabil. 1989;70:754-762.