

## 편마비 보행 시 족저압력중심의 이동특성과 동적균형능력의 상관관계 연구

박지원

을지의과대학교 보건대학원 물리치료학과

남기석

강릉영동대학 물리치료과

백미연

대전중앙병원 물리치료실

### Abstract

### The Relationship between the Plantar Center of Pressure Displacement and Dynamic Balance Measures in Hemiplegic Gait

**Park, Ji-won, Ph.D., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Graduate School of Public Health, Eulji University

**Nam, Ki-seok, M.Sc., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Gangneung Yeongdong College

**Back, Mi-youn, B.Sc., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Daejeon Choongang General Hospital

The purpose of this study was to investigate how COP displacement of a hemiplegic foot in stance phase during gait is related to clinical balance measures and the recovery stage in hemiplegic stroke patients. Twenty-eight functionally ambulant hemiplegic patients who had suffered from strokes and thirty age-matched healthy subjects participated in this study. COP parameters were calculated. Clinical balance was measured using the Functional Reach Test (FRT) and Timed Up and Go Test (TUGT). The recovery stage, proprioception, and clonus of the ankles or lower extremities were also measured for physical impairment status. The COPx max-displacement in the medial-lateral side of the stroke patients was significantly longer than that of the normal group ( $p=.038$ ). The COPy max-displacement in the anterior-posterior side of the stroke patients was significantly shorter than that of normal group ( $p<.001$ ). Significant differences in the COPx and COPy displacement asymmetry index were found between the two groups ( $p<.01$ ). The FRT was correlated with the COPx displacement ( $r=.552$ ) and COPy displacement ( $r=.765$ ). The TUGT was correlated with the COPy displacement ( $r=-.588$ ) only. The recovery stage of the lower extremities was correlated with COPy displacement ( $r=.438$ ). The results of the study indicate that the characteristic of COP displacement in hemiplegic feet in stance phase during gait is related to balance ability and recovery in stroke patients. COP parameters acquired by the mapping of foot pressure in stance phase during gait will provide additional useful clinical information. This information can be used by clinicians to assess objectively the pathologic gait with other diseases and to evaluate the therapeutic effects on gait in stroke patients.

**Key Words:** COP displacement; Functional Reach Test; Timed Up and Go Test.

## I. 서론

Posturography를 통한 압력중심(center of pressure, COP) 파라미터의 측정은 지금까지 여러 연구에서 자세 조절(postural sway)의 척도로써 사용되어 오고 있다(de Haart 등, 2004; Garland 등, 2003; Geurts 등, 1992; Pyoria 등, 2004). 특히 압력중심 파라미터들 중 압력중심의 이동(displacement)은 수직 지면반응력(ground reaction force)이 합성된 지점의 변화를 나타내며(Winter, 1995a), 신체중심의 이동궤적을 반영하는 척도로 사용되어 왔다(Geurts 등, 1993; Geurts 등, 1996; Latash 등, 2003). 정적인 기립상황에서 압력중심의 내·외측 이동은 일차적으로 고관절의 외전근과 다소 기여도가 낮지만 족관절의 내반 및 외반근육들에 의해 조절되며, 압력중심의 전·후 이동은 족관절의 저측 굴곡근 및 배측굴곡근에 의해 조절된다(Winter, 1995a). 이러한 압력중심 이동의 특성은 균형장애의 진단과 치료에 대한 평가의 도구로 활용되고 있다(de Haart 등, 2004; Garland 등, 2003; Guerraz 등, 2000; Rocchi 등, 2004; Tossavainen 등, 2003).

보행을 평가하고 분석하기 위하여 다양한 생체역학적인 방법들이 개발되어 왔다. 그 중에서 Force-plate 데이터는 임상적으로 보행능력을 정량화하고 치료적 중재에 의한 보행의 변화를 연구하는데 사용되어 왔다(Nishikawa 등, 2002; Tang과 Woollacott, 1999; Weidenhielm 등, 1993). 하지만 대다수의 연구에서 Force-plate를 통하여 측정된 압력중심의 이동은 정적인 상황을 반영하는 것으로 생각할 수 있으며, Tang과 Woollacott(1999)의 연구에서처럼 움직이는 Force-plate를 사용하였을지라도 그 움직임이 고정된 상황에서의 각도조절에 의한 것이기 때문에 동적인 상황에서의 균형능력을 반영하기 위한 척도로 사용하는데 있어서는 다소 문제를 포함한다고 할 수 있다. 연구자들은 이러한 상황을 극복하기 위하여 동적 발압력매핑(dynamic plantar pressure mapping)이라는 방법을 개발하여 사용하고 있다(Bryant 등, 1999; Femery 등, 2002; Liu 등, 2005; McPoil과 Cornwall, 1992; Meyring 등, 1997; Peters 등, 2002; VanZant 등, 2001). 동적 발압력매핑은 발을 해부학적인 근거로 여러 영역으로 나누어 각 영역에서 최대압력(peak pressure)을 구하는 것으로 뇌졸중 환자의 보행에서 나타날 수 있는 체중지지의 형태를 분석할 수 있다.

동적 발압력매핑에는 두 가지 형태의 측정 방법이 존재하는데 첫 번째는 측정기기를 미리 설치하고 첫 번째 걸음, 두 번째 걸음 또는 세 번째 걸음의 중간입각기(mid-stance)에 관한 데이터를 얻어 분석하는 방법을 사용하는 것이다(Bryant 등, 1999; Meyring 등, 1997; Peters 등, 2002; van der Leeden 등, 2004). 이 방법은 보행 중의 데이터를 실시간으로 받기 보다는 보행 과정 중 정지되는 한 순간의 데이터를 선별적으로 받는 방법이기 때문에 두 번째 방법과는 다소 차이가 있다. 두 번째 방법은 Insole 형태의 발압력매핑도구를 이용하여 간편하면서도 보행 과정 중의 데이터를 실시간으로 받을 수 있도록 하였다(Baumhauer 등, 1997; Liu 등, 2005; McPoil과 Cornwall, 1992). 하지만 두 방법에서 얻어지는 측정값은 발의 영역을 세분화 시켜 영역별 최대압력의 값을 구하는 것으로 보행 시 입각기 전반에 걸친 압력중심의 이동을 반영하지는 못한다. 따라서 입각기 전반에 걸친 압력중심의 이동을 적절히 설명하는 것은 발뒷꿈치닿기에서 발끝밀기까지가 제대로 일어나는지를 분석할 수 있게 하며, 편마비 환자의 보행특성 중 발뒷꿈치닿기와 발끝밀기가 사라지는 현상을 가시적으로 규명할 수 있는 간단한 측정법이 될 수 있다.

뇌졸중 환자의 균형과 보행능력에 관한 여러 연구가 선행되어왔다. Niam 등(1999)은 뇌졸중 환자의 균형척도점수가 정적상태의 전-후 압력중심 속도, 압력중심 root mean square 속도 그리고 압력중심의 평균주파수와 상관성이 있으며, 특히 족관절 고유수용 능력의 손상이 있는 대상자일수록 자세흔들림이 증가하고, 균형척도점수가 낮다고 하였다. Garland 등(2003)은 평균 뇌졸중 발병일이 한 달가량 지난 27명의 대상자들을 대상으로 4주간의 재활과정을 거친 후 균형능력 향상 정도를 연구한 결과 대부분의 대상자들이 기능적 또는 생리적 균형 척도점수의 향상을 보였으나, 10명의 대상자들은 마비측 슬건근의 활동 대신 비마비측 슬건근이 보상작용을 하여 균형을 이루는 경향성이 있음을 보고하였다. Karlsson과 Frykberg(2000)는 뇌졸중 환자의 균형능력 측정을 위해 힘판을 이용한 여러 측정법들간의 상관관계에서 Berg균형검사법과 수직지면반발력 그리고 Berg균형검사의 정적부분과 압력중심의 전-후 평균 속도간에 유의한 상관관계가 있다고 하였다. 뇌졸중 환자의 보행시 족저압력중심의 진폭, 이동경로길이, 이동면적, 분포양상 등이 변수로 이용되었다. Meyring 등(1997)은 발바닥을 7개의 영역으로 나누어 최대압의 분

포 양상을 통해 뇌졸중 환자와 정상인을 비교하였고, Wong 등(2004)은 뇌졸중 환자의 보행 분석을 통해 발의 접지 패턴과 신경학적 상태와의 상관성이 있다는 것을 보고하였다.

뇌졸중 환자의 경우 정적인 상황에서 압력중심은 균형조절에서 전방외측현상(anterior-lateralized phenomena)이 두드러지게 나타난다. 이러한 현상은 마비측 하지에서의 체중지지 능력의 부족 또는 근육조절의 장애 때문으로 설명되고 있다(de Haart 등, 2004). 여러 연구들에서 압력중심 이동을 균형능력과 비교함으로써 정적 균형 또는 동적인 상황에서의 균형능력이나 보행의 특이성을 정량적으로 분석하는 연구들이 시도되어 왔다(Chen 등, 2001; Hsu 등, 2003; Wong 등, 2004). 하지만 이러한 연구들에서 압력중심의 이동은 정적이거나 임의적인 동적인 상황에서 나타나는 것으로 실제 보행에서 나타나는 압력중심 이동에 따른 균형능력과 비교는 이루어지지 않았다. 따라서 본 연구에서는 뇌졸중으로 인한 편마비 보행에서 발압력매핑을 통해 이루어지는 압력중심의 이동에서 내·외측 및 전·후방에서 최대이동거리를 구하고, 정적 압력중심을 기준으로 내·외측 및 전·후방에서 압력중심의 이동에 대한 비대칭지수를 구하여 편마비 보행의 특성을 정상인과 비교하였다. 또한 동적인 상황에서의 압력중심 이동과 동적 균형평가척도의 상관관계를 연구하여 임상에서 편마비 보행의 특징을 정량적으로 분석하고 치료적 중재 후 효과를 쉽게 비교할 수 있는 방법을 제시하고자 하였다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

건강한 정상성인 30명과 1년 이상의 만성뇌졸중 환자 28명이 본 연구에 참여하였으며 두 군의 평균나이는 통계적인 차이를 보이지 않았다(표 1). 뇌졸중 환자는 대전중앙병원에 입원하였거나 외래치료를 받고 있는 환자들을 대상으로 하였으며, 정상인은 환자의 보호자 또는 병원 방문객을 대상으로 연구의 목적과 방법을 설명한 후 동의를 얻어 실시하였다. 뇌졸중 환자의 경우 뇌혈관질환으로 인하여 편마비가 되었으며, 마비측 하지에 정형외과적 문제가 없는 자, 지시에 대하여 이해하거나 따를 수 있는 자, 보행보조장구 없이 보조기를 착용하거나 착용하지 않고 20 m 이상을 독립적으로 걸을 수 있는 자로 하였다.

## 2. 측정방법 및 측정도구

### 가. 발 크기의 측정

모든 대상자의 발크기를 표준화하기 위하여 실험 전 각 대상자에서 발의 길이와 폭을 측정하였다. 발의 길이는 발뒷꿈치에서 두 번째 발가락까지의 거리로 측정하였으며, 발폭은 첫 번째 중족골두에서 다섯 번째 중족골두까지의 길이로 결정하였다.

### 나. 임상평가척도

뇌졸중 환자에서 마비측 하지를 임상적으로 평가를 위하여 Chedoke-McMaster Stroke Assessment(CMSA) Impairment Inventory, 간대경련검사(clonus test), 고유수용성각각검사(proprioception test) 등을 실시하였다. CMSA Impairment Inventory는 하지, 발, 자세조절(postural control)에 대한 회복단계를 7단계로 나누어 분류하고 있으며, 점수를 매기는 시스템은 Brunnstrom에 의한 회복단계(Brunnstrom, 1970)를 수정하여 사용하고 있다. 이 검사에 대한 검사자내 신뢰도( $r=.94\sim.98$ )와 검사자간 신뢰도( $r=.85\sim.96$ )는 매우 높은 것으로 보고되었다(Gowland 등, 1993). 간대경련검사는 족관절에 지속적인 배측굴곡을 적용하였을 경우 전범위에 걸쳐 간대경련이 나타나지 않으면 2점, 한번이라도 나타나면 1점(중간범위~끝범위), 강직의 정도가 심하고 초기 적용에서부터 나타나면 0점으로 조작적 정의를 하였다. 고유수용성 감각검사는 마비측 족관절에 검사자가 임의의 위치를 만들어 주고 환자에게 비마비측 족관절을 이용하여 동일한 위치를 유지시키라고 하였을 경우 세 번의 시도를 모두 맞추면 2점, 정확하지는 않으나 비슷한 형태를 보이면 1점, 전혀 다른 형태를 취하면 0점을 주는 것으로 조작적 정의를 하였다.

### 다. 균형평가척도

1) Functional Reach Test(FRT): 검사는 편안하게 선 자세에서 기저면을 유지하면서 팔을 뻗어 수평으로 최대한 닿을 수 있는 거리를 측정하는 것으로 사용에 있어서 간편하며, 경제적이며, 신뢰할만한 검사 도구로써 안정성 한계를 비교적 잘 측정할 수 있으며 임상에서 균형장애를 찾아내거나 시간경과에 따른 균형수행력의 변화 등을 검사하기 위하여 개발되었다(Duncan 등, 1990). 검사 시 환자에게는 보조장구나 보조기를 착용하지 않은 상태에서 측정하였으며, 비마비측 팔을 견봉

(acromion) 높이 까지 들어올려 벽에 표시되어 있는 측정 테이프에 평행하게 유지시켜 팔을 뻗도록하였다. 손은 가볍게 주먹을 쥐도록 하였으며 기준점은 주먹을 쥐 상태에서 가장 돌출되어 있는 세 번째 중수골의 원위단을 이용하였다. 측정거리는 편안하게 선 자세에서 팔을 뻗은 지점을 시작점으로 하고 신호와 동시에 최대한 뻗어 도달한 지점을 정지점으로 하여 측정하였다. 이때 환자에게서는 균형유지를 위한 족관절 전략이나 고관절 전략을 허용하였으며 안전사고의 방지를 위해 보조자가 환자의 옆에서 대기하였다. 검사 시 상지는 벽에 닿지 않도록 하였으며 두 번의 연습 후 세 번을 시행하여 평균값을 구하였다.

2) Timed Up and Go Test: 검사는 기능적 이동성을 정량화하고 시간 경과에 따른 임상적 변화를 측정하기 위해 신뢰성과 타당도가 검증되었다(Podsiadlo와 Richardson, 1991). 검사는 의자에서 일어나 3 m를 걸은 후 다시 뒤로 돌아 제자리로 돌아와 의자에 앉기까지의 시간을 측정하였다. 측정의 시작자세는 의자에 등을 대고 앉은 상태이며 마지막 자세 역시 되돌아 온 후 의자에 앉아 등받이에 몸을 기대는 자세로 정하였다. 환자에게는 보행보조장구나 보조기 착용을 허락하였으며 보조자에 의한 신체적 지지는 하지 않도록 하였다. 다만 안전사고의 방지를 위하여 보조자가 보행과정 동안 반발쪽 뒤를 따르며 보호만 하도록 하였다. 측정값은 1회 연습 후 1회를 실시하여 얻었다.

#### 라. 압력중심 측정장비 및 절차

보행 시 발바닥에서의 압력변화를 통한 압력중심의 이동을 측정하기 위하여 Insole 형태의 Force Sensitive Application Foot System(Verg INC.)을 사용하였다. 이 시스템의 압력측정매트의 두께는 .88 mm이며, 9×16 mm 크기의 센서 128개의 저항센서가 8×16의 형태로 배열되어 sampling rate이 3072이며, 압력측정범위는 0~200 psi이다. 압력측정매트의 크기는 230×100 mm, 280×100 mm의 두 가지 형태로 대상자의 발 크기를 고려하여 착용시켰다. 신발은 이 시스템에서 제공하는 샌들을 이용하여 양측 발에 착용시켰으며 측정하지 않는 쪽에도 데이터 입력을 받지 않는 매트를 넣고 샌들을 신도록하여 양측 발이 동일한 기준에 있도록 하였다. 신호의 입력은 허리에 착용한 컴퓨터 인터페이스(450 g)를 통해 10 m 길이의 케이블과 연결된 컴퓨터에 전달되었다.

측정은 먼저 정적인 상태에서 나타나는 압력중심의 좌표를 구하기 위하여 편안하게 선 자세에서 시선을 전방에 5 m 위치에 설치한 목표물을 보게 하고 이 상태로 정적인 자세를 30초간 유지하게 하였다. 그 다음으로 10 m의 거리를 편안한 걸음으로 걷게 하였다. 처음 1회는 연습보행으로 하였고 이후 2번의 보행에서 얻어진 값들을 보행 시 발바닥 압력에 따른 압력중심 이동값으로 얻었다. 보행 시 보행보조장구는 제공하지 않았으며 보조기를 착용하는 환자의 경우에도 보조기를 제거하고 측정을 실시하였다. 다만 안전사고의 예방을 위하여 보조자가 환자의 반보 정도 뒤를 따라가면서 보호하도록 하였다.

#### 마. 데이터 분석

FSA Foot System을 통해 전달된 측정값들은 분석을 위하여 Microsoft Excel spreadsheet program이 설치되어 있는 컴퓨터로 옮겨졌다. Microsoft Excel spreadsheet program을 이용하여 옮겨진 값들에서 정적 및 보행시 나타나는 압력중심의 좌표(X, Y)를 추출하였으며 이 값들을 기반으로 정적 압력중심 좌표와 보행 시 압력중심의 최대이동거리와 이동면적을 구하였다. 정적인 자세에서 압력중심의 좌표를 구하기 위하여 얻어진 40초간의 데이터 중 처음의 20초를 제외한 20초간의 데이터를 활용하였으며, 20초간 얻어진 X축과 Y축의 좌표 값을 각각 평균하여 정적 좌표를 구하였으며 이 좌표를 보행 시 압력중심의 기준점으로 설정하였다. 보행 시 압력중심의 최대이동거리와 면적은 10 m의 보행에서 첫 걸음을 제외한 10걸음을 선택하였으며 걸음이 남을 경우 제외하였다. 따라서 두 번의 시행에서 얻어진 20걸음의 값을 측정값으로 하였으며 매 걸음에서의 최대이동거리와 면적을 구하여 평균값을 구하였다.

#### 바. 압력중심 최대이동거리

1) X-최대이동거리: 이 값은 보행 시 압력중심 좌표가 내·외측으로 얼마나 움직였는가를 반영하는 값으로 각 보행에서 얻어진 압력중심의 좌표 중에서 X값에서 가장 큰 값과 가장 작은 값을 얻어 그 차이를 구한 값으로 총 20번 걸음의 평균을 구한 값이다. 이 값은 실질적인 단위척도에 의한 값(cm 또는 mm)은 아니며 X축 방향으로 배열된 8개의 저항센서에 의해 표시되어지는 좌표 값으로 본 연구에서는 이동거리를 좌표의 이동으로 조작적 정의를 하였다. 대상자의 발폭은 압력중심

좌표의 이동크기에 영향을 줄 수 있을 것으로 판단하여 모든 대상자들에서 측정된 발폭에 맞추어 X-최대이동거리를 표준화시켰다.

2) Y-최대이동거리: 이 값은 보행 시 압력중심 좌표가 전·후로 얼마나 움직였는가를 반영하는 값으로 각 보행에서 얻어진 압력중심의 좌표 중에서 Y값에서 가장 큰 값과 가장 작은 값을 얻어 그 차이를 구한 값으로 총 20번 걸음의 평균을 구한 값이다. 이 값은 Y축 방향으로 배열된 16개의 저항센서에 의해 표시되어지는 좌표 값으로 이동거리를 좌표의 이동으로 조작적 정의를 하였다. 대상자의 발길이는 압력중심 좌표의 이동크기에 영향을 줄 수 있을 것으로 판단하여 모든 대상자들에서 측정된 발길이에 맞추어 Y-최대이동거리를 표준화시켰다.

#### 사. 압력중심 이동비대칭지수

압력중심 이동비대칭지수를 구하기 위하여 먼저 정적 압력중심좌표를 기준으로 보행 시 압력중심이 벗어난 정도에 대한 root mean square error(RMSE) 값을 구하였다. 이 값은 연속되는 움직임에서 목표를 기준으로 움직임이 얼마나 벗어나있는지에 대한 정량적인 값을 측정하는 것으로 본 연구에서는 정적인 자세에서 얻어진 평균 압력중심 좌표를 기준좌표로 했을 경우 보행 시 변화한 각각의 압력중심 좌표가 이 기준좌표를 얼마나 벗어나 있는지를 구하고자 하였다. 즉 이 값의 크기는 정상보행 시 뒷꿈치 닿기와 발끝 들기시 가장 큰 오차값을 가지게 되며 환자의 경우에서처럼 압력중심의 이동이 효과적이지 못할수록 작은 오차값을 가지게 된다. 하지만 이 값은 데이터가 얻어지는 시간에 비례하기 때문에 보행의 속도가 중요한 변수를 결정하게 된다. 즉 단위시간 당 얻어지는 데이터의 수가 일정하기 때문에 보행의 속도에 따라 얻어지는 데이터의 양이 달라지며 이 양은 RMSE 값을 결정하는 중요한 변수가 된다. 따라서 본 연구에서는 개인의 보행속도를 조절할 수 없는 제한점 때문에 RMSE 값의 상대적인 크기는 구하지 않았다. 다만 개인에서 정적 압력중심 좌표를 기준으로 했을 때 보행 시 압력중심이 머무는 패턴을 결정하기 위하여 압력중심 이동면적의 비대칭지수를 구하였다.

1) X-이동비대칭지수: 정적 압력중심 좌표에서 얻어진 X 값을 기준으로 보행 시 얻어진 압력중심 좌표의 X 값이 내·외측으로 벗어난 값을 RMSE로 계산한 후

비대칭지수를 계산하였다. 계산된 값이 +1에 가까울수록 압력중심의 이동이 내측에 주로 위치했음을 추정할 수 있으며 -1에 가까울수록 외측에 머물렀음을 추정할 수 있다.

$$X\text{-비대칭지수} = \frac{\text{내측 RMSE 값} - \text{외측 RMSE 값}}{\text{내측 RMSE 값} + \text{외측 RMSE 값}}$$

2) Y-이동비대칭지수: 정적 압력중심 좌표에서 얻어진 Y 값을 기준으로 보행 시 얻어진 압력중심 좌표의 Y 값이 전·후로 벗어난 값을 RMSE로 계산한 후 비대칭지수를 계산하였다. 계산된 값이 +1에 가까울수록 압력중심의 이동이 전방에 주로 위치했음을 추정할 수 있으며 -1에 가까울수록 후방에 머물렀음을 추정할 수 있다.

$$Y\text{-비대칭지수} = \frac{\text{전방 RMSE 값} - \text{후방 RMSE 값}}{\text{전방 RMSE 값} + \text{후방 RMSE 값}}$$

### 3. 통계분석방법

정상인과 환자군에서 압력중심 최대이동거리를 비교하고 압력중심 이동면적비대칭지수를 비교하기 위하여 independent t-test를 실시하였으며, 환자군에서 압력중심 최대이동거리, 임상평가척도, 균형평가척도 등과의 상관관계를 구하기 위하여 Pearson 검정을 실시하였다. 분석은 윈도우용 SPSS 12.0 프로그램을 사용하였으며 통계적 유의수준은  $\alpha=.05$ 로 하였다.

## III. 결과

### 1. 연구대상자의 일반적인 특성

표 1. 연구대상자 특성 (N=58)

	환자군(n=28)	정상군(n=30)	p
나이	49.4±9.6	52.3±9.1	.20
성별(남/여)	24/4	22/8	
원인(뇌경색/뇌출혈)	12/16		
마비측(좌/우)	10/18		
발병기간(개월)	45.9±27.9		
발폭(mm)	97.2±5.7	99.0±4.2	.13
발길이(mm)	242.4±10.5	240.8±12.5	.62

## 2. 압력중심 최대이동거리 및 이동비대칭지수 비교

정상군과 환자군에서 측정된 압력중심의 최대이동거리는 내·외측(X-최대이동거리)의 거리에서 정상군이 환자군 보다 짧게 나타났으며( $p < .05$ ), 전·후방(Y-최대이동거리)의 거리에서는 정상군이 환자군 보다 길게 나타났다( $p < .01$ )(표 2)(그림 1). 압력중심 이동에 대한 비대칭지수의 비교에서는 X-이동비대칭지수에서 정상군이 환자군 보다 압력중심이 더 내측으로 머무는 특성을 보였으며( $p < .01$ ), Y-비대칭지수에서는 환자군이 정상군 보다 압력중심이 더 전방으로 머무는 특성을 보였다( $p < .01$ )(표 2)(그림 2).

표 2. 보행 시 환자군과 정상군의 압력중심 최대이동거리 및 이동면적의 비대칭지수 비교

	환자군	정상군	p-값
X-최대이동거리	2.14±.63	1.87±.35	.03
Y-최대이동거리	2.17±.65	2.96±.33	.00
X-이동비대칭지수	0.12±.40	0.34±.17	.00
Y-이동비대칭지수	0.41±.28	0.22±.11	.00

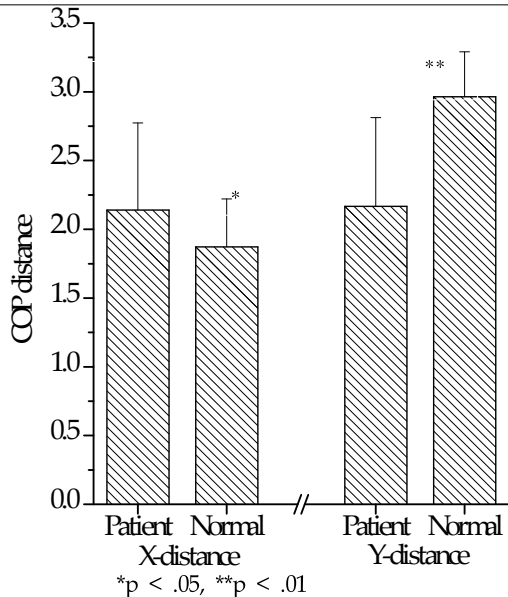


그림 1. 정상군과 환자군의 압력중심 최대이동거리의 비교.

그림 3에서는 정상인과 환자의 균형능력에 따른 압력중심의 이동패턴을 보여주고 있다. 환자 A는 FRT 7 cm, TUGT 57초로 균형능력이 환자군 중에서 상대적으로 저하되어 있는 상태에 속하였으며, 환자 B는 FRT

30 cm, TUGT 19초로 균형능력이 상대적으로 양호한 상태를 보였다. 이 결과는 환자군에서 균형능력이 좋을 수록 정상인에서 나타나는 압력중심 이동 패턴을 따라가고 있음을 보여주고 있다.

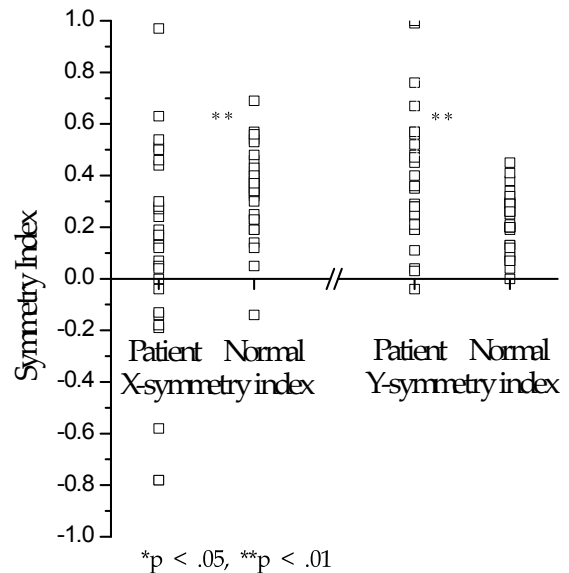


그림 2. 정상군과 환자군의 압력중심 이동비대칭지수 비교

## 3. 환자군에서 압력중심 이동거리와 균형평가척도와의 상관관계

환자군에서 압력중심의 내·외측 이동거리를 의미하는 X-최대이동거리는 FRT 점수와 중정도의 상관관계를 보였으며( $r = .55, p < .01$ ), TUGT 점수와는 약한 상관관계를 보였다( $r = -.362$ ). 압력중심의 전·후방 이동거리를 의미하는 Y-최대이동거리는 FRT 점수와 강한 상관관계 보였으며( $r = .765, p < .01$ ), TUGT 점수와는 중정도의 상관관계를 보였다( $r = .588, p < .01$ )(표 3)(그림 4). 임상평가척도와 균형평가척도의 상관관계에서는 CMSA에 의한 회복단계가 높을수록 FRT 점수( $r = .649, p < .01$ )와 TUGT 점수( $r = -.685, p < .01$ )에서 중정도의 상관관계가 있는 것으로 나타났으며, 고유수용감각검사에서도 FRT 점수( $r = .405, p < .01$ )와 TUGT 점수( $r = -.679, p < .01$ )에서 중정도의 상관관계를 보였다. 임상평가척도 내에서의 상관관계는 CMSA에 의한 회복단계가 높을수록 간대경련이 덜 나타나고( $r = .508, p < .01$ ) 고유수용감각이 좋은 것으로 나타났으며( $r = .678, p < .01$ ), 균형평가척도인 FRT 점수와 TUGT 점수 사이에는 강한 상관관계가 있는 것으로 나타났다( $r = -.703, p < .01$ )(표 3).

**표 3.** 환자군에서 임상평가점수와 압력중심 최대이동거리의 상관관계

환자군	X-최대 이동거리	Y-최대 이동거리	CMSA 회복단계	간대경련 검사	고유수용 감각검사	FRT(cm)	TUGT(sec)
측정값	2.14±.63	2.17±.65	4.2±1.1	1.1±.9	1.5±.8	13.4±8.9	41.9±20.4
상관계수							
X-최대이동거리		.459 *	.281	.005	.219	.552 **	-.362
Y-최대이동거리			.438 *	.097	.232	.765**	-.588 **
CMSA 회복단계				.508 **	.678 **	.649 **	-.685 **
Clonus					.623 **	.096	-.354
고유수용감각						.405 *	-.679 **
FRT							-.703 **

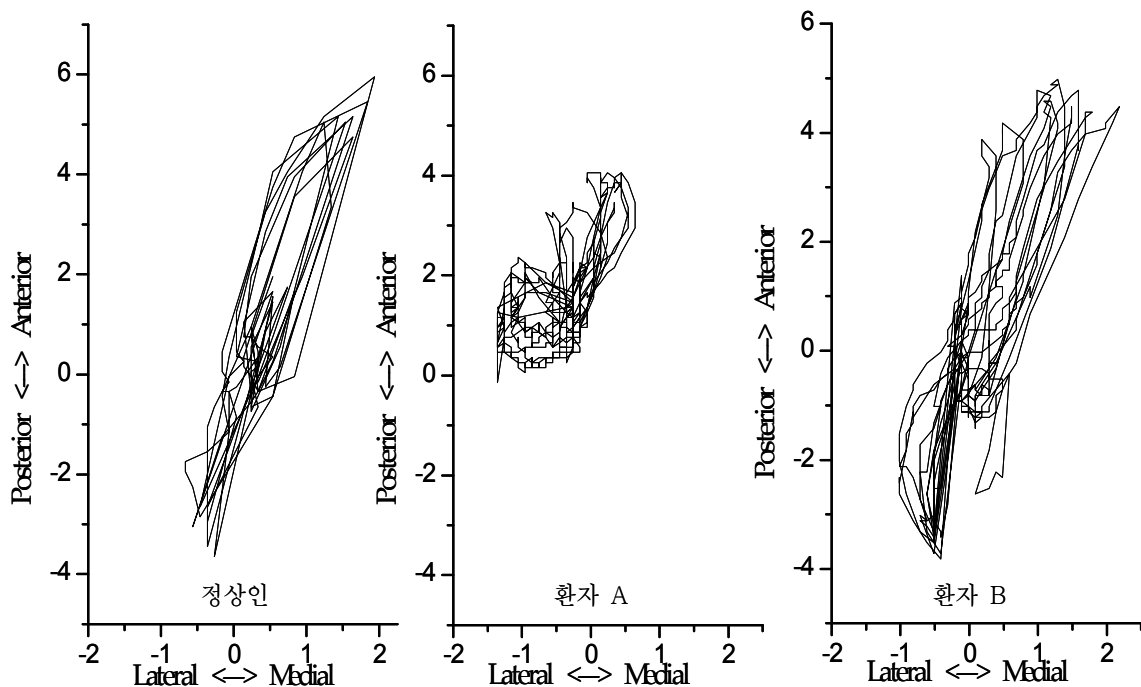


그림 3. 정상인과 환자의 균형능력에 따른 압력중심 이동패턴.

환자 A: FRT 7 cm, TUGT 57초

환자 B: FRT 30 cm, TUGT 19초

#### IV. 고찰

압력중심(center of pressure: COP)은 수직반발력 벡터의 한 점으로서 지면과 접촉하고 있는 모든 압력점의 무게평균을 의미한다. 만약 외발서기 자세에서는 합성압력중심(net COP)이 그 디딤발 내에 존재할 것이고, 양발서기 자세에서는 합성압력중심이 두 발 사이의 한점으로 존재할 것이다. 양발 서기의 경우 합성압력중심을 측정할

때에는 힘판(force platform)이 유일하게 사용된다. 본 연구에서는 편마비 환자가 보행시 나타내는 마비측 발의 압력중심 이동경로를 분석하기 위하여 insole형 족압분석 도구를 이용하였다. 압력중심의 위치는 족관절 근육의 운동조절 능력을 반영한다. 저축굴곡근(plantarflexor)의 활동성이 증가하면 압력중심을 전방으로 이동하고, 내반근(invertor)의 증가된 활동성은 압력중심을 외측으로 이동시키는 경향이 있다(Winter, 1995b).

압력중심의 이동은 지금까지 많은 연구들에서 정적

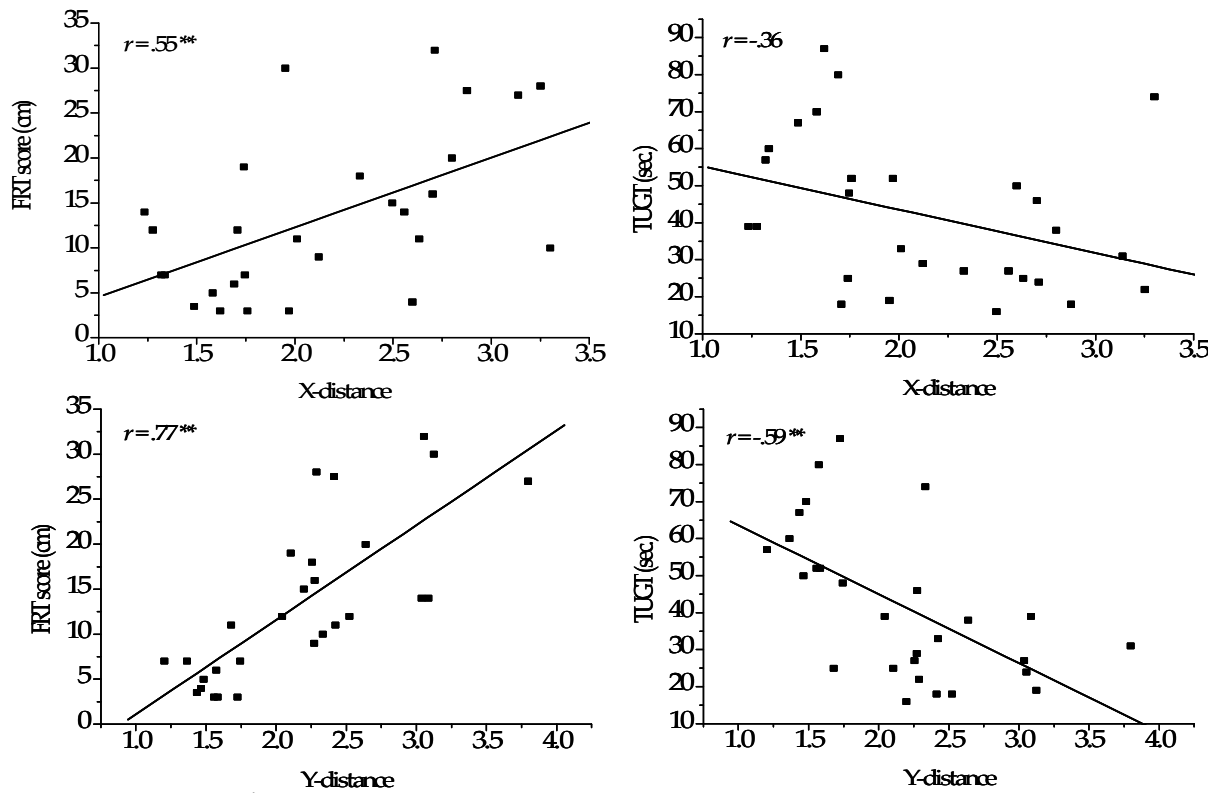


그림 4. 환자군에서 압력중심 이동거리와 균형평가지수와의 상관관계

인 자세에서 얻어졌으며 이를 균형능력과 연계시켜 설명해 왔다. 본 연구에서는 이러한 사실에 착안하여 insole형 족압분석도구를 통하여 얻어진 데이터의 분석 방법을 개발하고 이 데이터를 정상인과 편마비 환자에서 비교하고 또한 편마비 환자의 동적 균형능력과 비교함으로써 동적 압력중심 이동에 대한 새로운 정량적 평가방법을 개발하고자 하였다. 일반적으로 정상적인 보행의 입각기 시 압력중심은 경로를 따라 움직이며 특징적인 패턴을 만들어 낸다. 맨발보행에서 압력중심은 입각기 초기에 뒷꿈치의 후외측 가장자리에서 시작하여 발의 중간영역까지 거의 선형으로 움직이며 중앙선을 기준으로 외측을 유지하게 된다. 그 다음으로 metatarsal break를 따라 많은 체중지지를 필요로 하는 발의 볼을 향하여 내측으로 움직이며 입각기가 끝나면서 첫 번째와 두 번째 발가락으로 이동한다(Norkin과 Levangie, 1992). 따라서 보행 시 압력중심의 이동경로는 정상보행을 판단하는 중요한 기준이 될 수 있다. 본 연구의 결과에서 압력중심의 이동경로는 정상인과 환자군의 비교에서 다른 차이를 보이고 있는데 그림 3에서와 같이 정상인의 경우 압력중심의 이동경로는 후외측

에서 시작하여 전내측에서 끝이 나며 환자의 경우 대체로 관련 근육의 긴장도와 회복 상태에 따라 압력중심의 이동이 외측이나 전방에 머무르는 것을 알 수 있다.

본 연구에서 압력중심비대칭지수의 결과는 뇌졸중으로 인한 강직성편마비 환자의 균형조절에서 나타나는 전방외측현상(anterior-lateralized phenomena)을 쉽게 해석할 수 있게 한다. 이러한 현상이 나타나는 이유는 마비측 하지에 체중부하를 잘 시키지 못하고, 균형 반응의 조절 시 마비측 하지의 근육을 제대로 동원하지 못하며, 족관절 근육의 불균형으로 인한 마비측 발에서의 체중지지가 주로 전족부(forefoot)와 외측 발모서리(lateral foot edge)를 통해서 일어나는 것으로 설명할 수 있다(de Haart 등, 2004). 이와는 상반되는 결과로 편마비 환자의 보행 시 입각기에서 나타나는 발압력 분포에 관한 연구에서 Meyring 등(1997)은 최대족압이 전족부의 전내측을 향하는 특성을 보고하였는데 편마비 환자는 정상인에 비하여 셋째 중족골두와 다섯째 중족골두에 가해지는 최고압이 각각 40%와 25%씩 낮았으며, 편마비 환자 중에서 근긴장도의 차이에 따른 족압을 비교한 결과 근긴장도가 높을수록 셋째 중족골두의



최고압이 낮게 나타났다. 그 이유는 환자의 외측으로 넘어짐 대한 보호기전과 발의 내재근 활동성이 증가하면서 발의 아치를 증가시켰기 때문이었다. 이 결과가 본 연구에서 나타난 편마비 환자의 보행 중 압력중심의 이동면적이 환자군이 정상군에 비해 외측과 전방에 머무는 특성과 상이하게 보이는 것은 동적인 보행 상태에서의 압력중심 경로에 관한 특성을 나타낸 본 연구와 정적 상태에서의 족압분포를 연구한 방법상의 차이로 인한 것으로 사료된다.

압력중심의 전·후, 내·외측 이동에 대한 특징은 균형능력을 해석하는 중요한 변수이다. Harris 등(1993)은 20명의 뇌성마비와 40명의 정상소아와 성인을 대상으로 압력중심의 전·후, 내·외측 이동성을 30초간 정적 기립자세에서 측정하여 결과 초기 10초간은 전·후, 내·외측 모두 전체 측정시간 대비 가장 불안정한 상태를 보였으며, Carroll과 Freedman(1993) 또한 이와 유사한 연구에서 1분간의 정적 기립자세에서의 압력중심을 측정하여 결과 초기 10~20초간의 압력중심 이동성에 대한 자료가 불규칙적인 성향을 나타내었다고 하였다. 이러한 연구결과를 바탕으로 Winter (1995b)는 정적 압력중심을 측정할 때 초기 20초간의 자료는 분석대상에서 제외하는 것이 일반적이라고 하여 본 연구에서도 각 대상자별 40초간의 정적 기립자세에서 측정하여 초기 20초는 제외하고 나머지 20초간의 자료를 통하여 보행시 전·후, 내·외측 압력중심의 이동에 대한 기준 압력중심점(reference point of COP)을 설정하였다.

뇌졸중 환자에서 압력중심 파라미터와 균형척도와와의 상관관계는 균형과 관련된 예후를 진단하고 치료의 평가를 위해 활용되고 있다(Dibble 등, 2004). Niam 등(1999)은 뇌졸중 환자의 균형척도와 압력중심의 변화속도를 나타내는 파라미터에서 중정도의 음의 상관관계를 보고하였으며, 압력중심의 평균주파수가 전후방향에서 중정도의 음의 상관관계를 보고하였다. 본 연구에서도 압력중심의 Y-최대이동거리가 회복정도 및 균형평가척도와 상관관계가 있음을 보여 주고 있다. 즉 입각기 동안 압력중심의 이동거리가 클수록 환자의 균형능력 및 보행 또는 회복 과정이 더 좋은 것으로 평가할 수 있다. 균형의 유지는 관상면에서의 압력중심 이동과도 밀접한 관련을 가질 수 있다(de Haart 등, 2004). Haart 등(2004)의 연구에 의하면 관상면에서의 과도한 자세흔들림(postural sway)과 불안정성은 뇌졸중 환자에서의 균형능력 척도에 중요한 기준이 되며 회복이 균

형훈련에 따른 효과를 가장 잘 반영할 수 있다고 하였다. 본 연구의 결과에서는 관상면에서의 최대 이동거리가 클수록 FRT 점수와 중정도의 상관관계가 있는 것으로 나타났는데 이 결과는 정적인 자세에서 압력중심의 이동 및 변화속도와는 동일한 측정기준으로 볼 수 없으며, 실제 보행에서 외측과 내측지지의 정도를 반영한다고 할 수 있다. 즉, 정상인에서는 보행의 압력중심이 이동이 전후 방향을 중심으로 일어나며 내외측으로의 이동이 상대적으로 적은 것이 효율적인 보행을 가져오는 것으로 생각할 수 있지만, 환자의 경우 압력중심의 이동이 전후 방향을 중심으로 하면서 보상적인 전략으로 내외측으로의 이동을 동반하는 것으로 추정할 수 있다. 이러한 근거는 환자군에서 나타난 압력중심의 X-최대이동거리와 Y-최대이동거리가 중정도의 상관관계를 보이고 있는 것으로 설명할 수 있는데, 환자의 경우 회복이 많이 이루어졌을 지라도 정상인에 비해 상대적으로 느린 보행을 보이며 이 과정에서 가장 효율적인 보행을 위하여 발의 내외측과 전후방을 충분히 이용하는 특성을 보인다고 할 수 있다. 따라서 이러한 결과들이 정상인과의 비교에서는 다소 다르게 나타나지만 환자의 균형능력과 회복단계와도 상관관계가 나타나는 것으로 설명할 수 있다.

## V. 결론

본 연구에서는 편마비 보행의 특성 중 압력중심의 이동이 기능적 회복과 균형능력과 관련이 있음을 알 수 있었으며, 이 결과들은 기존의 정적인 상황 또는 임의적인 동적인 상황에서 얻어진 압력중심 파라미터들과는 달리 실제 보행 동안 일어나는 압력중심의 변화를 설명하기 때문에 임상적인 결과를 더 잘 반영한다고 할 수 있다. 또한 편마비 환자의 외측전방지지에 대한 특성을 입각기 전반에 걸쳐 규명함으로써 기존의 연구 결과들에 대한 재확인 및 임상적 활용가치를 높였다고 할 수 있다. 따라서 본 연구에서 개발한 보행시 입각기 동안의 압력중심 이동거리 및 압력중심이동비대칭지수는 편마비 보행의 치료 전과 후를 비교할 수 있는 방법으로 비교적 간편하게 측정하고 분석하는데 도움을 줄 수 있으며 다양한 환자군에서의 연구에도 적용될 수 있을 것으로 생각된다.

## 인용문헌

- Baumhauer JF, Wervev R, McWilliams J, et al. A comparison study of plantar foot pressure in a standardized shoe, total contact cast, and pre-fabricated pneumatic walking brace. *Foot Ankle Int.* 1997;18(1):26-33.
- Brunnstrom S. *Movement Therapy in Hemiplegia: Neurophysiological approach.* New York: Harper & Row. 1970;466.
- Bryant A, Singer K, Tinley P. Comparison of the reliability of plantar pressure measurements using the two-step and midgait methods of data collection. *Foot Ankle Int.* 1999;20(10):646-650.
- Carroll JP, Freedman W. Nonstationary properties of postural sway. *J Biomech.* 1993;26:409-416.
- Chen CL, Chen HC, Wong MK, et al. Temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(1):43-48.
- de Haart M, Geurts AC, Huidekoper SC, et al. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: A rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(6):886-895.
- Dibble LE, Nicholson DE, Shultz B, et al. Sensory cueing effects on maximal speed gait initiation in persons with parkinson's disease and healthy elders. *Gait Posture.* 2004;19(3):215-225.
- Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, et al. Functional reach: A new clinical measure of balance. *J Gerontol.* 1990;45(6):M192-197.
- Femery V, Moretto P, Renaut H, et al. Measurement of plantar pressure distribution in hemiplegic children: Changes to adaptative gait patterns in accordance with deficiency. *Clin Biomech(Bristol, Avon).* 2002;17(5):406-413.
- Garland SJ, Willems DA, Ivanova TD, et al. Recovery of standing balance and functional mobility after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(12):1753-1759.
- Geurts AC, Mulder TW, Nienhuis B, et al. Postural reorganization following lower limb amputation. Possible motor and sensory determinants of recovery. *Scand J Rehabil Med.* 1992;24(2):83-90.
- Geurts AC, Nienhuis B, Mulder TW. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74(11):1144-1150.
- Geurts AC, Ribbers GM, Knoop JA, et al. Identification of static and dynamic postural instability following traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77(7):639-644.
- Gowland C, Stratford P, Ward M, et al. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-Mcmaster Stroke Assessment. *Stroke.* 1993;24(1):58-63.
- Guerraz M, Shallo-Hoffmann J, Yarrow K, et al. Visual control of postural orientation and equilibrium in congenital nystagmus. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2000;41(12):3798-3804.
- Harris GF, Riedel SA, Matesi D, et al. Standing postural stability assessment and signal stationarity in children with cerebral palsy. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1993;1:35-42.
- Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(8):1185-1193.
- Karlsson A, Frykberg G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clin Biomech.* 2000;15:365-369.
- Latash ML, Ferreira SS, Wiczorek SA, et al. Movement sway: Changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure. *Exp Brain Res.* 2003;150(3):314-324.
- Liu XC, Thometz JG, Tassone C, et al. Dynamic plantar pressure measurement for the normal subject: Free-mapping model for the analysis of pediatric foot deformities. *J Pediatr Orthop.* 2005;25(1):103-106.
- McPoil TG, Cornwall MW. Effect of insole material on force and plantar pressures during walking. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1992;82(8):412-416.

- Meyring S, Diehl RR, Milani TL, et al. Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1997;12(1):60-65.
- Niam S, Cheung W, Sullivan PE, et al. Balance and physical impairments after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80(10):1227-1233.
- Nishikawa T, Kurosaka M, Yoshiya S, et al. Effects of prophylactic ankle supports on pronation during gait. *Int Orthop*. 2002;26(6):381-385.
- Norkin CC, Levangie PK. *Joint Structure and Function*. Philadelphia: F.A. Davis. 1992;466.
- Peters EJ, Urukalo A, Fleischli JG, et al. Reproducibility of gait analysis variables: One-step versus three-step method of data acquisition. *J Foot Ankle Surg*. 2002;41(4):206-212.
- Podsiadlo D, Richardson S. The timed "up & go" : A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 1991;39(2):142-148.
- Pyoria O, Era P, Talvitie U. Relationships between standing balance and symmetry measurements in patients following recent strokes(3 weeks or less) or older strokes(6 months or more). *Phys Ther*. 2004;84(2):128-136.
- Rocchi L, Chiari L, Cappello A, et al. Comparison between subthalamic nucleus and globus pallidus internus stimulation for postural performance in Parkinson's disease. *Gait Posture*. 2004;19(2):172-183.
- Tang PF, Woollacott MH. Phase-dependent modulation of proximal and distal postural responses to slips in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1999;54(2):M89-102.
- Tossavainen T, Juhola M, Pyykko I, et al. Development of virtual reality stimuli for force platform posturography. *Int J Med Inf*. 2003;70(2-3):277-283.
- van der Leeden M, Dekker JH, Siemonsma PC, et al. Reproducibility of plantar pressure measurements in patients with chronic arthritis: A comparison of one-step, two-step, and three-step protocols and an estimate of the number of measurements required. *Foot Ankle Int*. 2004;25(10):739-744.
- VanZant RS, McPoil TG, Cornwall MW. Symmetry of plantar pressures and vertical forces in healthy subjects during walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2001;91(7):337-342.
- Weidenhielm L, Olsson E, Brostrom LA, et al. Improvement in gait one year after surgery for knee osteoarthritis: A comparison between high tibial osteotomy and prosthetic replacement in a prospective randomized study. *Scand J Rehabil Med*. 1993;25(1):25-31.
- Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait posture*. 1995a;3(4):193-214.
- Winter DA. *A.B.C.(Anatomy, Biomechanics and Control) of balance during standing and walking*. University of Waterloo. 1995b:15.
- Wong AM, Pei YC, Hong WH, et al. Foot contact pattern analysis in hemiplegic stroke patients: An implication for neurologic status determination. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(10):1625-1630.