

# 기능성 발보조기 착용 전후의 시상면의 편평족 발목각도 변화에 관한 연구

박광용, 박승환  
울지대학교 의료공학과

## Study on Change of the Flatfoot's Ankle Angle in Sagittal plane before and after Wearing FFO

K. Y. Park, S. H. Park

Dept. of Biomedical Engineering, Eulji University  
(Received September 28, 2009. Accepted January 27 2010)

### Abstract

The foot performs an important function in supporting the body and keeping body balance. An abnormal walking habit breaks the balance of the human body as well as the normal function of the foot. The influence of a flatfoot(pes planus) occupies a considerable portion of the various causes resulting in the wrong walking habit.

But, little studies has been done by the functional foot orthotics for the flat foot. The object of this study, therefore, is to propose a new approach method to reveal the effects of the improvement of the foot function by using orthotics.

The essential point of this study is to measure and analyze the change of ankle angle in the sagittal plane for flat foot subjects wearing the orthotics. Before and after wearing the functional orthotics, the gait analysis of flat foot subjects was conducted in three experimental aspects : the change of ankle angle, the change of the total Ankle ROM and the difference of left & right ankle angle in the sagittal plane.

1. The average ankle angle differences of before-and-after wearing the orthotics have declined like this; left :2.71°, right : 1.91° (p <0.05).
2. Total ankle ROM also showed decrease in both sides while the left side's is rather slight; left : 0.57°, right : 2.07° (p <0.05).
3. The difference of left and right ankle angle in the sagittal plane decreased by 0.71° (p <0.05).

In result, it is confirmed that the functional foot orthotics have a significant effect on mechanical movement of ankle joint for flat foot. it is expected that this paper will be further studied and improved as a practical estimation method in the research on the effect of foot-orthotics.

**Key words :** flat foot, functional foot orthotics, ankle angle, ankle ROM, ankle angle difference.

## 1. 서론

**편** 평족은 흔히 평발(flat foot)이라고 불리는 매우 흔한 질환으로 족부를 이루는 아치(arch)구조에서 발바닥의 내측 중 아치가 소실되어 발바닥이 편평하게 되는 족부 변형 질환을 지칭하는 것으로 단독적인 병명은 아니다. 선천성인 경우도 있으나 퇴행성 질환, 외상, 근골격계 질환, 신경병증 등이 후천적으로 평발의 원인이 될 수 있다. 일반인을 대상으로 편평족을 조사한 연구에

의하면 Richardson은 성인의 경우 15% -25%, Harris는 23%의 유병율을 보인다고 하였다[1,2].

발은 성장함에 따라서 체중부하에 의해 서서히 편평화되고, 보행기능에 장애를 초래한다. 편평족이 있는 사람은 보행주기의 발뒤축 닿음(heel strike)후의 정상적 회내(pronation) 단계에서 회내 현상이 과도하게 일어난다. 이와 같이 보행의 입각기 중에 정상에 비하여 오랫동안 회내 상태에 있게 되면 내재근의 피로와 족저근막의 신장에 의한 증세, 즉 장거리 보행이나 운동 후의 통증을 유발할 가능성이 있다

편평족이라고 해서 모두 증상이 있는 것은 아니지만, 이로 인해 비정상적인 보행을 하게 된다. 이것이 장기적으로 지속되면 족관절, 무릎, 고관절, 골반, 허리, 경추 등에 문제를 일으킬 수 있다. 편평족이 심화되어 어느 정도이상의 회내와 과도한 체중이 복합적으

First Author : 박광용

경기도 성남시 수정구 양지동 212 을지대학교 의료공학과  
Tel : +82-2-332-7137 / Fax : +82-2-2164-1507  
Email : bracep@hanmail.net

Corresponding Author : 박승환

경기도 성남시 수정구 양지동 212 을지대학교 의료공학과  
Tel : +82-31-740-7216 / Fax : +82-31-740-7360  
Email : pasuhwa@eulji.ac.kr

로 작용하게 되면 어느 시점에서 회내에 저항하는 근육 및 인대와 같은 연부조직들이 힘을 이겨내지 못하여 퇴행성 변화와 파열을 일으키고, 심해지면 관절 및 뼈의 변화가 점차 악화되어 결과적으로 발의 심한 변형 및 퇴행성관절염을 유발하게 된다[3,4].

편평족의 치료방법으로 보존적 치료와 수술적 치료가 있으나 현재는 수술적 치료효과에 대한 의구심이 있어 주로 보존적 치료가 시행되고 있다. 보존적 치료에는 신발교정 및 발보조기를 이용한 치료와 운동요법이 있다. 보존적 치료에 사용되는 발보조기의 경우 재료에 따라 연성(soft), 반경성(semirigid), 경성(rigid) 발보조기로 분류하며, 치료목적에 따라 적응용과 교정용의 두 가지 범주로 나눈다[5]. 교정용의 기능성 발보조기(FFO: Functional Foot Orthosis)는 보행 시 각 주기(phase)의 보행단계별로 발의 소실된 기능이나 부족해진 기능을 대신하여 족압을 적절하게 분산시켜주는 역할을 한다[6]. 특히 편평족의 경우 기능성 발보조기 착용 후의 효과를 보면, 추진기(推進期, push-up phase)가 없는 보행에서 추진기를 증가시켜 주며 지지기(support phase)를 감소시킨다[7]. 이는 신발내부에 장착한 발보조기가 전족부의 말기 락커(locker)를 보강해줌으로써 보행 시 추진에 도움을 주어 이로 인해 상대적으로 지지기가 감소되고, 편평족 환자들에서 보이는 족부근육의 피로를 감소시켜 보행 시 효율적인 에너지 소모가 이루어지도록 하는 잇점이 있다[8].

그러나 아직 그 효과가 실제적으로 어떻게 나타나는지에 관하여 자세히 연구된 것은 없다. 최근 족저압분포 측정용 기기의 발전으로 족부의 족저압 분포 특성에 대한 비교연구가 수행되었지만 편평족 환자의 보조기착용에 따른 개선 효과 및 변화에 관한 객관적 평가의 연구는 아직도 미흡한 실정에 있다[9,10].

여기에는 실험을 위해 피검자를 대상으로 개인별 보조기를 동일 제작자가 각각 맞춤 설계해야 하는 필수과정이 선행되어야 하는 어려움도 포함되어 있다.

본 연구에서는 기존의 족저압분포의 정적 비교방법과 달리 보행 시 발생하는 발목의 상하와 좌우측 균형 및 변화에 따른 동적 이동의 측면에서 시상면의 좌·우발목 각도변화를 주요 평가 파라미

터로 선정하여 측정하는 방법을 제안하였다.

이는 Stauffer 등에 의해 연구되어 발표된 정상인의 보행시 발목 각도(족배굴곡각도 및 족저굴곡각도 10.2°와 14.2°)에 근거하여 기능성 발조기의 착용후의 편평족 피검자의 발목각도를 실제로 분석하는 것이다[11]. 이를 통해 편평족으로 인한 전족변형(forefoot farus feformity)의 영향과 안창(insole) 효과를 추정하는 것이 가능하다[12,13].

이를 위해 편평족이 있는 피검자를 대상으로 기능성 발보조기를 개인별로 직접 맞춤설계 및 제작을 수행하고, 발보조기 착용전후의 보행 분석을 각각 실시함으로써 시상면의 좌·우발목 각도변화 및 관련 파라미터의 측정을 통해 편평족의 개선효과를 평가하고자 하였다.

## II. 연구방법

### A. 보조기의 제작

본 연구의 대상자들은 근·골격계의 질환 병력이 없고 방사선적 측정에 의하여 편평족으로 판정된 20대의 남·여 성인 14명을 선정하였다.

피검자에 대한 신체 측정은 일반적 검사 및 생체 역학적 검사에 의한 방법으로 수행되었으며, 피검자의 생체역학적 검사에 의한 신체적 특징은 표 1과 같다.

본 연구를 통해 수행된 피검자의 편평족 판정을 위한 방사선 측정 예와 방사선적 평가의 결과를 표 2에 보였다. 또한 편평족으로 판정된 피검자에 대하여 그림 1과 같이 종골 피치각(Calcaneal pitch angle)이 각각 측정되었으며 편평족 15°이하, 요족 25°이상이다.

기능성 발보조기 제작과정은 다음 그림 2와 같이 실시하였으며 그림 2의 a~f는 본 연구에서 수행된 기능성 발보조기의 설계 및 제작 과정의 주요사진이다. 제작 순서는 생체역학적 검사 후에 석고캐스팅 작업과 음성석고 제작, 양성석고 제작 순으로 진행되었다. 개개인의 족부의 구조적 형태와 특성을 고려하여 맞춤으로 설

표 1. 편평족 피검자들의 생체역학적 신체적 특징

Table 1. Bio-mechanical phys-i-cal-i-ties of flatfoot subject

| 구분   | Inversion |      | Eversion |       | F/F angle |       | RCSP   |        |
|------|-----------|------|----------|-------|-----------|-------|--------|--------|
|      | L         | R    | L        | R     | L         | R     | L      | R      |
| Mean | 32.14     | 34   | 16.79    | 15.43 | -1.14     | -1.21 | -2.43  | -2.50  |
| S.D. | 5.92      | 6.25 | 3.24     | 3.5   | 2.315     | 3.042 | 0.8516 | 0.6504 |

표 2. 피검자의 편평족 평가에 대한 방사선적 측정결과

Table 2. Result of the estimation of flatfoot subject by reading of X-ray image

| 피검자    | 단위:도(°) |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    | 평균    |
|--------|---------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|-------|
|        | a       | b  | c  | d  | e  | f  | g  | h  | i  | j  | k  | l  | m  | n  |       |
| 종골 피치각 | 14      | 14 | 13 | 15 | 13 | 14 | 15 | 14 | 13 | 15 | 15 | 14 | 15 | 14 | 14.14 |



그림 1. 편평족 평가를 위한 X-ray 영상(종골 피치각)  
 Fig. 1. X-ray image for the estimation of flatfoot (Calcaneal pitch angle)

제하고 경성재질의 기능성 발보조기로 제작하였다. 연구대상자의 발의 회내를 막고 발전체의 과도한 움직임을 배제시켜 족부를 재정렬시킨 상태로 체중부하가 균등하게 분포될 수 있도록 하였다.

본 연구에 사용된 발보조기 제작기법은 공인된 표준기법으로서 Dr Merton Root에 의한 기법과 발의 회내를 인버티드 기법(inverted orthotic technique)중에 현재 널리 통용되고 있는 인버티드 기법을 사용하였다[14,15]. Root에 의한 기법은 보행 입각기 동안에 발생하는 지면반발력을 억제하여 발 관절의 안정성 유지에 중점을 두고 있는 반면에 인버티드 기법은 표준 Root 방식의 수직 뒤꿈치 위치보다 5-10도의 내번된 상태로 만들어 줌으로써 보조기가 발에 작용하는 회외력(Supinator moment) 증대효과와 함께 발의 회내(pronation) 현상을 방지할 수 있는 더 큰 억제력을 얻기 때문이다.

**B. 실험 방법**

본 연구에서는 보행분석을 통한 발목 관절의 각도를 측정하기 위하여 보행분석시스템이 사용 되었다. 이를 위해 VICON사의 카메라 6대 (MX-F40)와 AMTI사의 포스 플레이트(force plate, model OR6-7) 2대가 사용되었으며, 데이터 처리를 위해 소프트웨어로서 Nexus 프로그램이 사용되었다. 시스템의 각 카메라를

이용하여 광학 마커들로부터 얻은 2차원의 영상들을 3차원으로 재구성하고 각 마커의 위치 데이터와 각 신체 분절값을 측정하였다. 2 대의 포스플레이트를 통해 보행시 양발의 지면 반력에 대한 벡터 데이터를 획득하고, 카메라로부터 얻은 운동역학적 데이터와 포스플레이트로부터 얻은 운동학적 데이터를 동일 프레임으로 동조시키는 역할을 수행하는 장치(Ultramet 시스템부)를 통해 호스트 PC로 인터페이스 된다.

보행분석을 위한 사전 과정으로서 편평족 대상자의 생체역학적 검사 및 기능성 발보조기의 제작 및 착용 후에 인체의 주요 위치에 마커를 부착하였다. 시상면의 발목관절 각도(Dorsiflexion/Plantarflexion)를 측정하기 위하여 무릎중심(Knee Joint Center)과 발목관절중심(Ankle Joint Center), Toe 마커를 이용하였다. 피검자의 본 실험에 대한 적응성을 높이고 에러를 최소화하기 위해 각 피검자마다 사전 예비동작을 10회 반복 수행한 후에 보행분석 시스템을 이용하여 발목관절의 동적 변화량을 정량화하여 왼발과 오른발의 시상면 발목각도의 차이를 산출하였다.

보행 동작실험에 대한 데이터의 선정은 3회분의 데이터 처리에 따른 정량적 산출과정을 통해 최종적으로 가장 평균치에 근접한 결과값으로 하였다.

발목관절의 각도(Ankle angles)의 산출하기 위해 Newington-

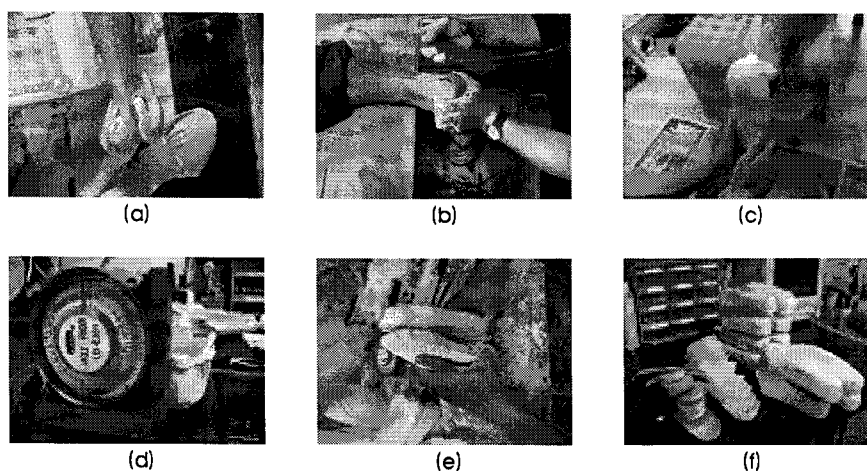


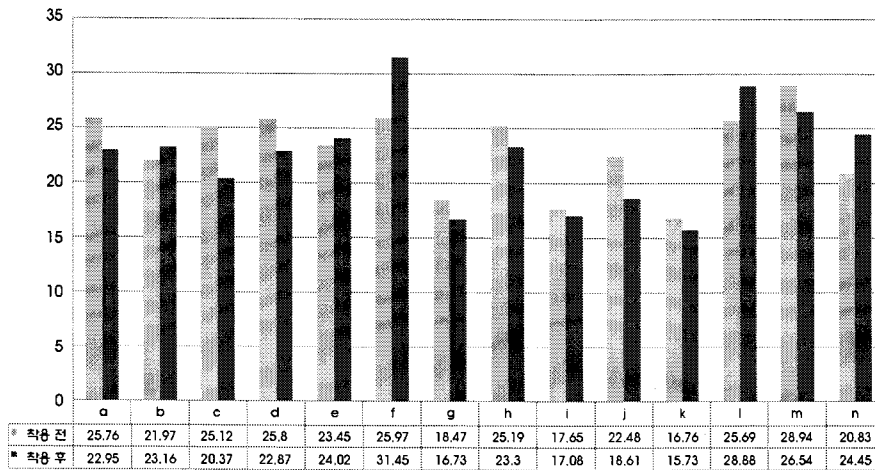
그림 2. 편평족 피검자를 위한 기능성 발 보조기의 설계와 시작품  
 a & b. 내번 및 외번 각도 측정.c. 캐스팅 작업. d. 후족 각도 확인 작업 e. 석고 다듬기 f. FFO의 완성 시작품.

Fig. 2. Design and prototype of FFO for flatfoot

a & b. measurement of ankle inversion & eversion angle. c. work for casting. d. confirmation of rear foot angle. e. final trim of plaster. f. finished prototypes of FFO

표 3. 기능성 발보조기 착용 전 · 후 시상면의 개인별 전체 발목 동작범위(L/F)  
 Table 3. Individual Total ankle ROM(L/F) in sagittal plane before and after wearing FFO

(단위 : °)



Helen Hayes 보행모델(gait model)에 근거한 플러그 인 보행모델(Plug-in Gait model)을 적용하였다. 이를 위해 3차원 동작 캡처 장비인 VICON Motion System(MX40+ 6대, 60Hz, VICON Motion System Ltd. UK)이 사용되었다. 측정된 데이터는 각 측정점(Marker point)의 3차원 공간 좌표를 기준으로 각 분절의 지역좌표계를 생성하여 오일러 알고리즘(Eular algorithm)으로 추출하였다. 발뒤축 닿음(Heel Strike)을 기준으로 하나의 보행주기(Gait cycle)를 구분하였고 모든 피검자의 보행 중 한개의 보행주기를 추출하고 정규화한 후에 통계처리를 수행하였다. 본 연구의 모든 측정데이터 항목에 대한 자료분석은 윈도우즈용 SPSS version 12.0k 의 프로그램을 이용하였다. 발보조기 착용 전 · 후의 차이를 평가하기 위해 대응표본 t-검정(paired-t-test)을 실시하여 분석하고, 통계적 유의성의 판정을 위한 유의 수준은 p값 0.05 미만으로 하였다(p<0.05).

C. 실험결과

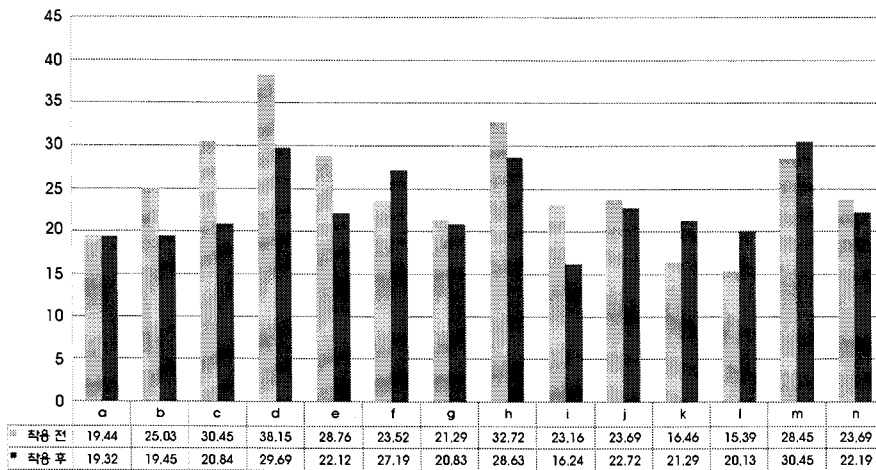
본 연구에서 보행시 발생하는 족부의 상하와 좌우측 균형 및 변화에 따른 동적 이동의 측면에서 기능성 발보조기 착용 전 · 후에 발생하는 시상면의 발목 각도변화, 전체 발목 동작범위(Total Ankle ROM)변화 와 좌 · 우측 발목각도 차이 변화를 주요 평가 파라미터로 선정하여 측정하였다.

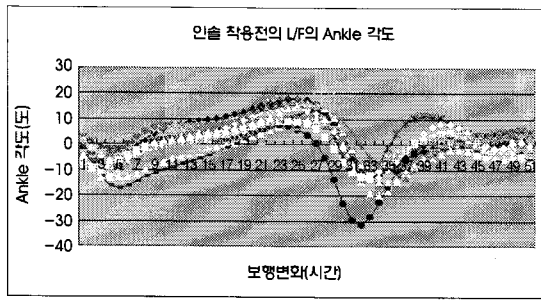
그림 3에 본 실험을 통한 편평족 피검자의 보조기 착용전후의 시상면 발목각도의 변화를 보였다. 기능성 발보조기를 착용하지 않은 경우 보행 시 1 stride(활보) 상 시상면의 발목각도의 전체적 평균치는 왼발 0.37°, 오른발 1.25° 이며, 기능성 발보조기 착용 후의 측정결과는 왼발이 -2.34°, 오른발이 -0.66°를 보였다. 이는 보조기 착용전후의 좌 · 우측의 각도변화의 차가 각각 2.71°, 1.19°로서 유의한 감소차를 보였다. (p<0.05)

표 3과 4에 본 실험을 통한 편평족 피검자의 보조기 착용전후의

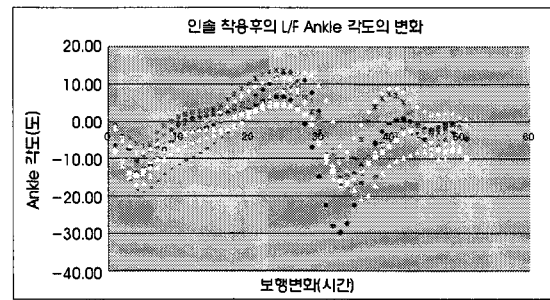
표 4. 기능성 발보조기 착용전 · 후 시상면의 개인별 전체 발목 동작범위(R/F)  
 Table 4. Individual Total ankle ROM(R/F) in sagittal plane before and after wearing FFO

(단위 : °)

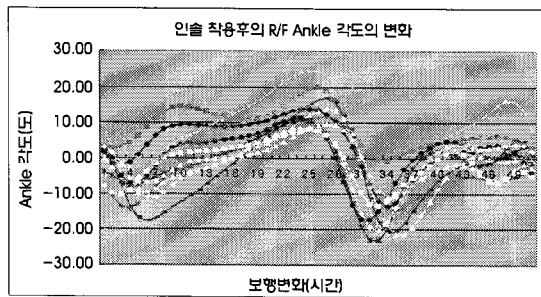




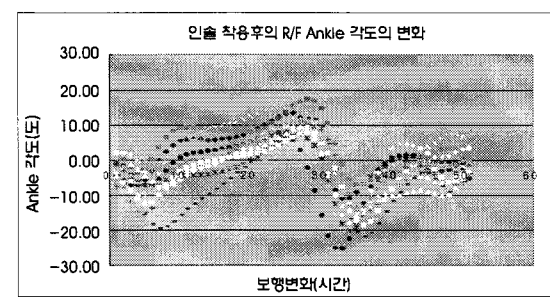
(a) FFO 착용전의 L/F의 발목 각도의 변화  
(a) change of L/F ankle angle before wearing FFO



(b) FFO 착용후의 L/F의 발목 각도의 변화  
(b) change of L/F ankle angle after wearing FFO



(c) FFO 착용전의 R/F 발목각도의 변화  
(c) change of R/F ankle angle before wearing FFO



(d) FFO 착용후의 R/F 발목 각도의 변화  
(d) change of L/F ankle angle after wearing FFO

그림 3. FFO 착용후의 R/F 각도의 변화  
Fig. 3. Change of R/F ankle angle before and after wearing FFO

전체 발목 동작 범위(Total Ankle ROM)의 변화 값을 보였다. 측정결과의 전체 평균치를 보면 기능성 발보조기를 착용하기 전의 보행에서 시상면의 전체 발목 동작 범위는 왼발이 23.15°, 오른발이 25.01°이며, 기능성 발보조기 착용 후에 전체 발목 동작 범위는 왼발이 22.58°, 오른발이 22.94°이었다. 좌·우측의 각도변화의 폭이 각각 0.57°, 2.07°로 감소하여 유의한 차이를 보였다

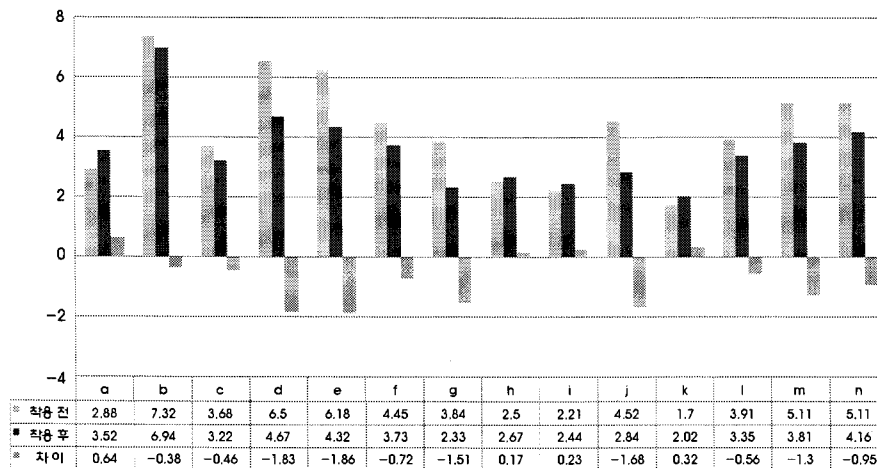
( $p < 0.05$ ),

표 5에 기능성 발보조기 착용 전·후 시상면의 좌·우측 발목각도 차이 변화에 대한 측정결과를 보였다. 기능성 발보조기를 착용하기 전의 경우 보행 시 시상면의 좌·우측 발목각도 차이의 평균치는 4.28°로 측정되었으며, 기능성 발보조기 착용 후의 좌·우측 발목각도 차이의 평균치는 3.57°를 보였다. 따라서 각도의 변화의

표 5. 기능성 발보조기 착용 전·후 시상면에서 좌우측 발목의 각도차이의 변화

Table 5. Change of the LF & RF ankle angle difference in sagittal plane before and after wearing FFO

(단위: °)



값이 0.71°(16.59%)로서 유의한 감소치를 보였다(p<0.05).

### III. 논 의

하지에서 발과 발목관절의 정상적 기능을 위해 가장 중요한 관절중의 하나인 거골하관절의 위치가 중요하며 해부학적으로 중립을 유지하고 있어야 한다[16]. 따라서 본 연구에서는 이를 위해 기능성 발보조기를 직접 제작하여 사용함으로써 거골하관절이 중립 위치를 유지할 수 있도록 하고, 보행분석을 통해 기능성 발보조기 착용 전·후 시상면의 발목관절 각도변화의 주요 파라미터를 측정하였다. 이를 통해 보조기 착용 전·후의 보행을 분석하여 발보조기 착용에 의해 시상면의 좌·우발목각도 평균치 및 동작범위(ROM)의 변화 및 보행 시 좌·우발목각도의 편차의 변화를 관찰함으로써 편평족의 보행 특성을 평가하고자 하였다.

시상면의 좌·우측 발목각도 평균치의 경우 왼발이 기능성 발보조기 착용 전 0.37°에서 착용 후 -2.34°로 감소했으며, 오른발도 기능성 발보조기 착용 전 1.25°에서 착용 후 -0.66°로 역시 감소하였다. 이러한 결과는 개인별 자료 분석의 결과와 일치하며, 보행 시 전체적으로 족배굴곡은 감소한 반면 족저굴곡은 증가되었음을 의미한다.

연구대상자들의 기능성 발보조기 착용 전 최대 족배굴곡 각도는 왼발 12.62°, 오른발 13.70°로, 최대 족저굴곡 각도는 왼발 12.49°, 오른발 13.63°로 나타났다. 이는 Stauffer 등이 연구 발표한 정상보행 시의 발목 족배굴곡 평균 각도 10.2°, 족저굴곡 평균 각도 14.2°에 비해 족배굴곡 각도는 좌·우측 각각 2.4°, 3.5° 큰 것으로 분석되었으며[11], 족저굴곡 각도는 좌·우측 각각 1.7°, 0.6° 작은 것으로 나타났다. 이것은 과도한 회내로 인한 가자미근의 약화로 과도한 발목관절의 족배굴곡이 발생한 것으로 사료된다[17].

기능성 발보조기 착용 후 최대 족배굴곡 각도는 왼발 10.07°, 오른발 11.31°로, 최대 족저굴곡 각도는 왼발 14.95°, 오른발 14.34°로 측정되었으며, 이는 Stauffer 등이 발표한 정상수치에 근접한 결과이다.

시상면의 발목관절 동작범위(Ankle ROM)의 경우 왼발이 기능성 발보조기 착용 전 23.15°에서 착용 후 22.58°로 감소했으며, 오른발은 기능성 발보조기 착용 전 25.01°에서 착용 후 22.94°로 현저히 감소하였다. 즉, 발보조기 착용 전의 발목관절 가동범위가 착용 후에 비해 큰 것으로 나타났다. 이 결과는 Thomas가 그의 저서에서 전족 변형(Forefoot Varus Deformity)과 연관된 전형적인 증상의 하나로 '발목이나 무릎이 만성적으로 과도하게 움직이는 것'이라고 설명한 점과 일치한다[12]. 또한 Nigg, Nurse & Stefanyshyn은 여러 연구결과에 근거하여 발보조기나 안창을 이용할 때 근육의 일을 최소화하는 개념이 제안된다고 밝히고 있다[13]. 김승재는 과도한 회내족 집단을 대상으로 한 연구에서 맞춤형 발보조기 착용으로 주상골의 하강 및 상승범위가 감소함은 물

론 근육활동 역시 감소된다는 점을 발표하였다[18].

시상면의 좌·우측 발목각도 차이는 기능성 발보조기 착용 전 4.28°에서 착용 후 3.57°로 감소해 좌우비대칭이 많이 개선된 것으로 나타났으며, 이는 기능성 발보조기 착용을 통한 하지의 재정렬에 따른 당연한 결과라고 사료된다.

기능성 발보조기의 착용으로 보행 시 시상면의 과도한 족배굴곡 및 양발의 발목각도 차이는 뚜렷하게 개선되었으나, 전체 발목 동작범위(Total Ankle ROM)에서 왼발의 경우 조사대상자 14명중 5명(35.7%)은 오히려 증가하는 것으로 나타났으며, 전체 평균 각도도 0.57° 감소로 미미하였다. 이는 본 연구를 진행함에 있어 보다 많은 피검 대상자수를 확보하여 적용해야 하는 과제로 남아, 향후 연구의 보완 여지가 있다고 사료된다.

### IV. 결 론

발보조기는 족부의 정렬, 지지, 족부기형의 예방 및 교정, 그리고 족부의 기능향상을 위해 사용된다. 국내의 경우 급속한 노령화 인구의 증가와 함께 재활과 복지의 시대가 도래함에 비추어 보조기의 기능 분석과 평가는 보조기의 수요에 맞물려 그 중요성이 증대되고 있다.

본 연구는 가장 흔한 발질환의 하나인 편평족 질환자를 대상으로 기능성 발보조기 착용 전·후의 시상면 발목관절 움직임의 변화를 규명하기 위해 실시하였다. 연구대상자는 20~30세 청년층 14명(28족부)으로 정밀검사 후 개인별 맞춤 기능성 발보조기를 제작하여 착용시켰으며, 발보조기 착용 전·후 보행 시 각 단계에서의 시상면상 발목각도, Total Ankle ROM 및 좌·우측 발목각도의 차이 등을 측정·분석하였다. 그 결과는 다음과 같다.

1. 기능성 발보조기 착용 전·후의 시상면의 발목각도 평균치는 발보조기 착용 후 좌·우측이 각각 2.71°, 1.91° 감소함으로써 통계학적으로 유의한 차이를 보였다(p<0.05).
2. 기능성 발보조기 착용 전·후 시상면의 전체 발목 ROM은 발보조기 착용 후 좌·우측이 각각 0.57°, 2.07° 감소함으로써 통계학적으로 유의한 차이를 보였으나, 왼발의 경우 차이가 미미하였다(p<0.05).
3. 기능성 발보조기 착용 전·후 시상면의 좌·우측 발목각도 차이는 발보조기 착용 후 0.71° 감소하여 통계학적으로 유의한 차이를 보였다(p<0.05).

이상의 항목에서 전체적으로 편평족 피검자는 기능성 발보조기의 착용으로 시상면에서의 발목각도 평균치가 거의 정상인에 가까운 결과를 보여주고 있으며, 이를 통해 편평족에 대한 개선 효과를 확인할 수 있었다.

또한 전체 발목 ROM과 좌·우측 발목각도의 차이 변화의 경우는 기대치에 비해 미미한 결과를 보여주었으며, 이는 기능성 발보조기 착용 전·후의 보행검사가 동일한 시점에 이루어진 연유로

사료된다. 향후의 연구에서는 이러한 점들도 반드시 고려되어야 할 것이다.

앞으로 국내 편평족 질환자의 운동현상학적(kinematic) 및 운동학적(kinetic) 보행연구와 함께, 본 연구가 시상면의 발목각도 분석을 중심으로 하는 기능성 발보조기 제작 기법에 적용되어 편평족의 정상기능 개선 및 회복을 위한 유용성 평가의 한 방법으로서 임상학 및 생체역학적 해석에 반영될 수 있기를 기대한다.

## 참고문헌

### Book

- [1] Richardson, E.G., "Pes Planus", In Canaly ST(ed): Campbell's operative orthopedics, ed 10, St.,Louis, Mosby : pp.1712-1745, 2003,.

### Journal Article

- [2] Harris, R. I. & Beath, T., (1948). "Hypermobility flatfoot with short tendo- achilles", *J Bone Joint Surg*, 30-A : pp.116-138,1948.

### Book

- [3] Isyska DaDao "Medicine of Shoes and Foot", Tokyo: Kanehara Publishing Co., 1992.

- [4] Lee Woo Cheon, "Theory of Foot & Ankle Joint", Seoul Kyohak Publishing Co, pp.281-284, 2004.

- [5] Hunter, S., Dolan, M. G. & Davis, J. M., "Foot Orthotics in Therapy and Sports", Champaign: Human Kinetics, 1995.

### Journal Article

- [6] Hertel J, Sloss BR, Earl JE. Effect of foot orthotics on quadriceps and gluteus medius electromyographic activity during selected exercises. *Arch Phys Med Rehabil.* ;86:26-30,2005.

### Book

- [7] Kessler, R.M. & Herting, D., "Physical therapy principles & methods, Management of common musculoskeletal disorders", Philadelphia: Harper and Row : pp.448-503, 1983.

### Journal Article

- [8] Hyun Jung Kim, "Foot bone structure of shoe orthotics in children

flat foot patient and effect on foot pressure Distribution" *Journal of eulji medical science*, Vol. 2 : pp.157-166, 2003.

- [9] M,Y, Kim. J,H, Moon. H,J, Kim. J, S, Park., "The Changes of Foot Pressure Distribution after Orthotic Shoes Wearing in Flatfoot" *Korean Academy of Rehabilitation Medicine* Vol.22, No 31, p.217 ~ p.223, 1998.

- [10] Jang Hwan Kim, Heon Seock Cynn, "A Study of Characteristics of Foot Pressure Distribution in Trans - tibial Amputee Subjects" *KAUTPT* Vol. 8 No. 3 2001. pp.1- pp.10

- [11] Stauffer RN, Chao EY, Brewster RC, "Force and motion analysis of the normal, diseased and prosthetic ankle joints", *Clinical Orthopaedics.*, Vol.127 : pp.189, 1977.

### Book

- [12] Thomas, C. M., "Foot orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care", Newton Massachusetts: *Library of Congress Cataloging in Publication Data* : pp.73-76, 1997.

- [13] Nigg, B. M., Nurse, M. A. & Stefanyshyn, D. J., "Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities", *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(7 Suppl), pp.421-428, 1999.

- [14] Root,ML Orien, "WP Weed JH, "Normal and Abnormal Function of the Foot", *Clinical Biomechanics*, vol2. LosAngeles, Churcal Biomechanics corp,1977.

- [15] Kirdy, Kevin A, "Foot and Lower Extremity Biomechanics", A Ten Your Collection of Precision intricast Newsletters, vol 1, *Precision intricast, Inc. Arizona*,1997.

- [16] Dara, T., "Performance difference between normal and low araced feet in 9-12 years old children", Degree of Doctor of Philosophy, School of Safety Science, Faculty of Science, *University of New South Wales*, 2006.

- [17] Jacquelin Perry, "Gait analysis normal and pathological function", *New Jersey: SLACK Inc.*,1992.

### Journal Article

- [18] Seung Jae Kim,, "Correctional Function of Custom Foot Orthotics for Foot Diseases related to Excessive Pronation during Gait", *Korean Society Sport Biomechanics*, Vol.16,No.1, pp.65-79, 2006.