

편평족의 환자 맞춤형 인솔 보조기가 양발속도에 미치는 영향

The Effect of Patient-customized Insole on Both Feet Velocity in Pes Planus

민경기*, 박광용, 박승환
K. K. Min, K. Y. Park and S. H. Park

요 약

편평족은 발의 족궁이 무너지거나 지면에 닿는 상태이다. 본 연구의 목적은 환자 맞춤형 인솔 보조기의 착용 전과 후가 편평족 환자의 양발속도에 미치는 영향을 확증하는 것이다. 그리고 이를 통하여 편평족 환자의 양발의 속도변화를 향후 편평족의 재활을 평가하기 위한 인자로 설정하고자 하였다. 연구결과는 13명의 편평족 환자의 인솔 착용 전과 후에 대하여 보행실험을 실시한 결과에서 양발의 평균속도 추이는 왼발이 2.96%, 오른발이 1.09%로 나타났다. 따라서 본 연구의 결과는 환자 맞춤형 인솔이 편평족의 양발속도에 영향을 미침을 입증하였다. 그러나 양발속도를 편평족의 재활을 평가하기 위한 인자로 설정하기 위해서는 향후 더 많은 연구가 필요하다.

ABSTRACT

Pes planus is a condition where the arch of the foot collapses and comes in contact with the ground. The purpose of study was to confirm the effect of a patient-customized insole on both feet velocity of pes planus with and without the insole, in order to establish both feet velocity as a rehabilitation evaluation factor of pes planus in future. As a result, the average velocity shifts of both feet showed that left foot is 2.96%, right foot is 1.09% via gait experiment with 13 pes planus patients with and without insole. Therefore this study verified that the patient-customized insole effects on both feet velocity of pes planus. However further study needs to demonstrate both feet velocity as a rehabilitation evaluation factor in pes planus.

Keywords : Pes Planus, Patient-customized Insole, Feet Velocity

1. 서론

편평족(pes planus)은 선천적 또는 후천적으로 발바닥의 족궁(arch)이 편평한 상태를 뜻한다. 대개는 발과 뒤꿈치가 바깥쪽으로 굽어 있어 족궁이 상실됨으로써 편평족이 발생한다. 편평족은 정상족(normal foot)에 비해 발아치가 낮아지는 구조적 변

화로 인하여 보행시 입각기(stance phase)의 초기 25%까지에서 생기는 회내(pronation) 상태가 정상 범위보다 지연되거나 과도하게 나타나는 발 형태가 된다. 이러한 경우에는 거골하 회외근(subtalar supinator)이 영구적으로 신장되어 결국 초기 입각기에서 탄성에너지를 저장하고 배출시키는 능력이 저하되는 것으로 보고되었다[1, 10].

족궁의 형태는 뼈의 모양과 발의 인대 및 근육에 의해 유지되며 근육이 가장 중요한 역할을 하는 것으로 알려져 있다. 그리고 족궁의 역할은 보행이나 달릴 때 착지시점에 대해 발바닥이 지면에 닿을 때 오는 충격을 완화시켜주기 때문에 몸의 추진을 원활하게 해주는 생체방어기구로서 중요한 역할을 한다. 그러나 족궁의 형태가 미숙한 사람은 보행이나

접 수 일 : 2008년 12월 29일

심사완료일 : 2009년 2월 11일

* 민경기 : 성균관대학교 바이오메카트로닉스센터
min6608@empal.com (주저자)

박광용 : 김천대학 의료보장구학과 교수
bracep@hanmail.net (공동저자)

박승환 : 을지대학교 의료공학과 교수
pasuhwa@eulji.ac.kr (교신저자)

달리기시 추진력이 미흡할 뿐만 아니라 발에 피로가 빨리 오게 되어 운동능률이 저하되어 신체의 균형과 평형감각이 저하되어 결국 몸 전체의 동작이 협응성이 떨어지게 된다[1, 4].

편평족의 주된 특징은 초기에는 발의 휘어짐이 나타날 수 있으며 족궁이 편평하게 되는 원인은 인대의 인장과 근육의 약화로 인하여 발생할 수도 있다. 편평족이 고착되면서 나타나는 문제점은 뼈의 모양이 바뀌어 발이 기형이 된다는 것이다. 따라서 편평족에 대한 재활치료는 족궁과 발꿈치가 제 위치를 유지하는 것과 족궁과 발꿈치를 교정한 후 근육강화를 통하여 자세를 유지하는 것이 중요하다[1, 2].

편평족의 발생빈도는 정 등(1978)이 연구한 보고에 따르면 18세에서 38세 사이의 피험자 21,656명을 대상으로 한 측정결과에서 편평족 환자는 130명으로 약 0.6%정도 발견된다고 하였다[3]. 그리고 서(1997)는 대학생을 대상으로 한 실험에서 성인 512명 중 12명(2.34%)이 강도의 장애정도를 갖는 편평족을 보인다고 보고하였다[4].

편평족에 대한 검사는 이학적 검사와 방사선 검사방법으로 나누어진다. 먼저 이학적 검사는 환자를 선 자세와 앉은 자세 그리고 눕힌 자세에 대하여 각각 관찰한다. 이를 통하여 환자의 과도한 인대이완, 하지의 염전 변형 등을 먼저 검사한다. 그리고 RCSP(resting calcaneal stance position) 기립시 휴지기 종골각은 임상적 지표로 활용된다.

세부적으로 이학적 검사에서는 서있는 자세와 제1족지를 배굴 시켜서 아치가 생기는가를 관찰하며 전신적인 유연성검사와 운동범위 검사 그리고 신발검사가 주된 검사방법들로 사용된다. 서있는 자세에 대한 검사는 슬관절의 외반이나 하지의 심한 회전 변형이 있는가를 관찰하는데, 그 이유는 편평족은 대퇴 경부의 염전(anteversion)과 외반슬 그리고 경골의 내회전(medial torsion)등이 발의 회전을 일으키기 때문이다. 제1족지를 배굴 시켜서 아치가 생기는가에 대한 검사는 편평족이 고정된 변형인지 아니면 유연성있는 변형인지를 알 수 있다. 그리고 고정된 변형이 아닌 경우에는 제1중족 족지 관절을 배굴 시키면 족저 근막과 굴건근에 의해 아치가 나타난다. 이는 아치의 소실 이외의 다른 부분의 변형을 관찰할 때 사용된다. 전신적인 유연성에 대한 검사는 주관절과 슬관절의 과신전, 중족 족지 관절의 과신전, 엄지손가락이 전박에 닿을 수 있는지 등을 검사한다. 운동 범위 검사는 거골하 관절의 운동과 족관절의 배굴 검사로 나뉜다. 거골하 관절의 운동은 외반과 내반을 검사하는데 고정된 변형이 있는 경우에는 거골하 관절의 운동이 제한되며 대개 내

반이 제한된다. 그리고 족관절의 배굴은 아킬레스건의 단축여부를 알기 위하여 슬관절을 굴곡시킨 상태와 신전시킨 상태에서 족관절의 배굴 운동범위를 측정한다. 종골이 외반된 상태에서는 사퇴 삼두근의 종골 사이가 짧아진 상태이며, 아킬레스건이 단축되어 있는 환자도 발목 관절의 배굴이 상당히 일어날 수 있으므로, 발이 외반 되지 않은 중립 위치에서 검사하는 것이 중요하다. 심한 정도의 편평족이 지속되면 후족부의 외반 변형 때문에 후족부와 전족부 사이에서 발의 종축에 대하여 회전된 상태로 고정된 변형이 생긴다. 이는 후족부에 대하여 전족부가 발의 종축에 대하여 회외된 되어 회외 변형을 일으킨다. 이때 뒤꿈치를 중립위로 하면 발은 회외되어 있다. 즉, 뒤꿈치가 중립인 상태에서 배굴운동범위를 검사하면 되며 고정된 변형이 있는 경우에 전족부는 회외된 상태로 발이 외반된 상태에서 발목을 배굴 시켜야 한다. 신발 검사는 신발 바닥의 안쪽이 바깥쪽보다 더 닳는 편이며, 뒤축 월형(counter)이 찌그러진다[5, 6].

방사선검사 상에서 편평족을 판별하는 원리는 전후면상(AP view)과 측면상(lateral view) 검사로 나누어 볼 수 있다. 전후면상 검사는 발의 전후를 기준으로 거주상골 피복각(talonavicular coverage angle)을 측정하는데 이는 거두골에 대하여 주상골이 외측으로 전위된 정도를 측정하며, 중족근 관절(mid tarsal joint)에서 전족부의 외전(abduction)의 정도를 판단하게 된다. 그리고 거골-제1중족골간 각의 측정은 거골의 종축과 제1중족골의 종축이 이루는 각도를 측정하여 거골 피복각과 마찬가지로 전족부의 외전의 정도를 판단하기 위하여 측정한다. 그리고 거중각(talocalcaneal angle)은 특히 침내반족에서 전통적으로 사용되어 온 방법이며 종골의 외측면(lateral border)과 거골 경부의 내측면에 직선을 그어 두 직선 간의 각도를 측정한다. 따라서 본 연구에서는 편평족의 측정을 위하여 측면상 검사 방법을 이용하여 측정하였다. 측면상 검사는 발의 측면(lateral foot)을 기준으로 종골 피치각(calcaneal pitch angle)이 정상인은 20~25도로 나타나는 반면에 지표면과 종골의 족저면이 만나서 이루는 각이 10도 이하이면 편평족이고 25도 이상이면 요족으로 분류한다. 그리고 거골-제1중족골간 각이 정상인은 0~4도이나 거골 종축이 제1중족골의 족저면을 향하면 편평족으로 진단한다[7, 8].

편평족에 대한 연구동향은 주로 종골연장술, 정상족을 가진 사람과의 체력특성 비교, 인솔 보조기의 설계 등에 대한 연구가 주를 이루고 있다[9, 10]. 이러한 선행연구들은 편평족에 대한 진단과 임상적

시술 그리고 보조기의 설계에 대한 연구로서 편평족의 재활을 위하여 중요한 의미를 갖지만 보조기 착용 후의 편평족의 재활을 평가하기 위한 지표를 찾기 위한 선행연구는 아직 미흡한 실정이다.

따라서 본 연구는 편평족의 재활을 평가하기 위한 예비연구로서 편평족으로 진단된 13명의 피험자들을 대상으로 환자 맞춤형 인솔의 착용 전과 후에 대한 양발의 보행속도를 비교 평가하여 보았다. 그리고 편평족 피험자에 대한 검사를 정확히 하기 위하여 이학적 검사와 방사선 검사를 병행하여 편평족으로 확인된 13인을 선정하여 피험자들로부터 측정된 편평족의 정도에 따라 환자별로 재활치료에 합당한 맞춤형 인솔을 제작하여 실험하였다.

2. 실험방법

2.1 연구기간 및 대상

본 연구에서는 환자 맞춤형 인솔의 착용 전과 후에 대하여 편평족의 왼발과 오른발에 대한 양발의 보행속도를 측정하였다. 피험자들은 20대의 연령층으로 구성된 13명의 피험자들로서 평균 신장은 176cm, 평균 몸무게는 68kg인 편평족 피험자들을 대상으로 하였다.

2.2 실험절차

본 연구에서는 인솔이 편평족 환자에게 미치는 영향을 정확히 밝히기 위하여 피험자들에 대해 이학적 검사와 방사선검사를 병행하여 검사하였다. 이학적 검사는 13명의 피험자들에 대하여 각도계(inclinometer)를 이용하여 뒤꿈치와 바닥이 이루는 각도, 바닥의 수평선과 뒤꿈치(heel)의 양분된 세로선(longitudinal line)이 이루는 각도. 기립시 자세에서 거골하관절(subtalar joint)의 외번(eversion)으로 측정하여 이학적 검사로 먼저 편평족임을 확인하였다(그림 1). 그리고 이후에 정확한 판정을 위하여 다시 방사선 검사를 통하여 족부를 촬영하여 편평족임을 확인하였다(그림 2). 그리고 편평족 피험자들로부터 측정된 편평족의 정도에 따라 피험자 개인의 재활에 합당한 맞춤형 인솔을 제작하였다. 편평족 환자 맞춤형 인솔의 재질은 폴리프로필렌으로 EVA(ethylene vinylacetate) 두께는 18mm, 멀티폼 두께는 3mm로 제작하였다(그림 3).

그림 1은 본 연구에서 실시한 편평족 피험자들에 대한 이학적 검사 사진으로 각도계를 이용하여 바

닥의 수평선과 발 뒤꿈치의 양분된 세로선이 이루는 각도를 측정한 사진이다.

그림 2는 방사선 검사사진이다. 본 연구에서는 이학적 검사이후에 정확한 검사를 위하여 방사선 검사를 병행하였으며, 방사선 사진 (a)는 편평족 환자의 측면상(lateral view) 검사를 시행한 사진이며, 방사선 사진 (b)는 종골 피치각(calcaneal pitch angle)을 측정하는 사진이다.

그림 3은 진단결과에 따라 제작된 환자 맞춤형 인솔 사진이다. 본 연구에서는 편평족에 대하여 환자 맞춤형 인솔 보조기의 착용 전과 후가 편평족 환자의 양발 속도변화에 미치는 영향을 확증하기 위하여 13명의 편평족 피험자 모두에 대하여 이학적 검사와 함께 방사선 검사를 병행한 후 각 피험자의 재활에 적합한 인솔을 제작하여 실험하였다. 그리고 본 연구에서는 인솔사용 여부에 따른 편평족 환자의 보행속도변화를 정확히 측정하기 위하여 13명의 전체 피험자들에 대하여 인솔에 의한 영향 이외의 다른 인자들인 환자의 의지에 따른 속도 변화와 인솔의 착용에 따른 감정적 영향 그리고 인솔을 착용한 상태에서의 보행 훈련 정도 및 사용 기간 등에 의한 영향을 배제하기 위하여 인솔은 사전에 착용 기간을 주지 않았으며, 실험 당일에만 착용시켰다. 그리고 실험 전에 인솔 착용 전과 후에 대해 각각 10번씩 예비보행연습을 시킨 후에 보행실험을 실시하였다.

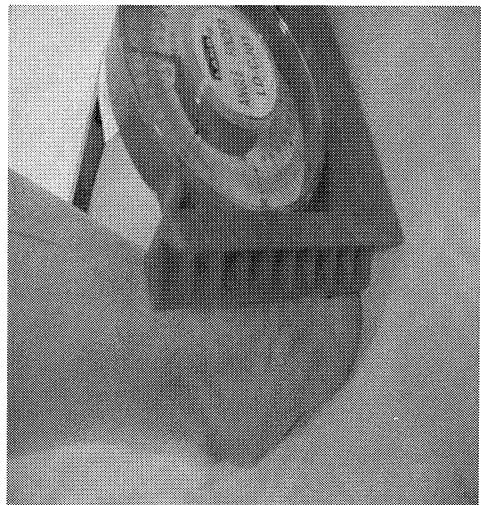
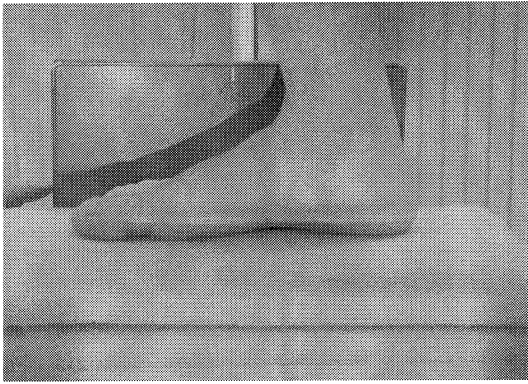
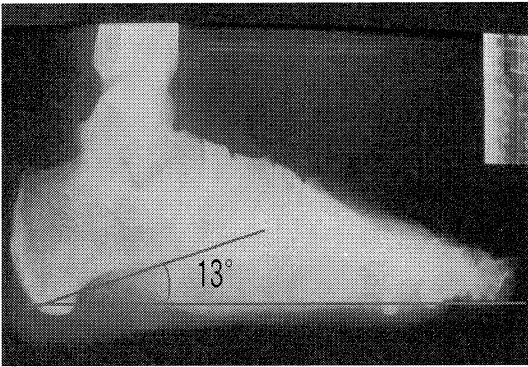


그림 1. 편평족의 이학적 검사

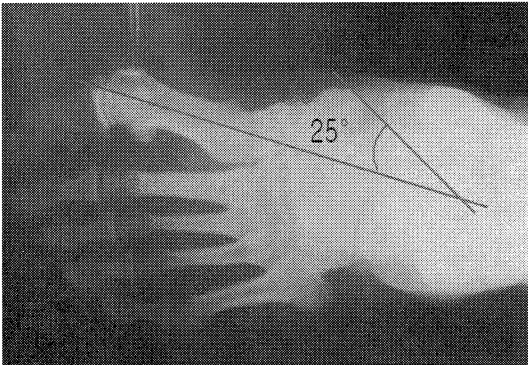


(a) 방사선 검사



(b) 방사선 사진

그림 2. 편평족 피험자의 방사선 검사(a)와 사진(b)



(b) 방사선 사진

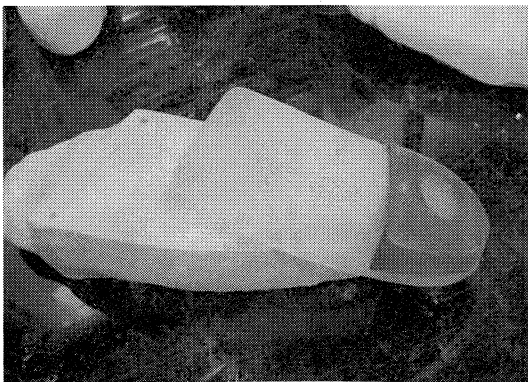
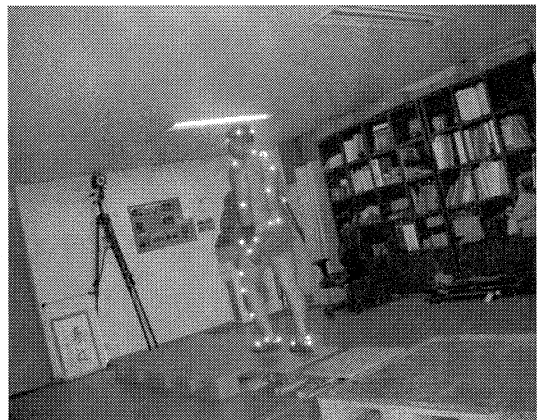


그림 4. 광학마커를 부착한 피험자의 모습

보행 실험장치는 VICON 사의 M2Cam2 카메라 6대와 AMTI사의 지면 반력기 2대가 포함된 VICON 460 시스템을 사용하였다. M2Cam2 카메라는 각 카메라가 광학 마커들로 부터 얻은 2차원 영상들을 3차원으로 재구성하여 각 마커의 위치 데이터와 각 신체 분절의 각도 값을 측정하는 장치이다. 2대의 지면 반력기는 보행시 양발의 지면 반력을 벡터로서 나타내주는 장치이다. VICON 460 시스템은 카메라로부터 얻는 운동역학적 데이터와 지면반력기로부터 얻는 운동학적 데이터를 같은 프레임으로 동기시키는 역할을 한다.

13명의 피험자로부터 보행분석 데이터를 획득하기 위해서 피험자들의 전신에 Plug-in gait 마커 셋을 이용하여 35개의 광학 마커(optical marker)를 부착하였다. 그리고 하지 관절의 인체계측 데이터를 이용한 인체모델을 구성하기 위하여 발목 관절의 두께(cm), 무릎의 두께(cm), 하지의 길이(cm)를 측정하였다. 보행분석을 위한 M2Cam2 카메라의 주파수는 120Hz로 설정하였고 지면 반력기(force plate)의 주파수는 1080Hz로 설정하였다.

그림 4는 본 연구에서 시행한 보행 실험사진으로 Plug-in gait 마커 셋에 따라서 전신에 35개의 광학 마커들을 부착한 피험자의 보행실험을 나타내었다.



2.3 자료분석방법

데이터 분석방법은 피험자 13인에 대하여 보행한 주기의 분석 데이터를 인솔 착용 전과 후에 대하여 왼발과 오른발의 속도를 각각 3회씩 획득하여 측정하였다. 측정된 양발의 보행분석 데이터는 왼발과 오른발에 대한 속도를 각각 분석하기 위하여 보행전 3회와 보행후 3회 각각을 단순히 평균하여 비교하여 보았다.

그림 3. 실험에 사용된 환자 맞춤형 인솔

3. 결과 및 고찰

전체 피험자들에 대하여 인솔 착용 전과 후의 양발의 보행속도를 평균한 결과는 왼발(LF)은 2.96%, 오른발(RF)은 1.09% 정도 빠르게 변화되는 양상이 나타났다. 따라서 인솔을 착용했을 때가 착용 전보다 보행속도가 다소 빠르게 나타나는 경향이 나타났다(표 1).

편평족 피험자 13인에 대한 인솔 착용 전과 후에 대한 보행속도변화에 대한 실험결과를 표 1에 나타내었다.

표 1. 인솔 착용 전과 후에 대한 양발의 보행속도변화 (unit : m/s)

Subject No	Before		After		Change	
	LF	RF	LF	RF	LF	RF
1	1.19	1.19	1.06	1.05	-0.13	-0.14
2	0.99	0.94	1.03	1.04	0.04	0.10
3	1.14	1.17	1.23	1.22	0.09	0.05
4	1.41	1.40	1.42	1.42	0.01	0.02
5	1.02	1.09	0.99	0.97	-0.03	-0.12
6	0.99	1.03	1.20	1.16	0.21	0.13
7	1.19	1.18	1.25	1.21	0.06	0.03
8	1.00	1.06	1.03	1.05	0.03	-0.01
9	1.25	1.27	1.33	1.30	0.08	0.03
10	1.14	1.14	1.16	1.17	0.02	0.03
11	1.16	1.16	1.14	1.15	-0.02	-0.01
12	1.08	1.07	1.09	1.08	0.01	0.01
13	1.13	1.07	1.10	1.09	-0.03	0.02
Mean	1.13	1.14	1.16	1.15	0.03	0.01

연구 결과는 인솔 착용으로 인하여 발생하는 인체의 변화가 양발의 보행속도에 영향을 미쳤음을 알 수 있었다. 세부적으로 인솔 착용 전과 후에 대한 속도변화를 피험자별로 구분하여 살펴보면 속도 변화가 빨라지는 피험자 그룹과 느려지는 그룹으로 크게 나누어 볼 수 있다. 먼저 양발 모두에서 속도가 빨라지는 경향이 뚜렷하게 나타나는 피험자 그룹은 9명으로 피험자 2, 3, 4, 6, 7, 9, 10, 12, 13으로 나타났다. 왼발과 오른발에 대한 속도 변화율은 피험자 2는 왼발은 4.54%, 오른발은 10.09%로 각각 증가하였으며, 피험자 3은 왼발은 7.88%, 오른발은 4.39% 증가, 피험자 4는 왼발은 0.78%, 오른발은

1.51% 증가, 피험자 6은 왼발은 21.32%, 오른발은 13.35% 증가, 피험자 7은 왼발은 5.24%, 오른발은 2.55% 증가, 피험자 9는 왼발은 5.91%, 오른발은 1.78% 증가, 피험자 10은 왼발은 1.93%, 오른발은 2.22% 증가, 피험자 12는 왼발은 1.51%, 0.44% 증가, 피험자 13은 왼발은 2.12%, 오른발은 2.48% 증가하는 것으로 나타났다.

그리고 양발 모두에서 속도가 느려지는 경향이 뚜렷하게 나타나는 피험자 그룹은 3명으로 피험자 1, 5, 11로 나타났다. 왼발과 오른발에 대한 속도 변화율은 피험자 1은 왼발은 -10.87%, 오른발은 -11.84% 감소, 피험자 5는 왼발은 -3.07%, 오른발은 -10.76% 감소, 피험자 11은 왼발은 -1.85%, 오른발은 -1.09% 감소하는 것으로 나타났다. 그러나 피험자 8은 인솔 착용 전과 후에 대하여 왼발과 오른발에 대한 보행속도의 변화가 각각 3.02%, -0.93%로 상이한 결과를 나타내었다. 이는 피험자가 실험 중에 지면 반력기를 밟는 순간 자연스럽게 못하게 의식적으로 걸었거나 아니면 잘못된 실험결과일 것으로 판단될 수 있다.

실험결과에 있어서 13명의 피험자들에 대해 3회의 측정 데이터 수집 및 분석을 통하여 인솔로 인한 속도 향상이 평균 약 1~3%의 작은 정도로 발생한 점에 대한 신뢰성은 기타 인자들에 의한 영향을 배제하고 예비보행을 실시한 후 실험을 시행하였기 때문에 인솔에 의한 보행향상이란 점은 분명한 것으로 판단된다.

실험결과로 볼 때 왼발과 오른발의 보행속도가 빨라진 피험자 그룹은 전체 13명중 9명으로 비율은 70%로 나타났다. 그리고 왼발과 오른발의 보행속도가 느려진 피험자 그룹은 전체 13명중 3명으로 비율은 23%로 나타났고, 정확한 경향이 나타나지 않은 1명의 피험자를 제외하면 대체적으로 양발의 보행속도가 빨라지는 것으로 나타났다. 따라서 본 연구에서는 편평족에 대한 환자 맞춤형 인솔보조기가 편평족의 보행에 직접적인 영향을 미쳤음을 알 수 있었다. 그러나 본 연구의 결과가 인솔 보조기의 착용에 따른 편평족의 재활을 평가하기 위한 방법으로 사용되기에는 더 많은 피험자에 대한 실험이 필요한 것으로 판단된다. 그리고 일시적인 보조기 착용에 대한 결과만을 비교할 것이 아니라 보조기가 인체에 교정을 미치는 몇 달간의 시간차를 두고 반복 측정하는 것이 필요한 것으로 판단된다. 또한 편평족에 대한 재활을 위한 평가인자를 보행시의 선형적인 관계를 갖는 보행속도(walking velocity), 분속수(cadence), 보장(step length), 활보장(stride length), 단하지 지지기(single support), 양하지 지

지기(double support), 발 들림시기(time of toe off) 등에 대해 확장하여 보다 종합적인 관계 속에서 파악하는 것이 타당할 것으로 판단된다[11].

본 연구의 결과는 13인의 편평족 피험자들을 대상으로 인솔 보조기가 양발의 보행 속도에 미치는 영향에 대한 경향을 입증하였다. 그리고 이러한 경향은 인솔 보조기의 착용으로 인하여 인체운동의 정렬성이 향상된 결과인 것으로 판단된다. 그리고 본 연구는 환자 맞춤형 인솔을 이용한 편평족에 대한 실험이라는 점에서 의의가 있다고 판단된다.

4. 결론

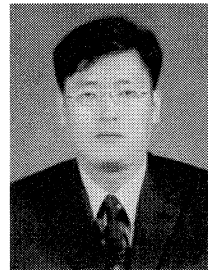
본 연구에서는 편평족 환자들을 대상으로 환자 맞춤형 보조기를 제작하여 인솔 착용 전과 후에 대하여 보행실험을 실시하였다. 그리고 양발의 보행속도를 인솔 착용 전과 후에 대하여 비교하였다. 연구 결과는 전체 피험자들에 대하여 인솔 착용 전과 후의 양발의 보행속도가 왼발(LF)은 2.96%, 오른발(RF)은 1.09% 정도 변화되는 양상이 나타났다. 그리고 그룹간 비율은 왼발과 오른발의 보행속도가 빨라진 피험자 그룹은 전체 13명중 9명으로 70%, 그리고 왼발과 오른발의 보행속도가 느려진 피험자 그룹은 전체 13명중 3명으로 23%로 나타났다. 따라서 인솔 보조기의 착용에 의한 영향이 양발의 보행 속도에 영향을 미쳤음을 알 수 있었다.

본 연구의 결과를 토대로 향후 편평족의 재활평가를 종합적이며 효과적으로 파악하기 위하여 양발의 보행 속도차를 평가인자로 설정하는 연구가 필요하다고 판단된다. 그리고 편평족과 정상족 간의 보행 속도를 비교분석하여 인솔의 영향이 편평족의 보행속도를 정상화하는데 기여함을 정량적으로 나타내는 연구와 함께 편평족의 인솔 착용 후의 양발의 속도 차와 인솔 보조기를 관계시켜 연구하여 보다 정확한 재활평가 인자를 찾는 연구가 필요한 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

[1] 오정희, 재활의학, 대학서림, 1997.
 [2] 전세일, 재활치료학, 계축문화사, 1998.
 [3] 정종구, 정문상, 한문식, "편평족에 관한 고찰", 대한정형외과학회지, 제13권, 제4호, pp.757-762. 1978. 12.
 [4] 서태수, "청년층의 편평족 실태조사", 대한물리치료학회지, 제9권, 제1호, pp.97-101, 1997. 6.

[5] 이우천, 족부 족관절학, 교학사, 2004. 10.
 [6] 이경태, 족부정형외과, 군자출판사, 2004. 7.
 [7] 송병호, 발과 발목의 생체역학, 영문출판사, 1987. 12.
 [8] 김현우, 박진, 강웅식, 박희완, "소아 편평족의 감별진단과 치료", 대한족부외과학회지, 제5권, 제1호, pp.91-102. 2001.
 [9] 정진엽, 김동한, 최인호, 조태준, 이호규, "경직형 마비 환자의 편평족에 대한 종골 연장술", 대한정형외과학회지, 제37권, 제6호, pp.766-771, 2002. 12.
 [10] 선상규, 정동춘, 고평준, 김지숙, 이강구, 최우진, 이학순, 구민주, 조승환, 황종학, "편평족과 정상족을 가진 사람의 체력 특성 비교", 한국스포츠리서치, 제17권 제6호, pp.687-694, 2006. 12.
 [11] 정진엽, 박문석, 최인호, 조태준, 유원준, 김진영, "정상 한국인의 3차원 보행 분석", 대한정형외과학회지, 제40권, 제1호, pp.83-88, 2005. 2.



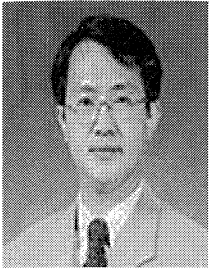
민 경 기

1995년 2월 서울보건대학 의공학과 졸업 (전문학사)
 1997년 2월 성결대학교 컴퓨터공학과 졸업 (학사)
 1999년 2월 명지대학교 대학원 전자공학과 졸업 (석사)
 2008년 2월 성균관대학교 대학원 바이오메카트로닉스공학과 졸업 (박사)
 2008년 2월 - 현재 성균관대학교 바이오메카트로닉스 센터 선임연구원
 관심분야 : 생체 역학, 비선형 제어, 인공신경망



박 광 용

2006년 2월 한국디지털대학교 사회복지학과 졸업 (학사)
 2008년 경기대학교 대학원 대체의학과 졸업(석사)
 2008년 현재 한일보조기 의수족센터 (대표)
 2008년 현재 김천대학 의료보장구학과 겸임교수
 관심분야 : 전자의수 의족, 족저압 검사 장비



박 승 환

1984년 2월 인하대학교 전자공
학과 졸업 (학사)

1990년 2월 동대학교 대학원
졸업 (석사)

1996년 2월 동대학교 대학원
졸업 (박사)

1984년 - 1987년 서울지구병원

의료장비정비관

2008년 현재 을지대학교 의료공학과 교수

관심분야 : 재활시스템 및 재활기기, 의용 생체신호
계측기기 및 진단 시스템