



한국운동역학회지, 2004, 제14권 3호, pp. 99-118
Korean Journal of Sport Biomechanics
2004, Vol. 14, No. 3, pp. 99-118

기능성 전문테니스화의 족저압력분포 분석

이중숙*(신라대학교) · 김용재(부경대학교) · 박승범(부산신발산업진흥센터)

ABSTRACT

A Study of In-sole Plantar Pressure Distribution in Functional Tennis Shoes

J. S. Lee*(Silla University) · Y. J. Kim(Pukyung National University)
S. B. Park(Korea Footwear Institute)

J. S. LEE, Y. J. KIM, S. B. PARK. A Study of In-sole Plantar Pressure Distribution in Functional Tennis Shoes. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 14, No. 3, pp. 99-118, 2004. The aim of this study is to evaluate tennis shoes's plantar pressure distribution in tennis prayers and to determine the influence of the shoe on various tennis movements. When investigating the biomechanics of movement in tennis, one of the first things to do is to understand the movement patterns of the sport, specifically how these patterns relate to different tennis shoes. Once these patterns are understood, footwear company can design tennis shoes that match the individual needs of tennis players. Plantar pressure measurement is widely employed to study foot function, the mechanical pathogenesis for foot disease and as a diagnostic and outcome measurement tool for many performance. Measurements were taken of plantar pressure distribution across the foot and using F-Scan(Tekscan Inc.) systems respectively. The F-Scan system for dynamic in-shoe foot pressure measurements has enabled us to assess quantitatively

* jslee@silla.ac.kr

the efficacy of different types of footwear in reducing foot pressures.

The Tekscan F-Scan system consists of a flexible, 0.18mm thick sole-shape having 1260 pressure sensors, the sensor insole was trimmed to fit the subjects' right, left shoes. For this study 4 university male, high level tennis players were instructed to hit alternated forehand stroke, backhand stroke, forehand volley, backhand volley, smash, service movement in 4 different tennis shoes.

1. When impact in tennis movement, peak pressure distribution of landing foot displayed $D > C > B > A$, A displayed the best low pressure distribution. A style's tennis shoes will suggest prayer with high impact. If prayer with high impact feeling during pray in tennis wear A style, it will decrease injury, will have performance improvement.
2. When impact in tennis movement, plantar pattern of pressure distribution in landing foot displayed $B > A > C > D$ in stability performance. During tennis, prayer want to stability movement suggest B style tennis shoes when tennis movement impact keep stability of human body. B style tennis shoes give performance improvement
3. When impact in tennis movement, plantar pattern of center of force(C.O.F.)trajectory in landing foot analyzed this :
 - 1) When stroke movement and volley movement in tennis, prayer better to rearfoot movement.
 - 2) when service movement, prayer midfoot strike movement.
 - 3) when smash movement, prayer have forefoot strike movement.

KEY WORDS : TENNIS SHOES, PRESSURE DISTRIBUTION, F-SCAN SYSTEM, FOOT

I. 서 론

1. 연구의 필요성

최근 테니스화는 발의 건강이나 착용감, 쾌적성을 추구할 뿐만 아니라 과학화, 전문화되고 있으며, 신발의 특수하고 다양한 기능을 위하여 유명 스포츠브랜드사들은 피팅(fitting), 충격흡수성(shock absorb), 안전성(stability), 통기성(ventilation), 내구성(durability), 마찰력(traction), 굴곡성(flexibility), 경량성(light-weight) 등을 가진 고기능성의 신발 완제품개발을 위하여 노력하고 있는데, 이러한 완제품의 성능 및 기능의 적합성 여부를 시험하기 위하여 신발회사들은 테니스화의 기능 중 다음과 같

은 9개의 시험항목을 제시하고 있다. ①마찰계수 시험 ②정특성 시험 ③영구변형 시험 ④내구성 시험 ⑤굽힘 내구성 시험 ⑥환경 접착성 시험 ⑦발열성, 발한성, 보온성 시험 ⑧배족부 안정성 시험 ⑨충격흡수성, 반발탄성 시험 항목이다(부산테크노파크, 2004).

전문 스포츠화가 일반 신발과 구별되고 차별화되는 것은 상해예방과 운동수행능력의 향상이 동시에 요구된다는 점이다. 국제적인 성능평가지표로 활용되는 요소로 여러 가지 요인들이 있지만 필수적으로 요구되는 기능으로는 ①충격흡수성 ②반발탄성 ③미끄럼 방지 기능 ④안전성 ⑤적합성 등 5개 항목으로 도출된다(김석관, 2000).

스포츠에서 효율적이면서도 효과적인 운동을 수행하기 위해서는 플레이 스타일에 맞는 용구를 선택해야 한다. 테니스 도구들 중 선수들에게 적합한 전문 테니스 신발을 선택하고, 플레이 스타일, 풋워크(foot work)의 종류에 따라서 어떤 형태로 설계된 테니스 신발을 착용해야 하는지를 결정하는 것이 매우 중요한 일이다(Garcia, 2002).

솔의 패턴은 크게 클레이 코트용, 하드 코트용, 콘크리트용, 올라운드용 등으로 나눌 수 있다. 미끄러지기 쉬운 클레이 코트용은 홈이 얇고 잘 마모되지 않는 단단한 재질이 좋고, 올라운드용은 양자의 중간이다. 이러한 용도를 무시하면 제대로 플레이 할 수 없을 뿐만 아니라 부상의 원인이 되기도 한다. 클레이 코트용은 스톱성이 높고, 하드 코트용의 홈은 얇은 편이며 닳기 쉬운 코트이므로 재질이 단단하게 되어 있다. 밑창의 두께와 형태도 두꺼운 것일수록 쿠션이 좋고 밑이 넓은 것일수록 안정감이 있는데, 너무 두꺼우면 발목을 다칠 위험성이 많고 너무 넓은 것도 스톱성이 강해서 상해의 위험성이 있으므로 지나치게 극단적인 타입은 피하는 것이 좋다(서국웅 외5인, 1996).

스포츠 인구의 증가에 따라 관련 질병 및 부상의 빈도 역시 증가하고 있다. 이러한 질병들을 유발시키는 원인으로는 지면의 종류, 운동화, 운동의 형태 등을 들 수 있다. 잔디와 같은 자연지면에 비해 대부분의 인조지면의 경우가 착지시의 초기 충격과 마찰이 크며 회전에 대해 큰 저항을 갖는다는 것이 일반적으로 알려진 사실이다. 또한 운동화의 구조는 지나친 충격을 흡수해 다리를 보호해 줄 수 있도록 설계되어야 하며, 지나친 회내운동(over pronation)을 유발시키지 않아야 한다(Enoka, 1988).

운동화로 인해 초래될 수 있는 질병의 주된 형태는 지면 착지 시 발생하는 충격에 의한 질병, 지면의 불균형으로 인한 자연적인 질병, 운동화 자체의 구조적인 결함에 의해 초래되는 질병 등으로 나누어 볼 수 있다. 특히 운동화 구조의 디자인 성능을 개선시킴으로써 충격흡수력을 보완시키려는 연구는 스포츠과학 분야와 의학적인 용도의 필요성에 의해 활발히 진행되고 있다. 이러한 연구의 사례로서 의학 분야에서 고관절 치환수술 후 보행안정과 질병재발을 막기 위해 운동화의 안창부분에 보조대를 부착함으로써 효과를 보고 있다는 연구결과가 여러 차례 보고된 바 있다(Arampatzis, Bruggemann & Metzler, 1999).

운동화는 많은 수의 부품들이 복잡한 제봉공정과 접착공정을 거침으로써 완성되는 제품으로서 기능단위로 분해하더라도 15~20개 정도의 크고 작은 부분들로 이루어져 있다. 이들은 각각 운동화의 가장 중요한 두 가지 기능인 안정성의 유지와 충격흡수를 담당한다. 갑피는 월형심(heel counter), 설

포(padded tonque), 구멍쇠 보강(eye stay), 신발끈(lace), 각종 패딩(padding), 보강(bandage)들로 이루어져 있으며, 이들의 전체적인 조화를 통해 운동과정에서 발생하는 불안정한 움직임으로부터 발을 보호한다. 밑창은 안창(inside), 중창(midsole), 중심(wedge), 겉창(outsole)으로 구성되어 있으며, 이들은 부드러운 소재의 특성에 따른 압축효과를 이용하여 외부의 지나친 충격이 발과 신체에 직접 전달되지 못하도록 완충해주는 기능을 담당한다(Bates, 1989). 충격흡수 정도는 중창(midsole)의 재질과 두께에 의해 결정되는데, MaMahon에 의하면 800km 이상 운동화를 신고 보행하였을 경우, 20~30%의 충격흡수 기능의 손실이 발생한다고 보고하였다. 압축효과가 뛰어나수록 충격흡수력은 향상되지만, 이러한 압축효과는 주요 하지 골격의 배열을 갑작스럽게 변화시키거나 배족부의 불안정을 초래할 수 있어 안정성 측면에 악영향을 미칠 수 있다(임기용 외1인, 2002).

테니스 운동선수나 테니스 클럽 동호인의 운동수행능력(performance)을 높이기 위해서는 높은 고기능성의 테니스화를 요구하는 것과 동시에 상해예방과 안전성이 선행되어야 하며, 전문 테니스화는 조형성과 종목별 경기종목의 다양화에 근거하여 운동경기시에 체중을 분배시켜 평형을 유지시키는데 필요한 도구로서, 독특한 구조를 요구하고 있다(박승범외 3인, 2001)

테니스는 경기중 상대방이 친 공의 방향을 순간적으로 판단하여 대처하는 빠른 방향전환이 요구된다. 족저압의 변화에서 빠른 방향전환과, 순발력을 제공하는지 판단할 수 있는 방법은 족저압력 분포를 통하여 판단할 수 있다. 따라서 포핸드·백핸드 스트로크, 포핸드·백핸드 발리, 스매시, 서브의 다양한 동작들에서 발 디딤에서 생기는 압력 집중을 완화시키는 능력으로서 다양한 신발들의 동일 동작에 대한 최대 압력분포 값의 상대 비교를 통해 각 신발들의 기능성 평가가 가능할 것으로 판단된다. 발에 과도한 부하가 가해지면 부하에 대한 반작용이 발생하며 부하가 반복적이고 지속적으로 작용하면 부정적 또는 긍정적인 영향을 미치므로 부상이 발생할 가능성이 높아진다. 이러한 부상발생의 원인을 규명하고 예방하기 위해서는 일차적으로 부하를 측정하고 평가해야 하는데 족저압력 분포는 최근 인체의 상해와 관련된 연구에 많이 이용되고 있다.

족저압력 분포의 측정을 통해서 발의 각 부위에 전달되는 충격을 자세하게 평가할 수 있을 뿐만 아니라, 이러한 압력분포의 측정과 분석을 통하여 부상의 진단 및 치료에도 이용되고 신발의 기능성 뿐만 아니라 경기력 향상을 위한 평가에도 활용 가능하므로 본 연구를 실시하였다.

2. 연구의 목적

본 연구에서는 대학 테니스 선수 4명을 선정하여 유명 스포츠 브랜드사 4곳의 전문 테니스화를 대상으로 하여 포핸드 스트로크, 백핸드 스트로크, 포핸드 발리, 백핸드 발리, 스매시, 서브 동작을 수행할 때의 축이 되는 발 족저압을 측정한 후, 각 신발들의 압력분포를 비교분석하여 압력분포 차이에 나타날 수 있는 기능성과 테니스 운동수행시 발의 상해 가능성에 대한 과학적인 자료들을 제공하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구대상

부산시내 P 대학교에 재학 중인 테니스 남자 선수 4명을 본 연구의 대상으로 선정하였으며, 피험자들에게 실험의 목적을 설명하고 참가 동의서를 받은 후 실험을 실시하였다. 피험자들의 신체적 특성은 아래 <표 1>과 같으며, 모든 연구 대상자들은 오른손을 사용하는 선수들로 선정하였다.

표 1. 연구대상자

피험자	신장(cm)	체중(kg)	나이 (yr)	경력 (yr)	발길이		발폭	
					좌	우	좌	우
가	167.5	68.4	23.4	12.3	270.5	271.3	10.2	10.5
나	172.6	65.3	22.7	14.7	268.2	269.1	8.8	9.2
다	178.3	71.6	19.3	13.2	271.9	272.4	8.3	8.9
라	171.8	66.7	18.8	12.6	269.7	270.2	9.4	9.9
M±SD	172.55 ±4.44	68.00 ±2.71	21.05 ±2.34	13.20 ±1.07	270.07 ±1.55	270.75 ±1.42	9.18 ±0.82	9.63 ±0.72

2. 실험도구

본 연구의 수행에 있어서 기능성 테니스화의 측정은 족저압 압력분포 측정센서의 F-Scan를 이용하였으며, 피험자의 발 사이즈에 맞추어 센서를 트리밍한 후 실험하였다. 발목부분에 앵클밴드를 부착하여 커프를 부착하여 센서와 연결하였다. 측정은 F-Scan Pressure Measure System 5.23를 이용하였으며, 분석은 F-Scan 분석 소프트웨어인 F-Scan DB TAM 5.03를 이용하였고, 측정기기와 용도는 <그림 1>과 <표 2>와 같다.



그림 1. 실험에 사용된 족저압 압력분포시스템

표 2. 측정기기 및 용도

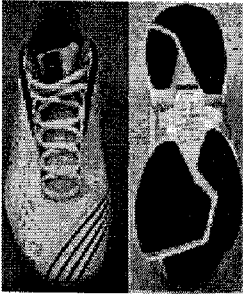
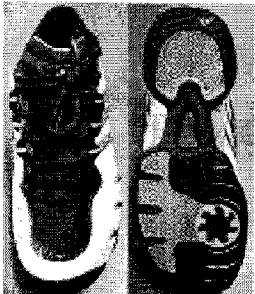
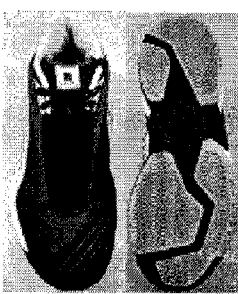

기기명	모델 및 제조국	제조국	용도
족저압 압력분포측정기	F-SCAN, TEKSCAN,	U.S.A	족저압 압력분포측정
압력분포 측정용 센서시트 (1회용: 트리밍전 960 센서)	F-SCAN, TEKSCAN 1)센서 사이즈(mm) 300×100 2)매트릭수 : 60행×21열	U.S.A	족저압 압력분포측정용 센서 1) Sensor Sheet는 1260점의 Sensing Point로 되어 있음 2) 약 0.15mm의 종이와 같아서 발의 크기에 따라 자유로운 절단 가능
족저압 압력분포측정 소프트웨어	Tekscan Pressure Measurement System 5.23 Version, TEKSCAN. Inc,	U.S.A	족저압 압력분포 측정용
족저압 압력분포분석 소프트웨어	F-Scan DB TAM 5.03 Version, TEKSCAN. Inc,	U.S.A	족저압 압력분포 분석용
시스템용 컴퓨터	LG IBM	KOREA	측정분석용 컴퓨터

3. 실험절차

기능성 테니스화의 각 동작에 대한 실험은 실내공간에서 실시하였으며, 기능성 테니스화 내부의 족저압 압력분포측정(plantar pressure distribution)을 위하여 실험대상자의 테니스동작을 할 수 있을

정도의 범위 및 공간을 확보하였다. 6가지 동작을 각각 수행 시 각 피험자는 실험에 임하기 전에 충분한 준비운동을 실시하여 실험에서 정확한 동작이 나올 수 있도록 하였다.

표 3. 실험에 사용된 기능성 테니스화

	A	B	C	D
갑피상부 · 걸창저부				
주요 특성	1. 아킬레스건 및 발목을 안정감있게 잡아주고, 특수메쉬를 사용하여 통풍성을 강화시킴 2. 하드코트에 맞게 헤링본설계구조시 상부의 접촉면적을 클레이코트용보다 넓게 설계	1. 편안한 착용감과 내구성을 바탕으로 내마모도를 높이기 위해 테니스화 전족부에 발 쏠림방지기능 2. 전족부 걸창에 회전력을 강화시키기 위해 원형 설계방식 적용	1. 아킬레스건 및 발목을 안정감있게 잡아주기위해 발목보호기능적용 2. 클레이코트에 맞게 걸창에 헤링본 설계시 접촉면적을 적게 설계	1. 하드코트에서 경직력을 향상시키기위해 헤링본 설계방식 적용 2. 헤링본 설계방향이 힘의 이동경로에 맞추어 적용
걸창 설계	헤링본 스타일 설계	헤링본 스타일 설계	헤링본 스타일 설계	헤링본 스타일 설계
코트	하드코트용	하드코트용	클레이코트용	하드코트용
컷	미드 컷	로우 컷	미드 컷	미드 컷
무게	472.90g	450.75g	402.49g	395.70g
사이즈	280	280	280	280
성별	남성용	남성용	남성용	남성용

또한 실험 대상자들의 동작 실시 전에 좌우 테니스화의 내부에 인솔용 센서를 인솔위에 실험대상자의 발 사이즈에 맞추어 트리밍하여 장착하였으며, 실험대상자의 발목부분에 앵글 벨크로를 부착하여 센서 데이터를 입수할 수 있도록 하였으며, 앵글 벨크로 표면에 부착된 커패시터를 통해 유선으로 케이블을 통해 측정용 컴퓨터와 연결하여 동작시 각 압력분포데이터가 정확히 측정될 수 있도록 하였다. 동작 수행전 실험대상자에 압력분포측정을 맞추기 위하여 캘리브레이션을 실시하였으며, 각 피험자가 바뀔때마다 동작 수행전에 캘리브레이션하였다. 캘리브레이션은 센서의 로우 디지털 결과에 의해 실시되었으며, 실제 압력분포단위로 전환되었다. 실험에 사용된 기능성 테니스화는 <표 3>과 같으며, 각 테니스 동작을 수행할 때 동일한 동작을 시행하게 하기 위하여, 메트로놈 박자에 맞추어

실시하였다. 또한 각 동작을 객관화하기 위해서 보폭도 통일시켜 통제하였다. 실험에 사용된 센서는 매우 정교하며, 민감한 센서로 설계되었고, 1회성을 지니고 있으며, 약 20여회의 실험후에는 새 센서로 교체 후 역시 발 사이즈에 맞추어 트리밍 후 장착, 실험을 실시하였다.

4. 분석방법

본 연구에서는 족저압 측정기에서 제공되는 자료중 테니스의 포핸드 스트로크, 백핸드 스트로크, 포핸드 발리, 백핸드 발리, 스매시, 서비스 동작시 동작수행은 일정하게 규칙적으로 동작이 되도록 설정하였으며, 각 동작은 선수 1인당 각각 6회씩 실시하였다. 정확한 각 동작시 사용하는 주된 발의 족저압력분포를 측정하였으며, 분석시 각 동작의 주된 동작의 압력분포를 측정하기 위해서 6가지 수행동작중 포핸드 스트로크, 포핸드 발리, 스매시, 서비스는 왼발을 측정, 분석하였으며, 백핸드 스트로크, 백핸드 발리는 오른발을 측정 분석하였다.

정확한 동작 수행 여부는 지도자, 전문가 및 테니스동작 수행시 본인이 실험실내에서의 데이터 분석을 통해 동작의 정확성을 종합적으로 고려하여 정성적으로 분석하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 포핸드 스트로크 동작시 신발 종류에 따른 왼발의 족저압력분포

포핸드 스트로크 동작을 수행할 때 임팩트시 왼발(디딤발)의 족저압 압력분포 형태는 <그림 2, 3>과 <표 4>와 같이 A, B, C, D 각각 전혀 다른 특징을 나타냈으며, B, C, D의 경우 최대 압력분포지점은 전족의 중앙에 위치한 반면 A의 최대 압력분포지점은 다른 신발들에 비해 외측에 편중된 분포를 나타냈다.

표 4. 왼발의 최대압력분포

신발종류 압력분포	A	B	C	D
최대압력분포 (단위 : kPa)	260.2 ± 14.56	261.6 ± 19.74	277.3 ± 20.31	284.5 ± 15.40

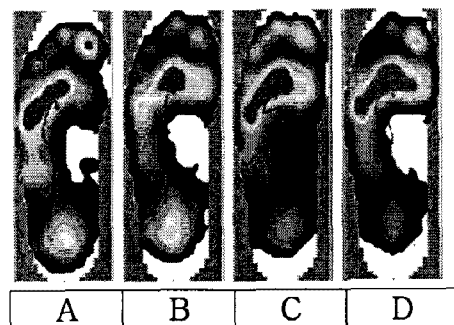


그림 2. 왼발의 최대압력분포

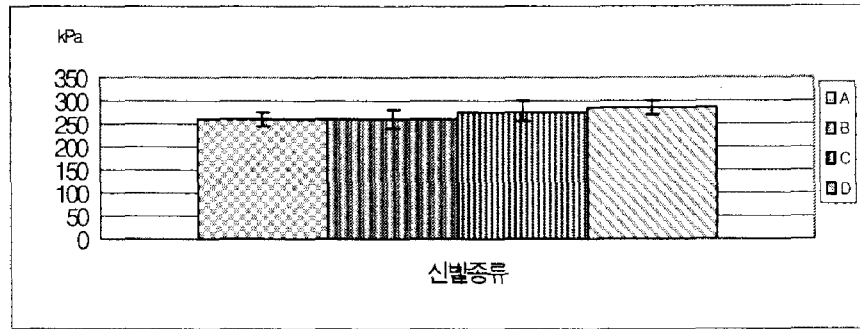


그림 3. 포핸트 스트로크시 신발종류에 따른 왼발의 최대압력분포

족저압력 중심선의 변화는 A, B의 경우 후족착지형태를 나타냈고 C, D의 경우 중족착지형태를 각각 나타냈고, 최대압력분포의 수치를 비교해보면 $D(284.5 \pm 15.40 \text{kPa}) > C(277.3 \pm 20.31 \text{kPa}) > B(261.6 \pm 19.74 \text{kPa}) > A(260.2 \pm 14.56 \text{kPa})$ 의 순으로 압력분포를 나타냈다. 최대압력분포의 수치는 D가 가장 높게 A가 가장 낮게 나타났고, 전체적인 족저압력분포 기저면의 형태를 종합하여 비교해보면 $B > A > C > D$ 의 순으로 기저면이 고무 분포된 것으로 나타났다.

2. 백핸드 스트로크 동작시 신발 종류에 따른 오른발의 족저압력분포

백핸드 스트로크 동작을 수행할 때 임팩트시 오른발(디딤발)의 족저압력분포 형태는 <그림 4>와 <표 5>와 같이 A, B, C, D 모두 유사한 형태의 압력분포를 나타냈고, B, C, D의 경우 최대 압력분포지점은 전족의 중앙에 위치한 반면 A의 최대 압력분포지점은 다른 신발들에 비해 전족의 외측에 편중된 분포를 보였다.

표 5. 오른발의 최대압력분포

신발종류 압력분포	A	B	C	D
최대압력분포 (단위 : kPa)	232.8 ± 18.51	234.3 ± 19.22	253.5 ± 23.69	246.5 ± 16.84

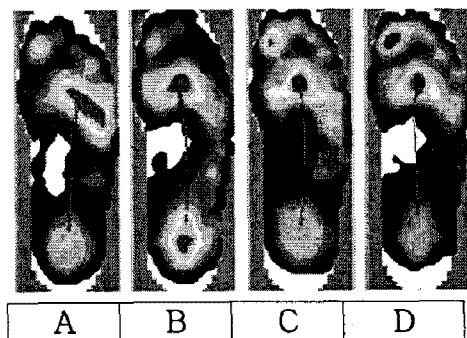


그림 4. 오른발의 최대압력분포

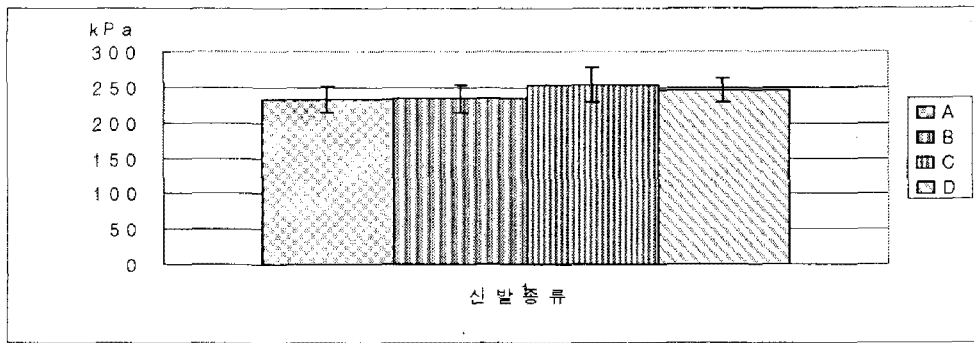


그림 5. 백핸드 스트로크시 신발종류에 따른 오른발의 최대압력분포

족저압력 중심선의 변화는 A, B, C, D의 경우 후족착지형태로 모두 유사한 압력중심선의 변화를 나타냈고, 최대압력분포의 수치를 비교해보면 C(253.5±23.69kPa) > D(246.5±16.84kPa) > B(234.3±19.22kPa) > A(232.8±18.51kPa)의 순으로 최대압력분포의 수치는 C가 가장 높게 A가 가장 낮게 나타났고, 전체적인 족저압력분포 기저면의 형태를 종합하여 비교해보면 B > C > A > D 의 순으로 기저면이 고루 분포된 형태를 나타냈다.

3. 포핸드 발리 동작시 신발 종류에 따른 왼발의 족저압력분포

포핸드 발리 동작을 수행할 때 임팩트시 왼발(디딤발)의 족저압력분포 형태는 <그림 6, 7>과 <표 6>와 같이 A, B, C, D 모두 유사한 형태의 압력분포를 나타냈으며, A, C, D의 경우 최대 압력분포지점은 전족의 중앙에 위치한 반면 B의 최대 압력분포지점은 후족의 중앙에 나타났다.

표 6. 왼발의 최대압력분포

신발종류 압력분포	A	B	C	D
최대압력분포 (단위 : kPa)	250.9 ± 13.43	263.3 ± 23.17	267.7 ± 20.22	274.2 ± 16.53

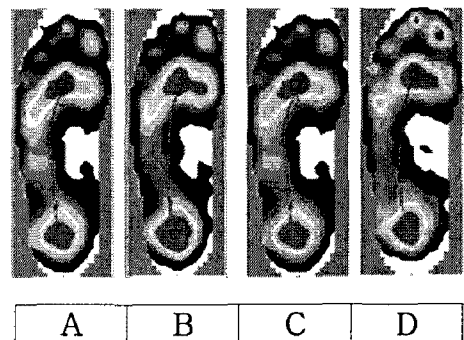


그림 6. 왼발의 최대압력분포

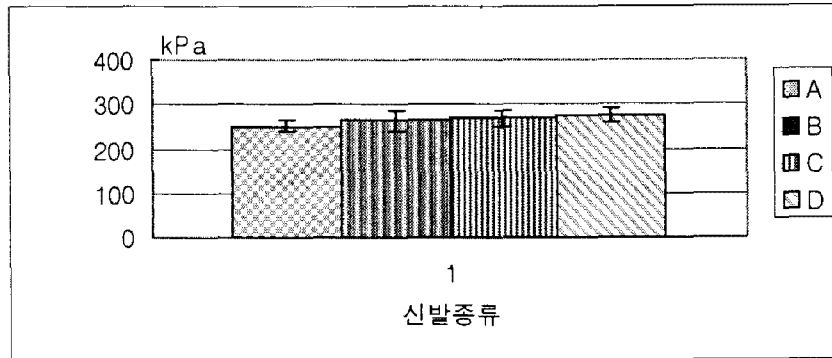


그림 7. 포핸드 발리시 신발종류에 따른 왼발의 최대압력분포

족저압력 중심선의 변화도 A, B, C, D의 후족착지형태로 모두 유사하게 압력중심선 변화를 나타냈고, 최대압력분포의 수치를 비교해보면 $D(274.2 \pm 16.53 \text{ kPa}) > C(267.7 \pm 20.22 \text{ kPa}) > B(263.3 \pm 23.17 \text{ kPa}) > A(250.9 \pm 13.43 \text{ kPa})$ 의 순으로 압력분포를 나타냈다. 최대압력분포의 수치는 D가 가장 높게 나타났고, A가 가장 낮게 나타났으며, 전체적인 족저압력분포 기저면의 형태를 종합하여 비교해보면 $B > A > C > D$ 의 순으로 기저면이 고루 분포된 것으로 나타났다.

4. 백핸드 발리 동작시 신발 종류에 따른 오른발의 족저압력분포

백핸드 발리 동작을 수행할 때 임팩트시 오른발(디딤발)의 족저압력분포 형태는 <그림 8, 9>과 <표 7>과 같이 A, B, C, D 모두 유사한 형태의 압력분포를 나타냈고, A, B의 경우 최대 압력분포지점은 전족의 중앙에 위치하였으나, 후족에서도 다른 신발들에 비해 압력분포가 약간 높게 전족 중앙에 분포되어 있는 것으로 나타났다.

표 7. 오른발의 최대압력분포

신발종류 압력분포	A	B	C	D
최대압력분포 (단위 : kPa)	227.4 ± 14.96	223.1 ± 21.37	234.6 ± 17.42	258.3 ± 13.74



그림 8. 오른발의 최대압력분포

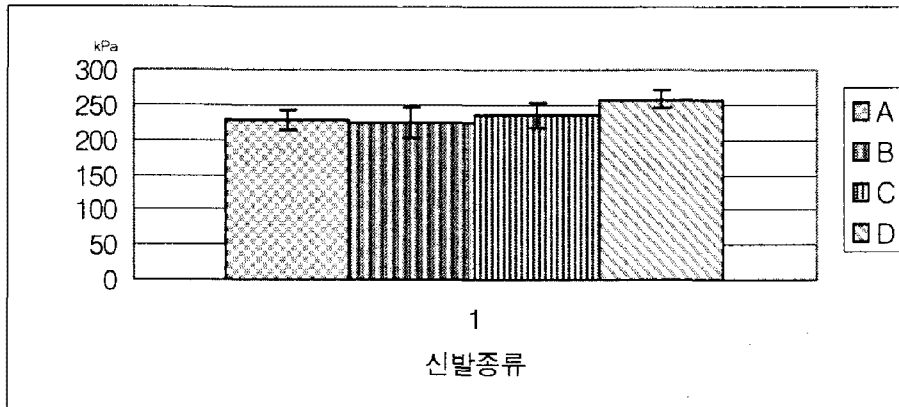


그림 9. 백핸드 발리시 신발종류에 따른 오른발의 최대압력분포

족저압력 중심선의 변화도 A, B, C, D의 후족착지형태로 모두 유사한 중심선 변화를 나타냈고, 최대압력분포의 수치를 비교해보면 $D(258.3 \pm 13.74 \text{kPa}) > C(234.6 \pm 17.42 \text{kPa}) > A(227.4 \pm 14.96 \text{kPa}) > B(223.1 \pm 21.37 \text{kPa})$ 의 순으로 압력분포를 나타냈다. 최대압력분포의 수치는 D가 가장 높게 나타났고, A가 가장 낮게 나타났으며, 전체적인 족저압력분포 기저면의 형태를 종합하여 비교해보면 $C > B > D > A$ 의 순으로 기저면이 고루 분포된 것으로 나타났다.

5. 스매시 동작시 신발 종류에 따른 왼발의 족저압력분포

스매시 동작을 수행할 때 임팩트시 왼발(디딤발)의 족저압력분포 형태는 <그림 10, 11>와 <표 8>과 같이 A, B, C, D 모두 유사한 형태의 압력분포를 나타냈으며, A, B, C의 경우 최대 압력분포지점은 전족의 중앙에 위치한 반면 D의 경우 후족의 중앙에 압력이 약간 분산된 형태의 모양으로 나타났다.

표 8. 왼발의 최대압력분포

신발종류 압력분포	A	B	C	D
최대압력분포 (단위 : kPa)	302.4 ± 22.36	306.7 ± 17.41	330.3 ± 25.48	336.3 ± 21.33

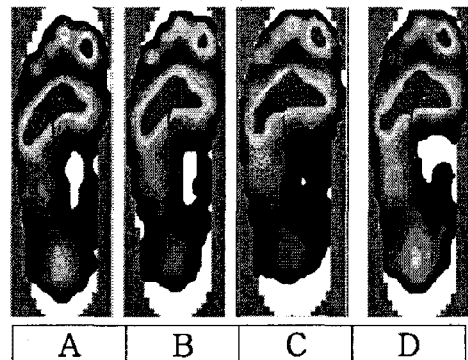


그림 10. 왼발의 최대압력분포

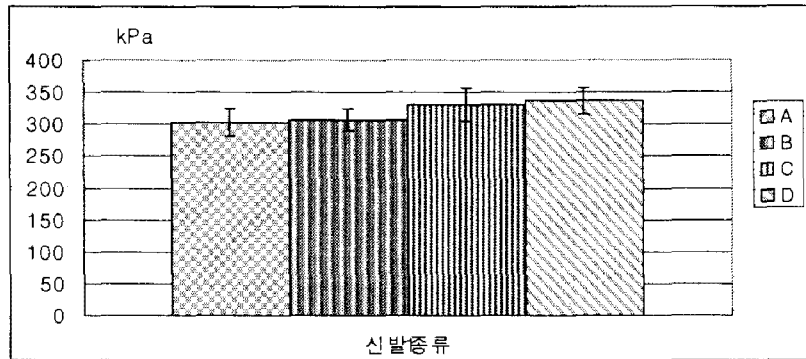


그림 11. 스매시 신발종류에 따른 왼발의 최대압력분포

족저압력 중심선의 변화도 A, B, C, D의 전족착지형태로 모두 유사한 형태의 중심선 변화를 나타냈고, 최대압력분포의 수치를 비교해보면 $D(336.3 \pm 21.33 \text{kPa}) > C(330.3 \pm 25.48 \text{kPa}) > B(306.7 \pm 17.41 \text{kPa}) > A(302.4 \pm 22.36 \text{kPa})$ 의 순으로 압력분포를 나타냈다. 최대압력분포의 수치는 D가 가장 높게 나타났고, A가 가장 낮게 나타났으며, 전체적인 족저압력분포 기저면의 형태를 종합하여 비교해보면 $D > A > B > C$ 의 순으로 기저면이 고무 분포된 것으로 나타났다.

6. 서브시 신발 종류에 따른 왼발의 족저압력분포

서브 동작을 수행할 때 임팩트시 왼발(디딤발)의 족저압력분포 형태는 <그림 12, 13>와 <표 9>과 같이 A, B, C, D 모두 유사한 형태의 압력분포를 나타냈으며, A, B, C의 경우 최대 압력분포지점은 전족의 중앙에 위치한 반면 D의 경우 전족의 중앙에서 압력이 약간 왼쪽 방향으로 분산된 형태의 모양으로 나타났다.

표 9. 왼발의 최대압력분포

신발종류 압력분포	A	B	C	D
최대압력분포 (단위 : kPa)	255.5 ± 18.82	258.8 ± 22.46	262.2 ± 24.38	275.4 ± 19.62

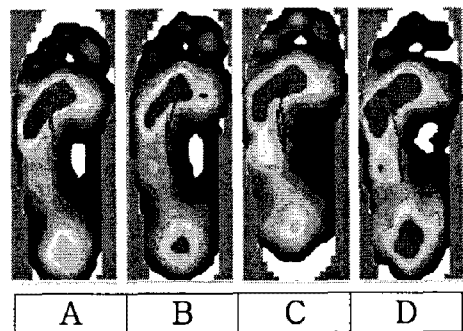


그림 12. 왼발의 최대압력분포

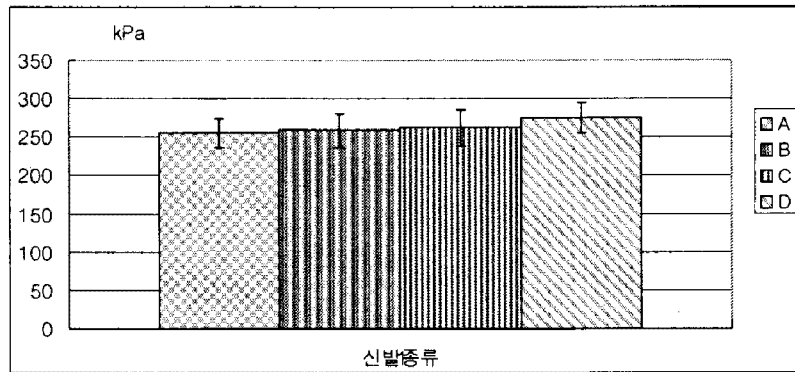


그림 13. 서브시 신발종류에 따른 왼발의 최대압력분포

족저압력 중심선의 변화도 A, B, C, D의 중족착지형태로 모두 유사한 형태의 중심선 변화를 나타냈고, 최대압력분포의 수치를 비교해보면 $D(275.4 \pm 19.62 \text{ kPa}) > C(262.2 \pm 24.38 \text{ kPa}) > B(258.8 \pm 22.46 \text{ kPa}) > A(255.5 \pm 18.82 \text{ kPa})$ 의 순으로 압력분포를 나타냈다. 최대압력분포의 수치는 D가 가장 높게 나타났고, A가 가장 낮게 나타났으며, 전체적인 족저압력분포 기저면의 형태를 종합하여 비교해보면 $D > B > A > C$ 의 순으로 기저면이 고무 분포된 것으로 나타났다.

IV. 논의

족저압은 운동과학의 임상분야와 연구 분야에서 많은 관심을 갖고 있는 측정대상 중 하나이다. 족저압을 측정함으로써 다양한 일상생활동작과 기능적 활동중 발의 특정부위에 가해지는 압력을 관찰할 수 있다(노정석등, 2001). 의공학 기술의 발달로 감지기가 부착된 신발 안창 형태의 압력감지 안창을 신발내에 삽입하여 족저압을 측정하는 신발 삽입형 족저압 측정방법이 개발되어 1990년대 중반부터 활용되기 시작하였다. 이러한 신발 삽입형 족저압 측정기는 발의 각 부위별 압력에 대한 시간적, 양적 자료들을 제공하므로 다양한 목적으로 활용되고 있다(문혜원외 5인, 1995)

1. 포핸드 스트로크시 신발 종류에 따른 왼발의 족저압력분포 분석

포핸드 스트로크 동작의 임팩트(impact)시 왼발(디딤발)의 최대 압력분포지점이 B, C, D의 경우 전족의 중앙에 위치한 반면 A의 최대 압력분포지점이 다른 테니스화에 비해 전족의 외측으로 편중되게 나타낸 이유는 A 신발의 특성으로 분석되지만 바람직한 것은 아닌 것으로 사료된다. 족저압력 중심선의 변화는 A, B의 경우 후족착지형태로 C, D의 경우 중족착지형태로 각각 유사한 압력 중심선의 변화를 나타냈고,

최대압력분포의 수치 비교에서 $D(284.5 \pm 15.40 \text{kPa}) > C(277.3 \pm 20.31 \text{kPa}) > B(261.6 \pm 19.74 \text{kPa}) > A(260.2 \pm 14.56 \text{kPa})$ 의 압력분포의 수치를 가장 낮게 나타낸 A 신발이 발에 충격적인 부담을 경감시켜 줄 수 있다는 측면에서 가장 우수한 것으로 판단된다. 테니스 동작에 관한 이와 유사한 선행연구결과가 없어 직접적인 비교가 어려워 보행동작에 관한 연구를 통해 간접적인 비교해보면 김준환(1995)의 “족저압 측정기를 이용한 신발뒷굽 형태에 따른 보행시 족저압 분포에 관한 연구”에서 최대압력분포는 뒷굽이 없는 신발 착용시 125.4kPa, 부드러운 뒷굽이 있는 신발 착용시 117.6kPa, 하이힐 착용시 118.1kPa을 나타낸 것으로 보고했는데, 이러한 결과는 본 연구결과의 수치와 상당한 차이가 있는 것으로 나타났다. 그 이유는 첫째, 연구의 동작 특성의 차이에 따른 것으로 사료되며 둘째, 측정기자재의 차이에 따른 것으로도 사료된다. 또한 전체적인 족저압력분포 기저면의 형태를 종합하여 비교해보면 $B > A > C > D$ 의 순으로 기저면이 고무 분포된 것으로 나타났는데 이는 B가 가장 안정적인 동작을 수행할 수 있는 신발인 것으로 사료된다.

O.Block(1999)등의 “클레이테니스코트에서 슬라이딩시 압력분포실험을 통해서 3가지 서로 다른 테니스화의 성능평가”에서 포핸드스트로크와 같은 슬라이딩동작은 테니스동작시 브레이킹력을 발생시키며, 경기동안 종종 발생하며, 높은 수준의 경기자에게 경기력을 좌우하는 중요한 요소중의 하나로 작성한다고 보고한 바 있다.

따라서 이러한 결과를 종합적으로 고찰해보면 테니스 경기시 발에 충격적인 부담을 느끼는 경기자일 경우 발에 충격력을 경감시켜 줄 수 있는 A 회사의 신발을 선택하여 착용하는 것이 상해예방과 경기력을 향상시키는데 도움을 줄 수 있을 것으로 판단된다.

2. 백핸드 스트로크시 신발 종류에 따른 오른발의 족저압력분포 분석

백핸드 스트로크 동작을 수행할 때 임팩트시 오른발(디딤발)의 족저압 압력분포 형태는 포핸드 스트로크에서와 마찬가지로 최대 압력분포지점이 B, C, D의 경우 전족의 중앙에 위치한 반면 A의 최대 압력분포지점은 다른 테니스화에 비해 전족의 외측으로 편중되게 나타낸 이유는 A 신발의 특성으로 분석되지만 바람직한 현상은 아닌 것으로 사료된다.

족저압력 중심선의 변화는 모두 후족착지형태의 압력중심선의 변화를 나타냈는데 이는 바람직한 동작으로 사료되며, 최대압력분포의 수치가 $C(253.5 \pm 23.69 \text{kPa}) > D(246.5 \pm 16.84 \text{kPa}) > B(234.3 \pm 19.22 \text{kPa}) > A(232.8 \pm 18.51 \text{kPa})$ 의 순으로 C가 가장 높게 A가 가장 낮게 나타났는데 이러한 결과는 김준환(1995)의 연구결과와 상당한 차이는 있지만 포핸드 스트로크 동작보다는 낮은 압력분포를 나타낸 것으로 분석된다. 전체적인 족저압력분포의 기저면 형태는 $B > C > A > D$ 의 순으로 나타냈는데 이러한 결과를 포핸드 스트로크 동작과 관련시켜 분석해보면 B가 가장 안정적인 동작을 수행할 수 있는 신발인 것으로 사료된다.

Garcia(2002)등은 테니스화와 관련된 성능평가연구에서 편안함, 불편함과 관련된 항목에서 매우 중요

한 사항들을 연구한 바 있으며, 신발착용시 편안함은 많은 요소들의 영향을 받는다고 하였으며, 너무 높게 설계된 중창은 발목과 하지의 후족부에 불편함을 초래하며, 이것은 궁극적으로 중창과 너무 높게 설계된 솔에 의해 야기된 내측 불안정성에 기인한 것으로 보고한 바 있어 안정적 동작을 수행기 위한 테니스화의 설계요건에 대해서 보고한 바 있다.

또한 중요 상관관계는 부정확한 아치 지지력과 족저의 불편함에 기인하며, 높은 중창 설계는 충격력을 감소시키나, 상대적으로 테니스 경기시 발목과 후족부에 불편함을 증가시키다고 보고하고 있어, 충격력 증대를 위한 중창높이설계는 부정적이라고 견해를 밝힌 바 있다. 따라서 이러한 결과를 종합적으로 고찰해보면 테니스 경기시 안정적인 동작을 원하는 경기자일 경우 임팩트시 신체의 안정감을 유지시켜 줄 수 있는 B 회사의 신발을 선택하여 착용하는 것이 경기력 향상에 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

3. 포핸드 발리시 신발 종류에 따른 왼발의 족저압력분포 분석

포핸드 발리 동작을 수행할 때 임팩트시 왼발(디딤발)의 족저압 압력분포 형태는 A, B, C, D 모두 유사한 형태의 안정적인 압력분포를 나타냈는데, 이러한 동작은 바람직한 것으로 사료된다.

족저압력 중심선의 변화는 A, B, C, D의 모두 후족착지형의 중심선 변화를 나타냈고, 최대압력분포의 수치는 $D(274.2 \pm 16.53 \text{kPa}) > C(267.7 \pm 20.22 \text{kPa}) > B(263.3 \pm 23.17 \text{kPa}) > A(250.9 \pm 13.43 \text{kPa})$ 의 순으로 압력 분포를 나타냈는데 A가 가장 낮게 나타난 것은 대단히 의미가 있는 것으로 사료된다. 족저압력분포 기저면의 형태는 $B > A > C > D$ 의 순으로 B의 기저면 형태가 가장 고루 분포된 것으로 나타났는데 이 또한 의미가 있는 것으로 사료된다.

4. 백핸드 발리시 신발 종류에 따른 오른의 족저압력분포 분석

백핸드 발리 동작의 임팩트시 오른발(디딤발)의 족저압 압력분포지점이 A, B, C, D 모두 유사한 형태의 압력분포를 나타냈고, A, B의 경우 최대 압력분포지점은 전족의 중앙에 위치하였으나, 후족에서도 다른 신발들에 비해 압력분포가 약간 높게 전족 중앙에 분포되어 있는 것을 볼 수 있다.

족저압력 중심선의 변화도 A, B, C, D의 후족착지형태로 모두 유사한 중심선 변화를 나타냈고, 최대압력 분포의 수치를 비교해보면 $D(258.3 \pm 13.74 \text{kPa}) > C(234.6 \pm 17.42 \text{kPa}) > A(227.4 \pm 14.96 \text{kPa}) > B(223.1 \pm 21.37 \text{kPa})$ 의 순으로 압력분포를 나타냈다. 최대압력분포의 수치는 D가 가장 높게 A가 가장 낮게 나타났다. 이는 A신발이 전족부위에서 발에 충격을 경감시켜 안정된 백핸드 발리 동작을 수행하게 할 수 있을 것으로 사료된다. 또한 전체적인 족저압력분포 기저면의 형태를 종합하여 비교해보면 $C > B > D > A$ 의 순으로 기저면이 고루 분포된 것으로 나타났는데 이는 C 신발이 백핸드 발리 동작을 수행하는데 있어서 발바닥의 전체면적에 고루 힘을 분산시킴으로써 가장 안정된 동작을 수행할 수 있게 해준다고 사료된다.

따라서 이러한 결과를 종합적으로 고찰해보면 백핸드 발리 동작 수행시 A사 신발과 같이 최대압력분포의 수치가 가장 낮게 나타나 가장 안정된 운동수행동작을 할 수 있는 신발로 사료된다.

5. 스매시 동작시 신발 종류에 따른 왼발의 족저압력분포 분석

스매시 동작의 임팩트시 왼발(디딤발)의 족저압력분포 형태는 A, B, C, D 모두 유사한 형태의 압력분포를 나타냈으며, A, B, C의 경우 최대 압력분포지점은 전족의 중앙에 위치한 반면 D의 경우 후족의 중앙에 압력이 약간 분산된 형태의 모양이 나타났다.

족저압력 중심선의 변화에서는 A, B, C, D의 전족착지형태로 모두 유사한 형태의 중심선 변화를 나타냈고, 최대압력분포의 수치를 비교해보면 $D(336.3 \pm 21.33\text{kPa}) > C(330.3 \pm 25.48\text{kPa}) > B(306.7 \pm 17.41\text{kPa}) > A(302.4 \pm 22.36\text{kPa})$ 의 순으로 압력분포를 나타냈다. 최대압력분포의 수치는 D가 가장 높게 A가 가장 낮게 나타났다. 이는 D의 신발의 경우 보다 A신발이 전족부위를 중심으로 체중이동을 하여 스매시 동작이 행하여 질때 닿는 부위 전체 면적의 압력을 고루 분산하여 준다고 할 수 있다.

또한 전체적인 족저압력분포 기저면의 형태를 종합하여 비교해보면 $D > A > B > C$ 의 순으로 기저면이 고루 분포된 것으로 나타났다. 이는 D사 신발에 비해 C사 신발의 경우가 스매시 동작을 수행할 때 후족에서 전족으로 체중을 이동시킬 때 족저압력을 분산시켜준다고 사료된다. 따라서 이러한 결과를 종합적으로 고찰해보면 서브동작과는 달리 왼쪽발의 경우 압력의 전달이 후족에서 전족부위로 되지 않고 스매시 동작을 행할 때 바로 전족부위에서 압력분포형태가 나타나는 것으로 보아 A사 신발과 같은 고른 압력분포로 전족부위를 잘 분산시켜주는 신발이 가장 적합한 것으로 사료된다.

6. 서브 동작시 신발 종류에 따른 왼발의 족저압력분포

서브 동작의 임팩트시 왼발(디딤발)의 족저압력분포 형태는 A, B, C, D 모두 유사한 형태의 압력분포를 나타냈으며, A, B, C의 경우 최대 압력분포지점은 전족의 중앙에 위치한 반면 D의 경우 전족의 중앙에서 압력이 약간 왼쪽 방향으로 분산된 형태의 모양이 나타났다. 이는 서브 동작의 특성과 밀접한 관련성이 있다고 사료된다.

족저압력 중심선의 변화는 A, B, C, D 모두 중족착지형태로 유사한 형태의 중심선 변화를 나타냈고, 최대압력분포의 수치를 비교하면 $D(275.4 \pm 19.62\text{kPa}) > C(262.2 \pm 24.38\text{kPa}) > B(258.8 \pm 22.46\text{kPa}) > A(255.5 \pm 18.82\text{kPa})$ 의 순으로 압력분포가 나타났다. 최대압력분포의 수치는 D가 가장 높게 A가 가장 낮게 나타났으며, 이는 A사의 신발이 서브 동작에 가장 적합한 압력분포를 나타내고 있다고 할 수 있다.

전체적인 족저압력분포의 형태를 종합하여 비교해보면 $D > B > A > C$ 의 순으로 기저면이 고루 분포된 것으로 나타났다. 이는 D사 신발이 전족을 중심으로 압력분포의 기저면의 형태가 넓게 분포한 것은

겉창(outsole) 물성의 탄성도가 높은 것으로 분석된다. 따라서 이러한 결과를 종합적으로 고찰해보면 테니스 경기시 발에 충격적인 부담을 경감시켜 주기 위해서는 압력분포가 낮은 A사 제품을 사용하는 것이 좋으며, D사의 테니스화는 전족 부위의 기저면 압력이 분산되어 나타나므로 착화감이 편안한 테니스화를 원하는 선수, 동호인들에게 적합하다고 판단된다. Luethi등(1986), Nigg등(1988)은 전문테니스 선수의 약 40%는 신발에 있어 몇가지 종류의 문제점을 경험한 바 있다고 보고되었으며, 55.1%는 테니스화 착용시 불편함을 경험한 바 있다고 보고하였다.

V. 결론 및 제언

1. 결론

본 연구에서는 대학 테니스 선수 4명을 피험자로 선정하고 유명 스포츠 브랜드회사 4곳의 테니스 신발을 대상으로 포핸드 스트로크, 백핸드 스트로크, 포핸드 발리, 백핸드 발리, 스매시, 서비스 동작을 수행할 때의 축이 되는 발의 족저압을 측정하고, 각 신발들의 족저압 압력분포를 비교분석하여 아래와 같은 결론을 얻었다.

테니스 동작의 임팩트시 디딤발 최대압력분포의 전반적 경향은 $D > C > B > A$ 의 순으로 압력분포수치를 나타냈는데 A가 가장 낮은 압력분포를 나타낸 것은 대단히 의미가 있는 것으로 사료된다. 이러한 결과는 테니스 경기시 발에 충격적인 부담을 느끼는 경기자일 경우 발에 충격량을 경감시켜 줄 수 있는 A 회사 제품의 신발을 선택하여 착용하는 것이 상해예방과 경기력 향상에 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

테니스 동작의 임팩트시 디딤발의 족저압력분포의 기저면 형태는 전반적인 경향은 $B > A > C > D$ 의 순으로 안정적인 기저면을 나타낸 것으로 사료된다. 이러한 결과는 테니스 경기시 안정적인 동작을 원하는 경기자일 경우 임팩트시 신체의 안정감을 유지시켜 줄 수 있는 B 회사 제품의 신발을 선택하여 착용하는 것이 경기력 향상에 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

테니스 동작의 임팩트시 디딤발의 족저압의 중심선의 변화와 족저압력분포를 종합하여 분석해보면 스트로크 동작과 발리 동작을 수행할 때는 후족착지형으로 서비스 동작을 수행할 때는 중족착지형으로 그리고 스매시 동작을 수행할 때는 전족착지형으로 동작을 수행하는 것이 바람직 할 것으로 사료된다.

2. 제언

고기능성 테니스화 설계시 최종 요소를 결정짓는 것은 평가요소 방법을 사용하기 위해 필요하다. 광의적으로 기구를 설계하고, 개발하기 위해 적용된 몇몇 방법들이 편안함에 기준을 둔 것처럼, 보편성과 신체의 일부분을 시험함으로써 편안성에 기준을 둔다. 그러나 이런 방법들은 일반적으로 운동역학적 실험결과를 반영하여 설계, 디자인에 적용하려는 노력에도 불구하고, 테니스화 등과 같은 스포츠화의 설계 및 디자인에 적용되기에는 현실적으로 많은 제약과 첨단 기자재의 적용이 필수적이다.

추후 하드코트용과 클레이코트용 테니스화의 마찰계수 등을 평가, 실험하여 테니스선수, 테니스 바닥재, 테니스화간의 메카니즘과 운동성능평가를 위한 요소 결정 등에 관한 연구가 보강되어야 할 것으로 사료된다. 이는 현재 국내에 하드 코트형 테니스장이 점점 많이 설계되고, 클레이 테니스코트를 대신해서 개발되고 있지만 정작 하드코트에서 어떤 테니스화를 신어야 하는지에 대한 정보가 부족한 현실에서 많은 테니스 선수, 동호인들에게 상해가 발생하고 있다는 것과 무관하지 않다는 사실이다. Bahamonde, & Knudson(1998)에 의하면 이미 하드코트가 대중화된 구미 선진국에서 하드코트에서 테니스 경기를 할 때 발목 염좌가 가장 빈번한 테니스 상해로 보고되고 있는 것처럼 추후 하드코트용 테니스화와 클레이 코트용 테니스화 간에 발생되고 있는 메카니즘을 구체적으로 밝히는 연구가 필수적이라고 사료된다.

참고문헌

- 김석관(2000), 신발산업의 기술 혁신패턴과 전개방향, 과학기술정책연구원, 18-41.
- 김준환(1995), 족저압 측정기를 이용한 신발뒷굽 형태에 따른 보행시 족저압분포에 관한 연구, 연세대학교 석사학위논문, 8-17
- 노정석, 김택훈(2001), Parotec System을 이용한 족저압 측정의 신뢰도, 한국전문물리치료학회지 제8권 제3호, 35-37.
- 문혜원, 박황일, 나은우, 이일영, 임선영, 김준환(1995), F-scan system을 이용한 정상인의 보행시 족저압 분포, 대한재활의학회지, 제20권, 289-294.
- 박승범, 서국웅, 이중숙, 김용재(2001), 클레이코트용 고기능성 테니스화 개발을 위한 생체역학적 연구, 한국운동역학회지 10권 2호, 22-25.
- 부산테크노파크(2004), 신규 검사 규격 시험 방법, (재)부산테크노파크
- 서국웅, 백영호, 조승제, 이중숙, 김용재, 이훈식(1996), 테니스과학, 부산대학교 생체역학실험실, 12-90.

- 임기용, 이상도(2002), 런닝 및 점핑시 충격으로 인한 족저압 특성 평가, *Journal of the Korean Institute of Plant Engineering*, Vol.7, No.1, 79-87.
- Arampatzis, A., Bruggemann, G.p. & Metzler, V.(1999), The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running, *Journal of Biomechanics*, 32, 1349~1353
- Bahamonde, R.E. & Knudson, D.V. (1998b), Kinematic analysis of the open and square stance forehand. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 30 (5): 29.
- Bates, B.T.(1989), Comment on the influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running, *Journal of Biomechanics* 22, 963~965
- Enoka(1988), *Neuromechanical Basis of Kinesiology*, Champaign, IL : Human Kinetics, 16-20.
- Garcia, A. C.(2002), A study of the discomfort associated with tennis shoes, *Journal of sports science*, 2-15.
- Luethi, S.M & Nigg, B.M. (1986), The influence of different shoe constructions on discomfort and pain in tennis. *International Journal of Sport Biomechanics*, 2, 149-153.
- Mann, R. A.(1980), *Biomechanics of Running*, In *Symposium on the foot and leg in running sports*. R. P. Mack(ed), st. Louis. The C. V. Mosby Co; 1-29.
- Nigg, B., & Segesser. (1988), The influence of playing surfaces on the load on the locomotor system and on football and tennis injuries. *Sports Medicine*, 5, 375-385.

투 고 일 : 10월 28일

심 사 일 : 11월 4일

심사완료일 : 12월 15일