



한국운동역학회지, 2005, 제15권 1호, pp. 155-176
Korean Journal of Sport Biomechanics
2005, Vol. 15, No. 1, pp. 155-176

평지와 오르막경사의 트레드밀 걷기와 달리기 동안 발보장구가 발바닥근막염과 관련된 발아치 스트레인에 미치는 영향

김승재*(한서대학교) · Darren Stefanyshyn(University of Calgary) · 김로빈(한성대학교)

ABSTRACT

Effects of Foot Orthotics on the Foot Arch Strain related to Plantar Fasciitis During Treadmill Level and Uphill Walking and Running

Kim, Seung-Jae*(Hanseon University) · Stefanyshyn, Darren(University of Calgary)
Kim, Ro-Bin(Hansung University)

S. J. KIM, D. Stefanyshyn, R. B. KIM. Effects of Foot Orthotics on the Foot Arch Strain related to Plantar Fasciitis During Treadmill Level and Uphill Walking and Running. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 15, No. 1, pp. 155-176, 2005. There is some evidence that one of major factors to produce plantar fasciitis depends on the magnitude of the foot arch strain. The orthotics that can reduce the foot arch strain during locomotion may be effective to prevent or treat plantar fasciitis. Therefore, the purpose of this study was to investigate the effect of control condition and three types of foot orthotics on 3-dimensional foot arch strain that can produce plantar fasciitis during treadmill level and uphill walking and running. Sixteen male subjects are recruited and the arch length and height strain according to three types of foot orthotics with

이 논문은 2002년도 한국학술진흥재단의 지원에 의하여 연구되었음(KRF-2002-042-G00032)

* sjkim@hanseo.ac.kr

respect to control condition were measured by using two digital video cameras. The first hypothesis which the comfort of foot orthotics would be increased from arch pad, half length orthotics to full length orthotics was mostly accepted. It suggested that the types of the foot orthotics could be properly prescribed according foot regions that is pain or abnormal. The second hypothesis which the foot arch strain can be reduced by foot orthotics during level heel-toe walking and running and the third hypothesis which the foot arch strain can be reduced by foot orthotics during uphill heel-toe walking and running were rejected. The foot arch length and height strain during walking and running showed small and subject-specific characteristics and could not be optimal biomechanical variable to prove the overall comfort. The fourth hypothesis which the foot arch strain cannot be reduced by foot orthotics during uphill toe walking and running was accepted. With the foot arch length and height strain during uphill toe walking and running the windlass mechanism suggested by Hicks can be explained successfully and excessive uphill toe walking and running can be one of cause of plantar fasciitis. The dynamic investigation on the foot arch such as walking and running should be carefully observed with integrated insights considering ligaments and foot bones as well as plantar fascia, extrinsic muscles and tendons, and intrinsic muscles and tendons.

KEYWORDS: PLANTAR FASCIITIS, FOOT ORTHOTICS, FOOT ARCH STRAIN

I. 서론

최근에 우리나라에서 조깅, 하이킹(등산을 포함), 여러 형태의 국토대장정 등과 같은 레크리에이션의 여가활동의 참여 인구는 사람들이 신체적, 정신적 체력을 유지하거나 향상시키려고 노력함에 따라 증가하고 있다. 이들 활동은 전반적인 체력을 유지하는데 매우 훌륭하지만 이 활동을 즐기는 경우 과사용 상해(overuse injury)를 입을 수 있다고 알려져 있다(McArdle, Katch, & Katch, 1996). 실제로 달리는 사람들의 약 60% 정도까지 그들의 활동을 제한하는 상해를 경험하는 경향이 있다고 추정되고 있다(Brody, 1980; Jacobs & Berson, 1986; Lysholm & Wiklander, 1987; Marti, Vader, Minder, & Abelin, 1988). 많은 과사용 상해 가운데 무릎관절, 발목관절, 발 부위는 가장 일반적으로 상해를 입는 세 가지 부위이다(Brubaker & James, 1974). 발 부위의 상해 가운데 발바닥근막염(plantar fasciitis)은 달리는 사람들에게 있어서 가장 발생빈도가 높은 과사용 증후군이며(Smerdelj, Madjarevic, & Oremus, 2001), 발 통증의 가장 일반적인 원인이다(Brody, 1980; Middleton & Kolodin, 1992).

Davis, Severud, & Baxter(1994)는 발바닥근막염이 발꿈치 통증의 가장 일반적인 원인이며, 발꿈치 통증은 발 클리닉에서 보이는 가장 일반적인 원인이라고 밝혔다. 최근에 Taunton et al.(2002)은 발바닥근막염이 슬개넓다리뼈 통증 증후군(patellofemoral pain syndrome)과 장골경골 근막띠 마찰 증후군(iliotibial band friction syndrome)과 함께 상위 세 가지 안에 드는 가장 일반적인 달리기 상해 가운데 하나라고 보고하였다.

발바닥근막(plantar fascia)은 두껍고 결합력이 강한 구조로서 지지와 보호역할 뿐만 아니라 발의 체중지지 기능을 포함하는 복잡한 역할을 담당해내고 있다(Hedrick, 1996). Wright & Rennels(1964)는 발바닥근막의 생체역학적 특성은 초기에 쉽게 신장되고 시간이 갈수록 점진적으로 경직되는 특성을 가지며, 이 특성은 발아치를 지지하는 역할에 알맞다는 점을 밝혔다. 발바닥근막은 두 가지 역할을 갖는다고 알려져 있다. 첫 번째 역할로서 발이 지면이 닿을 때 발바닥근막은 그 신장으로 발허리뼈 관절을 안정화시켜서 발이 지면반사력을 수용할 수 있도록 준비할 수 있게 한다. 이러한 발바닥근막의 충격흡수역할을 역학적 충격흡수 역할이라고 부른다. 두 번째 역할은 이지(take-off)국면 동안에 뒤꿈치의 이지와 엄지발가락의 신장을 발생시키는 것이다. 이 움직임은 발바닥근막의 수동적인 스트레칭을 발생시키는데 이는 세로 발아치가 이지를 준비할 수 있도록 아치를 상승하게끔 한다. 이러한 발바닥근막의 기능을 윈드러스 효과(windlass effect)라고 부른다(Pecina & Bojanić, 1993). Hicks(1954)에 의해 제안된 윈드러스 기전은 엄지발가락 신장이 발바닥근막을 발허리뼈 머리를 축으로 감겨지게끔 하여 효과적 아치 길이를 짧게 하고 아치 높이를 증가시키는 기전으로 엄지발가락-신장 아치-상승 효과(toe-extending arch-raising effect)로 불리 운다.

발바닥근막에 염증이 생길 때(발바닥근막염이라고 불리는 조건) 달리는 고통스럽게 된다. 발바닥근막염의 원인은 아스팔트와 같은 딱딱한 표면을 혹은 모래와 같은 부드러운 표면을 달리는 것(논쟁적인 문제), 충분하지 않은 충격흡수 기능을 가진 신발을 신고 훈련하는 것, 과도한 발끝 달리기나 오르막경사 달리기를 하는 것 등을 들 수 있다. 특히 발끝으로 달리는 경우는 발바닥근막을 스트레칭시키는 경향을 갖기 때문에 발바닥근막염의 원인이 된다. 하지만 과도한 발끝 달리기나 오르막경사 달리기를 하는 것이 발아치 스트레인에 얼마한 영향을 미칠 수 있는가에 대해서는 지금까지 어떤 실험적 결과는 없다. 높은 아치의 경직된 발이나 낮은 아치의 회내되는 발을 가진 사람들은 발바닥근막염의 상해를 입기 쉽다. 하지만 발 형태에 따른 발바닥근막염의 발생은 여전히 논쟁적이다. Newell(1977)과 Lutter(1981)는 발바닥근막염이 경직된 칼발(cavus feet)에서 보다 자주 발생하는데 그 이유는 칼발이 그 경직된 성질 때문에 스트레스를 분산시킬 수 없기 때문이라고 밝혔다. Kosmahl & Kosmahl(1987)은 과도한 회내가 발바닥근막염을 일으킨다고 제안하였다. 즉, 발꿈치뼈가 회내와 함께 가쪽 번짐(evert)되면서 발바닥근막의 발꿈치뼈 결절의 부착점이 그 원위 부착점으로부터 보다 멀리 이동하게 되며, 이는 발꿈치뼈에서 장력을 증가시키게 되면서 발바닥근막염을 일으킨다는 것이다. Brazzoli & Pollina(1989)는 레크리에이션 러너들의 발꿈치 통증의 가장 일반적인 원인은 발바닥근막염이라고 밝히고 있다. 발바닥근막염의 임상적인 소견은 발바닥근막과 발꿈치뼈의 부착점에서 통증이 있다는

것이다. 발바닥근막염의 원인에 대한 지배적인 의견은 비정상적인 평발에서 비롯된다고 한다. 안쪽 발아치의 하강과 함께 평발의 시간이 길어진 과회내가 발바닥근막을 스트레치하고, 이는 발꿈치뼈에 있는 기시점에 과도한 스트레스를 준다는 것이다. Nesbitt(1992) 역시 과회내가 발아치를 낮추고 발바닥근막을 스트레치시킨다고 관찰하였다. 이와 반대로 높은 아치의 발 또한 발바닥근막에 지속적인 장력이 걸리게끔 하여 발바닥근막염을 발생시킨다고 밝혔다. 이때 발보장구(foot orthotics)는 두 비정상적인 조건을 교정하고 발바닥근막의 통증을 완화시키는데 이용할 수 있다. 결과적으로 발바닥근막의 장력의 정도를 나타내는 발아치 스트레인은 발에서 발바닥근막염의 발생 가능성에 대한 척도가 될 수 있으며, 이는 적절한 발보장구에 의해 감소될 수 있다는 의미로 해석된다.

보장구 요법의 목적은 과도한 그리고/또는 시간이 길어진 발 회내에 의해 야기된 발바닥근막의 스트레칭을 감소시키는 것이다. 비정상적인 회내의 개선은 세로 발아치를 지지하면서 이루어진다. 이때 UCBL 보장구의 이용이 추천 되며, 뒤꿈치 올림과 기성품의 아치 지지대와 같은 여러 종류의 보장구가 이용되어 질 수 있다(Pećina & Bojanić, 1993). 이러한 비정상적인 요소들을 교정하는 최선의 방법은 발보장구를 이용하는 것이다. Lynch et al.(1998)은 발바닥근막염을 치료하는 세 가지 보존적 요법 가운데 테이핑과 보장구를 이용한 기계적인 치료가 항염증성 치료나 조절기법보다 훨씬 효과적이라고 보고하였다. Hirokawa et al.(1990)은 보다 부드럽고 조절성의 재료가 충격흡수, 전체 접촉, 발바닥 압력 분포 특성을 위해 선택될 수 있다고 제안하였다. 이들은 제어성, 안정성, 교정성 등을 위해 반경직된 혹은 경직된 물질과 함께 조합하여 이용될 수 있다. 뒤꿈치 올림은 체중이 발허리뼈 머리로 이동되면서 발바닥근막염을 악화시킬 수 있으며, 아치 지지대는 과도한 회내를 제어할 수 있다(Nawoczinski, 1997). 발꿈치 패드, 쿠션과 안창, 주문용 그리고 조립식 발보장구 등이 발바닥근막염을 치료하는데 이용되고 있다(Sobel, Levitz, & Caselli, 1999).

발보장구와 발바닥근막염에 대한 선행 연구로부터 발바닥근막염의 주요 원인은 발바닥근막의 과도한 장력이며, 이 장력은 발아치 스트레인으로 측정될 수 있으며, 발보장구에 의해서 감소될 수 있다는 점을 알 수 있었다. 하지만 실제 상황에서 자주 발생하는 오르막경사의 혹은 발끝의 걷기와 달리기와 생체의 발아치 스트레인에 어느 정도 영향을 줄 수 있는가와 어떤 형태의 보장구가 이러한 조건에서 발아치 스트레인을 감소시키는데 효과적인가에 대하여는 현재까지 잘 알려져 있지 않다. 또한 발아치에 대한 대부분의 연구는 실제 상황에서의 생체연구가 아니라 발꿈치와 앞발이 바닥에 닿아있는 자세에서의 사체 모의실험이었다. 앞서 언급된 측면을 연구하기 위해서는 발의 외변과 내변의 영향을 고려한 발아치의 3차원 분석이 필요하다. 그러므로 본 연구는 여러 조건에서 실제 걷기와 달리기 동안 발아치 스트레인을 감소시킬 수 있는 발보장구와 이것으로 발바닥근막염을 예방하거나 치료할 수 있는 가능성에 대한 정보를 얻는데 필요하다. 이러한 필요성에 따라 다음과 같이 네 가지 가설을 설정하였다; 1) 착용의 편안함은 평지와 오르막경사 조건 모두의 걷기와 달리기에서 아치패드, 반길이 발보장구, 전체길이 발보장구 순서로 증가될 것이다, 2) 발아치 스트레인은 평지의 뒤꿈치-발끝(heel-toe) 걷기와 달리기 동안 발보장구에 의해 감소될 수 있다, 3) 발아치 스트레인은

오르막경사의 뒤꿈치-발끝 걷기와 달리기 동안 발보장구에 의해 감소될 수 있다, 4) 발아치 스트레인은 오르막경사의 발끝(toe) 걷기와 달리기 동안 발보장구에 의해 감소될 수 없다.

그러므로 본 연구의 목적은 평지와 오르막경사의 트레드밀 걷기와 달리기 동안 제어조건에 대해 아치패드, 반길이, 전체길이 발보장구가 착용의 편안함과 발아치 스트레인에 미치는 영향을 조사하는데 두었다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

실험 시기에 발과 다리에 어떠한 통증이나 불편함이 없는 16명의 남성 연구대상자가 본 연구를 위해 소집되었다. 연구대상자들의 평균 나이는 19.6 ± 0.72 세, 평균 체중은 68.8 ± 7.61 kg, 평균 키는 1.74 ± 0.04 m, 비체중지지의 발아치 길이는 144.1 ± 6.63 mm, 발아치 높이는 23.05 ± 3.89 mm 이었다.

2. 실험 설계

본 연구의 목적을 달성하기 위한 실험 설계는 다음의 세 가지 주요 조건들로 분류하였다. 분류된 독립변수(처치조건)들은 두 가지 환경 조건(평지와 오르막경사), 네 가지 형태의 동작(뒤꿈치-발끝 걷기와 달리기, 발끝 걷기와 달리기), 제어조건(보장구없는 조건의 부츠)에 대한 세 가지 발보장구 조건(아치패드, 반길이 발보장구, 전체길이 발보장구 조건의 부츠) 등으로 나누었다. 이에 따른 종속변수로서는 설문지 자료로부터 얻어진 착용의 편안함, 영상자료로부터 얻어진 걷기와 달리기의 스탠스 구간 동안의 발아치 길이스트레인인 신장성(lengthening)과 단축성(shortening) 스트레인, 높이 스트레인인 낮춤성(flattening)과 높임성(raising) 스트레인으로 하였다.

3. 자료 수집

1) 발보장구 착용의 편안함 자료의 수집

세 가지 발보장구 착용의 편안함을 조사하기 위하여 연구대상자들에게 제어조건(부츠신은 맨발)에 대한 세 가지 발보장구 조건(아치패드, 반길이 발보장구, 전체길이 발보장구)에 대하여 설문지에 응답하도록 하였다. 이용된 설문지는 150mm의 길이로 이루어진 편안함 척도인 Visual Analogue Scale (VAS)의 설문지로 문항척도의 왼쪽 끝은 "편안하지 않다"로 0(영)의 편안함 등급과 일치하며,

문항척도의 오른쪽 끝은 “매우 편안하다”로 15의 편안함 등급과 일치한다(15개의 편안함 점). 이 설문지로서 걷기와 달리기 동안 신는 것의 편안함을 평가하는데 신뢰성 있는 측정치를 제공한다고 보고되었다(Mundrmann, Nigg, Stefanyshyn, & Humble, 2002). 설문지에서 조사된 내용은 다음과 같이 총 아홉 가지 이었다; ① 전체적인 편안함-신발의 전체적인 느낌, ② 뒤꿈치 쿠션(충격완화)-뒤꿈치부위에서 발보장구의 부드러움/딱딱함, ③ 앞발 쿠션(충격완화)-앞발부위에서 발보장구의 부드러움/딱딱함, ④ 안쪽-가쪽 제어성-신발에 의해 제어되는 발의 위치, ⑤ 발아치 높이-발보장구의 안쪽 발아치 높이의 적합성, ⑥ 뒤꿈치컵 적합성-뒤꿈치부위에서 발보장구의 적합성(즉 발보장구의 느슨함과 답답함), ⑦ 신발 뒤꿈치의 폭-뒤꿈치 부위에서 신발의 폭, ⑧ 신발 앞발의 폭-앞발 부위에서 신발의 폭, ⑨ 신발의 길이.

2) 발아치의 영상자료의 수집

안쪽 세로 발아치의 움직임을 조사하기 위하여 세 개의 해부학적 경계점-뒤쪽 발꿈치뼈(*posterior calcaneus*, CL)의 중심선상의 가장 아래부위, 발배뼈융기(*navicular tuberosity*, NV), 첫 번째 발허리뼈(*first metatarsal*, MT)의 머리-에 검정 수성 페인트를 이용하여 지름 약 5 mm의 원 모양의 표시를 하였다. 이 해부학적 경계점을 이용하여 발아치 길이는 뒤쪽 발꿈치뼈(CL)과 첫 번째 발허리뼈(MT) 사이의 거리로, 발아치 높이는 발배뼈융기(NV)와 발아치 길이와 직각으로 만나는 선의 거리로 정의하였다(그림 1).

정적인 비체중지지 조건의 발아치 길이와 높이는 걷기와 달리기 수행될 위치에서 앉은 자세로 두 대의 디지털비디오카메라를 이용하여 측정되었다. 본 연구에서 실험된 세 가지 형태의 발보장구 조건은 모두 사전에 제작된(Otto Bock, Korea) 것으로 아치패드(그림 2a), 반길이 발보장구(그림 2b), 그리고 전체길이 발보장구(그림 2c)이었다.

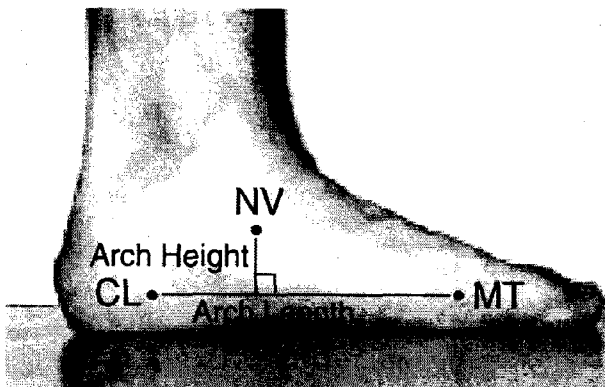


그림 1. 발아치의 길이와 높이의 정의.

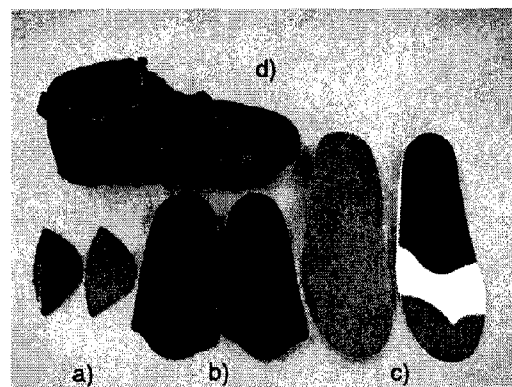


그림 2. 실험에 사용된 세 가지 발보장구; a)아치패드, b)반길이 발보장구, c)전체길이 발보장구, d)자체제작된 실험실 부츠.

아치패드는 발아치 부위만을 주로 지지하며, 반길이 발보장구는 뒤꿈치에서 발아치를 포함한 중간발 부위까지 지지하며, 전체길이 발보장구는 뒤꿈치에서 앞발부위까지 발 전체를 지지하는 발보장구이었다. 이들 발보장구는 앞축과 뒤축을 견고히 해서 발보장구의 효과를 최대화할 수 있도록 자체 제작된 실험실 부츠(그림 2d) 안에 발의 크기에 맞게 적절히 놓여진 상태에서 실험이 이루어졌다. 이 실험실 부츠에는 걷거나 달리기 동안에 세 개의 해부학적 경계점의 움직임이 보일 수 있도록 창을 만들었다.

연구대상자들이 HM50EX 트레드밀(Donghwa Inc., Korea) 위의 평지에서 뒤꿈치-발끝 걷기(1.5m/s±5%)와 달리기(4m/s±5%)와 12% 오르막경사에서 뒤꿈치-발끝 걷기와 달리기, 그리고 발끝 걷기와 달리기를 수행하도록 하였다. 이때 제어조건과 세 가지 발보장구 조건에서 안쪽 세로 발아치의 세 개의 해부학적 경계점의 3차원 움직임을 측정하기 위하여 두 대의 6mm 디지털비디오카메라(GR-DV L 9500, JVC, Japan)를 광학축이 서로 교차하도록 위치시켰다. 두 디지털비디오카메라의 초기 촬영 속도는 60 frames/sec인데, 이는 자료처리과정에서 초당 120장면으로 분할되어 결국 촬영속도가 120 frames/sec가 되었다. 측정을 위해 이용되는 용적은 여덟 개의 통제점을 가진 직사면체 모양의 보정틀(1×1×0.5m)을 이용하여 보정되었다.

4. 자료 분석

1) 발아치의 3차원 위치좌표와 스트레인의 계산

두 대의 디지털비디오카메라에서 촬영된 걷기와 달리기 동안에 발꿈치뼈(CL)의 중심선상의 가장 아래부위, 발배뼈용기(NV), 첫 번째 발허리뼈(MT)의 머리 등의 해부학적 경계점은 Ariel Digit4 프로그램(APAS, Ariel performance analysis system)을 이용하여 3차원 위치 좌표로 수치화되었다. 이들 세 개의 3차원 해부학적 경계점들은 Matlab 7.0.1(The MathWorks Inc., USA)에 내장된 2nd order Butterworth digital filter를 이용하여 6 Hz의 차단주파수에서 필터링 되었다. 필터된 세 개의 3차원 해부학적 경계점들을 이용하여 아치길이를 계산하였다.

먼저아치길이는 $\sqrt{(MT_x - CL_x)^2 + (MT_y - CL_y)^2 + (MT_z - CL_z)^2}$ 의 공식을 이용하여 계산하였다.

아치높이는 먼저 두 점 MT와 CL을 잇는 아치길이 직선의 방정식 $X = MT_x + t(CL_x - MT_x)$, $Y = MT_y + t(CL_y - MT_y)$, $Z = MT_z + t(CL_z - MT_z)$ 으로 계산한 다음, 아치길이를 NV의 수선이 만나는 점 H를 구하였다.

$H = [MT_x + t(CL_x - MT_x), MT_y + t(CL_y - MT_y), MT_z + t(CL_z - MT_z)]$ 그러므로 $\overrightarrow{NVH} = [(MT_x + t(CL_x - MT_x)) - NV_x, (MT_y + t(CL_y - MT_y)) - NV_y, (MT_z + t(CL_z - MT_z)) - NV_z]$ 가 된다.

아치길이의 방향벡터를 $\vec{d} = [CL_x - MT_x, CL_y - MT_y, CL_z - MT_z]$ 를 구하여 두 직선은 직각으로 만

나므로 $NV\vec{H} \cdot \vec{d} = 0$ 이 된다.

이 공식을 t에 대하여 이항 정리하여 t값을 구하였다. 이 t값을 점 H 좌표 식에 대입하여 계산한 다음 아치높이를 $\sqrt{(Hx - NVx)^2 + (Hy - NVy)^2 + (Hz - NVz)^2}$ 의 공식을 이용하여 계산하였다.

이렇게 계산된 걷기와 달리기 동안의 발 아치의 길이와 높이 값을 L로 정의하고 정적인 비체중지지 조건의 발아치 길이와 높이인 $L_{\text{비체중지지}}$ 로 하여 다음의 공식을 이용하여 발아치 스트레인(strain)을 계산하였다.

$$\text{스트레인} = \left(\frac{L - L_{\text{비체중지지}}}{L_{\text{비체중지지}}} \right) \times 100$$

이렇게 계산된 스트레인은 시간 축을 100%로 정규화(normalization)하였다.

걷기와 달리기 동안 동역학적인 발아치 스트레인 특성을 기술하기 위해 아치길이 스트레인은 신장성(lengthening) 스트레인과 단축성(shortening) 스트레인으로, 아치높이 스트레인은 낮춤성(flattening) 스트레인과 높임성(raising) 스트레인으로 나누었다. 신장성 스트레인은 초기 뒤꿈치 접촉부터 최대 길이스트레인까지 발생하는 스트레인의 양을, 단축성 스트레인은 최대길이 스트레인부터 이지순간까지 발생하는 스트레인 양으로 정의하였다. 낮춤성 스트레인은 뒤꿈치 접촉부터 최소 높이 스트레인까지 발생하는 스트레인 양으로, 높임성 스트레인은 최소 높이 스트레인부터 이지순간까지의 스트레인 양으로 정의 하였다.

2) 발보장구 착용의 편안함 자료와 발아치 영상자료 통계분석

편안함 자료와 영상자료 모두에서 첫 번째의 제어조건인 부츠신은 맨발조건이 나머지 세 가지 발보장구조건의 분석에 이용되었다. 발장구 조건간의 비율의 차이는 알파는 0.05의 유의수준 아래서 SPSS 11.0(SPSS Inc., USA)의 반복측정에 의한 대응이 있는 경우의 분산분석(ANOVA), 즉 general linear model의 repeated measures를 이용하여 각각 검증하였다. 사후검정으로는 반복이 있는 조건을 위한 Student's t-tests를 이용하였다. 평지, 오르막경사, 오르막경사발끝 환경 사이의 발아치 스트레인의 경우는 인자에 대응이 없는 경우의 분산분석(ANOVA)와 사후검정으로 Scheffe를 이용하였다.

Ⅲ. 연구 결과

1. 발보장구 착용의 편안함

걷기와 달리기동안 발보장구 착용의 편안함은 <그림 3>에서 왼쪽부터 오른쪽, 그리고 위부터 아래의 순서로 전체적인 편안함, 뒤꿈치 쿠션, 앞발 쿠션, 안쪽-가쪽 제어성, 발아치 높이, 뒤꿈치접 적

합성, 신발 뒤꿈치의 폭, 신발 앞발의 폭, 신발의 길이로 나타났다. 발보장구의 전체적인 편안함은 전체길이가 가장 편안한 것으로, 다음으로 반길이, 아치패드, 제어조건의 순서로 나타났다. 개체내 효과검정에서 네 조건 간에 유의한 차이를 보였으며($F=84.0, p=.000$), 사후검정에서 제어조건은 다른 모든 조건들과 유의한 차이를 보였으며, 아치패드와 반길이의 관계를 제외한 아치패드 대 전체길이, 반길이 대 전체길이의 관계에서 유의한 차이를 보였다. 뒤꿈치쿠션은 전체길이가 가장 편안한 것으로, 다음으로 반길이, 아치패드, 제어조건의 순서로 나타났다. 개체내 효과검정에서 네 조건 간에 유의한 차이를 보였으며($F=47.3, p=.000$), 사후검정에서 제어조건은 다른 모든 조건들과 유의한 차이를 보였으며, 아치패드 대 전체길이 발보장구의 관계에서 유의한 차이를 보였다. 앞발 쿠션은 전체길이가 가장 편안한 것으로, 다음으로 아치패드, 반길이, 제어조건의 순서로 나타났다. 개체내 효과검정에서 네 조건 간에 유의한 차이를 보였으며($F=22.3, p=.000$), 사후검정에서 제어조건은 아치패드와 전체길이의 조건들과 유의한 차이를 보였으며, 아치패드 대 전체길이와 반길이 대 전체길이 발보장구의 관계에서 유의한 차이를 보였다. 안쪽-가쪽 제어성은 전체길이가 가장 편안한 것으로, 다음으로 아치패드, 반길이, 제어조건의 순서로 나타났다. 개체내 효과검정에서 네 조건 간에 유의한 차이를 보였으며($F=34.84, p=.000$), 사후검정에서 제어조건은 다른 모든 조건들과 유의한 차이를 보였으며, 아치패드 대 반길이와 반길이 대 전체길이 발보장구의 관계에서 유의한 차이를 보였다. 발아치 높이는 전체길이가 가장 편안한 것으로, 다음으로 아치패드, 반길이, 제어조건의 순서로 나타났다. 개체내 효과검정에서 네 조건 간에 유의한 차이를 보였으며($F=35.71, p=.000$), 사후검정에서 제어조건은 다른 모든 조건들과 유의한 차이를 보였지만 이외의 다른 모든 조건들의 발보장구의 관계에서 어떠한 유의한 차이를 보이지 않았다. 뒤꿈치척 적합성은 전체길이가 가장 편안한 것으로, 다음으로 반길이, 아치패드, 제어조건의 순서로 나타났다. 개체내 효과검정에서 네 조건 간에 유의한 차이를 보였으며($F=57.10, p=.000$), 사후검정에서 제어조건은 다른 모든 조건들과 유의한 차이를 보였으며, 아치패드 대 전체길이 발보장구의 관계에서 유의한 차이를 보였다. 신발 뒤꿈치의 폭은 전체길이가 가장 편안한 것으로, 다음으로 반길이, 아치패드, 제어조건의 순서로 나타났다. 개체내 효과검정에서 네 조건 간에 유의한 차이를 보였으며($F=48.52, p=.000$), 사후검정에서 제어조건은 다른 모든 조건들과 유의한 차이를 보였으며, 아치패드 대 전체길이 발보장구의 관계에서 유의한 차이를 보였다. 신발 앞발의 폭은 전체길이가 가장 편안한 것으로, 다음으로 아치패드, 반길이, 제어조건의 순서로 나타났다. 개체내 효과검정에서 네 조건 간에 유의한 차이를 보였으며($F=16.40, p=.000$), 사후검정에서 제어조건은 다른 모든 조건들과 유의한 차이를 보였으며, 아치패드 대 전체길이와 반길이 대 전체길이 발보장구의 관계에서 유의한 차이를 보였다. 신발의 길이는 전체길이가 가장 편안한 것으로, 다음으로 아치패드, 반길이, 제어조건의 순서로 나타났다. 개체내 효과검정에서 네 조건 간에 유의한 차이를 보였으며($F=24.04, p=.000$), 사후검정에서 제어조건은 다른 모든 조건들과 유의한 차이를 보였지만 이외의 다른 모든 조건들의 발보장구의 관계에서 어떠한 유의한 차이를 보이지 않았다.

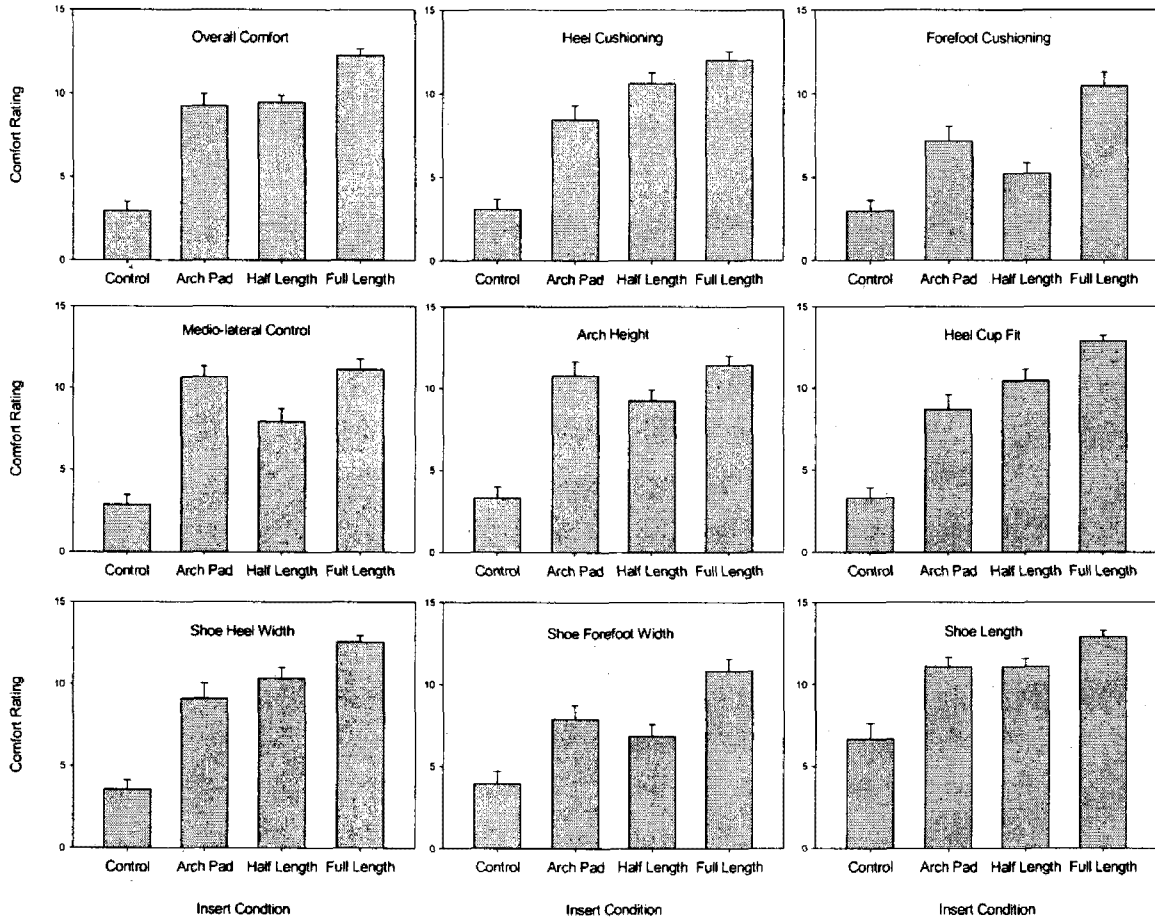


그림 3. 걷기와 달리기동안 발보장구 착용의 편안함; 왼쪽부터 오른쪽, 그리고 위부터 아래의 순서로 전체적인 편안함, 뒤꿈치 쿠션, 앞발 쿠션, 안쪽-가쪽 제어성, 발아치 높이, 뒤꿈치컵 적합성, 신발 뒤꿈치의 폭, 신발 앞발의 폭, 신발의 길이.

2. 걷기의 발아치 스트레인

걷기 동안의 발아치 스트레인은 <그림 4>에 나타난바와 같다. 먼저 신장성스트레인에 있어서 평지 걷기에서는 제어조건에 대해 아치패드, 반길이, 전체길이 발장구는 각각 스트레인을 감소, 증가, 감소를, 오르막경사 걷기에서는 증가, 감소, 증가를, 오르막경사 발끝 걷기에서는 모두 감소시키는 경향을 보였다. 단축성 스트레인에 있어서 평지 걷기에서는 제어조건에 대해 아치패드, 반길이, 전체 길이 발장구는 각각 스트레인을 감소, 증가, 감소를, 오르막경사 걷기에서는 증가, 감소, 증가를, 오르막경사 발끝 걷기에서는 증가, 감소, 증가를 시키는 경향을 보였다. 낮춤성 스트레인에 있어서 평지 걷기에서는 제어조건에 대해 아치패드, 반길이, 전체길이 발장구는 각각 스트레인을 모두 감소를,

오르막경사 걷기에서는 증가, 감소, 증가를, 오르막경사 발끝 걷기에서는 모두 감소시키는 경향을 보였다. 높임성 스트레인에 있어서 평지 걷기에서는 제어조건에 대해 아치패드, 반길이, 전체길이 발보장구는 각각 스트레인을 감소, 증가, 감소를, 오르막경사 걷기에서는 모두 증가를, 오르막경사 발끝 걷기에서는 증가, 증가, 감소시키는 경향을 보였다. 걷기에서 제어조건에 대해 아치패드, 반길이, 전체 길이 발보장구 조건의 발아치 스트레인은 모두 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(표 1).

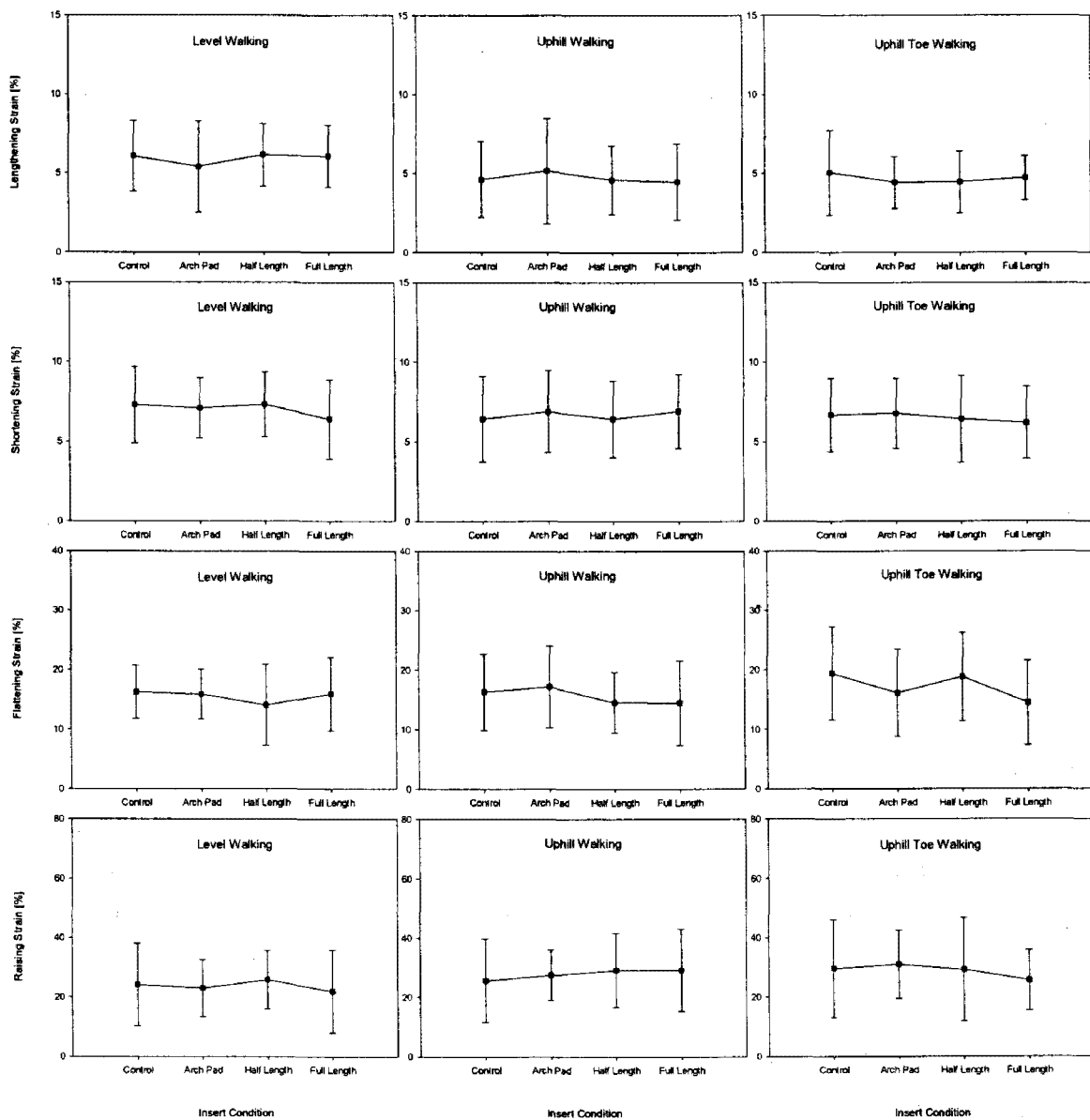


그림 4. 평지(level) 걷기, 오르막경사(uphill) 걷기, 오르막경사 발끝(uphill toe) 걷기 동안 네 가지 발보장구 조건에 따른 신장성(lengthening)과 단축성(shortening) 스트레인과 낮춤성(flattening)과 높임성(raising) 스트레인의 변화.

표 1. 평지 걷기, 오르막경사 걷기, 오르막경사 발끝 걷기 동안 네 가지 발보장구 조건에 따른 길이 스트레인(신장성과 단축성 스트레인)과 높이 스트레인(낮춤성과 높임성 스트레인).

걷기형태	보장구조건	길이스트레인 [%]		높이스트레인 [%]	
		신장성	단축성	낮춤성	높임성
평지걷기	부츠만	6.15(2.29)	7.23(2.48)	16.74(4.57)	24.69(14.92)
	아치패드	5.44(2.98)	7.00(1.91)	15.61(4.44)	23.00(10.38)
	반길이	6.34(1.89)	7.89(2.10)	14.81(7.05)	26.06(10.67)
	전체길이	6.06(1.97)	6.40(2.46)	15.88(6.63)	23.49(14.42)
오르막경사 걷기	부츠만	4.59(2.49)	6.65(2.62)	16.35(6.71)	25.62(14.64)
	아치패드	5.32(3.54)	7.07(2.40)	16.91(6.99)	25.13(7.75)
	반길이	4.41(2.12)	6.35(2.48)	14.65(4.90)	29.35(13.53)
	전체길이	4.79(2.37)	6.72(2.42)	16.57(4.13)	28.23(15.27)
오르막경사 발끝걷기	부츠만	5.24(2.87)	6.23(2.17)	19.69(8.78)	31.11(17.38)
	아치패드	4.65(1.54)	6.53(2.27)	16.03(7.93)	32.36(10.47)
	반길이	4.41(2.06)	6.04(2.67)	18.66(8.30)	31.31(18.97)
	전체길이	4.95(1.11)	6.38(2.26)	12.69(5.15)	27.82(8.42)

()안은 SD임.

3. 달리기의 발아치 스트레인

달리기 동안의 발아치 스트레인은 <그림 5>에 나타난바와 같다. 먼저 신장성스트레인에 있어서 평지 달리기에서는 제어조건에 대해 아치패드, 반길이, 전체길이 발장구는 각각 스트레인을 모두 증가를, 오르막경사 달리기에서는 감소, 증가, 감소를, 오르막경사 발끝 달리기에서는 모두 증가시키는 경향을 보였다. 단축성 스트레인에 있어서 평지 달리기에서는 제어조건에 대해 아치패드, 반길이, 전체길이 발장구는 각각 스트레인을 모두 감소를, 오르막경사 달리기에서는 모두 감소를, 오르막경사 발끝 달리기에서는 증가, 감소, 감소를 시키는 경향을 보였다. 낮춤성 스트레인에 있어서 평지 달리기에서는 제어조건에 대해 아치패드, 반길이, 전체길이 발장구는 각각 스트레인을 모두 감소를, 오르막경사 달리기에서는 모두 감소를, 오르막경사 발끝 달리기에서는 모두 감소시키는 경향을 보였다. 높임성 스트레인에 있어서 평지 달리기에서는 제어조건에 대해 아치패드, 반길이, 전체길이 발장구는 각각 스트레인을 모두 증가를, 오르막경사 달리기에서는 감소, 증가, 증가를, 오르막경사 발끝 달리기에서는 모두 감소시키는 경향을 보였다.

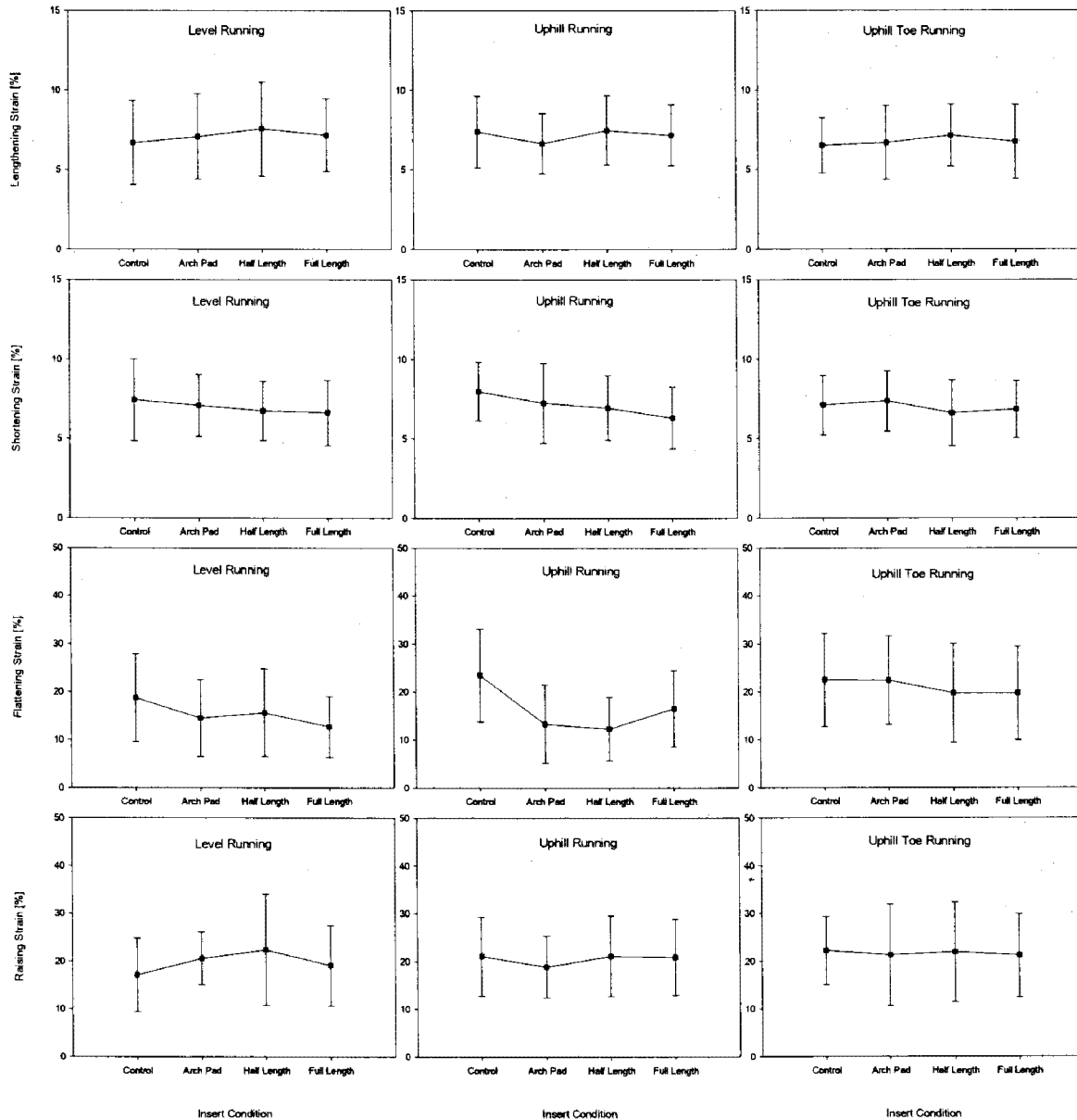


그림 5. 평지(level) 달리기, 오르막경사(uphill) 달리기, 오르막경사(uphill toe) 발끝 달리기 동안 네 가지 발보장구 조건에 따른 신장성(lengthening)과 단축성(shortening) 스트레인, 낮춤성(flattening)과 높임성(raising) 스트레인의 변화

달리기에 있어 제어조건에 대해 아치패드, 반길이, 전체길이 발보장구 조건의 발아치 스트레인은 단축성 스트레인($F=4.441, p=0.009$)과 낮춤성 스트레인($F=9.692, p=0.000$)의 오르막경사 달리의 두 가지 변인에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다(표 2). 단축성 스트레인의 오르막경사 달리의 사후검정에서 제어조건은 반길이와 전체길이의 관계에서 유의한 차이를 보였으며, 아치패드 대 전체길이

표 2. 평지 달리기, 오르막경사 달리기, 오르막경사 발끝 달리기 동안 네 가지 발보장구 조건에 따른 길이스트레인(신장성과 단축성 스트레인)과 높이 스트레인(낮춤성과 높임성 스트레인).

달리기형태	보장구조건	길이스트레인 [%]		높이스트레인 [%]	
		신장성	단축성	낮춤성	높임성
평지달리기	부츠만	6.69(2.63)	7.43(2.58)	17.10(9.05)	17.23(8.51)
	아치패드	7.09(2.69)	7.09(1.95)	14.24(8.92)	19.33(5.46)
	반길이	7.57(2.97)	6.74(1.87)	15.35(9.84)	20.65(11.56)
	전체길이	7.17(2.29)	6.63(2.05)	11.54(5.82)	18.25(9.28)
오르막경사 달리기	부츠만	7.25(2.26)	7.96(1.92)	24.51(9.18)	20.65(4.45)
	아치패드	6.73(1.86)	7.41(2.46)	14.92(7.63)	20.21(8.01)
	반길이	7.43(2.26)	6.90(2.10)	13.57(6.11)	21.66(8.21)
	전체길이	7.17(2.03)	6.39(1.87)*	17.53(7.11)**	22.29(6.96)
오르막경사 발끝달리기	부츠만	6.51(1.75)	7.10(1.87)	22.42(9.70)	22.20(7.12)
	아치패드	6.69(2.33)	7.36(1.90)	22.37(9.27)	21.25(10.65)
	반길이	7.13(1.95)	6.62(2.07)	19.72(10.38)	21.91(10.43)
	전체길이	6.75(2.33)	6.85(1.80)	19.70(9.74)	21.17(8.71)

()안은 SD임.

* $p < .01$, ** $p < .001$

발보장구의 관계에서 유의한 차이를 보였다. 낮춤성 스트레인의 오르막경사 달리기의 사후검정에서 제어조건은 다른 모든 조건들과 유의한 차이를 보였으며, 반길이 대 전체길이 발보장구의 관계에서 유의한 차이를 보였다.

IV. 논 의

본 연구의 목적은 평지와 오르막경사의 트레드밀 걷기와 달리기 동안 제어조건에 대해 아치패드, 반길이, 전체길이 발보장구가 착용의 편안함과 발아치 스트레인에 미치는 영향을 조사하는데 두었다. 이러한 목적을 달성하기 위해 세운 첫 번째 가설은 “착용의 편안함은 평지와 오르막경사 조건 모두의 걷기와 달리기에서 아치패드, 반길이, 전체길이 발보장구 순서로 증가될 것이다.”이었다. 전반적으로 제어조건에 대해 아치패드와 반길이 발보장구의 착용이 유사한 정도의 편안함을 보이고, 전체길이 발보장구의 착용이 가장 편안하게 증가된 점을 볼 때 첫 번째 가설은 완전하지는 않지만 대부분 채택되었다고 할 수 있다. 전체길이 보장구의 착용이 가장 편안하게 나타난 결과는 다른 여덟 가지 세부적인 요인들에서도 모두 가장 편안하다고 나타난 점을 볼 때 자연스런 결과인 것으로

생각된다. Gross, Davlin, & Evanski(1991)와 Moraros & Hodge(1993)의 연구에서도 발보장구 착용이 환자들에게 상당한 만족감을 보였다고 밝혔다. Pfeffer et al.(1999)은 사전 제작된 신발 안창이 스트레칭 프로그램과 함께 처방된다면 족저근막염을 치료하는데 맞춤형 발보장구보다 좋은 결과를 보일 수 있다고 보고하였다. 본 연구의 전체길이 발보장구 역시 맞춤형이 아닌 사전 제작된 것으로 그 편안함에서 가장 좋은 평가가 이루어졌다. 하지만 아치패드와 반길이 발보장구의 편안함에 있어서 아치패드는 앞발 쿠션, 안쪽-가쪽 제어성, 발아치 높이, 신발 앞발의 폭 등의 요인에서 반길이 발보장구보다 편안하게 나타나 아치패드가 앞발과 중간발의 편안함에 영향을 미치며, 반길이 발보장구는 뒤꿈치 쿠션, 뒤꿈치굽 적합성, 신발 뒤꿈치의 폭 등의 요인에서 아치패드보다 편안하게 나타나 반길이 발보장구가 뒤발의 편안함에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 이 결과는 불편하거나 통증이 있는 발의 부위에 따라 효과적으로 발보장구 종류를 처방할 수 있다는 점을 시사하고 있다. 이렇듯 정성적인 발보장구들의 편안함의 정도가 본 연구에서 살펴본 정량적인 발아치스트레인 변인과 어떤 연관성을 가지고 있는가는 상당히 중요한 의미를 갖는다고 할 수 있다.

두 번째 가설은 “발아치 스트레인은 평지의 뒤꿈치-발끝 걷기와 달리기 동안 발보장구에 의해 감소될 수 있다.”이었으며, 세 번째 가설은 “발아치 스트레인은 오르막경사의 뒤꿈치-발끝 걷기와 달리기 동안 발보장구에 의해 감소될 수 있다.”이었다. 본 연구에서 단지 오르막경사 달리기의 단축성 스트레인과 낮춤성 스트레인의 두 가지 변인에서만 제어조건에 대한 발보장구들 간에 유의한 차이가 나타나고 대부분 변인들이 감소와 증가의 경향만을 보여줘 두 가설을 채택할 수 있는 정량적인 근거가 없다는 것을 말해주고 있다. 결국 두 번째 가설과 세 번째 가설은 기각되었다고 할 수 있다. 본 연구를 시작할 때 저자들은 두 번째와 세 번째 가설이 채택될 것으로 예측하였으나 결과적으로 두 가설들을 채택하지 못하였다. 이 결과의 합당한 원인을 찾기 위하여 본 연구와 유사한 연구의 결과들과 비교하여 살펴보았다. 발보장구의 긍정적 영향이 나타난 연구들을 살펴보면 Kogler, Solomnidis, & Paul(1996)은 사체모의 실험에서 발바닥근막의 스트레인이 맞춤형 점탄성 발보장구, 맞춤형 반경직성 발보장구, 맞춤형 경직성 UC-BL 안창 등 세 가지 발보장구에서 유의하게 감소했다고 보고하였다. 이 연구에서 길이 스트레인의 값은 최소 1.31%에서 최대 5.29%를 나타내 본 연구의 값(걸기에서 최소 4.41%, 최대 7.57%)보다 작게 나타났다. 이는 Kogler et al.의 연구는 정적인 사체 모의 실험인 반면에 본 연구는 변이성이 보다 큰 동적인 생체 연구라는 차이에서 발생된 것으로 생각되며, 통계적 유의성의 유무 역시 부분적으로 이와 관련된 것으로 생각된다. 특히 사체모의 실험은 발아치를 지지하는 외재적, 내재적 근육의 활동이 포함되지 않기 때문에 신중한 해석이 필요할 것이다. Kayano(1986)은 걷기 동안의 발아치 길이의 동역학적인 변화를 전기아치게이지(electro arch gauge)를 이용하여 측정할 결과 전반적으로 두개의 피크를 나타내는 길이 변화곡선을 보였는데, 이는 본 연구의 곡선 형태와 유사한 것으로 나타났다. 하지만 전기아치게이지의 발꿈치 안쪽의 위치에 따라 유사한 변화 곡선 형태를 나타내지만 길이의 변화정도가 3.7mm에서 9.5mm까지 변화하고, 안쪽 발아치의 동역학적 변화는 체중, 뼈의 구조, 인대, 근력 등의 복잡한 관계 속에서 발생된다고 보고하였다.

Gefen(2003)은 걷기의 접촉국면동안 발바닥근막이 9~12%의 변형을 겪는다고 보고하였다. 앞서의 연구와는 달리 같은 조건의 걷기에서 본 연구의 값은 5~7%로 다소 작은 값을 보였다. 이 차이는 측정 방법이나 측정 위치 등으로 인한 차이로 여겨지는데, 본 연구는 피부의 마커를 이용한 반면에 Gefen의 연구는 새로운 측정방법인 방사선사진술 형광투시법(radiographic fluoroscophy system)을 이용했을 뿐만 아니라 생체적인 조건에서 이루어진 실험으로 그 신뢰도가 상당히 높다고 할 수 있다. 발아치 높이에 대한 스트레인과 관련된 연구로서 Kitaoka, Lundberg, Luo, & An(1995)는 사체모의 실험에서 0 N에서 667 N으로 증가되는 수직부하 아래서 아치 높이 54.5mm에서 48.8mm로 하강하여 본 연구 스트레인으로 계산할 때 10.46%의 스트레인을 보였으며, 본 연구에서 이 연구의 수직부하와 가장 가까운 조건은 평지 걷기의 낮춤성 스트레인으로 평균 15.8%로 약간 높은 값을 보여주었다. 본 연구 대상자의 평균 몸무게가 675 N인 점과 생체 조건의 동적 걷기임을 감안할 때 큰 차이라고 할 수 없을 것이다. 결국 지금까지 연구에서 나타난 발아치 길이와 높이 스트레인 값의 크기는 사체조건은 보다는 생체조건에서 보다 큰 값의 스트레인 값을, 정적인 조건보다는 동적인 조건에서 보다 큰 값의 스트레인 값을 보이는 경향을 보여주고 있다. 본 연구와 유사한 결과를 보인 연구로서 비록 아치 스트레인 변인과는 다소 다르지만 Cashemere, Smith, & Hunt(1999)는 앉은 자세와 서있는 자세 사이의, 또는 정적인 자세와 걷기 조건 사이의 아치높이, 아치길이, 발배뼈위 각도의 관계는 유의한 차이가 없다고 보고한 바 있다.

네 번째 가설은 “발아치 스트레인은 오르막경사의 발끝(toe) 걷기와 달리기 동안 발보장구에 의해 감소될 수 없다.”로 오르막경사 발끝 걷기와 달리기에서 어떠한 변인도 유의한 차이를 보이지 않아 이 가설이 채택되었다. 이 가설만 부정적으로 설정한 이유로는 발끝 걷기와 달리는 뒤꿈치가 지면과 접촉하지 않으므로, 다시 말해서 스탠스국면이 없기 때문에 발보장구가 스트레인의 크기에 영향을 주지 않을 것이라는 생각했기 때문이다. 서론에서도 언급되었듯이 Hicks(1954)에 의해 제안된 윈드러스 기전(windlass mechanism)은 엄지발가락 신장이 발바닥근막을 발허리뼈 머리를 축으로 감겨지게끔 하여 효과적 아치 길이를 짧게 하고 아치 높이를 증가시키는 기전으로 엄지발가락-신장 아치-상승 효과(toe-extending arch-raising effect)로 불리 운다. 이 점은 Kappel-Bargas, Woolf, Cornwall, & McPoil(1998)에 의해 수동적인 발허리발가락관절 신전과 함께 안쪽 발아치가 상승된 점으로 증명되었으며, 본 연구의 평지와 발끝 걷기와 달리기의 신장성스트레인은 걷기에서 평균 6.0%에서 4.8%로, 달리기에서 평균 7.1%에서 6.8%로 감소하고, 높임성스트레인은 걷기에서 평균 24.3%에서 30.7%로, 달리기에서 평균 18.9%에서 21.6%로 증가한 결과(표 2, 표 3)는 발끝 걷기와 달리기가 윈드러스기전에 의해 전형적으로 설명된다고 할 수 있다. 유사한 맥락에서 비록 발아치 스트레인 변인에 대한 결과는 아니지만 Stackhouse, Davis, & Hamill(2004)은 앞발과 뒤꿈치로 달는 달리기 유형에서 발보장구는 뒤발의 움직임에 차이를 나타내는 영향을 보이지 않는다고 밝힌바 있다. 발아치의 움직임에 있어서 윈드러스기전의 의미와 다른 연구 결과들을 조사하면서 평지 걷기와 달리기의 스트레인과 오르막경사발끝 걷기와 달리기에 어떠한 차이점이 있을 것이라는 가지게 되었다. 따라서 연구

표 3. 걷기와 달리기 동안 평지, 오르막경사, 오르막경사발끝 환경 사이의 길이스트레인(신장성과 단축성 스트레인)과 높이 스트레인(낮춤성과 높임성 스트레인).

운동형태	스트레인 [%]	평지	오르막경사	오르막경사발끝
걷 기	신장성	5.92(2.27)	4.70(2.58)	4.66(1.96)*
	단축성	7.03(2.18)	6.67(2.45)	6.51(2.33)
	낮춤성	15.53(5.44)	16.04(5.60)	17.16(7.52)
	높임성	23.72(11.79)	27.90(12.19)	27.87(12.17)
달리기	신장성	7.13(2.61)	7.17(2.04)	6.77(2.07)
	단축성	6.97(2.10)	7.10(2.14)	6.98(1.89)
	낮춤성	15.38(8.30)	16.23(9.01)	21.05(9.64)*
	높임성	19.73(8.57)	20.42(7.68)	21.63(9.12)

*p<.01

결과에 나온 자료를 <표 3>에서와 같이 평지, 오르막경사, 오르막경사발끝 환경 사이의 스트레인으로 재구성하여 살펴본 결과 평지에서 오르막경사발끝으로 환경이 변화하면서 걷기의 신장성 스트레인은 감소, 달리의 낮춤성 스트레인은 증가하는 유의한 차이를 보였으며, 걷기의 낮춤성 스트레인과 달리의 신장성 스트레인은 이와 유사하게 감소와 증가하는 경향을 보였다. 이러한 결과는 걷기나 달리의 운동형태에 따라 발아치 스트레인이 영향을 받으며, 그 영향은 윈드러스기전에 언급된바와 같이 발허리발가락관절 신전될 때 발아치 길이가 짧아지고(신장성 스트레인의 감소), 발아치 높이가 높아지는(낮춤성 스트레인의 증가) 현상을 잘 나타내주고 있다. 이 점은 서론에서 언급되었듯이 발끝 걷기나 달리가 발아치의 길이 장력을 높이게 하여 과도할 경우 발바닥근막염의 원인이 될 수 있다는 점을 뒷받침해주고 있다.

이 시점에서 저자들은 “본 연구에서 발아치 스트레인은 발보장구 조건에 따라 차이를 대부분 보이지 않은 이유는 무엇일까?”와 “그렇다면 발보장구로 인한 발의 편안함은 어떤 생체역학적 변인으로부터 기인되는가?”라는 새로운 두 가지 질문에 당면하게 되었다. Stacoff et al.(2000)은 생체 조건에서 안쪽에 위치시킨 발보장구는 달리의 스탠스국면 동안에 정강발꿈치뼈의 움직임 형태를 실질적으로 변화시키지 않는다고 보고하였다. 또한 아치패드나 반길이 보장구와 같이 안쪽 발아치의 지지는 발의 외번/회내(eversion/pronation)를 위한 가장 중요한 교정 전략의 하나로 제안되어 온 점(Nigg, 2001)을 고려해볼 때 발아치 스트레인의 감소보다는 외번/회내와 보다 관련될 수 있을 것으로 생각된다. 이 연구에서 신발, 안창, 발보장구가 골격들을 정렬시킨다는 개념이 다시 고려되어야 언급하였으며, 발아치 스트레인의 발현 역시 Nigg의 표현처럼 “작고(small), 구조적이지 않고(not systematic), 대상자-특유의(subject-specific)” 변화를 보이는 비일관적인(nonconsistent) 변인으로 추정된

다. Nigg, Nurse, & Stefanyshyn(1999)은 발보장구에서 편안함은 매우 중요한 요인이고, 이 편안함의 근원은 골격의 정렬에서 오는 것이 아니라 근육의 활동을 최소화하고 이에 따라 피로가 최소화 된다는 점에서 오는 것이라는 개념을 제안하였다. 이어서 Nigg(2001)는 충격력과 발 회내의 역할에 대해 충격력은 만성적 그리고/또는 급성적 달리기 관련 상해의 발현의 중요한 요인이라고 결론 지을 수 없다고 밝히면서 신발, 안창, 발보장구는 근육튜닝(muscle tuning)을 통하여 일반적인 근육 활동에 영향을 미치고, 이 영향이 다시 피로, 편안함, 일, 운동수행력에 영향을 미칠 것이라는 새로운 패러다임을 제안한바 있다. Mundermann, Nigg, Humble, & Stefanyshyn(2003)은 발보장구의 편안함의 평가는 주관적인 지각일 뿐만 아니라 기능적인 생체역학적 차이, 즉 운동학(외번-내번, 정강뼈회전 등), 운동역학(발목관절, 무릎관절의 3차원 모멘트), EMG(7개의 외적 근육의 강도) 변인들에서의 차이를 반영한다고 밝혔으나 본 연구의 발아치스트레인은 연구된 변인에 포함되지 않았다. 현재까지 연구된 지식들을 종합해보면 발의 편안함은 스트레인의 감소, 발의 움직임과 관련된 근육활동의 감소, 발 움직임의 뼈들의 움직임 감소(혹은 다리뼈들의 정렬), 충격력 감소(혹은 관절과 힘줄의 부하 감소) 등을 들 수 있지만 그 근본적인 것은 근육과 힘줄의 활동과 피로와 상당히 관련되는 것으로 추정된다.

기본적으로 발아치 형성은 발바닥근막을 포함한 인대와 발뼈, 외재적 근육과 힘줄, 그리고 내재적 근육과 힘줄 등의 세 가지 측면에서 이루어진다고 볼 수 있다. 발바닥근막은 서 있거나 체중지지 할 때 발의 수동적 구조로서 다른 내재적, 외재적 근육들의 활동을 최소화 시키면서 체중을 지지하는 역할을 해주며(Hedrick, 1996), 발에 걸리는 총 부하의 14%를 감당한다고 알려져 있다(Kim & Voloshin, 1995). 또한 발바닥근막, 긴발바닥인대, 짧은발바닥인대, 스프링인대 등이 발아치의 에너지 축적 메커니즘에서 중요한 역할을 하며, 약 17% 이상의 스트레인 에너지를 축적한다고 알려져 있다(Ker et al., 1987). 발아치의 중요한 안정제(stabilizer)로 알려진 뒤정강근(Kitaoka, Luo, & An, 1997)을 포함한 여섯 개의 외재적 근육이 발아치의 형성과 관련되어 있으며, 외재적 근육의 역할에 있어서 발아치의 첫째 방어선은 인대이고, 이지국면을 포함하여 보다 큰 부하가 가해질 때 외재적 근육들이 활동한다고 알려져 있다(Basmajian & Stecko, 1963). Kitaoka et al.(1997)은 발아치의 불안정성 또는 평발적인 특징들이 발의 외재적 힘줄들에 부하를 가함으로써 두드러지게 나타난다고 밝혔다. 이는 본 연구에서 나타난 평지 달리의 낮춤성 스트레인이 평균 14.56%에서 외재적 근육힘줄 조직들이 가장 큰 역할을 하는 발끝 경사 달리기 조건에서 평균 21.05%로 증가된 점은 Kitaoka et al. 연구의 결과를 생체조건에서 잘 설명해주고 있다. 발바닥 부위의 내적 근육활동의 중요성에 있어서 Fiolkowski et al.(2003)은 뒤정강 신경의 차단마취를 통하여 내적 근육 활동이 감소될 때 발배뼈 하강이 3mm 정도 증가되는 점은 내재적 발 근육이 안쪽 세로 아치의지지에 중요한 역할을 한다는 것을 나타낸다고 보고하였다. Gefen(2003) 역시 발아치의 경직성은 앞쪽과 뒤쪽의 정강뼈에 따라 있는 외재적 근육은 물론 발바닥에서의 내재적 근육활동에 의해 영향을 받을 수 있다고 밝히고 있다.

V. 결 론

걷거나 달리기와 같은 동적인 상황에서 전체길이 발보장구는 발에 편안함을 가장 크게 제공하고 다음으로 아치패드/반길이 발보장구가 위치하였으며, 아치패드와 반길이 발보장구는 불편하거나 통증이 있는 발의 부위(앞발과 중간발 혹은 뒷발)에 따라 효과적으로 발보장구 종류를 처방할 수 있다는 점을 보였다. 발보장구 종류에 따른 발바닥근막염과 관련 있는 발아치의 길이와 높이 스트레인의 발현은 발보장구가 골격들을 정렬하는 역할에서처럼 작고, 대상자-특유의 일관성을 보이지 않는 특성을 나타내었으며, 발의 편안함을 성공적으로 증명할 수 있는 생체역학적 변인으로 보기 어려웠다. 하지만 발끝의 걷거나 달리기의 발아치 스트레인은 Hicks에 의해 제안된 윈드러스기전을 성공적으로 설명할 수 있는 계기가 되었으며, 과도한 발끝 이동 형태가 발바닥근막염의 원인이 될 수 있다는 점을 뒷받침하였다. 걷거나 달리기와 같은 발아치의 동적 상황에서의 연구는 발바닥근막을 포함한 인대와 발뼈, 외재적 근육과 힘줄, 그리고 내재적 근육과 힘줄 등을 고려한 통합적인 시각아래서 관찰되어야 할 것으로 생각된다.

참고문헌

- Basmajian, J.V., & Stecko, G.(1963). The role of muscles in arch support of the foot. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 45-A, 1184-1190.
- Bazzoli, A.S., & Pollina, F.S.(1989). Heel pain in recreational runners. *The Physician and Sportsmedicine*, 17(2), 55-61.
- Brody, D.M.(1980). Running injuries. *Clinical Symposia*, 32, 2-36.
- Brubaker, C.E., & James, S.L.(1974). Injuries to runners. *Journal of Sports Medicine*, 2(4), 189-198.
- Cashmere, T., Smith, R., & Hunt, A.(1999). Medial longitudinal arch of the foot: stationary versus walking measures. *Foot & Ankle International*, 20(2), 112-118.
- Davis, P.F., Severud E., & Baxter, D.E.(1994). Painful heel syndrome: results of nonoperative treatment. *Foot & Ankle*, 15, 531-535.
- Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., Woo, R., & Horodyski, M.(2003). Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study. *The Journal Foot & Ankle Surgery*, 42(6), 327-333.
- Gefen, A.(2003). The in vivo elastic properties of the plantar fascia during contact phase of

- walking. *Foot & Ankle International*, 24(3), 238-244.
- Gross, M.L., Davlin, L.B., & Evanski, P.M.(1991). Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long-distance runner. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(4), 409-412.
- Hedrick, M.R.(1996). The plantar aponeurosis. *Foot & Ankle International*, 17(10), 646-649.
- Hicks, J.H.(1954). The mechanics of the foot: II. The plantar aponeurosis and the arch. *Journal of Anatomy*, 88, 25-31.
- Hirokawa, S., Grimm, M., Le, T., Solomonow, M., Baratta, R.V., Shoji, H., & Dambrosia, R.D.(1990). Energy consumption in paraplegic ambulation using the reciprocating gait orthosis and electric stimulation of the thigh muscles. *Arch Physical Medicine & Rehabilitation*, 71, 687-694.
- Jacobs S.J., & Berson, B.L.(1986). Injuries to runners: a study of entrants to a 10,000 meter race. *American Journal of Sports Medicine*, 14, 151-155.
- Kappel-Bargas, A., Woolf, R.D., Cornwall, M.W., & McPoil, T.G.(1998). The windlass mechanism during normal walking and passive first metatarsalphalangeal joint extension. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 190-194.
- Kayano, J.(1986). Dynamic function of medial foot arch. *Journal of Japanese Orthopaedic Association*, 60, 1147-1156.
- Ker R.F., Bennett, M.B., Bibby, S.R., Kester, R.C., & Alexander, R. McN.(1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325, 147-149.
- Kim, W., & Voloshin, A.S.(1995). Role of plantar fascia in the load bearing capacity of the human foot. *Journal of Biomechanics*, 28(9), 1025-1033.
- Kitaoka, H.B., Lundberg, A., Luo, Z.P., & An, K.-N.(1995). Kinematics of the normal arch of the foot and ankle under physiologic loading. *Foot & Ankle International*, 16(8), 492-499.
- Kitaoka, H.B., Luo, Z.P., & An, K.-N.(1997). Effects of the posterior tibial tendon on the arch of the foot during simulated weightbearing: biomechanical analysis. *Foot & Ankle International*, 18(1), 43-46.
- Kogler, G.F., Solomonidis, S.E., & Paul, J.P.(1996). Biomechanics of longitudinal arch support mechanism in foot orthoses and their effect on plantar aponeurosis strain. *Clinical Biomechanics*, 11(5), 243-252.
- Kosmahl, E., & Kosmahl, H.(1987). Painful plantar heel, plantar fasciitis, and calcaneal spur: Etiology and treatment. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 9, 17-24.
- Lutter, L.(1981). Cavus foot in runners. *Foot and Ankle*, 1, 225-228.

- Lynch D.M., Goforth, W.P., Martin, J.E., Odom, R.D., Preece, C.K., & Kotter, M.W.(1998). Conservative treatment of plantar fasciitis: A prospective study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88(8), 375-380.
- Lysholm, J., & Wiklander, J.(1987). Injuries in runners. *American Journal of Sports Medicine*, 15, 168-171.
- Marti, B., Vader, J.P., Minder, C.E., & Abelin, T.(1988). On the epidemiology of running injuries: the 1984 Bern grand Prix study. *American Journal of Sports Medicine*, 16, 285-293.
- McArdle, W.D., Katch, F.I., & Katch, V.L.(1996). *Exercise Physiology: Energy, Nutrition and Human Performance* (pp. 808), 3rd Ed. Malvern, PA: Lea & Febiger.
- Middleton, J., & Kolodin, E.(1992). Plantar fasciitis: heel pain in athletes. *Athletic Training*, 27, 70-75.
- Moraros, J., & Hodge, W.(1993). Orthotic survey: preliminary results. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(3), 139-148.
- Mundermann, A., Nigg, B.M., Humble, R.N., & Stefanyshyn, D.J.(2003). Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics, and EMG in recreational runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1710-1719.
- Mundermann, A., Nigg, B.M., Stefanyshyn, D.J., & Humble, R.N.(2002). Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait & Posture*, 16(1):38-45.
- Nawoczenski, D.A.(1997). Orthoses for the foot. In D.A. Nawoczenski and M.E. Epler (Eds.), *Orthotics in functional rehabilitation of the lower limb* (pp. 115-155). Philadelphia: W.B. Saunders Company.
- Nesbitt, L.(1992). A practical guide to prescribing orthoses. *The Physician and Sportsmedicine*, 20, 76-88.
- Newell, S.(1977). Conservative treatment of plantar fasciitis. *The Physician and Sportsmedicine*, 5, 68-73.
- Nigg, B.M.(2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 11(1), 2-9.
- Nigg, B.M., Nurse, M.A., & Stefanyshyn, D.J.(1999). Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(7 Suppl), S421-428.
- Pecina, M.M., & Bojanić, I.(1993). Foot and ankle. In *Overuse injuries of the musculoskeletal system* (pp. 249-269). Florida: CRC Press Inc.
- Pfeffer, G., Bacchetti, P., Deland, J., Lewis, A., Anderson, R., Davis, W., Alvarez, R., Brodsky, J., Cooper, P., Frey, C., Herrick R., Myerson, M., Sammarco, J., Janecki, C., Ross, S.,

- Bowman, M., & Smith, R.(1999). Comparison of custom and prefabricated orthoses in the initial treatment of proximal plantar fasciitis. *Foot & Ankle International*, 20(4), 214-221.
- Smerdelj, M., Madjarevic, M., & Oremus, K.(2001). Overuse injury syndromes of the calf and foot. *Arh Hig Rada Toksikol*, 52(4), 451-464.
- Sobel, E., Levitz, S.J., & Caselli, M.A.(1999). Orthoses in the treatment of rearfoot problems. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(5), 220-233.
- Stackhouse, C.L., Davis, I.M., & Hamill, J.(2004). Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running patterns. *Clinical Biomechanics*, 19, 64-70.
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B.M., van den Bogert, A.J., Lundberg, A., Denoth, J., & Stussi, E.(2000). Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics*, 15, 54-64.
- Taunton J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith D.R., & Zumbo, B.D.(2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36(2), 95-101.
- Wright, D.G., & Rennels, D.C.(1964). A study of the elastic properties of plantar fascia. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 46-A(3), 482-492.

투 고 일 : 2005. 02. 15

심 사 일 : 2005. 02. 20

심사완료일 : 2005. 02. 28