



## 달리기 동호인들의 상해예방을 위한 맞춤형 발 보장구의 평가연구

### The Evaluation of Custom Foot Orthotics for Injury Prevention of Joggers

김로빈\* (한성대학교)

Kim, Ro Bin\* (Hansung University)

---

#### ABSTRACT

R. B. KIM, The Evaluation of Custom Foot Orthotics for Injury Prevention of Joggers. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 16, No. 1, pp.19-30, 2006. The purpose of this study was to examine the effect of foot orthotics on the overall comfort and muscle activity during running. The subjects were 10 members from the joggers' club which consisted of 2 women and 8 men. These individuals ran on the treadmill by 4.0m/s speed with and without the custom foot orthotics. The data concerning the overall comfort was collected by a questionnaire that examined the overall comfort, heel cushioning, forefoot cushioning, medio-lateral control, arch height, heel cup fit, shoe heel width, forefoot width, and shoe length. The MegaWin ver. 2.1(Mega Electronics Ltd, Ma. Finland) was used to gain electromyography signals of the muscle activity; Tibialis anterior, medial gastronemius, lateral gastronemius, vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris, and rectus femoris were measured. The results of the study were as follows. 1. During running the overall comfort was higher for the foot orthotic condition than the nonorthotic condition. Among the inquiries the overall comfort showed the biggest difference comparing the two conditions. and the shoe heel width showed the highest score for comfort. 2. The muscle activity of the biceps femoris, and vastus lateralis in the stance period decreased due to the foot orthotics. The muscle activity of the vastus medialis in the swing period also decreased and the muscle activity tibialis anterior in the stance and swing stance decreased as well. During running, orthotics showed positive result in foot comfort. The foot comfort related to decreased stress, muscle activity, and foot arch strain. Overall comfort and the adequate decrease of muscle activity were associated with injury prevention and the best method to prevent injury seems to be the maintenance of foot comfort.

**KEYWORDS: FOOT ORTHOTICS, MUSCLE ACTIVITY, INJURY PREVENTION**

---

## I. 서론

현대인들은 급격한 경제 성장과 산업의 발달로 생활 수준은 향상되었지만 운동부족, 과도한 영양섭취 등으로 인하여 비만해지기 쉬운 상황에 노출되어 각종 성인병의 위협에서 자유롭지 못한 실정이다. 성인병의 가장 큰 원인 중의 하나인 비만을 해소하기 위한 운동의 역할이 어느 때보다 강조되고 있으며 특히 수영, 걷기, 달리기 등의 유산소 운동의 중요성이 강조되고 있다. 이 운동들 가운데 달리기는 비만해소를 위한 가장 일반적인 방법으로 널리 알려져 있으며 참여인구도 꾸준히 증가하고 있다. 달리기는 당뇨, 고혈압, 심혈관 질환 등 성인병예방, 심폐기능 향상, 체중감량, 골격·골밀도 강화, 면역력 증강, 스트레스 해소 등에 효과가 크지만 부상위험이 크다는 게 가장 큰 단점이라 할 수 있다(조선일보, 2003. 8. 26).

달리기를 할 때 신체에서 지면과 가장먼저 접촉하는 부분은 발이다. 이는 대부분의 운동에서 신발이 지면과 가장 먼저 접촉된다고 바꾸어 말 할 수 있다. 신발은 지면으로부터 받은 충격을 흡수하며, 상해를 예방하는 역할을 수행한다(Frederick, Clarke, & Hamill, 1984; Nigg, Bahlens, Denoth & Luethi, 1986). 그러나 신발은 상해를 예방하는 역할뿐만 아니라 원인을 제공하기도 한다. 따라서 운동 중만 아니라 평상시에도 외부와 계속적인 접촉을 하는 발을 상해와 손상으로부터 보호하는 역할을 하는 신발의 연구는 매우 중요하며, 꾸준히 연구되고 있는 실정이다(Lee & McCullagh, 1984; Nigg, 1995; Nigg, & Morlock 1987). 신발이 갖추어야 할 가장 중요한 기능은 초기 지면 접촉시 발생하는 충격력(impact force)을 완화시켜야 하며, 지면접촉 이후에 발생하는 충격흡수 기전인 회내(pronation)의 운동이 과도하게 발생하는 현상을 막아야 하고, 발이 지면과 떨어질 때 발생하는 과도한 회외(supination)의 발생을 막아야 한다. 하지만 신발은 개인의 발의 형태에 맞추어 제작되는 일은 극히 드물기 때문에 이를 보정할 수 있는 도구의 필요성을 갖게 된다. 이 필요성으로 인하여 1980년대 후반부터 꾸준히 연구되고 있는 발 보장구는 달리기로 인하여 발생하는 상해의 예

방 차원에서 개발된 운동화의 보조기구이다. 발 보장구의 역할은 회내의 양을 줄이고 지면으로부터 발생하는 충격력을 감소시키는 것이다(Mckenzie, 1987; Bordelon, 1989). 연구 초기에는 과도한 회내를 방지하기 위해 족궁의 붕괴를 막을 수 있는 단단한 재질의 발 보장구가 효과적이라는 연구가 대부분이었으나 회내의 양을 줄이기 위해 너무 단단한 재질의 발 보장구를 사용하게 되면 지면 접촉시 받는 충격력이 커지므로 역효과를 나타낼 수 있다(Nachbauer & Nigg, 1992; Shiba, Kitaoka, Cahalan & Chao, 1995). 이 연구들을 토대로 1990년대에 들어서면서 족궁의 붕괴를 방지하고 족 회내의 양을 줄이면서 동시에 지면 충격력을 감소할 수 있는 재질의 연구가 진행되고 있다(Mcpoil & Cornwall, 1991; Gross & Napoli, 1993; Nigg, 1995).

Blake와 Denton(1985)은 과거에 부상이 있는 180명의 선수를 조사하여 70%가 발 보장구가 뚜렷한 도움을 준다고 발표하였으며, 78%는 그들 자세의 안정성을 유지시킨다고 하였다. 그리고 Donatelli, Hurlbert, Conaway 그리고 Pierre(1988)는 환자 81명을 대상으로 조사하여 이들의 91% 발 보장구에 만족을 느꼈다고 발표하였고, 이 조사에서 94%의 환자들은 발 보장구를 착용한다고 하였으며, 52%는 발 보장구 없이 집을 나갈 수 없다고 하였다. Gross, Davlin 그리고 Evarski(1991)는 500명의 장거리 환자들을 대상으로 신발에 발 보장구를 삽입하고 76%는 그들 고통의 큰 감소와 안락함을 느꼈고 90%는 착용 후 고통이 사라졌다고 하였다. Moraros와 Hodge(1993)는 523명을 대상으로 실험한 결과 83%가 만족감을 나타냈으며, 14주 동안 착용시 95%가 완전하거나 부분적으로 문제를 해결했다(63%는 완전하게 해결)고 발표하였다. 이렇듯 발 보장구의 편안함에 대한 만족성은 꾸준히 연구 발표되고 있다.

따라서 본 연구에서는 맞춤형 발보장구를 일반 달리기 동호인들에게 착용했을 때 인체에 미치는 교정적 영향을 근전도(EMG)의 측면, 그리고 착용자의 편안함에 대한 만족도에 근거하여 종합적으로 살펴보고 달리기 동호인들의 상해예방에 새로운 방법을 모색할 기회를 제공할 것이다. 또한 이 결과를 바탕으로 발보장구 이용의 가치 유무를 새로운 측면에서 실용적인 근거로 제시할 수 있을 것이다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구대상자

연구 대상자는 달리기 동호인으로 10명을 선정하였다. 연구대상자들은 최근 1년간 다리에 상해를 입은 경력이 없는 동호인으로 선정하였으며, 발배뼈 하강(navicular drop) 테스트에서 비체중 지지와 한발체중 지지 조건 사이에 10mm 이상의 발배뼈 하강을 가진 집단( $11.57 \pm 1.773$ )으로 선정하였다. 즉 비체중지지조건에서 한발의 전체 체중지지조건 사이에 10mm 이상의 발배뼈 하강을 가진 대상자를 우선적으로 선정하였고, 다음조건으로 포도스코프(Podoscope)를 이용하여 살펴본 발바닥이 평발의 특성을 지니고 있는 대상자를 위주로 선정하였다. 발배뼈 하강테스트의 신뢰성은 Mueller, Host, & Norton(1993)에 의해 이미 검증된 바 있다.

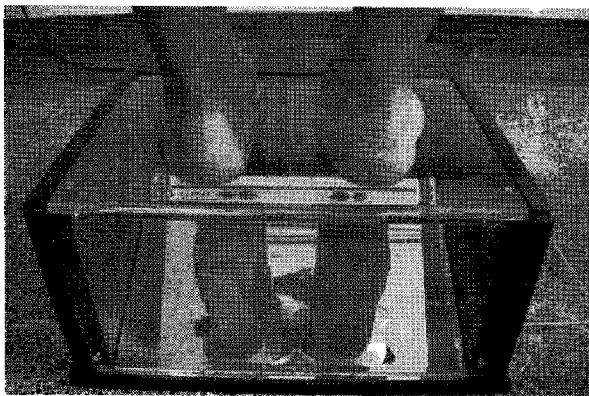


그림 1. 포도스코프를 이용한 대상자들의 발 형태 관찰 및 측정

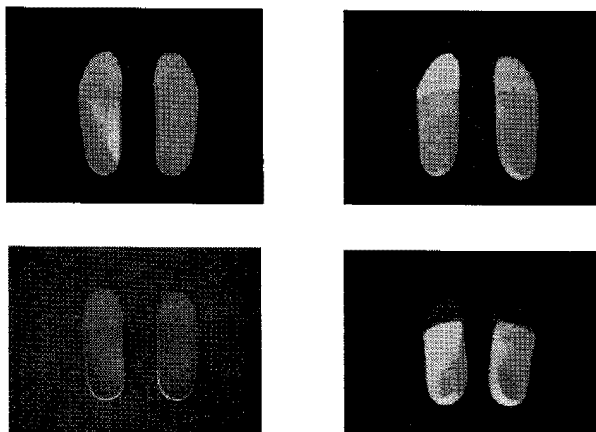


그림 2. 실험에 사용된 Plastazote 재질의 발 보장구

### 2. 실험기자재

본 실험에서 사용된 기자재는 <표 1>과 같다.

표 1. 실험 기자재

장비	제조회사 및 모델명
비디오 카메라	JVC(GR-DVL9500)
편집기	SONY(SLV-799HF)
모션캡처카드	IOMEGA(BUZ10604)
25mm reflect marker	IOMEGA
EMG	MEGAWIN
맞춤형 발 보장구	OTTOBOCK

### 3. 실험방법 및 절차

연구대상자에게 트레드밀에서 달리기를 실시할 때 2가지 조건 [1. 신발 착용 2. 발 보장구 착용(신발에 발 보장구 착용)] 으로 하였으며 이때 속도는 4.0m/s로 실시하였다.

① 발보장구 착용 편안함의 자료수집 및 처리  
발보장구 착용의 편안함을 조사하기위해 두 가지 조건에서 설문지에 답하도록 하였다. 사용된 설문지는 150mm로 이루어진 선위에 편안함의 크기를 기입하는 형태로 구성되어 있으며 왼쪽 끝은 '편안하지 않다'로 편안함의 등급이 0이며, 오른쪽 끝은 '매우 편안하다'로 편안함의 등급이 15이다. 이 설문지는 기존연구를 통해 편안함을 평가하는데 있어서 신뢰성 있는 정보를 제공한다고 보고하고 있다(Mundmann, Nigg, Stefanyshyn, & Humble, 2002).

설문결과의 처리는 SPSS 12.0 for Window 통계 package를 사용하여 쌍표본의 검정(Paired sample t-test)을 실시하여 변인들 간의 유의도를 분석하였다.

② EMG자료의 수집 및 분석

1) 표면전극의 부착

본 연구에서는 달리기시 많이 사용되는 근육들 중

넙다리두갈래근(biceps femoris), 안쪽넓은근(vastus medialis), 가쪽넓은근(vastus lateralis), 넙다리곧은근(rectus femoris), 안쪽장딴지근(medial gastrocnemius), 가쪽장딴지근(lateral gastrocnemius), 앞정강근(tibialis anterior)을 선택하여 왼발에 표면전극(mini electorde, 3M. ltd. USA)을 부착하였다<그림 3>.

2) 근전도 신호 처리방법

근전도 신호의 주파수 범위(band width)는 20~500Hz 사이로 설정하였고, 전극의 공통성분 제거비(common mode rejection ratio)는 110dB로 설정하였다. 달리기 동작시 발생한 전기적 신호는 표면전극을 통하여 Pre-amplifier cable에 의해 증폭되었고, 증폭된 아날로그 신호는 아날로그-디지털 변환기(12 bit analogue to digital converter)에 의하여 초당 1024개의 디지털 신호로 변환되어 기록되었다.

근전도의 신호처리와 저장은 MegaWin ver. 21(Mega Electronics Ltd, Ma. Finland) 소프트웨어를 이용하여 산출하였으며, 수집된 근전도 신호에서 달리는 동작구간을 구분하기 위하여 6mm 디지털 비디오카메라 (GR-DVR9500, JVC)를 이용하여 60frames/sec로 촬영하였다. 영상자료와 근전도 자료를 동조하기 위하여

특수 제작한 후레시(flash light)를 이용하여 후레시가 터지는 순간 컴퓨터 화면상에 근전도 신호의 시작점을 나타내는 마커를 표시하도록 하였다. 촬영된 영상은 Marvel Connector Box를 거쳐 Matrox Marvel G200 Display Adapter를 통해 컴퓨터에 저장되었다.

3) 근전도 자료의 표준화 과정 및 분석

근전도 신호를 대상자간 비교나 근육 간 비교를 하기 위해서는 표준화 과정이 필요하다. 근전도 신호를 표준화하는 방법으로는 최대 등척성 수축(Maximal Voluntary Isometric Contraction: MVIC)을 사용하여 표준화하는 %MVIC 방법과 특정 동작의 근수축을 기준수축(Reference Voluntary Contraction: RVC)으로 삼아 이를 기준으로 표준화하는 %RVC 방법이 있다 (Clam, Kasman, & Holtz, 1998). 본 연구에서는 %RVC 방법을 사용하여 각 대상자의 해부학적 자세에서의 근전도 신호를 통하여 표준화 하였다. 동작구간은 크게 스탠스와 스윙의 2가지 구간으로 나누었고, 해부학적 자세시 3회에 걸쳐 7개의 근육에서 동작에 대한 RVC로서 IEMG 평균값을 구하였으며, 달리는 동작에서 7개의 근육에서 3회에씩 구한 IEMG 평균값과 RVC-IEMG 평균값을 비교하여 %RVC로 각 근육의 근

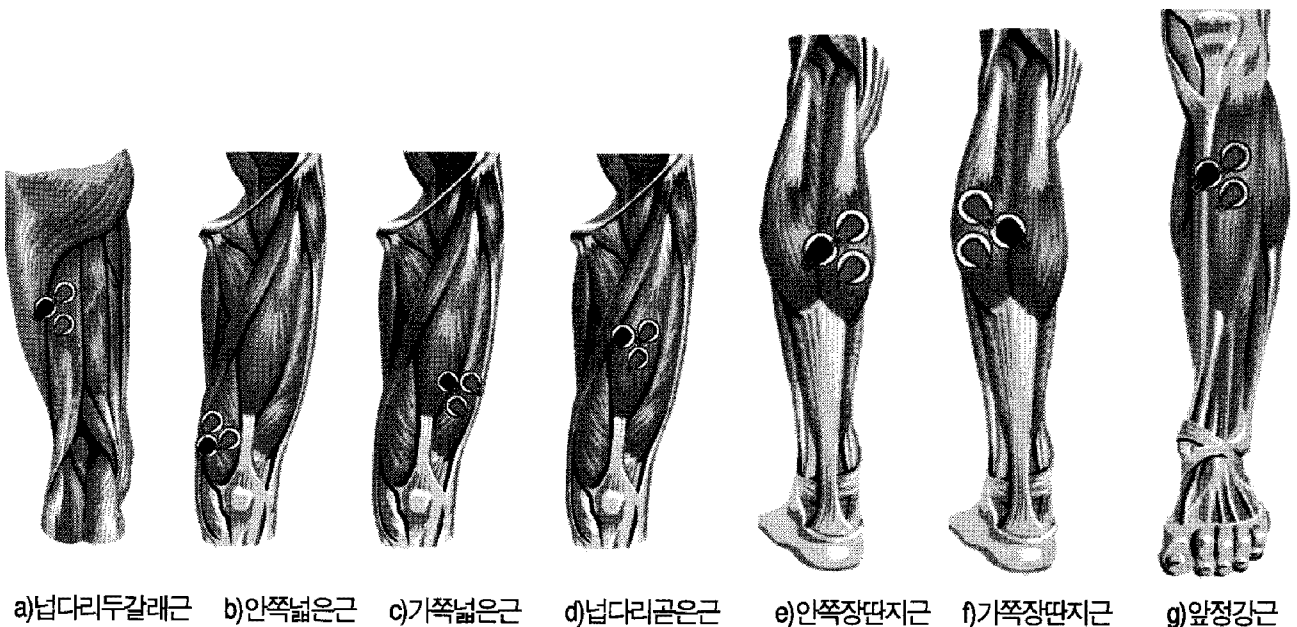


그림 3. 각 근육의 표면전극 부착 위치

전도 신호를 표준화 하였다. 4.0m/s 속도의 달리기에서 발보장구 착용 유무에 따라 다리의 근 활성상태를 조사하기 위하여 앞정강근(tibialis anterior), 안쪽장딴지근(medial gastrocnemius), 가쪽장딴지근(lateral gastrocnemius), 가쪽넓은근(vastus lateralis), 안쪽넓은근(vastus medialis) 넓다리두갈래근(biceps femoris), 넓다리곧은근(rectus femoris)의 근활동을 EMG측정기기(ME3000P System, Mega electrode, Finland)를 통하여 측정하여 각각의 근육들의 평균적분 근전도값(averaged integrated electromyography; iEMG)과 이에 따른 표준화 적분근전도(normalized iEMG)를 구하였다.

근전도는 근육의 근수축 활성을 측정하는데 주로 사용된다. Raw EMG의 적분값은 Zero이며, 절대값을 구하기 위해 Raw signal의 전파정류(Full-wave rectify)가 필요하다. 이는 수식(1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$I(|EMG(t)|) = \int_0^t |EMG(t)| dt \dots\dots\dots (1)$$

평균 적분 근전도(iEMG)는 근전도의 파형을 전파정류(full wave rectification)한 후 그 면적을 수학적으로 적분하여 정량화한 값이다. 즉 각 근육이 근수축한 시간동안의 적분값을 산출한 측정값이다. 평균 적분 근전도의 수학적 산출 방식은 수식(2)와 같다.

평균적분근전도(averaged iEMG)

$$= \int_0^t \frac{|EMG(t)dt|}{1024 * t} \dots\dots\dots (2)$$

### III. 연구결과 및 논의

#### 1. 발보장구 착용시의 편안함.

달리기동안 보장구 착용 유무에 따른 편안함의 결과

는 <그림 4>전체적 편안함(t=-6.472, p<.001), <그림 5> 뒤꿈치 쿠션(t=-4.495, p=.001), <그림 6>앞발 쿠션(t=-5.988, p<.001), <그림 7>안쪽-가쪽 제어성(t=-5.053, p=.001), <그림 8>발아치 높이(t=-4.529, p=.001), <그림 9>뒤꿈치굽 적합성(t=-3.610, p<.01), <그림 10>신발 뒤꿈치의 폭(t=-4.531, p=.001), <그림 11>신발 앞발의 폭(t=-7.602, p<.001), <그림 12>신발의 길이(t=-6.273, p<.001)에 나타나있다. 위의 그림 모두에서 발보장구 착용이 미착용시보다 편안하다고 나타났으며, 통계적으로도 유의한 차이가 나타났다.

발보장구 착용과 미착용 사이에 가장 큰 차이를 보인 항목은 전체적인 편안함을 묻는 문항이었으며, 편안함이 가장 크게 나타난 문항은 신발 뒤꿈치 폭(Shoe heel width)이었다.

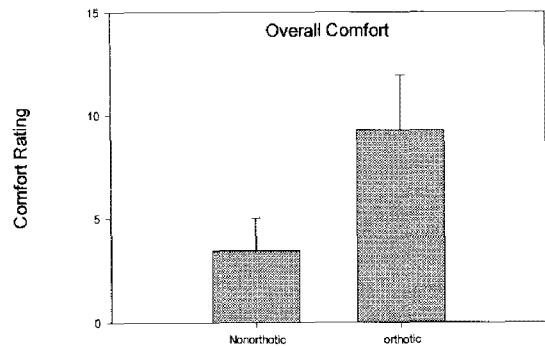


그림 4. 전체적 편안함

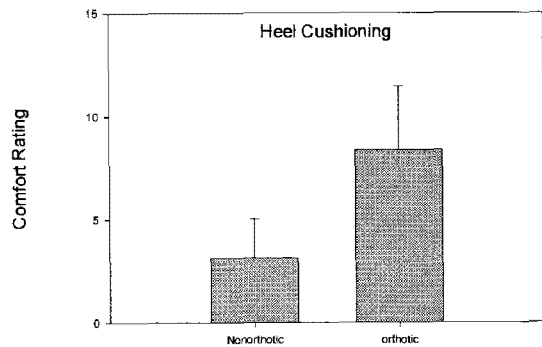


그림 5. 뒤꿈치 쿠션

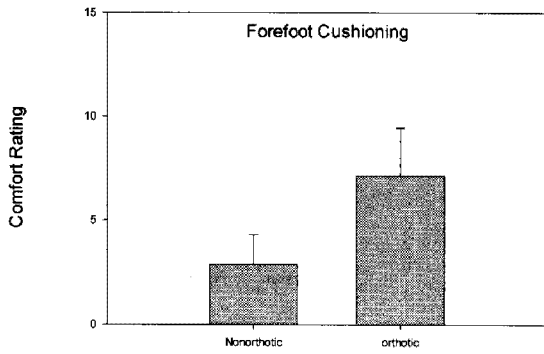


그림 6. 앞발 쿠션

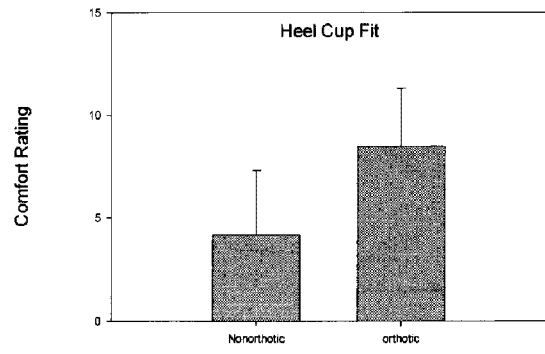


그림 9. 뒤꿈치컵 적합성

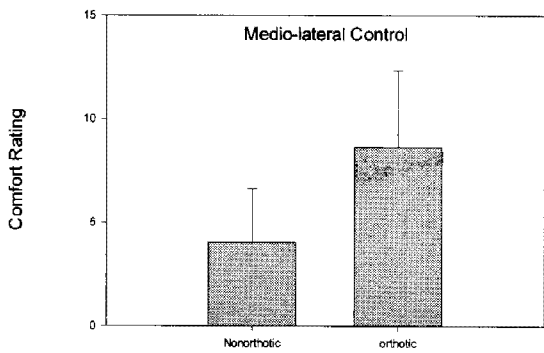


그림 7. 안쪽가쪽 제어성

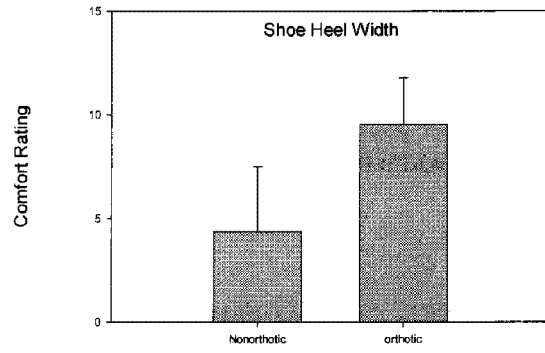


그림 10. 신발 뒤꿈치의 폭

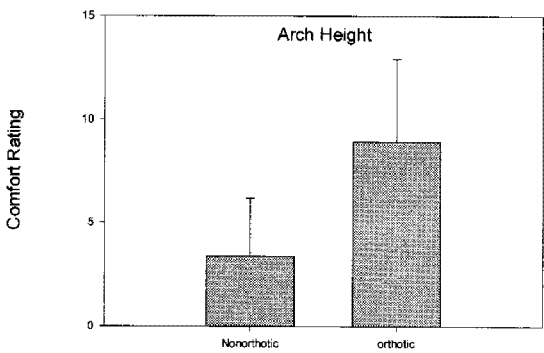


그림 8. 발아치 높이

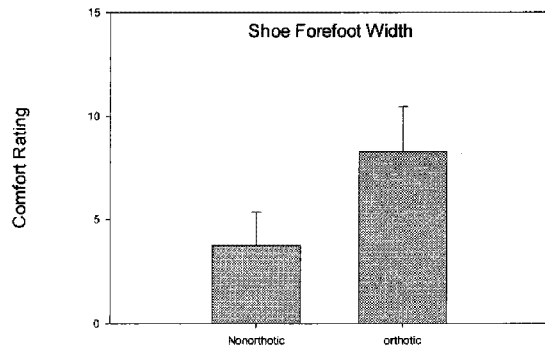


그림 11. 신발 앞발의 폭

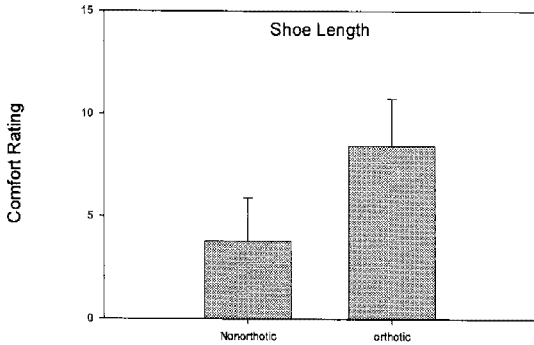


그림 12. 신발의 길이

2 발보장구 착용유무에 따른 하지근육의 적분근전도

보행 동안의 지지국면에서 발뒤꿈치-발바닥-발끝으로 이어지는 일련의 운동과정에 발뒤꿈치가 지면과 접촉할 때 자연스럽게 발생하는 발의 회내(pronation)는 외전(abduction), 배측굴곡(dorsiflexion), 외번(eversion)의 세 가지 움직임이 결합된 3차원 움직임으로 지면과의 충격력을 흡수하고 발이 표면에 적절히 적응할 수 있도록 해주는 역할을 한다. 하지만 발의 회내가 과도하게 되면 발과 정강이를 연결하는 거골하관절(subtalar joint)의 역학적 커플링에 따라 경골 역시 보상적인 과도한 내측 경골회전(tibial internal rotation)이 발생되며, 이는 무릎관절의 정상적인 수평면 회전을 벗어나게 하여 무릎관절에 이상이 발생된다는 가설이 주류를 이루고 있다(Brody, 1980; Mann, 1982; Nawoczenski, Cook, & Saltzman, 1995). 특히 10mm 이상의 발배뼈 하강을 가진 집단일 경우에는 더 많은 회내가 발생하므로 하지 근육에 더 많은 활동이 야기되므로 근피로가 빠르게 온다고 할 수 있다.

Nawoczenski DA & Ludewig PM(1999)은 달리기시 스탠스구간의 50%에서 발보장구가 하지 근육에 어떠한 영향을 미치는지 조사하였다. 트레드밀에서 각자 편안한 속도로 런닝을 유도하였고, 발보장구 착용 유무에 따라 하지 근육들의 적분근전도 값을 조사하였다. 넙다리 두갈래근의 적분근전도값은 발보장구 착용

시 평균 11.1% 줄어든다고 보고하였다( $p<.05$ ).

본 연구에서는 Nawoczenski(1999)등의 연구와 동일하게 스탠스 구간에서는 발보장구 착용으로 인하여 넙다리 두갈래근의 활성이 줄어든다고 나타났다. <그림 13>과 <표 2>에서와 같이 발보장구 미착용시 %RVC가 평균 7.33이 나타났고, 착용시에는 평균 5.34가 나타나 통계적으로 유의한 차이( $t=3.747, p<.05$ )가 발생하였다.

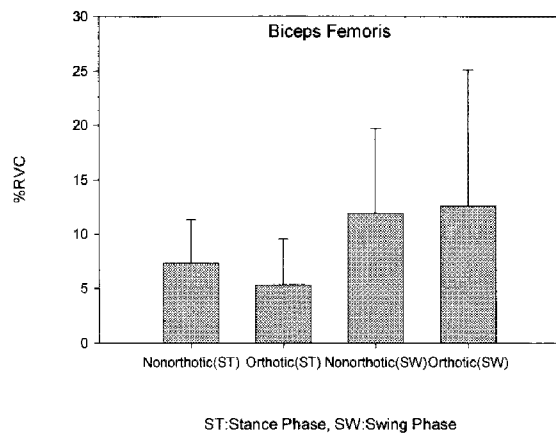


그림 13. 넙다리 두갈래근의 %RVC

표 2. 달리기동안 하지근육의 %RVC

	스탠스구간		스윙구간	
	발보장구 미착용	발보장구 착용	발보장구 미착용	발보장구 착용
Biceps Femoris (넙다리 두갈래근)	7.33*	5.34*	11.92	12.58
Vastus Lateral (가쪽 넓은근)	10.20*	6.60*	21.44	13.61
Vastus Medialis (안쪽 넓은근)	16.27	12.22	42.55*	18.45*
Rectus Femoris (넙다리 곧은근)	12.48	6.25	17.30	7.77
Medial Gastrocnemius (안쪽 장딴지근)	7.75	13.77	9.68	9.25
Lateral Gastrocnemius (가쪽 장딴지근)	6.31	5.75	9.43	7.65
Tibialis Anterior (앞정강근)	19.37*	15.53*	36.64*	27.72*

\* $p<.05$

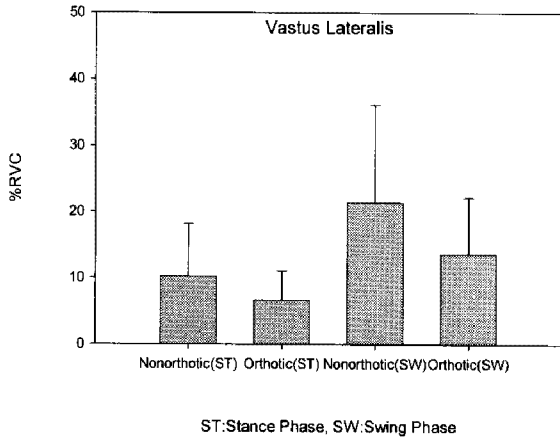


그림 14. 가쪽넓은근의 %RVC

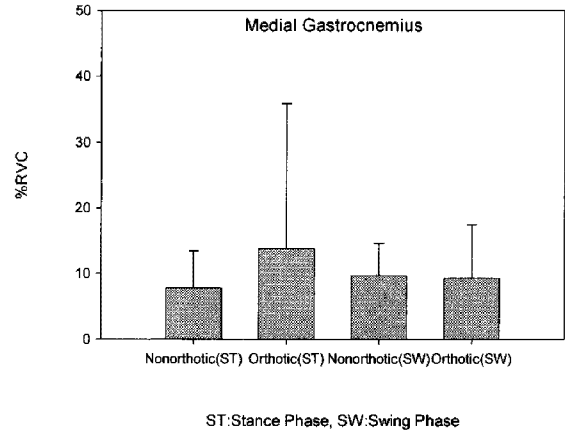


그림 17. 안쪽장딴지근의 %RVC

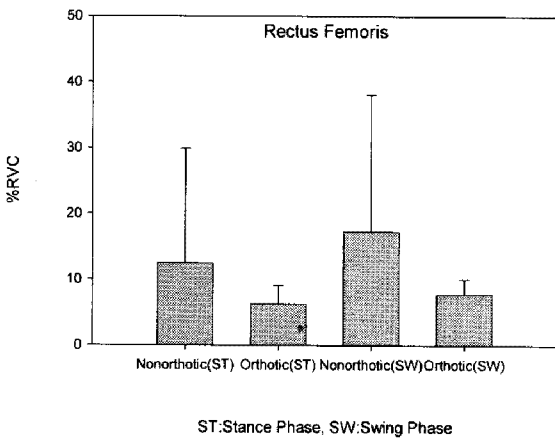


그림 15. 안쪽넓은근의 %RVC

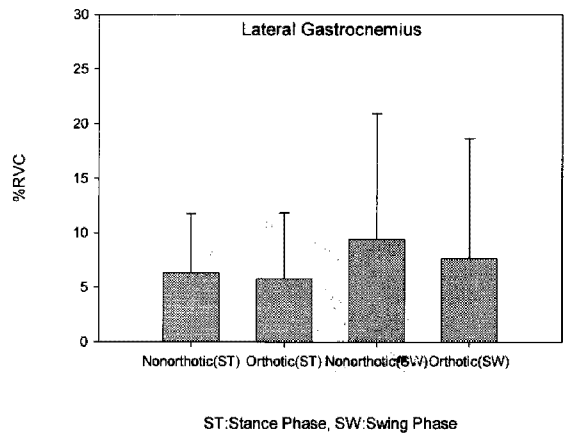


그림 18. 가쪽장딴지근의 %RVC

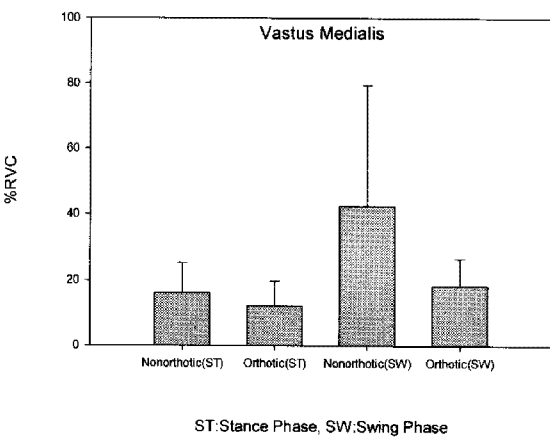


그림 16. 넓다리곧은근의 %RVC

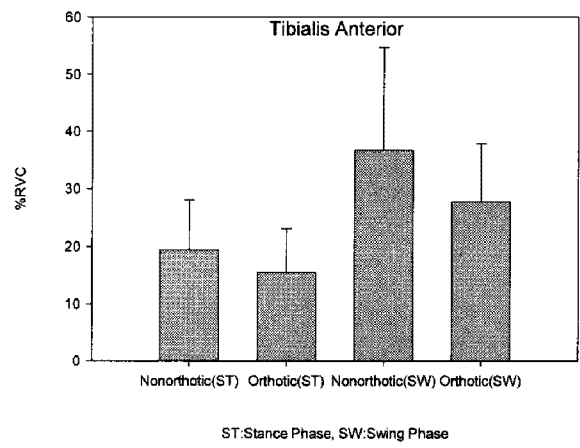


그림 19. 달리기시 앞정강근의 %RVC



가쪽 넓은근은 <그림 14>와 <표 2>에서와 같이 스탠스 구간에서 미착용시 %RVC가 평균 10.20가 나타났고, 착용시에는 평균 6.60가 나타났으며 통계적으로 유의한 차이( $t=2.338$ ,  $p<.05$ )가 발생하였다. 스윙구간에서는 미착용시 %RVC가 평균 21.44가 나타났고, 착용시에는 평균 13.61이 나타났으며 통계적으로 유의한 차이는 발생하지 않았지만 발보장구 착용으로 근활성이 줄어드는 경향이 나타났다.

Nawoczenski(1999)등의 연구에서는 달리기시 스탠스 구간의 50%에서 가쪽 넓은근의 적분 근전도 값이 발보장구 착용시 4.3% 줄어드는 경향이 나타났지만 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다고 보고하고 있다.

안쪽 넓은근에서는 <그림 15>와 <표 2>에서와 같이 스탠스 구간에서 미착용시 %RVC가 평균 16.27가 나타났고, 착용시에는 평균 12.22가 나타났으며 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다. 스윙구간에서는 미착용시 %RVC가 평균 42.55가 나타났고, 착용시에는 평균 18.45가 나타났으며 통계적으로 유의한 차이( $t=2.371$ ,  $p<.05$ )가 발생하였다.

Nawoczenski(1999)등의 연구에서는 달리기시 스탠스 구간의 50%에서 안쪽 넓은근의 적분 근전도 값이 발보장구 착용시 2.2% 줄어드는 경향이 나타났지만 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다고 보고하였다.

넙다리 곧은근은 <그림 16>과 <표 2>에서와 같이 스탠스 구간에서 미착용시 %RVC가 평균 12.48가 나타났고, 착용시에는 평균 6.25가 나타났으며, 스윙구간에서는 미착용시 %RVC가 평균 17.30가 나타났고, 착용시에는 평균 7.77가 나타났다. 스탠스구간과 스윙구간 모두 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았으나 발보장구 착용시 근 활성도가 줄어드는 현상이 나타났다.

안쪽 장딴지근은 <그림 17>과 <표 2>에서와 같이 스탠스 구간에서 미착용시 %RVC가 평균 7.75가 나타났고, 착용시에는 평균 13.77가 나타났으며 통계적으로 유의한 차이가 발생하지 않았으나 발보장구 착용시 근 활성도가 줄어드는 경향이 나타났다. 스윙구간에서는 미착용시 %RVC가 평균 9.68가 나타났고, 착용시에는 평균 9.25가 나타났으며 통계적으로 유의한 차이가 발

생하지 않았다.

가쪽 장딴지근은 <그림 18>과 <표 2>에서와 같이 스탠스 구간에서 미착용시 %RVC가 평균 6.31가 나타났고, 착용시에는 평균 5.75가 나타났으며 스윙구간에서는 미착용시 %RVC가 평균 9.43가 나타났고, 착용시에는 평균 7.65가 나타났으며 통계적으로 유의한 차이가 발생하지 않았다.

앞정강근은 <그림 19>와 <표 2>에서와 같이 스탠스 구간에서 미착용시 %RVC가 평균 19.37가 나타났고, 착용시에는 평균 15.53가 나타났으며 통계적으로 유의한 차이( $t=3.062$ ,  $p<.05$ )가 발생하였다. 스윙구간에서도 미착용시 %RVC가 평균 36.64가 나타났고, 착용시에는 평균 27.72가 나타났으며 통계적으로 유의한 차이( $t=3.163$ ,  $p<.05$ )가 발생하였다.

Nawoczenski(1999)등의 연구에서는 달리기시 스탠스 구간의 50%에서 앞정강근의 적분 근전도 값이 발보장구 착용시 37.5% 늘어나는 경향이 나타났고 통계적으로 유의한 차이가 발생했다고 보고하고 있다. 이 결과는 본 연구의 결과와 상반되는 것이며 기존의 연구들의 결과와도 차이가 있다고 사료된다. 위 연구에서는 앞정강근에서 발보장구 착용시 근활성이 커지는 것을 두 이유로 설명하고 있다. 첫 번째, 발보장구 재질이 영향을 미쳤을 것으로 사료된다고 Komi, Gollhofer, Schmidtbleicher, Frick(1987)의 연구결과를 통하여 설명하고 있다. 이 연구에서는 heel contact 바로직전과 contact시 딱딱한 heel counter가 사용되었을 경우 근 활성도가 커지는 것으로 발표하고 있다. 두 번째, 신발이 근육활동에 대한 발보장구의 효과를 최소화 시켰을 가능성에 대해서도 보고하고 있다. 이 연구에서는 샌달에 발보장구를 삽입하고 실험을 진행하였고, 한명의 대상자에게 런닝화와 샌달의 두 조건에서 비교실험 하였다. 이 결과 샌달 조건에서보다 런닝화 조건에서의 발보장구 착용시 근 활성도의 변화가 더 크게 줄어들었다고 보고하고 있다. 본 연구결과와 Nawoczenski(1999)등의 연구 결과의 차이는 실험도구의 재질 및 선택의 차이로 인하여 발생된 것으로 보인다.

본 연구에서는 발보장구의 착용은 대상자들에게 많은 편안함을 제공한다고 나타난다. 그러면 발보장구로부터의 편안함은 어디서 기인하는가? 라는 의문에 도달

하게된다. Stacoff, Reinschmidt, Nigg, Van Den Bogert, Lundberg, Denoth & Stussii(2000)는 생체 조건에서 안쪽에 위치시킨 발보장구는 달리기의 스탠스 국면동안에 정강이발꿈치뼈의 위치를 실제로 변화시키지 않는다고 보고하고 있다. 그리고 Nigg(2001)은 발 아치의 지지는 발의 외변과 회내를 위한 가장 중요한 교정전략의 하나로 제안되고 있으며, 이연구에서 발 보장구가 골격들을 정렬시킨다는 개념이 다시 고려되어야 한다고 언급하고 있다. Nigg, Nurse, & Stefanyshyn(1999)은 발보장구의 편안함은 가장 중요한 요인 중의 하나이고 이 편안함의 원인은 골격의 정렬에서 오는 것이 아니라 근육활동을 최소화하고 이 결과로 근피로가 최소화되어 오는 것이라는 개념을 제안하였다. 또한 Nigg(2001)은 충격력과 발 회내의 역할에 대해 충격력은 만성적·급성적 달리기 관련하여 상해의 결정적 요인이라고 주장할 수 없다고 밝히면서 신발, 안창, 발보장구는 근육튜닝(muscle tuning)을 통하여 일반 활동에 영향을 미치고 이 영향이 다시 피로, 편안함, 일, 수행능력에 영향을 미칠 것이라는 새로운 패러다임을 제안한 바 있다. 김승재, Stefanyshyn, 김로빈(2005)은 발의 편안함은 스트레인의 감소, 발의 움직임과 관련된 근육활동의 감소, 발 움직임과 관련된 뼈들의 움직임 감소, 충격력 감소(혹은 관절과 힘줄의 부하감소)등을 들 수 있다고 하였다. 본 연구에서도 위 연구결과를 뒷받침할 수 있는 편안함과 근활동 감소의 결과가 나타났다.

#### IV. 결론 및 제언

달리기 상황에서 발보장구 착용은 발의 편안함에 있어 모든 상황에서 긍정적인 결과로 나타났다. 발의 편안함은 스트레인의 감소, 발의 움직임과 관련된 근육활동의 감소, 발 움직임과 관련된 뼈들의 움직임 감소, 충격력 감소(혹은 관절과 힘줄의 부하감소)등에 의해 나타나는 결과라고 할 수 있다. 다시 말해 발의 편안함은 상해 방지와 직접적인 관계가 있다고 말할 수 있다. 이 편안함을 근거로 하지 근육들의 근 활동 결과를 보면 하지근육들 중 스탠스 구간에서는 넙다리두갈래근, 가쪽 넓은근, 앞정강근에서, 스윙구간에서는 안쪽 넓은근,

앞정강근에서 발보장구 착용시 근활동이 줄어드는 일관적인 현상이 나타났다. 이 결과를 통해 편안함과 근활동이 줄어드는 것은 비례관계에 있다는 결과를 유추할 수 있다고 볼 수 있다. 하지만 넙다리넓은근, 안쪽 장딴지근, 가쪽 장딴지근에서는 근활동의 변화가 일괄적으로 나타나지 않았다. 하지만 위의 대부분 근육에서 보장구 착용시 평균 근 활동이 줄어드는 현상이 나타났고 향후 연구들에서 적절한 대상자 수의 선정이 이 문제를 해결할 수 있는 방법 중에 하나라고 사료된다. 그리고 발보장구와 피로와 관련된 연구도 향후 과제로 필요하다고 생각하며 피로한 상태에서 발보장구가 하지에 미치는 영향을 살펴보면 이 결과 또한 상해예방 차원에서 중요한 역할을 할 수 있다고 생각된다.

#### 참 고 문 헌

- 김승재, Stefanyshyn, D., 김로빈(2005). 평지와 오르막 경사의 트레드밀 걷기와 달리기 동안 발보장구가 발바닥근막염과 관련된 발아치 스트레인에 미치는 영향. *한국운동역학회지*, 15(1):155-176.
- 조선일보. (2003.8.16)
- Blake, R.L., & Denton, J.A. (1985). Functional foot orthoses for Athletic injuries: A retrospective study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 75(7), 359-362.
- Bordelon, R.L. (1989). Orthotics, Shoes, and Brace. *Orthopedic Clinics of North America*, 20(4), 751-757.
- Brody, D.M.(1980). Running injuries. *Clinical Symposia*, 32:2-36.
- Donatelli, R., Hurlbert, C., Conaway, D., & Pierre, R. (1988). Biomechanical foot orthotics: A retrospective study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 10(6), 205-212.
- Frederick, E.C., Clarke, T.E., & Hamill, C.L. (1984). The effect of running shoe design on shock attenuation. In E. C. Frederick (Ed.), *Sport shoes and playing surfaces*(pp. 190-198).

- Champaign, IL: Human Kinetics.
- 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.
- Gross, M.L., & Napoli, P.C. (1993). Treatment of lower extremity injuries with orthotic shoe insert. *Sports Medicine*, 15(1), 66-70.
- Komi, P.V., Gollhofer, A., Schmidtbleicher D, Frick, U. (1987). Interaction between man and shoe in running: considerations for a more comprehensive measurement approach. *International Journal of Sports Medicine*, 8, 196-202.
- Lee, A. & McCullagh, P.J. (1984). A preliminary investigation into the shock absorbancy of running shoes and shoe insert. *Journal of Human Movement Study*, 10, 95-106.
- Mann, R.A.(1982). Biomechanics of running. In R.P. Mack (Ed.), *The Foot and Leg in Running* (pp. 1-29). London: CV Mosby Company.
- Mckenzie, D.C. (1987). The role of shoe and orthotics. *Medicine and Sports Science*, 23, 30-38.
- McPoil, T.G., & Cornwall, M.W. (1991). Rigid versus soft orthoses: A single subject design. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 81(12), 638-642.
- Moraros, J., & Hodge, W. (1993). Orthotic survey: preliminary results. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(3), 139-148.
- Mueller, M.J., Host, J.V., & Norton, B.J.(1993). Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *Journal of the American Podiatry Medical Association*, 83(4):198-202.
- 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.
- Nachbauer, W., & Nigg, B.M. (1992). Effects of arch height and arch flattening of the foot on ground reaction forces in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(11), 1264-1269.
- Nawoczenski, D.A., Cook TM, Saltzman CL. (1995). The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 21, 317-327.
- Nawoczenski, D.A., & Ludewig, P.M.(1999). Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch Physical Medicine & Rehabilitation*, 80(5): 540-544.
- Nigg, B.M. (1995). *Kinematic Analysis of Shoe Inserts*. Human Performance Laboratory, University of Calgary, Canada.
- Nigg, B.M.(2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 11(1):2-9.
- Nigg, B.M., Bahlsen, H.A., Denoth, J., & Luethi, S.M. (1986). Factors influencing kinetics and kinematic variables in running. In B. M. Nigg(Ed.), *Biomechanics of Running Shoes* (pp.1-25). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Nigg, B.M., Herzog, W., & Read, L.J. (1988). Effects of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. *The American Journal of Sports Medicine*, 16, 70-76.
- Nigg, B.M., & Morlock, M. (1987). The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19(3), 294-302.
- 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.
- Shiba N., Kitaoka H.B., Cahalan, P.T., & Chao, E.Y.S. (1995). Shock-absorbring effect of shoe insert

- materials commonly used in management of lower extremity disorders. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 310, 130-136.
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B.M., van den Bogert, A.J., Lundberg, A., Denoth, J., & Stüssi, E.(2000). Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics*, 15:54-64.
- Struck, R.M., Moore, R., Patwardhan, A.G., & Sartori, M. (1988). Forces under the hallux rigidus foot with surgical and orthotic intervention. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 78(9), 465-468.
- Thomson, J.D., Ounpuu, S., Davis, R.B., & DeLuca, P.A. (1999). The effects of ankle-foot orthoses on the ankle and knee in persons with myelomeningocele: An evaluation using three-dimensional gait analysis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 19, 27-33.
- Tomaro, J., & Burdett, R.G. (1993). The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 18(4), 532-536.
- Vankoski, S.J., Michaud, S., & Dias, L. (2000). External tibial torsion and the effectiveness of the solid ankle-foot orthoses. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 20, 249-355.
- Wenger, D.R., Mauldin, D., Speck, G., Morgan, D., & Leiber, R.L. (1989). Corrective shoes and inserts as treatment for flexible flatfoot in infants and children. *The journal of Bone and Joint Surgery*, 71-A(6), 800-810.

투 고 일 : 1월 30일

심 사 일 : 2월 2일

심사완료일 : 2월 25일