

러닝 시 족관절 운동에 미치는 아치패드의 효과

일본 동해학원대학 인간건강학부, 일본 국립장수의료센터연구소 예방개발부

김 홍 열

The Effect of Arch Pad on Ankle Kinematics during Running

Heung Youl Kim, PhD

Faculty of Human Wellness, Tokai Gakuen University, Miyoshi, Department for Development of Preventive Medicine, National Center for Geriatrics and Gerontology, Obu, Japan

The purpose of this study was to evaluate the change in three-dimensional (3D) ankle joint kinematics on the arch pad. Ten male subjects performed running trials on treadmill, and ten motion capture system were used to record a position data of the reflected markers on the lower limb. Two conditions (no support and support: arch pad) were compared with the joint angles which were analyzed by the Cardan method. As a result, ankle joint eversion angles with support shoe ($-6.5^{\circ} \pm 2.5^{\circ}$) were significantly lower than that with no support shoe ($-10.2^{\circ} \pm 3.2^{\circ}$) ($p < 0.01$). Nevertheless, differences in ankle joint dorsiflexion and abduction angles were not significantly different between support ($20.1^{\circ} \pm 3.1^{\circ}$, $-2.5^{\circ} \pm 1.9^{\circ}$) and no support shoe ($20.4^{\circ} \pm 3.4^{\circ}$, $-2.4^{\circ} \pm 2.1^{\circ}$) ($p > 0.25$, $p > 0.11$). Shoes with medial arch support or using special shoe inserts may help correct one's running form by reducing pronation and may reduce risk of running injury.

Key Words: Arch pad, 3D ankle joint angle, Running

서 론

보행과 러닝은 생활습관으로 인해 발생할 수 있는 각종 질병의 예방과 개선에 좋은 유산소 운동의 하나이다. 특히 점진적인 트레이닝의 실시는 관상동맥심질환의 예방¹⁾과 골밀도증가^{2,3)} 등 신체의 리모델링 측면에서도 중요하다. 현재 국내에서도 생활의 활력과 건강을 위한 일반인의 마라톤 참가가

증가하고 있으며, 각종 마라톤 대회만 400여 개에 이르고 있다. 이처럼 마라톤 인구의 급속한 증가와 함께 다양한 기능성 신발과 인솔(sole)의 개발도 가속화되고 있다.

신발의 기능은 제작 업체에 따라 조금씩 다를 수 있지만 충격 완화, 족부의 정렬, 과도한 회내운동의 제어 등 기본 기능은 대부분 동일하다. 한편 기능해부학적 족부운동은 충격 흡수와 더불어 지지면에 대한 안정성의 제공과 신체 중심의 전진을 돕는다⁴⁾. 즉 신발은 족부의 기능해부학적 기능과 연계하여, 관절 운동의 주도적 또는 보조적 역할을 하는 데 도움이 된다. 그러나 신발의 긍정적인 효과와는 대조적으로 정형외과적 스포츠 상해 발생은 증가하고 있으며, 특히 발 아치의 기능 저하는 거골하관절의 과도한 회내운동을 유발시켜 하지근골격계의 스포츠 상해(신스프린트, 아킬레스건 손상, 피로골절 등)를 유발시킬 수 있다⁵⁾.

상해 발생의 예방책으로 착용감, 쿠션성, 내구성, 안정성

접수: 2011-3-9 수정: 2011-4-5 승인: 2011-5-20

책임저자: 김 홍 열

474-0207, 21-233 Nishinohara, Ukiagi-cho, Miyoshi-city, Aichi, Japan

Faculty of Human Wellness, Tokai Gakuen University, Miyoshi, Department for Development of Preventive Medicine, National Center for Geriatrics and Gerontology, Obu, Japan

Tel: +81-561-36-9706, Fax: +81-561-36-9706

E-mail: hanulhanbyeol7374@hotmail.co.jp

등의 성능을 고려한 신발의 선택은 발 아치의 지지 구조와 거골관절의 과도한 회내운동을 조절하기 위한 좋은 방법⁵⁾이 될 수 있다. 그러나, 신발에 변형이 일어날 경우에는 보다 심각한 회내운동을 유발시킬 수도 있어⁶⁾, 이에 따른 대책으로 인솔의 유효성에 대한 임상적 평가^{7,8)}와 2차원 관절운동학적 평가⁹⁾가 소개되고 있으나, 인솔의 투입 위치에 따른 3차원 관절운동학의 정량적 연구는 거의 없는 것이 현실이다.

따라서 본 연구는 비교적 가공이 편리한 인솔(아치패드)에 주목하여, 러닝 시 3차원 족관절 각도 변화에 어떠한 영향을 미치는지 분석하여 그 유효성을 평가하는 것이 목적이다.

연구 방법

1. 대상

본 연구의 대상은 만 18세 이상의 남성으로 최근 1년 내에 측정 항목과 관련된 정형외과적 질환 경험이 없는 대학생 10명(연령: 19.3 ± 0.5 세, 신장: 170.1 ± 4.0 cm, 체중: 61.5 ± 5.1 kg)을 피험자로 선정하였다. 본 실험을 실시하기 전에 대상자 선정에 위해 30명의 피험자 후보를 모집한 후 Nigg⁵⁾가 제안한 간이적인 방법(2차원)에 따라 Fig. 1과 같이 아킬레스건 각(회내운동)을 측정하였다. 이때 아킬레스건 각이 5° 이하일 경우 선행연구^{4,6,10)}의 결과를 참고로 정상적 외변각도로 간주하고, 본 연구의 대상에서 제외시켰다. 또한 본 실험에 앞서 대상자에게는 실험의 목적 및 내용에 대한 충분한 설명을 실시하여 실험에 대한 이해도를 높이고, 서면동의서를 받았다.

2. 방법

1) 인솔(아치패드)의 투입위치

아치패드의 투입 위치를 개별적으로 설정하기 위해 전용의 족압 분포 측정시스템(RsScan, Monte System Inc., Tokyo, Japan)^{11,12)}을 이용하여 직립 자세를 유지한 상태에서 발바닥

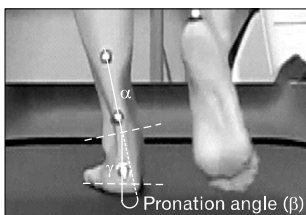


Fig. 1. Method to measure rear foot (subtalar joint) motion.

전체의 압력 분포, 내측 종아치의 윤곽을 측정하였다(Fig. 2). 발바닥의 윤곽과 압력분포를 바탕으로 6점(제1원위 지절골 중앙[p1], 제2원위 지절골과 제3원위 지절골의 중앙[p2], 제5원위 지절골 중앙[p3], 제1원위 중족골 중앙[p4], 제5원위 중족골 중앙[p5], 종골 중앙[p6])을 선택한 뒤, 각각 3점의 원위 지절골(p1, p2, p3)과 종골 중앙(p6)을 연결하는 선을 그었다. 그리고 제1원위 중족골 중앙(p4)과 제5원위 중족골 중앙(p5)을 연결하는 선을 그은 뒤, 점p7의 위치를 결정하여 수평면상의 아치패드의 부착위치(pad)를 결정하였다. 시상면상의 위치는 주상골(Navicular)과 재거돌기(Sustentaculum tali: 발의 안쪽으로 나온 복사뼈)를 연결한 중심선 바로 아래에 아치패드를 부착하였다. 실험에 사용된 표준 아치패드는 폴리올과 methylene diphenyl diisocyanate (MDI)성분이 함유된 에틸폴리우레탄 소재를 사용한 두께 10 mm, 길이 110 mm의 반달형 충격흡수 패드(Sorbo, Sanshin Enterprises Inc., Tokyo, Japan)를 사용하였다. 아치패드의 형태와 크기는 개인의 압력 분포와 내측종아치의 윤곽에 맞추어 조절하였다.

2) 실험 데이터의 수집 및 3차원 관절각의 산출

연구 대상자는 러닝머신(EXO-43BT&U-0063, SAKAIMED Inc., Tokyo, Japan)위에서 5 km/h의 속도로 천천히 달리게 하여 측정 기구에 익숙해지도록 3분간 준비 운동을 실시하였다. 그 후 천천히 속도를 올려 10 km/h의 일정한 주행 속도로 달리게 하였다. 데이터 기록은 측정 시작 후 러닝 10주기(우측 발뒤꿈치 닿기에서 다시 우측 발뒤꿈치 닿기까지가 1주기)가 끝날 때까지 데이터를 수집하였다. 이때 골반 주변과 좌/우 하지에 부착한 30개의 반사 표식자(marker)는 선행연구⁶⁾에서 작성한 분석 프로그램 코드에 맞추어 배치하였다. 또한 표식자의 3차원 위치 좌표는 10대의 적외선카메라(Vicon-MX, Oxford Metrics Group, Oxford, UK)를 이용하여 샘플링 주파수 250 Hz로 기록하였다. 3차원 좌표 데이터의 고주파수 노이즈는

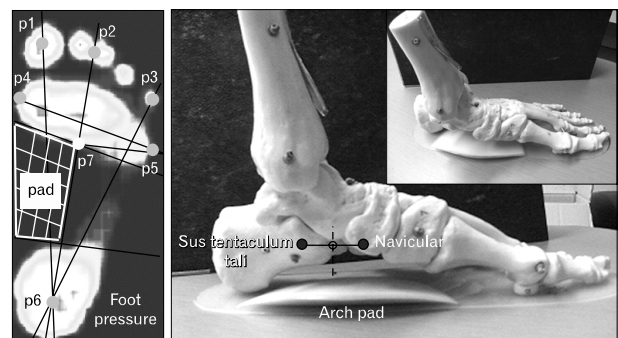


Fig. 2. Decisions of arch pad position.

Winter¹³⁾의 4차 Butterworth형 저역필터로 좌표 데이터를 스무딩(smoothing)하였다. 이때 평균 차단 주파수는 19 Hz로 설정하였다.

3차원 관절각 산출에는 전역 좌표계 상의 각 분절 좌표계¹⁴⁾를 정의하여, 근위분절(하퇴부)에 대한 원위분절(족부)의 방

향각으로 Cardan각⁶⁾을 계산하였으며, 회전 순서는 Xyz로 실시하였다. 모든 계산에는 과학기술계산용 소프트웨어 Mathematica ver. 4.1 (Wolfram Research Inc., Champaign, IL, USA)^{6,15)}를 사용하여 프로그램을 작성하였다.

3) 통계처리

통계학적 방법은 The Statistical Analysis System release 9.1.2. (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA)을 이용하여 전산 처리하였으며, 2종류의 조건(no support, support)에 따른 3차원 관절각의 평균차를 검정하였다. 이를 위해 paired *t*-test로 분석하였으며, 통계적 유의수준은 $p < 0.05$ 이하로 설정하였다.

결 과

본 실험의 결과와 고찰에서는 아치패드의 사용 조건에 따른 임시 용어를 사용하였다. 우선 개인의 신발 안에 표준 장착되어 있는 아치패드를 사용하였을 경우 no support로 정의하였으며, 전용 아치패드를 투입한 신발은 support로 정의하였다.

Fig. 3은 족관절의 배측굴곡/저측굴곡(Fig. 3A), 내번/외번(Fig. 3B), 내전/외전(Fig. 3C) 각도의 시간-각도 변화의 관계를 나타내고 있다. 외번각은 no support가 $-10.2^\circ \pm 3.2^\circ$ 에 비해 support가 $-6.5^\circ \pm 2.5^\circ$ 로 $p < 0.01$ 수준에서 유의하게 낮은 것으로 나타났다(Table 1, Figs. 3B, 4B). 한편, 배측굴곡 각도의 최대치는 no support가 $20.4^\circ \pm 3.4^\circ$, support가 $20.1^\circ \pm 3.1^\circ$ 로 유의한 차이를 나타내지 않았다($p > 0.25$) (Table 1, Figs. 3A, 4A). 외전 각도의 최대치도 no support가 $-2.4^\circ \pm 2.1^\circ$ 로, support가 $-2.5^\circ \pm 1.9^\circ$ 로 배측굴곡 각도와 비슷한 양상으로 통계적으로 유의한 차이를 볼 수 없었다($p > 0.11$) (Table 1, Figs. 3C, 4C). 즉, 배측굴곡과 외전 각도는 아치패드의 투입 여부와 관계없이 동일한 파형의 특성을 보였다(Fig. 3A, 3C).

고 찰

본 연구에서는 3차원 족관절 운동과 관련한 기능성 인솔(아치패드)의 효과에 대해서 살펴보았다. 이를 위하여 개인의 족압 분포를 측정하였고, 발 전체의 윤곽을 바탕으로 아치패드의 제작과 동시에 투입 위치를 결정하였다.

족부운동은 주변 근골격계를 구성하는 내적 요소(신경계, 근육, 연부조직의 스트레스-스트레인 관계)와 외력의 크기, 방향, 신발의 특성, 그리고 지지면 등 외적 요소의 변화에 따라 유동적으로 변화될 수 있다^{5,16)}. 이때 기능성 인솔은 족관

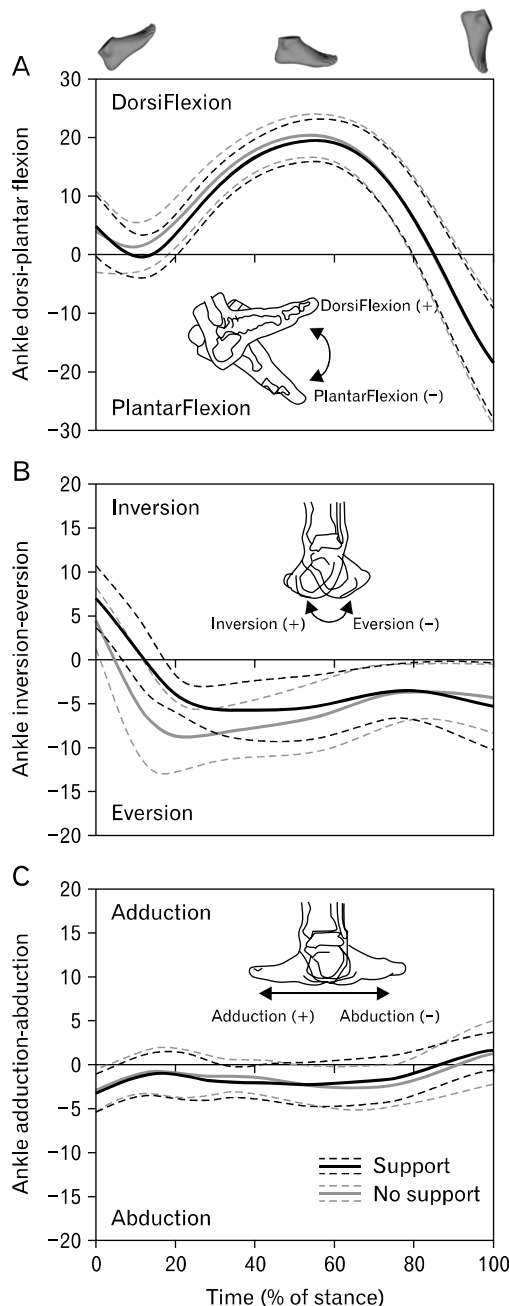


Fig. 3. Changes of 3D ankle joint angles ($n=10$) during stance phase of treadmill running. Running time in each subject is normalized as 100%. Lines of each graph are mean and standard deviation.

Table 1. Physical characteristics and three-dimensional ankle joint angles of subjects (n=10)

Subject (n)	Hight (cm)	Weight (kg)	DorsiFlexion (°)		Eversion (°)		Abduction(°)	
			No-support	Support	No-support	Support	No-support	Support
1	178.5	66.8	24.8	22.6	-11.1	-8.8	-3.5	-2.7
2	169.3	57.1	21.0	20.8	-7.4	-5.9	-4.4	-4.6
3	167.4	60.6	22.0	23.6	-8.5	-4.1	-1.6	-1.8
4	169.3	58.3	16.7	16.3	-4.3	-3.0	2.9	2.5
5	166.6	68.1	16.5	16.9	-13.7	-11.7	-4.8	-4.2
6	172.1	64.4	14.0	14.2	-9.0	-3.8	-4.2	-3.9
7	175.5	69.5	20.7	18.9	-11.1	-5.8	-2.6	-3.5
8	165.1	53.8	23.0	23.9	-8.3	-5.9	-2.2	-2.2
9	170.2	58.2	22.1	21.6	-15.0	-7.5	-2.4	-3.0
10	167.1	57.7	23.6	21.9	-13.8	-8.7	-1.2	-1.7
Mean	170.1	61.5	20.4	20.1	-10.2	-6.5*	-2.4	-2.5
Standard deviation	4.0	5.1	3.4	3.1	3.2	2.5	2.1	1.9

Data are mean±standard deviation.

Paired t-test *p<0.01.

절북합체의 비정상적 운동의 제어, 보행 동작의 효율성 향상, 충격 완화, 근육 활동의 감소를 목적으로 이용될 수 있다^{16,17)}. 특히 거골관절의 과도한 회내운동(pronation)을 제어하는 것은 중장거리 육상 선수의 과사용증후군(overuse syndrome)으로부터 근골격계를 보호하기 위한 방법으로 채택되어 왔다⁵⁾.

족관절의 배측굴곡/저측굴곡에서는 아치패드의 투입 여부와 관계없이 시간-각도 곡선의 패턴과 최대치(배측굴곡)의 출현 시간 등 대부분이 일치하며, 피험자 간의 일정한 재현성을 볼 수 있었다. 이는 하중부하가 가해지는 지지국면 동안 거골(talus)과 격자(mortise)사이에 활차 운동만을 허용함으로써 신체 중심을 앞으로 나아가게 하기 위한 동작의 효율성을 높이는 과정으로 생각된다. 또한 관절 사이의 높은 압력을 분산시키며, 족관절(거퇴관절)에 대한 보다 높은 안정성을 부여하기 위해 신장된 인대들과 저측/배측 굴곡근들의 장력의 효과가 강조된 것으로 보인다. Park 등¹⁸⁾은 4종류의 발보조기를 착용하였을 때의 하퇴부 근활성도를 기록하였으며, 보행주기 동안 전경골근과 비복근의 시간차에 의한 활성 패턴의 출현은 발목관절의 안정성에 기여하기 위한 것으로 보고하였다. Ahn 등¹⁹⁾은 4방향의 경사면(전, 후, 좌, 우)을 달리는 동안 하퇴부 근활성도를 기록하였으며, 어느 경사면에서도 전경골근과 비복근의 활동은 다른 근육군보다 높은 근활성화가 나타났다. 선행 연구에서 근활성 패턴이 이 두 근육군에서 상대적으로 크게 나타나고 있는 것은 족관절의 기능해부학적 운동면과 관련을 생각할 수 있으며, 배측굴곡과 저측굴곡의 운동면(시상면)은 전두면(내번/외번운동)과 수평면(내전/외전운동) 내에서 일어나는 관절 운동의 가동범위보다 현저하게 크기 때문이라고 생각된다. 또한 Perry²⁰⁾는 보행 시 족관절 주변의

근육군에서 생성되어진 근활성의 결과는 시상면내에서 일어나는 관절운동에 기여도가 높으며, 전두면과 수평면에 대한 기여도는 그다지 높지 않다고 하였다.

한편, 외번운동은 Fig. 3B의 시간-각도 곡선의 패턴과 같이 발뒤꿈치 닿기 직후(10-30%)에 빠른 외번이 시작되어 발가락 떼기(100%)까지 지속되었다. Hamill과 Knutzen²¹⁾은 외번 운동이 발뒤꿈치 닿기 직후(10%)에 시작되어 중간 입각기(40-60%)까지 계속되며, 이때 최대 외번 위치에 이르며 그 후 발가락 떼기(100%)에서 내번 위치로 돌아오는 것으로 설명하였다. 본 연구에서는 최대 외번 운동이 발뒤꿈치 닿기 직후(20%)에 나타났으며, 그 후 외번 운동은 감소하는 경향을 보였으나, 발가락 떼기(100%)에서 내번 위치를 나타내고 있는 선행 연구와는 차이를 보였다. 이 차이는 러닝 스타일, 러닝 스피드, 관절 얼라이먼트, 그리고 분석 방법의 차이 때문으로 생각할 수 있으며, 신발의 기능성도 족부운동에 대하여 일정한 영향을 미치고 있는 것으로 생각된다. Support슈즈를 착용하였을 때 최대 외번 운동은 $-6.5^{\circ} \pm 2.5^{\circ}$ 로 no support슈즈($-10.2^{\circ} \pm 3.2^{\circ}$)에 비해 약 36%정도 최대 외번 각도가 유의하게 감소하는 경향을 보였으며, 러닝시의 과도한 회내운동을 방지하는 효과로 생각할 수 있을 것이다. James 등⁷⁾은 러닝 상해를 가지고 있는 180명 중 83명에게 인솔을 처방한 결과 약 78%가 호전되었으며, Bates 등⁸⁾은 내번족(club foot)을 가진 러너에게 인솔을 처방하여 약 78%가 경기에 복귀 가능하게 되었다는 임상보고 사례가 있었다. 하지만, 선행 연구에서는 인솔에 의해 어느 정도의 각도 변화가 조절 가능하였는지에 대한 상세한 생체역학적 설명은 보고되지 않았다. Otsuki 등²²⁾은 다섯 조건(맨발, 신발, 후족부 패드 투입, 내측 아치패드 사용, 종축 패드 사용)으

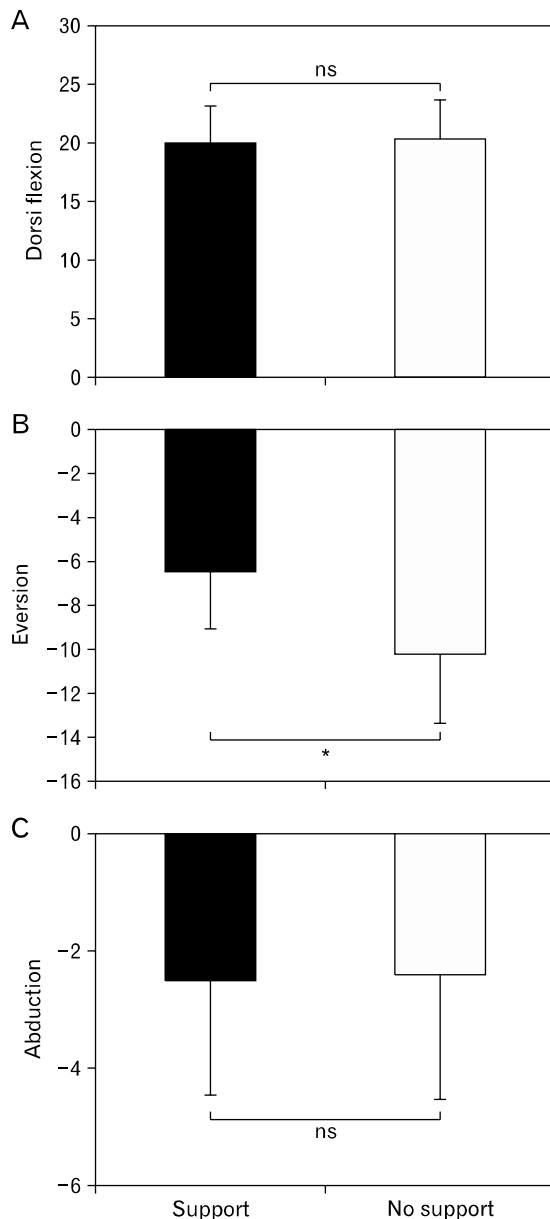


Fig. 4. Comparisons of 3D ankle joint angles (dorsiflexion (A), eversion (B), and abduction (C)) in the shoes with a medial arch support and no support. ns: not significant. * $p < 0.01$.

로 보행과 러닝(저속, 중속, 고속)을 실시하여, 아킬레스건 각(회내운동)의 변화를 기록 하였다. 하지만 어떤 조건에서도 최대 회내운동의 크기 변화는 볼 수 없었으며, 본 연구와는 큰 차이를 나타내고 있다. 선행 연구에서 정의한 관절각은 평면에서 일어나는 분절의 움직임의 결과를 분석한 것으로, 근위분절(하퇴)의 절대각(α)을 계산하여 원위 분절(종골)의 절대각(γ)을 빼 주는 방법으로 아킬레스건 각(β)을 계산하였다(Fig. 1). 그러나 신체의 움직임은 공간에서 일어나기 때문에,

2차원 동작분석은 피사체와 카메라의 거리, 렌즈의 방향에 따라 분석 결과값에 큰 영향을 미칠 수 있다. 한편 3차원 분석법은 공간에서 독립적인 움직임을 하고 있는 다관절 운동을 정확하게 분석할 수 있으며, 2차원 분석법에서 일어날 수 있는 문제점에 대응할 수 있다. 본 연구에서 사용한 3차원 모션캡처 시스템은 선행연구^{15,23)}에서 사용되었으며, Doyo 등²⁴⁾의 연구에서는 길이 10 m, 폭 3 m, 높이 2 m의 측정공간에서 각 카메라의 캘리브레이션 오차가 1.0 mm 이하로 낮은 오차를 보였다. 한편, 본 연구에서는 길이 5 m, 폭 3 m, 높이 2.5 m의 측정공간에서 각 카메라의 평균오차는 0.071 mm의 더욱 낮은 오차를 보였다.

마지막으로 외전운동의 시간-각도 곡선 패턴에서도 배측굴곡/저측굴곡에서 나타나고 있는 것과 동일하게 아치패드의 사용 여부와 관계없이 곡선의 패턴과 최대치(외전)의 출현 시간이 일치하였으며, 피험자 간의 일정한 재현성도 볼 수 있었다(Fig. 3A). Elftman²⁵⁾은 보행의 입각기에서 일어나는 족관절복합체의 운동에 대해서, 지면반력과 관절면 또는 주변 인대에 의해 생성되는 외적 모멘트, 그리고 족관절 주변의 근활성도에 의해 생산되는 내적 모멘트의 밸런스에 의해 조절되며, 거퇴관절과 거골하관절의 축운동은 근육의 정지 위치에 따라 그 작용이 결정된다고 보고하였다. 본 연구에서 최대 외변 각속도 발생까지의 시간은 약 8 ± 1.5 ms가 소요되었으며, 이를 뒷받침 해주는 근육의 흥분과 수축에 관련한 내변근과 외전근의 최대장력 발생까지의 속도를 측정한 연구, 그리고 외변/외전 운동과의 관계를 정량적으로 설명하고 있는 연구는 거의 없는 것이 현실이다. 한편, Stacoff과 Luethi²⁶⁾는 런닝의 발뒤꿈치 닿기 국면에서 지면반력이 1,500 N을 초과할 경우, 족부운동의 제어를 위한 내변근의 출력치는 4,500 N을 넘어설 것이라는 예측을 하였다. 하지만 내변근의 단일 수축력으로는 불가능하다고 기술하였다. 어쩌면, 외변운동과 외전운동에 저항하는 내변근과 외전근의 근활성도는 그다지 크지는 않을 것이며, 대부분은 주변 인대 조직에서 생산된 수동적 저항 모멘트의 효과에 의해 조절되는 것으로 예측된다. 즉 근조직의 크기와 모멘트 팔의 비율로 보아 내변근 또는 외전근의 단독 출력치(근육 모멘트)로 외력에 저항하기는 상당히 어려울 것으로 생각된다. 그러므로 족부운동의 일차적 저항(인대)의 일부는 무릎 또는 고관절과 같은 상위 관절에서 생성되는 일부 근육 모멘트에 의한 조절도 생각해 볼 수 있을 것이다.

본 연구에서 아치패드의 사용은 러닝시 거골하관절의 회내운동을 제어할 수 있는 가능성을 확인할 수 있었다. 즉 아치패드의 사용은 running 시 과도한 회내로 인한 족부 손상을 완하시

키는데 긍정적인 효과가 기대된다. 그러나, 개인의 러닝 스타일, 관절 얼라이먼트, 유연성 등 다양한 개인적 특성을 고려한 패드의 위치, 소재, 크기 등의 조절은 실시하지 못하였다. 이 점에 대해서는 본 연구의 실험적 한계였으며, 앞으로 보완 발전시켜야 할 부분이기도 하다.

참 고 문 헌

- Paffenbarger RS Jr, Hyde RT, Jung DL, Wing AL. Epidemiology of exercise and coronary heart disease. *Clin Sports Med* 1984;3:297-318.
- Kohrt WM, Snead DB, Slatopolsky E, Birge SJ Jr. Additive effects of weight-bearing exercise and estrogen on bone mineral density in older women. *J Bone Miner Res* 1995;10:1303-11.
- Kim HY, Doyo W, Kozakai R, Aizawa H, Ando F, Shimokata H. The relations between bone mineral density (BMD) and mechanical loads acting on the lower limbs: using the gait analysis in middle-aged and elderly Japanese. *J Biomech* 2007; 40:S485.
- Neumann DA. Ankle and foot. In: Neumann DA, editor. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. 2nd ed. St. Louis (MO): Mosby; 2011. p. 573-626.
- Nigg BM. Biomechanical aspects of running. In: Nigg BM, editor. *Biomechanics of running shoes*. Champaign (IL): Human Kinetics Publishers; 1986. p. 1-61.
- Kim HY, Sakurai S, Ahn JH. Modifications of the shoe produce excessive pronation of the subtalar joint during stance phase of the running. *Res J Health Sport Sci Chukyo Univ* 2007;48:25-36.
- James SL, Bates BT, Osternig LR. Injuries to runners. *Am J Sports Med* 1978;6:40-50.
- Bates BT, Osternig LR, Mason B, James LS. Foot orthotic devices to modify selected aspects of lower extremity mechanics. *Am J Sports Med* 1979;7:338-42.
- Nigg BM BA, Denoth J. Factors influencing kinetic and kinematic variables in running. In: Nigg BM, editor. *Biomechanics of running shoes*. Champaign: Human Kinetics Publishers; 1986. p. 139-59.
- Mueller, MJ. The ankle and foot complex. In: Levangie PK, Norkin CC, editors. *Joint structure and function: a comprehensive analysis*. Philadelphia (PA): F.A. Davis Company; 2005. p. 437-75.
- De Wit B, De Clercq D, Aerts P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* 2000;33:269-78.
- Hallems A, D'Aout K, De Clercq D, Aerts P. Pressure distribution patterns under the feet of new walkers: the first two months of independent walking. *Foot Ankle Int* 2003; 24:444-53.
- Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken (NJ): Wiley and Sons; 1990.
- Areblad M, Nigg BM, Ekstrand J, Olsson KO, Ekstrom H. Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. *J Biomech* 1990;23:933-40.
- Kim HY, Sakurai S, Ahan J. Errors in measurement of center of pressure (CoP) computed with force plate affect on 3D lower limb joint moment during gait. *Intl J Sport Health Sci* 2007;17:71-82.
- Nigg BM. The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin J Sport Med* 2001;11:2-9.
- Nigg BM, Stergiou P, Cole G, Stefanyshyn D, Mundermann A, Humble N. Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:314-9.
- Park JY, Lee HJ, Moon GS. The analysis of electromyography pattern according to foot orthotic type. *Korean J Sports Med* 2010;28:50-6.
- Ahn JH, Sakurai S, Kim HY. Comparison of muscular activity of the lower limb while running on inclined surfaces. *Jpn J Phys Fit Sports Med* 2007;56:167-8.
- Perry J. Ankle foot complex. In: Perry J, editor. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare (NJ): Slack; 1992. p. 52-87.
- Hamill J, Knutzen KM. Angular kinematics. In: Hamill J, Knutzen KM, editors. *Biomechanical basis of human movement*. 2nd ed. Philadelphia (PA): Lippincott Williams & Wilkins; 2003. p. 309-36.
- Otsuki S, Ookubo M, Tanaka K, Tsuji S, Kato T, Taguchi Y. Effects of sole support-plate (Am-fit) in the leg sports failure. *Clin Sports Med* 1997;14:469-75.
- Konda S, Jinji T, Yanai T, Sakurai S, Shimizu T. A method for estimating three-dimensional scapular rotation with the use of optical motion capture system during humeral elevation. *Jpn J Biomech Sports Exerc* 2007;11:276-88.
- Doyo W, Kozakai R, Kim HY, Ando F, Shimokata H. Spatiotemporal components of the 3-D gait analysis of community-dwelling middle-aged and elderly Japanese: age- and sex-related differences. *Geriatr Gerontol Int* 2011;11:39-49.
- Elftman H. Dynamic structure of the human foot. *Artif Limbs* 1969;13:49-58.
- Stacoff A, Luethi SM. Special aspects of shoe construction and foot anatomy. In: Nigg BM, editor. *Biomechanics of running shoes*. Champaign (IL): Human Kinetics Publishers; 1986. p. 117-37.