

편평족 달리기 시 충격 쇼크의 성분과 흡수

류지선¹ · 임가영²

¹ 한국체육대학교 생활체육대학 운동건강관리학과 · ² 한양대학교 보건대학원 직업 및 환경보건 전공

Impact Shock Components and Attenuation in Flat Foot Running

Ji-Seon Ryu¹ · Ga-Young Lim²

¹Department of Health and Exercise Science, College of Lifetime Sport of Korea National Sport University, Seoul, Korea

²Department of Occupational and Environmental Health, Hanyang Graduate School of Public Health, Seoul, Korea

Received 4 September 2015; Received in revised form 6 September 2015; Accepted 29 September 2015

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study was to determine the differences in the head and tibial acceleration signal magnitudes, and their powers and shock attenuations between flat-footed and normal-footed running.

Methods: Ten flat-footed and ten normal-footed subjects ran barefoot on a treadmill with a force plate at 3.22m/s averaged from their preferred running speed using heel-toe running pattern while the head and tibial acceleration in the vertical axis data was collected. The accelerometers were sampled at 2000 Hz and voltage was set at 100 mv, respectively. The peak magnitudes of the head and tibial acceleration signals in time domain were calculated. The power spectral density(PSD) of each signal in the frequency domain was also calculated. In addition to that, shock attenuation was calculated by a transfer function of the head PSD relative to the tibia PSD. A one-way analysis of variance was used to determine the difference in time and frequency domain acceleration variables between the flat-footed and normal-footed groups running.

Results: Peaks of the head and tibial acceleration signals were significantly greater during flat-footed group running than normal-footed group running($p<.05$). PSDs of the tibial acceleration signal in the lower and higher frequency range were significantly greater during flat-footed running($p<.05$), but PSDs of the head acceleration signal were not statistically different between the two groups. Flat-footed group running resulted in significantly greater shock attenuation for the higher frequency ranges compared with normal-footed group running($p<.05$).

Conclusion: The difference in impact shock magnitude and frequency content between flat-footed and normal-footed group during running suggested that the body had different ability to control impact shock from acceleration. It might be conjectured that flat-footed running was more vulnerable to potential injury than normal-footed running from an impact shock point of view.

Keywords: Acceleration Signal, Power Spectral Density(PSD), Flat-footed Running, Shock Attenuation

1. 서 론

발 분절은 26개의 불규칙한 뼈와 31개의 관절, 20개의 근육으로 구성되어 있다. 이동운동 시 신체 분절 중에서 발은 외부와 유일하게 상호 작용하는 신체의 일부분으로 하지와 지면 사이의 중요한 역학적 기능을 담당하는 매우 복잡하고 견고한 해부학적 구조물이다(Leardini, Benedetti, Catani, Simoncini,

& Giannini, 1999). 걷기와 달리기와 같은 이동운동에서 발은 지면에 접촉해 추진력을 얻어 신체를 이동 시키는 역할 뿐만 아니라 접촉 시 발생하는 충격을 흡수하거나 전달해 주는 역할을 하고 있다. 운동 시 발의 형태에 따라 발과 발목의 상해에 미치는 위험 정도는 차이가 있는 것으로 보고되고 있다(Murphy, Connolly, & Beynnon, 2003). 발의 형태는 아치(arch)의 높이에 의해 편평한 아치, 정상 아치, 높은 아치로 구분된다(Kim, 2003). 편평족은 발바닥의 안쪽 세로 아치가 소실되어 편평하게 변형된 상태이다. 편평족은 체중을 지지하지 않은 상태에서 서도 뼈나 관절의 이상 형성으로 인해 낮은 아치를 보이는 선천적 형태의 강직성 편평족과 비체중지지 시에는 아치 형태를

Corresponding Author : Ji-Seon Ryu
Department of Health and Exercise Science, College of Lifetime Sport of Korea National Sport University, 1239 Yangjae-daero, Songpa-gu, Seoul, Korea
Tel : +82-2-410-6822 / Fax : +82-2-410-6638
E-mail : jiseon@knsu.ac.kr

보이다가 체중지지 시 아치가 무너지는 형태를 보이는 후천성 형태의 유연성 편평족으로 구분된다(Neumann, 2010). 편평족의 원인은 선천적인 경우가 대부분이지만 퇴행성 질환, 근·골격계 질환, 신경 질환, 외상 등으로 후천적으로 나타나는 경우도 있다. 편평족은 체중지지 시 내측 아치가 낮아져 회내된 상태로 외반, 배측굴곡, 외전 동작을 포함한다(Jung, 2006). 발이 크게 회내 되면 경골과 대퇴골의 내회전을 유발하여 슬개골의 움직임을 외측으로 쏠리게 해 슬개 대퇴 관절 상해 위험도를 높일 뿐만 아니라(Levinger & Gilleard, 2006), 중족골 골절, 요통, 하지와 척추의 근 골격계 문제를 일으킨다(Starkey & Ryan, 2002). 또한 편평족은 발의 아치를 형성하는 족궁이 낮아져 지면으로부터 받는 충격을 충분히 흡수, 분산시키지 못해 정상 발에 비해 쉽게 피로를 느끼는 것으로 보고되고 있다(Kim, 2011; Andreasen et al., 2013; Clement et al., 1981; Pazit et al., 2010).

전형적인 맨발 후족 착지 달리기에서 충격의 피크는 초당 몸무게 400-600배의 부하율과 체중의 1.5-2.5배의 크기를 발생하나, 초당 몸무게 70-100배의 부하율이 뒤꿈치에서 흡수되어 실제적 크기는 10%정도 감소된다(Daoud, Geissler, Wang, Saretsky, & Daoud, 2012; Pohl, Hamill, & Davis, 2009; Shorten, 1993). 달리기 시 발생하는 충격력은 신체의 머리까지 전달되는 쇼크 파를 발생한다. 이 쇼크 파는 골격 조직에 잠재적으로 높은 스트레스와 변형을 발생시켜, 궁극적으로 탄성 이력에 영향을 미쳐 다양한 상해의 원인으로 작용한다(Daoud et al., 2012; Pohl, Mullineaux, Milner, Hamill, & Davis, 2008; Milner, Ferber, Pollard, Hamill, & Davis, 2006; Hamill, Miller, Noehren, & Davis, 2008; Milner et al., 2006).

달리기 시 발과 지면 접촉에서 발생하는 충돍은 신체 일부나 다리를 통하여 전달되는 충격 쇼크의 주요 원천이다. 이 충격 쇼크는 수직 지면반력 특성과 밀접한 관련이 있고, 또한 신체의 운동학과 관련이 있다(Bobbert, Schamhardt, & Nigg, 1991; Derrick, Hamill, & Caldwell, 1998; Edwards, Derrick, & Hamill, 2012; Hennig & Lafortune, 1991; Shorten & Winslow, 1992). 달리기 시 발생하는 충격 쇼크를 정량화하기 위한 경골의 가속도 성분은 하지의 움직임과 지지국면 시 신체 중심의 수직 가속도를 나타내는 낮은 주파수 영역과 발이 지면에 접촉하는 순간 발과 다리의 빠른 감속을 나타내는 높은 주파수 영역을 포함하고 있다(Bobbert et al., 1991; Edwards, et al., 2012; Shorten & Winslow, 1992; Hamill, Derrick, & Holt, 1995). 이들 저주파와 고주파 범위는 각각 수직 지면반력의 능동 피크와 수동 피크를 대변한다(Bobbert et al., 1991; Shorten & Winslow, 1992). 달리기 시 하지의 운동학은 수직 충격 피크와 충격 쇼크 크기 및 충격 쇼크 율에 영향을 미친다(Whittle, 1999). 따라서 하지의 일부분인 발 분절의 움직임

은 충격 변인에 영향을 미친다(Murphy, et al., 2003). 발과 지면 충돌에서 발생하는 충격쇼크가 신체에 완전하게 흡수되지 않는다면 이 쇼크는 머리까지 올라와 시각계와 전정계에 부정적인 영향을 미친다(Derrick, et al., 1998; Edwards et al., 2012; Lafortune, Lake, & Henning, 1996). 충격 쇼크의 흡수는 신진성 근 수축뿐만 아니라 근 활성화, 하지분절의 기하학적 변화, 관절 강성 조절 작용 등의 능동적 메카니즘(Boyer & Nigg, 2007; Cole, Nigg, van Den Bogert, & Gerritsen, 1996)과 연골, 근 진동, 뼈, 인대, 운동화, 발 뒤꿈치 등을 통해 이루어지는 수동적 메카니즘에 의해 이루어진다(Cavanagh, Valiant, & Miserich, 1984; Chu, Yazdani-Ardakani, Gradisar, & Askew, 1986).

달리기 시 발과 지면 사이의 운동량 교환으로 발생하는 충격 쇼크의 크기와 흡수에 발 분절은 직·간접적으로 관여하는 것으로 알려졌지만, 발의 아치 형태에 따른 이들 내용을 제시한 것은 부족하다. 따라서 발 분절의 구조적 특성이 정상족과 다른 편평족 달리가 충격의 발생과 흡수의 메카니즘이 어떻게 다른지에 대한 정량적인 제시는 달리기 시 피로와 잠재적 상해를 예측하고 진단하는데 필요한 연구라 하겠다.

그동안 편평족에 대한 운동학적 및 운동역학적 연구는 다소 수행되었다. 편평족과 같은 발 형태 변형이 하지의 비정상적인 움직임을 만드는 상해의 내재적 위험요소라 하여, 발 구조에 따라 움직임의 운동학적 차이를 규명한 연구(Andrew et al., 2013; Pazit et al., 2010; Anees, Saleh, Ashraf, & Mohammed, 2012), 편평족의 압력을 분석해 상해를 예측한 연구(Simkin, Leichter, & Giladi, 1989; Williams, McClay, & Hamill, 2001; Queen, Mall, Nunley, & Chuckpaiwong, 2009; Kaufman, Brodine, Shaffer, Johnson, & Cullison, 1999; Levy et al., 2006; Simkin et al., 1989; Williams et al., 2001), 근 활성화에 관한 연구(Murley, Menz, & Landorf, 2009; Hunt & Smith, 2004; Keenan, Peabody, Gronley, & Perry, 1991; Backmann, 1997) 등이 있다. 이와 같이 편평족에 관한 연구는 운동학, 압력 및 근 활성화와 관점에서 활발하게 이루어졌으나, 편평족 달리기 시 발생하는 충격 쇼크의 특징을 정량화한 연구는 미흡한 실정이다.

이 연구의 목적은 달리기 시 정상족과 편평족간의 충격 쇼크의 성분 차이와 이의 흡수를 분석하고자 했다. 연구 목적을 실현하기 위해 다음과 같은 구체적인 내용들은 산출되었다. 첫째, 시간함수에서 경골과 머리 가속도의 양적 피크 크기를 산출했다. 둘째, 머리와 경골 가속도 신호의 저주파와 고주파 범위 내에서 파워 크기를 계산했다. 셋째, 저주파와 고주파수에서 쇼크 흡수 크기를 살펴봤다. 본 연구에서 분석된 변인들의 차이는 편평족을 판단하는 발길이에 대한 주상골 높이의 비 차이에 의한 것으로 가정해 해석했다.

II. 연구방법

1. 연구 대상

본 연구에 참여한 대상자는 달리기 시 후족 착지 형을 가진 10명의 편평족 집단과 10명의 정상 집단으로 구성되었다. 모든 대상자들의 편평족과 정상족 구분은 뒤꿈치에서 첫번째 중족 관절까지의 발길이에 대한 바닥에서 주상골 중심 높이까지의 길이 비를 계산해 이 비의 범위가 0.22-0.31이면 정상족 집단으로 0.17이하이면 편평족 집단으로 구분해 분류했다 (Murley et al., 2009). 모든 대상자는 실험 참가 전 실험에 관련된 동의서를 읽고 서명했으며, 본 연구의 실험 내용은 대학 생명윤리위원회의 승인을 받았다(KNSUICF=31). 집단간 신장과 질량간의 통계적 차이는 없었으며, 대상자들의 특징은 <Table 1>과 같다.

Table 1. Subjects' variables selected between normal and flat foot

Type	Age(yrs)	Height(m)	Mass(kg)	Height of Navicular / Foot length
Normal	23.3±4.08	173.91±6.07	70.7±8.42	0.28±0.02
Flat	25.29±2.52	176.33±4.21	76.03±10.68	0.16±0.01

2. 실험 절차

모든 대상자들은 실험에 사용될 지면반력판(force plate)이 내장된 트레드밀(Bertec, USA, Instrumented treadmill)위에서 사전에 충분한 워밍업 후 실험에 참가했다. 이들은 착지 유형과 운동화에 따른 영향을 줄이기 위해 후족 착지로 맨발 상태로 달렸다. 이 때 달리기 속도는 대상자의 가장 편안하고 자연적인 각 개인의 선호 속도(preferred running speed)를 선정해 이를 평균한 속도(두 집단 공히 3.22 m/s)로 설정했다. 달리기 시 충격 쇼크 파의 자료를 수집하기 위해 각 대상자들은 두 개의 가벼운 질량(4.5 g)을 가진 단축 가속도계(Kistler PiezoBeam, type8634B50, Kistler, Winterthur, Switzerland)를 신체 두 군데에 부착했다. 하나는 신체 연조직의 진동 효과를 줄이기 위해 오른쪽 경골의 원위 전내측면에 다른 하나는 이마 앞 부위에 탄력 벨트로 단단히 고정했다. 경골 가속도계는 경골 가속의 중축 성분을 획득하기 위해 경골의 수직축과 나란하게 정렬했으며, 이마 가속도계는 머리 가속의 중축 성분을 수집하도록 머리 수직축과 나란하게 정렬했다(Voloshin, Mizrahi, Verbitsky, & Isakov, 1998; Verbitsky, Mizrahi, Voloshin, Treiger, & Isakov, 1998). 가속도계의 샘플 율은 2000 Hz로 설정 했고, 전압 100 mv, 게인 1 인수로 했다. 자료가 수집될

때 스텝 변형이 최소화 되도록 대상자가 인지하지 못한 상태에서 각 대상자 별로 최소한 20 스트라이드 이상에 대해 수집했다.

3. 자료 분석

경골과 머리 가속도계의 시간 함수 파라미터들은 각 대상자들에 의해 수행된 20 스트라이드 지지국면으로부터 분석했다. 지지국면은 수직 지면 반력 값이 5 N이상일 때를 지면 접촉 순간으로 5 N이하일 때를 이지(離地) 순간으로 간주해 결정했으며, 가속도 자료는 신호에서 평균값을 빼는 방법으로 직류 성분을 제거한 후 4차 Butterworth 반복 필터를 이용해 저역 필터링했다. 이때 Cut-off 주파수 결정은 신호파위의 99.9% 수준을 각 신호 특성의 대표 값으로 간주해 준거로 사용했다(Stergiou, Giakas, Byrne & Pomeroy, 2002). 또한 신호의 기울기 조절을 위해 Detrend를 실시했다(Ryu, 2005). 이마와 경골에 부착한 가속도계에서 수집된 신호에 사전 설정된 전압을 고려해 가속도 크기를 산출했으며(9.81 m/s=1 g), 신호의 주파수 분석은 시간에 기초한 신호들을 FFT(fast fourier transform) 기법을 활용해 실시했다(Shorten & Winslow, 1992; Ryu, 2010). 주파수 함수에서 지지국면에서 머리와 가속도의 파워는 Rectangular window 함수를 적용 신호 자료의 파워 스펙트럼 밀도(power spectrum density: PSD)를 결정했다. 이때 주파수 성분의 파워는 주파수 크기의 제곱으로 계산되었으며(Ryu, 2005), PSD는 지지국면에 대해 표준화했다. 본 연구에서 분석 범위는 주파수 성분의 50 Hz 범위 내에서 고려되었다. PSD 분석 결과 9-20 Hz 범위 내에 존재하는 주파수를 충격 쇼크의 고주파로, 3-8 Hz 범위 내에 존재하는 주파수를 저주파로 이용했다(Gruber, Boyer, Derrick, & Hamill, 2014). 이들 주파수 영역에서 신호 파워 크기(signal power magnitude)는 경골과 머리 가속도 신호에서 저주파와 고주파수 범위에 포함된 신호 파워를 적분해 정량화 했다(Edwards et al., 2012). 달리기 시 신체에 전달된 주파수 성분의 신체 흡수 특징을 규명하기 위해 경골과 머리에 부착한 가속도 사이의 충격 전환 함수는 다음 공식을 이용해 계산되었다(Gruber et al., 2014).

$$T_i = 10 \times \log_{10} (PSD_{head} / PSD_{tibia})$$

여기서, T_i = i번째 주파수 성분의 gain 혹은 attenuation

PSD_{head} = 이마의 Power spectral densities

PSD_{tibia} = 경골의 Power spectral densities

위 공식을 통해 산출된 경골과 머리 사이 신호들의 각 주파수에 대한 전이 함수는 데시벨(dB)로 표시 되었으며, 이들 값은 게인(증폭)과 흡수를 나타낸다. dB값이 양의 값은 게인

을 나타내거나 혹은 신호 강도의 증가를 나타내며, 음의 값은 흡수를 의미하거나 혹은 신호 강도의 감소를 의미한다. 즉 음의 값은 전신을 통해 이동한 충격 쇼크로 신호 파워 흡수를 의미한다(Shorten & Winslow, 1992; Hamill et al., 1995). 충격 흡수 크기(shock attenuation magnitude)는 저주파수 범위와 고주파 범위 내 전이 함수 결과를 적분해서 정량화했다. 경골과 머리 가속도로부터 얻은 모든 시간 함수와 주파수 파라메타들은 MatLab 프로그램(Mathworks, Inc., Natick, MA, USA)을 이용해 분석했다.

4. 통계 분석

저주파와 고주파 범위에 대해 경골과 머리 피크 신호 파워와 신호 크기는 각 대상자로부터 수집된 20 스트라이드 자료 중 5와 15번째 지지 국면에 대해 평균했고, 각 집단에 대해 평균 했다. 쇼크 흡수 크기에 대한 집단 평균들 또한 같은 방법으로 수행했다. one-way ANOVA는 정상족과 편평족 달리기 집단의 시간과 주파수 영역 가속도 변인들 사이의 차이를 검증하기 위해 사용했다($\alpha=0.05$).

III. 결 과

앞서 기술한 방법에 의거 편평족과 정상족 달리기 시 충격

Table 2. Variables in time and frequency domain and their statistic results between normal and flat-footed running

	Normal	Flat	F(p)
Tibia Acc.(g)	5.5±1.5	8.2±0.97	23.3(.000)
Head Acc.(g)	0.9±0.1	1.1±0.2	13.2(.002)
PSD Area of Low Frequency for Tibia($g^2 \cdot Hz$)	0.39±0.09	0.59±0.07	8.39(.009)
PSD Area of High Frequency for Tibia($g^2 \cdot Hz$)	0.17±0.01	0.20±0.01	4.61(.050)
PSD Area of Low Frequency for Head($g^2 \cdot Hz$)	0.07±0.02	0.08±0.03	3.57(.070)
PSD Area of Low Frequency for Head($g^2 \cdot Hz$)	0.03±0.01	0.03±0.03	0.44(.510)
Low Frequency Shock Attenuation (dB)	-17.7±6.6	-20.0±7.9	0.49(0.490)
High Frequency Shock Attenuation(dB)	-110.1±17.1	-137.5±17.3	12.7(.002)

쇼크 관련 변인들을 분석한 결과 지지국면에 대해 표준화한 시간 함수에서 머리와 경골 가속도 신호의 양상별 그래프는 <Figure 1, 2>와 같으며, 각 대상자별 평균 최대 가속도의 크기와 이들의 통계적 유의성 검증은 <Table 2>와 같다.

이들에 의하면 달리기 시 최대 경골 가속도 크기는 편평족 집단이 평균 8.2±0.97 g으로 정상족 집단의 5.5±1.5 g보다 유의하게 큰 것으로 나타났으며($p<0.05$), 최대 머리 경골 가속도 크기 또한 편평족 집단이 평균 1.1±0.2 g으로 정상족 집단의 0.9±0.1 g 유의한 차이로 큰 값을 보였다($p<0.05$).

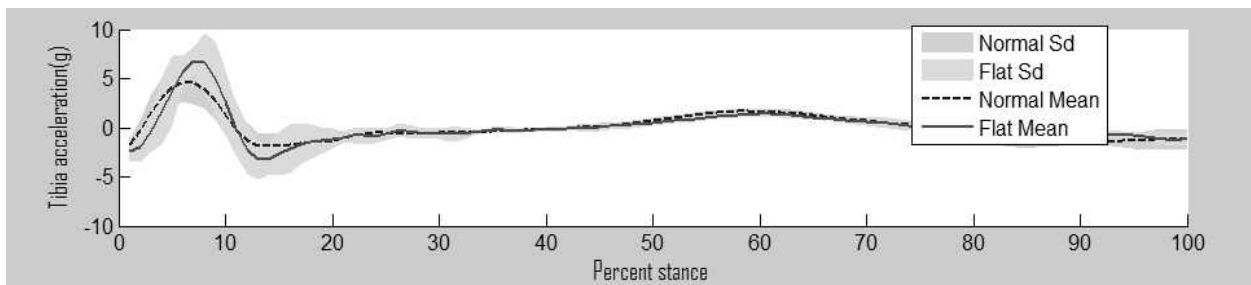


Figure 1. Ensemble graph for tibia acceleration signal between normal and flat-footed running.

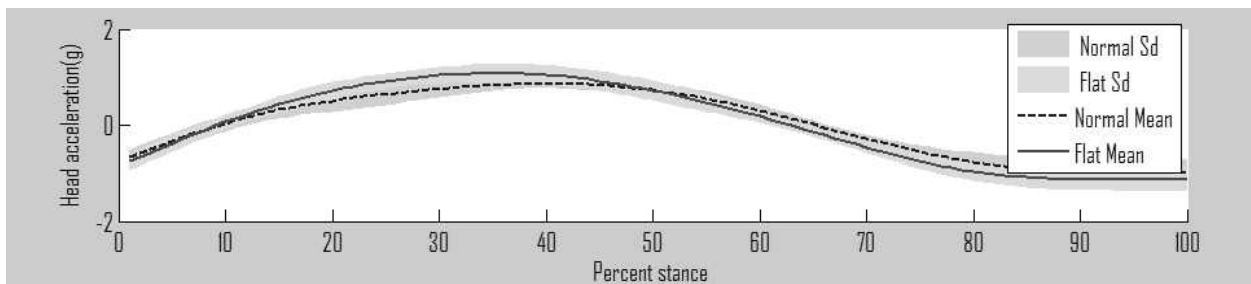


Figure 2. Ensemble graph for head acceleration signal between normal and flat-footed running.

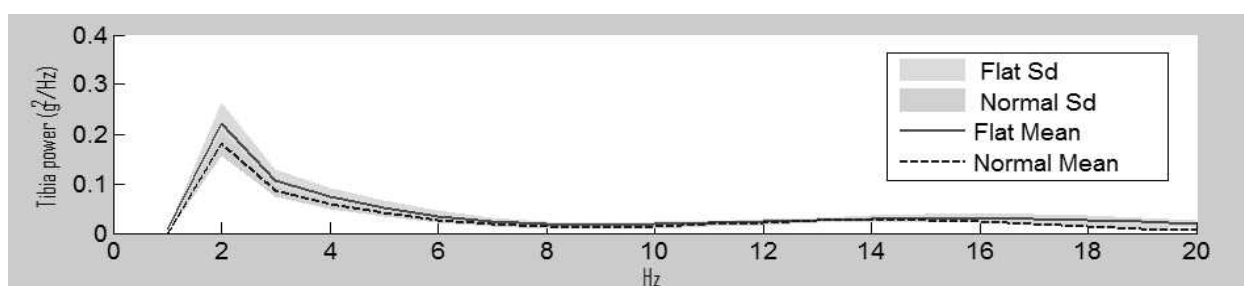


Figure 3. Ensemble graph for power spectrum density of tibia acceleration signal between normal and flat-footed running.

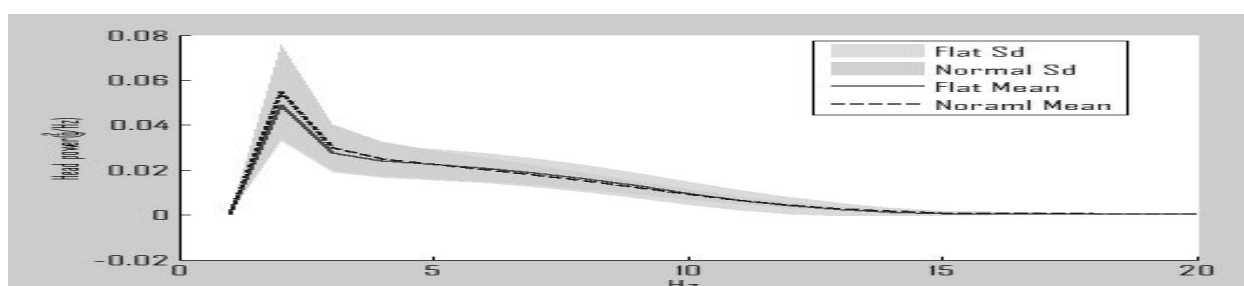


Figure 4. Ensemble graph for power spectrum density of head acceleration signal between normal and flat-footed running.

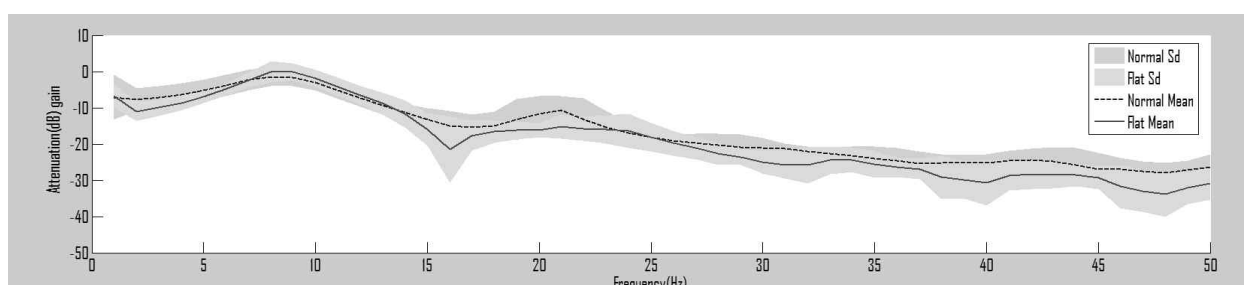


Figure 5. Ensemble graph for transfer functions between normal and flat-footed running.

편평족과 정상족 두 집단의 달리기 시 충격쇼크를 주파수 함수에서 분석해 경골과 머리의 파워 스펙트럼 밀도를 앙상블 그래프로 도식해 나타낸 것은 <Figure 3, 4>와 같으며, 이들을 통해 저주파 범위와 고주파 범위에서 PSD의 크기는 <Table 2>와 같다. 이들 결과에 의하면 편평족 집단이 경골의 저주파 PSD 크기가 $0.59 \pm 0.21 \text{ g}^2 \cdot \text{Hz}$ 로 정상족 집단의 $0.39 \pm 0.09 \text{ g}^2 \cdot \text{Hz}$ 보다 유의하게 큰 것으로 나타났으며 ($p < .05$), 고주파 영역에서도 편평족 집단이 $0.20 \pm 0.01 \text{ g}^2 \cdot \text{Hz}$ 로 정상족 집단의 $0.17 \pm 0.01 \text{ g}^2 \cdot \text{Hz}$ 보다 큰 값을 보여 유의한 차이가 확인되었다 ($p < .05$). 그러나 머리의 저주파와 고주파 영역에서 편평족 집단과 정상족 집단 간에는 통계적 유의한 차이는 나타나지 않았다.

편평족 집단과 정상족 집단 사이의 충격 쇼크 흡수 전이 함수를 도식으로 나타낸 것은 <Figure 5>와 같으며, 두 집단 간의 저주파와 고주파의 평균 충격 흡수 크기와 이들의 차이

검증은 <Table 2>와 같다. 이들에 의하면, 저주파 흡수의 경우는 두 집단 간 유의한 차이를 보이지 않았지만, 고주파 흡수의 경우 편평족 집단이 $-137.5 \pm 17.3 \text{ dB}$ 로 정상집단의 $-110.1 \pm 17.1 \text{ dB}$ 보다 유의하게 큰 차이를 보였다 ($p < .05$).

IV. 논 의

이 연구의 목적은 정상족과 편평족 달리기 패턴 간 충격 쇼크의 차이를 규명하고자 머리와 경골에서 수집된 가속도 신호를 이용해 시간함수에서 가속도 크기와 주파수 함수에서 파워 및 충격 흡수를 분석했다. 본 연구 결과 시간 함수에서 가속도 크기는 머리와 경골 가속도가 정상족 달리기 집단보다 편평족 달리기 집단이 모두 컸다. 달리기 시 발이 지면에 접촉할 때 하지는 빠른 시간 내에 0으로 감소한다. 이 속도의

변화율을 가속도계를 이용 정량화함으로써 지면에 대한 발의 충격 쇼크 양상을 특징화할 수 있다. 시간 영역에서 다리 가속도의 빠른 증가는 힐 스트라이크 바로 후에 일어난다. 이 쇼크 파형은 골격계를 통과해 짧은 시간 후에 머리에서 윤곽이 나타난다. 본 연구에서 편평족 집단이 정상족 집단보다 큰 가속도 피크를 보인 것은 달리기 시 지면 접촉 순간 발의 기하학의 차이에 따른 것으로 보여진다. 즉 편평족은 발과 지면 충돌 시 발의 아치를 형성하는 족궁이 낮아 지면으로부터 받는 충격을 충분히 흡수, 분산시키지 못한 상태로 경골에 전달되어 정상 발에 비해 충격 쇼크가 크게 나타난 것으로 판단된다(Gruber et al., 2011). 본 연구 결과 경골 가속도 피크 크기가 이전 선행 연구에서 제시된 크기보다 큰 값을 보인 것은 실험에 사용된 가속도계의 특성 차에 따른 영향도 배제할 수 없지만, 그 보다도 선행 연구의 실험 조건인 운동화 달리기(Gruber et al., 2014; Shorten, & Winslow, 1992)보다 본 연구 실험 조건인 맨발 달리기가 충격력이 크기(Ryu, 2010) 때문에 큰 결과가 나온 것으로 보여진다(Derrick et al., 1998; Edwards, Derrick, & Hamill, 2012).

달리기 시 임팩트 순간 나타나는 주파수 내용은 임팩트 쇼크를 흡수하고 전달하기 위한 신체 조직들의 용량과 기전을 반영하기 때문에 달리기로 인한 상해를 추정하는데 이용하는 요인이다(Smeathers, 1989). 발 분절의 구조적 차이에 따른 수직 지면반력 특성과 운동학의 차이로 정상족과 편평족 달리기 유형으로부터 야기되는 충격 쇼크의 주파수 내용이 다를 것이라는 가정 하에 분석된 본 연구에서 편평족 달리기는 정상족 달리기에 비해 시간함수에서 관찰된 보다 큰 피크 양의 가속도 때문에 경골 가속도의 고주파 범위에서 유의하게 큰 파워 크기가 확인되었다. 또한 경골 가속도의 저주파 범위에서도 파워 크기가 편평족 집단이 정상족 집단보다 유의하게 큰 값을 보였다. 달리기 시 높은 주파수 피크(9-20 Hz)는 충격을 나타낸다(Derrick, Hamill, & Caldwell, 1998). 따라서 편평족 집단은 정상족 집단보다 경골에 보다 큰 충격이 가해진다고 볼 수 있다. 달리기 시 수직 피크 경골 가속도는 수직 지면반력 부하율과 함께 경골의 스트레스 골절에 영향을 미치는 것으로 알려졌다. 선행 연구(Milner et al., 2006)에 의하면 이들 변인들은 건강한 사람에 비해 스트레스 골절 집단에서 유의하게 큰 것으로 보고되고 있다. 이런 이론적 배경으로 볼 때 편평족 집단의 달리기는 정상족 집단의 달리기보다 경골에 더 부정적인 영향을 미친다고 볼 수 있다. 이를 테면 편평족 이동 시 지지구간에서 비골근, 가자미근, 내·외측 비복근에서는 낮은 근 활성을 보였으나, 전경골근은 상대적으로 높은 근 활성을 보였다는 선행 연구(Hunt & Smith, 2004)는 이런 부정적인 주장을 방증한다고 볼 수 있다.

경골 가속도의 저 주파수(3-9 Hz)는 달리기 주기 시 일어나는 다리의 일반적인 상하 운동의 결과라고 알려졌다(Milner et al., 2006). 본 연구 결과 저주파 크기에서 큰 편평족 집단이 정상 집단보다 달리기 시 다리의 상하 움직임이 크다고 간접적으로 판단할 수 있지만, 보다 구체적인 정량적 판단은 향후 하지의 운동학적 관찰을 통해 분석할 필요성이 요구된다. 본 연구에서 머리 가속도 충격 주파수가 매우 낮은 파워 스펙트럼을 보였다. 머리 파워 스펙트럼에서 대부분의 파워는 3-9 Hz 범위 내에 존재하고, 피크는 다리의 파워 스펙트럼에서 관찰된 저주파수 피크보다 낮은 주파수를 보였다. 이들 머리 파워 스펙트럼 크기에서는 편평족과 정상족 집단 간 유의한 차이는 확인되지 않았다. 특히 고주파 범위 내에서 두 집단 간 머리 가속도의 파워 크기가 차이 나지 않은 것은 발 분절 차이로 야기된 주파수 차이를 신체가 안정성을 유지하기 위해 다양한 충격 상황에 적절하게 반응한 결과로 추정된다(Derrick et al., 1998; Lafortune et al., 1996).

달리기 시 발과 지면 충돌로부터 발생하는 가속도 신호의 주파수 성분들의 흡수는 신체의 작용 결과이다. 본 연구 결과 저주파 영역뿐만 아니라 고주파 영역에서 신호 파워의 게인 없이 모든 주파수가 흡수되었다. 두 집단 간 흡수의 차이는 저주파에서는 유의한 차이는 나타나지 않았지만, 고주파에서 흡수의 크기는 편평족 집단이 컸다. 달리기 시 충격 쇼크 흡수는 능동과 수동 메카니즘의 결합으로 일어난다. 능동 쇼크 흡수 메카니즘은 주로 저주파 성분들을 흡수하는데 관여한다(Paul et al., 1978; Simon et al., 1981). 여기에는 신전성 근 수축, 증가된 근 활성, 분절 기하학의 변화, 관절 강성 변화 등이 포함된다(Edwards et al., 2012). 반면에 수동 메카니즘은 고주파수 성분을 흡수하는데 관여한다. 이것들은 운동화의 변형, 뒤꿈치 지방 조직, 인대, 뼈, 연골, 연조직의 진동 작용 등이 포함된다(Chu et al., 1986). 본 연구 결과 편평족 달리기 집단이 정상 집단에 비해 고주파 영역에서 흡수가 큰 것은 고주파 성분을 흡수하기 위한 인대와 뼈, 연골 등의 의존성이 상대적으로 커 평발 집단이 잠재적 상해의 가능성이 큰 것으로 판단된다(Queen et al., 2009; Levy et al., 2006; Williams et al., 2001). 따라서 발 분절의 구조 차이로 인한 충격 흡수 메카니즘의 차이는 달리기 시 상해 위험뿐만 아니라 상해를 입기 쉬운 조직과 관절들에 영향을 줄 것으로 사료된다. 달리기 상해는 충격 쇼크뿐만 아니라 과도한 관절 움직임, 관절 모멘트, 보다 큰 수직 지면반력 능동 피크, 근 위축과 같은 많은 변인들의 복잡한 상호 작용으로 야기된다(Messier, Davis, Curl, Lowery, & Pack, 1991; Gruber, Boyer, Derrick, & Hamill, 2014). 본 연구에서는 달리기 시 발생하는 상해의 여러 요인 중 단지 충격 쇼크만 살펴본 바 이를 통해 상해의 발생 여부

를 진단하는 것은 어려운 일이지만 상해의 잠재적 가능성을 추측하는 것은 가능하리라 본다. 본 연구에서 편평족 달리기 경골의 가속도 크기와 고주파 성분의 크기가 정상족보다 큰 것은 발 분절 아치의 상실로 지면 접촉 시 지면 충돌로부터 야기되는 충격력 흡수를 위한 발의 기능적 메카니즘을 이용하지 못해 발에서 흡수될 충격 부분이 충격 흡수에 대한 용량을 갖지 않은 다른 조직, 뼈, 연골 등으로 전환된 결과라 보여진다. 이로 인해 조직에 대한 상해의 잠재적 위험성이 크다고 판단된다. 고로 편평족 달리기 시 슬개 대퇴 통증 증후군, 중족 스트레스 골절과 같은 과다 사용 상해와 무릎 상해, 발목 염좌의 위험성이 큰 것(Kaufman et al., 1999; Levy et al., 2006; Simkine et al., 1989; Williams et al., 2001)은 편평족의 충격 흡수 상실로 인한 또 다른 부작용의 결과라 판단된다.

V. 결론 및 제언

이 연구는 달리기 시 정상족과 편평족간의 충격 쇼크의 성분 차이와 이의 흡수를 알아보고자 달리기 시 후족 착지형을 가진 10명의 편평족 집단과 10명의 정상 집단을 대상으로 경골과 머리에 가속도계를 부착해 시간함수에서 경골 가속도의 양적 피크 크기와 머리 가속도의 피크 크기, 저주파 범위 내에서 경골과 머리 신호파워 크기와 고주파수 범위 내에서 경골과 머리 신호파워 크기, 저주파와 고주파수에서 쇼크 흡수 크기를 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

달리기 시 편평족 집단은 정상족 집단보다 충격 쇼크에 크게 노출되었으며, 또한 충격 쇼크의 고주파를 신체에 더 많이 흡수해 잠재적 상해의 가능성이 큰 것으로 확인되었다.

향후 본 연구와 관련된 연구를 지속하기 위해서는 표본 크기를 더 확대할 필요가 있으며, 편평족 달리기 시 충격 쇼크 흡수를 위한 하지분절과 관절의 특징을 살펴 운동학과 충격 쇼크와의 관계를 규명할 필요성을 제안하고자 한다.

참고문헌

- Andreasen, J., Mølgaard, C. M., Christensen, M., Kaalund, S., Lundbye-Christensen, S., Simonsen, O., & Voigt, M. (2013). Exercise therapy and custom-made insoles are effective in patients with excessive pronation and chronic foot pain-A randomized controlled trial. *The Foot*, 23(1), 22-28.
- Anees G., Saleh, Ashraf, H., & Mohammed. (2012). Kinematic and kinetic analysis in adult subjects suffering from subtle or flexible flat foot ersus normal. *Bulletin of Faculty of Physical Therapy Cairo University*, 17(2), 23-27.
- Backmann, C. K. (1997). *The Effect of Treadmill Compliance and Foot Type on Electromyography of Selected lower Extremity Muscles during running*. Master's thesis, Western Washington University.
- Bobbert, M. F., Schamhardt, H. C., & Nigg, B. M. (1991). Calculation of vertical ground reaction force estimates during from positional data. *Journal of Biomechanics*, 24, 1095-1105.
- Boyer, K. A., & Nigg, B. M. (2007). Changes in muscle activity in response to different impact force in human gait. *Journal of Biomechanics*, 40, 817-822.
- Cavanagh, P. R., Valiant, G. A., & Miserich, K. W. (1984). *Biological Aspects of Modelling Shoe/Foot Interactions during Running*. In: Frederick E. C., editor. Sports shoes and playing surfaces. Champaign, Illinois: Human Kinetics: 24-46.
- Chu, M. L., Yazdani-Ardakani, S., Gradisar, I. A., & Askew, M. J. (1986). An in vitro simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. *Journal of Biomechanics*, 19, 979-987.
- Clement, D. B., Taunton, J. E., Smart, G. W., & McNicol, K. L. (1981). A survey of overuse running injuries. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 13(2), 83.
- Cole, G. K., Nigg, B. M., van Den Bogert A. J., & Gerritsen K.G.(1996). The clinical biomechanics award paper, Lower extremity joint loading during impact in running. *Clinical Biomechanics*, 11, 181-193.
- Daoud, A., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., & Daoud Y. A. (2012). Foot strike and injury rates in endurance runners: A retrospective study. *Medicine Science Sports Exercise*, 44(7), 1325-1334.
- Derrick, T. R., Hamill J., & Caldwell G. E. (1998). Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine Science Sports Exercise*, 30, 128-135.
- Edwards, W. B., Derrick, T. R., & Hamill, J. (2012). Musculoskeletal attenuation of impact shock in response to knee angle manipulation. *Journal of Applied Biomechanics*, 28, 502-510.
- Gruber, A. H., Boyer, K. A., Derrick, T. R., & Hamill J. (2014). Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health Science*, 3, 113-121.
- Gruber, A. H., Davis, I. S., & Hamill J. (2011). Frequency content of vertical ground reaction force component during rearfoot and forefoot running patterns. *Medicine Science Sports Exercise (Suppl.)*, 43:S42.
- Hamill J., Derrick T. R., & Holt, K. G. (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, 14, 45-60.
- Hamill, J., Miller, R., Noehren, B., & Davis I. (2008). A prospective

- study of iliotibial band strain in runners. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23, 1018-1025.
- Hennig, E. M., & LaFortune, M. A. (1991). Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. *International Journal of Sports Biomechanics*, 7, 303-309.
- Hunt, A. E., & Smith, R. M. (2004). Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical biomechanics*, 19(4), 391-397.
- Jung, D. C. (2006). A review for the injury mechanism and interventions of patellofemoral pain syndrome. *The Official Journal of the Korean Association of Certified Exercise Professionals*, 8(1), 25-32.
- Kaufman, K. R., Brodine, S. K., Shaffer, R. A., Johnson, C. W., & Cullison T. R. (1999). The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 585-593.
- Keenan, M. A., Peabody, T. D., Gronley, J. K., & Perry, J. (1991). Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid arthritis. *Journal of Bone Joint Surgery American*, 73(2), 237-247.
- Kim, H. Y. (2011). The effect of arch pad on ankle kinematics during running. *The Korean Journal of Sports Medicine*, 29(1), 43-48.
- Kim, J. J. (2003). *All that is needed running*. Communication Books:Seoul.
- LaFortune, M. A., Lake M. J., & Henning E. M.(1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *Journal of Biomechanics*, 29, 1531-1537.
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Catani, F., Simoncini, L., & Giannini, S. (1999). An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Journal of Clinical Biomechanics*, 14, 528-536.
- Levinger, P., & Gilleard, W. (2007). Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking?. *Gait & Posture*, 25(1), 2-8.
- Levy, J. C., Mizel, M. S., Wilson, L. S., Fox, W., McHale K., & Taylor D.C.(2006). Incidence of foot and ankle injuries in West Point cadets with pes planus compared to the general cadet population. *Foot & Ankle International*, 27(12), 1060-1064.
- Messier, S. P., Davis, S. E., Curl, W. W., Lowery, R. B., & Pack R. J. (1991). Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Medicine Science Sports Exercise*, 23, 1008-1015.
- Milner, C. E., Davis, I. S., & Hamill, J. (2006). Free moment as predictor of tibial stress fracture in distance runners. *Journal of Biomechanics*, 39, 2819-2825.
- Milner, C. E. Ferber R., Pollard, C. D., Hamill, J., Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine Science Sports Exercise*, 38(2), 323-328.
- Murley, G. S., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2009). A protocol for classifying normal-and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2(1), 1-13.
- Murphy, D. F., Connolly, D. A., & Beynnon B. D. (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 37, 13-29.
- Neumann, D. A. (2010). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. 2nd Ed. Elsevier Health Sciences.
- Pazit, L., George, S., Murley, Christian, J., Barton, Matthew, P., Cotchett, Simone, R., McSweeney, & Hylton, B. M. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & posture*, 32(4), 519-523
- Pohl, M. B., Hamill, J., & Davis I. S. (2009). Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 19, 372-376.
- Pohl, M. B., Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Hamill J., & Davis I. S.(2008). Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *Journal of Biomechanics*, 41, 1160-1165.
- Queen, R. M., Mall, N. A., Nunley, J. A., & Chuckpaiwong, B. (2009). Difference in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks, *Gait & Posture*, 29, 582-586.
- Ryu J. S. (2005). Impact shock and kinematic characteristics of the lower extremity's joint during downhill running. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 15(4), 117-129.
- Ryu J. S. (2010). Difference of the shoe, dress shoe, and barefoot's impact factors during walking. *Korean Journal of Physical Education*, 49(1), 445-455.
- Shorten, M. (1993). The energetics of running and running shoes. *Journal Biomechanics*, 26(1sppl), 41-51.
- Shorten, M. R., & Winslow, D. S.(1992). Spectral analysis of impact shock during running. *International Journal of Sports Biomechanics*, 8, 288-304.
- Simkin, A., Leichter, I., & Giladi, M. (1989). Combined effect of foot arch structure and an orthotic device on stress fractures. *Foot & Ankle International*, 10(1), 25-29.
- Simon, S. R., Paul, I. L., Mansour, J., Munro, M., Abernethy, P. J., & Radin, E. L. (1981). Peak dynamic force in human gait. *Journal of Biomechanics*, 14, 817-822.
- Smeathers, J. E. (1989). Transient vibrations caused by heel strike. *Proceedings Institute Mechanical Engineering H203*, 181-186.
- Starkey, C., & Ryan, J. L. (2002). *Evaluation of Orthopedic and Athletic Injuries*. F.A. Davis Co., 245-271.

- Stergiou, N., Giakas, G., Byrne, J. E., & Pomeroy, V. (2002). Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clinical Biomechanics*, 17, 615-617.
- Verbitsky, O., Mizrahi, J., Voloshin, A., Treiger, J., & Isakov, E. (1998). Shock transmission and fatigue in human running. *Journal Applied Biomechanics*, 14, 301-311.
- Voloshin, A., Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (1998). Dynamic loading on the human musculoskeletal system-effect of fatigue. *Clinical Biomechanics*, 13, 515-520.
- Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait Posture*, 10, 264-275.
- Williams, D. S., McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16(4), 341-347.