



## 달리기 시 신체 충격 크기와 흡수의 성차

류지선\*(한국체육대학교)

### ABSTRACT

#### Gender differences in the impact magnitude and its attenuation during running

Ryu, Ji-Seon\*(Korea National Sport University)

J. S. RYU. Gender differences in the impact magnitude and its attenuation during running. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 15, No. 1, pp. 91-109, 2005. The goal of this research was to determine whether gender differences exist in impact force and impact shock variables at stance phase during a preferred running. Ten male and ten female subjects volunteered to participate in this study. Impact force was quantified by using a surface-mounted force plate. In addition, Axial accelerations of the tibias and mouth were measured using low-mass accelerometers. Comparison of parameters relating to impact force and impact shock which attained from time domain, and impact shock parameters which were analyzed in frequency domain were made between genders.

The conclusions based on results were as follows;

1. There were no significantly differences in impact force, mouth and tibia acceleration peak in time domain between two genders.
2. The male group was greater in impact shock peak of PSD(power spectral density) at the tibia than female group( $p<.05$ ), but no differences in active impact of PSD at the tibia and

---

\* Jiseon@knsu.ac.kr

the mouth between two genders.

3. Female subjects exhibited that a peak of impact shock attenuation analyzed in frequency domain moved toward a high frequency, but no difference in time domain between two genders.

KEYWORDS: IMPACT FORCE, IMPACT SHOCK, PREFERRED RUNNING, GENDER DIFFERENCE, PSD.

## I. 서 론

### 1. 연구의 목적 및 필요성

오늘날 중·장거리, 마라톤과 같은 달리기는 심폐 지구력 개선, 근 강화, 신체 지방 감소 등과 같은 효과를 지니기 때문에 연령에 관계없이 건강을 유지하기 위해 많은 사람들이 즐기는 운동 중에 하나이다. 그러나 이런 달리기는 발이 지면에 반복적으로 충돌함으로써 근 골격 상해의 위험성이 항상 내재해 있다. 발의 반복적인 충돌은 신체에 통증과 상해의 원인인 충격을 발생시킨다. 예를 들면 10km 달리기 시 발은 지면에 대략 6000번의 충격을 경험한다(Valiant, 1989). 이런 충격은 수직 지면 반력(충격력)의 일시적인 피크와 하지의 빠른 감속(충격 쇼크), 신체를 통해 전달되는 충격 쇼크 파에 의해 특징지어진다. 이들 충격의 긍정적인 작용은 근골을 강화하고 훈련 효과에 필요한 부하를 제공하지만, 반복적인 충격에 의해 발생하는 부하들은 척추, 고관절, 슬관절의 퇴행성 질환(Simon et al., 1972)과 피로 골절(Milgrom et al., 1985), 종아리 부목 현상(Detmer, 1986), 연골 파열(Simon, Radin, & Paul, 1972), 골절 염(Radin, Orr, Kelman, Paul, & Rose, 1982; Radin, Paul, & Rose, 1972), 허리 통증(Voloshin & Wosk, 1982) 등과 같은 과도 사용 상해와 관련 있다고 알려지고 있다. 또한 반복적인 충격은 적혈구 세포 비율 분해와 달리기를 즐기는 사람들의 하지 압박에 관여한다고 제기되고 있다(Falsetti, Burke, Feld, Frederick, & Ratering, 1983; Miller, Pate, & Burgess, 1988). 이와 같이 반복적인 충격은 하지의 관절과 연골에 크게 작용해 상해와 통증을 유발하는 대표적인 요인으로 알려지고 있다(Collins & Whittle, 1989). 따라서 달리기 시 충격력과 충격 쇼크를 분석하는 것은 상해와 관련해 아주 의미 있는 일이라 하겠다.

달리기 시 여성주자(走者)들은 남성주자들과 비교해서 슬개 대퇴골의 통증 증상, 장경 대 마찰 증상, 경골 피로 골절 등과 같은 상해를 남성주자들보다 2배 정도 입을 확률이 크다고 알려지고 있다(Taunton et al., 2002). 이것은 남성과 여성의 신체 구조 차이가 달리기 메카닉스에 영향을 미쳐 이로 인해 특정한 상해가 쉽게 유도되는 것으로 가정된다. 몇몇 연구들은 남성과 여성의 신체적 차이

를 구명하고 있다. Horton과 Hall(1989)은 여성은 엉덩이 내전을 크게 유도하는 대퇴 길이 비에 대한 엉덩이 넓이가 넓다고 보고했으며, 이것은 Benas(1984)가 주장한바와 같이 보다 큰 정적 외반 슬에 기여하는 대퇴의 각을 증가시킨다고 주장했다. 활동 시 여성은 또한 남성보다 엉덩이 내측 회전이 큰 것으로 알려졌다(Simoneau et al., 1998). 증가된 엉덩이 내전과 외반 슬의 구조적 결합은 여성에게 지배적으로 큰 Q-각 형성에 영향을 준 요인으로 보고했다(Aglietti et al., 1983; Horton & Hall, 1989; Hsu et al., 1990; Livingston, 1998; Woodland & Francis, 1992). 상대적으로 여성에게 큰 Q각은 슬개와 대퇴골 장애 유발에 부분적으로 관여 하는 것으로 제기되고 있다(Almeida et al., 1999; DeHaven & Lintner, 1986; Messier et al., 1991).

무릎과 허리에서 나타난 여성의 구조적인 특징은 운동 패턴을 다르게 한다. 몇몇 연구는 걷기 시 하지 메카닉스에서 성차를 실험했다. 보행 시 시상면 관절 메카니즘 연구에서 Kerrigan et al.(1998)은 여성은 남성에 비해 부적 일과 허리 엉덩이 굴곡 피크 값이 유의하게 크다고 보고했으며, Malinzak et al.(2001)은 달리기 시 남녀사이 하지 관절 메카닉스를 구명한 결과 전두면에서 움직임은 남녀 비슷했지만, 여성은 지지 국면을 통하여 11도 더 외반 되었다고 보고했다. 또한 여성은 남성에 비해 무릎 굴곡과 무릎 굴곡 피크가 적다는 것을 발견했다. Arendt & Dick (1995)과 Ferretti et al.(1992)은 운동 경기 시 여성은 남성에 비해 비 접촉 전방 십자 인대 상해율이 높다고 주장했다. 이런 성간의 불일치는 남성과 달리 여성은 높은 경기 요구를 수행해 이것이 여성의 무릎 관절 스트레스를 쉽게 만든다고 주장했다(Colby et al., 2000; Cowling & Steele, 2001; Huston et al., 2001; Kirkendall & Garrett, 2000; Wojtys et al., 2002). Colby et al.(2000)은 착지와 컷팅(cutting) 자세에서 여성 무릎은 지면 접촉 시 보다 신전된 자세를 유지했고, 이에 따라 전방십자인대가 보다 큰 부하를 받는 것은 물론 신경 근 기능 특히 오금 근 조직에 부하를 받아 남성보다 부적절한 자세를 유지했다고 보고했다.

인간 이동 운동 시 충격의 크기와 흡수력은 하지 분절의 움직임, 근, 연골 등에 의해 좌우되는 것으로 알려지고 있다(Nigg et al., 1995). 특히 충격쇼크 전달은 하지의 운동학적 적응에 의해 영향 받을 수 있다고 알려졌다. 즉 달리기 시 충격 쇼크를 감소시키는 운동학적 변화는 지면 접촉 시 무릎 굴곡 율과 증가된 크기, 각기 다른 발 접촉 패턴이 포함된다(Frederick, 1986). 근은 또한, 쇼크를 흡수하는데 대단히 큰 잠재력을 갖는다. 즉 근은 활동적으로 충격 흡수의 양을 조절하기 위한 능력과 스트레스 시 변형을 위한 큰 역량을 가지고 있다. Elftman(1939)은 근에 의한 충격에너지의 분산은 감속과 같이 신체의 근이 에너지를 잃을 때 필수 불가분한 것이라고 진술했다. 이 에너지의 분산은 고, 슬, 족관절을 가로지르는 근의 신전 수축에 의해 성취될 수 있다. 이와 같이 운동 시 충격 쇼크 파형은 다리와 척추 관절의 연골과 관절 주위의 근조직에 의해 흡수되는 것으로 보고 되고 있다(Shorten & Winslow, 1992). 운동 시 충격력과 충격 쇼크 및 쇼크의 신체 전달과 흡수에 관여하는 것으로 알려진 하지의 운동학적 움직임과 하지의 절대 근량 차가 있는 남녀간을 비교 분석하는 것은 달리기 시 성차에 따른 신체의 충격 흡수 기능을 역학적 측면에서 이해하고, 상해의 원인을 추정하고 예방할

수 있는 자료를 제공하는데 의미 있는 일이라 하겠다.

그동안 운동 시 충격력과 충격 쇼크에 대한 연구는 신체 이동 속도(Clarke, Cooper, Clark & Hamill, 1985), 지면의 기울기(Hamill, Clarke, Frederick, Goodyear, & Howley, 1984; Mizrahi et al., 2000), 신발의 특성(Light, McLellan & Klenerman, 1980) 등 다양한 연구 주제에 따라 충격력과 충격 쇼크의 크기를 비교 분석하고 있으며, 몇몇 연구자들은 신체에서 충격 쇼크의 감소 현상을 관찰하기 위해 피험자의 충격 쇼크에 대한 신체의 적응을 운동학적 요인과 관련해(Frederik, 1986; Clarke & Hamill, 1984) 구명하고 있다.

이와 같이 신체 이동 운동 시 발생하는 충격력과 충격 쇼크에 대해 다양하게 이루어지고 있으나 달리기 시 충격에 관한 연구 특히 충격 흡수에 관한 성차 연구는 거의 이루어지지 않고 있다. 또한, 많은 선행 연구들은 신체에서 쇼크의 전달을 구체적으로 특징짓고, 직접 확인하기 위한 주파수 분석을 실시하지 않고 단지 시간 영역에서 분석해 방법 상 문제점을 가지고 있어 실제적인 연구 결과의 활용에 많은 제한점을 가지고 있다.

## 2. 연구 목적

본 연구는 신체의 구조와 기능에서 차이가 있는 남녀간 달리기 시 충격력과 충격 쇼크의 크기, 충격 쇼크의 신체 흡수 기능을 분석 구명하고자 한다.

# II. 연구 내용 및 방법

## 1. 실험 대상자

본 연구에 선정된 대상자는 정기적으로 조깅을 즐기는 하지에 특별한 상해가 없는 남성 20-30대 10명, 여성 20-30대 10명으로 총 20명의 대상자가 선정되었으며, 이들의 특징은 <표 1>과 같다.

표 1. 실험 대상자의 특징

성	신장(cm)	질량(kg)	연령(yrs.)	선호 달리기 속도(m/s)
남성	178.7 ±5.5	72.8 ±3.0	25.7 ±5.0	2.6 ±0.2
여성	165.4 ±4.3	58.9 ±8.1	23.5 ±3.1	1.9 ±0.1

## 2. 실험 절차

모든 대상자는 중량의 경도가 Shore A 50인 동일한 제품의 운동화를 신고 가속도계를 신체에 부착한 후 실험상 설계된 약 20m의 주로(走路)를 후족 착지(heel-toe running) 유형으로 달렸으며, 이때 주로에 설치된 압력판(9286AA Model, Kistler, Switzerland)에 오른 발이 자연스럽게 착지되도록 했다.

남녀간의 달리기 기능과 체력차 등으로 고정된 속도는 각 개인의 선호 운동 경로를 벗어나 이로 인한 결과의 편차가 크므로 본 연구에서는 달리기 속도는 한 속도로 고정치 않고, 각 개인의 달리기 속도 표준화로 이용되는 선호 속도(preferred running speed)를 이용했다(Hamill et al., 1995). 선호 속도는 트레드밀(treadmill) 위에서 속도를 높이고 낮추는 작업을 반복해 대상자가 달리는데 가장 편하다고 느끼는 속도를 선택했으며, 이를 3회 반복한 평균을 각 대상자의 선호 속도로 지정했다. 각 개인의 선정된 선호 속도를 주로에서 통제하기 위해 Seiko DM-10 박절기와 구간 타이머(TK11630, Tag Heuer, Switzerland)를 이용했으며, 실험 시 각 대상자의 달리는 속도는 지정된 선호 속도에서  $\pm 0.5\text{m/s}$  범위까지 인정했다. 실험은 각 대상자별로 5회를 실시했으며, 이 중에서 편기(bias) 없이 가장 자연스럽게 대상자의 오른발이 주로에 설치된 압력판에 착지한 것을 분석에 이용했다.

실험에 사용된 가속도계는 질량 4.3g, Resonant Frequency 38kHz인 두 개의 Piezotronics 유형(8776A50 Model, Kistler, Switzerland)이 사용되었으며, 하나의 가속도계는 충격 순간 피부 진동의 영향이 최소화 지점으로 여겨진 오른쪽 경골의 전내 원위 면(antero medial distal aspect)에 경골의 장축을 따라 움직이지 않도록 탄력성 있는 줄을 이용해 부착했고(Valiant et al., 1987), 다른 하나는 딱딱한 막대 끝에 부착해 달리기 시 입에 물도록 했다(Wosk & Voloshin, 1982). 지면 반력과 가속도 계 신호는 12-bit Computer Boards A/D converter를 이용해 정량화 했으며, 샘플 율은 각각 1000Hz로 20초 동안 얻었다. 이때 게인(gain)은 지면 반력 4000, 가속도계 10, 전압 범위는 동등하게  $\pm 10\text{V}$  범위 내에서 자료를 얻었다.

## 3. 자료 분석

실험을 통해 얻은 지면 반력의 자료 중에 수직 값(vertical ground reaction force)은 분리되었으며, 분리된 자료는 모든 값에서 처음 10점까지의 평균값을 빼서 Bias를 제거한 후 rectangular window 을 이용 시간 함수에 대한 지지 국면의 충격력을 얻었다. 지지 국면은 수직 지면 반력 값이 5N이상 일 때를 지면 접촉 순간으로 간주하였고, 5N이하일 때를 이지(離地) 순간으로 간주했다. 충격력 커브에서 충격 영역(passive portion)을 추출하기 위해 4차 고역 Butterworth 필터링 방법을 이용했다.

가속도 신호의 자료는 3스트라이드까지를 얻었고 이를 평균해 이용했으며, 모든 자료 값에서 모든 값의 평균값을 빼서 Bias를 제거했다. 지지 국면의 가속도 자료는 압력판에서 얻은 수직 지면 반

력에 맞춰 정했으며, 2 스트라이드부터 얻은 가속도 자료는 이에 기초해 지지 국면을 추출해냈다. 입과 경골에 부착한 가속도계는 중력가속도의 곱으로 가속도 크기를 산출했으며( $9.81\text{m/s}^2=1\text{g}$ ), 충격 주파수를 분리하기 위해서 시간에 기초한 신호들은 FFT(fast fourier transform)을 사용해 주파수 영역으로 전환했다.

이지 이후의 신호부터는 Zero padding을 2048점까지 적용 신호에서 스윙 국면의 자료를 제거했으며, 신호의 기울기 조절을 위해 Detrend를 실시했다. 각 주파수 성분의 전력( $P_i$ )은 주파수 크기( $A_i$ )의 제곱으로 계산되었지만, 이지 이후의 시간 영역에 부과된 0은 계산될 전력을 감소시키기 때문에 0으로 처리되지 않은 순수한 전력을 얻기 위해서 다음과 같은 공식을 이용했다.

$$P_i = (A_i)^2 (N + L) N^{-1}$$

여기서,

$N=0$ 으로 처리되지 않은 실제 분석 구간

$L=0$ 으로 처리된 구간

이산 전력 스펙트럼은 샘플 윗과 샘플 시간에 의해 결정되는 주파수 성분 사이의 간격에 좌우되기 때문에 비교를 위해 PSD(power spectral density: 전력 스펙트럼 밀도)를 계산했다. 이를 위해 다음과 같은 공식이 사용되었다.

$$S_i = P_i \Delta f^{-1}$$

여기서,

$S_i$  =  $i$ 번째 주파수 성분의 power spectral density

$\Delta f$  = 주파수 간격

전력의 합이 시간 영역에서 자료의 평균 제곱 크기와 같도록 표준화했으며, 연구의 목적을 위해 주파수 성분의 50Hz 범위 내에서 고려되었다. PSD 분석 결과 12-20Hz 범위 내에 존재하는 Frequency를 충격 쇼크의 피크로, 4-6Hz 범위 내에 존재하는 Frequency를 능동 피크로 이용했다 (Shorten and Winslow,1992). 또한 수직 지면 반력 값과 같이 Rectangular window 함수를 적용 신호 자료의 마지막 점을 처리했다. 가속도 값의 경우 충격 쇼크를 추출하기 위해 4차 Bandpass를 이용했으며, 이때 Cut-off율은 유효한 Frequency의 값을 이용했다. 달리기 시 지지 국면에서 경골과 입 사이의 충격 쇼크 파 흡수는 시간 함수에서 피크 충격 가속도를 이용해 다음과 같이 계산했다.

$$IA = \left(1 - \frac{PA_{mouth}}{PA_{tibia}}\right)$$

여기서,

$IA$  = 충격 흡수,  $PA_{mouth}$  = 피크 입 가속도,

$PA_{tibia}$  = 피크 경골 가속도

주파수 함수에서 충격 흡수 기능을 분석하기 위해 경골과 입에 부착한 가속도 사이의 충격 전환

함수는 다음 공식을 이용해 계산되었다.

$$T_i = 10 \log_{10} ( PSD_{mouth_i} / PSD_{tibia_i} )$$

여기서,

$T_i$  =  $i$ 번째 주파수 성분의 gain 혹은 attenuation

$PSD_{mouth}$  = 입의 Power spectral densities

$PSD_{tibia_i}$  = 경골의 Power spectral densities

#### 4. 자료 처리

남녀 두 집단에 대해 시간 함수에 대한 충격력과 충격 쇼크 피크 크기를 얻었으며, 이들 피크의 발생 시간을 산출했다. 또한 주파수 함수에 대해 경골 충격 쇼크의 충격 피크 ( $g^2 \cdot Hz^{-1}$ ), 충격 피크 주파수(Hz), 능동 피크 ( $g^2 \cdot Hz^{-1}$ ), 능동 피크 주파수(Hz)를 분석했으며, 입에서 평균 피크와 최대 피크를 산출했다.

달리기 시 지지 국면에서 신체의 충격 쇼크 흡수 기능을 분석하기 위해 가속도 피크와 전환 함수를 이용해 계산했다. 이들 분석된 변인들을 집단간 비교하기 위해 One-way 반복 측정 ANOVA 기법은 대상자의 평균에 대해 적용했으며, 유의 수준의 임계치는 5%로 결정했다. 단, 각 집단에 대한 전환 함수는 질적으로 평가되었다. 모든 역학량 산출과 통계 처리는 Matlab 컴퓨터 프로그래밍 언어를 이용했다.

### Ⅲ. 연구 결과

본 연구는 20대 남녀를 대상으로 각 개인의 선호 달리기 시 지지 국면(support phase)에서 충격이 신체에 미치는 영향을 비교 관찰하기 위해 충격력(impact force)과 충격 쇼크(impact shock) 요인들을 분석했다. 분석한 결과들은 다음과 같다.

<표 2>은 충격력과 충격 쇼크 요인들을 시간 함수와 주파수 함수에서 분석한 내용이며, <그림 1, 2, 3>은 경골과 입에 문 가속도계에서 얻은 충격 쇼크를 주파수 분석을 거쳐 계산된 PSD의 양상별 그래프이다.

표 2. 남녀 충격력과 충격 쇼크 요인들의 평균과 표준 편차

변인		남성	여성	F값
시간 함수	충격력(BW)	1.10±0.31	0.74±0.22	1.75
	충격력피크 시간(ms)	25.8±5.0	26.0±5.4	0.25
	경골 피크 가속도(g)	3.8±0.8	2.5±0.8	3.40
	경골 피크 가속도시간(ms)	22.1±6.1	25.1±1.0	3.70
	입 피크 가속도(g)	0.82±0.2	0.69±0.3	0.60
	임팩트 쇼크 흡수	0.77±0.13	0.73±0.15	0.31
주파수 함수	경골 충격 피크( $g^2/Hz$ )	0.0368±0.0032	0.0032±0.0004	34 <sup>*</sup>
	경골 충격 피크 주파수(Hz)	20	19	
	경골 능동 피크( $g^2/Hz$ )	0.0220±0.0078	0.0279±0.0007	0.30
	경골 능동 피크 주파수(Hz)	8	4	
	입 평균 피크( $g^2/Hz$ )	0.0052±0.0119	0.0026±0.0060	0.08
	입 최대 피크( $g^2/Hz$ )	0.0670±0.0220	0.0334±0.0181	0.65
	입 최대 피크 주파수(Hz)	2	2	

\*: $P<0.05$ 

이들에 의하면, 지면 반력의 수직 성분에서 얻은 충격력은 남성이 평균  $1.10\pm 0.31BW$ 로 여성의 평균  $0.74\pm 0.22BW$ 보다 크게 나타났으나 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다. 이 충격력 피크가 발생한 시간은 남성이 여성보다 약간 빨랐지만 역시 유의한 차이는 보이지 않았다. 달리기 시 하지가 지면에 닿는 순간 감속을 나타내는 경골의 시간 함수에 대한 크기는 남성이 평균  $3.8\pm 0.8g$ 로 여성의 평균  $2.5\pm 0.8g$ 보다 컸지만 유의한 차이는 보이지 않았으며, 경골의 가속도 피크 발생 시간도 충격력 피크와 같이 남성이 평균  $22.1\pm 6.1ms$ 로 여성의 평균  $25.1\pm 1.0ms$ 보다 약간 크게 보였지만 통계적으로 유의한 의미는 갖지 않았다. 입에서 관찰한 피크 가속도는 남성이 평균  $0.82\pm 0.2g$ , 여성이  $0.69\pm 0.3g$ 를 보였으며, 이들 시간 함수에서 관찰한 피크 가속도 파는 경골에서 입까지 남성이 평균 77%, 여성이 평균 73%로 흡수되었다. 그러나 성간의 유의한 차이는 보이지 않았다.

경골 충격 쇼크의 주파수 분석에서 충격 피크 크기는 남성이 평균  $0.0368\pm 0.0032g^2/Hz$ 로 여성의 평균  $0.0032\pm 0.0004g^2/Hz$ 보다 큰 값을 보여 남녀간 통계적으로 유의한 차이가 보였다. 이들 충격 피크 주파수는 남녀 거의 비슷한 19-20Hz에서 일어났다. 지면 접촉 시 다리의 저주파 운동과 관련된 경골의 능동 피크 값은 또한 남녀 각각 평균  $0.0220\pm 0.0078g^2/Hz$ , 평균  $0.0279\pm 0.0007g^2/Hz$ 로 거의 비슷한 값을 보였으나, 이들 주파수는 남성이 8Hz, 여성이 4Hz에서 나타났다.



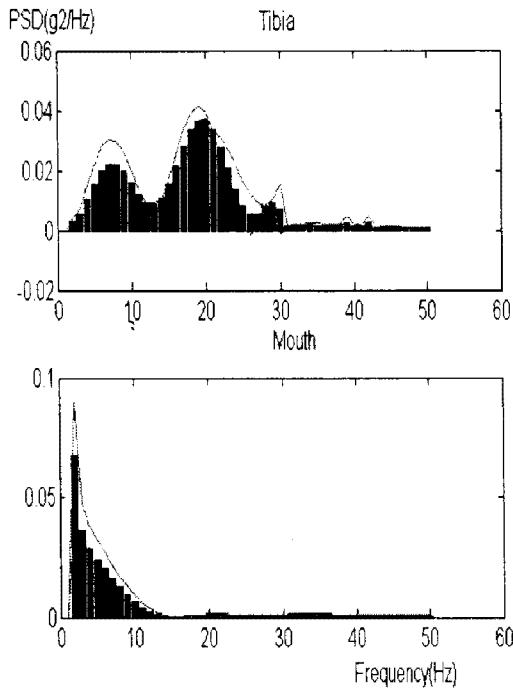


그림 1. 남성 집단의 경골과 입에 문 가속도계의 평균 앙상블 파워 스펙트럼.

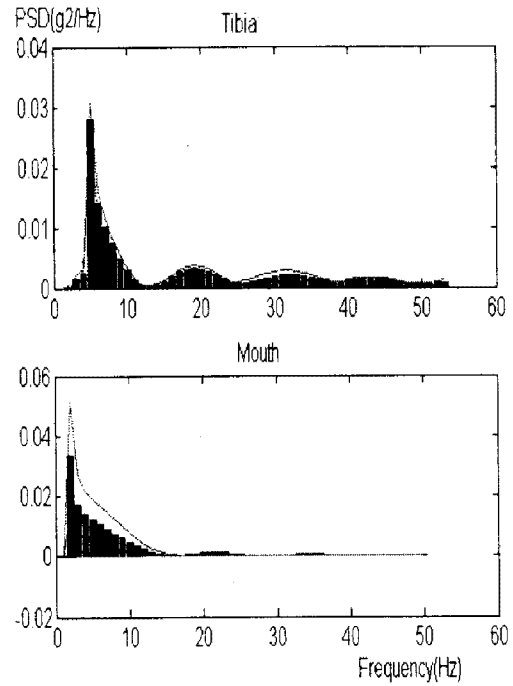


그림 2. 여성 집단의 경골과 입에 문 가속도계의 평균 앙상블 파워 스펙트럼

주파수 50Hz까지 입에서 발생한 평균 PSD는 남성이 컸으나 개인간의 편차로 통계적 차이는 보이지 않았다. 남녀 공히 주파수 2Hz에서 일어난 입에서 최대 PSD 피크 크기는 남성이 평균  $0.0670 \pm 0.0220 \text{ g}^2/\text{Hz}$ 로 여성의 평균  $0.0334 \pm 0.0181 \text{ g}^2/\text{Hz}$  보다 절대 값은 컸으나 역시 유의한 차이는 확인되지 않았다.

<그림 3>는 선정된 연령대별 경골과 입에 문 가속도 신호사이의 평균 전환 함수를 나타내고 있다. 전환 함수가 주파수에 대해 양의 값은 신호의 세기에서 계인을 보인 것이고, 음의 값을 보인 것은 신호 세기의 흡수를 보인 것이다. <그림 3>에 의하면, 남성 집단은 5Hz 이상, 여성 집단은 2Hz 이상에서 경골과 입사이 주파수 성분들은 흡수되었다. 즉 남성 집단에서 5Hz이하 여성 집단에서는 2Hz이하에서 경골에 비해 입에 문 신호 성분은 증폭되었다. 달리기 시 발이 지면에 충돌하는 것과 관련 있는 10-20Hz 충격 범위에서 경골과 입사이의 두 집단 모두 파워가 흡수되었다. 그러나 쇼크 피크 흡수는 남성이 평균 15Hz, 여성이 평균 40Hz에서 일어났다. 즉 집단 간 개인의 피크 크기 차 뿐만 아니라 신호 흡수의 주파수 성분에서도 차이를 보였다.

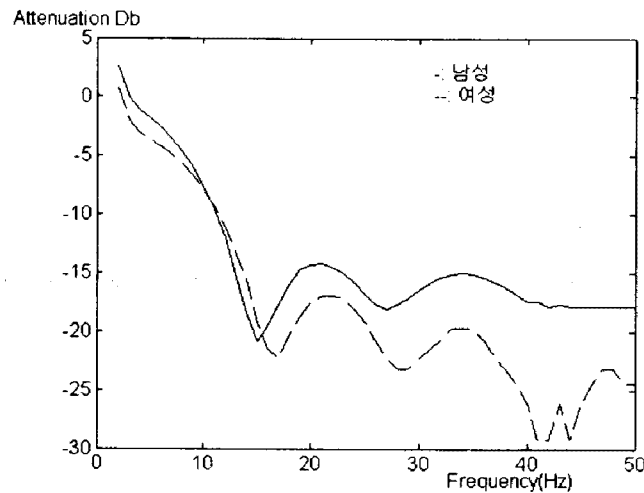


그림 3. 성별 경골과 입에 문 가속도계 신호사이의 전환 함수.

#### IV. 논 의

남성과 여성 간에는 신체적 구조뿐만 아니라 운동 시 관절과 분절의 운동학적 및 운동 역학적 특성이 다른 것으로 보고 되고 있지만, 달리기 시 남녀간의 충격의 크기와 흡수 기능이 어떠한 차이점을 보이고 있는가에 대한 정량화 작업은 매우 미흡한 실정이다. 이 연구는 선호 달리기 시 신체에 미치는 충격력과 충격 쇼크의 역학적 특징을 남녀간 비교 분석했다.

이동 운동 시 해로운 스트레스의 원천으로 알려진(Collins & Whittle, 1989) 충격력에 대해 Nigg, Bahlsten, Luethi & Stokes(1987)과 Frederick, Hagy & Mann(1981)는 달리기 속도가 증가함에 따라 수직 충격력이 증가한다는 것을 언급했으나, 여성보다 남성이 약간 빠른 선호 달리기 속도를 이용한 본 연구에서는 남성 집단이 상대적으로 큰 값을 보인 것은 선행 연구 결과와 일치하지만 두 집단 통계적으로는 의미가 없었다. 한편 Keller et al(1996)은 지면 반력 변인들에서 성관련차이는 없다고 보고했지만, Li et al(2001)과 Chao et al(1983)은 남성에 비해 여성은 유리 토크와 수직 지면 반력 값이 크다고 보고해 남녀간 지면 반력 성분에 대한 상이한 선행 연구 결과가 제시되고 있다. 보다 구체적인 연구가 되기 위해서는 많은 대상자와 남녀별 달리기 속도를 절대 속도와 체력 특성을 고려한 상대 속도(선호 속도)를 구분한 상태에서 이루어져할 필요성이 요구된다.

한편 하지의 근 골격은 이동 운동 시 발-지면 접촉에 작용하는 지면 반력의 결과인 쇼크를 경험하고 이를 전달한다. 달리기 시 발이 지면에 접촉하는 순간 경골의 감속은 피부에 부착한 가속도계를 이용해 측정되며, 충격 국면은 지지 다리의 질량 중심이 감속을 멈추는 지점에서 시간과 뒤꿈치

가 지면에 접촉하는 사이의 시간으로 정의된다. 지지 다리의 감속인 충격 쇼크의 피크는 수직 지면 반력의 충격 피크 값과 대략 같은 시간대에서 일어나지만 일반적으로 충격 쇼크 피크 값이 약간 일찍 일어나는 것으로 알려졌다. 본 연구에서도 선행 연구(Bobbert et al., 1991; Ewald & Mario, 1991)의 결과와 같이 남녀 모두 충격력 보다 충격 쇼크 피크가 보다 일찍 발생했다. 본 연구에서 경골로부터 얻은 시간 함수의 충격 쇼크는 달리기 속도와 충격력에 따라 증가한다는 선행 연구의 결과와(Clarke et al., 1985; Lafortune & Hennig, 1988) 일치하지만, 충격 쇼크 값의 남녀간 차이는 통계적으로 유의하지 않았다. 이는 충격력과 충격 피크가 반드시 선형적인 관계라고 판단만 할 수 없는 것 같다. 즉 신체 분절에 의해 경험되는 가속도는 수직 지면 반력의 크기뿐만 아니라 신체 쇼크 흡수 조직들의 감쇠 효과에 좌우된다고 볼 수 있다.

본 연구의 시간 함수에서 얻은 경골의 충격 쇼크 피크는 남녀 각각 평균 3.8g, 2.5g로 선행 연구가 제시한 4-10g의 범위보다((Hamill et al., 1995; Valiant et al., 1987) 약간 적은 값을 보였다. 이들 충격 쇼크의 크기는 달리기 속도가 일정하더라도 가속도의 질량, 부착 방법, 가속도 디자인 등에 의해 변동하는 것으로 알려졌다. 따라서 선행 연구의 결과와의 차이는 가속도 크기에 영향을 미치는 요인들의 통제 차에서 야기된 것으로 보인다.

일반적으로 피부 장착 가속도계에서 얻은 가속도-시간 신호에서 피크는 충격 쇼크 파형 크기를 측정하기 위해 사용한다. 이들 피크의 지배적인 성분은 충격 쇼크 파형이지만, 이것들은 노이즈와 근 활동으로 인한 가속도 성분과 신체에 유연한 가속도 부착에서 오는 공진 신호를 포함하고 있기 때문에 충격 쇼크 파형의 시간 영역 분석은 정확성에서 제한된다. 따라서 충격 쇼크는 주파수 분석을 이용해 특장화하는 것이 이상적이라 할 수 있다. FFT 기법은 시간 영역 충격 쇼크 신호에 대한 가속도 신호의 주파수 내용을 분석하기 위해 수행하며, 이 쇼크 파형의 주파수 영역 분석은 보다 자세한 연구의 가능성과 인체 쇼크 전달을 계산하는데 활용된다. 달리기시 주파수 스펙트럼은 두 피크를 보인다. 하나는 저주파 능동적 피크로 4-8Hz 범위에 있으며 지지 시 신체의 움직임과 관련된다. 다른 하나는 12-20Hz 범위 내에 있는 수동적 피크로 충격 쇼크 파형이다(Shorten & Winslow, 1992). 이 충격 쇼크 파는 본 연구에서 남녀간 통계적으로 유의한 차이를 보였는데 이는 남성이 달리의 선호 속도가 여성보다 상대적으로 큰 결과로 보여 진다. 그러나 능동 피크는 남성보다 여성이 절대치에서 큰 값을 보였다. 이와 같은 현상은 상대적으로 남성이 여성보다 달리기 속도가 커 충격 쇼크를 크게 받는 것을 반증한다고 볼 수 있다.

머리와 경골사이의 충격 쇼크의 흡수는 임상학적으로 중요성을 가진다. 쇼크 파형은 하지의 조직을 가로질러 척추에서 두개골까지 위로 전달된다. 걷기와 달리기 시 이들 충격 특성은 몇몇 학자들에 의해 분석되어졌다(Clarke et al., 1985; Hamill et al., 1995; Shorten & Winslow, 1992; Valiant, 1989). 충격의 정적인 양상의 하나는 뼈의 재형성과 훈련 효과에 필요한 하지의 뼈에 부하를 제공하지만, 반복적인 충격과 쇼크 파형은 척추, 고관절, 슬관절의 퇴행성 질환에 관련된다(Simon et al., 1972; Radin et al., 1973). Milgrom(1989)은 뼈에 쇼크 부하의 증가는 후속 착지로 유도된 쇼크 부하를

효과적으로 흡수하고 분산하기 위한 근 섬유의 불안정성 때문에 스트레스 골절 위험을 증가시키는 결과라고 보고했다. 따라서 증가된 쇼크 파형과 충격 쇼크 분석은 하지의 병리 특성을 판단하는데 사용될 수 있다(Voloshin et al., 1985).

발 충들과 관련된 쇼크 파형은 신체를 통해 위로 움직이므로 이것은 능동적이고 수동적인 메카니즘에 의해 흡수된다. 본 연구에서 시간 함수에 대해 분석된 피크 가속도 파의 경골에서 입까지 흡수는 남녀간 차이는 없었지만 선행 연구에서 제시된 달리기와 걷기 시 가속도 피크 흡수 70-80% 사이에 남녀 모두 존재했다(Hamill et al., 1995; Valiant et al., 1987; Shorten & Winslow, 1992).

본 연구에서 남성의 경우 경골과 입 가속도 사이의 주파수 차는 파워에서 5Hz이하의 계인을 보였고, 그 이상의 주파수에서는 머리까지 감소되었으나, 여성의 경우 계인의 주파수는 남성보다 낮은 약 2Hz에서 보였으나 그 이상의 주파수는 남성과 같이 흡수되었다. 남성의 결과는 선행 연구 결과와 일치했다(Hamill et al., 1995; Shorten & Winslow, 1992). 또한 본 연구의 충격 쇼크 흡수를 실험하기 위해 사용된 전이 함수는 남녀 모두 10-20Hz의 충격파는 경골과 머리사이에서 흡수되었다. 남녀 모두 경골과 머리사이의 피크 가속도의 흡수 정도는 선행 연구와 일치했다(Hamill et al., 1995; Shorten & Winslow, 1992; Voloshin et al., 1985). 달리기 시 신체에 전달된 충격 쇼크를 머리까지 전달되기 전에 흡수되는 것은 안정된 시각 영역을 제공하고, 전정 기관의 흥분을 감소시키고, 안정된 중력을 허용하므로 이동 운동 수행을 원활하게 유지하는데 필요하다(Pozzo et al., 1990; Pozzo et al., 1991). 이런 이론적 배경에 기초해 해석할 때 본 연구에서 실험 디자인으로 사용된 선호 속도는 남녀 모두에게 충격 쇼크가 머리에는 영향을 미치지 않는 것으로 보인다. 다만, 충격 쇼크의 흡수 피크가 남성은 15Hz 주변에서 이루어 졌지만 여성의 경우는 고주파 쪽으로 크게 이동되었다.

충격 쇼크파의 흡수 분석에서 Wosk & Voloshin(1981)은 연령이 증가됨에 따라 충격 쇼크 흡수에서 주파수가 진보적으로 증가를 했다고 주장했으며, Voloshin et al(1985)은 행진 골절로부터 회복되는 환자를 대상으로 전환 함수에 대한 주요 피크 분석에서 환자들은 건강한 사람에 비해 적어도 10 Hz까지 고주파 영역으로 이동되었다고 보고했다. 본 연구 결과 충격 쇼크 흡수 피크가 여성이 남성에 비해 고주파 쪽으로 크게 이동 된 것은 여성 집단이 남성 집단에 비해 달리의 절대 속도가 느림에도 신체에 받는 쇼크 크기가 상대적으로 커 이에 반응하는 흡수를 증가시킨 것으로 보여 진다(Hamill et al., 1995; Shorten et al., 1992). 증가된 쇼크 주파수의 기전과 위치는 거의 알려지지 않았지만, 신체적으로 충격 쇼크 파는 척추와 다리 관절에서 관절 주위 조직과 연골에 의해 흡수되는 것으로 알려지고 있다(Chu et al., 1986). Chu et al(1986), Smeathers(1989), Voloshin & Wosk(1982)은 관절의 쇼크 흡수 역량을 살펴보기 위해 퇴행성 관절염 환자들을 대상으로 조사한 결과 이들 환자들은 쇼크 전달이 크다는 것을 발견했으며, Voloshin & Wosk(1982)은 허리 부위의 통증은 인간 근골격 계의 과부하와 근골격계의 쇼크-흡수 능력감소로 인한 결과라고 주장하였다.

James(1988)은 건강한 척추는 고주파 성분을 잘 흡수하는 반면에 강직성 척추염 환자는 그렇지 않다고 보고해 척추의 기능을 쇼크 흡수와 관련지었다. 이와 같이 충격 쇼크 흡수는 관절의 역할 뿐만 아니

라 구조적인 지면, 신발 중창의 힐 패드 즉 신발의 쿠션 작용은 쇼크 흡수에 역할을 하는 것으로 알려졌다(Frederick et al., 1984; Light et al., 1980; MacLellan & Vyvyan, 1981; Nigg et al., 1995). 뿐만 아니라 근은 쇼크를 흡수하는데 대단히 큰 잠재력을 갖는 것으로 알려졌다. 즉 활동적으로 충격 흡수의 양을 조절하기 위한 능력과 스트레스 시 변형을 위한 큰 역량을 가지고 있다. Paul et al(1978)은 근은 뒤꿈치 착지로 유도된 쇼크 가속도의 분산과 흡수에 주요한 역할을 하는 것으로 추정했으며, Milgrom(1989)은 근 조직의 손상으로 인한 쇼크 흡수 능력의 결핍은 대퇴골과 경골의 피로 골절의 유발을 증가시키는 것과 관련 있다고 보고했으며, 이로 인해 경골 조면에서 천골, 머리까지 증가된 쇼크 전달은 커진다고 주장 했다.

쇼크 전달은 또한 충격에 대한 운동학적 적응에 의해 영향 받을 수 있다고 알려졌다. 달리기 시 충격 쇼크를 감소시키는 운동학적 변화는 지면 접촉 시 무릎 굴곡 율과 증가된 크기, 각기 다른 발 접촉 패턴 이 포함된다(Frederick, 1986). Lafortune et al(1996)은 하지가 딱딱한 물체에 접촉할 때 무릎 각은 쇼크를 전달하는 신체 강성으로서 중요한 역할을 하며, 지지 국면 시 발목 관절에서 주로 발생한 에너지를 무릎 관절을 통하여 주로 흡수된다고 지적했다.

본 연구 결과 달리기 속도 차이에도 불구하고 여성들의 충격 흡수 피크 주파수가 큰 것은 선행 연구 결과에서 지적한 바와 같이 관절과 분절의 구조와 기능, 쇼크에 대한 근의 역할, 달리기 시 하지의 운동학적 형태의 성차에서 오는 현상으로 보여 진다.

남녀 간 관절과 분절의 구조와 기능 차는 여성은 남성에 비해 보다 큰 정적 외측 무릎 회전 정렬을 보이며(Yoshioka et al., 1989), 달리기 시 대퇴의 지나친 내측 회전(Tiberio,1987)이 이루어지는 것으로 보고하고 있다. 또한 달리기 시 여성은 허리 내측 회전이 보다 커져 큰 무릎 내전과 함께 큰 동적 Q각을 만들어 높은 슬개 대퇴 접촉력을 발생하고 있다고 보고하고 있다(Cowan et al., 1996; Mizuno et al., 2001). 또한 여성 집단은 남성에 비해 충격 국면 시 보다 큰 총 에너지 흡수가 나타난다고 알려졌다(Michael et al., 2003). 아마 이런 남녀간의 하지의 부 정렬과 운동 시 에너지의 흡수 차등이 충격 흡수 기전에 영향을 미친것으로 생각된다.

## V. 결론 및 제언

### 1. 결 론

본 연구는 정기적으로 조깅을 즐기는 하지에 특별한 상해와 통증이 없는 남성 20대와 여성 20대 각각 10명씩 총 20명의 대상자를 선정해 선호 달리기 시 지지 국면(support phase)에서 충격이 신체에 어떠한 영향을 미치는가를 살펴보았다. 남녀 집단을 비교하기 위해 충격력(impact force)과 충

격 쇼크(impact shock) 요인들을 분석했다. 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 시간 함수에서 얻은 평균 충격력 피크와 후족이 지면에 접촉하는 순간 경골의 감속을 나타내는 가속도 피크는 남녀간 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.
2. 주파수 함수에서 얻은 경골 가속도계에서 관찰된 충격 쇼크는 남성이 여성보다 컸으나( $p < 0.05$ ), 능동 피크 값, 입의 가속도계에서 관찰된 PSD값은 남녀간 차이를 보이지 않았다.
3. 시간 함수에서 분석된 가속도 피크를 이용해 계산된 입과 경골 사이의 흡수는 남녀간 차이는 없지만, 주파수 함수에서 분석된 충격 쇼크 파 흡수 피크는 여성이 고주파 쪽으로 이동했다.

이상을 종합하면 선호 달리기 시 남성과 여성 집단은 시간 함수에서 얻은 충격력 피크와 입 가속도계에서 얻은 PSD 값에서 유의한 차이를 보이지 않았지만, 경골에서 관찰된 충격 쇼크는 남성이 컸다. 또한 경골과 입사이의 충격 쇼크 흡수를 분석한 전이 함수에서 흡수 피크는 여성 집단이 오히려 고주파 쪽으로 이동되었다.

## 2. 제 언

본 연구는 달리기 시 신체에 미치는 충격 요인을 남녀간 비교 분석해 신체의 반응을 살펴 상해 발생 정도를 이론적 배경에 기초해 예측하고자 했다. 그렇지만 이 연구의 결과가 일반화되기 위해서는 좀 더 많은 연구 대상자가 필요하며, 실험 디자인도 달리기 속도뿐만 아니라 남녀의 신체적 특성을 고려한 향후 연구의 필요성을 시사하는 바이다.

## 참고문헌

- 류지선(2001). 달리기 시 수직 지면 반력과 경골 가속도 변인 분석. 한국체육대학교 부속 체육과학 연구논문집20(2),123-131.
- Aglietti, P., Insall, J.N., Cerulli, G. (1983). Patellar pain and incongruence. I: Measurements of incongruence. *Clin. Orthop.* 176, 217-224.
- Alexander, R., & Jayes, A.S. (1980). Fourier analysis of forces exerted in walking and running. *J. of Biomechanics*, 13, 383-390.
- Almeida, S.A., Trone, D.W., Leone, D.M., Shaffer, R.A., Patheal, S.L., Long, K. (1999). Gender

- differences in musculoskeletal injury rates: a function of symptom reporting? *Med. Sci. Sports Exerc.* 31, 1807-1812.
- Andriacchi, T.P., Ogle, J.A., & Galante, J.O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J. of Biomechanics*, 10, 261-268.
- Arendt, E., Dick, R. (1995).knee injury patterns among men and woman in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *Am. J. Sports Med.* 23, 694-701.
- Benas, D. (1984). *Special considerations in women's rehabilitation programs*. Imn: Hunter, L.Y., Funk, F.J. (Eds.), *Rehabilitation of the Injured Knee*. C.V. Mosby Company, Princeton, NJ, 393-405.
- Bobbert, M.F., H.C. Schamhardt, & B.M. Nigg. (1991). Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. *J. of Biomechanics*, 2, 1095-1105.
- Cavanagh ,P.R. & Lafortune, M.A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *J. of Biomechanics*, 13, 397- 406
- Cavanagh, P.R.,Valiant, G.A., & Misevich, K.W. (1984). Biological aspects of modeling shoe/foot interaction during running. In E. Frederick(Ed.), *Sport shoes and playing surfaces*. Champaign, IL: Human Kinetics, 24-46.
- Chao, E.Y., Laughman, R.K., Schneider, E., & Stauffer, R.N. (1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J. of Biomechanics*, 16, 219-233.
- Chu, M.L., Yazdani-Ardakani, S., Gradisar, I.A., & Askew, M.J. (1986). An in vivo simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. *J. of Biomechanics*, 19, 979-987.
- Clarke, T.E., Cooper, L.B., Clark, D.E., & Hamill, C.L. (1985). The effect of increased running speed upon peak shank deceleration during ground contact. *Biomechanics IX-B*(pp.101-105). Champaign,IL: Human Kinetics.
- Clement D.B., Taunton J.E., & Smart G.W. (1981). A survey of overuse running injuries. *Physical Sports Medicine* 9, 47-58.
- Colby, S. et al. (2000). electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. Implications for anterior cruciate ligment injury. *Am. J. Sports Med.* 28, 234-240.
- Collins, J., & Whittle, M.W. (1989). Impulsive forces during walking and their clinical implications, *Clinical Biomechanics* 4, 179-187.
- Cowan, D.N., Jones, B.H., Frykman, P.N., Polly Jr., D.W., Harman, E.A., Rosenstein, R.M., & Rosenstein, M.T. (1996). Lower limb morphology and risk overuse injury among male

- infantry trainees. *Med. Sci. Sports Exerc.* 28, 945-952.
- Cowling, E.J., & Steele, J.R. (2001). Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 11, 263-268.
- DeHaven, K. E., & Lintner, D.M., (1986). Athletic injuries: comparison by age, sport, and gender. *Am. J. Sports Med.* 14, 218-224.
- Detmer, D.E. (1986). Chronic shin splints classification and management of medial tibial stress syndrome. *Sport Medicine*, 3, 436-446.
- Elftman, H. (1939). The function of muscles in locomotion. *Am. J. Physiol.* 125, 357-366.
- Falsetti, H.L., Burke, E.R., Feld, R.D., Frederick, E.C., & Ratering, C. (1983). Hematological variations after endurance running with hard and soft-soled running shoes. *Physician and Sports Medicine*, 11(8), 118-127.
- Ferretti, A. et al. (1992). Knee ligament injuries in volleyball players. *Am. J. Sports Med.* 20, 203-207.
- Frederick, E.C. (1986). Kinematically mediated effects of sport shoe design: A review. *Journal of Sports Sciences*, 4, 169-184.
- Frederick, E.C., Hagy, J.L., & Mann, R.A. (1981). The prediction of the vertical impact force during running[Abstract]. *J. of Biomechanics*, 14, 498.
- Hamill, C.L., Clarke, T.E., Federick, E.C., Goodyear, L.J., & Howley, E.T. (1984). Effects of grade running on kinematics and impact force. *Med. Sci. Sports Exerc.* 16, 185.
- Hamill, J., Derrick, T., R., & Holt, K., G. (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, 14, 45-60.
- Horton, M.G., & Hall, T.L. (1989). Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measure. *Phys. Ther.* 69, 897-901.
- Hsu, R.W., Himeno, S., Coventry, M.B., & Chao, E.Y. (1990). Normal axis alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin. Orthop.* 255, 215-227.
- Huston, L.J. et al. (2001). Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump. *Am. J. Knee Surg.* 14, 215-219, discussion 219-220.
- James E. S. (1988). Measurement of transmissibility for the human spine during walking and running. *Ph. D. dissertation*. Rheumatism Research Unit, University of Leeds, Leeds LS2 9NZ, UK
- James, R., Dufek, J.S., & Bates B.T. (1992). Effects of fatigue on mechanical and muscular components of performance during drop landings. *Proceedings of NACOBII*: 553-554.



- Keller, T.S., Weisberger, A.M., Ray, J.L., Hasan, S.S., Shiavi, R.G., & Spengler, D.M., (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin. Biomech.* 11, 253-259.
- Kerrigan, D.C., Todd, M.K., & Croce, U. (1998). Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 77, 2-7.
- Kirkendall, D. T., Garrettt Jr., W.E. (2000). the anterior cruciate ligament enigma. Injury mechanisms and prevention. *Clin. Orthop.*(372), 64-68.
- Lafortune, M.A., & Hennig, E.M. (1988). Effects of velocity and uphill slope on tibial shock during running. In C.E. Cotton, M. Lamontagne, D.G.E. Robertson, & J.P. Stothart(Eds.), *Proceedings of the Fifth Biennial Conference and Human Locomotion Symposium of the Canadian Society of Biomechanics*(pp.94-95). Ottawa: University of Ottawa, Dep. of Kinanthropology.
- Lafortune M.A., & Hennig E. (1991). Contribution of angular motion and gravity to tibial acceleration. *Med. Sci. Sports Exerc.*23, 360-363.
- Lafortune, M. A., M. J. Lake., & E. M. Hennig. (1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *J. of Biomechanics*, 29, 1531-1537.
- Li, Y., Wang, W., Crompton, R.H., & Gunther, M.M. (2001). Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm-swing. *J. Exp. Biol.* 204, 47-58.
- Light, L.H., McLellan, G.E., & Klenerman, L. (1980). Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *J. of Biomechanics*, 13, 477-480.
- Livingston, L.A. (1998). The quadriceps angle: a review of the literature. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*28, 105-109.
- MacLellan, G.E., & Vyvyan, B. (1981). Management of pain beneath the heel and Achilles tendonitis with visco-elastic heel inserts. *British J. of Sports Medicine*, 15.
- Malinzak, R. A., Colby, S.M., Kirkendall, D.T., Yu, B., & Garrett, W.E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin. Biomech.* 16, 438-445.
- Mario A. Lafortune & Ewald M. Hennig. (1991). Contribution of angular motion and gravity to tibial acceleration. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23(3), 360-363.
- Messier, S.P., Davis, S.E., Curl, W.W., Lowery, R.B., & Pack, R.J. (1991). Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Med. Sci. Sports Exerc.*23, 1008-1015.

- Michael, J., Decker, Michael R. Torry, Douglas J. Wyland, William I. Sterett, J. Richard Steadman. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics* 18, 662-669.
- Milgrom C. (1989) The israeli elite infantry recruit: a model for understading the biomechanics of stress fractures J R Coll Surg Edinb34Suppl6:S18-S21.
- Miller, B.J., Pate, R.R., & Burgess, W. (1988). Foot impact force and intravascular hemolysis during distance running. *International Journal of Sports Medicine*, 9, 56-60.
- Nigg, B.M., Bahlsen, H.A., Luethi, S.M., & Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *J. of Biomechanics*, 20, 951-959.
- Nigg & Cole. (1995). Impact forces during heel-toe running. *J. of Biomechanics*, 11: 407-432.
- Milgrom, C., Giladi, M., Kashtan, H., Simkin, A., Chisin, R., Margulies, J., Steinberg, R., Aharonson, Z., & Stein, M. (1985). A prospective study of the effect of a shock-absorbing orthotic device on the incidence of stress fractures in military recruits. *Foot and Ankle*, 6, 101-104.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2000). Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. *Clinical Biomechanics* 15, 15-20.
- Mizuno, Y., Kumagai, M., Mattessich, S.M., Elias, J.J., Ramrattan, N., Cosgarea, A.J., & Chao, E.Y. (2001). Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J. Orthop. Res.* 19, 834-840.
- Nigg B.M., Cole G. K., & Bruggemann G.P. (1995). Impact forces during heel toe running. *J of Applied Biomechanics*, 11, 407-432.
- Paul I.L., Munro M.B, Abernethy, S.S.R, Radin E.L, & Rose R.M. (1978). Musculo-skeletal shock absorption: Relative contribution of bone and soft tissue at various frequencies. *J. of Biomechanics*, 11, 237-239.
- Radin, E.L., Orr, R.B., Kelman, J.L., Paul, I.L., & Rose, R.M. (1982). Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep. *J. of Biomechanics*, 15, 487-492.
- Radin, E.L., Paul, I.L., & Rose, R.M. (1972). Role of mechanical factors in pathogenesis of primary osteoarthritis. *Lancet*, 519-522.
- Shorten, M.R., & Winslow, D., S. (1992). Spectral analysis of impact shock during running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8, 288-304.
- Simon, S.R., Radin, E.L., & Paul, I.L. (1972). The response of joints to impact loadings, Part II: In vivo behavior of subchondral bone. *J. of Biomechanics*, 5, 267-272.

- Simoneau, G.G., Hoenig, K.J., Lepley, J.E., & Papanek, P.E. (1988). Influence of hip position and gender on active hip internal and external rotation. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 28, 158-164.
- Smeathers, J.E. (1989). Measurement of transmissibility for the human spine during walking and running. *clinical Biomechanics*, 4, 34-40.
- Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloydsmith, D.R., & Zumbo, B.D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br. J. Sports Med.* 36, 95-101.
- Tiberio, D. (1987). The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 9, 160-165.
- Valiant, G.A., McMahon, T.A., & Frederick, E.C. (1987). A new test to evaluate the cushioning properties of athletic shoes. In B.Jonsson(Ed.), *Biomechanics X-B(pp.937-941)*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Voloshin A.S., Burger C.P., Wosk J., & Arcan M. (1985). An in vivo Evaluation of the leg's shock absorbing capacity. In: B. Winter et al(Ed), *Biomechanics IX-B(112-116)*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Wojtys, E. M., Ashton-Miller, J. A., Huston, L. (2002). A gender related difference in the contribution of the knee musculature to sagittal plane shear stiffness in subjects with similar knee laxity. *J. Bone Joint Surg.* 84-A, 10-16.
- Woodland, L.H., Francis, R.S. (1992). Parameters and comparison of the quadriceps angle of colleged-aged men and woman in the supine and standing positions. *Am. J. Sports Med.* 20, 208-211.
- Wosk & Voloshin, A.S., J. (1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *J. of Biomechanics*, 15, 21-27.
- Yoshioka, Y., Siu, D.W., Scudamore, R.A., & Cooke, T.D. (1989). Tibial anatomy and functional axes. *J. Orthop. Res.* 7, 132-137.

투 고 일 : 2005. 02. 15

심 사 일 : 2005. 02. 23

심사완료일 : 2005. 02. 28