한국운동역학회지, 2005, 제15권 4호, pp. 117-129
Korean Journal of Sport Biomechanics
2005, Vol. 15, No. 4, pp. 117-129

내리막 달리기의 충격 쇼크와 신체 관절의 운동학적 특징

Impact shock and kinematic characteristics of the lower extremity's joint during downhill running

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

ABSTRACT

J. S. RYU, Impact shock and kinematic characteristics of the lower extremity's joint during downhill running, Vol. 15, No. 4, pp.117-129, 2005. The purpose of this study was to characterize the impact shock wave and its attenuation, and the kinematic response of the lower extremity's joints to the impact shock during downhill running in which the lower extremity's extensor acts dominantly. For this study, fifteen subjects(mean age:27.08±4.39; mass:76.30±6.60; height:177.25±4.11) were required to run on the 0% grade treadmill and downhill grades of 7%, and 15% in random at speed of their preference.

When the participant run, acceleration at the tibia and the sacrum and kinematic data of the lower extremity were collected for 20s so as to provide at least 5 strides for analysis at each grade. Peak impact accelerations were used to calculate shock attenuation between the tibia and sacrum in time domain at each grade.

Fast Fourier transformation(FFT) and power spectral density(PSD) techniques were used to analyze impact shock factors and its attenuation in the frequency domain. Joint coordinate system technique was used to compute angular displacement of the ankle and knee joint in three dimension. The conclusions were drawn as fellows:

1. Peak impact accelerations of the tibia and sacrum in downhill run were greater than that of 0% grade run, but no significant between conditions. Peak shock of PSD resembled also in pattern of peak impact acceleration. The wave of impact shock attenuation between the tibia and sacrum decreased with increasing grade, but didn't find a significant difference between grade conditions.
2. Adduction/abduction, flexion/extention, and internal/external rotation of the ankle and knee joints at support phase between grade conditions didn't make much difference.
3. At grade of 7% and 15%, there were relationship between the knee of the flexion/extension movement and peak impact acceleration during heel strike and found also it in the ankle of plantar/dorsiflexion at grade of 15%.

KEYWORDS: FAST FOURIER TRANSFORMATION, POWER SPECTRAL DENSITY, JOINT COORDINATE SYSTEM

이 논문은 2004년도 학술진흥재단의 지원에 의하여 연구되었음(KRF-2004-041-G00138).
* Jiseon@knsu.ac.kr

Ⅰ. 서 론

1. 연구의 필요성

달기는 단순한 운동임에도 심폐 지구력 개선, 근 강화, 신체 지방 감소 등과 같은 효과를 지니기 때문에 성별 연령에 관계없이 세계에 걸쳐 많은 사람들이 즐기는 운동 중에 하나이다. 그러나 달리기로 인한 근 골격 상해의 위험성은 여러 연구를 통해 입증되고 있다.

달리기 시 신체에 상해를 유발하는 것 중에 하나는 충격과 관련된다. 달리기 시 주자(走者)의 움직임은 발과 지면 사이의 반복적인 충격에 연루된다. 예를 들면 10km달리기 시 신체는 지면에 대략 6000번의 충격을 경험한다(Valiant, 1989). 이런 충격은 지면 반력(충격력)의 일시적인 피크와 하지의 빠른 감속(충격 쇼크), 신체를 통해 전달되는 처음 파형의 감속과 가속(충격 쇼크 파)에 의해 특징지어진다. 이들 충격의 긍정적인 양상은 뼈의 재형성과 훈련 효과에 필요한 부하를 제공하는 것이지만, 반복적인 충격에 의해 발생되는 부하들은 척추, 고관절, 슬 관절의 퇴행성 질환(Simon, Radin, & Paul, 1972)과 피로 골절(Milgrom et al.,1985), 종아리 피로 징후(Detmer, 1986), 연골 파열(Simon et al, 1972), 골절 염(Radin, Orr, Kelman, Paul, & Rose, 1982; Radin, Paul, & Rose, 1972), 허리 통증(Voloshin & Wosk, 1982) 등과 같은 과도 사용 상해 유발의 요인으로 알려지고 있다. 또한 반복적인 충격은 적혈 구 세포 비율 분해와 많은 중거리 선수들의 강한 상태를 압박하는데 관여한다고 보고 되고 있다(Falsetti, Burke, Feld, Frederick, & Ratering, 1983; Miller, Pate, & Burgess, 1988). 이와 같이 달리기 시 충격력의 작용 하에 하지 분절과 관절은 압력과 가속도 쇼크를 경험한다.

달리기 시 상해와 관련되는 다른 하나는 신체 분절의 움직임과 관련 있다. 일반적으로 달리기 시 발생되는 상해는 후족(後足) 운동과 아킬레스 건의 지나친 움직임으로 인해 후족 조절에 관련된 좌우 불안정성을 유발해 하지의 역학적 기능을 떨어뜨려 상해를 유발시킨다는 운동학적 이론(James, Bates, Osternig 1978; Bates & Haven, 1978)이다.

선행 연구에 의하면 상해를 입은 자들의 전형적인 회내 운동은 비상해 자보다 약2-4도 큰 것으로 알려지고 있으며(Hintermann & Nigg,1998), 주자의 56%는 지나친 회내에 따른 아킬레스건의 통증을 가지고 있고(Clement,Taunton, Smart,1984), 주자의 52%는 달리기 시 지나친 회내로 다양한 상해를 가진다고 보고 되고 있다(Bahlsen,1988). 달리기 시 전두면에서 지나친 후족 운동은 과도한 부하 상해의 주요 원인이라고 여겨지며(Gheluwe, Kopriva, and Madsen,1995), 이에 따른 내측 경골 스트레스 징후, 경골 후측 염, 아킬레스 건 염, 하지 스트레스 골절, 슬개골 불균형(disorder)과 같은(Hintermann et al.,1998) 상해의 발생 가능성을 예측할 수 있다. 커플링(coupling) 원리에 의하면 수평면에서 하퇴의 회전은 발 내반과 슬 굴곡은 필수적으로 경골의 내 회전을, 외반과 슬 신전은 경골의 외 회전을 일으킨다. 이것은 지지 국면 시 최대 회내와 최대 슬 굴곡은 동시에 일어나지 않고 하퇴를 통하여 충돌적인 회전이 발생되고, 발목 관절과 무릎 관절을 기능적으로 저항토록 해 상해를 걸리기 쉽게 만든다는 이론이다(Hintermann et al., 1998; Stefanyshyn, Stergiou, Lun, Meeuwisse, & Nigg, 1999). 따라서 운동으로 인한 하퇴의 회전각이 높은 자들은 슬 과부하로 인한 잠재적인 상해와 관련이 깊다 할 수 있다.

달리기 시 충격은 하지의 신전 운동이 지배적인 내리막 경사를 달릴 경우 평지 달리기 보다 더 부정적인 영향을 끼치는 것으로 보고 되고 있다. 내리막 달리기는 충격을 증가시킬(Hamill, Clarke, Frederick, Goodyear, & Howley, 1984) 뿐만 아니라 발목과 무릎의 신근에 대해 부적 일을 증가시킨다(Buczek & Cavanagh, 1990). 내리막 달리기에서 발이 지면을 착지할 때 질량 중심을 감속하기 위해 각 스트라이드(stride) 시 하지의 신근은 신전되면서 착지한다. 이 신전 근 수축은 역학적 스트레스 증가와 관련 있고(Iversen & Macmahon, 1992), 초 구조적인 근 손상과 관련 있는 것으로 알려지고 있다(Nurenber, Stray_ Gundersen, Fleckenstein, Gonyear, Pesshock, 1992).

근이 늘어나면 매우 높은 부하를 유지할 수 있는

높은 장력이 발생하지만 상대적으로 늘어나는 근은 상해의 위험에 더 노출되기 쉽다(Fridėn, Sjöström, & Ekblom, 1983). Katz(1939)은 근의 힘-속도 관계를 이용해 근의 수축 형태와 장력과의 역학적 관계를 설명했다. 근이 단축되면 힘은 약 4% Po/%Vmax (근 부하/최대 근속도)의 비율로 거의 선형적으로 낮은 속도 떨어진다는 것을 주장했다. 그래서 근이 5% Vmax에서 단축이 허용되면 근의 수축 장력은 약 20% Po까지 감소된다고 보고했다. 그러나 근이 길어지면 장력 관계는 약간 복잡한 현상을 보인다고 주장했다. 근이 단지 1% Vmax에서 길어지는 것은 50% Po까지 장력을 증가할 수 있다고 주장했다. 사실 속도가 0 주변에서 힘-속도 관계의 불연속은 동등한 단축 속도보다 신전에 대해 10배 빠르게 장력이 늘어난다고 보고했다. 이와 같은 현상은 단축과 신전의 불연속이 유지되는 장력에 대해 주변 근섬유 분절사이의 잠재적인 짝이 잘못이루어지는 결과로 알려지고 있다(Huxley, Peachey,1961). 근 섬유들은 힘-속도 관계와 길이-장력 사이의 상호 작용으로 인해 장력이 발생하지만 크기는 신전성 수축이 단축성 수축보다 크다. 그렇지만 신전성 수축은 더 손상을 받기 쉽다고 알려지고 있다(Friden et al,1983).

여러 연구자들은 반복적인 신전성 수축에 따른 근원섬유의 조직학적 변경을 관찰했다. Friden, Sjöström, & Ekblom(1981)은 내리막 경사 달리기 후 인간 가자미 근에서 근원섬유 Z밴드를 살펴본 결과 근원섬유 주변의 Z밴드는 기록되지 않았고 지그재그 현상이 나타나 파괴되었음을 확인했다. 또한 Z밴드의 수준에서 총 근원섬유 파괴뿐만 아니라 어떤 A밴드들은 근장 내에 기록되지 않은 것을 확인했다. 심지어 어떤 경우에는 두꺼운 필라멘트가 보이지 않았다 보고했다(Friden, 1984).

Armstrong, Ogilvie, & Schwane(1983)은 내리막 달리기 직 후 쥐에서 지근 신전근의 섬유는 선문양상의 파괴를 보였다고 보고했으며, Ogilvie, Armstrong, Baird, & Bottoms(1985)은 A밴드 파괴가 90%까지 이루어졌다는 것을 보고했다. Newham, McPhail, Mills, & Edwards(1983)은 신전적으로 수축하는 사두근으로부터 근 생검 결과 과도한 근섬유 분절 파괴가 일어났다고 보고했다.

이와 같이 신전 근 수축 활동은 근의 역학적 기전뿐만 아니라 생리학적 연구 결과 신체에 부정적으로 영향을 미쳐 상해를 유발할 잠재적인 가능성이 큰 것으로 알려지고 있다. 그러나 실제 운동과 관련해 신전성 운동 유형이 신체에 미치는 영향이 단축성 운동보다 상대적으로 크게 작용하는 원인을 찾는 운동 역학적 연구는 매우 미흡한 실정이다.

Hamill et al(1984)과 Dick & Cavanagh(1987)은 하지의 신전 근 수축 활동이 지배적인 내리막 달리기에 관한 역학적 연구에서 수직 충격력(vertical impact force) 피크는 평지 달리기보다 높다고 보고했으며, Hamill et al.(1984)은 일반적으로 발착지 패턴의 변화는 언덕 달리기 시 다리 쇼크를 감소시키는 원인이지만 내리막 달리기 시에는 쇼크를 증가시키는 것이라고 주장해 달리는 경사도에 따른 착지 유형을 통해 충격 쇼크를 분석했다.

이와 같이 신전 근 활동에 따른 충격력 관찰과 충격 쇼크에 대한 단편적인 연구가 이루어지고 있지만, 쇼크 가속도 신호의 주파수 분석을 통한 근조직의 쇼크 흡수 능력에 대한 연구는 평지 달리기에 비해 상대적으로 부족한 상태이다. 특히 충격에 대한 운동학적 반응에 대한 연구는 거의 이루어지지 않고 있다. 따라서 하지의 신근이 지배적으로 작용하는 내리막 달리기의 운동 역학적 특성을 이해하고 상해와의 관련성을 판단하고 예측하기 위해서는 이에 관한 연구의 필요성이 요구된다.

2. 연구의 목적

이 연구의 목적은 평지 달리기와 비교해 내리막 달리기를 역학적으로 특징화하는 것이다. 이를 위해 다음과 같은 3가지 구체적인 목적은 특별하게 관심을 갖는다.(a)경골과 천골의 쇼크 가속도 크기 관찰 (b)천골과 경골 사이의 충격 쇼크 흡수 특성 분석. (c) 하지 관절의 3차원 움직임 분석(d) 충격 쇼크 흡수와 하지 분절의 움직임과의 관계를 분석하는 것이다.

Ⅱ. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구에 참여한 대상자는 20-30대 성인 남자 15명이며(평균 신장:177.25±4.11, 체중:76.30±6.60,연령: 27.08±4.39), 모든 대상자들은 건강 상태가 양호하며 하지에 상해를 입은 경험이 없는 자들을 선정했다. 이들의 평균 달리기 속도는 10.1±1.1km/h.이다.

2. 실험절차

자료 수집에 앞서 모든 대상자의 선호 달리기(preferred) 속도를 측정했다. 각 대상자의 선호 달리기 속도는 트레드밀(treadmill)위에서 속도를 임의적으로 증가와 감소를 반복해 각 대상자가 가장 편하게 느끼는 달리기 속도를 선정했으며, 이를 3번 반복해 평균 속도로 정했다. 이렇게 정한 각 개인의 속도는 실제 실험 시 달리기 속도로 이용했다.

달리기는 트레드밀의 기울기가 없는 상태와 7도, 15도의 내리막 경사를 유지한 상태에서 무순으로 실시되었으며, 달리기 시 충격 쇼크 파의 자료를 수집하기 위해 각 대상자들은 두 개의 가벼운 중량(4.5g)을 가진 단축 가속도(Kistler PiezoBeam, type8634B50, Kistler, Winterthur, Switzerland)를 신체에 부착했다. 하나는 경골 조면에 다른 하나는 천골의 뼈가 돌출된 부위에 탄력 벨트로 단단히 고정했으며, 경골 가속도계는 경골 가속의 축 성분을 제공하기 위해 경골 축에 따라 정렬했으며, 천골에 부착한 가속도계는 척추를 향하도록 했다. 이들 가속도계들은 경골과 척추의 장축 방향에서 전달된 쇼크 가속을 획득하도록 했다. 이미 보고한바와 같이 이런 부착은 쇼크 가속의 크기를 신뢰 있게 측정하는데 적당한 것이다(Voloshin, Mizrahi, Verbitsky, Isakov, 1998; Verbitsky, Mizrahi, Voloshin, Treiger, Isakov, 1998). 가속도계에서 신호는 채널 당 1000Hz로 수집했으며, 약 20초 동안 시간에 대한 Heel strike 정보는 획득했다. 가능한 한 스텝 변형을 최소화하기 위해 자료가 획득될 때를 대상자가 알지 못하도록 하였으며, 실험 시 항상 예상되는 적절치 못한 자료는 3차원 영상 분석을 이용해 걸러내었다.

운동학적 자료는 트레드 밀에서 달리는 동안 6대의 고속 디지털 카메라(Qualisys ProReflex system)를 이용해 수집되었다. 전역 좌표계는 오른손 계를 이용했으며, 길이가 알려진 4개의 마커를 지닌 L자형의 프렘(frame)은 트레드 밀 후방의 한 점에 고정해 전역 좌표(room coordinate system)로 정의했다. 이때 상방 수직축을 +Z, 운동 방향 축을 +Y, +Y축에서 +Z축으로의 크로스를 좌우 방향 축인 +X축으로 취했다. 오른 쪽 직교 분절 좌표계는 한쪽의 대퇴, 하퇴, 발에 대해 전역 좌표축과 같은 방향으로 정의되었다.

하지는 3분절 강체 모델에 기초해 3개의 비공선상으로 구성된 반사 마커는 분절 중간 부분에 대퇴와 하퇴의 측면에 부착했으며, 발의 운동을 관찰하기 위해 반사 마커는 운동화의 캡, 5중족 관절 두, 외측과에 부착했다. 또한 발의 이지(toe off) 순간을 확인하기 위해 운동화 앞꿈치에 마커를 부착했다. 모든 대상자는 같은 유형의 운동화를 착용했다. 3가지 실험 조건에서 대상자들이 선호하는 달리기 속도로 트레이드 밀 위에서 달리는 동안 오른쪽 3차원 운동학적 자료를 얻기 위해 가속도계와 동기화(synchronization)된 대로 충격 쇼크 파 획득과 같이 20초 동안 촬영했다.

실제 달리기에 앞서 하지 분절에 대한 기준 방향을 설정하기(standing calibration) 위해 대상자들은 발의 장축을 전역 좌표의 전후 축에 정렬한 상태에서 3초 동안 서 있는 자세를 촬영했다. 실제 촬영에 앞서 모든 대상자는 달리기 속도에 적응하기 위해 일정 시간 연습 시간이 주어졌다.

3. 자료 분석

지지 국면의 가속도 신호는 FFT(fast fourier transform)를 이용해 주파수 분석이 이루어졌으며, Derrick, Hamill,& Caldwell (1998)에 의해 기술한 방법대로 PSD(power spectral density)를 계산했다. PSD 분석 결과 12-20Hz 범위내의 Frequency를 충격 쇼크의 피크로 이용되었다(Shorten and Winslow,1992). 가속도 신호로부터 노이즈를 제거하기 위해 Cut-off가 40Hz인

저역 통과 Butterworth 필터링 방법이 이용되었다.

시간 함수에서 피크 충격 가속도는 측정되었고, 이들 값은 각각의 경사도에서 지지 국면 시 경골과 천골 사이의 충격 흡수(T)를 알아보기 위해 사용되었다(Chu & Caldwell2004).

T=[1-(천골 피크/경골 피크)]*100

또한 주파수 함수에서 충격 쇼크 전달(충격 흡수)을 파악하기위해 다음 전환 함수를 이용했다.

$$TF=10\log(PSD_{12-20sacrum}/PSD_{12-20shank})$$

여기서 PSD_{sacrum}과 PSD_{shank}는 천골과 경골에 대한 PSD함수를 나타낸다.

계산한 모든 충격 쇼크 요인들은 대상자별로 5스트라이크를 선정했으며, 대상자별로 이를 평균해 활용했다.

하지 분절의 운동학적 자료를 얻기 위해 각 마커들에 대한 3차원 직교 좌표 값은 NLT(nonlinear transformation) 방법을 이용해 기록된 각 시간에 대해 계산했으며, 좌표 자료는 9Hz의 Cutoff frequency를 가진 4차 Butterworth 반복 필터를 이용해 저역 필터링을 이용했다. 이 때 Cutoff frequency는 Winter(1990)의 잔여 분석 기법을 이용해 결정했다. 그러나 스탠드 캘리브레션(standing calibration) 자료는 필터링하지 않고 평균값을 이용했다. 또한 필터링의 영향을 최소화하기 위해 분석하고자 하는 구간의 전후 5프레임이 포함(buffer)되었다.

최초 발의 지면 접촉과 이지에 관련된 프레임(frame)은 각각 뒤꿈치 마커의 수직 저크(jerk)와 발가락 마커의 수직 가속도에 기초해 결정했으며, 발목과 무릎 관절의 3차원 각 산출은 Areblad et al(1990)이 제시한 Joint coordinates system방법을 이용해 산출했다.

대상자 간 비교의 신뢰성을 위해 각 자료는 발이 지면에 접촉하는 순간을 0%로 이지 순간까지를 100%로 보고 선형적으로 보간 했다.

4. 통계 분석

본 연구에서 선정된 7도, 15도 경사 내리막 달리기와 평지 달리기의 역학적 특성을 비교 분석하고자 시간 함수에 대한 경골과 천골의 가속도 크기, 경골과 천골의 임팩트 쇼크를 대변하는 PSD 피크, 시간과 주파수 함수에서 임팩트 쇼크 흡수, Heel strike, Mid-stance, Toe-off 순간의 발목과 무릎 관절의 굴곡/신전, 외전/내전, 내측/외측 회전 평균 각 요인을 One-way ANOVA 반복 측정 방법을 이용 유의성 검정을 실시했으며, 이 때 통계적 유의수준은 5%로 설정했다. 또한 가속도 크기와 Heel strike 순간 관절각과의 상관관계를 알아보기 위해 피어슨 적률 상관계수를 이용했다.

Ⅲ. 연구 결과

전술한 방법에 의해 다음과 같은 결과를 얻었다. <표 1>은 충격 쇼크 변인에 대한 경사도별 평균과 표준 편차를 나타낸 것이며, <그림 1>은 경사도별 충격 쇼크의 흡수를 알아보기 위한 전환 함수를 나타내고 있다.

<표 2>는 지지 국면 시 Heel strike, Mid-stance, Toe-off 순간 무릎 관절과 발목 관절의 경사도별 평균과 표준 편차를 나타낸 것이며, <그림 2-7>은 지지국면 시 경사도별 무릎 관절과 발목 관절의 평균 그래프를 나타낸 것이다.

이들에 의하면, 착지 순간 경골에 부과된 가속도 피크 크기는 평지에서 평균5.2g, 경사도 7도에서 6.1g, 15도에서 7.1g를 보였다. 내리막 경사도가 증가됨에 따라 피크 크기는 증가하지만 개인간의 편차로 통계적 유의성은 없었다.

천골에서 관찰된 가속도 역시 평지의 평균1.1g보다 내리막 경사의 두 조건에서 공히 평균 1.5g로 증가했지만 유의차는 없었다. 지지 국면에서 얻은 경골의 가속도 크기를 주파수 분석을 통해 PSD를 관찰한 결과 충격 쇼크 크기를 대변하는 12-20Hz사이의 피크 크기에 대한 평균은 평지에서 $0.0215g^2/Hz$, 7도에서 $0.0331g^2/Hz$, 15도에서 $0.0424g^2/Hz$로 경사도에 따라 증가를 보였으나 대상간의 편차로 통계적으로 유의한 검정은 확인되지 않았다. 천골 또한 이 값에서 크기는 작지만 경사도에 따른 증가 양상과 통계적 유의차가 없었다.

표 1. 경사도에 따른 충격 쇼크 변인에 대한 평균(표준편차)

변인	0	7	15	p
경골의 가속도 피크(g)	5.2(1.3)	6.1(1.6)	7.1(0.9)	0.19
천골의 가속도 피크(g)	1.1(0.1)	1.5(0.7)	1.5(0.6)	0.13
경골의 충격 피크(g^2 /Hz)	0.0215(0.0088)	0.0331(0.0197)	0.0424(0.0162)	0.38
천골의 충격 피크(g^2 /Hz)	0.0027(0.0013)	0.0028(0.0006	0.0055(0.0036)	0.49
시간에 대한 충격 흡수(%)	77.1(5.2)	75.3(3.2)	77.2(3.5)	0.21
주파수에 대한 충격 흡수$_{12-20Hz}$(dB)	-12.60(3.7)	-11.17(4.6)	-11.13(4.9)	0.08

경골과 천골사이에서 충격 쇼크의 흡수율을 분석한 결과 시간 영역에서 얻은 가속도 크기는 경사도에 관계없이 세조건 75-77% 범위 내 비슷한 값을 보였다. 따라서 유의성 검정 결과의 수준은 통계적 유의수준을 벗어났다. 주파수 분석에서 살펴본 충격 피크의 흡수는 0도에서 -12.6dB, 7도에서 -11.17dB, 15도에서 -11.13dB로 감소되었으나 통계적 유의차가 나타나지 않았다.

달리기 시 내리막 경사도에 따른 무릎 관절과 발목 관절의 움직임을 3차원으로 분석한 결과를 기술하면 <표 2>와 같다. Heel strike시 발목 관절의 내외전 각은 전 조건에서 평균적으로 약간의 외전을 보였으나, 뚜렷한 차이점은 보이지 않았다.

Mid-stance의 경우 경사도에 따른 일정한 특징을 찾아볼 수 없지만, Toe-off 시 평균적으로 내전되어 경사도에 따라 증가를 보였으나 개인간의 편차로 인해 유의한 차이는 확인 할 수 없었다.

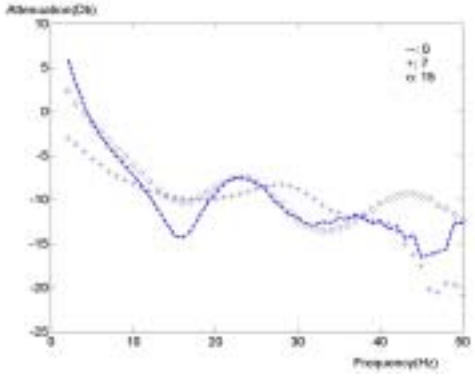

그림 1. 경골과 천골사이의 충격 피크 흡수.

발목의 저측 굴곡과 배측 굴곡을 살펴보면, Heel strike 순간 평지와 7도에서 각각 2.5와 4.3도의 저측 굴곡을 보였지만, 15도에서는 1.6도의 저측 굴곡을 보였다. 그렇지만 대상자간 저측과 배측 굴곡간의 분포 폭이 커 통계적인 유의차가 나타나지 않았다.

Mid-stance의 경우 조건 15도의 경사가 저측으로 19도의 굴곡을 보여 나머지 두조건보다 훨씬 컸지만 상대적으로 개인간의 편차가 컸다. Toe-off의 경우 역시 세조건 대상자간 편차로 인해 통계적으로 유의한 결과를 보이지 않았지만, 경사도의 증가에 따라 저측으로 발목의 굴곡이 크게 증가하는 양상을 보였다.

발목의 내외측 회전은 Heel strike와 Mid-stance 모두 크기의 차가 적어 통계적으로 확연하게 나타나지 않지만 평지의 조건이 내측 회전을 보였으나 내리막 두조건의 경우는 외전을 보여 대조적인 양상을 나타내었다. 그러나 Toe-off의 경우는 대상자간 큰 편차는 있지만 모든 조건에서 외측 회전을 보였다.

무릎 관절의 움직임을 살펴보면, Heel strike 순간 모든 조건에서 아주 적은 외전으로 착지했고, Mid-stance 순간에는 내리막 경사도가 높은 15도의 조건은 평균 0.6도의 내전을 보였으나, 나머지 두 조건은 평균적으로 외전을 보였다. Toe-off 순간에는 조건 간 내외전의 특징이 없고, 편차가 크게 보였다. 달리기 시 무릎 관절의 굴신 운동은 통계적으로 의미가 없이 세조건 간 비슷한 양상을 보였다. 무릎 운동의 내외측 회전은 평지 조건에서는 지지 국면에 걸쳐 모두 내측 회전을 보인 반면 7도에서 외측 회전을 보였고, 15도에서는 Heel strike 순간에는 내측 회전을 Mid-stance와 Toe-off 순간에서는 외측 회전을 보였다. 그러나 전체적으로 대상자간 편차로 인해 통계적 유의 수준은 나타나지 않았다.

표 2. 경사도에 따른 Heel strike, mid-stance, Toe-off 순간 관절의 평균(표준편차) 각

변인	0			7			15			p		
	HS	MD	TO	HS	MD	TO	HS	MD	TO	HS	MD	TO
발목												
내전/외전	/0.4(4.5)	0.8(3.5)/	0.8(3.4)/	/1.6(2.4)	/0.3(5.4)	1.9(3.7)/	/1.2(5.0)	2.0(4.9)/	2.9(3.9)/	0.70	0.21	0.10
굴곡/신전	/2.5(12.6)	/4.4(14.1)	/6.0(13.1)	/4.3(2.6)	/6.1(5.0)	/10.7(13.0)	1.6(11.3)/	/19.0(6.9)	/19.9(7.3)	0.11	0.98	0.10
내/외측회전	1.4(4.0)/	7.5(3.4)/	/1.1(9.8)	/6.1(4.4)	/1.5(5.2)	/0.1(2.8)	/6.5(5.5)	/2.6(2.6)	/4.2(5.2)	0.75	0.96	0.40
무릎												
내전/외전	/1.4(3.3)	/1.9(2.5)	/2.8(4.3)	/3.5(1.2)	/1.2(1.6)	0.1(1.0)/	/1.1(2.7)	0.6(4.3)/	/0.6(10.0)	0.50	0.25	0.23
굴곡/신전	27.0(10.0)/	26.0(14.0)/	55.0(16.0)/	19.0(7.0)/	21.0(1.0)/	58.0(5.0)/	2.5.0(9.0)/	24.0(7.0)/	55.0(12.0)/	0.18	0.67	0.90
내/외측회전	0.7(9.5)/	2.8(9.9)/	1.5(11.2)/	/0.5(2.5)	/5.1(6.)	/5.6(5.6)	1.9(4.2)/	/7.0(1.6)	/11.5(1.3)	0.23	0.50	0.77

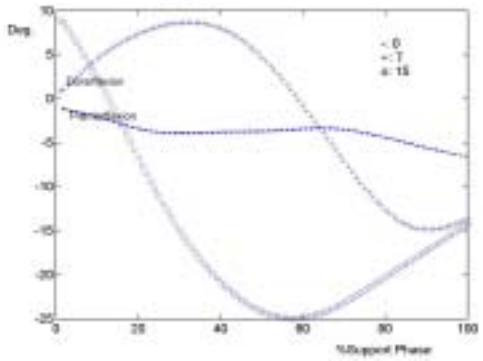

그림 2. 발목 굴·신.

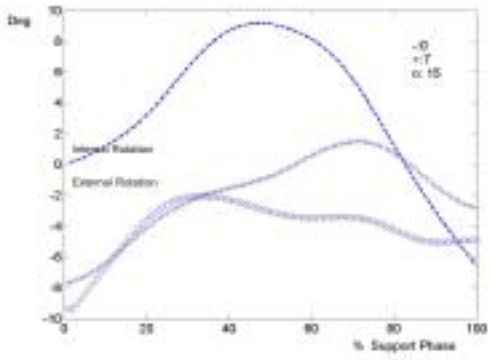

그림 4. 발목 내·외측 회전.

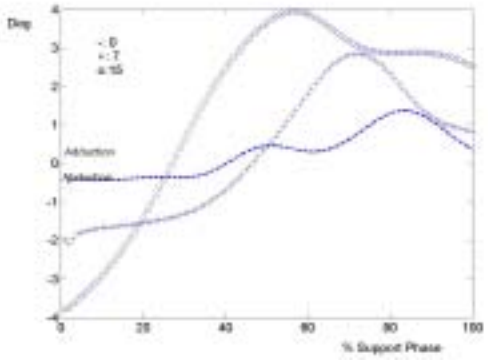

그림 3. 발목 내·외전.

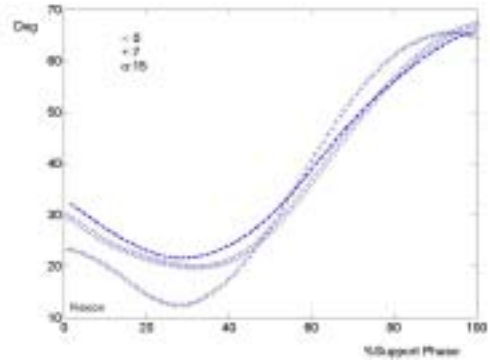

그림 5. 무릎 굴·신.

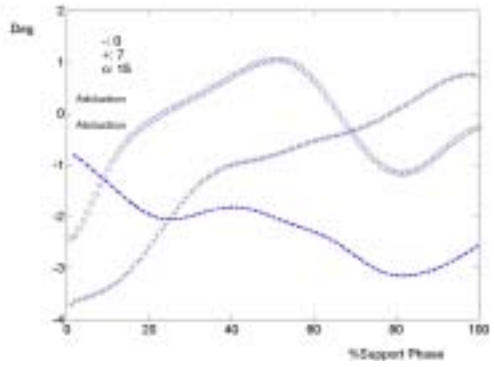

그림 6. 무릎 내.외전.

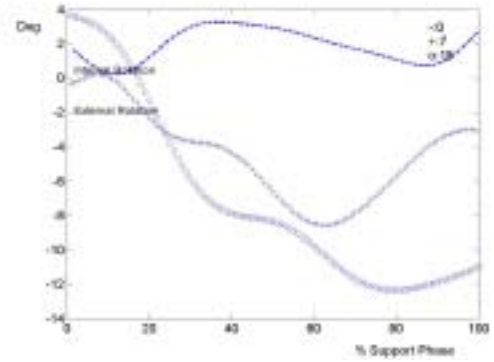

그림 7. 무릎 내.외측 회전.

달리기 시 관절의 움직임이 충격 쇼크에 관여하는지를 알아보기 위해 Heel strike 순간 관절의 움직임 각과 시간 함수에서 얻은 경골의 가속도 크기와의 상관관계 분석해 <표 3>에 나타냈다.

이에 의하면, 발목 관절의 내외전 움직임과 내외측 회전은 충격 쇼크와 상관이 없었지만 발목의 저측 굴곡은 내리막 경사 15도에서 충격 쇼크 크기와의 상관 계수가 r=-0.77로 통계적으로 유의하게 관여하는 것이 확인되었다.

즉 충격 쇼크가 크면 클수록 발목 관절의 저측 굴곡은 크게 작용했다. 나머지 두조건에서도 같은 작용을 보였지만 통계적으로 유의한 상관관계가 나타나지 않았다. 마찬 가지로 무릎 관절의 내외전과 내외측 회전은 충격 쇼크 크기와 관련이 없었으나, 무릎의 굴곡 각이 크면 클수록 즉 무릎의 상대각 크기가 작으면 작을수록 경골의 가속도 크기가 큰 것으로 나타났다.

특히 내리막 경사도 7도에서는 상관 계수가 r=-0.60, 15도에서는 r=-0.68로 경사도가 크면 클수록 충격 쇼크에 대항한 무릎 관절의 굴곡 각이 크게 작용해 통계적으로 유의한 상관관계가 나타났다.

Ⅳ. 고 찰

본 연구는 역학적 스트레스 증가와 관련 있고 (Iversen & Macmahon, 1992), 신전성 근 수축으로 인한 근 손상과 관련 있다고 보고 되고 있는(Nurenber et al,1992) 내리막 달리기 지면 경사의 변화에 따른 충격 쇼크와 충격 쇼크 흡수가 어떻게 변화하는가를 살펴보았으며, 또한 하지의 관절이 운동학적으로 어떻게 변하며 이들의 3차원 각 변인과 충격 쇼크 흡수와의 관계를 살펴보았다. 즉 경사 달리기 시 Heel strike로 발생되는

표 3. 달리는 경사도에 따른 Heel strike 순간 관절의 움직임각과 경골의 가속도 크기와의 상관 계수(p값)

변인	0	7	15
발목			
내외전	0.04(0.91)	-0.23(0.47)	-0.02(0.94)
굴신전	-0.21(0.47)	-0.26(0.39)	-0.77(0.00)
내회측회전	-0.50(0.09)	0.20(0.51)	0.51(0.08)
무릎			
내외전	0.52(0.08)	-0.18(0.57)	0.01(0.97)
굴신전	-0.17(0.58)	-0.60(0.03)	-0.68(0.01)
내회측회전	0.11(0.72)	-0.18(0.55)	0.24(0.43)

쇼크 파형의 특성과 이로 인한 하지의 움직임의 특성을 알아보고자 했다.

본 연구 결과 통계적인 유의차는 확인되지 않았지만 신전근이 작용하는 내리막 달리기 운동 시 내리막의 경사도가 증가하면 할수록 경골과 천골의 가속도 크기가 증가했으며, 이로 인해 주파수 분석을 통해 관찰한 충격 쇼크 피크 값도 증가하는 특징을 보였다. 아마 이와 같은 현상은 내리막 달리기가 평지 달리기보다 충격 시 수직 속도의 크기가 큰 결과로 인한 것 같다(Hamill et al., 1984). Hamill et al.(1984)은 피크 경골 충격 가속도는 6%의 오르막 경사에서 9%의 내리막 경사까지 7.6g에서 13.1g까지 증가했다고 보고했으며, 0에서 9% 내리막 경사도 까지 경골 가속도는 30% 증가했다고 주장했다. 이들 연구는 달리는 속도, 경사도 등 실험 조건과 실험에 사용된 가속도 계 등의 차이로 본 연구에서 제시된 크기와 증가율보다 컸지만 내리막 경사가 크면 경골 가속도는 증가 한다는 변화 양상은 동일했다. 또한 Chu & Caldwell(2004)는 머리 피크 가속도는 0%에서 1.77g, 12%에서 2.62g.을 제시했다. 역시 본 연구와 측정된 가속도와 경사도, 달리는 속도는 다르지만 경골을 지나 신체로 이동하는 가속도의 크기는 감소되고, 이의 절대치는 평지 달리기보다 내리막 경사 달리기의 조건이 크다는 본 연구 결과와 일치한다할 수 있다.

Milgrom(1989)은 뼈에 쇼크 부하의 증가는 Heel strike로 유도된 쇼크 부하를 효과적으로 흡수하고 분산하기 위한 근 섬유의 불안정성 때문에 스트레스 골절 위험을 증가시키는 결과라고 주장했다. 즉 경골에서 천골까지 쇼크 파 전달을 흡수하고 분산하기위한 하지 근 섬유의 불안정성으로 근 손상을 유발한다고 제기했다.

반복적이고 격렬한 신근 활동의 결과 내리막 달리기에서 피로 증가 없이 경골 조면에서 천골까지 증가된 쇼크 전달로 인해 Heel strike로 유도된 쇼크 가속도 분산과 흡수를 위한 근의 능력이 떨어지는 것으로 알려졌다. 본 연구에서 경골에서 천골까지 충격 쇼크 파의 흡수를 살펴본바와 같이 시간 함수에서 관찰한 결과는 평지와 경사도 달리기 간에 별다른 차이를 보이지 않았다. PSD값을 토대로 분석한 충격 쇼크 파는 비록 통계적 차이점은 확인되지 않았으나, 경사도가 클수록 감소되는 현상을 보였다.

이와 같은 결과는 4.17m/s 속도에서 경사도가 가파름에 따라 -14.8db에서 -12.8db로 감소했다는 Chu et al.(2004)의 연구 결과와 비슷했다. 또한 Mizrahi, Verbitsky, & Isakov(2000)의 연구에 의하면 경골과 천골 사이의 흡수를 나타내는 TF(transfer function)는 9Hz 주변에서 주요 피크를 나타냈고, 이 피크는 평지 달리기에서 증가했다고 주장했다. 이로 인해 경골과 천골 사이의 흡수는 증대했으나, 내리막 달리기에서는 반대의 현상이 보였다는 주장과 본 연구의 결과와는 비슷한 양상을 보였다. 이와 같이 내리막 경사 달리기가 평지 달리기에 비해 충격 흡수가 감소된 것은 경사도와 관련된 높은 부하에 대한 적절한 관절 움직임과 같은 보상의 다양한 전략에 자유롭게 적응한 결과로 추측되며(Chu et al, 2004), 다른 한 추측은 본 연구에서 선정된 낮은 달리기 속도로 인해 경사도에 불구하고 뚜렷한 차이를 보이지 않은 것이 아닌 가 예상할 수 있다. Shorten et al.(1992)은 자신이 선택한 페이스에서 빠른 달리기 속도가 충격 흡수의 증가가 컸다고 보고했으며, Derrick et al.(1998)은 스트라이드 길이의 증가에 따라 충격 흡수는 크게 증가했다고 보고했다. 이와 같이 충격 흡수는 달리는 속도, 스트라이드 길이 등에 따라 영향을 받는 것으로 알려졌다.

신전성 수축은 근이 힘을 발휘할 때 근이 늘어나는 것이고 그래서 부적 일을 유도한다. 즉 신전성 근 수축은 단축성 근 수축보다 활동적인 근의 단위 면적당 보다 큰 장력을 발휘한다. 선행 연구에서 신전성 운동은 근 통증 뿐 만아니라 근 손상을 발생시킬 수 있다고 보고했다(Balnave, & Thompson 1993; Friden et al., 1983). 이 신전성 운동의 크기를 관찰하는 일환으로 신체 관절이나 분절의 운동학적 특성을 분석하고 있다. 본 연구의 결과에서 확인된 바와 같이 내리막 경사는 평지 달리기에 비해 발목 관절과 무릎 관절의 3차원 움직임 변화의 폭이 컸으나, 뚜렷한 차이는 확인되지 않았다. Buczek & Cavanagh(1987)의 연구에 의하면 착지 시 무릎 굴곡 각은 평지 달리기보다 내리막 달리기에서 작았다고 주장했다. 즉 착지 순간 내리막 달리기는 평지 달리기보다 무릎이 더 신전되었다고 보고했다. 본 연구에서는 무릎 관절의 굴신에 대한 평지와 내리막 달리기 경사도 간에 뚜렷한 차이는 확인되지 않았다.

쇼크 흡수의 정도는 신체의 전 역학적 강성과 관련된다. 그동안 충격 쇼크 흡수와 신체의 운동학적 관계 정도를 분석한 선행 연구는 거의 무릎 관절에 치중했다. 무릎의 굴곡은 지면 접촉 시 신체의 충격 일부를 흡수하는 것으로 생각되고(Sutherland et al., 1994), 또한 완충하는 굴곡 역할과 관련된다고 보고 되고 있다(Milliron & Cavanagh, 1990). McMahon et al.(1987)은 무릎을 굽힌 상태에서 달린 경우 실질적인 수직 강성이 감소되었고, 발에서 머리까지 역학적 쇼크는 감소한다고 주장했다. 또한 Lafortune, Hennig, & Lake(1996)은 착지에 대한 무릎 굴곡 각의 증가는 인간 진자 운동으로 머리까지 쇼크 전달을 감소시킨다고 보고했다. 이와 같은 선행 연구에서 주장한 충격 쇼크 흡수에 대한 무릎의 역할은 본 연구의 내리막 달리기에서 뚜렷이 나타났다. 그러나 선행 연구에서는 조사되지 않았지만 본 연구에서 경사도가 크면 클수록 충격 흡수에 대한 발목의 굴신 운동의 역할이 크다는 것이 확인되었다.

Ⅳ. 결론 및 제언

1. 결론

이 연구의 목적은 하지 신근이 지배적으로 작용하는 활동에서 발생하는 충격 쇼크 파형을 흡수하는 인간 근골격 계의 능력과 충격 쇼크에 반응하는 하지의 운동학적 변화의 특성에 영향을 미치는 내리막 경사 달리기의 영향을 분석하고자 했다. 이를 위해 남자 20-30대 연령 15명을 선정해 내리막 달리기 시 지지 국면에서 충격 쇼크의 특징과 발목과 무릎 관절의 3차원 움직임을 분석했으며, 관절의 움직임과 충격 쇼크와의 관계를 살펴보았다. 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 7도, 15도 내리막 달리기는 평지 달리기보다 경골과 천골의 가속도 크기가 컸으나, 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 또한 주파수 분석을 통해 살펴본 충격 쇼크 피크도 내리막 경사도가 크면 클수록 큰 값을 보였으나 통계적으로 유의한 차이는 확인되지 않았다.

   경골에서 천골에 이르는 충격 쇼크의 흡수 차는 경사도에 따라 주파수가 감소되었지만 역시 통계적 유의 수준 범위는 벗어났다.
2. 지지 국면에서 7도, 15도내리막 달리기는 평지 달리기보다 발목 관절과 무릎 관절의 내외전, 굴신, 내외측 회전 움직임의 범위가 평균적으로 컸으나, 대상자간 심한 편차로 인해 통계적 차이는 보이지 않았다.
3. 발목과 무릎 관절의 굴신 운동은 내리막 경사도가 크면 클수록 충격 쇼크에 크게 작용하는 것으로 확인되었다.

이상을 정리하면, 내리막 경사 7도와 15도 달리기는 평지 달리기보다 시간과 주파수 함수에서 충격 쇼크의 크기가 컸고 무릎과 발목 관절의 움직임 범위에서 큰 값을 보였으나 통계적으로 유의하지는 않았다. 한편 발목과 무릎의 굴신 움직임은 경사도가 클수록 충격 쇼크에 크게 관련되는 것으로 확인되었다.

2. 제언

이 연구는 내리막 달리기 시 신체에 미치는 충격 요인과 하지 관절의 움직임을 분석해 신체의 반응을 살펴 상해 가능성을 진단하고자 했다. 그렇지만 이 연구의 결과에서 확인된바와 같이 대상자간의 산출된 요인들의 편차로 인해 통계적으로 유의한 수준을 확보 하지 못했다.

따라서 향후 이와 유사한 연구를 수행하기 위해서는 좀 더 많은 연구 대상자를 확보해 결과의 일반화에 관심을 가질 필요성을 강조하는 바이다.

참 고 문 헌

류지선(2004). 오래 달리기로 인한 피로가 하지 분절 Coupling 운동의 Variability에 미치는 영향, 한국체육학회지43(3), 803-811.

류지선, Hamill, J. (2003). *운동역학 실험*, 대한 미디어.99-104.

Areblad, M., Nigg,B.M., Ekstrand, J., Olsson, K.O., Ekstrom, H.(1990). Three dimensional mea-

surement of rear motion during running. *Journal of Biomechanics, 23,933-940.*

Armstrong, R.B., Ogilvie R.W., & Schwane J. A. (1983). Eccentric exercise-induced injury to rat skeletal muscle. *J. Appl. Physiol*. 54: 90-93.

Bahlsen, A. (1988). The etiology of running injuries; a longitudinal, prospective study, Ph.D. thesis, University of Calgary, Calgary.

Balnave C.D & Thompson M.W. (1993). Effect of training on eccentric exercise-induced muscle damage. J. Appl. Physiol. 75: 5445-551.

Bates, B.T & Haven, B.H. (1973). Effects of fatigue on mechanical characteristics of highly skilled female runners. *In.Biomechanics IV*, Nelson & Morehouse(Eds.): 121-125.

Buczek, F.L & Cavanagh P.R. (1987). Knee joint action in level and down running. Medicine and Science in Sports and Exercise 19: S12.

Buczek, F.L & Cavanagh, P.R. (1990). Stance phase knee and ankle kinematics and kinetics during level and downhill running.*Med. Sci. Sports Exerc*. 22: 669-677.

Chu, J.J & Caldwell, G.E. (2004). Stiffness and damping response associated with shock attenuation in downhill running. Journal of Applied Biomechanics 20, 291-308.

Clement, D.B., Taunton, J.E & Smart, G.W. (1984). *Achilles tendinitis and peritendinitis: etiology and treatment.*

Detmer, D.E. (1986). Chronic shin splints classification and management of medial tibial stress syndrome. *Sports Medicine*, 3: 436-446.

Derrick T.R., Hamill J., Caldwell G.E. (1998). Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30: 128-35.

Dick R.W., Cavanagh P.R. (1987).A comparison of ground reaction forces(GRF) during level and downhill running at similar speeds (Abstract). *Med. Sci. Sports Exerc* 19: S12.

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.

Friden, J. (1984). Change in human skeletal muscle induced by long term eccentric exercise. *Cell Tissue Res*. 236: 365-372.

Friden, J., J. seger, and B. Ekblom. (1988). Sublethal muscle fibre injuries after high-tension anaerobic exercise. *Eur. J. Appl. Physiol*. 57: 360:368.

Friden, J., M. Sjostrom, and B. Ekblom. (1981). A morphological study of delayed muscle soreness. *Experientia* 37: 506-507.

Friden, J., M. Sjostrom, and B. Ekblom. (1983). Myofibrillar damage following intense eccentric exercise in man. *Int. J. Sports Med* .4: 170-176.

Gheluwe, B.V., Kopriva,N., Madsen, C. (1995). Rearfoot motion in running prior to volitional exhaustion. *Proceedings of ISB* 1995: 958-959.

Hamill, C.L., Clarke, T.E., Frederick, E.C., Goodyear, L., J., & Howley, E.T. (1984). Effects of grade running on kinematics and impact force. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16: 185.

Hintermann, B., Nigg, B.M. (1998). Pronation in runner -implications for injuries-.Sports Medicine 26(3): 169-176.

Huxley, A.F., and L.D. Peachey. (1961). The maximum length for contraction in

vertebrate striated muscle. *J. Physiol*. 156: 150-165.

Iversen J.R. & Macmahon, T.A. (1992). Running on an incline. *J. Biomech. Eng*. 114: 435-41.

James, S., Bates, B., Osternig, L. (1978). Injuries in runners. *American J. of Sports Medicine*6 :40-50.

Katz, B. (1939). The relation between force and speed in muscular contraction. *J. Physiol.* 96: 45-64.

Lafortune, M.A., M.J. Lake, and E.M. Hennig. (1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *J. Biomech. 29, 1523-1537.*

Lafortune, M.A., Hennig, E.M., Lake, M.J. (1996). Dominant role of interface over knee angle for cushioning impact loading and regulating initial leg stiffness. J. of Biomechanics 29, 1523-1529.

McCully, K.K. and J.A. Faulkner. (1985). injury to skeletal muscle fibers of mice following lengthening contractions. *J. Appl. Physiol*.59: 119-126.

McMahon, T.A., Valiant,G.A. and Frederick, E.C. (1987). Groucho running. J. Appl. Physiol. 62, 2326-2337.

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.

Milgrom C. (1989) The israeli elite infantry recruit: a model for understading the biomechanics of stress fractures J R Coll Surg Edinb34Suppl6: S18-S21

Milgrom, C., Finestone, A., Shlamkovitz, N., Wosk J., Laor A., Voloshine A. and Eldad A. (1992). Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation. *Clin. orthop. Rel. Res.* 281: 189-192.

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.

Mizrahi J., Verbitsky O., Isakov E. (2000). Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. *Clinical Biomechanics 15:* 15-20.

Newham, D.J., G. McPhail, K. R. Mills, and R. H. T. Edwards. (1983). Ultrastructural changes after concentric and eccentric contractions of human muscle. *J. Neurol. Sci*. 61: 109-122.

Nurenber C.J., Stray_Gundersen J, Fleckenstein J.L., Gonyear WJ., Pesshock R.M. (1992). MR Imaging-guided muscle biopsy for correlation of increased signal intensity with ultrastructural change and delayed-onset muscle soreness after exercise. *Radiology* 184: 865-9.

Ogilvie, R. W., R. B. Armstrong, K. E.Baird, and C. L. Bottoms. (1985). Lesions in the rat soleus muscle following eccentrically biased exercise. *Am. J. Anat*. 182: 335-346.

Oleg Verbitsky, Joseph Mizrahi, Arkady Voloshin, July Treiger, and Eli Isakov(1998).Shock Transmission and fatigue in human running. *J. of Applied Biomechanics* 14: 300-311.

Radin EL. (1986). Role of muscles in protecting athletes from injury. Acta Med Scand Suppl711; 143-7.

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, March). *Role of mechanical factors in pathogenesis of primary osteoarthritis*. Lancet, 519-522.

Shorten, M.,R., and Winslow, D., S. (1992). Spectral analysis of impact shock during running. *International Journal of Sport Biomechanics,8,* 288-304.

Simon S., Radin E.L., and Paul I.L. (1972). The response of joints to impact loading-II: In-vivo behavior of sub-chondral bone. *J. Biomech*. 5: 267-272.

Stefanyshyn, D.J., Stergiou, P.,Lun, V.M.Y., Meeuwisse, W.H., Nigg, B.M. (1999). Knee joint moments and patellofemoral pain syndrome in runners partI: A case control study: part II: A prospective cohort study. *'99 ISB footwear conference'*.

Sutherland, D.H., Kaufman,K. R. & Moitoza, J.R. (1994). *Kinematics of normal human walking*. In Human Walking, 23-44. Williams and Wilkins, Baltimore.

Valiant G.A. (1989). *Transmission and attenuation of heel strike accelerations.In: The Biomechanics of Distance Running*. P. R. Cavanagh (Ed.), Champaign,IL: Human Kinetics: 225-247.

Verbitsky O., Mizrahi J., Voloshin A., Treiger J., Isakov E. (1998). Shock transmission and fatigue in human running. *J. Appl Biomech.* 14: 301-311.

Voloshin A. Mizrahi J., Verbitsky O., Isakov E. (1998). Dynamic loading on the human musculoskeletal system-effect of fatigue. *Clinical Biomech*. 13: 515-520.

Voloshin, A.S., & Wosk, J. (1982). An in-vivo study on low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *J. of Biomechanics* 15: 21-27.

Winter, D.A., Patla, A.E., Frank, J.S., Walt, S.E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys. Ther. 70,* 340-347.

투 고 일 : 10월 30일
심 사 일 : 11월 20일
심사완료일 : 12월 07일