



평지와 내리막 달리기 시 하지 관절의 운동학적 분석과 하지 근육의 근 활성화도에 관한 연구

The Kinematic Analysis of the Lower Limbs Joint and the Study of Muscle Activity for the Lower Limbs Muscle During the Level and Downhill Running

문곤성 · 최지영* (연세대학교)

Moon, Gon-Sung · Choi, Ji-Young* (Yonsei University)

ABSTRACT

G. S. MOON, J. Y. CHOI, The Kinematic Analysis of the Lower Limbs Joint and the Study of Muscle Activity for the Lower Limbs Muscle During the Level and Downhill Running, Korean Journal of Sports Biomechanics, 2006, Vol. 16, No. 2, pp. 9-19, 2006. The purpose of this study was to analyze the kinematic variables of the lower limbs joints and the muscle activity for lower limbs during the level and downhill running. The subjects were 6 males of twenties and required to run on the level and downhill which was -7% grade treadmill at 8.3km/h. The running performances were filmed by high speed video camera and EMG signal was gained by ME3000P8 Measurement Unit. Rectus femoris(RF), Vastus lateralis(VL), Gluteus medius(GLU), Biceps femoris(BF), gastrocnemius medial head(GM), gastrocnemius lateral head(GL), Soleus(SO), Tibialis anterior(TA) were selected. The result of this study were as follows:

1. Ankle, knee, hip joint in downhill running showed less movement than the level running but, no significant difference.
2. VL and BF during the support phase in downhill running showed much muscle activity than the level running but RF showed the opposite result.
3. GM, GL, SO and TA during the supports phase in downhill running showed less muscle activity than the level running.

KEY WORD: KINEMATICS, DOWNHILL RUNNING, MUSCLE ACTIVITY

I. 서론

1. 연구의 목적

현대인들의 건강 유지와 다이어트에 대한 관심이 높아짐에 따라 많은 유산소 운동들이 성행하고 있는데, 이중에서도 달리기는 시간과 장소의 제약 없이 쉽게 접할 수 있으며, 근력 향상, 심폐 지구력 개선, 체중 감소 등에 탁월한 효과를 지니고 있어서 성별과 연령에 관계 없이 많은 사람들이 즐기는 운동 중에 하나이다. 그러나 달리기는 발이 지면과 반복적으로 충돌함으로써 근골격 상해의 위험성이 내재되어 있는데, 반복적인 충격은 관절과 연골에 작용하여 통증을 유발시켜 상해에 이르게 하는 요인으로 알려져 있다(Collins & Whittle, 1989).

충격은 충격력(impact peak force)과 충격 가속도 쇼크(impact acceleration shock)로 구분되어 질 수 있는데, 수직 지면 반력(vertical reaction force)에서는 충격 피크(impact peak)와 능동적 피크(active peak)의 두 성분으로 나뉘며, 수평 지면 반력(horizontal reaction force)은 제동력(braking peak force)과 추진력(propulsive peak force)의 두 성분으로 구분된다. 3m/s의 달리기에서 착지 시 충격 피크는 체중의 약 1.6배, 능동적 피크는 이지(toe-off) 전에 체중의 약 2.5배가 나타나며, 제동력은 체중의 약 -0.3배, 추진력은 체중의 0.3배가 나타난다고 보고되었다(Cavanagh & Lafortune, 1980; Munro, Miller & Fuglevand, 1987).

신체 이동 시 발이 지면에 접촉하게 되면 하지는 빠르게 감속하는데 이를 충격 가속도 쇼크(impact acceleration shock)라 하며, 중력 가속도 9.81m/s²을 1g로 표현한다. 지면에 대한 발의 충격 가속도 쇼크는 보행 시 가속도계의 부착 위치에 따라 차이는 있지만 0.7-2g, 달리기 시 4-8g 로 알려 졌다(류지선, 2005; 이진복, 2002; Light, McLellan & Klenerman, 1980).

달리기 시 충격은 하지의 신전운동이 지배적인 내리막 달리기에서 평지 달리기 보다 더 부정적인 영향을 끼치는 것으로 보고되고 있다. Dick과 Cavanagh(1987)는 평지와 내리막 경사 달리기 시 수직 충격력에 관한

연구에서 수직 충격력이 평지 보다 5%의 내리막 달리기에서 14%, 수평 제동력은 거의 200% 증가하였다고 밝히고 있으나, 능동적 피크는 거의 변화가 없는 것으로 보고 하였다. 또한, Jinger와 Rodger(2005)는 내리막 경사와 오르막 경사 달리기 시 지면 반력에 관한 연구에서 9%의 내리막 경사 달리기 시 충격력(impact peak force)이 평지 달리기와 비교하여 54%, 수평 제동력은 73% 증가하였으나, 능동적 피크는 거의 유사한 것으로 보고하였다.

충격 가속도 쇼크와 관련하여 Hamill, Clarke, Frederick, Goodyear & Howley (1984)는 경골의 충격 가속도 쇼크의 피크는 6%의 오르막 경사에서 9%의 내리막 경사까지 7.6g에서 13.1g까지 증가했다고 보고했으며, 0에서 9% 내리막 경사도까지 경골의 가속도는 30% 증가했다고 주장하였다. 류지선(2005)은 내리막 달리기 시 충격 가속도 쇼크와 관련된 연구에서 착지 순간 경골에 부과된 가속도 쇼크는 평지에서 5.2g, 7도에서 6.1g, 15도에서 7.1g로 나타나 경사가 증가하면 할수록 가속도 크기가 증가하였으며, 천골에 부과된 가속도는 역시 경사가 증가할수록 가속도 쇼크가 큰 것으로 보고하였다.

달리기 시 이러한 충격력과 충격 가속도 쇼크에 대한 연구는 인체의 충격 흡수와 매우 깊은 관련이 있으며, 충격으로 인한 통증 및 상해에 기본 자료를 제시하기 위함이다. 충격 흡수는 관절의 역할, 구조적인 지면 상태, 신발의 구조와 기능 등에 좌우되는 것으로 보고된다(Frederick, Clarke, & Hamill, 1984). 그밖에 충격의 흡수는 운동학적 적응에 의해 영향 받을 수 있다고 알려져 있다. 달리기 시 충격 쇼크를 효율적으로 감소시키기 위한 운동학적 변화는 지면 접촉 시 무릎 관절의 굴곡율과 증가된 크기, 다른 발의 지면 접촉에 대한 패턴이 포함된다(Frederick, 1986). Lafortune, Lake & Hennig(1996)은 하지가 딱딱한 물체에 접촉할 때 무릎 각도는 충격 쇼크를 전달하는 신체 강체로서 중요한 역할을 하며, 지지국면 시 발목 관절에서 주로 발생한 에너지를 무릎 관절을 통하여 주로 흡수된다고 지적하였다.

이와 더불어 우리 인체의 근육은 충격을 흡수하는데 대단히 큰 잠재력을 갖는 것으로 알려져 있다. 근육은 활동적인 충격 흡수의 양을 조절하기 위한 능력과 스트레스 시 변형을 위한 큰 역량을 가지고 있다. Paul,

Munro, Abernethy Radin & Rose(1978)는 근육이 뒤꿈치 착지로 유도된 가속도 쇼크의 분산과 흡수에 중요한 역할을 하는 것으로 추정하였으며, Milgrom(1989)은 근육 조직의 손상으로 인한 충격 쇼크 흡수 능력의 결핍은 대퇴골과 경골의 피로 골절의 유발을 증가시키는 것과 관련 있다고 보고하였다.

일반적으로 내리막 달리는 평지 달리기와 비교하여 에너지 효율성이 상대적으로 높은 것으로 보고 (Bymes, Clarkson, White, Hsieh, Frykman & Maughan, 1985; Lidfeldt, Noakes & Dennis, 1992)됨에도 불구하고 일반적인 수축 형태와 비교하여 더 많은 근육 손상을 유도하고 있기 때문에 이심성 수축에 따른 근육의 근수축 기전과 국부적 피로에 대한 진전 및 회복 등에 대한 연구가 필요함을 제안하고 있다.

내리막 달리기와 같은 반복적인 이심성 수축 (eccentric contraction)의 운동 형태는 무릎 굴곡과 신전, 신체 질량에 의한 충격 흡수가 평지 달리기와 비교하여 증가한다(Oumpu, 1991)고 보고되었으며, 이로 인해 하지에 전달되는 체중의 중심점이 무릎 관절의 뒷부분에 위치하게 됨으로서 과도한 부하가 신전근에 부가되어 피로의 발생 가능성이 큰 것으로 보고되었다 (Harries, Willias, Stanish & Micheli, 1998). 그러므로 평지와 내리막 달리기 시 경사의 변화가 하지 관절의 각도에 어떠한 영향을 미치는지 고찰할 필요가 있다. 또한, 평지와 내리막 달리기 시 근 수축 발현을 위한 근 섬유의 동원과 근 섬유에 대한 상해와의 관련성을 판단하고 예측할 수 있도록 하지 근육의 근수축 기전과 근 활성화도변화에 대한 연구가 필요하겠다.

본 연구는 목적은 평지와 내리막 경사 달리기 시 하지 관절의 운동학적 변인, 하지 근육의 근 수축 기전과 근활성도의 변화를 살펴보는 것이다.

II. 연구 방법

1. 대상자

본 연구의 연구 대상자는 대 20대 남자 6명을 대상으로 하였으며, 대상자 모두 최근 1년 간 하지에 상해

를 입은 경력이 없는 사람으로 선정하였다. 대상자의 평균 신장은 $176.78 \pm 4.97\text{cm}$, 체중은 $68.19 \pm 4.84\text{kg}$ 이었다.

2. 실험 방법 및 절차

본 연구의 실험은 분석에 필요한 양질의 근전도 신호를 수집하는데 있어 환경적 인 영향을 최소화하기 위하여 K대학교 실내 체조장에서 실시되었다. 대상자들은 사전에 연구에 대한 정보를 받았으며, 실험 전에 연구를 위한 신체 측정을 받았다. 앞의 절차가 끝난 대상자는 검은 색 스판덱스 반바지만을 착용하였으며, 각 인체 해부학적 경계점에 반사용 마커(light emitted diode)를 부착하였다. 근전도 신호를 수집 할 근육에 전극을 부착하였으며 근육의 근 활성화도와 상해예방을 위해 10분정도의 준비운동 시간을 가졌다.

실험은 8.3km/h의 속도로 평지 달리기 3분간, 3회를 달린 후에 충분한 휴식을 취하였으며, -7% 경사의 내리막 달리기를 동일한 방법으로 시행하였다.

영상자료의 수집을 위해 디지털 6mm 비디오 카메라((GR-DVL9500, JVC, Japan)를 트레드밀상의 시상면 (sagittal plane)에 설치하였으며, 카메라 속도는 60frame/sec, 노출 시간은 1/500sec로 설정하였다. 본 연구에서는 평지와 내리막 달리기 시 하지근(lower limb muscle)들의 근활성도 변화를 살펴보기 위하여 대퇴직근(rectus femoris), 외측 광근(vastus lateralis), 대둔근(gluteus medius), 대퇴이두근(biceps femoris), 내비복근(gastrocnemius medial), 외비복근(gastrocnemius lateral), 가자미근(soleus), 전경골근(tibialis anterior)을 선정하였다.

실험 결과에 영향을 줄 수 있는 기술적인 오류를 최소화하기 위하여 피험자의 전극 부착 부위를 자연스러운 상태를 유지하게 하였으며 근전도 검사 기구인 Megawin사에서 제공하는 소프트웨어를 모니터링하면서 근육의 기시점(origin)과 저지점(insertion)의 중간 부위에서 1/3되는 지점에 표면전극을 (surface electrode) 부착하였다. 부착 전 검사 결과에 영향을 미칠 수 있는 피부 표면의 이물질 제거를 위해 면도기와 사포 그리고 알코올을 이용하여 피부 표면을 깨끗이 소독한 후 전극을 부착하였다.

근 활성화 측정을 위해 사용된 전극은 Ag-Ag/Ci의 표면전극을 사용하였으며, 각 전극 사이의 거리는 2 cm를 유지하였다. 각 하지 근육의 표면 전극 부착 위치는 다음과 같다.

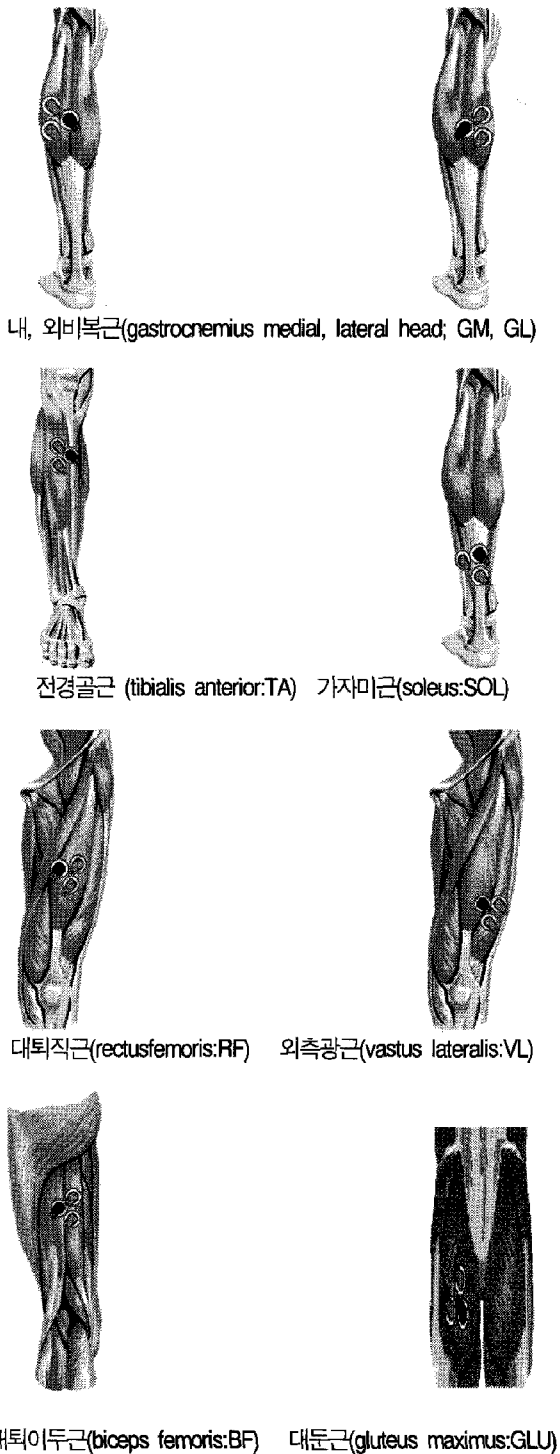


그림 1. 각 근육의 표면 전극 부착 위치

근전도 신호의 주파수 범위(band width)는 20~500Hz 사이로 설정하였고, 소음 제거율(common mode rejection ratio)을 110dB 이상으로 설정하였다. 증폭된 아날로그 근전도 신호는 아날로그-디지털 변환기(12 bit analogue to digital converter)에 의하여 디지털 신호로 변환시켜 1000 Hz의 비율로 샘플링되었다.

달리기 시 각 근육의 전기적 신호는 근육에 부착된 표면 전극을 통하여 preamplifier cable에 의해 증폭되고, ME 3000 P8 Measurement Unit이 전기적 신호를 획득하며, 획득된 신호는Optical interface(OPTO-RS/NP TWIN)를 통해 Serial Adapter card를 거쳐 개인용 컴퓨터에 저장되었다. 대상자들의 달리기에 대한 근전도 자료들의 동조화를 위해 6mm 디지털 비디오카메라(GR-DVL9500, JVC, Japan)를 설치하여 평지와 내리막 달리기 동작을 촬영하였다. 촬영된 영상은 Marvel Connector Box를 거쳐 Matrox Marvel G200 Display Adapter를 통해 컴퓨터에 저장되었으며, 영상 자료와 근전도 자료와의 동조를 위해 특수 제작된 후레시(flash light)를 이용하여 후레시가 터지는 순간 컴퓨터 화면상에 근전도 신호의 시작점을 나타내는 마커(marker)를 표시하도록 하였다.

평지와 내리막 달리기 시 각 근육들의 근 활성화도 변화를 알아보기 위하여 한 쪽 다리의 뒤꿈치 접지(heel contact)에서 다음 뒤꿈치 접지 전까지를 한 구간(cycle)으로 설정하였으며, 지지구간(stance phase)과 공중구간(swing phase)으로 나누어 달리기 시 전체 한 구간과 지지구간 그리고 공중구간에서의 하지 근육들에 대한 평균적분근전도(averaged integrated electromyography : IEMG)값을 구하였다.

근전도는 근육의 근 수축 시 근 활성화도를 측정하는데 주로 사용된다. Raw EMG의 적분값은 Zero이며, 절대값을 구하기 위하여 Raw signal의 전파정류(Full-wave rectify)가 필요하다. 이는 수식(1)과 같이 나타낼 수 있다.

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

IEMG(Integrated EMG)는 근전도의 파형을 전파정류 한 후 각 근육이 근수축한 시간 동안의 적분값을 나

타낸 것이다. 평균 적분 근전도의 수학적 산출방식은 수식(2)과 같다. 근전도 신호를 표준화하는 방법으로는 특정 동작의 근수축을 기준 수축(Reference Voluntary Contraction: RVC)으로 삼아 이를 기준으로 표준화하는 %RVC 방법(Cram 등, 1998) 사용하였다. 각 대상자들의 달리기 시 평지 달리기의 각 동작 구간에 대한 IEMG값을 기준으로 RVC를 설정하였으며, 내리막 달리기 시 동작 구간에 대한 개개의 근육에서 구한 IEMG값을 RVC-IEMG값과 비교하여 %RVC로 동작 구간에 대한 각 근육의 근전도 신호를 표준화하였다.

$$\text{Averaged IEMG} = \int_0^t \frac{|EMG(t)| dt}{1024 * t} \quad \cdot \cdot (2)$$

3. 자료 및 통계처리

본 연구의 실험 결과는 LabView 6i(Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) graphical programming과 Excel 2000 프로그램을 이용하여 필요한 자료 및 그래프를 산출하였다. 또한, SPSS 11.0 for Windows 통계 Package를 사용하여 측정 항목 중 평지 달리기와 내리막 달리기 시 각 관절의 각도 변인에 대해 두 조건 간의 차이점을 살펴보기 위하여 t-검증을 실시하였으며, 유의 수준은 p=0.05로 설정하였다.

III. 결과 및 논의

본 연구는 평지 달리기와 내리막 달리기 시 하지 관절의 각도 변인에 대하여 평균값과 표준편차를 제시하였으며, 두 조건의 각도 변인 차이를 알아보기 위하여 t-검정을 실시하였다. 또한, 평지와 내리막 달리기 시 하지 근육의 근 활성화도 변화를 알아보기 위하여 평지 달리기를 기준(RVC)으로 표준화하여 달리기 시 지지구간(support phase), 공중구간(swing phase), 전체 구간(one cycle)의 내리막 달리기를 %RVC로 나타내어 각 근육의 근 활성화도를 기술하였다.

1. 평지와 내리막 달리기 시 각 관절의 각도

표 1. 발목 관절의 각도(도)

구분	접지	지지 구간 최대배굴각	이지	공중 구간 최대저굴각
평지 달리기	126.65±4.32	103.17±3.45	143.52±6.55	146.19±3.54
내리막 달리기	127.11±5.21	105.29±2.77	131.05±3.48	135.61±5.02
p	0.70	0.52	0.10	0.12

<표 1>은 평지와 내리막 달리기 시 발목 관절의 각도 변화를 나타낸 것이다. 접지(heel contact) 시 발목 관절은 내리막 달리기에서 평지와 비교하여 약간 배측 굴곡(dorsi flexion)된 상태로 지면과 접촉되는 것으로 나타났으며, 이지(toe-off) 시에는 내리막에서 평지보다 약 12도 정도 더 저측굴곡(plantar flexion)된 상태로 이 지하는 것으로 나타났다. 발목 관절의 지지구간 최대 배측 굴곡각(maximum dorsi flexion angle)은 내리막 달리기에서 평지 보다 약 2도 정도 더 큰 것으로 나타났으며, 공중 구간 최대 저측 굴곡각(maximum plantar flexion angle)은 평지에서 내리막보다 약 11도 더 큰 것 나타났다. 그러나 동작 구간 중 중요 시점에서의 발목 각도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 류지선(2005)의 내리막 달리기의 충격 쇼크와 신체 관절의 운동학적 특징에 관한 연구에서 경사도에 따른 발목 관절의 배측, 저측 굴곡각도와 무릎의 굴곡, 신전각도가 미세한 차이가 있었으나 통계적으로 일치하지 않는 것으로 밝히고 있는데 이러한 결과는 본 연구와 일치하는 것이다.

표 2. 무릎 관절의 각도(도)

구분	접지	지지 구간 최대굴곡각	이지	공중 구간 최대굴곡각
평지 달리기	165.25±3.46	136.99±7.20	158.93±4.65	99.85±8.45
내리막 달리기	171.99±6.59	136.30±2.98	158.30±4.25	95.82±6.77
p	0.42	0.25	0.71	0.83

<표 2>는 평지와 내리막 달리기 시 무릎 관절의 각도 변화를 나타낸 것이다. 접지(heel contact) 시 무릎 관절은 내리막 달리기에서 평지와 비교하여 약 6도 신전(extension)된 상태로 지면과 접촉되는 것으로 나타났으며, 이지(toe-off) 시에는 평지와 내리막에서 거의 같은 각도를 유지하며 이지는 것으로 나타났다. 무릎 관절의 지지구간 최대 굴곡각(maximum flexion angle)은 평지와 내리막 달리기에서 거의 유사하게 나타났으며, 공중 구간 최대 굴곡각은 평지에서 내리막보다 약 4도 더 신전된 상태를 유지하는 것으로 나타났다. 그러나 동작 구간 중 중요 시점에서의 무릎 각도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. Buczek & Cavanagh(1987)는 착지 시 평지 달리기보다 내리막 달리기에서 무릎 관절이 더 신전되었다고 보고 하였다. 이러한 결과는 본 연구에서의 착지 시와 일치하는 것이며, 류지선(2005)의 연구 결과와도 일치하는 것이다.

<표 3>은 평지와 내리막 달리기 시 엉덩 관절의 각도 변화를 나타낸 것이다. 접지(heel contact) 시 엉덩 관절은 내리막 달리기에서 평지와 비교하여 약 4도 정도 신전된 상태를 유지하며 지면과 접촉되는 것으로 나타났으며, 이지(toe-off) 시에는 평지에서 내리막 보다 약 6도 정도 더 신전된 상태로 이지는 것으로 나타났다. 엉덩 관절의 지지구간 최대 굴곡각(maximum flexion angle)은 내리막 달리기에서 평지 보다 약 3도 정도 더 신전된 것으로 나타났으며, 공중 구간 최대 신전각(maximum extension angle)은 평지에서 내리막보다 약 13도 더 신전된 상태를 유지하는 것으로 나타났다. 그러나 동작 구간 중 중요 시점에서의 엉덩 관절 각도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

표 3. 엉덩 관절의 각도(도)

구분	접지	지지 구간 최대굴곡각	이지	공중 구간 최대신전각
평지 달리기	157.61±5.44	147.30±7.12	178.33±6.65	189.05±3.48
내리막 달리기	161.99±6.44	150.02±9.44	172.47±7.56	176.90±5.77
p	0.54	0.16	0.35	0.10

지면과 접촉하여 이지 전까지의 엉덩 관절의 각도는 내리막 달리기에서 더 큰 것으로 나타나 상체를 뒤로 약간 제쳐 엉덩 관절을 평지 달리기 보다 더 신전시킨 것임을 알 수 있다. 그러나 지지구간의 최대 굴곡각 시점을 지나 공중구간에서는 엉덩 관절의 각도가 더 작은 것으로 나타났는데, 이것은 내리막 경사도만큼 상체를 앞으로 약간 숙인 것임을 알 수 있다. 이러한 결과는 내리막 달리기 시 하지에 전달되는 체중의 중심점이 무릎 관절의 뒷부분에 위치한다는 연구와(Harries, Willias, Stanish & Micheli, 1998) 일치한다고 하겠다.

2 하지 관절의 운동과 하지 근육들의 근 활성화도 변화

<그림 2>는 하지 관절의 운동과 하지 근육들의 근활성 변화를 나타내고 있다. 내리막 달리기 시 발목 관절은 이지 시점 전부터 평지달리기보다 배측 굴곡된 것을 볼 수 있는데, 이것은 같은 시점에서 전경골근의 근수축이 활발하게 나타나는 것과 일치하는 것이다.

무릎 관절은 전 구간을 통해 평지와 내리막 달리기에서 거의 같은 상태를 유지하는 것으로 나타났다. 내리막 달리기의 이지 시점 전부터 엉덩 관절은 평지 달리기 보다 굴곡된 것으로 나타났는데 경사면에 대하여 상체를 앞으로 숙인 상태를 반영한다고 하겠다.

대퇴 직근, 외측 광근, 대둔근은 지지 구간의 초기부터 중간정도까지 근수축이 활발한 것을 볼 수 있는데, 이것은 지면에 착지하여 지지구간 동안의 충격을 흡수하기 위한 것으로 지지 국면 시 발목 관절에서 주로 발생한 에너지를 무릎 관절을 통하여 흡수된다는 Lafortune, Lake & Hennig(1996) 의 연구결과와 연관된다고 하겠다. 대퇴 이두근은 내리막 달리기에서 지지구간의 중간지점에서 이지 전에 많은 근수축 활성을 보이고 있는데, 이것은 하지의 근육들이 지지구간 중간 지점까지 충격 흡수를 위한 역할을 수행하였다면, 중간 지점이후는 신체를 앞으로 이동시키기 위한 추진력을 확보하기 위한 것으로 생각된다. 전경골근의 근수축 발현은 지지구간에서 지면과의 충돌에 의한 충격 흡수와 발목 관절을 저축 굴곡 시켜 신체이동을 위한 추진력을 얻기 위한 것이며, 공중구간에서는 발목 관절을 배측 굴곡 시키기 위한 역할을 반영한다고 하겠다. 외비복

근, 내비복근, 가자미근의 근수축 활성화는 지지구간에서 발목 관절의 충격 흡수와 신체를 이동을 위한 추진력을 얻기 위한 역할을 수행하는 것으로 사료된다.

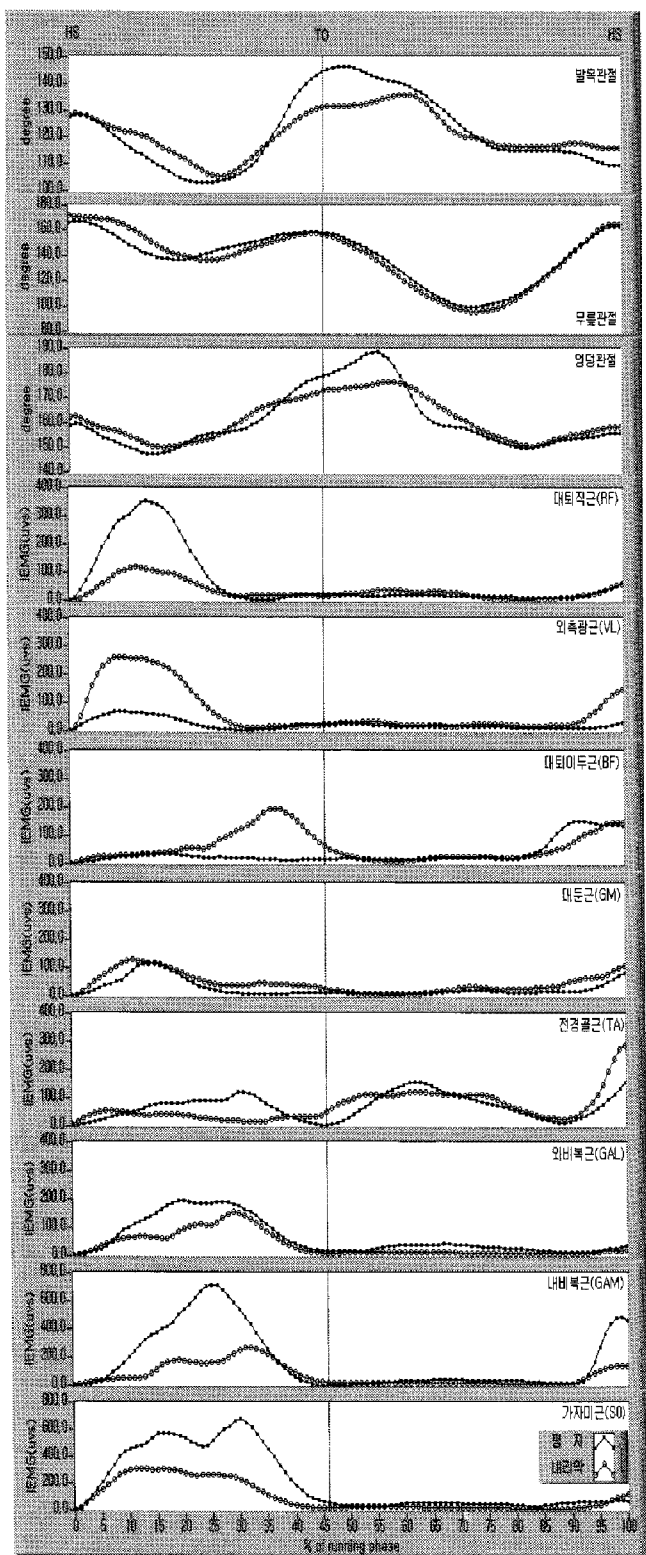


그림 2. 하지 관절의 운동과 하지 근육의 근활성

3. 동작 구간에 따른 각 근육의 근 활성화도

평지와 내리막 달리기 시 지지구간 동안의 대퇴 근육들에 대한 근 활성화도는 <그림 3>과 같이 나타났다. 대퇴 직근은 내리막 달리기에서 평지 달리기와 비교하여 약 31% 정도만큼의 근수축 활성을 나타내었으며, 이와는 반대로 외측 광근과 대퇴이두근은 평지달리기보다 내리막 달리기에서 각각 약 2.5배, 3배 정도의 더 큰 근수축 활성을 나타내었다.

대둔근은 평지와 내리막 달리기 시 근 수축 활성이 비슷한 것으로 나타났다. 이것은 내리막 달리기 시 외측 광근이 무릎의 신전근으로서 이심성 수축하며 충격 흡수에 많은 공헌을 하는 것으로 보이며, 대퇴 이두근은 지지 구간 동안의 충격 흡수와 관련하여 대퇴사두근의 이심성 수축에 대한 길항근으로서 작용한 것으로 사료된다.

류지선(2005)은 내리막 달리기 충격 쇼크와 신체 관절의 운동학적 특징에 관한 연구에서 발목과 무릎의 각도 변화가 평지와 내리막 달리기에서 거의 변화가 없음에도 경사가 증가할수록 경골과 천골의 가속도 피크값이 증가하는 것으로 보고하였다. 본 연구에서도 착지 시 하지 관절의 각도 변화는 미세한 것으로 나타

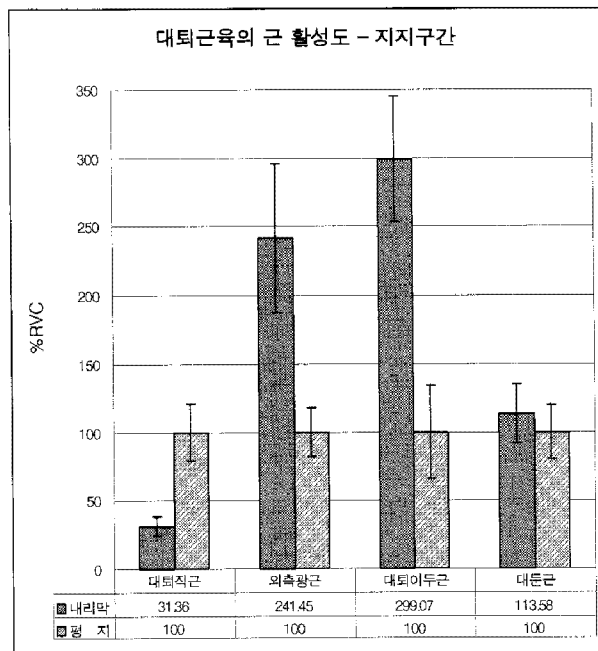


그림 3. 지지구간의 대퇴 근육 근 활성화도

났으나 외측 광근과 대퇴 이두근의 근 수축 활성은 내리막 달리기에서 평지 보다 크게 증가된 것으로 나타났는데, 이것은 증가된 가속도 피크만큼 이 두 근육이 충격 흡수를 위해 더 많이 사용되고 있다는 것을 간접적으로 증명하는 것이다. 반복적인 신근 활동의 결과 내리막 달리기에서 피로 증가 없이 경골조면에서 천골까지 증가된 쇼크 전달로 인해 접지 시 유도된 쇼크 가속도 분산과 흡수를 위한 근의 능력이 떨어지는 것으로 알려져 있는데 본 연구의 결과와 깊은 관련이 있다고 사료 된다

평지와 내리막 달리기 시 지지구간 동안의 하퇴 근육들에 대한 근 활성도는 <그림 4>와 같이 나타났다. 전경골근은 평지 달리기와 내리막 달리기에서 근 수축 활성이 거의 유사한 것으로 나타났다. 외비복근, 내비복근, 가자미근은 평지달리기와 비교하여 내리막 달리기에서 각각 약 42%, 46%, 58% 정도만큼의 근수축 활성을 나타내었다.

평지보다 내리막에서 적은 근수축 활성을 보인 것은 경사가 하퇴 근육의 지면에 대한 충격 흡수에 많은 공헌을 하는 것으로 사료되며, 하퇴의 근육은 충격 흡수보다는 신체를 이동시키기 위한 추진력으로서 역할을 더 수행하는 것으로 사료된다.

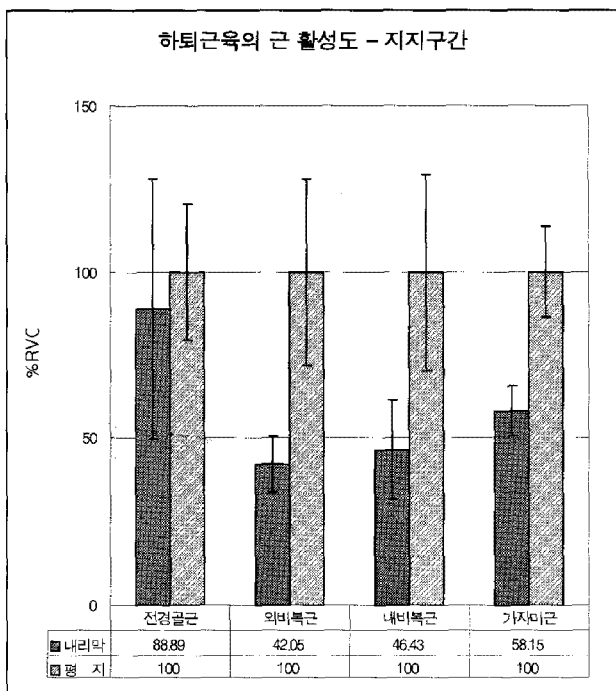


그림 4. 지지구간의 하퇴 근육 근 활성도

평지와 내리막 달리기 시 공중구간 동안의 대퇴 근육들에 대한 근 활성도는 <그림 5>와 같이 나타났다. 대퇴 직근은 내리막 달리기에서 평지 달리기 보다 약 80%정도 만큼의 근수축 활성을 나타내었으며, 외측 광근은 내리막 달리기에서 약 1.6배 정도, 대둔근은 약 1.4배 더 큰 근 수축 활성을 나타내었다. 대퇴 이두근은 평지와 내리막 달리기에서 거의 같은 근 수축 활성을 나타낸 것으로 나타났다.

평지와 내리막 달리기 시 공중구간 동안의 하퇴 근육들에 대한 근 활성도는 <그림 6>과 같이 나타났다. 전경골근, 내비복근은 평지와 내리막 달리기에서 거의 같은 근수축 활성을 나타냈었으며, 외비복근과 가자미근은 내리막 달리기에서 평지 달리기 보다 각각 약 60%, 68% 정도 만큼의 근수축 활성을 나타내었다.

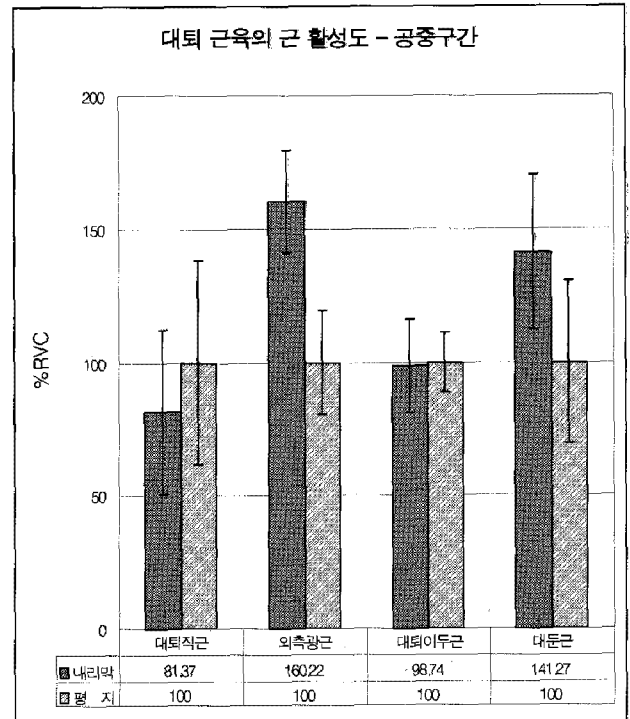


그림 5. 공중구간의 대퇴 근육 근 활성도

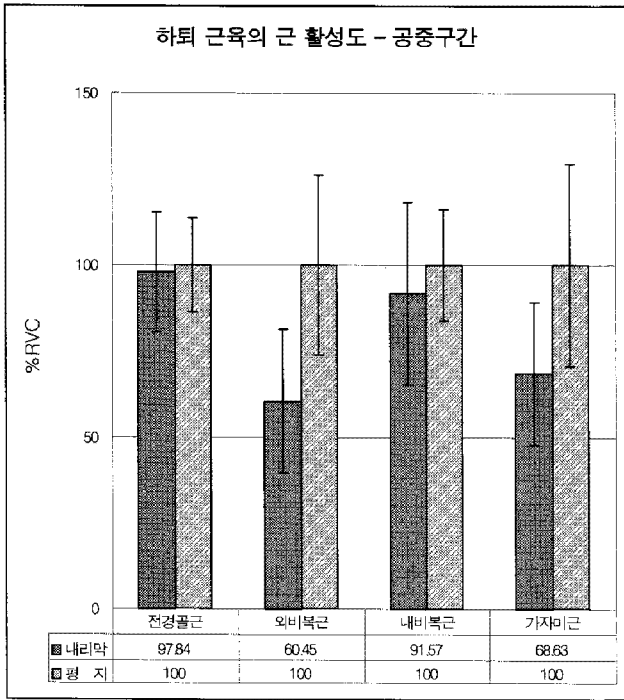


그림 6. 공중구간의 하퇴 근육 근 활성화

IV. 결론 및 제언

본 연구는 평지와 내리막 달리기 시 하지 관절의 각도 변화를 살펴봄으로서 충격 흡수를 위한 하지 관절의 역할 수행을 제시하며, 또한 하지 근육들의 근 활성화도 변화를 살펴봄으로서 하지 근육들이 충격 흡수에 얼마만큼의 역할을 수행하는지를 고찰하는 것을 목적으로 하였다.

평지와 내리막 달리기 시 하지 관절의 각도 변화와 하지 근육의 근 활성화도 변화를 살펴본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 내리막 달리기에서 각 하지의 관절들의 움직임은 평지 달리기보다 적은 움직임을 보였으나 통계적으로 유의한 차이가 나타나지는 않았다.
2. 내리막 달리기 시 지지구간 동안에 외측 광근과 대퇴 이두근이 평지 달리기보다 많은 근 수축 활성도를 나타내었으나 대퇴 직근은 반대의 결과를 나타내었다.
3. 내리막 달리기 시 지지구간 동안에 하퇴의 근육들은 평지 달리기보다 적은 근수축 활성도를 나타내었다.

본 연구에서는 나타난 결과를 종합하면 내리막 달리기 시 하지 관절의 각도 변화는 평지 달리기와 비교할 때 미세한 차이가 있는 것으로 나타나 충격 흡수를 위한 하지 관절들의 역할을 규명하는 것에는 충분하지 않았다. 그러나 평지와 내리막 달리기 시 근수축 활성도의 변화를 고찰한 결과 하퇴의 근육들보다는 대퇴의 근육들이 충격 흡수를 위해 많은 근 수축을 하고 있는 것으로 확인 되었다.

이 연구는 내리막 달리기 시 신체에 미치는 충격 요인을 하지 관절의 움직임과 하지 근육들의 근활성도를 통해 분석하여 상해의 가능성을 제시하고자 하였다. 그러나 하지 관절의 움직임을 2차원으로 국한하였으며, 지면과의 충돌로 인한 충격을 직접적으로 측정할 수 있는 지면 반력기나 가속도계를 이용하지 않아 인체의 뼈, 관절, 근육들의 충격 흡수에 대한 역할을 완벽하게 이해하는 것에는 미흡함이 있었다. 또한, 달리기 시 지지 구간동안에 인체에서 대부분의 충격 흡수를 수행하므로 지지 구간을 더욱 세분화하여 동작 구간을 설정하고, 이에 따른 다관절 근육의 근 수축 기전과 근 활성화도 정도에 따른 역할에 대해서도 추후 연구가 필요하다고 사료된다.

참고 문헌

김정규, 문희원(2004). 평지와 내리막 달리기 운동에 따른 혈중 암모니아와 젖산 농도변화가 운동 후 CK 활성 및 호르몬 변화에 미치는 영향. 한국 체육학회지, 43(4), 369-378.

류지선(2005). 내리막 달리기의 충격 쇼크와 신체 관절의 운동학적 특징. 한국 운동역학회지, 15(4), 117-129.

류지선, 윤희중(2004). 달리기 시 노인들의 신체 충격 크기와 흡수 기능에 관한 연구. 한국 체육학회지, 44(2), 327-340.

이진복(2002). 체중심 가속도를 이용한 정상 보행과 편마비 보행 분석. 연세대학교 석사 학위 논문

Buczek, F.L. & Cavanagh, P.R. (1987). Knee joint action in level and down running. *Medicine and Science*

- in *Sports and Exercise*, 19, S12.
- Bymes, W.C., Clarkson, P.M., White, J.S., Hsieh, S.S. Frykman, P.N. & Maughan, R.J. (1985). Delayed onset muscle soreness following repeated bouts of downhill running. *Journal of Applied Physiology*, 59, 710-715.
- Cavanagh, P.R. & Lafortune, M.A. (1980). Ground reaction force estimates during running from positional data. *Journal of Biomechanics*, 2, 1095-1105.
- Collins, J. & Whittle, M.W.(1989). Impulsive forces during walking and their clinical implications, *Clinical Biomechanics*, 4, 179-187.
- Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J. (1988). *Introduction to Surface Electromyography*. Gaithersburg, An Aspen Pub.
- Dick, R.W. & Cavanagh, P.R. (1987). A comparison of ground reaction forces(GRF) during level and downhill running at similar speeds(Abstract). *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19, S12.
- Frederick, E.C. (1986). Kinematically mediated effects of sport shoe design: A review. *Journal of Sports sciences*, 4, 169-184.
- Frederick, E.C., Clarke, T.E. & Hamill, C.L. (1984). The effect of running shoe design on shock attenuation. IN E.C. Frederick(Ed.), *Sport shoes and playing surfaces: Their biomechanical properties*(pp. 190-198). Champaign, IL: *Human Kinetics*.
- Harries, M., Williams, C., Stanish, W. & Micheli, L. (1998). *Oxford testbook of Sports Medicine*. Second edition. Oxford Medical Publication.
- 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.
- Jinger, S.G. & Rodger, K. (2005). Ground reaction forces during downhill and uphill running. *Journal of Biomechanics*, 38, 445-452.
- Kristian M. O. & Joseph H. (2004). The role of selected extrinsic foot muscles during running. *Clinical biomechanics*, 19, 71-77.
- Lafortune, M. A., Lake, M.J. & Hennig, E. M. (1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *Journal of Biomechanics*, 29, 1531-1537.
- Liefeldt, G., Noakes, T.D. & Dennis, S.S. (1992). Oxygen delivery does not limit peak running speed during incremental downhill running to exhaustion. *European Journal of Applied Physiology*, 64: 493-496.
- Light, L.H., McLellan, G.E. & Klenerman, L. (1980). Skeletal transients on heel strike in normal walking with different foot wear. *Journal of Biomechanics*, 13, 477-480.
- Mark, A.S., Kirk, J.C., Barry, M.P. & Ellen, M.E. (1997). Lower extremity muscle activation during horizontal and uphill running. *Journal of Applied Physiology*, 83(6), 2073-2079.
- Milgrom, C. (1989). The Israeli elite infantry recruit: a model for understanding the biomechanics of stress fractures. *J. R. Coll Surg Edinb.*, 34 Suppl 6: S18-S21.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O. & Isakov, E. (2000). Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. *Clinical biomechanics*, 15, 15-20.
- Munro, C.f., Miller, D.L. & Fuglevand, A.J. (1987). ground reaction forces in running. A reexamination. *Journal of biomechanics*, 20, 147-155.
- Oumpu, S. (1991). *The biomechanics of running*. Instructional Course 322. Anaheim, Ca: *American Society of Sports Medicine*.
- Paul, IL, 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. *Journal of*

Biomechanics, 11, 237-9.

Reed, F., Irene, M.D. & Dorsey, S.W. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 18, 350-357.

Stephen C.S. & Graham E.C. (2000). An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. *Medicine and*

Science in Sports and Exercise, 32(6), 1146-1155.

Tom F.N. (1998). The biomechanics of running. *Gait and Posture*, 7, 77-95.

투 고 일 : 04월 30일

심 사 일 : 05월 15일

심사완료일 : 05월 30일