



평지와 내리막 달리기 시 하지 근육의 근 피로에 관한 연구

The Analysis of the Muscle Fatigue for the Lower Limbs Muscle during the Level and Downhill Running

문곤성 · 이의린* (연세대학교)
Moon, Gon-Sung · Lee, Eui-Lin* (Yonsei University)

ABSTRACT

G. S. MOON, and E. L. LEE, The Analysis of the Muscle Fatigue for the Lower Limbs Muscle during the Level and Downhill Running. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 17, No. 4, pp. 181-190, 2007. The purpose of this study was to analyze the muscle fatigue for lower limbs during the level and downhill running. The subjects were 6 males of twenties who have no experience to get the injury in the lower limbs and required to run on the level and downhill which was -7% grade treadmill at 8.3km/h. EMG signal was gained by ME3000P8 Measurement Unit and computed the Median Frequency(MF) with the power spectrum analysis in the Megawin software. Rectus femoris(RF), Vastus lateralis(VL), Gluteus medius(GLU), Biceps Femoris(BF), gastrocnemius medial head(GM), gastrocnemius lateral head(GL), Tibialis anterior(TA) were selected. The result of this study were as follows:

The MF of RF decreased in the downhill running than level running in length of time but, the MF of VL was opposite.

The MF of BF decreased in the level and downhill running, but, the MF of BF decreased much in the level than downhill running.

The MF of GLU decreased much in the downhill running but, almost no change in the level running.

The MF of TA decreased in the level running than downhill running.

The MF of GL decreased in the level running but, the MF of GM decreased in the downhill running in length of time.

This study analyzed the muscle fatigue of the lower limbs with the median frequency on the basis of an assumption that the impact force for the flexion and extension of the joint and the body mass may be much in the eccentric contraction such as the downhill running than level running. RF and GM showed the muscle fatigue in the downhill running than level running. BF and GL showed the muscle fatigue in the level running than downhill running.

KEYWORDS : DOWNHILL RUNNING, MUSCLE FATIGUE, IMPACT FORCE, MEDIAN FREQUENCY

I. 서론

1. 연구의 목적

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

달리기 시 충격은 하지의 신전운동이 지배적인 내리막 달리기에서 평지 달리기 보다 더 부정적인 영향을 끼치는 것으로 보고되고 있다. Dick & 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, Jinger & 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 것

로 보고하였다.

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 굴곡률과 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, 지지 국면 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; Liefeldt, 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.

불충분한 산소공급 또는 신진대사에 필요한 어느 한 물질의 고갈 등의 이유로 근육조직이 수축 요소에 원활한 신진대사를 공급하지 못할 때 근육이 피로하게 된다. 피로의 기계적 의미는 EMG 또는 자극율이 일정하게 유지됨에도 불구하고 힘이 감소하는 것을 말한다. 이는 곧 피로가 시작된 후 힘을 일정하게 유지하려면 더 많은 운동단위를 동원하여야 된다는 뜻이다(Vredenburg & Rau, 1973). 근전도(EMG)를 통한 근육의 피로 연구

는 근섬유 안에서 수축과 이완의 과정에서 얻어지는 근육을 반응을 통하여 운동단위(motor unit)의 전기화학적 현상을 가시적인 신호를 추출하여 정량화시킴으로서 근육의 피로도를 분석하게 된다(민기식, 안재용, 한정수, 1998). EMG를 통한 근육의 피로도 분석에서 근육이 피로하게 되면 근전도 신호의 주파수 영역대가 고주파에서 저주파로 낮아지는 경향을 나타내는 것으로 알려져 있는데, 평균주파수(Mean Power Frequency: MPF)와 중앙주파수(Median Frequency: MF)의 감소량을 측정하여 근육 피로의 정도를 평가한다(Basmajian, & DeLuca, 1985). 고주파수에서 저주파대로의 이동은 근피로에 의해 근육 세포들의 생리학적 반응과 관련이 있음을 보고하였다(Meretti, & Roy, 1996; 신현석, 1998). Mannion & Dolan(1996)은 피로 동안 골격근의 힘 발휘와 주파수 중앙값(MF)의 감소가 선형관계가 있음을 밝혀냈다.

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 근피로의 가능성이 더 클 것으로 예측하였다. 이러한 연구들을 바탕으로 평지와 경사 달리기 시 충격에 관련된 연구들이 진행되어 오고 있지만 평지와 내리막 경사 달리기 시 근육의 피로와 관련된 연구들은 미진한 상태에 있다. 이 연구의 목적은 평지와 내리막 경사 달리기 시 하지 근육의 충격 흡수와 관련하여 하지 근육들에 대한 근전도 신호의 power spectrum 분석을 실시하여 중앙주파수(MF)값의 변화를 분석함으로써 평지와 내리막 달리기 시 근섬유에 대한 충격 흡수와 상해와의 관련성을 판단하고 예측할 수 있는 자료를 제공하는 것이다.

II. 연구방법

1. 대상자

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

은 경력이 없는 사람으로 선정하였다. 대상자들의 평균 신장은 176.8±4.97cm, 체중은 68.2±4.84kg, 나이는 25.4±1.28세였다.

2. 실험 방법 및 절차

본 연구의 실험은 분석에 필요한 양질의 근전도 신호를 수집하는데 있어 환경적 인 영향을 최소화하기 위하여 K대학교 실내 체조장에서 실시되었다. 평지에서 달리기 속도는 8.3km/h의 속도로 설정하였으며, 30분 동안 쉬지 않고 달리도록 하였다. 내리막 경사는 -7%의 경사로 설정하였고 평지 달리기와 동일한 방법으로 시행하였다. 평지와 내리막 달리기에 대한 실험은 피로 회복 기간을 고려하여 일주일의 회복기간을 준 뒤 시행하였다.

본 연구에서는 평지와 내리막 달리기 시 하지근(lower limb muscle)들의 근육들의 피로도 변화를 살펴보기 위하여 대퇴직근(rectus femoris), 외측 광근(vastus lateralis), 대둔근(gluteus medius), 대퇴이두근(biceps femoris), 내비복근(gastrocnemius medial), 외비복근(gastrocnemius lateral), 전경골근(tibialis anterior)을 선정하였다. 근전도 신호를 수집 할 근육에 전극을 부착하였으며 근육의 근 활성화와 상해예방을 위해 10분정도의 준비운동 시간을 가졌다. 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 point)과 착시점(insertion point)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 2cm를 유지하였다.

대상자들의 달리기에 대한 근전도 자료의 동조화와 동작 구간의 설정을 위해 6mm 디지털 비디오키메라(GR-DVL9500, JVC, Japan)를 설치하여 평지와 내리막



내, 외비복근(gastrocnemius medial, lateral head; GM, GL)



전경골근
(tibialis anterior:TA)



대퇴직근
(rectus femoris:RF)



외측광근
(vastus lateralis:VL)



대퇴이두근
(biceps femoris:BF)



대둔근
(gluteus maximus:GLU)

그림 1. 각 근육의 표면 전극 부착 위치

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 플래시 (flash light)를 이용하여 플래시가 터지는 순간 컴퓨터 화면상에 근전도 신호의 시작점을 나타내는 마커 (marker)를 표시하도록 하였다. 근전도 자료는 달리기 시작하자마자 그리고 10분마다 측정되었으며, 한 번에 30초의 근전도 신호를 획득하였다. 획득된 근전도 신호 중에서 한 쪽 다리의 뒤꿈치 접지(heel contact)에서 다른 뒤꿈치 접지 전까지를 한 구간(cycle)으로 설정하여, 5번의 시도(trial)에 대한 자료를 획득하였다.

달리기 시 각 근육의 전기적 신호는 근육에 부착된 표면 전극을 통하여 Pre-amplifier 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. 근전도 신호의 주파수 범위(band width)는 20~500Hz 사이로 설정하였으며, 획득된 신호의 filtering은 Megawin 소프트웨어에서 제공하는 filter option에서 0.003의 값으로 설정하여 처리하였고, CMRR(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 1000Hz의 비율로 샘플링 되었다. 획득된 근전도 신호는 Megawin사의 근전도 분석 프로그램을 이용해 power spectrum 분석을 실시하여 중앙 주파수(Median Frequency)값을 계산하였다.

III. 결과 및 논의

본 연구는 평지 달리기와 내리막 달리기 시 하지 근육의 피로도를 알아보기 위하여 시간 경과에 따른 근전도 신호의 over spectrum 분석을 실시하여 주파수의 중앙값(MF : Median Frequency)을 비교하였으며, 그 값의 결과는 평균과 표준편차로 제시하였다.

<표 1>은 평지와 내리막 달리기 시 대퇴직근의 근

표 1. 대퇴직근의 중앙값 (Hz)

시간	구분	평지	내리막
안정시		48.00±8.23	49.83±9.75
10분		42.67±8.16	52.83±7.65
20분		42.33±3.94	43.50±3.14
30분		39.83±9.97	35.67±5.08

표 2. 외측광근의 중앙값 (Hz)

시간	구분	평지	내리막
안정시		51.83±6.47	53.50±1.87
10분		41.33±5.78	54.83±3.78
20분		44.17±1.21	58.33±3.89
30분		36.83±3.02	56.67±3.66

전도 신호에 대한 중앙 주파수 값을 나타내고 있다.

평지달리기에서는 10분 경과 전까지 중앙주파수 값이 감소하였으며 이후 미세하게 감소하는 경향을 나타내었다. 내리막 달리기에서는 중앙주파수 값이 10분 경과까지 미세하게 증가하지만 시간이 경과함에 따라서 중앙 주파수 값이 감소하는 경향을 나타내었다. 내리막 달리기의 경우 10분 경과 시 중앙주파수 값이 미세하게 증가하는 경향을 나타내었는데, 이것은 근육의 최대하(submaximal) 수축 시 운동단위 전위의 변화에 따라서 처음 지근섬유(ST : slow twitch fiber)의 운동 단위가 동원되지만, 시간의 경과에 따라 속근섬유(FT : fast twitch fiber)의 운동단위 동원 증가에 따른 결과로 예상할 수 있다(Smyth, 1990). 그러나 시간의 경과에 따라 속근섬유의 운동단위 동원이 더 증가되고 이에 따라서 근피로가 유발되어 중앙 주파수 값이 감소하는 경향을 나타낸 것으로 생각된다.

Frederick, Hagy & Mann(1981)과 Christensen, Lo Monaco, Darl & Fuglsang-frederiksen(1984)은 정상근에 침근전도를 이용하여 근력의 변화에 따른 운동단위 전위의 주파수 변화를 관찰한 결과 최대 근력의 80%까지는 근력의 증가에 따라 평균 주파수가 저주파 쪽으로 이동함을 보고하였다. 이것은 저주파 성분인 흥분 운동단위(firing motor units)의 수가 증가함에 따라 전체 파워 스펙트럼 중에 저주파수 성분이 차지하는 비율이 커져서 나타나게 되는 결과로 해석하였다(Fuglsang-Frederiksen, 1988). 또한, Deluca(1992)는 근육의 피로 발현 시 저주파에서의 전력 증가, 고주파에서의 전력 감소 또는 저주파에 대한 고주파의 비율 감소로 인해 주파수가 낮은 주파수대로 이동하게 된다고 밝히고 있다.

Oumpu(1991)은 내리막 달리기와 같은 반복적인 이심성 수축(eccentric contraction)의 운동 형태는 무릎

굴곡과 신전, 신체 질량에 의한 충격 흡수가 평지 달리기와 비교하여 증가한다고 보고하였는데, 본 연구의 결과는 이를 뒷받침하고 있음을 보여주는 것이다. 또한, 내리막 달리기 시에는 하지에 전달되는 체중의 중심점이 무릎 관절의 뒷부분에 위치하게 됨으로써 과도한 부하가 신전근에 부가되어 피로의 발생 가능성이 큰 것으로 보고되었는데(Harries, Willias, Stanish & Micheli, 1998), 본 연구의 결과도 역시 이를 뒷받침하고 있는 것으로 나타났다.

<표 2>는 평지와 내리막 달리기 시 외측광근의 근전도 신호에 대한 중앙 주파수 값을 나타내고 있다.

평지달리기에서 안정시 중앙값과 10분, 20분 후의 중앙값은 약 10Hz 정도, 30분 후에는 약 15Hz으로 감소하는 경향을 나타내어 시간의 경과에 따라서 근피로가 진행되고 있음을 예상할 수 있겠다. 그러나 내리막 달리기에서는 시간의 경과에 따라 외측광근의 중앙값이 20분 경과 시까지 미세하게 증가하며 30분 경과 이후 다시 미세하게 감소하는 경향을 나타내었는데, 내리막 경사 달리기에서 외측광근은 최대하 수축 시 운동단위 전위의 변화에 따라서 지근섬유의 운동단위가 계속 동원되는 것으로 예상할 수 있겠다. 이것은 대퇴직근과 외측광근은 신전근(extensor)이지만 내리막 달리기 시에는 대퇴직근이 가장 주된 신전근으로써 작용하여 충격을 흡수하기 때문인 것으로 사료된다.

윤진환, 이희혁, 김양희(2002)는 비만 여성의 걷기와 달리기 시 근피로 연구에서 걷기 시 시간의 경과에 따라 내측광근, 대퇴직근, 외측광근에서 중앙주파수 측정 결과 시간 경과에 따른 주파수의 감소가 나타나 근피로의 유발을 확인하였다고 보고하였다. 그러나 대퇴직근의 피로도가 높은 반면, 내측광근의 피로도는 낮은 것으로 나타났다고 보고하였다. 이러한 결과는 본 연구와 마찬가지로 평지에서 걷기와 달리기 시 무릎 관절

표 3. 대퇴이두근의 중앙값 (Hz)

시간 \ 구분	평지	내리막
안정시	71.83±18.23	47.33±11.79
10분	69.67±15.80	44.67±12.96
20분	52.33±7.71	25.33±14.72
30분	27.33±7.63	23.50±16.21

의 신전과 충격 흡수에 대하여 대퇴사두근이 많은 역할을 한다는 점을 의미하지만 내리막 달리기에서는 이와는 다르다는 점을 제시한다고 하겠다.

그러나, Mizrahi, Verbitsky & Isakov(2001)는 평지와 4도의 내리막 경사달리기 시 대퇴사두근의 근피로에 대한 연구에서 시간의 경과에 따른 IEMG와 MF를 분석하였는데, 시간의 경과에 따라 평지와 내리막 경사 모두 IEMG값과 MF값이 증가하였다고 보고하였다. 이러한 결과는 본 연구와 상반된 결과를 제시한 것인데, 연구 시 대상자들의 유산소 임계값(AT : anaerobic threshold)을 설정한 후 내리막 경사에서 달리를 실시하였다고 하였지만, 실험 전 정기적으로 달리를 해 왔던 대상자들이었다는 점에서 내리막 달리기 시 충분한 피로를 유발 시키지 못해 이러한 결과가 나타난 것으로 사료되며 많은 논의가 필요한 부분이라고 사료된다.

<표 3>은 평지와 내리막 달리기 시 대퇴이두근의 근전도 신호에 대한 중앙 주파수 값을 나타내고 있다.

평지 달리기에서 대퇴이두근은 시간이 경과됨에 따라서 중앙주파수 값이 크게 감소하는 경향을 나타냈다. 내리막 달리기에서도 10분 이후 중앙값의 감소가 두드러지는 경향을 나타내었으나 평지 달리기에서는 20분 이후 크게 중앙값이 감소하는 경향을 나타내어 급격한 근피로가 진행되고 있음을 예상할 수 있겠다. 안정시에 평지달리기와 내리막 경사 달리의 중앙 주파수 값은 많은 차이가 나고 있는데, 대퇴이두근이 무릎 관절의 굴곡근으로써 작용하여 내리막 경사달리기보다 평지 달리기에서 많은 운동 단위를 동원하고 있음을 예상할 수 있다. 그러나 20분 이상이 경과되었을 때에는 중앙 주파수 값이 거의 유사하며 크게 감소하는 같은 경향을 나타내었는데, 내리막 경사 달리기 시 시간이 경과됨에 따라 무릎 관절의 신전근과 함께 굴곡근도 많은 피로도가 증가되고 있음을 나타내고 있다. 즉, 대퇴의

표 4. 대둔근의 중앙값 (Hz)

시간 \ 구분	평지	내리막
안정시	34.00±24.94	51.50±26.58
10분	28.83±23.36	45.67±24.95
20분	32.33±19.86	45.67±24.01
30분	28.83±17.47	27.17±24.36

근육군은 무릎 관절의 신전과 굴곡 뿐 아니라 무릎 관절을 충격으로부터 지지하기 위한 충격 흡수의 역할에도 매우 중요한 역할을 담당하고 있음을 예상할 수 있겠다.

<표 4>는 평지와 내리막 달리기 시 대둔근의 근전도 신호에 대한 중앙 주파수 값을 나타내고 있다.

평지 달리기에서 대둔근은 시간이 지남에 따라서 중앙주파수 값의 변화가 거의 없는 것으로 나타났으나 내리막 달리기에서는 20분 이후에 중앙값이 크게 감소하는 경향을 나타내었다. 문근성과 최지영(2006)은 내리막 달리기에서 접지(heel contact) 시 엉덩 관절은 평지와 비교하여 약 4도 정도 신전된 상태를 유지하며 지면과 접촉되는 것으로 나타났으며, 지지구간 최대 굴곡각(maximum flexion angle)은 약 3도 정도 더 신전되었다고 보고하였는데, 내리막 달리기에서 지지구간 동안 엉덩 관절의 신전근인 대둔근이 평지 달리기보다 내리막 달리기에서 많은 근활성도를 필요로 하며, 또한 지면으로 부터의 충격을 흡수하기 위한 지지 작용으로 인해 근피로도가 많이 유발될 것이라는 결과를 예상할 수 있다. 이러한 선행연구들은 간접적으로 본 연구의 결과를 뒷받침하고 있음을 의미하는 것이다.

<표 5>는 평지와 내리막 달리기 시 전경골근의 근전도 신호에 대한 중앙값을 나타내고 있다.

평지달리기에서는 시간이 경과됨에 따라 중앙 주파수 값이 감소하는 경향이 나타나 발목의 배측굴곡에 따

표 5. 전경골근의 중앙값 (Hz)

시간 \ 구분	평지	내리막
안정시	71.67±11.45	68.83±6.05
10분	61.00±10.32	62.67±8.50
20분	63.83±8.61	64.17±9.81
30분	60.67±8.94	63.83±9.91

표 6. 외비복근의 중앙값 (Hz)

시간	구분	평지	내리막
안정시		62.00±4.46	68.00±8.02
10분		68.50±4.84	66.50±8.21
20분		71.83±5.13	66.50±5.88
30분		53.83±4.89	69.17±4.64

표 7. 내비복근의 중앙값 (Hz)

시간	구분	평지	내리막
안정시		61.15±9.44	84.83±10.47
10분		70.17±8.64	74.17±8.70
20분		70.14±5.00	65.17±9.13
30분		75.17±7.28	56.00±7.77

라서 근피로가 유발되어 진행되고 있음을 예상할 수 있겠다. 그러나 내리막 달리기에서는 근전도 신호의 중앙값이 10분 이후 시간의 경과에 따라서도 거의 유사한 것으로 나타났는데, 이것은 경사도로 인해 발목의 배측굴곡이 평지보다 많이 발생하지 않기 때문에 상대적으로 근피로의 진행이 덜 된 것으로 사료된다.

<표 6>은 평지와 내리막 달리기 시 외비복근의 근전도 신호에 대한 중앙 주파수 값을 나타내고 있다.

평지달리기에서 외비복근은 시간의 경과에 따라서 중앙 주파수 값이 증가하였다가 30분 후에는 크게 감소하는 경향을 나타내었다. 반면, 내리막에서는 시간의 경과에 따라 거의 유사한 중앙 주파수 값을 나타내었다. 비복근은 발목관절의 주된 저축굴곡근이며, 무릎관절이 체중을 지지하고 있지 않은 상태에서는 무릎관절의 굴곡 운동을 도와주기도 한다. 그러나 발을 지면에 고정시키고 체중을 지지할 때는 비복근 후부는 발목관절의 배측굴곡을 저지하기도 한다. 또한, 체중을 전달받는 상태에서 무릎관절을 굴곡시키면 반드시 부수적으로 발목관절이 배측 굴곡되기 때문에 무릎관절의 신전 상태를 유지하기도 한다(Jenkins, 1999).

내리막 경사에서 발목관절은 어느 정도 저축굴곡되어 있는 상태로 동작이 진행되기 때문에 발목관절의 저축 굴곡과 무릎관절의 굴곡근으로서 평지보다 피로도의 유발이 적을 것으로 생각된다. 이러한 일반적인 비복근의 역할을 고려할 때 외비복근은 평지에서 발목관절의 배측굴곡에 대한 주동근과 무릎관절의 굴곡근으로 작용한 것으로 생각되어 내리막 경사의 달리기에서는 평지와 비교하여 근피로가 많이 유발되지 않는 것으로 사료된다.

<표 7>은 평지와 내리막 달리기 시 내비복근의 근전도 신호에 대한 중앙값을 나타내고 있다.

평지달리기에서 내비복근의 중앙 주파수 값은 시간

의 경과에 따라서 증가하는 경향을 보였다. 반면에 내리막 달리기에서는 시간의 경과에 따라서 중앙 주파수 값이 감소하는 경향을 보였다. 내비복근은 평지에서 중앙 주파수 값이 증가하는 경향을 보이고 있는데, 이것은 외비복근이 평지에서 발목관절의 저축굴곡에 대한 주동근과 무릎관절의 굴곡근으로 작용했기 때문인 것으로 사료된다. 그러나 내리막 경사 달리기에서는 시간의 경과에 따라서 근피로가 많이 진행되는 것으로 나타났는데, 비복근의 기능 중에서 발을 지면에 고정시키고 체중을 지지할 때 비복근의 후부는 발목관절의 배측굴곡을 저지하며, 체중을 전달받는 상태에서 무릎관절을 굴곡시키면 반드시 부수적으로 발목관절이 배측 굴곡되기 때문에 무릎관절의 신전 상태를 유지하는 (Jenkins, 1999) 역할이 내리막 경사에서 적용된 것으로 사료된다. 즉, 내비복근은 내리막 경사 달리기에서 충격 흡수에 대한 역할을 대퇴의 근육들과 더불어 수행하고 있음을 의미한다고 하겠다. 일반적으로 내, 외비복근의 역할은 동일한 것으로 생각되는데, 본 연구에서는 평지와 내리막 경사달리기에서 서로 다른 역할을 수행하는 것으로 나타나, 이것에 대한 더 많은 연구와 논의가 필요할 것으로 사료된다.

IV. 결론 및 제언

본 연구는 목적은 평지와 내리막 경사 달리기 시 하지 근육의 충격 흡수와 관련하여 하지 근육들에 대한 근전도 신호의 power spectrum 분석을 실시하여 중앙 주파수(MF)값의 변화를 분석함으로써 평지와 내리막 달리기 시 근섬유에 대한 충격 흡수와 상해와의 관련성을 판단하고 예측할 수 있는 자료를 제공하는 것이

다. 평지와 내리막 달리기 시 하지 근육의 시간 경과에 따른 중앙 주파수 값의 변화를 살펴본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 대퇴직근은 내리막 경사 달리기에서 평지 달리기보다 중앙주파수 값이 10분 경과까지 미세하게 증가하지만 시간이 경과됨에 따라서 중앙 주파수 값이 크게 감소하는 경향을 나타내었다.

2. 외측광근은 평지 달리기에서 중앙 주파수 값이 시간이 경과됨에 따라서 감소하는 경향을 나타내었으며, 내리막 경사 달리기에서는 거의 유사한 것으로 나타났다.

3. 대퇴이두근은 평지 달리기와 내리막 경사 달리기 모두에서 시간이 경과됨에 따라 중앙 주파수 값이 크게 감소하는 경향을 나타내었으나 평지 달리기에서 감소폭이 더 크게 나타났다.

4. 대둔근은 평지 달리기에서 시간이 경과됨에 따라서 중앙주파수 값의 변화가 거의 변화가 없는 것으로 나타났으나 내리막 달리기에서는 20분 이후에 중앙 주파수 값이 크게 감소하는 경향을 나타내었다.

5. 전경골근은 평지 달리기에서 시간이 경과됨에 따라 중앙 주파수 값이 내리막 경사 달리기보다 크게 감소하는 경향을 나타내었다.

6. 외비복근은 평지 달리기에서 20분 경과 후 중앙 주파수 값이 크게 감소하는 경향을 보였으며, 내리막 경사 달리기에서는 시간의 경과에 관계없이 거의 유사한 값을 나타내었다.

7. 내비복근은 내리막 경사 달리기에서 시간이 경과됨에 따라 평지 달리기보다 중앙 주파수 값이 크게 감소하는 경향을 나타내었으며, 평지 달리기에서의 중앙 주파수 값은 시간의 경과에 따라서 증가하는 경향을 보였다.

본 연구에서는 내리막 달리기와 같은 반복적인 이심성 수축(eccentric contraction)의 운동 형태가 하지 관절의 굴곡과 신전, 신체 질량에 의한 충격 흡수에 대하여 평지 달리기 보다 증가할 것이라는 가설 아래 시간의 경과에 따른 하지 근육들의 근피로도를 근전도 신호의 중앙주파수(MF) 측정을 통해 분석하였다. 그 결과 이심성 수축의 주동근이라고 알려져 있는 대퇴직근과 외측광근 중에서 대퇴직근은 평지 달리기보다 내리

막 달리기에서 중앙주파수값이 감소하는 경향으로 인해 근피로의 유발이 평지 달리기보다 큰 것으로 결론 내릴 수 있었으나 외측광근은 오히려 평지 달리기에서 근피로 유발이 큰 것으로 나타나 내리막 달리기 시 충격 흡수의 역할보다는 무릎 관절의 굴곡과 신전에 의한 근피로의 유발이 더 클 수 있다는 점이 제시되었다. 대퇴이두근은 평지 달리기에서 내리막 경사보다 더 큰 근 피로의 유발이 제시되어 무릎 관절의 굴곡근으로써 역할이 더 강조되는 근육인 것을 예상할 수 있었으며, 또한 내리막 달리기에서도 중앙 주파수 값의 감소 경향을 볼 때 엉덩 관절의 신전근으로써 내리막 경사 달리기에서는 충격 흡수에 많은 역할을 담당하고 있다는 점을 예상할 수 있었다. 대둔근은 내리막 경사 달리기에서 평지 달리기 보다 근피로 유발이 큰 것으로 나타났는데, 엉덩관절의 신전근으로써 충격 흡수에 많은 역할을 담당하고 있다는 점을 예상할 수 있겠다. 내비복근은 내리막 경사 달리기에서 많은 근피로가 유발되는 것으로 나타났으며, 외비복근은 평지 달리기에서 많은 근피로가 유발되는 것으로 나타나 내비복근은 내리막 경사에서의 충격 흡수의 역할과 외비복근은 평지에서의 발목 관절에 대한 저측굴곡근의 역할을 더 많이 수행하고 있다는 점을 예상할 수 있었다.

이 연구는 평지와 내리막 달리기 시 신체에 미치는 충격 요인을 하지 근육들의 근피로도 분석을 통해 충격 흡수와 근섬유 상해의 가능성을 제시하고자 하였다. 그러나 EMG 신호의 분석만으로 하지 근육에 대한 근피로도를 검증하는 것에는 미흡함이 있음을 인식할 수 있었다. 추후의 연구에서는 하지 관절의 각도, 파워, 모멘트 분석과 지면반력분석을 병행하고, 이러한 자료를 바탕으로 근골격계 모델링 프로그램을 이용하여 하지 근육들에 대한 근육 길이와 근력 변화 등에 대한 연구가 필요하다고 사료된다.

참 고 문 헌

- 류지선(2005). 내리막 달리의 충격 쇼크와 신체 관절의 운동학적 특징. **한국운동역학회지**, 15(4),

- 117-129.
- 문곤성, 최지영(2006). 평지와 내리막 달리기 시 하지 관절의 운동학적 분석과 하지 근육의 근활성도에 관한 연구. **한국운동역학회지**, 16(2), 9-19.
- 민기식, 안재용, 한정수(1998). 근전도를 이용한 근피로도의 측정. **대한정형과학회지**, 33(4): 1184-1192.
- 신현석(1998). 피로조건 하에서의 내측 장딴지근과 가자미근의 근전도 스펙트럼 분석. **한국전문물리치료학회지**, 5(4), 9-19.
- 윤진환, 이회혁, 김양희(2002). 비만 여성의 걷기와 달리기 시 에너지 소비와 근피로도 분석. **한국사회체육학회지**, 18, 1257-1269.
- Basmajian, J.V., and De Luca, C.J.(1985). *EMG signal amplitude and force*. In *Muscles alive* 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins.
- 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 downing running. *Journal of Applied Physiology*, 59, 710-715.
- Chistensen, J., Lo Monaco, M., Darl, K. & Fuglsang-frederiksen, A.(1984). Processing of electrical activity in human muscle during a gradual increase in force. *Electroenceph clin Neurophysiol*, 58: 230-239.
- Collins, J. & Whittle, M.W.(1989). Impulsive forces during walking and their clinical implications, *Clinical Biomechanics*, 4, 179-187.
- Deluca, C. J.(1992) *Spectral compression of the EMG signal as an index of muscle fatigue*. In 9th International Congress of ISEK. Florence, 20.
- 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., 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.
- Frederick, E.C., Hagy, J.L., & Mann, R.A.(1981). The prediction of the vertical impact force during running. *J. of Biomechanics*, 14, 498.
- Fuglsang-Frederiksen, A. & Ronager, J.(1988) The motor unit firing rate and the power spectrum of EMG in human. *Electroencephal Cl in neurophysiol.*, 70: 68-72.
- 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.
- Jenkins, D.B.(1999). *Functional Anaomy of the Limbs and Back*. W.B., Saunders Company.
- 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.
- Mannion, A. F., & Dolan, P.(1996). Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of

- fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *European Journal of Applied Physiology*, 74, 411-419.
- 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.
- Meretti, R., & Roy, S.(1996). Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 24, 342-353.
- 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. (2001). Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical biomechanics*, 16, 207-212.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O. & Isakov, E. (2000). Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. *Clinical biomechanics*, 15, 15-20.
- Oumpu, S. (1991). The biomechanics of running. Instructional Course 322. Anaheim, Ca: *American Society of Sports Medicine*.
- 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. *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.
- Smyth, G., Aresenault, A.B., & Nabata, S. et al.(1990). Slope of the EMG/moment relationship as a measure of muscular fatigue: a validation study. *Med Biol Eng Comput*, 28: 379-383.
- 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.
- Vredinbregy, J., & Rau, G.(1973). Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance. In *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, J. E. Desmedt, 1: 607-622

투 고 일 : 10월 31일

심 사 일 : 11월 6일

심사완료일 : 12월 3일