한국전문물리치료학회지 제7권 제2호
KAUTPT Vol. 7 No. 2 2000.

최대하 트레드밀 운동에 의한 피로가 신체 동요에 미치는 영향

이미선
아산재단 서울 중앙병원 물리치료실
이충휘, 조상현
연세대학교 보건과학대학 재활학과 및 보건과학연구소
권오윤
한서대학교 물리치료학과

Abstract

The Effects of Fatigue Induced by Submaximal Treadmill Exercise on Body Sway

Lee Mi-sun, M.Sc., P.T.
Dept. of Physical Therapy, Asan Medical Center
Yi Chung-hwi, Ph.D., P.T., Cho Sang-hyun, Ph.D., M.D.
Dept. of Rehabilitation Therapy, College of Health Science, Yonsei University
Institute of Health Science, Yonsei University
Kwon Oh-yun, Ph.D., P.T.
Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

The purposes of this study were to assess variation of body sway prior to and after submaximal treadmill exercise; to determine the time course of the effects of a fatiguing performed on a treadmill on body sway; and to compare position sense prior to and after exercise in order to assess any variance in proprioception caused by submaximal treadmill exercise. The subjects were twenty-four healthy men in their twenties. They stood barefoot on the Kinesthetic Ability Training Balance Platform to measure body sway. Control trials were performed with eyes alternately open and closed. In the eyes open condition, they were asked to look at a target placed at eye level 1 m in front them. A total of 10 trials, each lasting 20 seconds, were performed. After this series of trials, position sense was measured. Subjects then exercised on the treadmill until 85% of each person's maximal heart rate was reached. The first series of postural sway measurements began immediately after this exercise. The second identical series of postural sway trials was performed at approximately 10 minutes after exercise. The third series was performed approximately 20 minutes after exercise. This allowed approximately 5 minutes of rest between each experimental series. Position sense was

measured at approximately 15 and 25 minutes after exercise. The results were as follows: 1) There was a significant increase in body sway after submaximal treadmill exercise compared to pre-exercise values under both visual conditions ($p<.05$). 2) After submaximal treadmill exercise, under the eyes open condition, the mean value of body sway was significantly increased after both the first and second series ($p<.05$). Under the eyes closed condition, the mean value of body sway increased significantly after the first series but decreased significantly after the third series ($p<.05$). 3) Position sense, measured repeatedly after submaximal treadmill exercise, did not change significantly with respect to pre-exercise values ($p>.05$). These results suggest that fatigue induced by submaximal treadmill exercise produced an increase in body sway in young healthy subjects with or without visual input, but the increase appeared to be lasting less than 15 minutes. No significant change in position sense suggested that proprioception was unaffected by submaximal treadmill exercise-induced fatigue.

Key Words: Body sway; Fatigue; Postural balance; Treadmill exercise.

Ⅰ. 서론

바로 선 자세를 유지하는 것은 정적인 상태에서 중요할 뿐만 아니라 다른 동작이나 일상생활 활동을 수행하는 데 있어 우선적으로 전제되어야 하는 조건이다. 정적인 상태로 이 자세를 유지하는 것은 약간의 근육 활동만으로 충분한데, 이는 중추신경계가 시각과 전정 감각, 고유수용성 감각 정보를 통하여 자세 불안정을 예견하고 최소화시키기 때문이다(Nashner, 1981). 외부의 교란 요인(perturbation factor)에 의해 자세가 변경될 때는 근육의 기계적인 특성만으로 충분한 보상작용을 할 수 없으며, 바로 선 자세를 유지하기 위해 중추신경계의 조절이 필요하다. 즉, 자세 유지를 위해서는 여러 근육들의 적절한 작용 뿐만 아니라 감각 정보들에 기초한 중추신경계의 조절 기전 또한 중요하다(Nardone 등, 1990). 따라서 중추신경계 조절에 기초가 되는 감각들의 인지 및 전달에 결함이 발생하면 신체 동요(body sway)가 증가하고, 이를 보상하고 균형을 유지하기 위해 근육 활동 또한 증가한다(김종만과 이충휘, 1997; Dietz, 1992). 감각 정보 변화가 바로 선 자세 유지에 미치는 영향에 대해서는 많은 연구가 진행되어 왔지만, 내부적 교란 요인으로 인한 신체 상태 변화가 균형에 미치는 영향에 대해서는 거의 연구되지 않았다. 그러나 최근에는 과도한 운동에 의해 발생한 피로가 자세 균형에 영향을 주어 신체 동요를 증가시킨다고 보고되었다(Johnston 등, 1998; Lepers 등, 1997; Nardone 등, 1998; Nardone 등, 1990).

과도한 운동이 바로 선 자세 유지에 미치는 영향은 세 가지 요인으로 나누어 볼 수 있다. 먼저 과도한 운동에 의한 생리적 변화로 유발된 중추 수준의 피로이다(Brasil-Neto 등, 1993; Davis, 1995; Gandevia 등, 1995; Hollge 등, 1997). 피로가 중추신경계에 미치는 영향은 최근까지 대부분 무시되었으나 중추신경계에 존재하는 다양한 신경전달물질들(neurotransmitters)의 변화와 피로 사이에 유의한 관계가 있다는 연구들이 보고되었다(Davis, 1995; Enoka, 1995; Newsholme과 Blomstrand, 1995). Davis와 Baliley(1997)는 뇌에서 세로토닌(serotonin)이 증가되었을 때에는 운동에 의해 피로가 빨리 유발되며, 이를 감소시킨 경우에는 피로 유발이 지연되었다고 보고하였다. 또한 최근에는 두개골을 절개하지 않고 국소 대뇌피질을 인위적으로 자극하여 중추신경계의 흥분성(excitability)을 평가

할 수 있는 기술인 transcranial magnetic stimulation (TMS)을 사용하여 중추 수준의 피로를 연구하고 있다(Brasil-Neto 등, 1993; Enoka, 1995). TMS에 의해 유발된 운동 유발 전위(motor evoked potentials: MEPs)의 크기는 운동 후 일시적으로 감소하는데, 이것은 중추신경계의 운동신경로(motor pathway)와 대뇌피질 운동영역의 활동이 피로에 의해 영향을 받는다는 것을 의미한다(Brasil-Neto 등, 1994; Hollge 등, 1997; Liepret 등, 1996).

두 번째로 과도한 운동에 의한 생리적 반응은 중추 뿐만 아니라 말초 수준의 피로를 유발시킨다(Balestra 등, 1992; Davis, 1995; Enoka와 Stuart, 1992; Gandevia 등, 1995; Sharpe와 Miles, 1995). 대사물들의 축적, 젖산 축적에 따른 근육 내의 pH 감소에 의한 대사진반의 지연, 근육의 흥분-수축(excitation-contraction) 기전의 손상, 그리고 에너지원의 고갈 등의 말초적 변화에 의해서 근피로가 유발된다(박상옥 등, 1992; Kirkendall, 1990). 근피로는 필요로 하거나 기대되어진 힘을 유지 혹은 발휘하지 못하는 상태로 정의된다(Binder-Macleod와 Snyder-Mackler, 1993; Edwards, 1981; Fitts, 1994). 피로 시 근육에서 생화학적 및 생리학적 변화가 일어나고 힘을 낼 수 있는 능력이 저하되어 근력이 약화되거나 쇠약 상태가 될 수 있다. 또한 작업 수행 능력이 저하(work decrement)되거나 지구력 결여, 자세 조절과 운동 협응(motor coordination) 능력 손상 등의 명백한 행동상의 장애가 나타나기도 한다(Adams 등, 1997). 비록 똑바로 선 자세 유지를 위해 많은 노력이 필요하지는 않지만, 섬세한 조절 능력을 필요로 하는 이 자세는 자세 근육의 근력 감소가 비교적 작은 경우에도 손상될 수 있다(Nardone 등, 1998)

이와 같이 피로는 여러 가지 요인들이 연합되어 나타나는 복합적인 현상으로 자세 균형 유지처럼 복잡한 과제 수행에 영향을 줄 수 있으며, 이로 인해 신체 동요를 증가시킬 수 있다. 또한 신체 동요 증가는 감각 정보 변화에 의해서도 유발될 수 있는데, 자세 균형을 조절하기 위해서는 환경에서의 신체 위치와 움직임에 대한 시각, 고유수용성 감각, 전정 감각 정보가 필요하기 때문이다(김종만과 이충휘, 1997; Fitzpatrick과 McCloskey, 1993; Jeka와 Lackner, 1994). 따라서 이러한 감각 변화가 일어나면 중력과 환경 속에서 신체 위치를 정확히 결정하고, 환경 변화에 의해 유발된 교란 요소를 예측하여 적응하는 능력에 영향을 줄 수 있다.

Nardone 등(1997, 1998)은 최대 운동강도로 25분 동안 트레드밀 운동을 시행한 후에 신체 동요를 측정한 결과, 운동 전보다 유의하게 증가되었다고 하였다. 그러나 동일한 시간 동안 피로가 유발되지 않을 정도의 낮은 운동강도로 트레드밀 운동을 시행한 경우에는 운동 전·후 측정한 신체 동요 사이에 유의한 차이가 없었다고 하였다. 여러 연구들이 운동에 의한 피로가 자세 균형이나 운동 조절에 영향을 미친다고 보고하였지만(Johnston 등, 1998; Lepers 등, 1997; Nardone 등, 1990), 운동 처방에 일반적으로 많이 사용되는 운동강도를 적용한 경우는 거의 없었다. 따라서 본 연구에서는 단기간 동안 최대하 운동강도로 트레드밀 운동을 수행할 때, 신체 동요에 어떠한 변화가 있는지 알아보고자 한다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 연세대학교 재활학과에 재학 중인 24명의 남자를 대상으로 하였다. 대상자의 선정 조건은 다음과 같다.

가. 근골격계나 신경근육계 장애가 없는 자
나. 중추 및 말초신경계 질병의 병력이 없는 자
다. 평상시 서 있거나 자세를 변경할 때 현기증을 호소하지 않는 자

2. 실험기기

가. Balance platform

운동 전·후에 대상자의 신체 동요 변화를 측정하기 위하여 검사-재검사 신뢰도 r이 .89인 Kinesthetic ability training (KAT) balance platform[1]을 사용하였다(Howard 등, 1995). 이것은 원형의 안정적인 바닥과 축(air bladder) 위에서 움직이는 원형발판, 손으로 잡을 수 있는 난간(handrail) 그리고 원형발판 아래에서 축으로 작용하는 공기주머니의 압력을 보여주는 화면으로 구성된다(그림 1).

Kinesthetic ability training balance platform에 적용되는 압력은 변환기(transducer)에 의해 디지털 신호로 전환되어 컴퓨터에 입력된다. 원형발판은 공기주머니로 된 축 위에 위치하여 모든 방향으로 기울어지며, 이 기울기 정도는 원형발판 전면부에 위치한 감지기에서 감지한다. 원형발판이 수평상태에서 1° 기울어질 때 컴퓨터 화면의 커서는 3.5 ㎜의 비율로 이동한다. 이 커서가 움직인 거리는 컴퓨터에 내장된 프로그램인 KatWin 1.0b에 의해 균형지수(balance index: BI)로 계산되며, 이 수치는 균형 유지 능력을 평가하기 위하여 사용되었다.

대상자의 체중이 많이 나갈수록 원형발판에서 균형을 유지하기가 어려워진다. 따라서 이를 보완하기 위하여 KatWin 1.0b 프로그램은 대상자의 체중에 비례하여 원형발판의 안정성 수치인 psi (pounds per square inch) 단위를 자동으로 계산하여 제시해준다. 이 수치는 0~6 psi까지 조절할 수 있으며, 원형발판의 안정성은 축으로 작용하는 공기주머니 안의 압력에 의해 조절되고, 이 압력이 증가할수록 원형발판의 안정성도 증가한다.

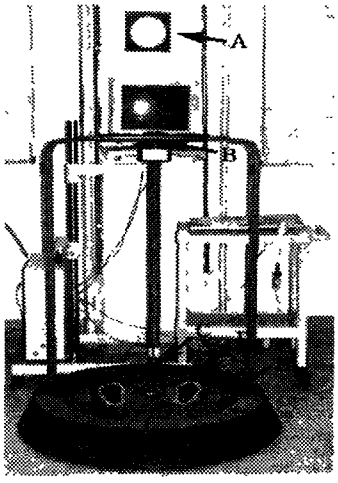

그림 1. Kinesthetic ability training (KAT) balance platform

A. 목표점 B. psi 수치를 보여주는 화면 C. 감지기
D. 발 놓는 위치 E. 원형발판

1) BREG Inc., 1281 Liberty Way, Vista, CA., USA, 1994

나. Heart rate monitor

안정 시와 운동 시의 심박동수는 Polar accurex plus™ heart rate monitor[2]를 통해 측정하였다. 이 기기는 시계 모양의 무선 심박동 수신기(wrist receiver), 심박동 감지기가 내장된 띠(chest band) 그리고 이 띠를 가슴 부위에 고정하기 위해 연결되는 탄력끈(elastic strap)으로 구성된다(그림 2). 무선 심박동 수신기에 저장된 자료는 Polar interface plus를 통해 컴퓨터에 입력되었고, 개인용 컴퓨터 프로그램인 Polar training advisor software에 의해 분석되었다.

다. 트레드밀

대상자의 피로를 유발하기 위하여 속도와 경사를 조절할 수 있는 Marquette 2000 트레드밀[3]을 사용하였다(그림 3). 이 트레드밀에 내장되어 있는 여러 가지 훈련 프로그램 중에서 신체적으로 건강한 대상자에게 주로 적용되는 Bruce protocol을 선택하였다(Hillegass, 1989; Trabulo 등, 1994). 이 protocol은 적용이 쉽고 비교적 짧은 시간 내에 대상자의 운동 능력을 평가할 수 있어 많이 사용된다(Brannon 등, 1998; Flores와 Zohman, 1993; Kaminsky와 Whaley, 1998). 트레드밀에 내장된 이 프로그램은 먼저 경사 10° 에서 1.7 mph의 속도로 시작하여, 3분이 경과할 때마다 자동적으로 경사와 속도를 변경시킨다 (부록 1).

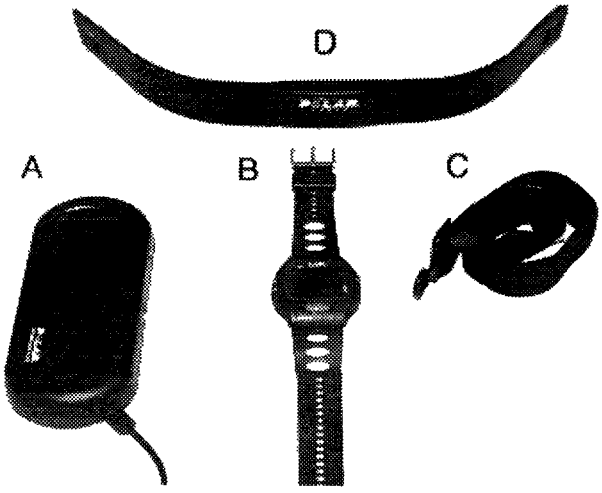

그림 2. Polar accurex plus™ heart rate monitor

A. Polar interface plus B. Wrist receiver
C. Elastic strap D. Polar coded transmitter

2) Polar Electro Oy, Finland, 1996

3) GE Marquette Medical Systems, Inc., USA

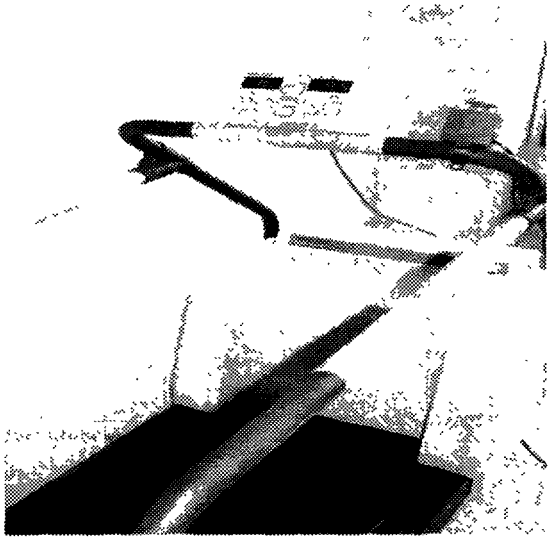

그림 3. 트레드밀

3. 측정 변수

가. 균형지수

균형지수는 운동 전·후의 신체 동요 변화를 비교하기 위하여 사용되었다. 균형 유지 능력 검사 동안 측정된 자료는 기준점(reference position)으로부터 변경된 위치(tilted position)까지의 거리로 계산된다. 이 때 기준점은 X축과 Y축이 교차하는 원점을 의미한다. 이 거리의 절대적 수치는 모두 9 부분의 균형지수(partial balance indexes: PBIs)로 구분되어 검사하는 시간 동안 합산된다. 각각의 부분 균형지수는 X축과 Y축이 교차하는 원점과 두 축에 의해 구분되는 4 영역(Q1, Q2, Q3, Q4) 그리고 두 축에서 양과 음으로 구분된 4 곳(+X축, -X축, +Y축, -Y축)에서 계산된다(부록 2, 그림 5). 이 9 부분의 균형지수 총합으로 균형지수를 구하며, 이 수치가 클수록 균형 유지 능력이 감소하여 신체 동요가 증가했음을 의미한다. 균형 능력을 검사하는 동안 측정된 균형지수는 컴퓨터에 내장된 KatWin 1.0b 프로그램에 의해 자동적으로 계산되었다.

나. 목표 심박동수

대상자의 피로를 유발하기 위하여 목표 심박동수(target heart rate) 즉, 최대 심박동수의 85%에 도달할 때까지 트레드밀 운동을 시행하였다. 이는 피로가 유발되는 시점인 무산소역치(anaerobic threshold: AT) 이상의 운동강도로서 Karvonen의 공식에 의해 산출되었다(황수관, 1992; Brannon 등, 1998; Certo, 1995). 이 공식은 '목표 심박동수 = .85(최대 심박동수 - 안정 시 심박동수) + 안정 시 심박동수'이며, 최대 심박동수는 '220 - 나이'의 공식에 의해 이론적으로 산출되었다(황수관, 1992). 그리고 안정 시 심박동수는 침상에 누운 상태에서 5분 동안 측정되었다.

다. 자각적 운동강도

운동 종료 시 대상자에게 자각적 운동강도를 보고하게 하였는데, 이것은 운동 시에 발휘된 힘을 평가하는 척도이다(Adlerton과 Moritz, 1996; Astrand와 Rodahl, 1986;

O'Sullivan, 1988; Protas, 1997)(부록 3). 이 척도에서 무산소역치 수준의 척도 기준은 13~15 등급으로 최대 심박동수의 60% 이상의 운동강도에 해당되며, 16 등급은 최대 심박동수의 90%에 해당한다(전태원, 1994; Borg 등, 1987). 따라서 본 연구에서는 13~16 등급의 운동강도로 트레드밀 운동을 시행하였으며, 운동하는 동안 Polar accurex plus™ heart rate monitor를 사용하여 대상자들의 심박동수를 측정하였다.

라. 고유수용성 감각 평가

최대하 트레드밀 운동에 의해 유발된 피로가 고유수용성 감각에 영향을 미치는지 알아보기 위하여 De Domenico와 McCloskey(1987)가 고안한 관절 위치감각 측정방법을 사용하였다. 대상자는 바닥에 고정된 가로 50 ㎝, 세로 50 ㎝의 모눈종이 앞에 맨발로 눈을 감고 서게 한 후에, 오른쪽 발을 먼저 모눈종이 위에 올려놓고 그 다음에 왼쪽 발을 어깨너비만큼 벌려 모눈종이 위에 올려놓도록 하였다. 이 때 왼쪽 발의 엄지발가락이 오른쪽 발의 엄지발가락과 동일한 선상에 위치하도록 왼쪽 발을 올려놓게 하였다. 대상자가 왼쪽 발의 위치가 잘못되었다고 보고한 경우 처음부터 다시 시작하였다. 그 후에 두 엄지발가락 끝의 앞·뒤 차이를 모눈종이 눈금으로 측정하였다.

4. 실험 과정

운동을 시작하기 전에 기초 자료를 위하여 안정 시의 균형지수를 측정하였다. 먼저 원형 발판의 안정성 단위인 psi를 확인하고 각 대상자의 몸무게에 비례하여 결정된 수치로 조정하였다. 그 후에 대상자는 두 팔을 체간 옆에 붙이고 발판에 표시된 위치에 맨발로 똑바로 섰다. 대상자의 균형지수는 눈을 뜨고 서 있는 것과 감고 서 있는 것을 교대로 반복하면서 각각 5회씩 측정되었다. 눈을 뜨고 서 있는 경우에 대상자는 전방으로 1 m 떨어진 눈 높이의 목표점을 바라보았다. 균형지수는 매회 20초 동안 측정되었고, 총 10회를 측정하는 동안 약 5분 정도가 소요되었다. 그리고 나서 대상자의 신체적 및 심리적 안정을 위하여 5분 동안 침대에 누워 휴식을 취하도록 하였다. 이 기간 동안 Polar accurex plus™ heart rate monitor를 사용하여 안정 시의 심박동수를 측정하였다.

운동을 시작하기 전에 위치감각을 측정하였고, 그 후에 대상자는 자신의 목표 심박동수에 도달할 때까지 Bruce protocol에 의해서 트레드밀 운동을 수행하였다. 목표 심박동수에 도달한 시점을 알기 위해 운동하는 동안 심박동수를 계속하여 측정하였다. 운동 종료 시에는 정리운동 없이 바로 멈추었고, 대상자는 자신의 상태를 자각적 운동강도 척도로 보고하였다. 운동 후의 균형지수 측정은 기초자료 측정방법과 동일하였고, 시간 경과에 따른 신체 동요 변화를 알아보기 위하여 모두 3회기를 측정하였다. 첫 번째 회기의 균형지수 측정은 운동 직후 실시하였고, 곧바로 고유수용성 감각을 측정하였다. 그리고 5분 동안 휴식을 취한 후, 두 번째 회기의 균형지수를 측정하였다. 이 후 또 5분 간 휴식을 취하고, 세 번째 회기의 균형지수를 측정하였으며, 곧바로 위치감각을 측정하였다. 따라서 균형지수는 운동 직후, 운동 후 10분, 운동 후 20분에 그리고 위치감각은 운동 직전, 운동 후 5분, 운동 후 25분에 측정되었다.

5. 분석방법

운동 전·후의 신체 동요 변화를 알아보기 위하여 각 회기마다 시각 상태에 따라 각각 5회씩 측정된 균형지수의 평균값을 비교하였다. 이를 위하여 반복측정에 의한 일요인 분산분석(one-way analysis of variance for repeated measures)을 사용하였다. 운동 후 시간 경과에 따른 신체 동요 변화를 알아보기 위해 Bonferroni 방법으로 운동 전과 운동 후

3회기에 걸쳐 반복 측정된 균형지수를 분석하였다. 그리고 운동 전·후 시각 차단에 따른 균형지수 변화를 비교하기 위하여 반복 측정에 의한 이요인 분산분석(two-way analysis of variance for repeated measures)을 사용하였다. 또한 운동 전과 운동 후 5분과 운동 후 25분에 측정된 고유수용성 감각 차이를 비교하기 위하여 반복 측정에 의한 일요인 분산분석을 사용하였다.

Ⅲ. 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

본 실험에 참가한 연구대상자는 신체 건강한 남자 24명이었다. 대상자들의 평균 나이는 23.0세였고, 평균 키는 172.9 ㎝, 그리고 평균 몸무게는 69.3 ㎏이었다(표 1).

2. 최대하 트레드밀 운동 시의 생리적 변화

최대하 트레드밀 운동 시 운동강도를 평가하기 위하여 심박동수와 자각적 운동강도를 측정하였다(표 2). 각 대상자의 목표 심박동수는 나이에 기초하여 계산된 최대 심박동수와 5분 동안 침상에 누워 측정된 안정 시 심박동수에 의해 결정되었다. 이 두 값에 의해 계산된 목표 심박동수의 평균은 178.2 bpm (beats per minute)이었고, 이에 도달하기까지 소요된 평균 시간은 10분이었다. 그리고 이론적으로 계산된 무산소역치 즉, 최대 심박동수의 75%에 해당하는 심박동수의 평균은 147 bpm이었고, 이에 도달하기까지 걸린 평균 시간은 7분이었다. 그리고 운동 직후 대상자들이 보고한 자각적 운동강도의 최빈치는 14 단계였다.

표 1. 연구대상자의 일반적인 특성 (n = 24)

나이(세)	키(㎝)	몸무게(㎏)
23.0±2.0*	172.9±3.8	69.3±8.0

평균±표준편차

표 2. 무산소역치 시 심박동수와 목표 심박동수와 자각적 운동강도

무산소역치 시 심박동수 (bpm)**	목표 심박동수(bpm)	자각적 운동강도
147.7±1.5*	178±1.9	14.0±.7

*평균±표준편차
**bpm: beats per minute

3. 최대하 트레드밀 운동 전·후 균형지수 변화

최대하 트레드밀 운동이 신체 동요에 영향을 미치는지 알아보기 위하여 운동 전과 운동 후 3회기에 걸쳐 측정된 균형지수의 평균값을 비교하였다. 눈을 뜬 조건에서 운동 후 측정된 균형지수는 운동 전과 유의한 차이가 있었다(표 3).

운동 후 시간 경과에 따른 신체 동요 변화를 알아보기 위하여 운동 전과 운동 후 3회기에 걸쳐 측정된 균형지수를 Bonferroni 방법으로 분석하였다. 눈을 뜬 조건에서는 운동 직후와 운동 후 10분에 측정된 균형지수가 운동 전에 비해 유의하게 증가하였다($p<.05$).

눈을 감은 상태에서도 운동 후 측정된 균형지수는 운동 전과 유의한 차이가 있었다(표 4). 그리고 운동 후 시간 경과에 따른 신체 동요 변화를 알아보기 위하여 Bonferroni 방법으로 운동 전과 운동 후 반복 측정된 균형지수를 분석하였다. 눈을 감고 측정한 균형지수는 운동 전과 비교하여 운동 직후에 유의하게 증가하였으며, 운동 후 20분에는 유의하게 감소하였다($p<.05$).

표 3. 눈을 뜬 조건에서 측정된 운동 전·후의 균형지수 비교 (단위: ㎜)

측정시기	균형지수 평균±표준편차	자유도	F	p
운동 전	397.23±129.60	3	4.52	.01
운동 후	612.40±244.57*			
운동 후 10분	516.63±214.66*			
운동 후 20분	461.53±231.34			

*운동 전 균형지수와 비교 시 $p<.05$

표 4. 눈을 감은 조건에서 측정된 운동 전·후의 균형지수 비교 (단위: ㎜)

측정시기	균형지수 평균±표준편차	자유도	F	p
운동 전	1812.60±329.62	3	7.52	.00
운동 후	2028.95±345.36*			
운동 후 10분	1739.67±319.96			
운동 후 20분	1604.07±268.54*			

*운동 전과 비교 시 $p<.05$

4. 시각 차단에 따른 균형지수 변화

운동 전과 운동 후 반복 측정된 균형지수가 측정시기 뿐만 아니라 눈을 뜬 조건과 감은 조건에 의해서도 차이가 있는지 비교하였다. 균형지수는 시각조건과 측정시기 모두에서 유의한 차이를 보였으며, 두 요인간의 상호작용도 유의하게 나타났다($p<.05$),(표 5). 운동 전에 눈을 감고 측정한 균형지수는 눈을 뜬 조건보다 4.6배 높았고, 운동 후에는 3.4배 정도 높은 값을 보였다(그림 4).

표 5. 시각 차단에 따른 균형지수 변화 비교 (단위: ㎜)

	평방합	자유도	F	p
시각조건	81987456.7	1	2072.2	.0001
측정시기	223591.7	3	17.9	.0001
시각조건×측정시기	783768.6	3	6.6	.0003

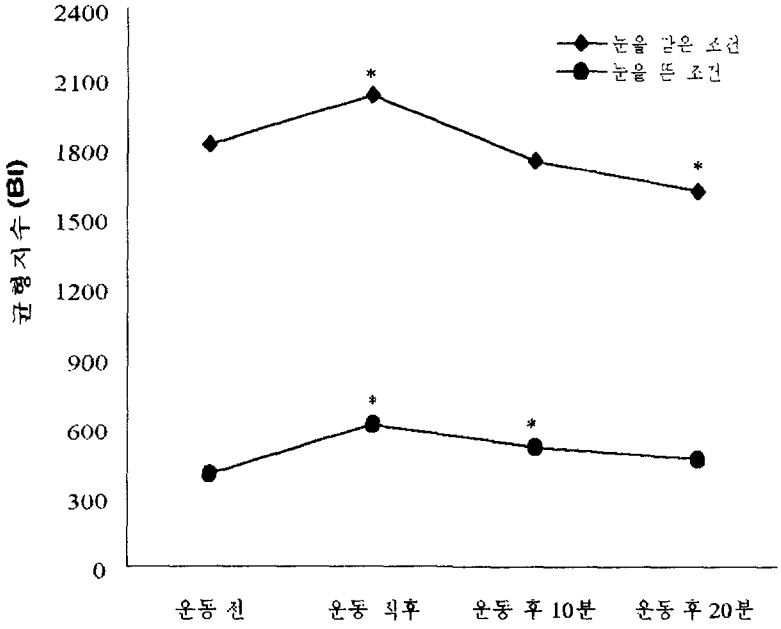

그림 4. 운동 전과 운동 후 반복 측정된 균형지수 변화 비교
* 운동 전 균형지수와 비교 시 $p<.05$

5. 최대하 트레드밀 운동 전·후의 고유수용성 감각 변화

최대하 트레드밀 운동이 고유수용성 감각 변화에 영향을 주는지 알아보기 위하여 운동 전과 운동 후 측정된 위치감각을 비교하였다. 운동 후 측정된 두 시기의 위치감각은 모두 운동 전과 유의한 차이를 보이지 않았다 (p>.05),(표 6).

표 6. 최대하 트레드밀 운동 전·후의 고유수용성 감각 변화 비교 (단위: ㎜)

측정시기	고유수용성 감각 평균±표준편차	자유도	F	p
운동 전	7.9±4.5	2	1.52	.23
운동 후 5분	9.3±5.8			
운동 후 25분	6.9±3.6			

Ⅳ. 고찰

본 연구에서는 최대하 트레드밀 운동에 의해 유발된 피로가 균형 유지 능력에 영향을 주어 신체 동요를 증가시키는지 알아보았다. 피로를 유발하기 위하여 대상자들은 목표 심박동수 즉, 최대 심박동수의 85%에 도달할 때까지 최대하 트레드밀 운동을 수행하였으며, 이는 무산소역치 이상에 해당하는 운동강도이다. 무산소역치는 생리학적으로 환기량 및 이산화탄소, pH 등이 급속히 변화하기 시작하고 혈액 내에 젖산이 증가하기 시작하여 피로가 유발되는 시점이다(황수관, 1992). 무산소역치에 도달하였을 때의 산소소비량은 최대 산소소비량의 약 65% 정도이며(McArdle 등, 1994), 심박동수는 최대 심박동수의 75%에 해당한다(Brannon 등, 1998). 대상자들의 목표 심박동수 평균은 178 bpm으로 이에 도달하기까지 소요된 평균 시간은 10분이었다. 최대 심박동수는 이론적으로 산출하였는데 220에서 대상자의 나이를 뺀 값으로, 이는 나이가 증가함에 따라 최대 심박동수가 점차 감소하는 경향을 고려한 것이다(황수관, 1992). 안정 시 심박동수 및 운동하는 동안의 심박동수를 측정한 Polar accurex plus™ heart rate monitor는 심박동수를 손목에 착용한 무선 수신기 화면상에 보여주므로 목표 심박동수에 도달하였을 때, 바로 운동을 멈추게 할 수 있었다. 그리고 Polar training advisor software에 의해 총 측정시간 및 그 시간 동안의 평균, 그리고 각각의 시간에 해당하는 심박동수를 알 수 있었다. 그리고 심박동수 변화 곡선을 통해 운동강도가 증가할수록 이에 비례하여 심박동수가 거의 직선적으로 증가함을 알 수 있었다(부록 4).

목표 심박동수에 도달하여 트레드밀 운동을 종료할 때 대상자들이 보고한 자각적 운동강도 최빈치는 14 단계였고, 이것은 최대 심박동수의 80%에 해당한다. 자각적 운동강도 척도에서 14 단계는 다소 힘든 운동강도와 힘든 강도 사이에 위치한다. 이 운동강도는 대상자들이 실제로 운동을 종료한 목표 심박동수보다 낮은 편이며, 이는 Bruce protocol이 가지고 있는 제한점으로 설명될

수 있다. 트레드밀 운동에 사용한 Bruce protocol은 젊고 건강한 사람들의 운동 능력을 측정하는데 편리하고 시간을 절약할 수 있어 일반적으로 많이 사용되지만, 각 단계마다 부하가 동일하게 증가되지 않는 제한점을 가지고 있다(Brannon, 1998). 대부분 대상자들은 Bruce protocol의 4 단계에서 운동을 종료하였는데, 각 대상자들의 심박동수 변화 곡선을 보면 대부분 운동 종료 시점에서 심박동수가 비교적 급격히 증가했음을 알 수 있다(부록 4). 따라서 대상자는 운동 종료 시점에서 짧은 시간 동안 급격히 증가한 심박동수를 자각하기 전에 운동을 종료하여 대상자가 보고한 자각적 운동강도와 실제 부하 된 운동강도 사이에 차이가 나타났을 것으로 사료된다.

운동 전과 운동 후 반복 측정된 균형지수를 비교한 결과, 눈을 뜬 조건에서 측정한 경우와 감은 조건에서 측정한 경우 모두에서 운동 후의 수치가 유의하게 증가하였다. 이는 최대하 트레드밀 운동 후 유발된 피로에 의해 신체 동요가 증가했음을 의미한다. Johnston 등(1998)도 등속성 근력측정기(isokinetic dynamometer)를 사용하여 하지 피로를 유발한 후 균형 능력을 평가한 결과, 운동 전보다 유의하게 감소하였다고 보고하였다. Nardone 등(1997)은 무산소역치 이상으로 트레드밀 운동을 수행하여 피로를 유발한 후에 측정한 신체 동요가 운동 전과 비교하여 유의하게 증가하였다고 보고하였다. 그러나 피로가 유발되지 않는 범위 내에서 트레드밀 운동을 수행한 후에 측정한 신체 동요는 운동 전과 비교하여 유의한 증가를 보이지 않았다고 하였다.

운동 후 시간 경과에 따른 신체 동요 변화를 알아보기 위하여 운동 후 3회기에 걸쳐 반복 측정된 균형지수를 운동 전 수치와 비교하였다. 그 결과 시각 조건에 따라서 약간의 차이가 있었지만, 운동 후 신체 동요 증가는 5~15분 정도 지속되었다. Nardone 등(1997, 1998)도 운동 후에 측정된 신체 동요가 운동 전에 비해 유의하게 증가하였으며, 이러한 증가가 10~15분 동안 지속되었다고 보고하였다.

운동 후 신체 동요가 단지 5~15분 동안만 유의하게 증가한 것은 피로의 주된 요소가 신경근계의 말초적 피로이기 때문으로 설명할 수 있다(Nardone 등, 1998). 단기간 동안 높은 강도로 수행된 운동은 에너지 대사를 감소시키고 흥분-수축 기전을 손상시킨다. 에너지 대사 감소는 단지 몇 분 동안 지속되는 현상이지만 근육의 최대 근수축력 감소에 있어 보다 큰 영향을 미치며, 흥분-수축 기전 손상은 최대 근수축력 감소에 미치는 영향은 작지만 비교적 오래 지속된다(Baker 등, 1993). 이 현상들은 피로와 밀접한 연관성을 가지며, 운동 후 자세 균형에 영향을 주어 신체 동요를 급격히 증가시키지만 그러한 영향은 운동 초기에 단기간 동안만 지속된다.

감소된 균형 능력이 5~15분만에 빠르게 회복된 이유는 자세근들이 주로 피로의 영향을 크게 받지 않는 유산소 운동 단위들(aerobic motor units)로 구성되어 있기 때문으로 설명할 수 있다(Johnson 등, 1973). 그리고 걷는 동안 일어나는 수축 형태에서도 그 이유를 찾을 수 있다. 보행 주기의 대부분은 하지근의 원심성 수축(eccentric contraction)에 의해 수행되며(Inman 등, 1981), 이 수축 형태에 대한 근육의 저항이 강한 편이므로 트레드밀 운동이 신체 동요 변화에 미치는 영향은 크지 않을 수 있다(Enoka, 1995).

또한 두 시각 상태 모두에서 운동 직후 측정된 균형지수가 가장 높은 증가를 보였으며, 시간이 경과할수록 감소하는 경향을 보였다. 눈을 뜬 상태에서 운동 후 반복 측정된 균형지수는 모두 운동 전보다 높은 수치를 보였다. 그러나 눈을 감고 측정한 경우에서는 단지 운동 직후의 균형지수만이 운동 전보다 높았고 다른 두 회기에서는 낮은 수치를 보였다. 이러한 결과는 반복 측정으로 인한 훈련 효과로 생각된다. 대상자들은 실제 실험에 들어가기 전에 불안정한 발판에 적응하기 위하여 10~15회의 연습회기를 가졌으며, 이는

모두 눈을 뜬 상태에서만 실시되었다. 그러므로 눈을 뜨고 측정하였을 때보다 눈을 감고 측정한 경우에 자세 적응력이 떨어져 운동 전에 측정된 균형지수가 보다 높게 나타났을 수 있다.

자세 균형을 유지하기 위해서는 자세근의 작용 뿐만 아니라 주위 환경과 신체 위치에 대한 감각 정보가 필요하다. 시각과 전정감각 그리고 체감각 정보는 신체의 무게중심 및 위치 그리고 지지면(base of support)의 특성을 파악하여, 신체 동요 변화를 예측하고 이에 적응하도록 작용한다. 그러나 이 감각 정보들이 이용되는 정도는 환경 조건에 따라 달라진다(Shumway-Cook과 Woollacott, 1995). 모래나 푹신한 바닥에서 균형을 유지할 때는 시각 정보가 주로 기여하지만, 안전한 바닥에서 균형을 유지할 때는 체감각 정보가 우선적으로 작용한다(Shumway-Cook과 Horak, 1986). 체감각 정보에는 고유수용성 감각과 압각, 통각, 온도감각이 있으며(김종만, 1997; Umphred, 1995), 사지의 운동 조절을 위해서는 근육의 길이나 근 긴장도, 관절의 위치에 대한 고유수용성 감각 정보가 필요하다(Johnston 등, 1998). 따라서 최대하 트레드밀 운동에 의해 고유수용성 감각 정보가 영향을 받는지 알아보기 위하여 위치감각을 측정한 결과, 운동에 의해 유발된 피로가 고유수용성 감각에 영향을 미치지 않는다는 것을 알 수 있었다.

그러나 이에 대한 선행 연구를 살펴보면 상반된 결과를 보고하고 있다. Johnston 등(1998)은 피로에 의해 고유수용성 감각이 영향을 받으며 이로 인해 근육의 반응이 감소하고 균형 유지 능력이 떨어질 수 있다고 하였다. Skinner 등(1986)도 하지의 과도한 운동으로 유발된 근피로에 의해 관절의 위치감각이 유의하게 감소하였다고 보고하였다. 그러나 Marks와 Quinney(1993)은 피로가 유발된 운동 후에도 위치감각에 유의한 변화가 없었으며, 이는 근육의 생리학적 상태에 의해 위치감각이 영향을 받지 않는다는 것을 의미한다고 하였다. 이 연구는 비교적 높은 강도로 운동하였지만 운동 지속시간은 길지 않았다. 반면에 Lepers 등(1997)은 1시간 44분 동안 25 ㎞를 달린 후 고유수용성 감각을 평가한 결과 유의한 감소를 보였다고 하였다. 따라서 본 연구에서 최대하 트레드밀 운동 후 측정된 위치감각이 운동 전과 유의한 차이를 보이지 않은 것은 이 감각에 영향을 미칠 만큼 충분한 시간 동안 운동을 하지 않았기 때문으로 사료된다.

시각 정보를 차단한 상태에서 측정된 균형지수는 시각 정보가 주어진 경우보다 높은 수치를 보였으며, 이러한 결과는 운동 전·후 모두에서 동일하게 나타났다. 선행 연구에서도 시각이 차단된 상태에서 신체 동요가 유의하게 증가되었다고 보고하였다(Nardone 등, 1998; Tarantola 등, 1997; Winter 등, 1998). 시각 차단에 의해 증가한 균형지수 수치는 운동으로 유발된 피로에 의해 증가한 수치보다 높았다. 그러므로 자세의 균형을 유지하는 능력은 피로보다는 시각 정보 차단에 더 많은 영향을 받는다는 것을 알 수 있었다.

본 연구에서는 최대하 트레드밀 운동 후 중추 수준의 피로가 발생하였는지, 그리고 이것이 신체 동요 변화에 영향을 주었는지는 알 수 없었다. 중추신경계는 입력된 다양한 감각들을 분석하고 이 정보를 통합하여 자세근들이 적절하게 반응할 수 있도록 조절한다(Nardone 등, 1997). Lepers 등(1997)은 운동 시 뿐만 아니라 운동 후 회복기에서도 중추신경계의 감각 정보 통합 기능이 필요하며, 이것이 원활히 수행되지 않는다면 운동 후 균형 유지 능력이 감소할 것이라고 하였다.

본 연구 결과에서 단기간 동안의 최대하 운동 수행은 젊고 건강한 성인의 자세 균형 유지 능력에 영향을 미쳐서 신체 동요를 증가시키지만, 그러한 현상은 단지 5~15분 동안만 지속된다는 것을 알 수 있었다. 비록 본 연구에서는 운동에 의해 유발된 피로가 자세 균형에 단기간 동안만 영향을 미치는 것으로 나타났지만, 균형 감각이 떨어지는 노인이나

전정신경계 환자, 혹은 근력이 약해진 근육병 환자나 만성 피로증후군 환자의 경우에서도 동일한 결과를 보이는지 대한 연구가 필요하다. 젊고 건강한 성인들은 피로가 발생하더라도 쉽게 회복되고 다른 기전에 의해 보상 작용이 일어나지만, 노화나 장애를 가진 사람들은 이와는 다른 반응을 보일 수도 있기 때문이다.

그리고 본 연구에서는 최대하 운동강도로 단기간 동안 운동한 경우에 대해서만 분석하였으나, 앞으로 다양한 운동강도 및 운동 지속 시간에 따른 신체 동요 변화에 대한 연구도 필요할 것이다. 운동 선수 혹은 산업체에서 근무하는 사람들은 자세 균형이 감소하면 신체적 손상을 입을 위험이 높기 때문에 이를 예방할 수 있는 적절한 운동강도(혹은 작업량) 및 알맞은 운동 지속 시간(혹은 작업 지속 시간)을 적용해야 한다. 또한 본 연구에서 적용한 트레드밀 운동 외에 cycle ergometer나 등속성 운동 기구 등을 사용한 다양한 운동 프로그램에 의해 유발된 피로가 자세 균형에 미치는 영향에 대해서도 연구되어야 할 것이다.

V. 결론

본 연구는 최대하 트레드밀 운동에 의해 유발된 피로가 기립자세 균형 조절에 영향을 주어 신체 동요를 변화시키는지 알아보았다. 이를 위해서 운동 전·후에 측정된 균형지수를 눈을 뜬 조건과 감은 조건으로 구분하여 비교하였다. 그리고 운동 전과 운동 후 3회기에 걸쳐 반복 측정된 균형지수를 비교하여 시간 경과에 따른 신체 동요 변화를 분석하였다. 또한 최대하 운동 후 신체 동요 변화와 감각 정보 사이의 관계를 알아보기 위하여, 운동 전·후 시각 차단에 따른 균형지수 차이와 최대하 운동으로 유발된 피로에 의해 고유수용성 감각에 변화가 있는지 알아보기 위하여 운동 전·후에 측정된 위치감각을 비교하였다.

연구 대상은 20대의 건강한 성인 남자 24명이었으며, 이들은 발판 위에 맨발로 서서 눈을 뜨는 것과 감는 감는 것을 교대로 반복하며 안정 시의 신체 동요를 측정하였다. 신체 동요는 운동 전과 대상자들의 최대 심박동수의 85%에 도달할 때까지 최대하 트레드밀 운동을 시행한 후 3회기에 걸쳐 반복 측정되었다. 측정시기는 운동 직후, 운동 후 10분 운동 후 20분으로, 각 회기마다 5분간의 휴식 시간을 주었다. 최대하 트레드밀 운동에 의해 유발된 피로에 의한 고유수용성 감각 변화를 알아보기 위하여 운동 직전과 운동 후 5분, 운동 후 25분에 측정된 위치감각을 비교하였다.

결과는 다음과 같다.

1. 최대하 트레드밀 운동 후 20분 이내에 측정된 신체 동요는 눈을 뜬 조건과 감은 조건 모두에서 운동 전과 비교하여 유의한 차이가 있었다($p<.05$).

2. 눈을 뜨고 신체 동요를 측정한 경우에는 운동 직후와 운동 후 10분에 측정된 신체 동요가 운동 전과 비교하여 유의한 증가를 보였다($p<.05$). 눈을 감은 조건에서는 운동 직후에 측정된 신체 동요가 운동 전에 비해 유의하게 증가하였으며($p<.05$), 운동 후 20분에 측정된 신체 동요는 유의하게 감소하였다($p<.05$).

3. 최대하 트레드밀 운동 후 반복 측정된 위치감각은 운동 전과 비교하여 유의한 차이가 없었다($p>.05$).

위의 결과로 볼 때, 최대하 트레드밀 운동에 의한 피로는 눈을 뜬 조건이나 감은 조건 모두에서 건강한 성인의 신체 동요를 증가시키지만, 그러한 증가는 단지 5~15분 동안만 지속된다는 것을 알 수 있었다. 고유수용성 감각 정보인 위치감각은 최대하 트레드밀 운동에 의해 영향을 받지 않는 것으로 나타났다. 본 연구는 20대 건강한 성인 남자만을 대상으로 하였으므로, 앞으로는 낙상의 위험이 높은 노인들이나 균형 능력이 떨어져 있는 환자들을 대상으로 한 연구가 필요할 것이다.

인용문헌

김종만. 물리치료사와 작업치료사를 위한 신경해부생리학. 정담출판사, 1997.

김종만, 이충휘. 신경계물리치료학. 정담출판사, 1997.

박상옥, 박래준, 양재근 등. 운동생리학. 정담출판사, 1992.

전태원. 운동검사와 처방. 태근문화사, 1994.

황수관. 운동생리. In: 강두희. 생리학. 개정 4판. 신광출판사, 1992:14.1-14.38.

Adams RD, Victor M, Ropper AH. Principles of Neurology. 6th eds. Singapore: McGraw-Hill Book Co., 1997.

Adlerton AK, Moritz U. Does calf-muscle fatigue affect standing balance? Scand J Med Sci Sports. 1996;6(9):211-215.

Astrand PO, Rodahl K. Textbook of Work Physiology: Physiological bases of exercise. 3rd eds. McGraw-Hill Inc., 1986.

Baker AJ, Kostov KG, Miller RG, et al. Slow force recovery after long-duration exercise: Metabolic and activation factors in muscle fatigue. J Appl Physiol. 1993; 74:2294-2300.

Balestra C, Duchateau J, Hainaut K. Effects of fatigue on the stretch reflex in a human muscle. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1992;85:46-52.

Binder-Macleod SA, Snyder-Mackler L. Muscle fatigue: Clinical implications for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation. Phys Ther. 1993; 73(12):902-910.

Borg G. Psychophysical bases of perceived exertion. Med Sci Sports Exerc. 1982; 14:377-381.

Borg G, Hassmen P, Lagerstrom M. Perceived exertion related to heart rate and blood lactate during arm and leg exercise. Eur J Appl Physiol. 1987;56:679-685.

Brannon FJ, Foley MW, Starr JA, et al. Cardiopulmonary Rehabilitation: Basic theory and application. 3rd eds. Philadelphia: F.A. Davis Co., 1998:249-283.

Brasil-Neto JP, Cohen LG, Hallett M. Central fatigue as revealed by postexercise decrement of motor evoked potentials. Muscle Nerve. 1994;17(7):713-719.

Brasil-Neto JP, Pascual-Leone A, Valls-Sole J, et al. Postexercise depression of motor evoked potentials: A measure of central nervous system fatigue. Exp Brain Res. 1993;93(1):181-184.

Certo C. Cardiovascular system. In: Mayers RS. Saunders Manual of Physical Therapy Practice. Philadelphia: W.B. Co., 1995: 193-251.

Davis JM. Central and peripheral factors in fatigue. J Sports Sci. 1995;13:s49-s53.

Davis JM, Baliley SP. Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. Med Sci Sports Exerc. 1997;29(1):45-57.

De Domenico G, McCloskey DI. Accuracy of voluntary movements at the thumb and elbow joints. Exp Brain Res. 1987;65:471-478.

Dietz V. Human neuronal control of autom-atic functional movements: Interaction between central programs and afferent input. J Appl Physiol. 1992;72:1631-1648.

Edwards RHT. Human muscle function and fatigue. In: Poter R, Whelan J, eds. Human Muscle Fatigue: Physiological mechanisms. London: Pitman Medical, 1981:1-18.

Enoka RM. Mechanisms of muscle fatigue: Central factors and task dependency. J Electromyogr Kinesiol. 1995;5(3):141-149.

Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. J Appl Physiol. 1992; 72:1631-1648.

Fitts RH. Cellular mechanisms of muscle fatigue. Physiol Rev. 1994;74(1):49-94.

Fitzpatrick R, McCloskey DI. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. J Physiol. 1993;478:173-180.

Flores AM, Zohman LR. Rehabilitation of the cardiac patient. In: DeLisa JA. Rehabilitation Medicine: Principles and practice. 2nd eds. Philadelphia: Lippincott Co., 1993:934-951.

Gandevia SC, Enoka RM, McComas AJ, et al. Neurobiology of muscle fatigue: Advances and issues. In: Gandevia SC, Enoka RM, McComas AJ, et al, eds. Fatigue: Neural and muscular mechanism. New York: Plenum Press, 1995:515-525.

Hillegass E. Cardiovascular analysis. In: Skully RM, Barnes MR. eds. Physical Therapy. Philadelphia: J.B. Lippincott Co., 1989:515-547.

Hollge J, Kunkel M, Ziemann U, et al. Central fatigue in sports and daily exercise: A magnetic stimulation study. Int J Sports Med. 1997;18(8):614-617.

Howard ME, Cawley PK, Losse GM, et al. Correlation of Static and Dynamic Balance Indexs to Injury History, Performance Criteria and Physical Findings in 595 Elite College Foot Ball Players. 8th Annual AOSSM Speciality Day, San Diego, CA. 1995.

Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human Walking. Baltimore: Williams & Wilkins, 1981.

Jeka JJ, Lackner JR. Fingertip contact influences human postural control. Exp Brain Res. 1994;100:495-502.

Johnson MA, Polgar J, Weightman D, et al. Data on the distribution of fiber types in 36 human muscles: An autopsy study. J Neurol Sci. 1973;18:111-129.

Johnston RB, Howard ME, Cawley PW, et al. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. Med Sci Sports Exerc. 1998;30(12):1703-1707.

Kaminsky LA, Whaley MH. Evalution of a new standardized ramp protocol: The BRU/Bruce ramp protocol. J Cardiopulm Rehabil. 1998;18(6):438-444.

Kirkendall DT. Mechanisms of peripheral fatigue. Med Sci Sports Exerc. 1990;22 (4):444-449.

Lepers R, Bigard AX, Diard JP, et al. Posture control after prolonged exercise. Eur J Appl Physiol. 1997;76(1):55-61.

Liepret J, Kotterba S, Tegenthoff M, et al. Central fatigue assessed by transcranial magnetic stimulation. Muscle Nerve. 1996;19(11):1429-1434.

Marks R, Quinney HA. Effect of fatiguing maximal isokinetic quadriceps contractions on ability to estimate knee-position. Percept Mot Skills. 1993;77:1195-202.

McArdle WD, Katch FI, Katch VL. Essentials of Exercise Physiology. Philadelphia: Lea & Febiger, 1994.

Nardone A, Giordano A, Corra T. Schieppati M. Responses of leg muscles in humans displaced while standing: Effects of types of perturbation and postural set. Brain. 1990;113:65-84.

Nardone A, Tarantola J, Galante M, et al.

Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. Arch Phys Med Rehabil. 1998;79:920-924.

Nardone A, Tarantola J, Giordano A, et al. Fatigue effects on body balance. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1997;105:309-320.

Nashner LM. Analysis of stance posture in humans. In: Towe A, Luschei E, eds. Motor Coordination. New York: Plenum Press, 1981:527-565.

Newsholme EA, Blomstrand E. Tryptophan, 5-hydroxytryptamine and a possible explanation for central fatigue. Adv Exp Med Biol. 1995;384:315-320.

O'Sullivan SB. Coronary artery disease. In: O'Sullivan SB, Schmitz TJ. eds. Physical Rehabilitation: Assessment and treatment. 2nd eds. Library of Congress Cataloging, 1988:307-334.

Protas ET. Cardiovascular and pulmonary function. In: Deusen JV, Brunt D. eds. Assessment in Occupational Therapy and Physical Therapy. Philadelphia: W.B. Saunders Co., 1997:135-146.

Sharpe MH, Miles T. Position sense at the elbow after fatiguing contractions. Exp Brain Res. 1995;94:179-182.

Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction on balance: Suggestion from the field. Phys Ther. 1986;66:1548-1550.

Shumway-Cook A, Woollacott M. Motor Control: Theory and practical applications. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995.

Skinner HB, Wyatt MP, Hodgdon JA, et al. Effect of fatigue on joint position sense of the knee. J Orthop Res. 1986;4:112-118.

Tarantola J, Nardone A, Tacchini E, et al. Human stance stability improves with the repetition of the task: Effect of foot position and visual and condition. Neursci Lett. 1997;228:75-78.

Trabulo M, Mendes M, Mesquita A, et al. Does the modified Bruce protocol induce physiological stress equal to that of the Bruce protocol? Rev Port Cardiol. 1994;13(10):753-760.

Umphred DA. Neurological Rehabilitation. 3rd eds. St. Louis: Mosby. 1995.

Winter DA, Patla AE, Prince F, et al. Stiffness control of balance in quiet standing. J Neurophysiol. 1998;80:1211-1221.

부록 1

Bruce Treadmill Protocol

표 7. Bruce treadmill protocol

단계	속도(mph)	경사(°)	시간(min)
1	1.7	10	3
2	2.5	12	3
3	3.4	14	3
4	4.2	16	3
5	5.0	18	3

부록 2

Partial Balance Index

균형 유지 능력 검사 동안 측정된 자료의 점수는 변경된 위치(tilted position)부터 기준점(reference position)까지의 거리로 계산된다. 이 거리의 절대적 수치는 모두 9 부분의 균형지수(partial balance indexes: PBIs)로 구분되어 검사하는 동안 합산된다. 각각의부분 균형지수는 X축과 Y축이 교차하는 원점과 두 축에 의해 구분되는 4 영역(Q1, Q2, Q3, Q4) 그리고 두 축에서 양과 음으로 구분된 4 곳(+X축, -X축, +Y축, -Y축)에서 계산된다(그림 5). 이 9 부분의 균형지수 총합이 균형지수(balance index: BI)이다.

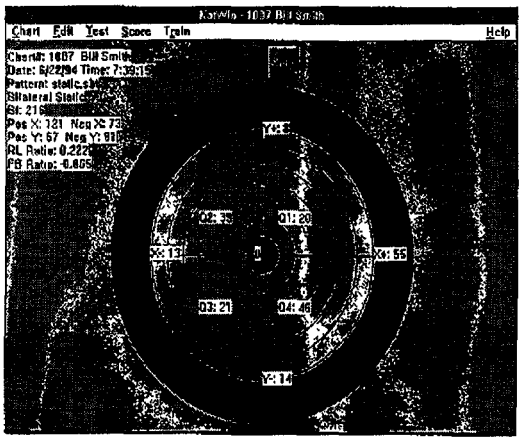

그림 5. 균형지수 측정 결과

부록 3

자각적 운동강도 (Borg's Rated of Perceived Exertion Scale)

표 8. 자각적 운동강도

단계		HR_{max} (%)	$\dot{V}_{O_2max}$ (%)
6			
7	very, very light		
8			
9	very light		
10		35%	30%
11	fairly light		
12		60%	50%
13	somewhat hard		
14		80%	75%
15	hard		
16		90%	85%
17	very hard		
18			
19	very, very hard		
20			

부록 4

트레드밀 운동 시 측정된 심박동수 변화

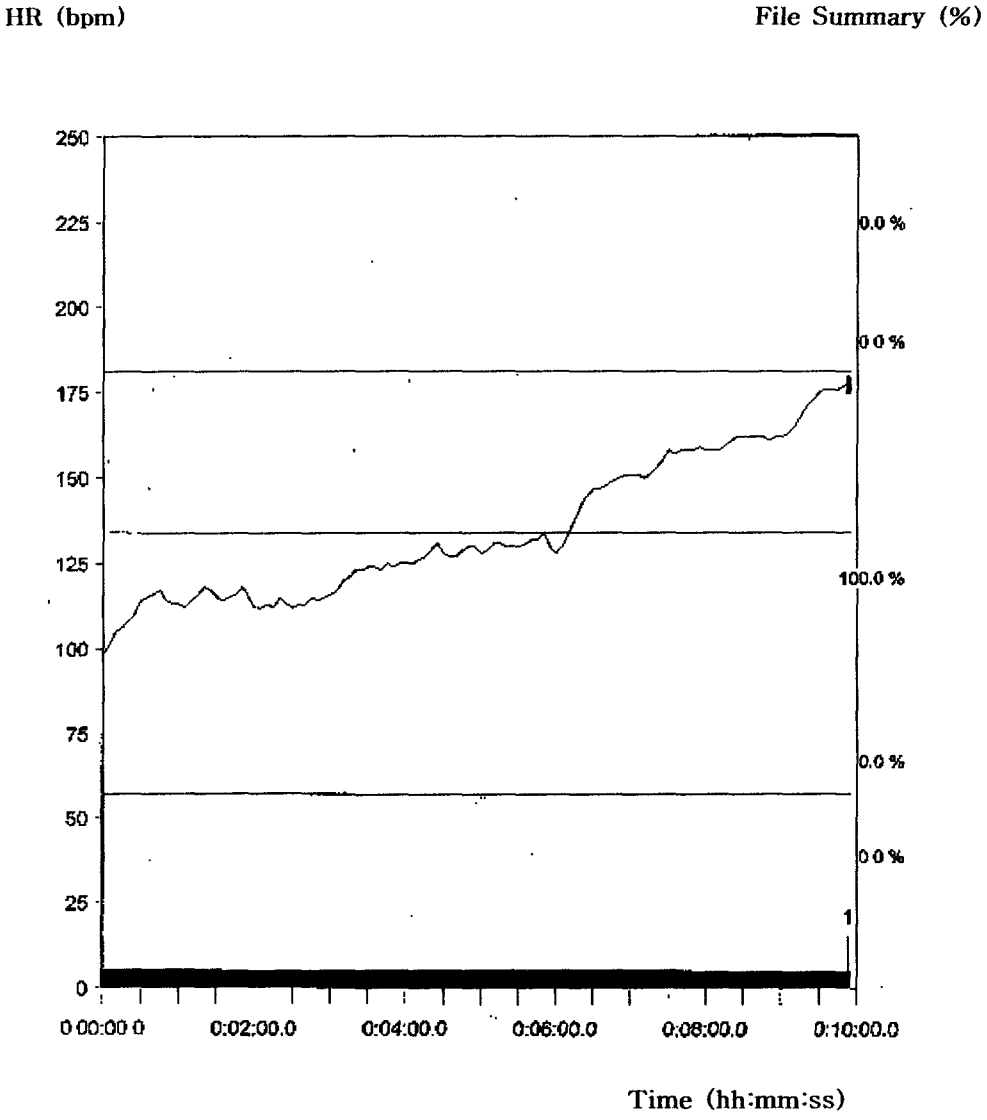

그림 6. 트레드밀 운동 시 측정된 심박동수 변화 곡선