

## 보행기 사용 시 보행기의 높이가 주관절 신전근 활성화도와 에너지소모지수에 미치는 영향

이영록  
한서대학교 대학원 물리치료학과  
김택훈, 노정석, 신현석  
한서대학교 물리치료학과

### Abstract

### The Effects of Walker Height on Muscle Activity in the Elbow Extensor and Energy Expenditure Index During Ambulation With Walkers

**Young-rok Lee, M.Sc., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, The Graduate School, Hanseo University

**Tack-hoon Kim, Ph.D., P.T.**

**Jung-suk Roh, M.Sc., P.T.**

**Heon-seock Cynn, M.A., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

The walker provides stability for walking for people whose lower extremities are disabled. It is important to measure and determine the appropriate height of a walker to conserve energy and to improve function. The purposes of this study were to examine effects of walker height and gait velocity on triceps, latissimus dorsi muscle activation, and energy expenditure index (EEI) during ambulation with a walker. Fifteen healthy subjects participated in this study. Each subject was assigned a walker with one of three heights (high, standard, lower height) and of two gait velocities (comfortable gait velocity or fast gait velocity). Electromyographic data were collected from triceps and latissimus dorsi, and EEI was determined from each condition. Two-way repeated analysis of variance (ANOVA) was used to determine the statistical significance. Post hoc comparison was performed with the Bonferroni test. The results of this study were summarized as follows: 1. There was a significant difference in the %MVIC of triceps among different walker height factors. Post hoc comparison revealed that %MVIC of dominant triceps brachii was more significantly increased in patients who used the higher walker than those who used the lower walker ( $p < .05$ ). 2. There were significant differences in the %MVIC of the latissimus dorsi among different walker height factors and gait velocity factors. Post hoc comparison revealed that the %MVIC of dominant latissimus dorsi was also more significantly increased in patients who used the higher walker than those who used the lower walker ( $p < .05$ ) and in those who used the faster gait velocity than those who used the slower gait velocity ( $p < .05$ ). 3. There were significant differences in the EEI among different walker height factors and gait velocity factors. Post hoc comparison revealed that the EEI was significantly increased among those who used higher and lower walkers compared with the standard walker. The EEI was also more significantly increased among those who used the fast gait velocity than those who used the slower gait velocity ( $p < .05$ ). It has been concluded that increased muscle activation in triceps and latissimus dorsi was required when the walker height increased and that more energy was exp-

ended when the gait velocity increased. Therefore, from the findings of this study, it is recommended that walker height be adjusted according to the purposes of gait training and that healthy subjects conserve energy when ambulating with standard walkers in a comfortable gait velocity.

**Key Words:** Electromyography; Energy expenditure index; Height of walker muscle activity.

## I. 서론

하지에 장애가 있는 사람이 보행을 하기 위해서는 여러 가지 보행 보조 장비가 필요하다. 보행 보조 장비는 밑면이 고정된 평행봉, 네 점이 지지되어 있는 보행기, 두 점으로 지지할 수 있는 목발, 한 점만 지지할 수 있는 지팡이로 나눌 수 있다(Knocke, 1961). 이 중 보행기는 대체로 중증 장애자일 때 많이 사용되며, 보행 단계로 볼 때 평행봉에서는 균형을 잘 잡을 수 있으나 목발을 사용하기에는 아직 미숙한 단계에 있는 사람에게 적용된다(김진호 등, 1990). 협응과 균형 능력이 부족할 때 가장 유용하고 안전한 보행 보조 장비인 보행기는 받침에 의한 지지 면적 내에 대상자가 서서 걸을 수 있게 되어 있다. 많은 정도의 힘을 보행기에 수직과 수평으로 가할 수 있어 지지면적 안에서 전체적인 힘이 벡터를 제공한다(소희영과 김봉옥, 1992).

보행기를 이용하려면 직립 자세로 상지가 흉벽에 내전되어 신체의 외측 조절이 용이하고 체중 이동이 가능하며 손목이 신전 위치에 유지되어야 한다. 보행기의 표준이 되는 높이는 사용자가 직립 자세에서 어깨에 힘을 빼고 주관절을 15~20° 굴곡하였을 때 손잡이가 척골 경상 돌기에 위치해야 하며 높이는 대퇴골 대전자의 높이이다(김장환 등, 2003; Braddom, 1997). 그러나 많은 사용자들이 이런 표준이 되는 높이에 따르지 않고 보행기를 사용한다. 이런 비효율적인 보행을 하면 보행 시간과 속도의 감소가 나타나고 결국 기능의 저하를 가져온다(Sainsbury와 Mulley, 1982). 보행기의 길이가 길면 어깨는 위로 올라가게 되고 환자는 지면에서 발을 떼기가 어렵고 반대로 짧으면 상체가 앞으로 기울어져 척추 후만을 유발시킬 수 있다(김진호 등, 1990; Bauer 등, 1991). 보행기 사용 시 체중 이동은 위팔세갈래근과 넓은등근에 의해 이루어지며 보행 예비 훈련 계획에 이 근육들의 강화가 포함될 정도로 보행기 사용에 중요한 역할을 하게 된다(김명훈 등, 1986). Reisman(1985)은 목발의 높이와 보행 속도에 변화를 주어 주관절의 모멘트를 실험한 연구 결과 목발의 높이를 표준 높이보다 높게 하여 주관절을 30° 굴곡하였을 때 주관절의 모멘

트가 100% 증가했다고 하였다.

보행기 사용 시 높은 에너지 소모의 보행은 특히 노인이나 하지 절단 환자에는 효율적이지 못하다. 보행동 안 일어나는 에너지 소모는 보행 장애가 있는 환자 평가와 보행 보조 장비와 보조기 처방, 물리치료, 수술과 같은 치료적 중재에 객관적인 정보를 제공한다(Rose 등, 1991). 보행에 따른 에너지 소모량을 알기 위한 방법으로 산소 소모량 측정이 이용되는데 기구 장착의 번거로움 등의 이유로 임상 영역에서 쉽게 이용되지 못하고 있다. 반면 에너지소모지수(energy expenditure index; EEI)는 측정이 쉬운 심박수를 이용한 것으로 에너지소모량을 보다 쉽게 알아 볼 수 있다(Astrand와 Rodhal, 1970; Blessy, 1978).

MacGregor(1979)는 에너지 소모는 심박수, 일의 부하와 밀접한 관계가 있다고 하였다. 특히 에너지소모지수의 측정은 일의 부하가 증가함에 따라서 산소 소모량을 증가시키며, 산소 소모량은 심박수로 전환할 수 있다는 것을 기초로 한다고 하였다. 김봉옥 등(1996)은 에너지소모지수가 운동량과 심혈관계 기능과의 관계를 손쉽게 예측할 수 있는 도구로 이용될 수 있음을 보고한 바 있다. Smith와 Enright(1996)는 주관절 목발의 사용에 있어 높이의 변화가 에너지 소모에 영향을 준다고 하였다. Mullis와 Dent(2000)는 목발의 높이를 이상적인 목발 높이와 이상적인 목발 높이의 상하 2.5 cm로 조절하여 에너지 소모를 비교 분석한 연구 결과 유의한 차이가 없다고 하였다.

보행기 사용 시 속도, 다양한 종류의 비교, 노인들을 대상으로 한 안전에 관한 연구와 목발과 지팡이 사용 시 상지의 근 활성도와 에너지 소모에 관한 선행 연구는 많았으나 보행기 사용에 따른 근 활성도와 에너지 소모에 대한 비교 연구는 많지 않았다. 따라서 본 연구에서는 보행기에 표준이 되는 높이와 표준 높이보다 2.5 cm 높은 높이, 2.5 cm 낮은 높이로 변화를 주어 편한 속도와 편한 속도보다 20% 빠른 속도에서의 주관절 신전근 활성도와 에너지소모지수에 미치는 영향을 알아 보아 보행기 사용 시 적절한 보행기의 높이와 보행 속도를 알아보았다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자 및 연구기간

신경계 및 근 골격계의 질병이 없는 신체 건강한 성인 15명을 대상으로 실시하였다. 실험을 실시하기 전에 연구 목적과 방법에 대하여 대상자에게 충분히 설명한 후 자발적인 동의를 얻었다. 실험은 2003년 10월 5일부터 15일까지 시행하였다.

### 2. 실험기기

사용된 보행기는 임상에서 하지절단 환자에게 가장 일반적으로 사용되고 있는 표준형 보행기(standard walker)이며 2.5 cm씩 높이 조절이 가능하다. 양쪽 하지에 무릎 다이얼락(knee dial lock) 보조기를 착용하여 하지 근육의 움직임을 동일하게 제한하였다. 근 활성도를 측정하기 위해 근전도기<sup>1)</sup>와 지름 1 cm, 전극간의 간격 2 cm인 이극표면전극<sup>2)</sup>을 사용하였고, 에너지소모지수 측정을 위해 심박수 측정기<sup>3)</sup>를 이용하여 심박수를 측정하였다.

### 3. 실험방법

대상자들은 손목의 중립 자세로 보행기를 잡은 후 보행기를 앞으로 옮기고, 무릎 다이얼락을 착용한 양쪽 하지를 동시에 보행기의 중앙으로 옮긴 후, 다시 보행기를 옮기는 3점 유각 보행(3 point swing to gait)을 실시하였다. 각각의 실험 시 보행기 높이는 대상자의 정확한 대퇴골 대전자 위치를 표준 높이로 정한 후, 표준 높이의 상하 2.5 cm로 정하였다. 보행 속도는 걷기 편한 속도와 편한 속도보다 20% 빠른 속도로 측정하였다. 실험 전 대상자들은 자신이 느끼는 편한 속도와 20% 빠른 속도의 보행기 보행을 10분 이상 충분히 연습한 후 실험에 참여하였다. 대상자들에게 실험 시 보행기 높이와 보행 속도는 무작위 순서로 적용하였다. 에너지소모지수 실험을 하고 난 후, 주관절 신전근 활성도 실험을 실시하였다.

가. 보행기 높이와 보행 속도의 변화에 따른 에너지소모지수의 측정

보행기 높이와 보행 속도의 변화에 따른 에너지 소모

를 알아보기 위해 에너지소모지수를 이용하였다. 에너지소모지수는 보행 시 심박수에서 안정 시 심박수를 뺀 값을 보행 속도로 나눈 값으로 계산식은 아래와 같다.

$$\text{에너지 소모지수 (beat/m)} = \frac{\text{보행시 심박수} - \text{안정시 심박수(beat/min)}}{\text{보행 속도(m/min)}}$$

심박수의 측정을 위해 대상자에게 심박수 측정기를 이용해서 체부에 송신기를 부착하고 왼쪽 손목에 송신기에서 나오는 신호를 받는 수신기를 착용시켰다(그림 1). 안정 시 심박수는 5분간 차분하게 앉아 있게 한 후 1분간의 심박수를 측정하였다. 보행 시 심박수는 30 m의 직선거리를 5분간 보행할 때 1분마다 측정하고 처음과 마지막 1분씩을 제외한 3분간의 심박수를 평균하여 사용하였다. 매 실험마다 최소 5분간의 충분한 휴식 시간을 주어 안정 시 측정된 심박수의  $\pm 5$  범위에 속한 경우에 다음 실험을 시행하였다. 보행 속도는 5분간 보행한 거리를 계산하여 측정하였다. 근전도 신호량 측정 시 속도의 재확인을 위해 에너지소모지수 실험의 각 보행 상황을 대상자의 측면에서 비디오카메라로 녹화하였다.



그림 1. 심박수 측정기의 착용과 보행기 보행자세

1) MP100A-CE, BIOPAC System Inc., CA, U.S.A.  
2) TSD 150B, BIOPAC System Inc., CA, U.S.A.  
3) Solar FIT Novatech HRM, Korea.

나. 보행기 높이와 속도의 변화에 따른 주관절 신전근 활성도의 측정

근전도 전극은 대상자의 우세한쪽의 위팔세갈래근과 넓은등근에 부착하였다. 위팔세갈래근의 활성 전극은 어깨 돌기의 뒤쪽 면으로부터 팔꿈치 머리 돌기까지의 1/3지점에 부착하였고, 넓은등근의 활성 전극은 겨드랑이 뒤쪽의 가장 높은 지점의 근육에 부착하였다. 접지 전극은 우세한 쪽의 척골 경상 돌기에 부착하였다.

실험 전 보행기와 무릎 다이얼락을 착용한 대상자는 전극을 부착한 상태에서 에너지소모지수 실험 시 녹화된 개인의 보행 장면을 보며 4~5회 연습 보행을 실시하여 자신이 느끼는 편한 속도와 20% 빠른 속도를 재확인하였다. 높이와 속도의 변화마다 6번의 보행 주기를 실시하였으며, 핸드 스위치를 사용하여 정확한 근 수축 기간을 표시하였다. 6번의 보행 주기 중 처음과 마지막을 제외한 4번의 보행 주기의 값의 근전도 신호를 RMS 처리하였다. 위팔세갈래근과 넓은등근의 최대 등척성 수축(MVIC)은 5초 동안 수행하여 근전도 신호를 수집하였다. 5초의 근전도 신호 중 처음과 마지막 1초씩을 제외한 중간 3초를 RMS한 후 평균하여 사용하였다. 근 활성화도 값을 정규화하기 위해 근전도 신호량(%MVIC)을 이용하였다.

표면 전극을 부착하기 위하여 부착 부위의 털을 제거하고, 알코올로 닦아 피부와 전극 사이의 저항을 최소화하였다. 표면 전극에 소량의 전도용 젤을 발라 부착한 후 종이 테이프로 고정하였다. 근전도 신호의 표본 수집율은 1024 Hz이었으며, 잡음을 제거하기 위해 10~450 Hz의 대역 통과 필터(band pass filter)와 60 Hz의 대역 여과 필터(band stop filter)를 사용하였다.

4. 분석방법

각각의 보행기 높이와 보행 속도에 따른 주관절 신전근 활성도와 에너지소모지수 분석을 위해 상용 통계 프로그램인 윈도우용 SPSS version 10.0을 사용하여 반복 측정된 이요인 분산분석(two-way repeated ANOVA)을 사용하였다. 통계학적 유의성을 검정하기 위해서 유의수준  $\alpha=0.05$ 로 하였다.

표 3. 보행기 높이와 보행 속도에 따른 위팔세갈래근의 근전도 신호량의 비교

구분	평방법	자유도	평방평균	F	p
속도	248.195	1	248.195	1.685	.215
높이	400.636	2	200.318	4.127	.027
속도×높이	56.720	2	28.360	1.904	.349

III. 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자는 한서대학교 물리치료학과에 재학 중인 건강한 성인 남자 15명으로 일반적인 특성은 다음과 같았다(표 1). 대상자의 평균 연령은 23.3세, 평균 신장은 174.0 cm, 평균 체중은 69.3 kg이었다.

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 (N=15)

연령(세)	신장(cm)	체중(kg)
23.3±2.3 <sup>a</sup>	174.0±4.5	69.3±7.9

<sup>a</sup>평균±표준편차

2. 보행기의 높이에 따른 편한 속도와 20% 빠른 속도의 평균값

보행기를 표준 높이로 하였을 때 편한 속도와 편한 속도보다 20% 빠른 속도에서의 평균값은 14.2 m/min, 17.9 m/min이었다(표 2).

표 2. 보행기 높이에 따른 속도 단위: m/min

구분	편한 속도	20% 빠른 속도
표준 높이	14.20±7.9 <sup>a</sup>	17.96±1.34
2.5 cm 낮은 높이	14.09±.95	17.66±2.31
2.5 cm 높은 높이	14.31±.83	18.41±1.05

<sup>a</sup>평균±표준편차

3. 반복 측정된 이요인 분산 분석에 의한 보행기 높이와 보행 속도에 따른 위팔세갈래근의 근전도 신호량

보행기의 높이와 보행 속도에 따른 상호 작용은 없었다( $p>.05$ ). 보행 속도에 따른 위팔세갈래근의 근전도 신호량은 유의한 차이가 없었고( $p>.05$ ), 보행기의 높이에 따라서 유의한 차이를 나타냈다( $p<.05$ )(표 3). 보행기 높이가 표준 높이보다 2.5 cm 높을 때 더 높은 근전도 신호량을 나타냈고, 2.5 cm 낮을 때 근전도 신호량이 낮았다(그림 2).

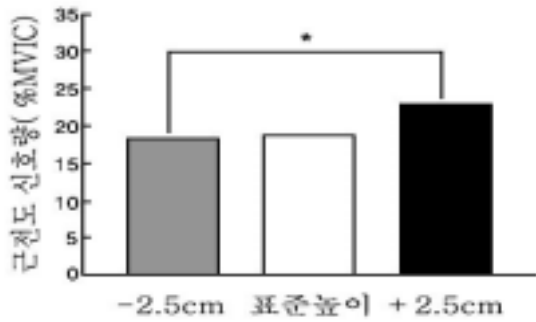


그림 2. 보행기 높이에 따른 위팔세갈래근의 근전도 신호량의 비교(\*p<.05)

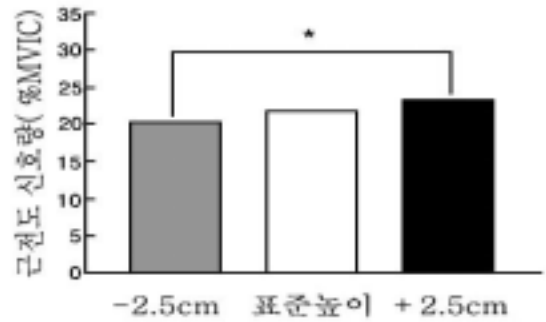


그림 3. 편한 속도에서 보행기의 높이에 따른 넓은등근의 근전도 신호량의 비교(\*p<.05)

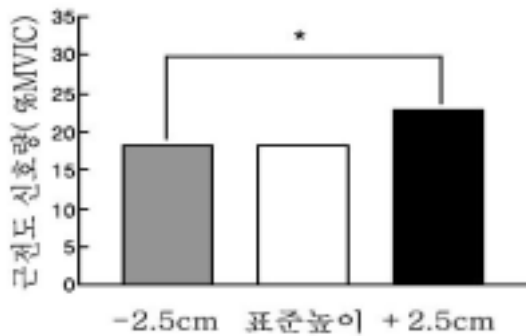


그림 4. 20% 빠른 속도에서 보행기 높이에 따른 넓은등근의 근전도 신호량의 비교(\*p<.05)

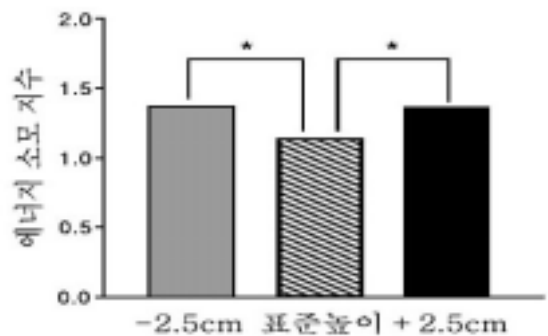


그림 5. 편한 속도에서 보행기 높이에 따른 에너지소모지수(\*p<.05)

**4. 반복 측정된 이요인 분산 분석에 의한 보행기 높이와 보행 속도에 따른 넓은등근의 근전도 신호량**

보행기의 높이와 보행 속도에 따른 상호 작용이 없었고(p>.05), 보행기의 높이와 보행 속도에 따라서는 유의한 차이를 나타냈다(p<.05)(표 4). 보행기 높이가 표준 높이

보다 25 cm 높을 때 더 높은 근전도 신호량을 나타냈고, 25 cm 낮을 때 근전도 신호량이 낮았다(그림 3)(그림 4).

**5. 반복 측정된 이요인 분산 분석에 의한 보행기 높이와 보행 속도에 따른 에너지소모지수**  
보행기의 높이와 보행 속도에 따른 상호 작용은 없었

표 4. 보행기 높이와 보행 속도에 따른 넓은등근의 근전도 신호량의 비교

구분	평방합	자유도	평방평균	F	p
속도	210.688	1	210.688	7.544	.016
높이	502.933	2	251.467	6.320	.005
속도×높이	9.169	2	4.585	.530	.594

표 5. 보행기의 높이와 보행 속도에 따른 에너지소모지수의 비교

구분	평방합	자유도	평방평균	F	p
속도	7216.387	1	7216.387	26.421	.000
높이	3414.700	2	1707.350	9.357	.001
속도×높이	51.739	2	25.869	.336	.718

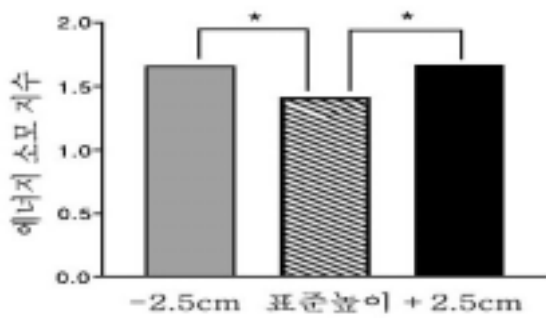


그림 6. 20% 빠른 속도에서 보행기의 높이에 따른 에너지소모지수(\*p<.05)

고(p>.05), 보행기의 높이와 보행 속도에 따라서는 유의한 차이를 나타냈다(p<.05)(표 5). 보행기 높이에 따른 에너지소모지수는 표준 높이보다 2.5 cm 높은 높이와 2.5 cm 낮은 높이에서 더 높았다(그림 5)(그림 6).

#### IV. 고찰

환자가 부적절한 보행기 사용으로 야기될 수 있는 여러 손상을 예방하고, 바른 자세에서 효과적으로 보행기를 사용하기 위해서 적절한 길이의 보행기가 처방되어야 한다. 보행기는 체중 지지면을 넓혀주고, 하지와 골격 구조의 무게를 감소시키며 보행 시 가속과 감속을 도와준다(Ragnarsson, 1988). 또한 피로와 불완전 보행을 막아 주며(Blount, 1956), 상지의 힘을 지면에 전달하여 하지를 보호하고 균형을 증진시킨다(Jebesen, 1967). 보행기는 체중 지지면을 넓혀 통증, 피로, 평형 감각, 안전성, 근력 약화 그리고 과도한 체중 부하와 같은 문제점을 개선시킬 수 있다(Olsson과 Smidt, 1990; Tasi 등, 2003). 뇌성마비아동에게 보행기를 처방하게 되면 양하지 지지 시간의 감소로 유각기가 길어져 활보장의 증가뿐만 아니라 근육의 이완을 할 수 있어 보다 조절된 보행을 할 수 있게 된다(Logan 등, 1990). 또한 가동성의 증가뿐만 아니라 에너지 효율도 증가시켜 뇌성마비아동에게 보행기는 일상생활에서 유용하게 사용할 수 있는 보행 보조 장비이다(Rose 등, 1987). 보행기를 포함한 보행 보조 장비 사용 시 가장 중요한 것은 적절한 높이로 사용하는 것이다. Dean과 Ross(1993)는 지팡이의 사용 높이에 대한 연구를 실시한 결과 노인들이 실제 사용하는 높이가 표준이 되는 높이보다 높았다고 보고하였다. 이런 비효율적인 보행을 하면 보행 시

간과 속도의 감소가 나타나고 결국 기능의 저하를 가져온다(Sainsbury와 Mulley, 1982). 그러나 보행 훈련의 측면에서 높이의 조절은 상지의 근력 강화 운동에 도움이 된다. 보행기의 기능은 안정된 지지면을 제공하고 보행 시 가속과 감속을 위해 상지의 힘을 최대한 이용하게 하는 것이다. 기능을 수행하지 못하는 하지를 보조하기 위해서 상지가 자주 이용되고 상지를 통해 힘을 지면에 전달하며 하지를 지지 및 보호한다(김장환 등, 2003). 보행기 사용 시 상지의 근육은 대사 에너지를 역학적 에너지로 전환시킴으로서 대사 에너지를 사용하여 역학적인 일을 한다. 상지와 체간의 최대 근력이 복구되어야만 보행기 보행 시 최대의 기능적 효율성이 성취된다(김장환 등, 2003).

보행의 주목적은 양의 에너지를 소모하여 신체를 이동하는 것이며, 보행 중 사용되는 대사 에너지의 양은 에너지 소모를 나타낸다. 즉, 에너지 효율의 최적화가 보행에 있어 매우 중요하다(Blessy, 1978). 그러므로 근육의 활성화도와 에너지 소모는 보행기를 사용한 효율적인 보행을 결정하는데 있어 매우 중요한 요인이라 할 수 있다. 에너지소모지수의 측정 방법 중 심박수 측정기를 사용하는 것이 가장 간편하게 할 수 있는 방법이다. Rose 등(1987)은 심박수로 에너지소모지수를 측정하는 방법을 제안하였는데, 본 연구에서도 보행기 사용 시 편한 속도와 편한 속도보다 20% 빠른 속도의 보행에서 심박수를 측정하였고, 이 심박수를 이용하여 에너지소모지수를 측정하였다. 홍연표와 정규철(1982)은 보행 속도가 증가함에 따라 심박수와 산소 소모량은 대체로 직선적으로 증가했다고 하였고, Rose 등(1991)은 정상 아동과 청소년(6~18세)을 대상으로 빠른 속도(1.6 m/sec), 느린 속도(.6 m/sec), 편한 속도(1.1 m/sec)의 보행간의 에너지소모지수를 비교한 결과 유의한 차이가 있었다고 보고하였다. 본 연구에서도 보행기 높이와 보행 속도의 변화에 따라 에너지소모지수를 비교한 결과 Rose 등(1991)의 연구 결과와 같이 유의한 차이가 있었다.

본 연구에서는 보행기 사용 시 보행기의 높이와 보행 속도의 변화가 주관절 신전근 활성화도와 에너지소모지수에 미치는 영향에 대하여 알아보았다. Reisman 등(1985)은 목발의 높이와 보행 속도에 변화를 주어 주관절의 모멘트를 실험한 연구 결과 목발의 높이가 표준 높이보다 높게 하여 주관절을 30° 굴곡하였을 때 주관절의 모멘트가 100% 증가하였다고 보고하였다. 본 연구에서도 위팔세갈래근과 넓은등근의 활성화도는 표준 높

이의 2.5 cm 높은 높이에서 높고 2.5 cm 낮은 높이에서 낮게 나타났다. Mullis와 Dent(2000)는 목발의 높이를 이상적인 목발의 높이와 2.5 cm 상하로 조절하여 에너지 소모를 비교 분석한 연구에서 유의한 차이가 없다고 하였다. 그러나 본 연구에서는 표준 높이와 2.5 cm 높은 높이, 표준 높이와 2.5 cm 낮은 높이에서 유의한 차이를 나타내며 표준 높이를 제외한 2.5 cm 높고 낮은 높이 모두 높은 에너지소모지수를 나타냈다. 즉, 본 연구에서는 보행기의 높이가 보행기 사용 시 에너지소모지수에 영향을 주는 요인으로 나타났다. 표준 높이보다 2.5 cm 낮은 높이에서 근 활성도는 낮고, 에너지소모지수가 높은 이유는 보행기를 전방으로 이동시키는 거리가 가까워짐에 따라 활보장과 보행 주기에 영향을 주어 나타난 결과라 생각된다. 본 연구는 대상자의 수가 적었고 연령대가 제한되었으며, 단면적인 연구 설계로 보행기 사용 시 주관적 신전근 활성도와 에너지소모지수에 미치는 영향 중 보행기의 높이와 보행 속도만을 알아보았다. 또한 정상 성인 남자만을 대상으로 한 것으로 연구 결과를 환자들에게 적용하기에는 제한점이 있어 앞으로 환자군을 대상으로 효율적인 보행기 사용에 대한 연구가 더 필요하다고 생각된다.

## V. 결론

본 연구에서는 20대의 정상 성인 남자 15명을 대상으로 보행기의 표준 높이, 표준 높이에서 2.5 cm 상하로 조절한 높이와 편한 속도, 편한 속도보다 20% 빠른 속도로 변화를 주어 위팔세갈래근과 넓은등근의 근전도 신호량과 에너지소모지수에 미치는 영향을 측정하였다. 실험 결과 보행 속도에 따라 위팔세갈래근의 근전도 신호량은 유의한 차이가 없었고( $p>.05$ ), 보행기 높이가 표준 높이보다 2.5 cm 높은 높이일 때 더 높은 근전도 신호량을 나타냈고, 표준 높이보다 2.5 cm 낮은 높이일 때 근전도 신호량이 낮았다. 넓은등근의 근전도 신호량은 보행기 높이와 보행 속도간의 상호 작용이 없었고( $p>.05$ ), 보행기 높이와 보행 속도에 따라서는 유의한 차이를 나타냈다( $p<.05$ ). 에너지소모지수는 보행기의 높이와 보행 속도간에 상호 작용을 나타내지 않았고( $p>.05$ ), 보행기의 높이와 보행 속도에 따라서는 유의한 차이를 나타냈다( $p<.05$ ). 본 연구 결과에 따라 보행기 사용 시 위팔세갈래근과 넓은등근의 근전도 신호량

은 표준 높이보다 2.5 cm 낮은 높이에서, 에너지소모지수는 표준 높이에서 최소화함을 알 수 있었다. 이와 같은 결과를 참고하여 임상에서 다양한 환자군에게 효율적인 보행기 사용을 위한 적절한 보행기의 처방과 보행 훈련을 실시하며, 앞으로 다양한 보행 조건에 따른 보행기 사용에 대한 연구가 필요하다고 생각된다.

## 인용문헌

- 김명훈, 김순자, 김용천 등. 재활치료학개론. 대학서림, 1986:275-276.
- 김봉옥, 홍주형, 윤승호. 편마비환자에서 보행중 에너지 소모와 Physiological Cost Index의 유용성. 대한 재활의학회지. 1996;20(1):39-44.
- 김장환, 신현석, 박윤서 등. Prosthetics & Orthotics. 탑 메드오피아, 2003:295-304.
- 김진호, 오경환, 정진우. 보조기학과 의지학. 대학서림, 1990:238-246.
- 소희영, 김봉옥. 재활간호. 현문사, 1992:161-309.
- 정진우, 박찬의, 안소윤 등. 일상생활 동작과 기능 훈련. 대학서림, 1991:154-158.
- 홍연표, 정규철. 보행속도에 따른 심박수 및 에너지 대 사랑. 중앙의대지. 1982;7(4):291-299.
- Astrand PO, Rodhal K. Textbook of Work Physiology: Physiological bases of exercise. 2nd ed. Mcgraw-Hill, 1970:2294.
- Bauer DM, Finch DC, MCGOUGH KP, et al. A comparative analysis of several crutch-length-estimation techniques. Phys Ther. 1991;71(4):294-300.
- Blessy R. Energy cost of normal walking. Ortho Clin North Am. 1978;9:356-358.
- Blount W. Don't throw away the cane. J Bone Joint Surg Am. 1956;38A(3):695-708.
- Braddom RL. Physical Medicine and Rehabilitation. Philadelphi, WB Saunders, 1997:234-235.
- Dean E, Ross J. Relationships among cane fitting, function, and falls. Phys Ther. 1993;73(8):494-500.
- Jebsen RH. Use and abuse of ambulation aids. J Am Med Assoc. 1967;199(1):5-10.
- Knocke L. Crutch walking. Am J Nurs. 1961;61:70-73.
- Logan L, Byers-Hinkely K, Ciccone C. Anterior ver-

sus posterior walker: A gate analysis study. *Dev Med Child Neurol.* 1990;32(12):1044-1048.

MacGregor J. The objective measurement of physical performance with long-term ambulatory physiological surveillance equipment. In: Stott FD, Raftery EB, Goulding L, eds. *Proceedings of 3rd International Symposium on Ambulatory Monitoring.* Academic Press, 1979:29-39.

Mullis R, Dent RM. Crutch length. Effect on energy cost and activity intensity in non-weight-bearing ambulation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81:569-572.

Olsson EC, Smidt GL. Assistive Devices. In: Smidt GL, ed. *Gait in Rehabilitation.* New York, Churchill Livingstone, 1990.

Ragnarsson KT. Orthotics and shoes. In: Delisa JA, ed. *Rehabilitation Medicine: Principles and practice.* Pennsylvania, JB Lippincott, 1988.

Reisman M, Burdett RG, Simon SR, et al. Elbow moment and forces at the hands during swing-through axillary crutch gait. *Phys Ther.* 1985;65(5):601-605.

Rose J, Gamble JG, Lee J, et al. The energy expenditure index: A method to quantitate and compare walking energy expenditure for children and adolescents. *J Pediatr Orthop.* 1991;11:571-578.

Rose J, Medeiros JM, Parker R. Energy cost index as an estimate of energy expenditure of cerebral-palsed children during assisted ambulation. *Dev Med Child Neurol.* 1985;27(4):485-490.

Sainsbury R, Mulley GP. Walking sticks used by the elderly. *Br Med J (Clin Res Ed).* 1982;284:1751.

Smith TR, Enright S. Metabolic evaluation of the criteria used to fit elbow crutches by measurement of oxygen consumption. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77:70-74.

Tasi HA, Kirby RL, MacLeod DA, et al. Aided gate of people with lower-limb amputation: Comparison of 4-footed and 2-wheeled walkers. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(4):584-591.

---

논문접수일	2006년 4월 3일
논문게재승인일	2006년 4월 21일