

트레드밀에서 경사 훈련을 실시한 양쪽 하지절단환자의 보행분석

울산의대 서울아산병원 재활의학과 물리치료실

안왕훈 · 조영기 · 박이수

Gait Analysis of Bilateral Lower Limb Amputee with Incline Training on Treadmill

Ahn, Wang Hun · Cho, Young Ki · Park, Yi Su

Department of Physical therapy, Asan Medical Center, University of Ulsan, College of Medicine

ABSTRACT

The purpose of this report was to describe the gait pattern and parameters of the complicated bilateral amputee with right transtibial and left tarsometatarsal amputation.

Using a Vicon 370 three dimensional gait analysis system, the gait analysis was performed at pre and post-test. Treadmill Training with 15 degree, incline was practiced for 8weeks, 3times per week.

In linear parameters, the Velocity, Stride length and Single limb support were increased than pre-test. but Cadence and Double limb support were less post-test than pre-test.

In kinematics, the maximal pelvic tilt angle showed right side 21.87° , left side 20.67° at pre-swing phase, and decreased as compared with pre-test. Especially, the minimal hip flexion angle showed right side -6.83° , left side 1.52° at pre-swing phase and increased as compared with pre-test. The maximal knee flexion angle disclosed right side 2.66° , left side 21.71° at stance phase, and decreased as compared with pre-test.

In kinetics, the hip extension moment on initial contact stage was right side 0.938NM/Kg , left side 0.09NM/Kg , which was impaired compared with normal person.

Key words: Bilateral lower limb amputee, Treadmill training, Gait analysis

I. 서론

최근에는 기계와 산업의 발달로 예상치 못한 안전 및 교통사고로 인해 절단환자들이 많이 늘고 있으며 그들은 보행 회복에 있어 많은 노력이 필요하며 환자들의 45%정도가 의지의 사용에 미숙하다고 보고하고 있다.(Moore et al, 1989) 그중 많은 하퇴 절단자의 원인은 당뇨와 관련된 말초혈관질환(peripheral vascular disease)으로 노인환자들이 많은 비중을 차지하고 있다.(DeLuccia et al, 1992; Harris et al, 1991) 최근에는 Force plate form, Dynamic EMG, Foot switch등과 함께 컴퓨터에 의한 3차원 동작 분석을 통해 객관적인 보행분석이 이루어져서(Gosselin, 1987; Perry, 1992), 비정상 보행을 찾아내어 객관화 및 수치화하여 비교, 평가함으로써 환자들의 보행에 상당한 도움이 되고 있다.

그러나 많은 연구들에서 하퇴절단환자(below-Knee amputee)의 보행은 비대칭적이고 정상인들과 다르다는 것이 보고 되었다.(Breakey, 1976; Culham et al, 1986; Doane, Holt, 1983; Prince et al, 1992) 절단환자들의 보행에 미치는 요소로 소켓의 적합성(socket fit), 의지의 정렬(prosthetic alignment), 의지의 구성요소(prosthetic component)등이 있으며 비대칭적 보행은 근 골격계에 과중한 부담을 주어 요추와 무릎관절에 퇴행성 변화를 예측할 수 있고(Perry, 1975), 또한 절단지에서 정상적인 신경근 조절과 고유수용기에서의 피드백결여로 인해 보행의 비대칭이 증가된다.(Zahedi et al, 1987) 이러한 하퇴절단환자의 보행과 관련된 연구들에서 Robinson et al(1977)과 Smidt(1990)은 하퇴절단환자의 환측의 한발짝 길이(one step length)가 건측과 비교하여 약간 길며, 입각기 시간(stance time)은 건측과 비교하여 더 짧기 때문에 유각기(swing phase)는 의족(prosthetic limb)에서 더 길며 보속수(cadence)는 감소되었다고 보고하였고 Hamid et al(2002)는 절단지가 체중부하를 위한 환측에서의 추진력부족 때문에

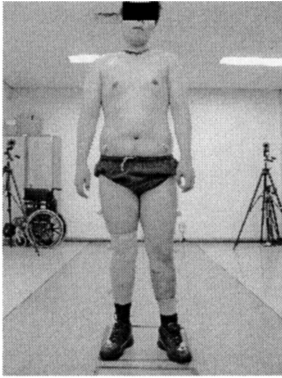
환측에서 건측으로 체중이동을 위한 시도로 환측에서의 입각기(stance phase)를 짧게 한다고 하였다. 또한 Eli et al(2001)등은 하퇴절단 환자들은 발목관절의 소실과 그와 관련된 근육들의 소실로 인해 선 자세에서의 정상적인 체중부하가 방해받으므로 건측 근육의 보상작용으로 선 자세에서의 균형을 유지한다고 보고하였다.

이상과 같이 하지 절단환자의 연구는 꾸준히 발표되어 왔으나 아직 양쪽 하지 절단 환자에게 대한 연구는 미흡한 상태이고, 양쪽 하지절단 중에서도 절단지 길이가 서로 다른 연구는 더욱더 미흡하다 할 수 있다. 또한 절단 환자들이 사용하는 발의 특성상 보행 주기 중 가장 추진력을 얻는 시기인 말기 입각기때의 체중 지지는 절단환자들의 경사진 곳에서의 보행에도 많은 어려움을 주고 있다. 그러므로 경사진곳과 계단에서의 훈련을 통해 이러한 문제점을 보완하고 개선함으로써 보행에 대한 자신감을 절단 환자들에게 심어줄 수 있으리라 사료되어 본 증례를 발표한다.

II. 연구 방법

23세인 남자 환자는 2003년 11월 1일에 고속도로에서 추월하던 차에 추돌당하여 본원 정형외과에서 11월 2일에 우측 하퇴 절단술(Rt. Transtibial amputation)과 11월 26일에는 좌측 리스후랑 절단(Lt. Tarso metatarsal amputation) 수술을 시행하였고 12월 17일까지 수술부위 지속적인 치료를 받아 오다 퇴원하였으며 2004년 2월 4일 상태 호전되어 본격적인 재활치료를 위해 재활의학과 외래를 방문하였다.(Fig. 1-3)

2월 4일 정형외과에서 좌측은 아직 경골과 비골 골절로 완전 체중 부하는 해선 안 된다고 권유받아 부분적 체중부하로 훈련을 실시하기로 하고 우측 하퇴 절단에 관한 의지만 처방하였으며 하퇴 의지는 실리콘 흡착식 소켓(Silicone suction suspension socket),



〈 Fig. 1-1 〉



〈 Fig. 1-2 〉



〈 Fig. 1-3 〉

티타늄 폴격(Titanium shank), 에너지 저장형 발(Energy storing prosthesis foot)을 처방하였다.(Fig. 1-2) 신경학적 검사, 근 긴장도와 근력 검사, 관절가동범위는 모두 정상소견 보였고 환상통과 환상지, 절단지통은 약하게 호소하였으며 2월 11일부터는 우측 하퇴의지 착용하고 액와 목발 이용하여 보행 훈련을 실시하면서 3월 23일에 좌측 부분적 발 보조기를 처방 받았다.

8월 24일 보조 장비 없이 300미터 이상 독립 보행이 가능하여 VICON 370 3차원 보행 분석 시스템을 이용하여 보행 분석을 실시하였고 입각기 시기의 보행을 중점적으로 관찰하기 위해 1주일에 3회씩 계단 200개 오르기와 트레드밀의 경사를 15°로 하여 20분씩 걷기 훈련을 실시하였으며 2개월 후인 10월 25일 경과 관찰을 위한 보행 분석을 재차 실시하였다.(Fig. 1-1) 보행 분석은 Vicon 370 3차원 동작분석기를 사용하였고 이 시스템은 5개의 적외선 카메라와 2개의 힘 측정판, 2대의 비디오 카메라, 데이터 스테이션, 그리고 퍼스널 컴퓨터로 이루어져 있다. 표피 표식자는 먼저 좌측의 제 2,3 중족골두 사이, 발 뒷꿈치, 경골 외과, 대퇴골 외측 과상돌기의 중간부위, 대퇴골 대전자 및 대퇴골 외측 과상돌기의 중간부위, 전상 장골돌기에 부착시켰고 우측에는 각각 동일한 위치에 표피 표식자를 부착시켜 보행 분석을 실시하였다.

III. 연구결과

(1) 시간적 지표

트레드밀에서 경사 훈련을 실시하기 전인 2004년 8월 24일 보행분석의 경우 분속수는 오른쪽 하지에서 85 step/min, 왼쪽 하지에서 87 step/min, 보행 속도는 오른쪽 하지에서 0.79 m/sec, 왼쪽 하지에서 0.75 m/sec, 활보장은 오른쪽 하지에서 1.11m, 왼쪽 하지에서 1.03m, 단하지 지지기는 오른쪽 하지에서 26.83%, 왼쪽 하지에서 29.27%, 양하지 지지기는 오른쪽 하지에서 29.76%, 왼쪽 하지에서는 28.05%로 관찰되었다.

훈련 후 실시한 2004년 10월 25일 보행 분석에서는 분속수에서 오른쪽 하지는 87step/min, 왼쪽 하지는 94 step/min, 보행 속도에서 오른쪽 하지는 0.75m/sec, 왼쪽하지는 0.73m/sec, 활보장은 오른쪽 하지에서 1.02m, 왼쪽 하지에서 0.92m, 단하지 지지기에서는 오른쪽 하지에서 26.83%, 왼쪽 하지에서 28.95%, 양하지 지지기는 오른쪽 하지에서 46.34%, 왼쪽 하지에서 43.42%로 측정되었다. (Table 1.)

Table 1. Linear Parameters Using Rt, transtibial prosthesis and Lt, Cosmetic partial - foot orthosis/prosthesis

	2004. 08. 24		2004. 10. 25	
	Rt.	Lt.	Rt	Lt.
Cadence (step/min)	87	94	85	87
Speed (m/sec)	0.75	0.73	0.79	0.75
Stride length(m)	1.02	0.92	1.11	1.03
Step time (Sec)	0.62	0.65	0.55	0.85
Single limb support(%)	26.83	28.95	41.67	29.27
Double limb support(%)	46.34	43.42	29.76	28.05

(2) 운동 형상학적 변화

최대 골반 경사도에서 훈련 전 오른쪽에서 35.89°, 왼쪽에서 36.17°인데 비해 훈련 후 오른쪽에서는 21.87°, 왼쪽에서는 20.67°로 감소를 보였다(Fig. 2)

고관절 최대 굴곡도에서 훈련 전 보행의 경우 오른쪽 하지에서 60.14°, 왼쪽 하지에서 53.61°인데, 훈련 후 오른쪽 하지에서 42.70°, 왼쪽 하지에서 35.38°로 감소되었다. 특히 보행 주기 동안 전 유각기에서 고관절 최소 굴곡도는 훈련 전 보행의 경우 오른쪽 하지에서 10.71°, 왼쪽 하지에서 20.18°인데 훈련 후 오른쪽 하지에서 -6.83°, 왼쪽 하지에서 1.52°로 증가되었다. (Fig. 3)

입각기 동안 슬관절 최대 굴곡도에서 훈련 전 보행의 경우 오른쪽 하지는 9.80°, 왼쪽 하지는 23.76°인

데, 훈련 후 오른쪽 하지에서 2.66°, 왼쪽 하지에서 21.71°로 감소를 보였다. 유각기 동안 슬관절 최대 굴곡도에서는 훈련 전 보행의 경우 오른쪽 하지는 71.16°, 왼쪽 하지는 41.51°인데, 훈련 후 보행의 경우 오른쪽 하지는 64.60°, 왼쪽 하지는 51.66°로 각각 증가와 감소를 보이며 정상에 근접한 양상이 관찰되었다.(Fig. 4)

족관절의 최대 배측 굴곡도에서 훈련 전 보행의 경우 오른쪽 하지는 16.23°, 왼쪽 하지는 1.02°인데 비해 훈련 후 오른쪽 하지에서 11.30°, 왼쪽 하지에서 6.74°로 관찰되었으며, 특히 전 유각기동안 오른쪽 하지에서 훈련 전 보행과 비교하여 배측 굴곡도 감소가 관찰되었다. (Fig. 5)

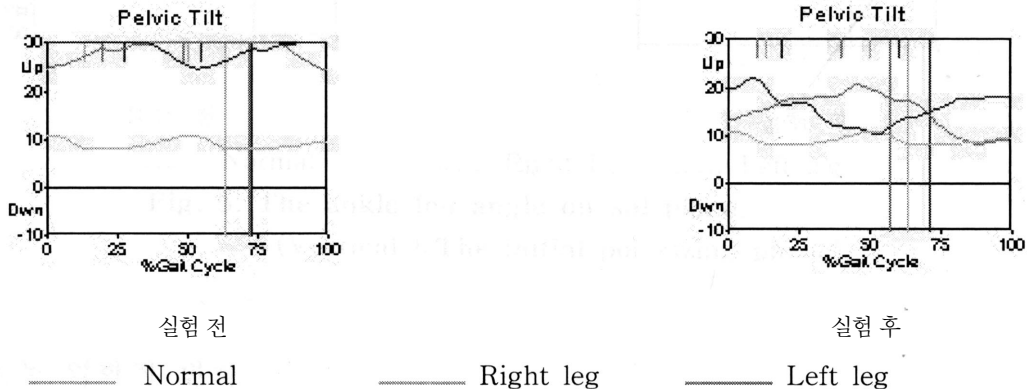


Fig. 2. The pelvic tilt angle on saggital plane, (Vertical line: The initial point of swing phase)

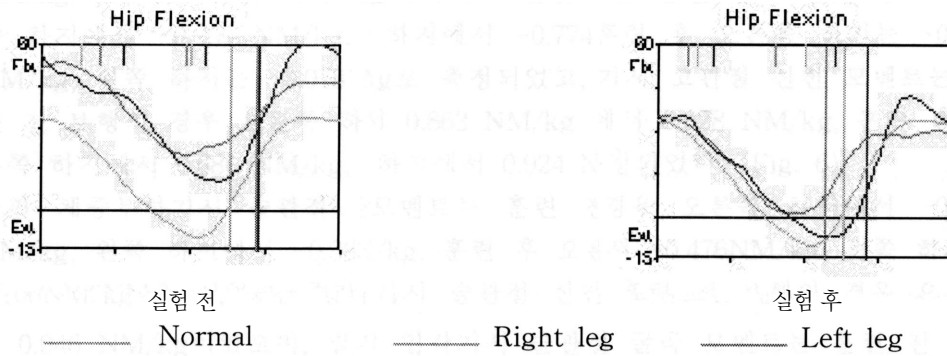


Fig. 3. The hip flexion angle on sagittal plane.(Vertical line: The initial point of swing phase)

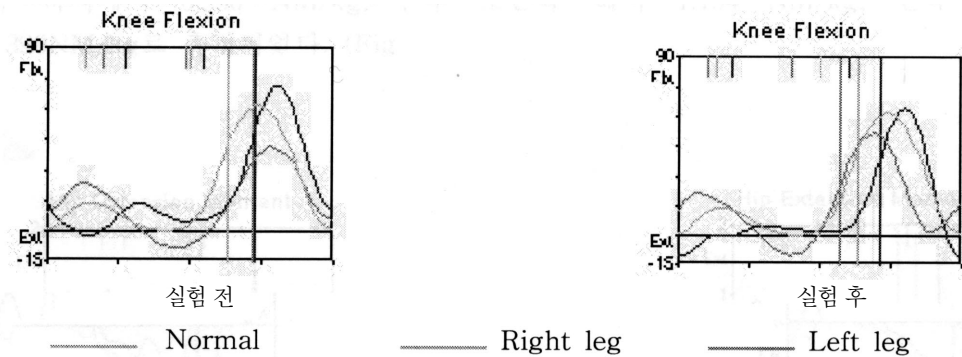


Fig. 4. The knee flexion angle on sagittal plane.(Vertical line: The initial point of swing phase)

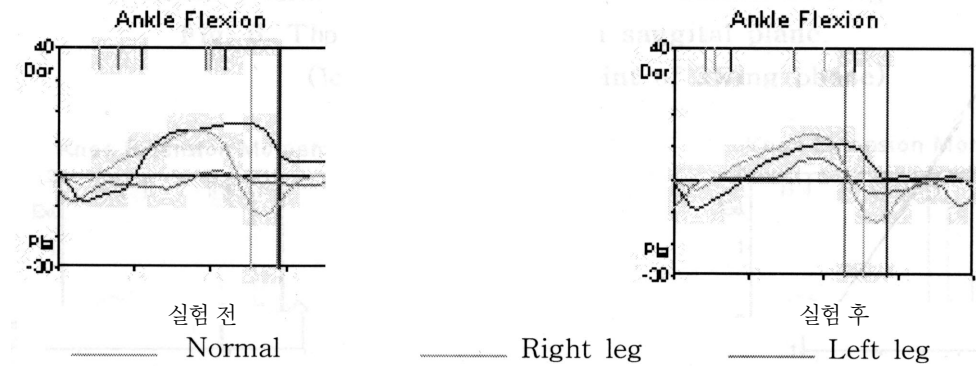


Fig. 5. The ankle flexion angle on sagittal plane.(Vertical line: The initial point of swing phase)

(3) 운동 역학적 변화

체중 부하가시 고관절 신전 모멘트는 훈련 전 보행의 경우 오른쪽 하지에서 1.116 NM/kg, 왼쪽 하지에

서 0.701 NM/kg, 훈련 후 오른쪽 하지에서 0.938 NM/kg, 왼쪽 하지에서 0.09 NM/kg로 측정되었다. 또한 말기 입각가시 고관절 굴곡 모멘트는 훈련 전 보행의 경우 오른쪽 하지에서 -0.790 NM/kg, 왼쪽 하

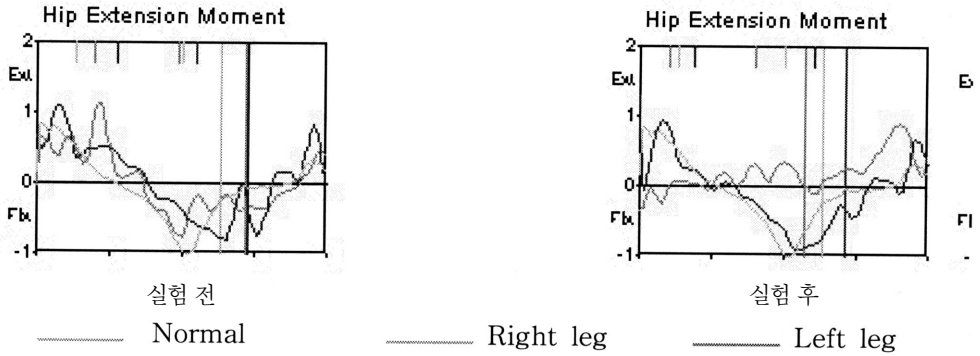


Fig. 6. The hip extension moment on sagittal plane.(Vertical line: The initial point of swing phase)

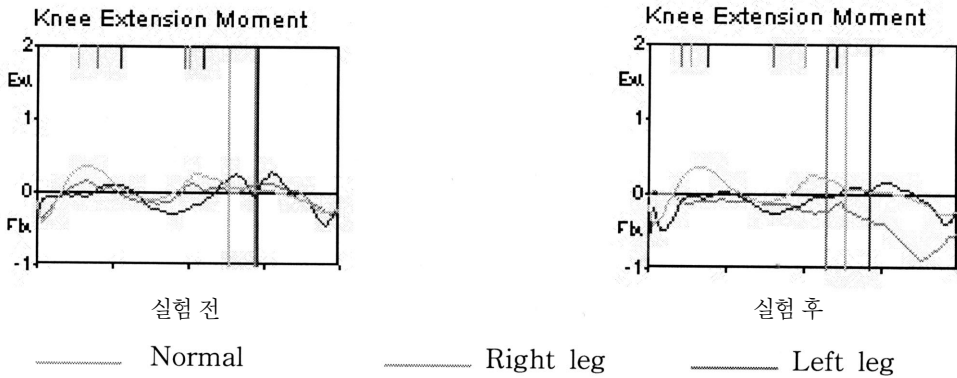


Fig. 7. The knee extension moment on sagittal plane.(Vertical line: The initial point of swing phase)

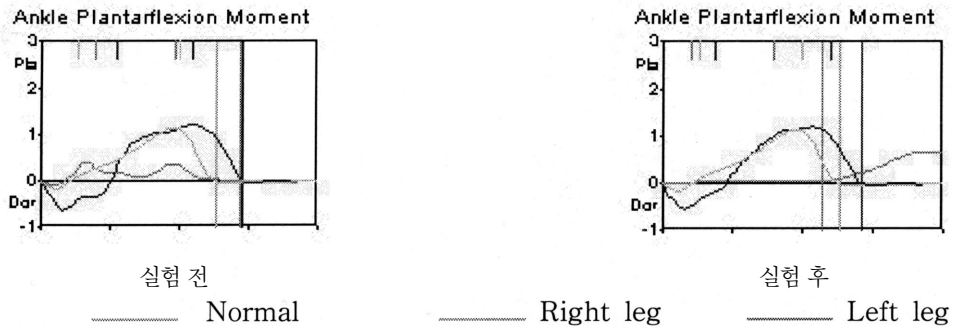


Fig. 8. The ankle plantar flexion moment on sagittal plane.(Vertical line: The initial point of swing phase)

지에서 -0.774 NM/kg , 훈련 후 오른쪽 하지는 -0.902 NM/kg , 왼쪽 하지는 -0.078 NM/kg 로 측정되었고, 발기 유각기시 고관절 신전 모멘트는 훈련 전

보행의 경우 오른쪽 하지에서 0.863 NM/kg , 왼쪽 하지에서 0.328 NM/kg , 훈련 후 오른쪽 하지에서 0.681 NM/kg , 왼쪽 하지에서 0.924 NM/kg 로 측정

되었다. (Fig. 6)

한편 체중부하가시 슬관절 굴곡 모멘트는 훈련 전 보행의 경우 오른쪽 하지에서 -0.079 NM/kg, 왼쪽 하지에서 -0.363 NM/kg, 훈련 후 오른쪽 하지에서 -0.476 NM/kg, 왼쪽 하지에서 -0.106 NM/kg이었고, 중간 입각가시 슬관절 신전 모멘트는 훈련 전 보행의 경우 오른쪽 하지에서 0.126 NM/kg, 왼쪽 하지에서 0.177 NM/kg, 훈련 후 오른쪽 0.042 NM/kg, 왼쪽 하지에서 0.046 NM/kg이었으며, 말기 입각가시 슬관절 굴곡 모멘트는 훈련 전 보행에서 오른쪽 하지에서 -0.265 NM/kg, 왼쪽 하지에서 -0.145 NM/kg, 훈련 후 오른쪽 하지에서 -0.238 NM/kg, 왼쪽 하지에서 -0.24 NM/kg로 측정되었다. (Fig. 7)

말기 입각가시 족저 굴곡 모멘트는 훈련 전 보행의 경우 오른쪽 하지에서 1.208 NM/kg, 왼쪽 하지에서 0.390 NM/kg, 훈련 후 오른쪽 하지에서 1.194 NM/kg, 왼쪽 하지에서 0.390 NM/kg로 측정되었다. (Fig. 8)

IV. 고찰

본 연구의 결과 시간적 지표상의 변화에서 분속수는 20대 정상 성인을 분석한 Perry(1992)의 116 steps/min, Skinner(1990)의 117 steps/min보다는 많이 감소한 우측 85 steps/min, 좌측 87 steps/min로 나타났으며, 보행속도에서도 Perry의 1.43 m/sec, Skinner의 1.39 m/sec보다 낮은 우측 0.79 m/sec, 좌측 0.75 m/sec로 나타났다. 이 같은 결과는 어느 정도 예상은 했으나 실제로 많은 차이가 있다는 것은 아직까지 절단으로 인한 보행은 시간적 지표상 정상인과의 차이가 많다고 하겠다.

운동 형상학적 분석에서 최대 골반 전방 경사도가 훈련 전 보행의 경우와 비교하여 훈련 후 왼쪽과 오른쪽 하지 모두에서 감소가 관찰되었는데, 이는 최대 고관절 굴곡 감소와 함께 체중 부하(0-10%)의 고관

절 굴곡 감소, 전 유각기(50-60%)시 고관절 신전의 증가를 연관지어 생각해 볼 수 있을 것이다. Caillet(1988)는 고관절 굴곡 구축은 골반의 전방 경사를 증가시키며 요추의 만곡을 증가시킨다고 보고하였고, Kerrigan et al(1998)은 건강한 노인들의 보행패턴 연구에서 고관절 굴곡 구축으로 인해 보행 시 골반의 전방 경사 증가가 있다고 증명한 바 있다. 본 연구에서도 고관절 굴곡 구축으로 인한 과도한 골반의 전방 경사와 함께 최대 고관절 굴곡을 보였고, 훈련을 통한 고관절 굴곡 구축의 감소로 인해 전 유각가시 고관절 신전을 증가시켜 양 하지에서 활보장(stride length)의 증가를 보였다. 더욱이 골반의 경사도에서는 정상인이 보행주기 동안은 거의 변화가 없는데 반해 본 연구에서는 최대 우측 21.87° , 좌측 20.67° , 최소 우측 10.48° , 좌측 8.37° 로 양쪽 하지의 절단으로 인한 균형을 잡기위해 보상작용이 원인이라 생각된다. 또한 정상인의 보행시 가장 관절 운동 범위가 클때는 Perry가 보고한 고관절 40° , 슬관절 55° , 족관절 30° 로 이와 비교할 때 고관절은 우측 42.70° , 좌측 35.38° 로 유사한 결과를 나타냈고, 슬관절은 우측 64.60° , 좌측 51.66° 로 이는 환자가 우측은 족관절이 없는 하퇴 절단자이기 때문에 과도하게 유각가시 슬관절을 굴곡시킨 것이라 분석된다. 그리고 족관절에서는 최대 배측 굴곡이 우측 11.30° , 좌측 6.74° 로 오히려 족관절이 남아있는 좌측에서 많은 차이를 보였는데, 이는 의지의 구성 및 재질 상 문제로 족부와 족관절, 또는 족관절 주위 근육이 보행 주기에 따른 적절한 활동으로 마치 발바닥 밑면이 안락 의자 바닥(rocker bottom)처럼 지면에 접지하고 구른 후 떨어져 나가는 듯이 작용하여야 하는데 발 바닥의 딱딱한 재질로 인해 본 연구에서는 중족골의 절단으로 입각가의 초기에서 말기까지 뒷꿈치, 발목, 발앞쪽 구름(heel, ankle, forefoot rocker)이 원활하게 연결되지 않았기 때문이라 분석된다.

운동 역학적 변화에선 Perry는 정상인의 경우 고관절은 체중 하중가시와 초기 유각가시에 최대 신전 모멘트가 나타난다고 하였는데, 본 연구에서는 우측은

초기 입각기시에, 좌측은 말기 입각기시에 최대 신전 모멘트가 나타났다.

또한 슬관절의 모멘트는 정상과 차이가 별로 없었으며, 족관절의 저축굴곡 모멘트는 좌측에서 입각기 시에 현저히 감소하는 양상을 나타냈다.

이상과 같은 분석 결과로 볼 때 양쪽 하지의 절단은 많은 비정상적 보행을 가지고 있으며, 특히 절단지의 위치가 서로 다른 하지 절단은 많은 보행 훈련과 꾸준한 연구가 필요할 것이다.

V. 결론

절단지 길이가 다른 양쪽 하지 절단환자의 경사진(15°) 트레드밀 훈련을 통한 보행분석 결과는 다음과 같다.

1. 2개월간의 훈련을 통한 분속수가 왼쪽 하지에서 증가하였고, 단하지 지지기와 양하지 지지기는 훈련 후 월등히 증가되었는데, 이는 양쪽에 체중 부하가 잘 이루어지고 있다고 관찰할 수 있다.

2. 최대 골반 경사도의 감소로 골반을 이용한 보행이 크게 감소하였다.

3. 족관절의 최대 배측 굴곡도가 왼쪽하지는 증가되었고, 오른쪽하지는 감소되었다.

이는 중축골 절단이 하퇴 절단보다 의지의 사용이 빠르게 적응됨을 보여주고 있다.

4. 중간 입각기때의 슬관절 모멘트가 양쪽 모두 감소하였다.

5. 말기 입각기때의 고관절 굴곡 모멘트가 왼쪽은 감소, 오른쪽은 증가되었고, 족관절 배측 굴곡 모멘트는 양쪽 모두 감소하였다. 이는 훈련 후 하지 관절 골고루에서 힘의 분배가 이루어지고 있다고 볼 수 있다.

이상과 같이 경사진 곳에서의 훈련은 하지 절단환자의 보행에 있어 가장 큰 문제점 중의 하나인 언덕 및

계단 오르내리기에 있어 중요한 부분인 만큼, 정상 보행을 위한 하나의 방법이라 생각되고, 인간공학적 재료의 개발과 함께 더욱 더 많은 대상자를 통한 연구가 이루어져야 객관적인 자료로 이용될 수 있을 것이다.

참고 문헌

- A. Caillet R : Low Back Pain Syndrome, ed 4. Philadelphia, Davis, 1988
- Breakey JM. Gait of unilateral below-knee amputees. Orthot Prosthet. 30:17-24, 1976.
- Culham EG, Peat M, Newell E. Below-knee amputation, a comparison of the effect of the SACH foot and single axis foot on electromyographic patterns during locomotion. Prosthet Orthot Int. 10:15-22, 1986
- DeLuccia N, De Souza Pinto MAG, Guedes JPB, Albers MTV. Rehabilitation after amputation for vascular disease : a follow-up study. Prosthet orthot Int 16, 124-128, 1992.
- Doane NF, Holt LE. A comparison of the SACH and single axis foot in the gait of unilateral below-knee amputees. Prosthet Orthot Int. 7:33-36, 1983.
- Eli laskov, H.Burger, J Krajnik, M. Gregoric and C. Marineck. Knee Muscle Activity During Ambulation of Trans-Tibial Amputees. J Rehab Med: 33 : 196-199, 2001.
- Gosselin GR. Diagnostic tools for the sports chiropractor. SOMA; 13: 23-29, 1987.
- Hamid Bateni, MSc, CPO, Sandra J. Olney, PhD. Kinematic and Kinetic Variations of Below-Knee Amputee Gait. JPO. vol. 14 , Num 1, 2-12, 2002.
- Harris KA, Van Schie L, Carroll SE, Deathe A, Martniak O, Meads GE, Sweeney JP.

- Rehabilitation potential of elderly patients with major amputation. *J cardiovasc Surg(Torino)* 32, 463-467, 1991.
- Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U, Lipotiz LA, Collins JJ. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly : evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil* ; 79(3) : 317-22, 1998.
- Moore TJ, Barron J, Hutchinson F, Golden C, Ellis C, Humphries D. Prosthetic usage after major lower extremity amputation. *Clin Orthop* 238, 219-225, 1989
- Prince F, Allard P, Therrien RG, McFadyen BJ. Running gait impulse asymmetries in below-knee amputees. *Prosthet Orthot Int.* 16:19-24, 1992.
- Perry J. Gait analysis. Thorofare, SLACK Co, 224-243, 1992.
- Perry J. Pathologic gait. In: *Atlas of Orthotics.* American Academy of Orthopaedic Surgeons, St. Louis: Mosby: 144-168, 1975.
- Robinson JL, Smidt GL, Arora JS. Accelerographic, temporal, and distance gait factors in below-knee amputees. *Phys Ther.* ; 57: 898-904, 1977.
- Skinner HB. Ankle weighting effect on gait in able bodied adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 71 : 112-115, 1990.
- Smidt LG. *Gait in Rehabilitation.* New York: Churchill Livingstone: 1990.
- Zahedi MS, Spence WD, Solomonidis SE, Paul JP. Repeatability of kinetic and kinematic measurements in gait studies of the lower limb amputee. *Prosthet Orthot Int* 11, 55-64, 1987.