

편측하퇴의지의 절단 길이에 따른 보행 특성 비교

서울보건대학 물리치료과

유재응

서울보훈병원 재활의학과 물리치료실

정석

Comparisons of the gait characteristics depended on amputation length of the Unilateral Trans-Tibial Prostheses.

You, Jae-eung, R.P.T.

Dept. of Physical Therapy, Seoul Health College

Jung, Seok, R.P.T

Dept. of Physical Therapy, Seoul Veterans Hospital

<Abstract>

The aim of this study is to present the basic reference data of age and specific gait parameters for comparisons of the gait characteristics depended on amputation length of the Unilateral Trans-Tibial Prostheses. The basic gait parameters were extracted from 10 Adult, and 20 below knee(B/K) patients, 50 to 60 years of age using VICON 512 Motion Analyzer. The results were as follows;

1. The mean Cadence of the above knee(A/K) patients and below knee(B/K) patients were 87.77 ± 8.64 steps/min, to 99.84 ± 11.14 steps/min. ($p < 0.05$)
2. The mean Walking Speed of the above knee(A/K) patients and below knee(B/K) patients were 0.84 ± 0.15 m/s, to 0.96 ± 0.25 m/s. ($p > 0.05$)
3. The mean Stride Length of the above knee(A/K) patients and below knee(B/K) patients were 1.14 ± 0.14 m, to 1.14 ± 0.22 m. ($p > 0.05$)
4. The mean maximal angles of joint on the hip flexion motion for different above knee(A/K) patients and below knee(B/K) patients were 34.75 ± 10.18 , to 32.32 ± 6.34 . ($p > 0.05$)
5. The mean maximal angles of joint on the knee flexion motion for different above knee(A/K) patients and below knee(B/K) patients were 66.97 ± 15.08 , to 52.65 ± 9.21 . ($p < 0.05$)
6. The mean maximal angles of joint on the ankle dorsi-flexion motion for different above knee(A/K) patients and below knee(B/K) patients were 14.41 ± 4.82 , to 10.04 ± 3.49 . ($p > 0.05$)
7. The mean maximal angles of joint on the ankle plantar-flexion motion for different above knee(A/K) patients and below knee(B/K) patients were 5.77 ± 3.17 , to 2.75 ± 4.49 . ($p > 0.05$)

I. 서론

인류가 생겨난 이후 지속되어 온 수많은 전쟁과 전투는 보조기와 의지가 필요한 사람들의 수를 폭발적으로 증가시켰다. 이런 사실은 보조기와 의지 분야의 개념이 발달하는 원인이 되었고, 새로운 디자인과 재료의 발전, 연구에 대한 재정적인 지원을 증가시켰다. 특히 제2차 세계대전이 많은 분야에 있어 다양한 변화와 발전을 가져왔는데 전쟁 후 미국보훈처(VA)가 슬개골 건 체중부하장치(Patella Tendon Bearing), 하퇴 절단에 사용되는 Quadrilateral socket 그리고 대퇴절단 각각의 개발에 대해 재정적으로 지원하게 되면서 이때 개발된 디자인과 기술이 군인과 민간인 절단자 모두에게 큰 이익이 되었고 의족의 발달이 가속화 된 계기가 되었다. 의수의 경우에는 베트남 전쟁 후 미국 보훈처가 근육을 전기적으로 조절하는 상지 의지와 내골격(endoskeletal)식, 조립식(modular) 의지의 공급을 포함하는 더 나은 세밀한 연구에 재정지원을 재개하면서 많은 발전이 있었다. 이러한 과정을 거치면서 미국을 제외한 다른 나라에서도 절단자에 대한 재활과 의지의 공급이 정부와 군(軍)의 주된 관심사로 대두되었고 의지의 개발에 본격적으로 착수하게 되었다(Donald 등, 2002)

절단자의 재활과정은 정상에 가까운 하지 기능을 제공하기 위한 의지의 장착과 사용이 필수적이며 이로 인해 더욱 대칭적인 보행을 할 수 있다. Wirta 등(1991)은 하지의지의 초기개발단계에서는 소켓과 환부에 주요점을 두고 개발되어 왔으나, 근래에는 환자 각각의 신체적 특징과 동작이 원인이 된 다양한 요구와 접하게 되므로 발과 족관절 장치에 초점을 맞춰야 한다고 하였다. 특히 지면 반발력은 의지의 발과 족관절 장치를 통하여 환부와 몸에 전달되므로 이런 힘의 작용이 발과 족관절 장치의 특징에 따라 어디서 그리고 어떻게 조절되는지가 관심의 대상이 되며 이는 결국 절단자의 편안함과 보행기능에

영향을 주는 여러 기초요인들에 의해 복합되어져 나타난다고 하였다. Romo(1999)는 가장 이상적인 의족이란 형태나 기능에 있어 인간의 발을 가장 완벽하게 모방하는 것이라고 하였고 하지만 이것은 오늘날의 기술로는 불가능하다고 하였다.

우리나라에서도 최근 10여년간 새로운 재료와 디자인을 결합시킨 다양한 종류의 의족이 개발되어 선택의 폭은 넓혀졌으나, 여전히 하지 절단자 각자에게 가장 적합한 의족을 선택하는데는 많은 어려움이 있다.

이에 본 연구에서는 현재 우리나라에서 편측 하퇴 절단 환자에게 가장 많이 이용하고 있고, PTB식 소켓·단축형 발과 족관절 장치·PTB 스트랩 현수장치로 구성된 내골격형 하퇴의지를 이용하는 환자를 대상으로 3차원 동작 분석기를 이용한 보행 분석을 통해 절단 길이에 따른 변화를 알아보고, 정상적 보행과의 차이점과 그 원인을 알아보고자 한다.

II. 연구대상 및 방법

1. 연구 대상

연구대상은 하퇴 절단환자 20명, 정상성인 남자 10명을 대상으로 하였으며, 2001년 1월부터 2003년 4월까지 서울보훈병원 보장구센터에 외래 방문한 절단환자 중 독립 보행이 가능한 환자들의 환측만을 측정하여 비교, 분석하였다. 정상성인남자는 절단환자들과 연령이 비슷하고 보행에 장애가 없는 자를 대상으로 하였다.

2. 연구 방법

1) 먼저 환자들의 대한 과거력 청취 및 이학적 검사를 실시하고 보행이 가능한 절단환자를 선택하여 보행 검사시 자료분석에 필요한 신장, 체중, 양 하지의 길이, 양 슬관절 및 족관절 너비등의 신체 계측을 시행하였

다.

2) 자료에 대한 비교 분석은 대상자의 절단 길이가 15cm 이상인 경우와 미만인 경우를 대상으로 하였다.

3) 대상자들의 보행 검사는 영국 Oxford Metrics Inc. 사의 VICON Clinical Manager Software(VCM)를 내장한 PC에 5개의 카메라가 연결되어 있는 Vicon 512 Motion Analysis System 을 이용하여 보행시의 3차원상의 운동형상학적 변화를 검사하였다. 먼저 매 검사직전 카메라에서 발생 될 수 있는 오차를 교정하기 위해 calibration을 시행한 후, 하지와 골반의 주요 관절 그리고 근육에 표식자를 부착하고 힘 측정판 위에서 기립 정지 상태를 취한 후 각 관절의 위치를 Vicon 512 Motion Analysis System에 부착된 컴퓨터 화면에서 정적 검사를 시행하였다. 이때 부착된 표식자는 직경 2.5cm의 구형이며 부착 부위는 천골 표식자의 경우 좌우의 후상장골 돌기를 연결한 선상의 중간점으로 골반과 척추 연결 부위의 약간 튀어나온 뼈의 돌출 부위, 양측 골반 표식자는 좌우의 전상장골돌기 부위, 양측 슬관절 표식자는 슬관절 굴곡의 축으로 슬관절의 앞뒤를 연결하는 선상의 중간점인 슬관절의 외측 부위로 하였다. 양측 하퇴 표식자는 하퇴의 하 1/3에 해당하는 외측 부위로서 보행시 자연스러운 팔의 운동을 저해하지 않는 높이의 부위, 양측 족관절 표식자는 경골의 외측과 부위, 양측 족관절 표식자는 경골의 하 1/3에 해당하는 외측 부위, 양측 전족부 표식자

는 제2중족골두의 상면 부위, 양측 종골 표식자는 전족부 표식자와 전족부 표식자와 연결되는 발의 종축선 상의 발뒤꿈치 부위로 하였다. 동적 검사로는 양측 종골 표식자를 제거한 후 동일한 표식자를 부착한 상태에서 12미터 거리를 환자가 편안한 보행으로 걷게 하였으며 10회 이상 반복 보행 후 가장 자연스러운 보행 양상을 택하여 분석하였다.

Vicon 512 Motion Analysis System을 통해 얻어진 visual and analogue data는 VCM software 프로그램으로 처리하여 보행의 각 주기에 따른 3차원상의 자료로 나타내었고, 이를 다시 수치화하여 보행의 주요 주기에 따른 시상면, 관상면, 횡단면의 3차원상의 관절운동으로 나타내었다. 검사 후 얻어진 보행 주기별 자료는 T-test를 이용하여 통계 처리한 후 비교 분석하였다.

III. 결과

1. 대상자의 특성

대상자의 평균 연령은 15cm 이상 하퇴절단환자 58.1세·15cm 미만 하퇴절단환자 62세·정상성인남자 63세였으며, 체중은 68kg·67kg·66.3kg였고, 신장은 170.1cm·169cm·165.5cm였다. 그리고 절단 길이는 20.89±4.16cm·11.8±2.10cm였다.(Table 1)

2. 시간적 지표 변화

전 보행주기 동안의 보행의 시간적 지표를

Table 1. The general character of subjects

general character	15cm 이상 BK-amp	15cm 미만 BK-amp	normal adult
subjects	10명	10명	10명
age	58.1±9.77	62±8.74	63
Weight	68±9.88kg	67.1±5.51kg	66.3kg
Height	170.1±3.03cm	169±3.77cm	165.5cm
amputation length	20.89±4.16cm	11.8±2.10cm	1

집단별로 비교하여 분석해 보면, 분속수는 93.27±30.94steps/min · 100.82±10.34 steps/min · 106.40±9.13 steps/min, 보행속도는 1.06±0.21m/s · 0.97±0.21m/s · 0.99±0.15m/s, 단하지 지지기는 0.40±0.04sec · 0.41±0.03 sec, 양하지 지지기는 0.37±0.10sec · 0.36±0.09sec · 0.30±0.05 sec, 활보장은 1.22±0.13m · 1.15±0.17m · 1.12±0.08m였다.(Table 2)

Table 2. Temporal Parameters for Different

Temporal Parameters	15cm 이상 BK-amp	15cm미만 BK-amp	P-Value	normal adult
Cadence (steps/min)	93.27±30.94	100.82±10.34	0.474	106.40±9.13
Walking Speed (m/s)	1.06±0.21	0.97±0.21	0.395	0.99±0.15
Single Support (s)	0.40±0.04	0.40±0.04	0.810	0.41±0.03
Double Support (s)	0.37±0.10	0.36±0.09	0.794	0.30±0.05
Stride Length (m)	1.22±0.13	1.15±0.17	0.285	1.12±0.08

Values are mean ± standard deviation

3. 운동 형상학적 분석

한 보행 주기에서 각 관절 운동범위의 최고 값과 최저 값은 운동이 이루어지는 시상면에서 고관절, 슬관절, 족관절로 구분하여 측정하였다.

시상면에서 각 집단을 비교하여보면 고관절에서 굴곡은 32.91±8.58도 · 29.34±6.20도

30.27±8.38도, 신전은 14.09±9.50도 · 16.70±5.41도 · 14.66±4.53도였다. 슬관절에서 굴곡은 58.24±10.99도 · 56.45±7.87도 · 56.93±5.92도, 신전은 4.04±7.94도 · 7.22±6.96도 · 3.76±6.80도였다. 족관절에서 배측굴곡은 15.27±11.44도 · 12.34±7.43도 · 15.91±3.81도, 저측굴곡은 1.77±7.37도 · 3.07±7.89도 · 5.35±4.49도였다.(Table 3)

Table 3. Angles of Joint on the Sagittal Plane

	Pelvic	15cm 이상 BK-amp	15cm미만 BK-amp	P-Value	normal adult
Hip	Flexion	32.91±8.58	29.34±6.20	0.310	30.27±8.38
	Extension	14.09±9.50	16.70±5.41	0.463	14.66±4.53
Knee	Flexion	58.24±10.99	56.45±7.87	0.680	56.93±5.92
	Extension	4.04±7.94	7.22±6.96	0.354	3.76±6.80
Ankle	DorsiFlexion	15.27±11.44	12.34±7.43	0.506	15.91±3.81
	PlantarFlexion	1.77±7.37	3.07±7.89	0.707	5.35±4.49

Values are mean ± standard deviation p<0.05

IV. 고찰

의족 착용자는 정상인의 보행과 유사한 보행 주기를 갖고 있지만 정상인과는 많은 차이점이 있다. 절단 환자의 보행특성은 환측에서 유각기가 더 길어지며 이것 때문에 분속수가 감소하게 된다. 활보장은 정상에 가깝지만 분속수가 감소하기 때문에 보행속도가 감소된다. 입각기에서는 발을 올리는 것이 정상인보다 빨리 일어나는데 그 이유는 족관절을

배굴시키는 능력이 떨어지기 때문이다. 그러나, 최근에는 의족 제작 기술의 발달로 이러한 문제점을 극소화하는 추세이다.

본 연구의 결과 시간적 지표에서 나타난 각종 수치 중 분속수에서는 각 집단별로 93.27±30.94 steps/min · 100.82±10.34 steps/min · 106.40±9.13 steps/min로 나타나 여러 학자들이 보고한 정상인의 분속수인 116 steps/min(Perry), 127.9 steps/min(Gage),

117steps/min(Skinner)와 하퇴의족 착용자의 분속수인 94.7±4.9 steps/min (Barth), 92.3±4.8 steps/min(Huang), 106.04 steps/min (Isakov)와 비교하였을 때 큰 차이가 없었고, 15cm 이상 하퇴절단자와 15cm 미만 하퇴절단자간에도 유의한 차이를 보이지 않았다. 보행속도에서는 각 집단별로 1.06±0.21m/s · 0.97±0.21m/s · 0.99±0.15m/s로 나타나 여러 학자들이 보고한 정상인의 보행속도인 1.19m/s(Perry), 1.03±0.26m/s(권도윤 등)와 하퇴의족 착용자의 보행속도인 1.11m/s(Robinson), 1.07m/s(Colborne)와 비교하였을 때 큰 차이가 없었고, 15cm 이상 하퇴절단자와 15cm 미만 하퇴절단자간에도 유의한 차이를 보이지는 않았지만, 15cm 이상 하퇴절단환자가 15cm 미만 하퇴절단환자보다 조금 빠르다는 것을 알 수 있었다. 활보장에서는 각 집단별로 1.22±0.13m · 1.15±0.17m · 1.12±0.08m로 나타나 여러 학자들이 보고한 정상인의 활보장인 1.48m (Skinner), 1.51m(Winter), 1.41m (Perry)와 하퇴의족 착용자의 활보장인 1.32m (Robinson), 1.44m(Water), 1.4m(Barth, Huang)와 비교하였을 때 더 적은 것으로 나타났다. 이런 결과가 나타난 이유는 외국인과의 신장의 차이에 의한 것으로 판단된다. 단하지 지지기는 본 연구결과 각 집단별로 0.40±0.04sec · 0.40±0.04sec · 0.41±0.03sec 였고, 양하지 지지기는 0.37±0.10sec · 0.36±0.09sec · 0.30±0.05sec로서 큰 차이가 없는 것으로 나타났다. 이상의 결과를 종합해 볼 때 시간적 지표에서는 15cm 이상 하퇴절단자와 15cm 미만 하퇴절단자간에 유의한 차이를 보이지 않았다. 마찬가지로 같은 연령대의 정상성인남자와도 유의한 차이를 보이지 않았다.

시상면에서의 운동 형상학적 분석에서 15cm 이상 하퇴절단자와 15cm 미만 하퇴절단자 그리고 정상인을 비교하여 보면 고관절에서 굴곡은 32.91±8.58도 · 29.34±6.20도 · 30.27±8.38도, 신전은 14.09±9.50도 · 16.70

±5.41도 · 14.66±4.53도였다. 슬관절에서 굴곡은 58.24±10.99도 · 56.45±7.87도 · 56.93±5.92도, 신전은 4.04±7.94도, 7.22±6.96도, 3.76±6.80도였다. 족관절에서 배측굴곡은 15.27±11.44도 · 12.34±7.43도 · 15.91±3.81도, 저측굴곡은 1.77±7.37도 · 3.07±7.89도 · 5.35±4.49도였다. Perry(1992)는 정상인의 고관절 굴곡과 신전을 각각 40도, 10도 슬관절의 굴곡과 신전을 60도, 53도 족관절의 배측굴곡과 저측 굴곡을 10도, 20도로 보고한 바, 본 연구의 시상면에서의 분석은 고관절과 슬관절, 족관절 모두 유의한 차이를 보이지 않았다. 이상의 결과를 종합해 볼 때 시상면에서의 관절 운동범위는 15cm 이상 하퇴절단자와 15cm 미만 하퇴절단자간에 유의한 차이를 보이지 않았다.

본 연구는 현재 한국에서 편측 하퇴절단자가 가장 많이 이용하고 있는 내골격형 하퇴의지 착용자를 대상으로 절단부 길이가 15cm 이상인 자와 15cm 미만인 자로 나누어 3차원 동작 분석기를 이용한 보행 분석을 통해 각각을 비교한 결과 큰 차이점은 나타나지 않았다. 이런 결과가 나오게 된 가장 큰 원인으로 보행 분석이 이루어지는 환경이 일상생활이 이루어지는 곳이 아닌 각종 장비가 복잡하게 설치되어있는 검사실에서 이루어지게 됨으로, 보행 거리의 제한이 있게 되고 여러 개의 active marker들과 근전도기 등의 여러 가지 선이 연결되어져 대상자가 보다 자연스러운 보행을 하는데 지장을 초래하게 되어 여기에서 나온 자료에 다소 문제가 있는 것을 들 수 있다. 따라서 앞으로 보다 많은 대상자와 다양한 환경에서 보행 분석을 실시하여 기존의 연구자료들과 비교 분석함으로써 3차원동작 분석기를 이용한 여러 가지 검사와 진단의 객관성과 정확성이 증가될 수 있도록 광범위한 연구가 있기를 기대해 본다.

V. 결 론

15cm 이상 하퇴절단자와 15cm 미만 하퇴절단자 각각 10명을 대상으로 보행의 시간적 지표와 운동역학적 특성을 비교하고자 서울 보훈병원 재활의학과에 설치되어 있는 3차원 동작분석기를 이용하여 보행 분석을 실시하였고, 더불어 본 연구에 사용되어진 보행 분석기의 신뢰성을 위하여 같은 연령대의 정상 성인 남자 10명을 추가로 검사하여 비교 분석하였으며, 고관절, 슬관절, 족관절의 관절 운동범위의 값과 이들의 보행주기별 변화치를 평가, 비교하고 또한 보폭과 속도변화를 알아봄으로써 향후 임상에서 실제적으로 3차원 동작분석기를 이용한 한국인의 보행분석 시 필요한 기초자료로 삼기 위하여 본 연구를 실시하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 15cm 이상 하퇴절단자와 15cm 미만 하퇴절단자를 비교하여 보면 시간적 지표의 변화에서 분속수, 활보장, 보행속도, 단하지 지지기, 양하지 지지기는 유의한 차이를 보이지 않았다.($p>0.05$)

2. 15cm 이상 하퇴절단자와 15cm 미만 하퇴절단자를 비교하여 보면 시상면에서의 운동 형상학적 차이에 있어 고관절 굴곡과 신전, 슬관절 굴곡과 신전, 족관절 배측굴곡과 저측굴곡 등 모두에서 유의한 차이를 보이지 않았다.($p>0.05$)

참고문헌

권도운, 성인영, 유종윤, 하상배 : 한국 성인의 3차원적 보행분석, 대한재활의학학회지, 22(5), 1107-1113, 1998.

Barth DG, Shumacher L, Sienko-Thomas S : Gait analysis and energy cost of below-knee amputees wearing six different prosthetic feet. *Prosthet Orthot Int*, 4, 63-75, 1992.

Breahey J : Gait of unilateral below-knee amputees. *Prosthet Orthot Int*, 30(3), 17-24, 1976.

Colborne GR, Naumann S, Longmuir PE et al : Analysis of mechanical and metabolic factors in the gait of congenital below-knee amputees. *Am J Phys Med Rehabil*, 71(5), 272-278, 1992.

Donald S, John WM : *Prosthesis and Orthotics*, 2nd ed, Pearson Education Inc, pp 1-3, 2002

Gage JR : Gait analysis for decision making in cerebral palsy. *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst*, 43(2), 147-163, 1983.

Huang GF, Chou YL, Su FC : Gait analysis and energy consumption of below-knee amputees wearing three different prosthetic feet. *Gait Posture*, 12(2), 162-8, 2000.

Isakov E, Burger H, Krajnik J, et al : Influence of speed on Gait parameters and on symmetry in Trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int*, 20(3), 153-158, 1996.

Isakov E, Keren O, Benjuya N : Trans-tibial amputee gait : time-distance parameters and EMG activity. *Prosthet Orthot Int*, 24(3), 216-220, 2000.

Jaegers SM, Arendzen JH, de Jongh HJ : Prosthetic gait of unilateral trans-femoral amputees : a kinematic study, *Arch of Phys Med Rehabil*, 76(8), 736-743, 1995.

Murray MP, Mollinger LA, Sepic SB et al : Gait patterns in above-knee amputee patients : Hydraulic swing control vs constant-friction knee components. *Arch Phys Med Rehabil*, 64(8), 339-345, 1983.

Perry J : *Gait analysis*. SLACK Co, 224-243, 1992.

Robinson JL, Smidt GL, Arora JS : Accelerographic, temporal, and distance gait factors in below-knee amputees, *Phys Ther*, 57(8), 898-904, 1977.

Romo HD : Specialized prostheses for activities, *Clin Orthop*, 361, 63-70, 1999.

Skinner HB, Effeney DJ : Gait analysis in amputees, Am J Phys Med, 64(2), 82-89, 1985.

Wall JC, Dhanendran M, Klenerman L : A method of measuring the Temporal/distance factors of gait, Biomed Eng, 11(12), 409-412, 1976.

Waters RL, Perry J, Antonelli D et al : Energy cost of walking of amputees : The influence of level of amputation, J Bone joint Surg Am, 58(1), 42-46, 1976.

Wirta RW, Mason R, Calvo K, et al : Effect on gait using various prosthetic ankle-foot devices, J Rehabil Res Dev, 28(2), 13-24, 1991.