

편측대퇴의지와 편측하퇴의지의 보행특성 비교

서울보건대학 물리치료과 . 서울보훈병원 재활의학과 물리치료실
안창식 . 정석

Comparisons of the gait characteristics depended on Unilateral Trans-Femoral or Trans-Tibial Prostheses.

An, Chang sik, R.P.T, Jung, Seok, R.P.T.

Dept. of Physical Therapy, Seoul Health College

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 Unilateral Trans-Femoral or Trans-Tibial Prostheses. The basic gait parameters were extracted from 10 Adult, 10 above knee(A/K) patients and 10 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 $34.75 \pm 10.18^\circ$, to $32.32 \pm 6.34^\circ$. ($p > 0.05$)
- 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 $66.97 \pm 15.08^\circ$, to $52.65 \pm 9.21^\circ$. ($p < 0.05$)
- 6) The mean maximal angles of joint on the ankle dorsiflexion motion for different above knee(A/K) patients and below knee(B/K) patients were $14.41 \pm 4.82^\circ$, to $10.04 \pm 3.49^\circ$. ($p > 0.05$)
- 7) The mean maximal angles of joint on the ankle plantarflexion motion for different above knee(A/K) patients and below knee(B/K) patients were $5.77 \pm 3.17^\circ$, to $2.75 \pm 4.49^\circ$. ($p > 0.05$)

I. 서론

보행은 복합적인 진행이며, 이러한 보행의 특징을 파악하고자 많은 학자들이 여러가지 방법으로 다양한 보행 지표들을 통해서 보행을 연구하고 있다. Wall et al(1976)은 보행 평가 방법들은 시간적 그리고 거리적 요소, 힘의분석, 체질의 각도 변화, 근전도 활동 그리고 신진대사 소비를 측정하기 위한 평가 방법이라고 하였으며, Isakov et al (1996)은 정상보행은 보행 인자들에서 양하지 사이에 높은 수준의 대칭성을 나타내며, 그러므로 절단자의 재활은 정상적인 하지 기능을 제공하기위한 의지를 사용하게 하는 것이 필수적이며 이것으로 더욱 대칭적인 정상 보행을 한다고 하였다. Wirta et al (1991)은 하지의지의 초기개발단계에서는 소켓과 환부의 주요점을 두고 개발되어 왔으나, 근래에는 각각 다른 환자의 신체적 특징과 동작에서 기인한 다양한 요구와 접하게 되므로 발과 족관절장치에 초점을 맞춰야 한다고 하였다. 특히 지면 반발력은 의지의 발과 족관절장치를 통하여 환부와 몸에 전달되므로 이런 힘들의 작용이 발과 족관절 장치의 특징에 의해서 어디서 어떻게 조절되는지가 관심 대상이며, 이는 결국 절단자의 편안함과 보행기능에 영향을 주는 여러 기초요인들에 의해 복합되어져 있다고 하였다. 그래서 Romo (1999)은 가장 이상적인 의족은 형태나 기능에 있어 인간의 발을 가장 완벽하게 모방하는 것이다. 그러나 이것은 오늘날의 기술로 불가능하다고 하였다. 이것이 기정 사실임에도 불구하고 한국도 최근 10년간 새로운 재료와 디자인을 결합시킨 다양한 종류의 의족이 개발되어 의족 선택의 폭은 넓혀졌으나, 하지 절단자 자신에게 가장 적합한 의족을 선택하는데는 많은 어려움이 있다.

이에 본 연구에서는 현재 한국에서 가장 많이 이용하고 있는 편축 대퇴 절단 환자의 흡입식 즉 소켓은 사각형이고 무릎은 일정 마찰식 다축 무릎 관절, 발목관절은 단축 관절로 구성되는 내골격식의지 그리고 편축 하퇴 절단 환자의 의지는 PTB식 소켓, 단축형 발과 족관절 장치, PTB스트랩 현수장치로 구성된 내골격형 하퇴의지를 이용하는 환자를 대상으로 3차원 동작 분석기를 이용하여 보행 분석을 통해 한국에서 많이 이용 하고 있는 이러한 의족들이 얼마나 적합한 것인지 알아보고, 또한 정상적 보행과 차이점의 원인을 밝히고자 본 연구를 시작하였다.

II. 연구대상 및 방법

1. 연구 대상

연구대상은 각각 대퇴절단환자10명, 하퇴절단환자10명, 정상성인남자10명을 대상으로하였으며, 2001년 1월부터 2002년6월까지 서울보훈병원 보장구센터에 외래 방문한 절단환자 중 독립 보행이 가능한 환자들을 대상으로 환자들의 환축만 측정하여 비교,분석 하였다. 정상성인 남자는 연령이 비슷한 정상인 중 보행에 지장이 없는 자를 대상으로 하였다.

2. 연구 방법

1) 먼저 환자들의 대한 과거력 청취 및 이학적 검사를 실시하고 대상자가 보행을 할 수 있는 환자를 선택하고, 신장, 체중, 양 하지의 길이, 양 슬관절 및 족관절 나비등 보행 검사 시 자료분석에 필요한 신체 계측을 시행하였다.

2) 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 검사직

전 카메라에서 발생 될 수 있는 오차를 교정하기 위해 calibration을 시행 한 후, 하지와 골반의 주요 관절 그리고 근육에 표식자를 부착하고 힘측정판 위에 기립 정지 상태에서 각 관절의 위치를 Vicon 512 Motion Analysis System에 부착 된 컴퓨터 화면에서 정적 검사를 시행 하였다. 이때 부착된 표식자는 직경 2.5cm의 구형으로 부착 부위는 천골 표식자의 경우 좌우의 후상장골돌기를 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 표식자는 제2중족골두의 상면 부위, 양측 종골 표식자는 전족부 표식자와 전족부 표식자와 연결되는 발의 종축선 상의 발뒤꿈치 부위로 하였다. 동적 검사로는 양측 종골 표식자를 제거 한 후 동일 한 표식자를 부착한 상태에서 12meter 거리를 환자가 편안한 보행으로 걷게 하였으며 10회 이상 반복 보행 후 가장 자연스러운 보행 양상을 택해 분석 하였다. 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 주기에 따른 시상면, 관상면, 횡단면의 3차원상의 관절운동으로 나타내었다. 검사후 얻어진 보행 주기별 자료는 T-test를 이용, 통계 처리후 비교 분석하였다.

III. 연구 결과

1. 대상자의 특성

Table 1. The general character of subjects

general character	AK-amputation	BK-amputation	normal adult
subjects	10명	10명	10명
age	58.7	60.5	63
Weight	66.65kg	69.55kg	66.3kg
Height	167.5cm	168.45cm	165.5cm

대상자의 평균 연령은 대퇴절단환자 58.7세 하퇴 절단환자 60.5세, 정상성인 남자 63세였으며, 체중은 대퇴 절단 환자 66.65kg, 하퇴절단환자 69.55kg, 정상성인 남자는 66.3kg 이었고, 신장은 대퇴절단환자 167.5cm 하퇴절단환자 의 경우 168.45cm, 정상성인 남자는 165.5cm이었다. (Table 1)

2. 시간적 지표 변화

Table 2. Temporal Parameters for Different

Temporal Parameters	AK-amputation	BK-amputation	P-Value	normal adult
Cadence (steps/min)	87.77±8.64	99.84±11.140	0.01	106.40±9.13
Walking Speed (m/s)	0.84±0.15	0.96±0.25	0.21	0.99±0.15
Single Support (s)	0.44±0.89	0.41±0.05	0.31	0.41±0.03
Double Support (s)	0.42±0.07	0.39±0.10	0.40	0.30±0.05
Stride Length (m)	1.14±0.14	1.14±0.22	0.96	1.12±0.08

Values are mean ± standard deviation

전 보행주기 동안 대상자의 보행의 시간적 지표를 대퇴절단환자와 하퇴절단환자를 비교하여 분석해 보면 분속수는 대퇴절단환자 87.77 ± 8.64 steps/min, 하퇴절단환자 99.84 ± 11.140 steps/min, 정상성인 남자는 106.40 ± 9.13 steps/min, 보행속도는 대퇴절단환자 0.84 ± 0.15 m/s, 하퇴절단환자 0.96 ± 0.25 m/s, 정상성인 남자 0.99 ± 0.15 m/s, 단하지 지지기는 대퇴절단 환자 0.44 ± 0.89 sec, 하퇴절단환자 0.41 ± 0.05 sec, 정상성인 남자 0.41 ± 0.03 sec, 양하지 지지기는 대퇴절단 환자 0.42 ± 0.07 sec 하퇴절단환자 0.39 ± 0.10 sec, 정상성인 남자 0.30 ± 0.05 sec, 활보장은 대퇴절단환자 1.14 ± 0.14 m, 하퇴절단환자 1.14 ± 0.22 m, 정상성인 남자 1.12 ± 0.08 m 이었다. 대퇴와 하퇴절단환자를 비교 하였을 때 분속수만 유의한 차이를 보였고, 보행 속도, 단하지 지지기, 양하지 지지기, 활보장은 유의한 차이를 보이지 않았다. 60세 정상성인 남자와도 마찬가지로 분속수만 차이가 있었다.(Table 2)

3. 운동 형상학적 분석

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

Table 3. Angles of Joint on the Sagittal Plane

	Pelvic	AK-amputation	BK-amputation	P-Value	normal adult
Hip	Flexion	34.75 ± 10.18	32.32 ± 6.34	0.53	30.27 ± 8.38
	Extension	10.30 ± 6.34	13.34 ± 10.66	0.44	14.66 ± 4.53
Knee	Flexion	66.97 ± 15.08	52.65 ± 9.21	0.02	56.93 ± 5.92
	Extension	1.54 ± 1.90	5.61 ± 7.51	0.11	3.76 ± 6.80
Ankle	DorsiFlexion	14.41 ± 4.82	10.04 ± 3.49	0.32	15.91 ± 3.81
	PlantarFlexion	5.77 ± 3.17	2.75 ± 7.23	0.24	5.35 ± 4.49

Values are mean \pm standard deviation $p < 0.05$

시상면에서 대퇴절단환자와 하퇴절단환자를 비교하여 보면 고관절에서 굴곡은 대퇴절단환자 34.75 ± 10.18 도, 하퇴절단환자 32.32 ± 6.34 도, 정상성인 남자는 30.27 ± 8.38 도, 신전은 대퇴절단환자 10.30 ± 6.34 도, 하퇴절단환자 13.34 ± 10.66 도, 정상성인 남자는 14.66 ± 4.53 도였다. 슬관절에서 굴곡은 대퇴절단환자 66.97 ± 15.08 도, 하퇴절단환자 52.65 ± 9.21 도, 정상성인 남자는 56.93 ± 5.92 도, 신전은 대퇴절단환자 1.54 ± 1.90 도, 하퇴절단환자 5.61 ± 7.51 도, 정상성인 남자는 3.76 ± 6.80 도였다. 족관절에서 배측굴곡은 대퇴절단환자 14.41 ± 4.82 도, 하퇴절단환자 10.04 ± 3.49 도, 정상성인 남자는 15.91 ± 3.81 도, 저측굴곡은 대퇴절단환자 5.77 ± 3.17 도, 하퇴절단환자 2.75 ± 7.23 도, 정상성인 남자는 5.35 ± 4.49 도였다. 성별에 따른 차이를 보면 고관절의 굴곡과 신전 유의한 차이를 보였고 그 나머지는 유의한 차이를 보이지 않았다. (Table 3)

IV. 고찰

기존의 보행 분석 방법들은 0.4~0.8초 주기로 일어나는 여러 관절들의 변화를 측정하기가 용이하지 않아서 많은 장비들이 개발되어졌다. 의족착용자 역시 정상인의 보행과 유사한 보행주기를 갖고 있지만 정상인과는 많은 차이점이 있다. 절단 환자의 보행특성은 유각기의 기간에 있어서 환측이 더 길어지며 이것 때문에 분속수가 감소하게 된다. 활 보장은 정상에

가깝지만 분속수가 감소하기 때문에 보행속도가 감소된다. 입각기 에서는 발을 올리는 것이 정상인보다 빨리 일어나는데 족관절 을 배굴 시키는 능력이 떨어지기 때문이다.

본 연구의 결과 시간적 지표에서 60세 연령대의 정상인, 대퇴의족, 하퇴의족 착용자를 비교 해 보면, 분속수는 대퇴절단환자 87.77 ± 8.64 steps/min, 하퇴절단환자 99.84 ± 11.140 steps/min, 정상성인 남자는 106.40 ± 9.13 steps/min 였다. 정상인의 분속수의 경우 Perry(1992)는 116steps/min, Gage(1983)는 127.9steps/min, Skinner(1985)는 117steps/min으 로 보고하였고, 대퇴의족착용자는 Skinner et al.(1985)가 86steps/min, Murry(1983)는 89 ± 3 steps/min, 하퇴의족착용시 Barth et al(1992)은 94.7 ± 4.9 steps/min, Huang et al(2000)은 92.3 ± 4.8 steps/min, Isakov et al(2000)은 106.04steps/min 였다. 이처럼 세 구룹을 비교하였 을때 각각의 경우는 과거에 연구한 결과와 큰 차이는 보이지 않으나 대퇴의지착용자가 가장 감소된 양상을 보이고 있다. 본 연구자의 보행속도를 보면 대퇴절단환자 0.84 ± 0.15 m/s, 하퇴절단환자 0.96 ± 0.25 m/s, 정상성인 남자 0.99 ± 0.15 m/s였으며, 정상인의 보행속도의 경우 Perry(1992)는 1.19m/s, 권도윤 등(1988)은 1.03 ± 0.26 m/s으로 보고하였고, 대퇴의족착 용자는 Murry(1983)는 1.07 ± 11 m/s, Jaegers et al.(1995)는 1.01 ± 0.18 m/s, 하퇴의족착용시 Robinson et al(1977)은 1.11m/s, Colborne et al 1.07m/s, 이처럼 본 연구자가 분석한 결과 가 과거 연구자 보다 낮은 보행속도를 보이고 있는 것은 현수장치의 역할 즉 의지를 절단부 에 완전히 밀착하여 절단자가 의지를 수의적으로 조절할 수 있는 능력이 보행속도에 영향을 미치는 것으로 판단 된다. 그리고 본 연구의 활보장을 보면 대퇴절단환자 1.14 ± 0.14 m, 하 퇴절단환자 1.14 ± 0.22 m, 정상성인 남자 1.12 ± 0.08 m 이었다. 정상인의 활보장의 경우 Skinner et al(1985)는 1.48m, Winter(1991)는 1.51m, Perry(1992)는 1.41m로 보고하였고, 대 퇴의족착용자는 Skinner et al(1985)은 1.26m, Jaegers et al.(1995)은 1.33 ± 0.16 m, 하퇴의족 착용시 Robinson et al(1977)은 1.32m, Water et al (1976)은 1.44m, Barth et al(1992)와 Huang et al(2000)은 1.4m로 보고하였다. 본 연구결과 다른 연구결과에 비해 활보장이 감소 되었으며, 이러한 원인은 활보장 시간이 일정하게 유지 될지라도 보행속도에 기인하므로 대 상자의 신장 길이 크기와 관련이 있는 것이며, 따라서 선행 연구에 비하여 본 연구가 활보 장이 감소 된 것은 신장의 차이에 의한 것으로 판단 된다. 또한 본 연구의 단하지 지지기와 양하지 지지기를 보면, 단하지 지지기는 대퇴절단 환자 0.44 ± 0.89 sec, 하퇴절단환자 0.41 ± 0.05 sec, 정상성인 남자 0.41 ± 0.03 sec, 양하지 지지기는 대퇴절단 환자 0.42 ± 0.07 sec 하 퇴절단환자 0.39 ± 0.10 sec, 정상성인 남자 0.30 ± 0.05 sec로서 별다른 차이가 없었음을 보 였다. Breakey(1976)은 하퇴절단자의 연구에서 보행의 입각기가 건측하지에서는 더 길고 절 단측 하지에서는 더 짧다고 했으며 single limb support time은 절단측 하지에 대해 보행주 기의 37%였으며 건측하지에 대해서는 43% 였다고 하였으며, Robinson등(1977)은 하퇴 절 단자로 부터 시간, 거리요소와 accelerometer 자료를 수집하여 절단자의 보행속도(walking velocity), 분속수(cadence), 활보장(stride length)이 정상보다 낮다고 하였으며, 보행은 비대 칭적이고 의족을 착용한 하지에서 매우 긴 걸음(step)을 취한다고 하였다. 이러한 motion analysis system은 하퇴 절단 환자의 보행 분석 및 경직성 치료 후의 평가 그리고 여러 형태의 장애 검증 등에 좋은 객관적인 방법이지만, 설치상의 어려움과 고가의 장비, 전문 인 력의 필요성 등의 문제가 있어서 널리 이용되는 데는 많은 제한점이 있는 것도 사실이다. 다음은 시상면의 운동 형상학적 분석의 측면에서 보면 고관절에서 굴곡은 대퇴절단환자 34.75 ± 10.18 도 , 하퇴절단환자 32.32 ± 6.34 도, 정상성인 남자는 30.27 ± 8.38 도, 신전은 대퇴 절단환자 10.30 ± 6.34 도, 하퇴절단환자 13.34 ± 10.66 도, 정상성인 남자는 14.66 ± 4.53 도 였다.

슬관절에서 굴곡은 대퇴절단환자 66.97 ± 15.08 도, 하퇴절단환자 52.65 ± 9.21 도, 정상성인 남자는 56.93 ± 5.92 도, 신전은 대퇴절단환자 1.54 ± 1.90 도, 하퇴절단환자 5.61 ± 7.51 도, 정상성인 남자는 3.76 ± 6.80 도 였다. 족관절에서 배측굴곡은 대퇴절단환자 14.41 ± 4.82 도, 하퇴절단환자 10.04 ± 3.49 도, 정상성인 남자는 15.91 ± 3.81 도, 저측굴곡은 대퇴절단환자 5.77 ± 3.17 도, 하퇴절단환자 2.75 ± 7.23 도, 정상성인 남자는 5.35 ± 4.49 도 였다. Perry(1992)는 정상인 고관절 굴곡과 신전을 각각 40도, 10도 슬관절의 굴곡과 신전을 60도, 5-3도 족관절에서 배측 굴곡과 저측 굴곡을 10도 20도로 보고하였다. 시상면에서의 분석은 고관절과 족관절은 유의한 차이를 보이지 않은 반면 슬관절에서는 유의한 차이를 보였다. 이것은 Barth et al(1992)의 정상측의 하지는 입각기 동안에 슬관절 각도가 굴곡-신전-굴곡 되는 전형적인 정상보행 양상을 보인 반면에, 의지착용측하지는 이러한 3가지 전형적인 양상이 결여 되었고, 슬관절은 완전 신전된 상태가 우세하게 유지 되었다고 하였다. 본 연구에서도 입각기 동안 슬관절의 신전이 정상측의 신전에 비해 과도하게 증가하여 과신전되어 보였고, 이결과는 대상자들이 뒷꿈치 닿기에서 중간 입각기까지 슬관절의 신전 상태를 유지하는 전형적인 형태를 보여 주는 것이다. 따라서 본 실험에서 슬관절의 유의한 차이는 대상자들의 의지 착용기간이 길어서 오랜 기간 이러한 형태로 보행을 하였기 때문에 슬관절의 구조적인 변화에 의해 관신전이 발생하는 것으로 생각된다. 일반적으로 의족환자들의 보행에 있어서 환측의 하중수용특징이 저하된다. 특히 하중수용시간이 길어지는 것이 의족환자의 현저한 특징인데, 이에 관한 이유들로는 잔존하는 지질의 연섬유 또는 소켓과 잔존 지질 사이의 foam 들에 의해서 매우 유연한 힘이 작용되기 때문이다. 또한 족부 의 물성에 따른 하중수용특징에 의한 영향도 매우 많이 받는다. 또한 절단 후 근육계에서의 신경근육 조절작용이 변화되어 하지에서 하중수용이 저하된다는 이론도 있다. 그러나 절단환자 개인별 차이가 많이 나타나며 이는 장애발생기간, 절단부위, 의족 착용 후 보행연습의 유무, 의족의 종류 등에 의한 영향 때문이다. 장애연도가 비교적 오랜 환자일수록 의족보행이 부자연스러운데, 이는 의족의 종류에도 문제가 있지만 환자의 보행연습에 더 큰 영향이 있음을 의미한다. 그러므로 절단자의 재활은 정상적인 하지기능을 제공하기 위한 의족을 사용하게 하는 것이 필수적이며 이것으로 더욱 대칭적인 보행을 한다고 하였다. 결론적으로 보행 장애가 고관절이나 슬관절 그리고 족관절의 운동 범위 장애와 연관성이 있음을 알 수 있었다. 현재 한국에서 가장 많이 이용하고 있는 편측 대퇴 절단 환자의 흡입식 즉 소켓은 사각형이고 무릎은 일정 마찰식 다축 무릎 관절, 발목관절은 단축 관절로 구성되는 내골격식의지 그리고 편측 하퇴 절단 환자의 의지는 PTB식 소켓, 단축형 발과 족관절 장치, PTB스트랩 현수장치로 구성된 내골격형 하퇴의지를 이용하는 환자를 대상으로 3차원 동작 분석기를 이용하여 보행 분석을 통해 한국에서 많이 이용 하고 있는 이러한 의족들이 얼마나 적합한 것인지 알아 보았으며, 그 결과 현재의 기술로 그리 큰 문제점은 발견 되지 않았다. 그러나 결과에서 보듯이 보행 분석이 일상생활이 이루어지는 환경이 아닌 일정한 실내 공간인 검사실에서 이루어짐으로써, 보행 거리의 제한이 있고 여러 개의 active marker들과 근전도기 등의 여러 가지 선이 연결되어져 대상자가 보다 자연스러운 보행을 하는데 지장을 초래하여 자료 분석이 다소 문제가 있는 것도 간과할 수 없었다. 따라서 앞으로 보다 많은 대상자와 다양한 환경에서 보행 분석을 실시하여 기존의 연구자료들과 비교 분석함으로써 3차원동작 분석기를 이용한 여러가지 검사와 진단의 객관성과 정확성의 증가에 기여할 수 있게 광범위한 연구가 있기를 기대해 본다.

V. 결 론

대퇴절단환자와 하퇴절단환자의 환측만을 이용하여 보행의 시간적 지표와 운동역학적 특징을 비교하고자 각각 10명을 대상으로 서울보훈병원 재활의학과에 설치되어 있는 삼차원 동작분석기를 이용하여 보행 분석을 실시하였고 더불어 현재 사용하고 있는 보행 분석기의 신뢰성을 위하여 같은 연령대의 정상인 10명을 참고로 검사하여 비교 분석 하였으며, 고관절, 슬관절, 족관절의 관절운동범위의 값과 이들의 보행주기별 변화치를 평가, 비교하고 또한 보폭과 속도변화를 알아봄으로써 향후 임상에서 실제적으로 삼차원 동작분석기를 이용한 한국에서 환자들의 보행분석시 필요한 기초자료로 삼기 위하여 본 연구를 실시하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 대퇴절단환자와 하퇴절단환자의 시간적 지표의 변화에서 활보장, 보행속도, 단하지 지지기, 양하지 지지기는 유의한 차이르 보이지 않았으며, 분속수만 유의한 차이를 보였다 ($p>0.05$).
2. 대퇴절단환자와 하퇴절단환자의 시상 면에서 운동 형상학적 차이를 보면 고관절 굴곡과 신전, 슬관절 신전, 족관절 배측 굴곡과 저측굴곡 등은 유의한 차이를 보이지 않았고, 슬관절의 굴곡만 유의한 차이르 보였다($p>0.05$).

참고 문헌

- 권도윤, 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. J Prrdshet Orthot, 4:63-75, 1992.
- Breakey J. Gait of unilateral below-knee amputees. Orthot Prosthet. ;30(3):17-24, 1976.
- Gage JR. Gait analysis for decision making in cerebral palsy. Bull Hosp Jt Dis, 43: 147-163, 1983.
- Colborne GR, Naumann S, Longmuir PE et al. analysis of mechanical and metabolic factors in the gait of congenital below-knee amputees. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 71:272-278. 1992.
- Gage JR. Gait analysis for decision making in cerebral palsy. Bull Hosp Jt Dis, 43:147-163. 1983.
- Huang GF, Chou YL, Su FC. Gait analysis and energy consumption of below-knee amputees wearing three different prosthetic feet. Gait Posture Oct; 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. Pros Ortho Int. 20(3):153-158. 1996.
- Isakov E, Keren O, Bejuya N. Trans-tibial amputee gait: time-distance parameters and EMG activity. Pros Ortho Int. 24:216-220. 2000.

- Jaegers SM et al. Prosthetic gait of unilateral trans-femoral amputees: a kinematic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 76:736-743. 1995.
- Murry MP et al. Gait patterns in above-knee amputee patients: Hydraulic swing control vs constant-friction knee components. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 64:339-345. 1983.
- Perry J. Gait analysis. Thorofare, SLACK Co, 224-243, 1992.
- Robinson JL et al. Accelerographic, temporal and distance gait factors in below-knee amputees. *Phys. Ther*, 57:898-904. 1977.
- Romo HD. Specialized prostheses for activities. *Clin Orthop, Ther*, 361:63-70. 1999.
- Skinner HB, Effeney DJ. Gait analysis in amputees. *American journal of physical medicine*, 64(2):82-89. 1985.
- Wall JC, Dhanendran M, Klenerman L. A method of measuring the Temporal distance factor of gait. *Biomed Eng*, 11:409-412. 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*, 58:42-46. 1976.
- Winter DA. *The biomechanics and motor control of human Gait : Normal, Elderly, and Pathological*, 2nd ed. Waterloo, ontario: University of Waterloo: 1991.
- 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.