

의지 착용자들의 보행자세에 대한 운동학적 분석

이 세 형*

Kinetic Analysis of Gaits of Prosthetics

*Sae-Hyoung Lee**

Summary

The study was undertaken to analysis the normal and prosthetic's gait pattern. For the above details, equipment used was panasonic high speed camera for 3 dimensional analysis and force plateform(A. M. T. I) for ground reaction force analysis.

- 1) The range of abduction and adduction in control group was nearly 1 degree but 3 degree in BK and 7 degree in AK group.
- 2) The height of raised foot was nearly the same in control and BK group, but two times in AK group.
- 3) The range of circumduction was nearly larger 5 degree in BK group than control and AK group, and the opposite foot of prosthetic's was larger circumbate.
- 4) The shivering of lower leg was moved outside in knee and inside in heel in all group, but deviated nearly 7 degree in RAK group.
- 5) The gait stride showed decrease trend from BK to AK group. The reason AK and BK group compared the control group can't have balanced in gaiting.
- 6) In the ground reaction force, The result of Time-force curve analysis showed rectangular pattern in control group, but did not show in AK and BK group.

서 론

사람이 생활을 영위하는 과정에서 어떤 운송 수단
의 도움을 받지 않고 활동 위치를 변화시키고자

할 때는 달리기, 걷기, 뛰기, 헤엄치기 및 기타
다양한 동작을 이용한다. 이 동작들은 모두 이동
하는 속도 또는 환경 등에 따라 인체의 사지를 일
정한 형태로 움직임에 따라 명명되었다.

그 동작들은 연속적인 사지의 움직임으로 구성

* 자연과학대학 체육학과 (Dept. of Physical Education, Cheju Univ., Cheju-do, 690-756, Korea)

되었지만, 인체 분절들간의 상대적인 위치 또는 환경에 대한 특정한 위치를 기준하여 일련의 동작을 세분하기도 한다. 그 중에 걷기 동작은 인체를 지지하여 반복적이면서 울동적으로 지면과 접촉하고 있는 하지의 역할에 따라, 한 다리와 양 다리가 수행하는 추진, 지지 및 저지의 구간으로 나뉘기도 한다.

사람 개개인의 걷는 동작 유형은 손가락의 지문에 버금가는 정도로 특징이 있어서 사람의 판별이 굳이 안면을 확인하지 않더라도 걸음걸이로도 가능한 것은 주지의 사실이다. 이와같이 개인에 있어서는 항상성이 있고, 개인간에 개성이 있는 걸기 형태는 사실상 해부 구조적, 역학적, 심리적 등의 요인에 의하여 결정되는 것이다. 관절에 의하여 연결되는 각 분절의 길이, 각 분절을 지배하는 근육, 관절 주위의 인대, 움직이는 속도, 하지와 몸체 및 상지와와의 협동 두뇌로 부터의 의지적인 동작 명령 유무, 피로 상태 등은 걷는 동작의 형태에 모두 관여하게 된다.

걷기 동작의 연구는 Marey에 의하여 1885년에 시작되었으나, 1940년대 중반까지는 이렇다할 진전을 보이지 못하였다. 그러나 제2차세계대전을 거친 후 상이 군인들을 위하여 좀 더 개량된 「의지」(prosthetic limb: P.L.)를 고안할 필요에 의하여 걷기에 관한 연구가 재개되었다. 따라서 1950년대는 임상을 위한 것이라기 보다는 연구를 위한 실험실이 많이 설립되었다. 이 경향은 1970년대 초반까지 이어졌으나 1970년대 중반부터는 하지 절단자 개인의 재활을 위한 목적의 임상적 연구소 설립이 추진되었다(Quanbury, 1985).

이와같이 하지 절단자를 위한 임상 연구소가 서구 및 구미에서 설립되어 운영되고 있지만, 그 연구소에서 수행하고 있는 역할은 환자 개개인에 대한 진료 및 치료뿐만 아니라, 그 때 이용할 지식 축적을 위한 임상 연구도 병행하고 있다. 이에 견주어 볼 때 우리나라의 실정은 보행(걷기: Gait)을 집중적으로 연구하는 연구 기관은 거의 전무한 실정이며, 단지 일부 의료기관에 부속된 곳이나 영세한 사설 제작소에서 「의지」를 제작하고 있는 실정에 있다. 따라서 이렇게 제작되고 있는 「의지」들의 기능은 순전히 제작자의 장인적 수준에

의하여 결정되고 있다.

제작자의 직관이나 통찰력이 뛰어나 모든 환자의 각기 다른 특성에 맞는 「의지」를 언제나 고안할 수 있다고 기대하기는 실제로 어려운 일이다. 혹 그렇다고 하더라도 제작자의 장인적 기능은 쉽게 전수되기 어려운 특성이 있으므로, 임상연구를 통한 체계적인 지식 축적이 우리나라에도 요구되고 있다. 그렇게만 된다면 제작자 자신들도 우수한 「의지」를 고안하기 위하여, 「의지」에 관한 실제 요인을 변화시켜 그 결과를 검토할 수 있게 되고, 다른 연구자들이 발견한 지식을 응용할 수 있는 이해력을 증진시킬 수 있는 기회가 제공될 것으로 기대된다.

하지 절단자의 걷기 동작을 체계적으로 연구하는 임상 연구소에서는 환자에 대한 신속한 봉사의 필요로, 일반 운동역학실험실과는 다르게 비교적 빠른 실험 결과의 회전이 필요하며, 여러가지 첨단 영상분석장치와 기타 힘의 측정장치가 구비되어야 한다. 이 점은 재원이 확보만 되면 우수한 장비는 쉽게 설치할 수 있으므로 큰 문제가 될 수 없다. 그러나 우수한 실험 장비를 갖추고 있어도, 그것을 운영할 소위 소프트웨어가 없다면 연구를 위한 장비의 충분한 활용은 기대할 수 없게 된다.

따라서 본 연구의 목적은 걷기 동작을 하지 각 분절 사이의 상대적인 움직임으로 표현하고 개인 내 및 개인간의 차이를 정량화하는데 있다. 특히 그 방법은 여하한 영상분석 또는 힘의 측정 장치로 걷는 동작의 자료를 추출하여도 분석할 수 있도록 프로그래밍하여 일차적으로 하지 절단자의 보행 유형을 정량화 하고자 한다.

재료 및 방법

1. 연구대상

본 연구에서 선정된 남자 피험자의 신체적 특성은 Table 1과 같다.

2. 연구방법

본 실험에서 사용된 장비는 force platform

Table 1. Characteristics of subjects

Sample	Age (Year)	Height (cm)	Weight (kg)	Handicapped Part
S1	27	180	73	CONTROL
S2	23	173	60	CONTROL
S3	43	171	65	L. B. K.
S4	66	160	50	L. B. K.
S5	45	165	53	L. A. K.
S6	49	173	75	R. A. K.
S7	43	170	58	L. A. K., R. B. K.
S8	44	171	70	R. B. K.
S9	46	160	63	CONTROL

(AMTI Co.), 16mm 고속카메라(Photosonic, Model Biomechanics 500), 통제점 cube, 동조용 타이머, 동작분석기(NAC, CUJ55B4 Film Motion Analyzer), 디지털타이저(GTCO, Model Digi-Pad) 등이 있다.

(1) 연구절차

본 실험의 절차는 다음과 같다. 공간좌표 설정을 위해 통제점을 표시한 통제점 cube를 피험자의 보행 동작을 완전히 포함할 수 있을 정도의 범위로 지면에 세웠다. 통제점이 모두 16mm 고속카메라의 필드 안에 들어오도록, 16mm 고속카메라를 피험자로부터 5m 떨어진 곳에 1m 높이로 삼각대에 의해 수평을 유지하여 고정 시켰으며, 16mm 고속카메라는 2대를 설치하였고, 필름의 속도는 50frame/sec로 놓았다. 두 16mm 고속카메라에서 촬영될 수 있는 지점에 동조용타이머를 각각 1대씩 설치하였다.

2대의 16mm 고속카메라를 작동시켜 통제점을 5초 정도 촬영한 다음, 통제점을 제거하였다. force platform의 시간과 16mm 고속카메라의 시간을 동조시키기 위하여, force platform을 밟기 직전 16mm 고속카메라 전면에서 설치한 동조용타이머가 작동되도록 하나의 스위치로 작동을 시켰다. 촬영시 필름의 속도가 50frame/sec가 되도록 하기 위하여 피험자가 동작을 하기 1초 전에 16mm 고속카메라를 작동시켰다. 피험자들이 일렬로 설치된 2대의 force platform을 각기 다른 발로 정확하게 밟을

수 있도록 예비 운동을 시킨 후, 피험자 마다 각각 2번씩 시행하였다.

(2) 자료처리

자료에는 촬영한 필름으로부터 좌표화와 3차원 좌표값들을 계산하는 영상분석자료와 force platform으로부터 얻어지는 시간에 따른 지면반력 자료가 있다. 이것을 구체적으로 살펴보면 다음과 같다.

1) 통제점 및 인체관절중심의 좌표화

좌표화는 통제점들의 좌표화와 인체관절중심점의 좌표화로 나눌 수 있다. 통제점들에 대한 좌표화는 동조용타이머의 왼쪽 아래쪽에 부착된 LED를 기준점(Reference Point)으로 좌표화한 후 24개의 통제점을 정해진 순서에 따라 좌표화하였다. 이러한 과정을 5번 반복하여 좌표화한 후 컴퓨터에 파일로 저장하였다. 자료 처리 과정에서 실공간좌표계의 기준점(원점)은 1번째 force platform의 꼭지점으로 하였으며, 피험자가 보행하여 진행하는 방향을 X축 방향, 지면에 대하여 수직 위쪽 방향을 Z축 방향으로 하였다. 또 Z축에서 X축으로의 벡터의 외적(Cross Product)을 Y축으로 하였다.

인체관절중심점의 좌표화는 보행시 오른발 또는 왼발 뒷꿈치가 지면에 닿는 순간부터 7프레임 뒤로 돌려 그곳에서부터 다시 같은 오른발 또는 왼발 뒷꿈치가 지면에 닿는 순간 후 7프레임까지 하였다.

2) 동 조

2대의 16mm 고속카메라는 셔터가 열리는 순간이 일치하지 않으므로, 동일한 시각에 동일한 점을 본 것으로 하도록 하여, 좌표값을 계산한 동조는 3차 스플라인 함수(Cubic Spline Function)를 이용한 보간법(Interpolation)으로 하였다. 각 프레임간 동조 시간 간격은 0.02초로 하여 동조된 2차원 좌표값들을 구하였다.

3) 3차원 좌표의 계산

3차원 좌표는 필름에 기록된 상이 투영되어 실제 계속이 이루어지는 2차원 평면상의 좌표제인 영상평면 좌표계(Comparator Coordinate System)와 피사점이 위치한 공간의 좌표제인 실공간 좌표계(Space Coordinate System)에 기록된 좌표 사이의 선형변환식을 추출하고, 공간좌표값을 미리 알고 있는 통제점들을 활용하여, DLT 변환식 계수들을 계산하고, 계산된 DLT 변환식 계수와 동조된 2차원 좌표로부터 인체관절점의 3차원 좌표를 계산하는 DLT(Direct Linear Transformation) 방법으로 계산하였다.

3차원 좌표값을 계산할 때 여러가지 원인에 의해 노이즈(Noise)가 발생하는데, 이러한 노이즈에 의한 오차를 제거하기 위하여 스무딩(Smoothing)이 행하여진다. 본 연구에서는 오차 제거를 위하여 Butterworth 4th order 저역통과필터(Lowpass Filter)를 사용하였으며, cut-off frequency는 2.5Hz로 하여 스무딩한 후 3차원 좌표값들을 계산하였다.

이렇게 얻어진 3차원 좌표로부터 보행 특성을 규정하는 변인 8가지를 계산했다. 보행 특성에 관한 변인으로는 발꿈치 높이, 상체 측정각, 발 좌우 간격, 다리회선, 중심 이동 속도, 하퇴 흔들림, 발회전, 보폭이 있다.

발꿈치 높이 Zankle은 보행시 발목관절의 수직 높이 즉, Z값의 최대값(Zankle_{max})으로 측정하였다.

상체 측정각 α 는 식 1)에서와 같이 좌우 고관절을 잇는 직선의 중점에서 좌우 어깨 관절을 잇는 직선의 중점으로서의 벡터 A와 실공간 좌표계의 Z축 벡터 Z가 이루는 각도를 말하며, 보행시 피험자의 뒷쪽에서 관찰한 YZ평면으로 투영시킨 각도

중 최대로 기울어진 각도를 측정하였다.

$$\alpha = \sin^{-1} \left\{ \frac{|Z||A|}{|Z \times A|} \right\} \dots\dots\dots(1)$$

발 좌우 간격은 왼발 heel strike시 왼발목관절의 Y값 YL. ankle에서 오른발 heel strike시 오른발목관절의 Y값 YR. ankle을 뺀 값으로 측정하였다.

다리회선 각 β 는 식 2)에서와 같이 한발이 스윙하는 동안 스윙하는 발의 고관절에서 스윙하는 발의 발목관절 쪽으로의 벡터 B와 실공간 좌표계의 -Z축 벡터 Z가 이루는 각도에서, 보행시 피험자의 뒷쪽에서 관찰한 YZ평면으로 투영시킨 각도 중 최대 각도를 측정하였다.

$$\beta = \sin^{-1} \left\{ \frac{|Z||B|}{|Z \times B|} \right\} \dots\dots\dots(2)$$

중심 이동 속도 V_z cog는 발이 지면으로부터 떨어지는 순간 몸 전체 중심의 수직 이동 속도로 측정하였다.

하퇴 흔들림 각 γ 는 식 3)에서와 같이 toe off 시 무릎관절에서 발목관절로의 벡터 C와 실공간 좌표계의 -X축 벡터 X가 이루는 각도에서, 위에서 관찰한 XY평면으로 투영시킨 각도를 측정하였다.

$$\gamma = \sin^{-1} \left\{ \frac{|X||C|}{|X \times C|} \right\} \dots\dots\dots(3)$$

발회전 각 δ 는 식 4)에서와 같이 heel strike시 발목관절에서 발가락 끝으로서의 벡터 D와 실공간 좌표계의 X축 벡터 X가 이루는 각도에서, 보행시 피험자의 위쪽에서 관찰한 XY평면으로 투영시킨 각도를 측정하였다.

$$\delta = \sin^{-1} \left\{ \frac{|X||D|}{|X \times D|} \right\} \dots\dots\dots(4)$$

보폭은 오른발 heel strike시 오른발목관절의 X값 XR. ankle에서 왼발 heel strike시 왼발관절의 X값 XL. ankle을 뺀 절대값으로 측정하였다.

4) 지면반력자료

force platform에서 얻어진 자료는 Dobrev (1981)가 제시한 도형화 방법을 사용하여 분석하였으며, force-time 곡선에서와 같이 두 개의 봉우리 모양의 파형이 나타났다. 이때 양발에 의하여 나타난 지면 반력 곡선은 시간적으로, 그리고 힘의 크기에 있어서 특성이 있게 나타났다.

① 시간변인

force platform의 force-time 곡선에서 얻어진 1cycle주기 T를 360°로 환산하기 위한 수식은 다음과 같다.

$$T = T_{LR} + T_{RR} + T_{RL} + T_{LL} \dots \dots \dots (5)$$

5) 식 $\times \frac{360^\circ}{T}$ 하면 식 6)과 같이 나타낼 수 있는데, 이것은 보행의 1주지를 360°로 환산한 것이다.

$$360^\circ = \frac{T_{LR}}{T} 360^\circ + \frac{T_{RR}}{T} 360^\circ + \frac{T_{RL}}{T} 360^\circ + \frac{T_{LL}}{T} 360^\circ \dots \dots \dots (6)$$

식 6)에서의 각 항을 360°에 대한 각도로 환산하면 식 7), 8)과 같이 되는데, 여기에서 β_{LR} 는 오른발 heel strike에서 왼발 toe off까지의 시간에 대한 각도, β_{RR} 는 왼발 toe off에서 왼발 heel strike까지의 시간에 대한 각도, β_{RL} 는 왼발 heel strike에서 오른발 toe off까지의 시간에 대한 각도, β_{LL} 는 오른발 toe off에서 오른발 heel strike까지의 시간에 대한 각도를 나타낸다.

$$\frac{T_{LR}}{T} 360^\circ \beta_{LR}; \frac{T_{RR}}{T} 360^\circ = \beta_{RR} \dots \dots \dots (7)$$

$$\frac{T_{RL}}{T} 360^\circ \beta_{RL}; \frac{T_{LL}}{T} 360^\circ = \beta_{LL}$$

$$\beta_{LR} + \beta_{RR} + \beta_{RL} + \beta_{LL} = 360^\circ \dots \dots \dots (8)$$

② 힘 변인

force platform의 force-time 곡선에서 얻어진 힘 변인을 각도로 환산하기 위한 수식은 다음과 같다. 식 9)에서 P_{1R} 은 오른발의 첫번째 봉우리의

힘값, P_{3R} 은 오른발의 끝의 힘값, P_{2R} 은 오른발의 두번째 봉우리의 힘값, P_{2L} 은 왼발의 두번째 봉우리의 힘값을 나타낸다. 그리고 ΔP_{1R} 은 오른발 첫번째 봉우리의 힘값에서 오른발의 끝의 힘값을 뺀 값이다. ΔP_{2R} 은 오른발 두번째 봉우리의 힘값에서 오른발의 끝의 힘값을 뺀 값이다. ΔP_{1L} 은 왼발 첫번째 봉우리의 힘값에서 왼발의 끝의 힘값을 뺀 값이다. ΔP_{2L} 은 왼발 두번째 봉우리의 힘값에서 왼발의 끝의 힘값을 뺀 값이다.

$$\begin{aligned} P_{1R} - P_{3R} &= \Delta P_{1R} \\ P_{2R} - P_{3R} &= \Delta P_{2R} \dots \dots \dots (9) \\ P_{1L} - P_{3L} &= \Delta P_{1L} \\ P_{2L} - P_{3L} &= \Delta P_{2L} \end{aligned}$$

식 10)에서 α_R 는 ΔP_{1R} 에서 ΔP_{2R} 을 나눈 \tan 값이고, α_L 는 ΔP_{1L} 에서 ΔP_{2L} 을 나눈 \tan 값이므로, 각 α_R 와 α_L 는 그 각도가 45°보다 크면 첫번째 봉우리의 힘값이 큰 것이고, 각도가 45°보다 작으면 두번째 봉우리의 힘값이 큰 것을 나타낸다.

$$\frac{\Delta P_{1R}}{\Delta P_{2R}} = \tan \alpha_R; \frac{\Delta P_{1L}}{\Delta P_{2L}} = \tan \alpha_L \dots \dots \dots (10)$$

결과 및 고찰

본 연구의 목적은 「의지」 착용자의 걷기 동작을 분석하고, 일반적인 걷기 유형으로 부터의 편차를 정량화하여, 「의지」가 주는 영향을 추정하는 것으로서, 영상분석과 force platform을 이용하여 분석한 결과는 다음과 같다.

1. 운동화적인 분석

인체관절중심의 위치는 공간상에서 삼차원좌표 (X, Y, Z)로 나타낼 수가 있는데, 보행시 좌우 발목관절의 수직 위치를 나타내었으며, 여기서 발꿈치 높이 정보를 찾아낼 수 있다. 그리고 나머지 7가지 변인들도 같은 방식으로 좌표값으로부터 계산하였다.

(1) 발꿈치 높이(uneven heel Rised)

발꿈치 높이는 보행시 발을 올리는 높이를 나타낸 것이다. 분석결과 발꿈치 높이는 CONTROL 집단인 경우 좌우 22.5~24.2cm로 대체로 A.K., B.K. 집단이 CONTROL집단보다 약간 낮은 경향으로 나타났다. Patil과 Chakraborty(1991)에 의하면 발꿈치 높이는 A.K. 집단이 CONTROL집단보다 약 10cm 정도 낮은 것으로 나타났다. 그러나 본 연구에서는 B.K. 집단인 경우 불편한 다리가 20.0~21.3cm로 「의지」쪽의 높이가 낮은 것으로 나타났고, A.K. 집단은 불편한 다리가 23.2~25.3cm로 「의지」쪽의 높이가 높은 것으로 나타났다. 단, L.A.K.와 R.B.K.가 모두 「의지」를 사용하고 있는 피험자도 결과가 있으나 「의지」와 조사 항목간 경향 파악이 애매하여 분석에서 제외하였다.

(2) Lateral Trunk Bending (상체 측경각)

상체 측경각은 한쪽 다리로 체중을 지지하며 다른 다리를 옮길 때 상체가 기울어지는 정도를 각도로 나타낸 것이다. 분석결과 상체 측경각은 CONTROL집단인 경우 0.2~2.7°로 기울기가 한쪽으로 치우친 것으로 보아 전체적으로 자료가 약간 치우친 것으로 보인다. 그러나 좌우로 기울어지는 폭이 B.K., A.K. 집단으로 갈수록 심해지고 특히 S6(R.A.K.)의 경우 좌측 3.5°, 우측 9.7°로 경향이 극히 심한 것으로 나타났다. 그리고 Gale(1986) 등에 의하면 장기적인 근 경화증 환자의 보행에서 상체 측경각은 약 9° 정도로 나타났다.

(3) Wide Walking Base(발 좌우 간격)

발 좌우 간격은 걸을 때 두 발이 지면에 모두 닿아 있는 기간에 즉 두발 사이의 좌우간격(double support)을 측정된 것이다. 분석결과 발 좌우 간격은 CONTROL집단인 경우 9.1~11.2cm로 나타났고, B.K. 집단인 경우 10.6~19.3cm, A.K. 집단인 경우 11.7~24.6cm로 나타나, CONTROL집단, B.K. 집단, A.K. 집단으로 갈수록 그 거리가 증가하고 있는 것으로 나타났다. 이것은 아마도 부상 부위가 대퇴쪽으로 갈 수록 좌우 균형을 유지하기가 어려워 균형을 잡기위해 기

저면을 좌우로 넓히기 때문인 것으로 사료된다. 그러나 기저면을 넓히면, 균형 잡기는 용이할지는 모르나, 그 만큼 더 힘이 들 수가 있다.

(4) Circumduction(다리회선)

걸을 때 다리를 옮길 경우 대체로 다리가 휘둘러지게 되는데, 다리회선은 다리가 측면으로 최대로 벗어났을 때 그 각도를 측정된 것이다. 분석결과 다리회선 각은 CONTROL집단은 좌우 내외전 각도가 0.1~1.0°로 다리가 거의 전후면으로 이동하는 데 비하여, B.K. 집단인 경우는 좌우 내외전 각도가 0.3~2.3°, A.K. 집단인 경우 좌우 내외전 각도가 1.9~6.2°로 나타나, A.K. 집단으로 갈수록 그 각도가 증가하는 것으로 나타났다. Zehedi 등(1987)은 하지 절단자의 보행에서 여러번 측정해 본 결과 다리회선각은 B.K. 집단, A.K. 집단 모두가 CONTROL집단보다 큰 차이가 있다고 했다.

(5) Valuting(중심 이동 속도)

Valuting은 「의지」를 착용한 다리를 지면으로부터 떼 땔 때, 중심 또는 몸이 비교적 빨리 솟구치는 현상을 말하는데, 여기에서는 몸 전체 중심의 수직 이동 속도로 나타났다. 분석결과 중심 이동 속도는 B.K. 집단의 경우 좌우 다리를 들 때 CONTROL집단보다 차이가 없는 정도인데, A.K. 집단의 경우는 「의지」쪽 다리를 들 때 중심 이동 속도가 거의 2배에 가깝게 증가하는 것으로 나타났다. 이것은 아마도 A.K. 집단의 경우 무릎의 굴곡이 여의치 않아 그 다리의 스윙 동작에 필요한 힘을 몸이 솟구치며 만드는 것이 아닌가 생각된다.

Pamela 등(1990)에 의하면, B.K. 집단에게 재래식 의족과 flex-foot을 착용시켜 보행을 시킨 결과 수직으로 상체가 움직인 거리는 flex-foot을 착용한 사람의 경우 5cm 정도 수직 이동이 있고, 재래식 의족을 착용한 사람의 경우는 5.9cm 정도 수직 이동이 있었다. 또한 Patil과 Chakraborty(1991)에 의하면, 「의지」를 착용한 A.K. 집단이 걸을 때 CONTROL집단보다 고관절을 중심으로 이동한 수직거리는 10cm 정도 차이가 났다.

(6) Swing-Phase Whips(하퇴 흔들림)

하퇴 흔들림은 다리를 옮길 때 하퇴 즉, 무릎관절과 발목관절의 연장선이 향하는 방향을 무릎에 대한 발목의 움직임으로 표시한 것이다. 분석결과 하퇴 흔들림은 거의 모든 경우 무릎이 바깥쪽(lateral)으로, 발꿈치가 안쪽(Medial)으로 향하는 특성이 나타나지는 S6(R. A. K.)의 경우 바깥쪽으로 7°정도 벗어난 것이 독특하다. 이것은 아마도 S6의 「의지」를 재착용시켜 무릎관절이 변경되면 변화가 있을 것으로 기대가 된다.

Gale등(1986)에 의하면, 하퇴 흔들림은 약 7.5° 정도로 나타난다고 하였다. Zahedi등(1987)은 하퇴 흔들림은 B. K. 집단보다 A. K. 집단이 CONTROL집단보다 크게 차이가 난다고 했다. Patil과 chakraborty(1991)는 보철을 착용한 A. K. 집단이 걸을 때, CONTROL집단보다 하퇴 흔들림이 6~7°정도 벗어난다고 했다.

(7) Foot Rotation at Heel Strike(발회전)

발회전은 다리가 지면에 닿는 순간 발이 놓이는 방향을 표시한 것이다. 분석결과 발회전은 B. K. 집단의 오른쪽발이 벌어진 정도가 13.8~19.8°로 가장 큰 것으로 나타났다. 이것은 「의지」쪽보다는 힘을 더 많이 쓰는 쪽의 발의 각도가 바깥으로 더 들어진다는 것으로 나타났다. 이것은 아마도 다리를 밀게되면 「의지」가 아닌 다른 발로 힘이 더 많이 쓰이게 되는데, 그때 체중이 바깥쪽으로 쏠리는 것에 대한 안정성을 유지하려고 발을 바깥쪽으로 돌리는 것으로 사료된다.

Gale등(1986)은 장기적인 근 경화증 환자의 보행 실험에서, 경골에서 제5중족골 사이에 나타난 각도를 발목각도라고 정의하였고, 걸을 때 발목관절의 범위는 약 11°로 나타났다고 했다. Patil과 Chakraborty(1991)는 보철을 착용한 A. K. 집단이 걸을 때, CONTROL집단보다 10° 정도 벗어난다고 했다.

(8) Uneven Step Length(보폭)

보폭은 왼발끝에서 오른발끝 또는 각발의 뒷꿈치 거리로 나타낸 것이다. 분석결과 보폭은 A. K. 집단으로 갈수록 보폭이 작아지는 경향이 나타났다. 그 이유는 A. K. 집단이나 B. K. 집단이

CONTROL집단에 비하여 동일한 보폭으로 보행할 때, 균형 잡기가 힘들거나 힘이 더욱 소모됨으로서 그러한 경향이 나타난다고 사료된다. 그러나 동일 피험자 내에서 보폭의 차이는 오히려 CONTROL집단에서 크게 나타나므로 이것을 근거로 A. K., B. K. 집단 내의 보폭 차이를 논하기는 어려움이 있다. 대체로 「의지」쪽 다리로 체중을 지탱하는 경우 보폭이 작게 나타나는 경우가 S4와 S6에서 나타난다. S6의 경우 양 보폭 편차가 너무 크게 나타난 것은 착용된 「의지」에 문제가 있다는 것으로 사료된다.

Cheung등(1983)에 의하면 보폭은 CONTROL집단은 약 78cm, A. K. 집단은 약 70cm, B. K. 집단은 약 68cm로 나타났다. 또한 걷는 속도와 stride time, 비대칭성도 뚜렷하게 B. K. 집단이 A. K. 집단보다 훨씬 좋다고 하였다. Gale등(1986)은 장기적인 근경화증 환자의 보행을 살펴본 결과 stride 길이가 평균 120~123cm로 나타났다. Pamela등(1990)은 재래식 보철과 flex-foot을 B. K. 집단에게 착용시켜 보행을 실시한 결과 한 보폭을 살펴볼 때, 의족을 착용한 다리로 디딜 때의 보폭은 flex-foot을 착용한 경우 66cm 정도였고, 재래식 보철을 착용한 경우 68cm 정도였으나 정상다리로 디딜 때의 보폭은 flex-foot을 착용한 경우 64cm 정도였고, 재래식 보철을 착용한 경우 66cm로 나타났다.

2. Ground Reaction Force(지면 반력)

지면반력의 경우 CONTROL집단의 경우 낙타봉우리 모양의 수직 지면 반력의 형태가 양 다리에서 매우 유사하게 나타났다. 다른 피험자의 경우 착용한 「의지」 부위에 따라서 매우 특징적인 Force-Time 형태가 나타났다. 동일 피험자의 경우 모양은 1회 및 2회 시기에도 매우 비슷했으나, 같은 B. K. 라도 다른 피험자 간에는 차이가 나타났다. 그 결과는 다음 Table IV-1과 같다. 그리고 Zahedi등(1987)은 CONTROL집단은 낙타등과 같은 모양을 나타냈지만, A. K., B. K. 집단은 다른 모양을 나타냈다고 보고하였다.

Table 2. Temporal analysis from point 1 to point 2 in Ground reaction force

			T _{LR}	T _{RR}	T _{RL}	T _{LL}	β _{LR}	β _{RR}	β _{RL}	β _{LL}
CONTROL		S9	0.16	0.38	0.15	0.35	55.4	131.5	51.9	121.2
G. C. A.	G. C. A. (R)	S8	0.22 0.27	0.33 0.31	0.19 0.20	0.40 0.40	69.5 82.4	104.2 94.6	60.0 61.0	126.3 122.0
	G. C. A. (L)	S3	0.20 0.18	0.38 0.39	0.15 0.15	0.31 0.32	69.2 62.3	131.5 135.0	51.9 51.9	107.3 110.8
	G. C. A. (L)	S4	0.20 0.21	0.48 0.51	0.17 0.17	0.39 0.34	58.1 61.5	139.4 149.3	49.4 49.8	113.2 99.5
G. T.	G. T. (R)	S6	0.21 0.18	0.37 0.41	0.20 0.20	0.72 0.72	50.4 42.9	88.8 97.7	48.0 47.7	172.8 171.7
	G. T. (L)	S5	0.18	0.51	0.24	0.30	52.7	149.3	70.2	87.8
G. T. (L) G. C. A. (R)		S7	0.23 0.26	0.40 0.40	0.16 0.16	0.34 0.34	73.3 80.7	127.4 124.1	51.0 49.7	108.3 105.5

- * G. C. A. : Grith of Calf and Ankle.
- * G. C. A. (R) : Grith of Calf and Ankle(Right)
- * G. C. A. (L) : Grith of Calf and Ankle(Left)
- * G. T. : Grith of Thigh
- * G. T. (R) : Grith of Thigh(Right)
- * G. T. (L) : Grith of Thigh(Left)

Table 3. The relative ratio among peak in ground reaction force

			P _{1R}	P _{3R}	P _{2R}	P _{1L}	P _{3L}	P _{2L}	ΔP _{1R}	ΔP _{2R}	ΔP _{1L}	ΔP _{2L}	α _R	α _L
CONTROL		S9	713	452	699	702	456	680	261	247	246	224	46.6	47.7
G. C. A.	G. C. A. (R)	S8	756 797	522 463	710 704	825 885	533 466	795 864	234 334	188 241	292 419	262 398	51.2 54.2	48.1 46.5
	G. C. A. (L)	S3	859 782	346 414	765 715	799 744	330 388	728 725	513 368	419 301	469 356	398 337	50.8 50.7	49.7 46.6
	G. C. A. (L)	S4	522 537	374 407	580 589	496 532	413 413	477 492	148 130	206 182	83 119	64 79	35.7 35.5	52.4 56.4
G. T.	G. T. (R)	S6	676 663	603 614	670 654	941 947	556 544	711 688	73 49	67 40	385 403	155 144	47.5 50.8	68.1 70.3
	G. T. (L)	S5	573	462	573	540	476	563	111	111	64	87	45.0	36.3
G. T. (L) G. C. A. (R)		S7	728 721	524 524	615 619	745 736	516 513	583 600	204 197	91 95	229 223	67 87	66.0 64.3	73.7 68.7

- * G. C. A. : Grith of Calf and Ankle.
- * G. C. A. (R) : Grith of Calf and Ankle(Right)
- * G. C. A. (L) : Grith of Calf and Ankle(Left)
- * G. T. : Grith of Thigh
- * G. T. (R) : Grith of Thigh(Right)
- * G. T. (L) : Grith of Thigh(Left)

다음은 CONTROL집단 피험자의 시간 정보의 각도환산 모양을 360°원에 표시하여 연결한 결과 직사각형 모양으로 나타났다. 그러나 B.K.나 A.K. 피험자들은 직사각형에서 벗어난 모양으로 나타났다.

Table 3은 힘의 상대적 크기를 비율로 나타낸 결과이다. 걸을 때 지면과 접촉하고 발과 지면사이에는 위의 곡선과 같은 낙타등 모양의 힘의 변화가 생긴다. 좌우다리에 주는 힘이 비슷하게 변하여 간다면 왼쪽 그래프의 크기가 우선 좌우에도 비슷하게 나타나야 된다. 따라서 좌우 그래프의 차이가 큰 R.B.K., R.A.K.에서 잘 나타나 있다. 참고로 그래프 막대로 표시된 것은 힘의 크기가 아니고 수직 지면 반력의 극점 P_1 , P_2 , P_3 간의 상대적 크기를 P_3 를 기준으로 표시했고, 그것을 각도로 바꾸어 나타낸 것이다. 정상인 여자의 경우 각도가 56°정도 (Dobrev 등, 1981)로 나타났고, 오른발, 왼발의 값이 매우 비슷한데, 본 연구에서 조사한 CONTROL집단 피험자는 막대그래프에서와 같이 약 47°로 나타났다.

적 요

본 연구는 「의지」 착용자의 걷기 동작을 분석하고, 정상인의 걷기동작 유형으로부터의 편차를 정량화하여, 「의지」가 주는 영향을 추정하는데 있다. 본 연구에서 피험자는 CONTROL집단 3명, 「의지」 착용자 B.K., A.K. 집단 6명으로 하였고, 발꿈치 높이, 상체 측경각, 발 좌우 간격, 다리 회전, 중심 이동 속도, 하퇴 흔들림, 발회전, 보폭, 지면반력을 DLT를 이용한 3차원 영상분석법과 force platform을 이용하여 분석하였다. 실험 결과의 유형을 크게 네가지로 나누어 보았을 때, 본 연구를 통하여 얻어진 결론은 다음과 같다.

상체가 좌우로 기울어지는 정도나 다리를 옮길 때 외전, 내전하는 정도를 나타내는 좌우관계에 있어서, 좌우로 기울어지는 정도는 CONTROL집단인 경우 1°~2° 정도인데 반하여 B.K.에서 A.K.로 갈수록 심해진다. 특히 R.A.K.인 경우 14° 정도로 심하게 나타났다. 내전, 외전하는 정도도 마찬가지로 CONTROL집단인 경우 1°정도인 데

반하여 B.K.에서 A.K.로 갈수록 심해진다. 특히 R.A.K.인 경우 14° 정도로 심하게 나타났다. 내전, 외전하는 정도도 마찬가지로 CONTROL집단인 경우 1°정도인 데 반하여 B.K.는 3°정도, A.K.는 7° 정도로 크게 나타났다.

몸 전체 중심의 수직이동 속도와 보행이 발을 들어 올리는 높이의 결과와 지면 반력(Ground Reaction Force)과 같은 상하의 관계에서, 몸 전체 중심의 수직이동 속도에서는 CONTROL집단과 B.K.에서는 별 차이가 없을 정도였는데, A.K.의 경우 거의 2배 정도였다. 또한 발을 들어 올리는 높이 결과에서는 B.K., A.K.가 CONTROL집단보다 약간 낮은 경향을 보였다. 지면반력의 경우 CONTROL집단에는 낙타등 모양의 수직 반력의 형태가 양 다리에서 나타났지만, B.K., A.K. 집단의 경우 「의지」부위에 따라서 매우 특징적인 force-time 곡선으로 나타났다.

발회전, 하퇴 흔들림, 보폭, 발 좌우 간격과 같은 자체 분절간 상호 작용에 따른 관계를 살펴보면, 발회전에서는 B.K. 집단의 경우 CONTROL, A.K. 집단보다 약 5°정도 벌어진 것으로 나타나 「의지」쪽 보다 힘을 더 많이 쓰는 쪽의 발의 각도가 바깥으로 더 돌려진다는 것이 발견되었다. 하퇴 흔들림의 경우는 거의 모든 집단에서 무릎이 바깥으로 발뒷꿈치가 안쪽으로 향하는 특성이 보이지만 R.A.K.는 바깥으로 약 7°정도 벗어났다. 보폭의 경우는 B.K. 집단에서 A.K. 집단으로 갈수록 보폭이 작아지는 경향을 나타내었다. 이유는 A.K. 집단이나 B.K. 집단이 CONTROL집단에 비하여 동일한 보폭으로 진행할 때 균형 잡기가 힘들거나 힘이 더욱 소모됨으로서 그러한 경향이 일어날 수 있다. R.A.K.인 경우 양 보폭차가 너무 큰 것은 착용한 「의지」에 문제가 있다고 본다. 발 좌우 간격의 경우에는 CONTROL집단에 비해 B.K. 집단에서는 약 4cm정도, A.K. 집단은 약 8cm 정도의 차이를 보이고 있다. 이것은 아마도 부상 부위가 대퇴쪽으로 갈수록 좌우 균형을 유지하기가 어려워 지지면을 좌우로 넓히기 때문이라고 생각된다.

지면반력은 좌우 다리간의 시간 분석과 힘의 상대적 크기를 분석하기 위해 그 모양을 360°원에서

표시하였다. 그 결과 CONTROL 집단은 직사각형 모양을 보였지만 B.K., A.K. 집단에서는 직사각

형에서 벗어난 모양으로 나타났다.

참 고 문 헌

- Cheung, C., Wall, J.C., Zelin, S. 1983. A microcomputer-based system for measuring temporal asymmetry in amputee gait. *Prosthetic and Orthotics International* 7, pp.131~140.
- Dobrev, R.P., Manova, V.K., Vladimirov, B. J. 1981. A Simple method of gait mesurment data processing for use in routine rehabilitation practice. Medical Academy, *Biomechanics*, Vol. VII-B, pp.197~203.
- Gale, G., Karen B., Nikki, A., Donald, W., Michael S. 1986. Gait characteristics in Multiple Sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil* 67, pp.536~539.
- Pamela, A. M., David, H. N., Donald, G. S., Kenneth, M. 1990. Gait Comparisons for Below-Knee Amputees Using a Flex-Foot Versus a Conventional Prosthetic Foot. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Volume 3, Number 4, pp.150~161.
- Patil, K.M., Chakraborty, J.K. 1991. Analysis of a new polycentric above-knee prosthesis with a penumatic swing phase control. *J. Biomechanics* Vol.24 3/4, pp.223~233.
- Quanbury, A.O. 1985. The clinical gait lab : Form and function. *International Series on Biomechanics*, IX-A, pp.509~512.
- Zahedi, M.S., Spence, W.D., Solomonidis, S.E., Paul, J.P. 1987. Repeatability of kinetic and kinematic measurements in gait studies of the lower limb amputee. *Prosthetics and Orthotics International*, pp.55~64.