

## 대퇴절단자와 정상인 걸음걸이의 운동학적 요인과 발목관절 강성 비교

이재훈<sup>1</sup> · 이정호<sup>2</sup> · 하종규<sup>3</sup>

<sup>1</sup>나사렛대학교 재활복지 융합 연구원 · <sup>2</sup>LS네트웍스 선행기획팀 · <sup>3</sup>한국스포츠클리닉 & 공학 연구소

### Comparisons of Kinematic Factors and Stiffnesses of the Lower-limb Joints between Transfemoral Amputees and Normal Adults

Jae-Hoon Yi<sup>1</sup> · Jung-Ho Lee<sup>2</sup> · Chong-Ku Hah<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Rehabilitation and Welfare Convergence Research Institute, Korea Nazarene University, Cheonan, Korea

<sup>2</sup>Innovation & Planing team, LSnetworks, Seoul, Korea

<sup>3</sup>Korea Institute of Sports Clinic & Engineering, Seoul, Korea

Received 15 February 2013; Received in revised form 10 March 2013; Accepted 13 March 2013

#### ABSTRACT

The purpose of this study was to compare kinematic variables and stiffnesses of ankle joints between normal person and transfemoral amputee gait in order to develop or fit prosthetic leg. Twenty subjects (ten normal persons and ten transfemoral amputees) participated in this experiment, and walked three trials at a self-selected pace. The gait motions were captured with Vicon system and variables were calculated with Visual-3D. The velocity, stride length, stride width, cycle time, double limb support time and right swing time of gaits were statistically significant. Because coefficients of variability of normal persons on velocity, double limb support time and swing time were greater than transfemoral amputees, normal persons controlled these gait variables effectively. The stiffnesses of ankle joints were not statistically significant, but patterns of stiffnesses of ankle joints during three rockers were absolutely different. The negative correlations between stiffnesses of ankle joints and cycle time and swing time were presented. These differences suggest that developing and fitting prosthetic leg were demanded. Further studies should develop fitting program and simulator of prosthetic leg.

*Keywords* : Transfemoral amputee, Ankle joint stiffness, Gait, Prosthetic leg

## I. 서 론

하지의 일부를 상실한 지체장애 중 하지절단장애자의 걸음걸이는 자기의 의도에 관계없이 전적으로 하지의지(대퇴의지: AKP, 하퇴의지: BKP)에 의존하게 된다. 자기에게 맞지 않는 의지를 착용한 하지절단장애자는 생활의 불편함과 함께 장기적으로 신체변형을 유발하여 만성적인 근

골격계 질환을 초래하며 심지어는 만성 통증을 호소하기도 한다. 장애인 취업자 중 15세 이상 지체장애 취업인의 수가 1,319,279명으로 장애인 유형 중 가장 많으며 생활체육에 참여하는 장애인 인구 역시 2007년 5.4%에서 2008년 6.3%로 증가하고 있는 추세이다(한국장애인고용공단 고용개발원, 2010). 이러한 증가 추세에 의하면 점차 절단 장애인 역시 증가될 것은 당연한 일이며 이들의 적극적으로 긍정적인 삶의 영위를 위하여 장애인에게 적합한 의지 개발 및 피팅은 필수적이다.

특히, 하지절단 장애인이 활발한 사회생활을 위해서는 무엇보다도 사용자에게 잘 맞는 의지착용이 우선되어야 한다. 근래에 의지제작기술이 향상되고 신 재료들이 개발되어 의지의 성능이 발전된 것은 사실이다. 그러나 고가인 의지는 성능면에서 우수하나 실제 사용자가 매우 적은 상

이 논문은 2011년도 정부재원(교육과학기술부)으로 한국연구재단의 지원을 받아 연구되었음. (KRF-2011-358-G00031)

Corresponding Author: Chong-Ku Hah

Korea Institute of Sports Clinic & Engineering, Sang-a Apt, Ogeum-dong, Songpa-gu, Seoul, Korea

Tel : +82-2-2043-0242 / Fax : +82-418-1877

E-mail: kuya-hah@hanmail.net

황으로 기존의 본인의 의지를 적절한 피팅을 통하여 사용한다면 가치와 효용성을 증진시킬 것이다. 이러한 피팅은 생체역학적 자료를 근간으로 하여 이루어질 수 있다. 기존의 가장 보편적인 의지는 발목관절의 기능보다는 무릎관절 기능을 중시하여 제작되고 있으며 피팅이 발목관절과 무릎관절에 상호 영향을 미치고 있음에도 불구하고 역시 무릎관절의 피팅에 치우치고 있는 현실이다.

보행에 있어서 적절한 발목관절 모멘트는 안전하게 신체이동을 시키는데 매우 중요하다. 그렇지만 노령화되거나 의지의 경우에는 적당한 근력과 발목관절 유연성을 유지하기 어렵다(Lark, Buckley, Bennett, Jones & Sargeant, 2003). 그리고 하퇴절단(below knee) 절단자의 걸음걸이의 기본적인 보상 메카니즘은 초기 지지기(stance)에 건측(intact leg)의 관절 파워와 일을 증가시켜 속도를 빠르게 하여 추진력을 증가시키며 건측의 엉덩이 신전근 증가는 양측의 비대칭적인 지면반력(GRF)을 감소시키는 유용한 메카니즘을 보인다(Silverman et al., 2008).

내리막 계단보행에서 착지시 대퇴절단자의 하지 병진수직강성이 하퇴절단자나 일반인보다 크게 나타나고 낮은 계단에서 더 크게 나타났다(Jones, Twigg, Scally & Buckley, 2006). 그리고 보행의 에너지 비용을 시뮬레이션한 결과 최적의 발목 회전강성은 발의 착지보다도 이지할 때 중요하며 반대측 발 착지하기 전, 발의 저축굴곡 속도를 더 크게 견인한다(Bregman et al., 2011).

단지지기 동안의 하지에 적용되는 제어는 관절강성(joint stiffness)으로 나타낼 수 있으며 관절강성은 단위 각 변위당 모멘트로서 회전 저항( $K_{ang} = \Delta M / \Delta \theta$ )을 나타낸다(Ho & Bendrups, 2002; Buzzi, Stergiou, Kurz, Hageman & Heidel, 2003; Liu & Lockhart, 2009; Lockhart, Woldstad & Smith, 2003). 이 척도는 불안정한 보행패턴의 지표(indicator)이며 낙상의 원인이기도 하다(Gehlesen & Whaley, 1990). 또한 근력 약화와 운동범위(range of motion)의 감소로 인한 발목관절 회전강성이 커진다고 하였으며 특히, 노인에게 잘 나타난다고 하였다. 높이뛰기에서 전문가와 초보자들의 다리 병진수직강성( $K_{leg} = F_{max} / \Delta_{max}$ )은 차이가 나타나며 전문가의 다리 병진수직강성이 초보자보다 크게 나타난다(Laffaye, Bardy & Durey, 2004). 또한, 멀리뛰기에서 최적의 경기력은 최소 다리 병진수직강성이 요구되며 일정한 병진수직강성에 최적의 공격 각이 있고 멀리뛰기의 영향을 미치는 중요한 변인이라 하였다(Seyfarth, Friedrichs, Wank & Blickhan, 1999). 이와 같이 강성은

걸음걸이와 운동 경기력의 척도로써 사용되어 왔으며, 전형적으로 낙상을 초래하는 불안정한 보행의 지표로서 보행의 운동학적 변인들의 변이계수를 척도로 사용하여 왔다(Buzzi et al., 2003).

지금까지의 대퇴절단자 보행의 많은 연구들은 동일 대상자의 건측과 의지측을 착지 또는 이지 시에 다양한 변인을 비교하여 왔다. 그러나 동일인의 건측은 이미 의지측에 적용된 상태이므로 일반인의 보행패턴과는 다를 수 있다. 그리고 지지기를 세부적으로 3 로커로 구분하여 하지관절의 회전강성과 보행변인과의 상관관계를 규명한 연구는 매우 미흡하다. 그러므로 의지의 개선 및 피팅을 위하여 일반인의 우세측과 절단자 의지측의 보행 시 확보장 길이, 이중 지지기 시간, 스윙시간과 속도의 변이도(variability)와 발목관절 강성(ankle stiffness)을 산정하고 집단 간의 차이와 상관을 규명하기 위하여 다음과 같은 연구가설을 설정하였다. 첫째, 보행 시 일반인의 우세측과 절단자 의지측의 운동학적 변인은 차이가 있을 것이다. 둘째, 보행 시 일반인의 우세측이 절단자의 의지측 보다 동적 발목관절 강성(dynamic ankle stiffness)이 크게 나타날 것이다. 셋째, 각 집단의 운동학적 변인과 발목관절 강성은 상관관계가 있을 것이다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상자

경인지역에 거주하는 대퇴절단자(above knee: AK) 10명(우측 절단자 6명, 좌측 절단자 4명)과 우측다리를 우세다리로 가지는 일반인(normal persons: NP) 10명을 실험 대상으로 선정 하였으며, 절단정도와 신체적 특성은 다음과 같다(Table 1). 또한 실험시 선정된 대퇴절단 대상자들은 의지착용이 3년 이상 경과한 대상자중 전문가에 의해 자연스러운 보행이 가능하다고 판단되는 집단으로 선정하였다.

### 2. 실험 장비 및 규약

연구 대상자들에게 실험의 필요성, 목적 및 실험 절차를 충분히 설명하고 참여 동의서를 득한 후 실험을 실시하였다. 보행 동작을 분석하기 위하여 MX-Tseries(Vicon, UK) 적외선 카메라 10대와 OR6-7(AMTI, USA) 지면반력기 2대를 사용하였다. 이때 샘플링 율은 각각 100 Hz와

Table 1. Characteristics of the subjects

	Mean(±SD)				
	Age (yrs)	Height (cm)	Mass (kg)	Career	Residual Limb(%)
AK	45.2 (12.73)	173.1 (6.69)	73.1 (15.51)	17.2 (12.61)	50-70
NP	29.1 (7.37)	175.4 (5.50)	75.6 (8.55)		

1000 Hz로 설정 하였다. 비교변인은 걸음걸이에 영향을 미치는 절단자 집단의 의지측과 일반인 집단의 우세측을 선정하였고 보행속도는 대상자들의 자연스러운 보행을 위하여 제한하지 않았으며, 각 실험 시 3회(trials)의 평지보행 데이터를 획득하였다.

### 3. 실험 절차

보행 측정에 앞서 대상자 신체의 해부학적 정렬 상태를 측정하기 위해 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 실시한 후 본 실험을 실시하였다.

본 실험에서 대퇴절단 대상자들은 대퇴절단 부위가 30~50% 이내이고, 단축 무릎관절을 사용하고 있는 대상자를 선별하였으며(Figure 3), 모든 대상자들은 정확한 마커트레이킹을 위하여 상·하의를 탈의하고 반바지 타이즈를 입도록 하였다. 자연스러운 보행을 하는 동안 일반인은 우세측 발, 절단자는 대상자의 환측 의지가 정확히 지면반력기를 밟은 시도(trial) 3회의 동작을 분석하였다.

#### 1) 분석 국면

운동학적 분석을 위한 국면은 1 활보장(stride)으로 하고 발목관절 강성의 지지기 분석 국면은 다음과 같다.

1st 로커(first rocker): 이벤트1(heel contact)-이벤트2(foot flat)

2nd 로커(second rocker): 이벤트2(foot flat)-이벤트3(ante-point of heel off)

3rd 로커(third rocker): 이벤트3(foot flat)-이벤트4(heel off)

이 국면의 분류는 지지기 동안 발목관절의 기능을 명확하게 하기 위하여 설정하였다. 1st 로커는 E1인 발꿈치 착지에서부터 E2인 발바닥 전체가 지면에 닿는 순간까지이다. 2nd 로커는 발바닥 착지후 신체를 전방으로 이동하는 국면이고 3rd 로커는 신체를 전반으로 밀어내는 국면이다. 이러한 국면의 분류는 비정상 또는 병리학적인 보행을 상대적으로 쉽게 볼 수 있는 구간이기 때문에 설정하였다(Perry, 1974)

#### 2) 인체 좌표화



Figure 1. Definition of events and phases(Perry, 1974)



Figure 2. Motion capture marker set

인체 좌표화를 위하여 Visual 3D(C-motion Inc., USA)의 마커시스템에 준하여 부착하였으며 NLT(nonlinear transformation) 방식으로 3차원 좌표화 하였다(Figure 2).

### 4. 자료 처리

대상자의 3회 보행을 Vicon사의 Vicon Nexus 1.7.1 (motion capture software)을 이용하여 위치좌표(raw data)를 획득하고 운동학적 변인은 Visual-3D software(C-motion Inc., USA)로 모델링한 인체에 적용하여 산출한 평균치를 사용하였다. 그리고 발목의 변형 저항도를 나타내는 발목관절 강성은 지지기의 3개 로커 국면에서(3-rockers) 모멘트의 변화량/각속도의 변화량으로 산정하였으며, 각 대상자 간 표준화를 위해 대상자 별 국면의 프레임 수를 국면의 소요시간으로 나눠 백분율로 나타냈다.

### 5. 통계 처리

운동학적 변인의 집단 간 차이를 규명하기 위하여 집단 실험디자인(between subject experimental design)을 하였다. 그리고 PASW statistics 18의 독립 t-test을 이용하여 집단 간 운동학적 변인과 발목관절 강성 차이 검정을 하였다. 또한 각 집단의 운동학적 변인과 발목관절 강성의 상관분석을 위하여 피어슨의 상관관계를 이용하였으며 유의수준은  $\alpha = .05$ 로 하였다.

## III. 결 과

### 1. 보행의 운동학적 기술통계량 및 변이계수

절단자는 속도(velocity)와 활보장(stride length)에서 일반인 보다 작게 나타났으나 활보폭(stride width), 활보장 시간(cycle time), 이중지지기 시간(double limb support time)과

Table 2. Variabilities of gait parameters

	AK	NP
Velocity (m/s)	1.01(0.09); 8.91	1.49(0.14); 9.40
Stride length (m)	1.20(0.08); 6.67	1.48(0.04); 2.70
Stride width (m)	0.13(0.03); 23.08	0.10(0.02); 20.0
Cycle time (s)	1.19(0.08); 6.72	1.00(0.10); 10.0
Double Limb support time (s)	0.24(0.04); 16.67	0.14(0.03); 21.43
Swing time Left/Right	1.17(0.07); 5.98 /0.47(0.07); 7.86	0.99(0.10); 10.1 /0.43(0.04); 9.30

Note: Mean(SD) ; Coefficient of Variability

Table 3. Ankle stiffness

(unit: N / kg deg)

	AK			NP		
	1st Rocker	2nd Rocker	3rd Rocker	1st Rocker	2nd Rocker	3rd Rocker
Mean	0.0079	-0.9721	-0.0356	0.0060	0.1060	-3.3586
SD	0.0077	3.3130	0.1813	0.0032	0.3658	11.9054

스윙시간(swing time)은 일반인 보다 더 크게 나타났다 (Table 2). 그리고 평균값이 다른 두 집단의 산포정도를 나타내는 변이계수(CV)는 일반인이 절단자 보다 속도, 이중 지지기 시간, 스윙시간에서 크게 나타났다.

2. 발목관절 강성 비교

지지기 동안 발목의 합성관절강성은 1st 로커에서 발목 관절강성은 모두 양의 기울기를 보였으며 절단자가 일반인 보다 약 1.3배 크게 나타나고 2nd 로커에서 일반인은 양의 기울기 절단자는 음의 기울기를 나타냈으나 기울기의 크기는 일반인이 절단자보다 0.1배 크게 나타나 매우 작은 차이를 보였다. 그런데 3rd 로커에서 발목관절강성은 일반인과 절단자 모두 음의 기울기를 보였으나 그 크기는 일반인이 절단자보다 약 94배 크게 나타나 상당한 차이를 보였다(Table 3).

1st 로커에서 각변위와 모멘트의 변화량은 일반인이 절단자 보다 작게 나타났으나 대상자간의 편차는 크게 나타났다(Figure 3).

2nd 로커에서 두 그룹간의 모멘트 변화량은 유사한 것으로 나타났으나 각변위 변화량은 일반인이 큰 것으로 나타났다(Figure 4). 그러나 3rd 로커에서는 절단자에 비하여 일반인의 모멘트와 각변위 변화량이 매우 크게 나타났으며, 두 그룹간의 패턴도 상이한 것으로 나타났다(Figure 5).

지지국면의 모든 로커 구간에서 절단자는 일반인에 비하여 모멘트와 각변위에서 변화량이 작은 것으로 나타났다. 특히 1st 와 2nd 로커까지는 각변위 변화량에 비하여 모멘트 변화량이 작게 나타났으나 3rd 로커 구간에서는 모멘트 변화량에 비하여 각변위의 변화량이 매우 작은 것

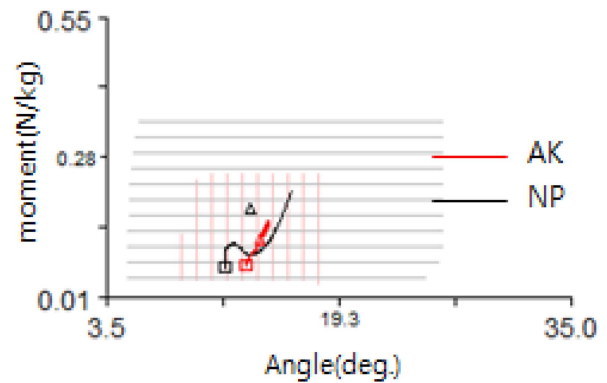


Figure 3. Mean angle-moment during 1st rocker (box : E1, triangle : E2)

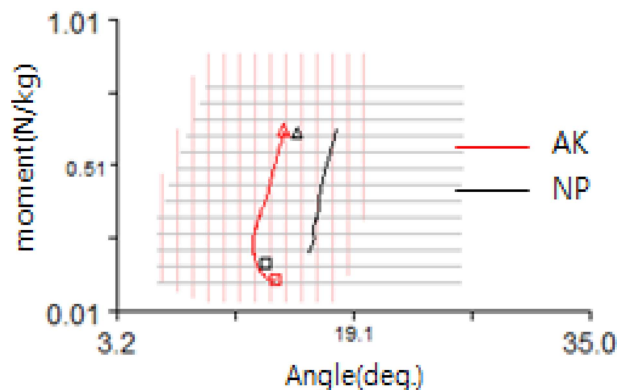


Figure 4. Mean angle-moment during 2nd rocker (box : E2, triangle : E3)

로 나타나 지지구간에서의 모멘트와 각변위 변화량 패턴 역시 상이한 형태를 보였다(Figure 6).

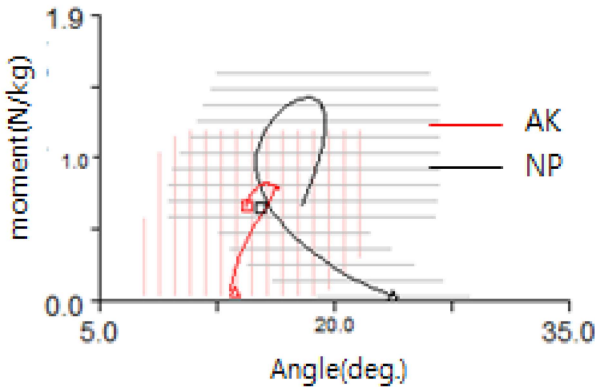


Figure 5. Mean angle-moment during 3rd rocker (box : E3, triangle : E4)

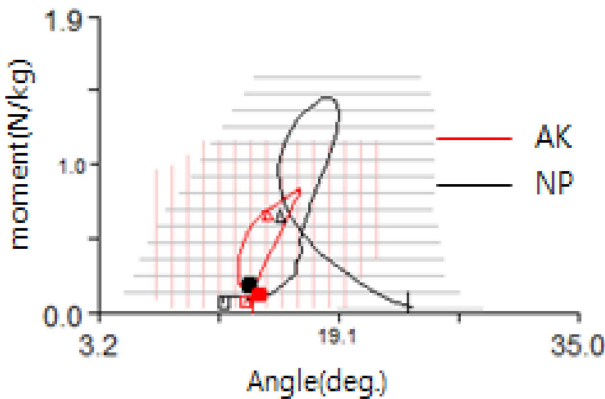


Figure 6. Mean angle-moment during stance phase (box : E1, cross: E2, triangle : E3, bottom tick: E4)

3. 두 집단간의 차이 검정

1) 집단 간 운동학적 변인 차이

연구변인의 등분산 검정을 실시한 결과 모든 운동학적 변인에서 등분산성을 만족하였다. 그리고 두 집단(일반인

집단과 절단자 집단)은 속도(Vel.), 활보장(SL), 활보폭(SW), 활보장시간(CT), 이중지지기 시간(DLST), 우측 스윙시간(RST)에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 그러나 좌측 스윙시간(LST)에서는 유의한 차이를 보이지 않았다(Table 4).

2) 집단 간 발목관절강성 차이 검정

발목관절강성에 대한 독립 t-test에서 2nd 로커의 유의확률이 .072로 .05보다 크므로 귀무가설인 등분산이 가정되고 전체구간, 1st와 3rd 로커에서는 가정되지 않았다. 그리고 두 집단간 발목관절강성에 대한 차이는 모든 로커에서 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(Table 5).

4. 운동학적 변인과 발목관절강성의 상관관계

운동학적 변인과 발목관절강성의 상관관계는 절단자의 활보장시간, 좌측스윙시간과 우측스윙시간에서 통계적으로 유의하게 나타났으며 모두 음의 상관계수를 보였고 우측스윙시간 > 좌측스윙시간 > 활보장시간 순으로 나타났다(Table 6).

IV. 논 의

두 집단간 운동학적 변인의 차이는 좌측스윙시간을 제외하고 모두 유의한 차이를 보였다. 그리고 좌측스윙시간이 통계적으로 유의하게 나타나지 않은 것은 절단자의 경우 보행 시 의지축의 단지지 시간을 줄이기 때문이다. 이는 절단자의 경우 보행 시 의지축과 건측간의 차이가 있다고 보고한 선행연구결과와 유사한 것으로서(Meikle, Boulias, Pauley & Devlin, 2003), 절단자 그룹이 일반인에 비하여 상대적으로 보행속도가 느리지만 보행 시의 안정성 증가를 위하여 안정성이 부족한 의지축의 단지지 시간을 의식적으로 감소시키기 위한 행동에서 비롯된 것

Table 4. Independent Samples t-test of Kinematic Variables

Variables	Independent Samples Test				
	Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means		
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)
Vel.*	1.426	.248	9.275	18	.000
SL*	3.281	.087	9.956	18	.000
SW*	.587	.453	-7.613	18	.000
CT*	.073	.791	-4.857	18	.000
DLST*	.243	.628	-5.870	18	.000
LST	1.240	.280	-2.039	18	.056
RST*	.045	.834	-4.907	18	.000

\*:  $p < .05$

Table 5. Independent Samples t-test of Stiffness

		Independent Samples Test				
		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means		
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)
Total stiffness	Equal variances not assumed			-1.880	9.007	.093
R1 stiffness	Equal variances not assumed			-.695	11.989	.500
R2 stiffness	Equal variances assumed	3.642	.072	1.023	18	.320
R3 stiffness	Equal variances not assumed			-.883	9.004	.400

Table 6. Correlation of Kinematic Variables

		Corelation Coefficient						
		Vel.	SL	SW	CT	DLST	LST	RST
Normal stiffness	Pearson Correlation Coefficient	-.198	-.196	.373	.114	-.003	.120	.051
	Sig. (2-tailed)	.584	.587	.288	.753	.993	.741	.888
AKP stiffness	Pearson Correlation Coefficient	.550	.036	-.506	-.686*	-.181	-.726*	-.950*
	Sig. (2-tailed)	.099	.921	.135	.029	.616	.017	.001
N		10	10	10	10	10	10	10

\* :  $p < .05$

로 판단된다.

일반인의 속도는 절단자보다 크고, 이중지지시간과 우측스윙시간이 작게 나왔다. 일반적으로 비정상인과 비교하여 일반인의 속도가 크게 나타나므로 이러한 변이계수는 긍정적인 의미로써 큰 평균속도의 변동성이 크을 나타내어 일반인의 활발한 움직임이 이루어지고 있다고 판단된다. 그리고 일반인은 생체조직(신경, 근육, 골격, 건 등)을 환경, 과제와 내력을 고려하여 신체를 상변화 시킴으로써 자유로운 제어가 이루어 질 수 있는 가능성을 시사한다.

그러나 절단자의 확보장은 일반인보다 작고, 확보폭, 확보장시간과 좌측스윙시간은 크게 나타났다. 비정상인과 비교하여 일반인이 보행형태는 확보장은 크고, 확보폭, 확보장시간 및 스윙시간이 작게 나타나는 것이 일반적이다 (Nashner, 1980; Pedotti, 1997). 일견 생각하면 변이계수가 크므로 활동성이 좋다고 오해할 수 있으나 일반인의 정상걸음걸이를 고려하면 이러한 변인의 큰 변이계수는 부정적인 변이계수라고 할 수 있다. 변이계수의 대소를 일률적으로 모든 경우에 동일하게 적용해서는 안된다. 그러므로 이러한 부정적 변이계수는 기계적 장치로 되어있는 의지의 제어가 건측의 분절과 달리 제어가 잘 이루어지지 않고 있으며 의지개선 및 피팅의 필요성을 시사한다.

1st 로커에서 절단자의 발목관절강성이 일반인보다 크게 나타나 변형에 대한 저항도가 크게 나타났으며 개선을 위

하여 모멘트와 각 변위 변화량을 다소 크게 하면서 기울기를 감소시켜야 한다. 그리고 2nd 로커에서 발목관절강성은 거의 동일한 변형 저항도를 보였으며, 부호 차이는 각변위 변화량의 차이로 인한 것이다. 개선을 위하여 절단자의 모멘트 변화량을 약간 작게하는 것이 바람직하다고 생각한다. 그러나 3rd 로커에서는 일반인의 변형 저항도가 절단자 보다 매우 크게 나타나 절단자는 모멘트와 각 변위 변화량을 모두 크게 증가 시키면서 기울기를 크게 하여야한다. 이 국면에서는 변형 저항도가 크게 되는 것이 정상 보행임에도 불구하고 절단자는 변형 저항도가 작게 나타나 제어를 원활히 하지 못하는 것으로 생각된다. 그러므로 개선을 위하여 각 로커 구간별 발목에 작용하는 합성력, 모멘트 팔과 각변위를 조절할 수 있는 기계적인 방법을 모색하여야 한다.

특히 발목관절강성과 확보장시간, 좌측스윙시간과 우측스윙시간의 상관이 유의하므로 발목관절강성을 확보장시간과 스윙시간(절단자 > 일반인)을 줄일 수 있는 발목관절의 구조적인 개선과 피팅 기술을 향상시켜야 할 것이다.

## V. 결 론

대퇴절단자와 일반인 걸음걸이의 운동학적 요인과 발목관절 강성을 비교한 결과 요약 및 결론은 다음과 같다. 첫

제, 두 집단간 보행속도, 활보장, 활보폭, 활보장시간, 이중 지지기시간과 우측스윙시간은 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 그리고 절단자의 보행속도, 이중지지기시간과 스윙시간이 일반인의 변이계수가 크게 나타나 자유롭게 보행을 제어할 수 있었다. 둘째, 두 집단 간 동적 발목관절 강성은 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다. 그러나 로커 구간별 발현 패턴은 확연한 차이를 보였다. 셋째, 두 집단간 운동학적 변인과 발목관절강성의 상관관계는 활보장시간, 좌측스윙시간과 우측스윙시간에서 통계적으로 유의하게 나타났다. 결론적으로 절단자의 의지는 기계적 장치로 되어있어 건축의 하지분절과 달리 주어진 과제에 원활히 제어가 되지 않으므로 절단자는 일반적인 보행 동작을 수행하지 못하고 있다. 특히, 절단자의 발목관절강성을 개선하기 위하여 활보장시간과 스윙시간을 조절하여야 하며 이러한 변인들은 의지의 구조적인 개선 및 정밀한 조절의 주요한 요인이다. 그러므로 의지의 개선 및 피팅을 위하여 무릎관절과 함께 발목관절을 동시에 고려하여야 하며 개인별 의지 피팅이 절실히 필요하다고 판단된다.

절단자의 효율적인 보행 능력 개선을 위해서는 향후 의지 피팅 프로그램과 시뮬레이터 개발이 필요하며, 가장 현실성 있는 방법은 다양한 생체역학적 연구결과를 토대로 피팅 진단 프로그램을 개발하여 현장에서 간편하게 사용할 수 있도록 하여야 한다.

## 참고문헌

- Bregman, D. J. J., van der Krogt, M. M., de Groot, V., Harlaar, J., Wisseb, M. & Collins, S. H.(2011). The effect of ankle foot orthosis stiffness on the energy cost of walking: A simulation study. *Clinical Biomechanics*, 26(9), 955-961.
- Buzzi, U. H, Stergiou, N., Kurz, M. J., Hageman, P. A., & Heidel, J.(2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*, 18, 435-443.
- Gehlesen, G. M., Whaley, M. H.(1990). Falls in the elderly: Part II balance, Strength, and flexibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71, 739-741.
- Ho, C. Y., & Bendrups, A. P.(2002). Ankle Reflex Stiffness During Unperceived Perturbation of Standing in Elderly Subjects. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 57, B344-B350.
- Jones, S. F., Twigg, P. C., Scally, A. J. & Buckley J. G.(2006). The mechanics of landing when stepping down in unilateral lower-limb amputees. *Clinical Biomechanics*, 21(2), 184-193.
- Korea Employment Agency for the Disabled.(2011). Quarterly analysis report of employment service for the disabled. Korea Employment Promotion Agency for the Disabled
- Laffaye, G., Bardy, B. G., & Durey, A.(2005). Leg Stiffness and Expertise in Men Jumping. *Medicine & Science in sports & Exercise*, 37(4), 536-543.
- Lark, S. D., Buckley, J. G., Bennett, S., Jones, D., & Sargeant, A. J.(2003). Joint torques and dynamic joint stiffness in elderly and young men during stepping down. *Clinical Biomechanics*, 18, 848-855.
- Liu, J., & Lockhart, T. E.(2009). Age-related joint moment characteristics during normal gait and successful reactive-recovery from unexpected slip perturbations. *Gait & Posture*, 30(3), 276-281.
- Lockhart, T. E., Woldstad, J. C., & Smith, J. L.(2003). Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls. *Ergonomics*, 46(12), 1136-1160.
- Meikle, B., Boulias, C., Pauley, T., & Devlin M.(2003). Does increased prosthetic weight affect gait speed and patient preference in dysvascular transfemoral amputees?. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(11), 1657-1661.
- Nashner, L. M.(1980). Balance adjustments of humans perturbed while walking. *Journal of Neurophysiology*, 44(4), 650-664.
- Pedotti, A.(1997). A study of motor coordination and neuromuscular activities in human locomotion. *Biological Cybernetics*, 26, 53-62.
- Perry, J.(1974). Kinesiology of lower extremity bracing. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 102, 18-31.
- Seyfarth, A., Friedrichs, A., Wank, A., & Blickhan, R.(1999). Dynamics of the long jump. *Journal of Biomechanics*, 32, 1259-1267.
- Silverman, A. K., Fey, N. P., Albert Portillo, A., Walden, J. G., Bosker, G., & Neptune, R. R.(2008). Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds. *Gait & Posture*, 28, 602-609.