



## 대퇴절단 환자의 보행 시 양하지의 운동학적 변인에 대한 variability 분석

### The Variability Analysis of the Kinematic Variables of the Lower Extremities During AK(above-knee) Amputee Gait

서옥현\* · 류지선(한국체육대학교)

Seo, Uk-hyeon\* · Ryu, Ji-seon(Korea National Sport University)

---

#### ABSTRACT

U. H. SEO, J. S. RYU, The Variability Analysis of the Kinematic Variables of the Lower Extremities During AK(above-knee) Amputee Gait, Vol. 15, No. 4, pp.131-142, 2005. This study was investigated the stability of the AK amputee gait through analysing the variability on kinematic variables between the sound leg and the prosthetic limb. The one male, AK amputee who could walk for himself with his prosthetic limb was participated in this study. Six cameras of the MCU 240 and the QTM(Qualisys Track Manager) software were used for data collecting in this study. The relative angle of both segments was the difference between the absolute angle of the distal segment and the absolute angle of the proximal segment. The coupling angles between the prosthetic limb and the sound leg were calculated on the thigh Flexion/Extension in relative to the shank Flexion/Extension and the shank Flexion/Extension in relative to the foot Flexion/Extension. In order to evaluate the variability of segment and joint angle, C.V. was used, and to evaluate the variability for coupling angles, the Relative motion calculated by vector coding method of the continuous methods was used. As stated, the gait pattern of the prosthetic limb was almost similar gait pattern of the sound leg, but the prosthetic limb showed that the gait pattern of the sound leg and the prosthetic limb were not stable against the sound leg.

KEYWORDS: GAIT, VARIABILITY, PROSTHETIC, AMPUTEE, KINEMATIC

---

## I. 서론

지체 장애 중 절단 장애는 선천적 원인보다는 후천적 원인에 의해 유발되므로 관심을 가질만한 사안이라 할 수 있다. 김 등(1983)은 절단 환자의 연령별 분포에

있어 20대군이 가장 많았으며, 외상에 의한 발병률이 77.9%로 가장 많았다고 보고하였다. 또한 절단 부위별 빈도는 하지가 71.9%로 가장 높았다고 보고하였다. 최근 한국보건사회연구원(2000)의 2000년 장애인 실태 조사 결과에 따르면 전체 조사 대상자의 96%가 후천적

---

\* suh7434@dreamwiz.com

원인에 의해 지체 장애를 입었다고 보고하였다. 이러한 원인 중 교통사고, 산업재해 등에 의한 원인이 약 43.7%에 해당된다고 하였으며, 지체 장애 중 절단 장애는 약 21.1%를 차지하고 있다고 보고하였다.

특히 하지 절단 장애에 관한 연구는 절단 부위, 절단 길이 등에 따라 운동학적 및 운동역학적 분석을 통해 정량화 되어 왔다. 박윤서 등(1992), Czerniecki & Gitter(1995), Smith(1990), Tesio, Lanzi & Detrembleur(1998), Nolan et al.(2002), 그리고 Detrembleur et al.(2004)는 하지 절단자를 대상으로 보행 시 절단 부위 혹은 절단 길이에 따른 문헌 연구, 운동학적 및 운동역학적 분석 등을 통해 절단 부위가 신체 중심에 가까워질수록 에너지 대사, 보폭, 보간, 보속, 상체 및 하체의 분절각 및 관절각, 그리고 지면반력 유형 등에 있어 대퇴 절단자의 보행이 정상 혹은 하퇴 절단자의 보행과는 큰 차이를 나타낸다고 보고했다. 한편 Boonstra et al.(1996), Lemaire, Nielen & Paquin(2000), Meikle, Boulias, Pauley & Devlin(2003), 그리고 Schmid et al.(2003)은 대퇴절단자를 대상으로 보행 시 의지측과 정상측에 관한 운동학적, 운동역학적 연구를 통해 의지측과 정상측 간에 차이가 있음을 밝혔다.

그러나 이러한 연구들은 하지절단자들의 보행 시 두 분절간 움직임의 안정성을 보다 정량적으로 평가하는데 부족했다. 최근 인간의 이동 운동 시 두 분절간 움직임의 안정성을 평가하는 수단으로 Variability의 정량화가 이루어지고 있다(Heiderscheit et al., 2002; Hamill et al., 2000). Variability란 자료들의 분산 혹은 분포의 측정으로 정의된다. 이 Variability는 모든 생물학적 시스템 내(within) 또는 간(between)의 고유한 속성을 주의깊게 관찰하는데 필수적인 요소이며, Variability의 상대적 차이는 운동 수행에 영향을 미치는 것으로 알려지고 있다(Newell & Corcos, 1993).

보행과 관련된 Variability 분석을 살펴보면, Owings & Grabiner(2003a, 2003b)는 보폭과 시간에 대한 Variability는 나이의 영향을 받지 않으며, 보행 속도에 영향을 미치지 않는다고 하였으며, 또한 보폭과 보간의 Variability는 보행 시간과 상관관계가 있다고 주장하고 있다.

이와 같이 보행 동작과 관련해 Variability 분석이 일부 이루어지고 있지만, 의족에 의존한 환자의 보행 패턴을 Variability 분석을 통해 구명한 연구는 거의 이루어지지 않고 있다. 정상측의 하지와 의지측의 하지의 운동 패턴을 경시적으로 관찰해 특징을 분석하는 것은 보행의 안정성을 판단하는 정보뿐만 아니라 의족의 유용성을 평가하는데 아주 유용한 정보를 제공하기 때문에 연구의 필요성이 강조된다 할 수 있다. 따라서 이 연구는 대퇴절단자 보행 시 양하지의 운동학적 변인에 대한 Variability 분석을 통해, 의지측과 정상측에 대한 보행의 역학적 특성을 분석해 대퇴절단자 보행의 안정성을 구명하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상

이 연구를 위한 대상자 선정은 서울 B병원에 내원한 대퇴절단자 중 의지 착용 후 독립 보행을 할 수 있는 대상자로 선정하였으며, 장애 특성 상 많은 대상자를 선정할 수 없었으므로 단일 대상자를 대상으로 하였다. 자세한 대상자의 특성은 <표 1>과 같다.

또한 대상자가 착용하고 있는 의족의 특성은 <표 2>와 같으며, 대상자가 착용한 의족 각 부분의 특징은 아래와 같다.

이 연구에 사용된 의지의 무릎 관절은 <그림 1>과 같이 독일 Otto Bock 사의 유압식 다축관절(3R60)로 축이 4개 이상이 존재하여 의지의 무릎 굴곡이 정상측의 무릎처럼 부드럽게 움직일 수 있게 한다. 다축관절은 <그림 2>와 같이 순간적인 회전중심(instantaneous center of rotation)이 존재하기 때문에 착지 시 지지기의 안정성을 높여주고, 이지 시 안정성을 감소시켜 체공기의 시작을 더 쉽게 해준다. 또한 유압식이므로 의지의 체공기 속도를 기름(oil)의 힘으로 조절하므로 의지 무릎에 장치된 실린더 안의 기름이 작은 노즐을 통과하면서 발생하는 힘을 이용하여 보행 중 체공기(swing phase)를 조절한다.

또한 이 연구에서 사용된 의지측 발(foot)은 독일 Otto Bock 사의 Dynamic Plus-1D25로 발 전체에 S-자

표 1. 대상자 특성

대상자	구분	성별	나이(yr.)	신장(cm)	체중(kg)	절단원인	의족착용기간	절단 부위 및 길이
LHK		남	32	167.5	72.4	교통사고	5년	우측 / 32cm (ASIS에서 절단부 끝)

표 2. 의지 특성

구분	전체 무게	각 분절 무게		소켓 종류	무릎장식	발
		대퇴부	하퇴부			
내용	3kg	1.2kg	1.1kg	사각형 소켓	유압식 다축관절 (Otto Bock-3R60)	Dynamic Plus-1D25

형의 스프링이 들어가 있어 체중이 부하하는 동안 에너지를 저장했다가 지지 중기 이후 push-off 기간에 에너지를 방출하여 지지기에서 체공기까지 다이내믹한 이동을 하게 해준다.



그림 1. Otto Bock-3R60

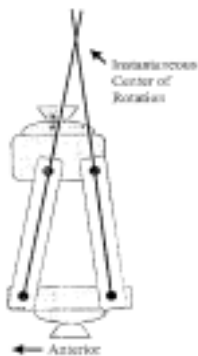


그림 2. 다축관절



그림 3. 의지족 발(foot)

## 2. 실험절차

이 연구에 사용된 촬영 장비는 Qualisys사의 Proreflex MCU(Motion Capture Unit) 240 디지털 카메라 6대가 사용되었으며, 이 장비는 촬영과 동시에 실시간으로 3차원 위치 좌표를 얻을 수 있다. 실험장면은 <그림 4>와 같으며, 영상자료 수집을 위해 전측면에 2대, 후측면에 2대, 좌우측 2대, 총 6대의 카메라(Proreflex MCU240)를 설치한 후 실험 전 NLT 방법을 이용하여 각 카메라의 기준좌표계를 설정하였다. 이때 전역좌표계는 진행 방향의 시작점에 고정시켰으며, 수직축을 +Z, 운동 방향을 +Y, +Y축과 +Z축의 크로스를 +X로 정의하였다.

실험 전 대상자에게 양 하지 관절점에 5개씩 총 10개의 반사마커를 부착하고 3회 이상의 연습 후 총 8회 실험을 실시하였다. 이때 보행 속도는 대상자의 자연스러운 동작을 유도하기 위해 통제하지 않았다. 실제 걷기에 앞서 하지 분절에 대한 기준 방향을 설정하기 (standing calibration) 위해 대상자들은 발의 장축을 전역 좌표의 전후 축에 정렬한 상태에서 3초 동안 서 있는 자세를촬영했다.

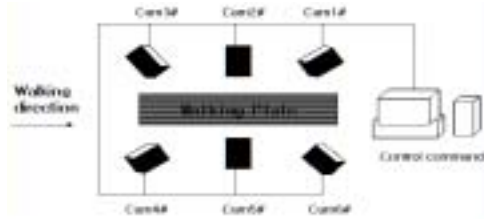


그림 4. 실험 장비 설치 장면

3. 자료처리방법

자료처리는 Qualisys 사의 QTM(Qualisys Track Manager) 프로그램을 이용하여 각 관절점의 위치 좌표를 얻었으며 MATLAB 6.5 프로그램을 통해 분석하였다. 좌표 자료는 6Hz의 cutoff frequency를 가진 4차 Butterworth 반복 필터를 이용해 저역 필터링 했으며 cutoff frequency는 Winter(1990)의 잔여 분석 기법을 이용해 결정했으며, 필터링의 영향을 최소화하기 위해 분석하고자 하는 구간의 전후 5프레임이 포함되었다(buffer). 그러나, 스탠드 캘리브레이션(standing calibration) 자료는 필터링하지 않고 평균값을 이용했다. 각 분절의 2차원 절대각 계산은 각 분절 양끝에 표시한 마커의 위치좌표를 이용하여 수평을 기준으로 시계 반대 방향의 크리고 계산하였다(Winter, 1990). 또한 각 분절의 상대각은 먼저 계산된 분절의 절대각을 통해 근위 분절의 절대각에서 원위 분절의 절대각의 차(minus)로 계산했으며, 무릎 관절의 경우 값이 +(plus) 방향으로 갈 수록 굴곡(flexion)된 것으로 표현하였으며, 발목의 경우 그 값이 +(plus) 방향일 수록 배측 굴곡(dorsi flexion)이 일어난 것으로 표현하였다.

분절 간 커플링은 대퇴 분절의 굴/신(Flexion /Extension)과 하퇴 분절의 굴/신(Flexion/Extension), 하퇴 분절의 굴/신(Flexion/Extension)과 발 분절의 굴/신(Flexion/Extension)에 대해 살펴보았다. 이들 분절 간 상대 운동은 각도-각도 도면을 사용했으며, X축에 근위 분절을 Y축에 원위 분절의 움직임을 나타냈다.

또한 Variability 평가를 위해 분절과 관절각에 대해서는 각 이벤트간 변이계수(coefficient of variation, CV)를 이용했다(Winter, 1984; Hausdorff, Rios & Edelberg, 2001). 여기에서 CV값은 해당 이벤트의 표준

편차를 평균으로 나눈 것으로 크기가 클 수록 변인간의 오차가 큰 것으로 보다 활동적인 움직임으로 판단했다. 그러나 커플링각에 대한 Variability에 대해서는 Continuous 방법 중에 벡터 코딩 기법으로 계산되는 Relative motion을 이용했다(Sparrow et al, 1987; Tepavac & Field-Fote, 2001). 이때 Variability에 관한 분석 구간은 뒷꿈치 착지(HC: heel contact)에서부터 발가락 들림(TO: toe off) 순간까지로 설정했으며, 이때 착지 순간은 표준화의 10% 이내, 이지 순간은 90%이상으로 정의했다(류지선, 2004).

III. 연구 결과

1. 각 분절의 절대각

1) 발 분절의 절대각

발 분절의 절대각은 뒷꿈치에서부터 발가락까지 이어지는 발 분절의 중축 벡터와 전역 좌표에서 전후방향을 의미하는 Y축간에 이루는 각으로 설정하였으며, 착지 시 의지측 발인 오른발이 평균 20.8±3.4°, 정상측 발인 왼발이 평균 17.9±2.6°를 나타냈다. 또한 이지 시 오른발은 -31.4±4.2°, 왼발은 -52.3±3.2°로 나타났으며, 여기에서 -(minus)의 의미는 발분절이 발바닥에 완전히 닿은 시점(flat)을 기준으로 하여 뒷꿈치가 들림을 의미한다.

표 3. 발 분절의 절대각 (단위:deg)

구분 trials	Right Foot		Left Foot		t-test	
	RHC	RTO	LHC	LTO	HC	TO
t1	21.6	-33.2	17.8	-47.3		
t2	15.5	-32.3	20.4	-54.7		
t3	21.3	-28.9	18.0	-50.4		
t4	17.5	-40.2	15.5	-51.3		
t5	20.7	-26.0	18.2	-57.8	1.958	11.158*
t6	19.5	-29.7	21.6	-50.2		
t7	24.7	-30.1	18.0	-52.3		
t8	25.6	-31.3	13.5	-54.0		
M	20.8	-31.4	17.9	-52.3		
SD	3.4	4.2	2.6	3.2		

\* : p<0.05

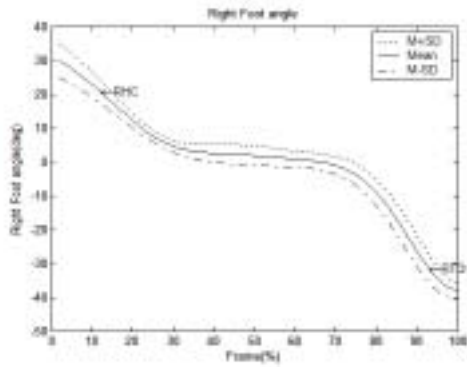


그림 5. Right Foot angle.

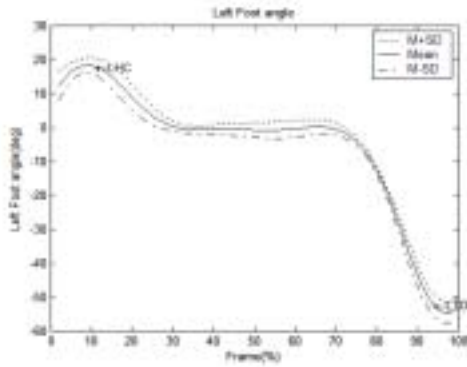


그림 6. Left Foot angle.

2) 하퇴 분절의 절대각

하퇴 분절의 절대각은 무릎 관절점에서부터 발목관절점까지의 중축 벡터와 전역좌표에서 수직방향을 의미하는 Z축을 기준으로 설정하였으며, 각 이벤트 별 측정값은 <표 4>와 같다.

의지측인 오른발의 경우 RHC에서  $112.1 \pm 1.4^\circ$ , RTO에서  $40.4 \pm 1.5^\circ$ 를 나타냈으며, 정상측 발인 왼발의 경우 LHC에서  $108.7 \pm 1.9^\circ$ , LTO에서  $36.8 \pm 2.1^\circ$ 를 나타냈다.

하퇴 분절의 절대각에서 의지측 발과 정상측 발 간에 구간별 절대각에는 큰 차이가 없었으며, 정상측에 비해 의지측 하퇴의 절대각의 편차가 작게 나타났다.

표 4. 하퇴 분절의 절대각 (단위:deg)

구분 trials	Right Shank		Left Shank		t-test	
	RHC	RTO	LHC	LTO	HC	TO
t1	113.0	41.7	112.3	40.5		
t2	111.0	40.5	110.4	38.6		
t3	112.3	40.3	106.7	34.0		
t4	111.5	37.2	107.7	37.7	4.079*	3.869*
t5	112.1	41.0	106.8	35.1		
t6	114.4	40.1	109.4	36.5		
t7	109.8	42.3	108.1	35.2		
t8	113.0	39.6	108.4	36.5		
M	112.1	40.4	108.7	36.8		
SD	1.4	1.5	1.9	2.1		

\* :  $p < 0.05$

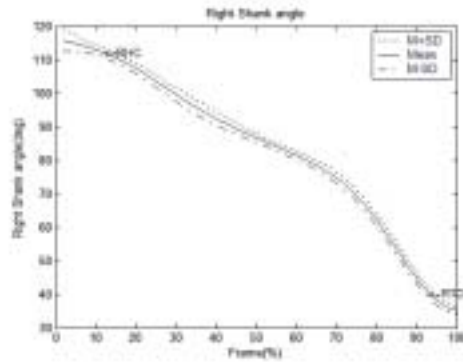


그림 7. Right Shank angle.

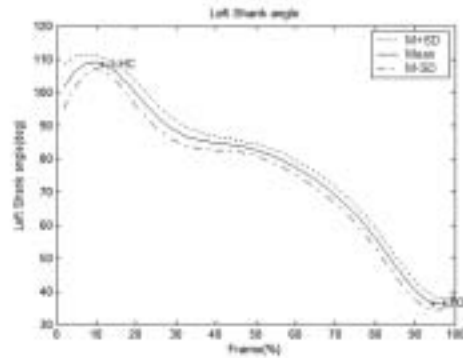


그림 8. Left Shank angle.

3) 대퇴 분절의 절대각

대퇴 분절의 절대각은 고관절점에서부터 무릎관절 점까지의 종축 벡터와 전역좌표에서 수직방향을 의미하는 Z축을 기준으로 설정하였으며, 각 이벤트 별 측정값은 <표 5>와 같다.

의지측인 오른발의 경우 RHC에서 109.1±2.5°, RTO에서 81.2±4.1°를 나타냈으며, 정상측 발인 왼발의 경우 LHC에서 113.1±3.5°, LTO에서 87.3±3.6°를 나타냈다.

이와 같은 결과에 의하면, 대퇴 분절의 절대각에서 의지측 발과 정상측 발 간에 각 구간별 절대각은 큰 차이가 없었으며, 하퇴의 절대각과 마찬가지로 정상측에 비해 의지측 대퇴의 절대각의 편차가 작게 나타났다.

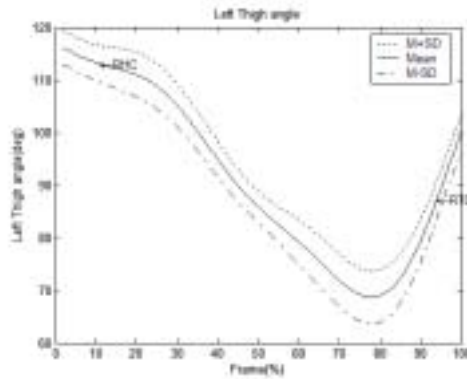


그림 10. Left Thigh angle.

표 5. 대퇴 분절의 절대각 (단위:deg)

구분 trials	Right Thigh		Left Thigh		t-test	
	RHC	RTO	LHC	LTO	HC	TO
t1	109.4	83.0	111.3	80.7		
t2	109.0	85.2	111.4	84.7		
t3	109.0	81.6	112.2	91.9		
t4	106.6	86.3	106.9	85.1		
t5	105.7	82.5	112.7	89.4	-2.613*	-3.167*
t6	107.9	75.9	116.9	87.9		
t7	112.7	74.7	115.8	89.1		
t8	112.5	80.4	117.3	89.6		
M	109.1	81.2	113.1	87.3		
SD	2.5	4.1	3.5	3.6		

\* : p<0.05

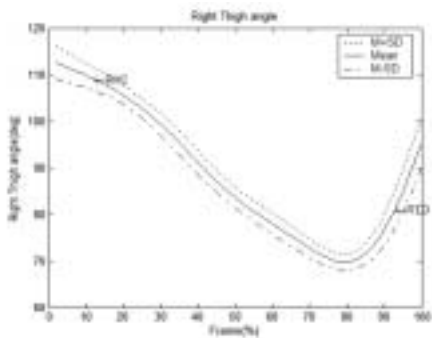


그림 9. Right Thigh angle.

2. 각 관절의 상대각

1) 발목 관절의 상대각

발목 관절의 상대각은 <표 6>과 같이, 발분절의 절대각과 하퇴 분절의 절대각을 통해 계산하였으며, 이때 +(plus) 방향으로의 증가는 배측굴곡(dorsi flexion), -(minus) 방향으로의 감소는 저측굴곡(plantar flexion)을 의미한다.

표에 의하면, 의지측인 오른발의 경우 RHC에서 89.7±4.4°, RTO에서 72.0±3.5°를 나타냈으며, 정상측 발인 왼발의 경우 LHC에서 89.3±2.6°, LTO에서 94.1± 3.4°를 나타냈다. 이러한 결과에 의하면 착지 후 다음 이지까지, 의지측 발에 비해 정상측 발의 각도 변화가 큰 것으로 나타났으며, 이는 착지 후 신체를 추진하는 과정에서 발목 관절의 push off 동작이 발생한 것으로 판단된다. 반면 의지측 발목 관절의 각도 변화를 살펴보면 착지 후 이지까지 큰 변화없이 착지하는 것으로 나타났으며, 이는 현재까지 정상측 발목의 움직임과 같은 push off 동작을 표현하는데 있어 기술적 어려움이 있는 것으로 판단된다.



표 6. 발목관절의 상대각 (단위:deg)

구분 trials	Right Ankle		Left Ankle		t-test	
	RHC	RTO	LHC	LTO	HC	TO
t1	89.47	75.06	92.25	90.72		
t2	95.37	73.70	88.57	99.18		
t3	88.56	69.00	87.22	91.00		
t4	92.61	77.69	90.85	93.79		
t5	89.92	66.98	87.61	98.48	0.206	-12.864*
t6	94.11	69.77	85.96	91.08		
t7	82.85	72.65	88.49	92.77		
t8	84.41	71.47	93.36	95.99		
M	89.7	72.0	89.3	94.1		
SD	4.4	3.5	2.6	3.4		

\* : p<0.05

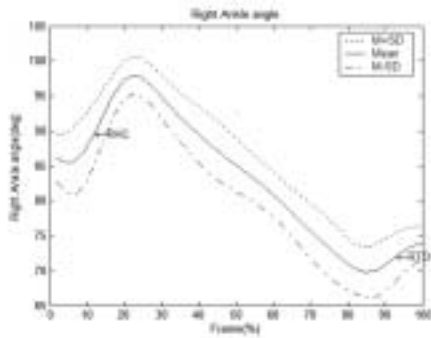


그림 11. Right Ankle angle.

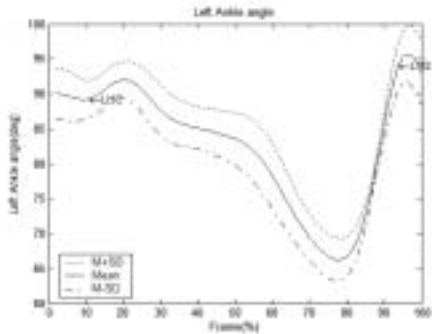


그림 12. Left Ankle angle.

2) 무릎 관절의 상대각

무릎 관절의 상대각은 <표 7>과 같이 대퇴 분절과 하퇴 분절간의 절대각을 통해 계산되었으며, +(plus)

방향으로의 증가는 무릎관절의 굴곡(flexion)을, -(minus) 방향으로의 감소는 무릎관절의 신전(extension)을 의미한다.

표에 의하면, 의지측인 오른발의 경우 RHC에서 176.8±3.7°, RTO에서 221.3±5.6°를 나타냈으며, 정상측 발인 왼발의 경우 LHC에서 183.5±5.3°, LTO에서 231.4±5.5°를 나타냈다.

이상의 결과를 살펴보면, 무릎 관절의 상대각의 경우 의지측 발인 오른발의 경우 착지에서부터 이르기까지 큰 굴곡의 변화를 나타내지 않았으며, 정상측 발인 왼발의 경우 착지에서부터 이르기까지 약간의 굴곡을 나타냈다. 이는 의지측 무릎 관절의 고유한 움직임과 정상측 무릎

표 7. 무릎 관절의 상대각 (단위:deg)

구분 trials	Right Knee		Left Knee		t-test	
	RHC	RTO	LHC	LTO	HC	TO
t1	176.6	222.8	179.7	220.4		
t2	177.2	224.7	176.4	228.7		
t3	177.7	222.6	184.3	238.2		
t4	173.2	230.4	177.6	228.8		
t5	172.2	222.3	183.4	235.6	-2.934*	-3.679*
t6	174.4	214.9	186.8	232.5		
t7	183.3	212.7	188.8	233.8		
t8	180.0	219.7	191.2	233.3		
M	176.8	221.3	183.5	231.4		
SD	3.7	5.6	5.3	5.5		

\* : p<0.05

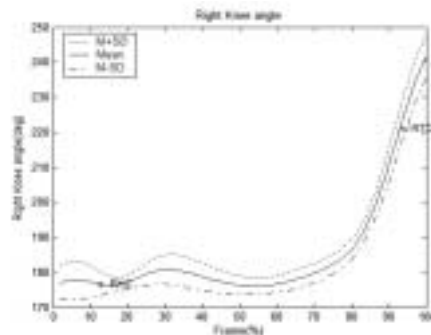


그림 13. Right Knee angle.

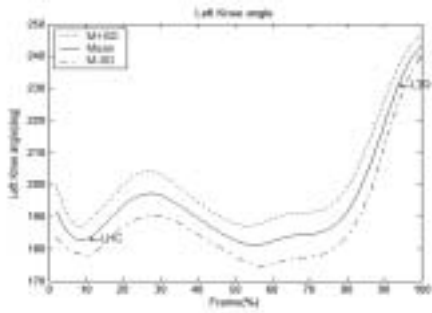


그림 14. Left Knee angle.

관절의 고유한 움직임 간에 의한 차이로 판단되며, 의지 측 관절 움직임의 조절 여부에 따라 충분히 개선의 여지가 있다고 판단된다.

3. 각 관절 상대각의 각각 그래프와 Variability

아래 <그림 15>는 의지측 발목 관절과 정상측 발목 관절의 분절간 상대적인 움직임에 대해 각각 그래프로 표현하였다. 이때 X축에는 근위 관절인 무릎 관절각의 데이터를, Y축에는 원위 관절인 발목 관절각의 데이터로 하였으며, 결과 값의 X축으로의 증가는 무릎 관절의 신전(extension)을 의미하며, Y축으로의 증가는 발목 관절의 굴곡(flexion)을 의미한다.

<그림 15>를 살펴보면, 의지측 다리의 경우 착지 직후 무릎 관절의 굴/신 동작은 거의 일어나지 않으며, 주로 발목의 저축굴곡(plantar flexion)만이 일어나고 있음을 알 수 있다. 반면 정상측 다리의 경우 착지 직후 발목 관절의 저축굴곡(plantar flexion)과 무릎 관절의 굴/신 동작이 큰 변화를 나타냈음을 알 수 있다.

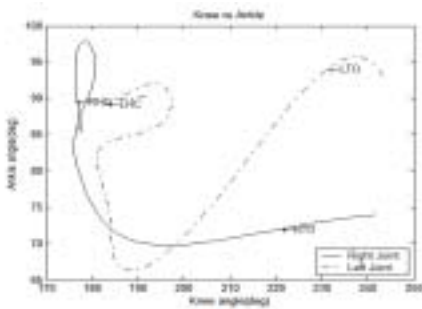


그림 15. Knee vs Ankle.

앞서 밝힌 바와 같이, Variability 분석을 위한 분절간의 커플링각과 이에 따른 변이계수(CV) 산출은 아주 중요하다. 이에 따른 결과를 살펴보면, 각 관절의 상대적인 움직임에 대한 커플링 각은 <그림 16>, <그림 17>과 같으며, 이 결과에 따르면 대퇴의 굴/신(flexion/extension)에 대한 하퇴의 굴/신(flexion/extension)의 Variability의 경우 정성적으로 판단할 때 이지 순간 정상측인 왼발이 오른발 보다 크게 보였다. Heiderscheit et al(2002)는 달리기시 무릎에 통증을 수반한 대상자는 정상적인 대상자들 보다 착지 순간(heel strike)에 대퇴/경골의 내·외측 회전 커플링에서 Variability는 적다고 보고하였다. 이런 선행 연구의 결과로 볼때 의지 측의 적은 Variability는 불안정에 대한 보상 메커니즘을 나타낸 적응의 결과로 보여진다. 반면 하퇴의 굴/신(flexion/extension)에 대한 발의 굴/신(flexion/extension)의 Variability는 완전 착지 순간과 이지 순간에 시각적으로 차이를 보였지만 확연한 특징은 확인되지 않고 있다.

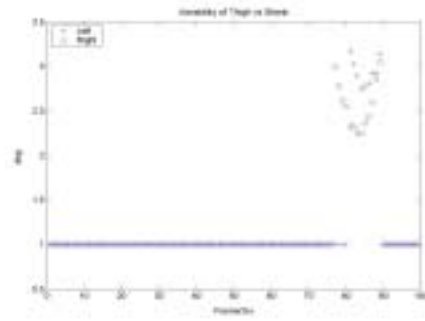


그림 16. Variability of Thigh vs Shank.

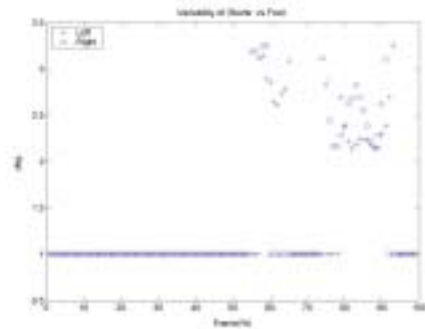


그림 17. Variability of Shank vs Foot.



4. 각 관절 상대각의 CV값 비교

또한 <표 8>와 <그림18-19>에 제시된 바와 같이 이 벤트별 각 관절 상대각의 CV값을 살펴보면, 의지측 발목의 경우 RHC에서 4.9%, RTO에서 4.8%, 정상측 발목의 경우 LHC에서 2.9%, LTO에서 3.6%로 나타났다. 또한 의지측 무릎 관절의 경우 RHC에서 2.1%, RTO에서 2.5%, LHC에서 2.9%, LTO에서 2.4%로 나타났다.

표 8. 각 관절 상대각의 CV (단위:%)

구분 trials	Right Joint		Left Joint	
	RHC	RTO	LHC	LTO
Ankle	4.9	4.8	2.9	3.6
Knee	2.1	2.5	2.9	2.4

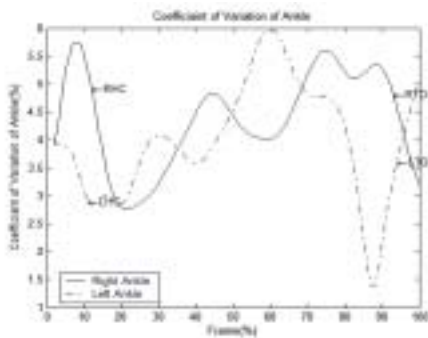


그림 18. Coefficient of Variation of Ankle.

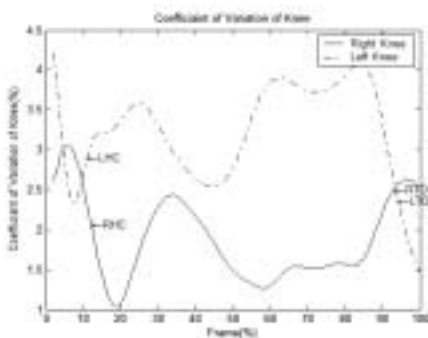


그림 19. Coefficient of Variation of Knee.

이 결과에 의하면 의지측과 정상측 발목 관절과 무릎 관절의 구간별 CV값은 큰 차이가 없는 것으로 나타났다. 발목 관절의 CV값에서 의지측과 정상측간에는 약간의 차이가 나타났다. 이는 정상측 발목 관절보다는 의지측 발목 관절의 움직임이 더 유동적인 것으로 판단되며, 정상측과 가까운 발목 관절의 움직임을 재현하는데 있어 중요한 자료가 될 것으로 판단된다.

IV. 논 의

일반적으로 보행은 인간의 이동 수단 중 가장 기본적인 움직임으로 알려져있으며 보다 정교한 운동역학적 모델 분석을 통해 보조기, 의지 및 보장구의 운동역학적 효과에 관한 분석이 가능하다(배성수, 이진희, 윤창구, 1996). 따라서 이 연구는 대퇴절단자를 대상으로 의지측 다리와 정상측 다리간의 운동학적 자료에 대한 Variability 분석을 통해, 보행 시 양측 다리의 각 관절의 상대적인 움직임에 대한 정량적 분석을 하고자 하였다. 발분절의 절대각을 살펴보면 착지에서 이 때까지 정상측 발분절의 편차가 큰 것으로 나타났다. 이는 보행 상황에 적절하게 정상측 발분절은 대상자의 의도대로 움직일 수 있는 반면, 의지측 발분절은 대상자의 의도와는 상관없이 의지측 발분절의 고정된 움직임에 의한 것으로 판단된다.

한편 하퇴 분절 및 대퇴 분절의 절대각의 변화 양상을 살펴보면, 의지측 하퇴 분절과 대퇴 분절의 편차가 정상측 하퇴 분절과 대퇴 분절의 편차보다 적은 것으로 나타났다. 이는 대상자의 의도대로 움직일 수 있는 정상측 하퇴 분절과 대퇴 분절에 비해 상대적으로 고정된 상태에서 기계적인 움직임을 가질 수 밖에 없는 의지측 분절의 특성에 기인한 것으로 판단되며, 전체적인 분절 절대각의 변화 양상은 비슷한 유형을 나타냈다.

또한 발목 관절의 상대각을 살펴보면 Smith(1990), Seroussi et al.(1996), Sanderson et al.(1997)의 연구 결과와 비슷한 그래프 양상을 나타냈다. 이에 따르면 착지에서 이 때까지 발목 관절의 상대각 유형은 의지측에

비해 정상측의 굴곡 정도가 크다고 하였다. 이는 정상측 발 분절의 경우, 신체의 중심을 앞으로 전진 시키기 위해 의도적으로 발목 관절에서의 push off 동작에 기인한 것이며, 의지측 발 분절은 이지 시 정상측 발과 비슷한 push off 동작을 표현할 수 있는 기술이 미흡한 것으로 판단된다.

무릎 관절의 상대각을 살펴보면 Smith(1990), Seroussi et al.(1996), Sanderson et al.(1997), Powers et al.(1998) 등의 연구 결과와 비슷한 결과를 나타냈다. 선행 연구에 따르면 착지 시 무릎 관절의 굴곡 정도는 정상측 무릎 관절에 비해 의지측 무릎 관절의 굴곡 정도가 낮다고 하였으며, 특히 주목할 만한 것은 선행연구의 발표 년도가 최근에 가까울 수록 그 연구 결과의 의지측 무릎 관절의 굴곡 정도가 정상측에 가까워 진다는 사실이다. 이는 여러 연구자들의 연구 결과에 기초하여, 정상과 가까운 의지 개발 노력의 결과라고 판단된다.

한편 분절 간 상대적인 움직임에 관한 커플링각의 Variability 값에서 의지측과 정상측 간에 부분적인 차이가 있거나 불규칙한 차이들을 보였다. CV값에 따른 Variability 값에 의한 결과는 발목 관절의 경우 정상측에 비해 의지측이 약간 높게 나타났다. 이는 보행 중 각 분절간 상대적인 움직임에 있어 착지에서 이지까지 대퇴와 하퇴의 굴/신과 하퇴와 발의 굴/신 및 저측/배측굴곡의 변화 유형은 의지측 분절의 움직임이 정상에 가까움을 의미하지만, 의지측 발목 관절의 유동성이 약간 큼에 따라 정상측에 비해 안정성이 떨어지는 것으로 해석할 수 있다.

## V. 결 론

이 연구는 대퇴절단자 보행 시 양하지의 운동학적 변인에 대한 Variability 분석을 통해, 의지측과 정상측에 대한 보행의 역학적 특성을 분석해 대퇴절단자 보행의 안정성을 구명하고자 하였다. 이를 위해 연구의 목적에 맞는 대상자를 선정하고, 선호 속도로 총 8회 보행을 한 결과의 평균을 구해 착지 순간과 이지 순간에 따른 운동학적 변인 및 Variability를 산출하고 분

석했으며, 이에 따른 결론은 다음과 같다.

1. 각 분절의 절대각에서 의지측과 정상측 간의 각 구간별 변화 양상에는 큰 차이가 없었으나, 정상측 각 분절의 절대각에서 편차가 의지측에 비해 크게 나타났다.
2. 발목 관절의 상대각에서 의지측의 굴/신 보다, 정상측의 굴/신 변화가 크게 나타났다.
3. 무릎 관절의 상대각에서 의지측의 굴/신 보다, 정상측의 굴/신 변화가 크게 나타났다.
4. 대퇴의 굴/신(flexion/extension)에 대한 하퇴의 굴/신(flexion/extension)의 Variability의 경우 정상적으로 판단할 때 이지 순간 정상측인 왼발이 오른발 보다 크게 보였다.
5. CV값에 따른 발목 관절의 Variability 값은 정상측보다 의지측이 크게 나타났다.

이상을 종합해보면, 의지측 각 분절간 상대적 움직임이 정상측과 지지국면에서 부분적인 차이가 있었다. 즉 착지에서 이지까지 정상측 분절의 고유한 패턴과 비교해 의지측 관절이 안정성이 떨어지는 것으로 판단된다.

하지만 이 연구는 단일 대상자에 의한 것이므로 일반화 시키기에는 무리가 있을 것이라 판단되며, 향후 많은 대상자들을 통해 하지 분절과 관절의 3차원 각에 대한 커플링 동작의 Variability 분석을 통해 보다 구체적이고 다양한 변인들에 대한 정량적 평가가 이루어져야 할 것이다.

## 참 고 문 헌

- 류지선(2004). 오래 달리기로 인한 피로가 하지 분절 Coupling 운동의 Variability에 미치는 영향. **한국체육학회지**, Vol.43, No.3, 803-812.
- 박운서, 진영수, 구찬서, 정철수, 신인식, 현무성, 김복영 (1992). 하지절단자 보행 유형의 정량적 평가. **한국운동역학회지**, Vol.2, No.1, 75-88.
- 배성수, 이진희, 윤창구(1996). 보행과 보행분석법에 관한 연구. **대한물리치료학회지**, Vol.8, No.1,

- 49-64.
- 안창식, 정 석(2004). 편측대퇴의지와 편측하퇴의지의 보행특성 비교. *대한물리치료학회지*, 16, 2, 291-297.
- 유재응, 정 석(2003). 편측하퇴의지의 절단 길이에 따른 보행 특성 비교. *대한물리치료학회지*, 15, 3, 513-518.
- 한국보건사회연구원(2000).  
<http://healthguide.kihasa.re.kr/infobank/statistics2/pages/statistics1.html?layerid=20>
- Boonstra, A. M., Schrama, J. M., Eisma, W. H., Hof, A. L., & Fidler, V.(1996). Gait Analysis of Transfemoral Amputee Patients Using Protheses With Two Different Knee Joints. *Arch Phys med Rehabil*, 77, 515-520.
- Czerniecki, J. M., & Gitter, A. J.(1996). Gait analysis in the amputee: Has it helped the amputee or contributed to the development of improved prosthetic components?. *Gait & Posture*, 4, 258-268.
- Hamill, J., Haddad, J. M., McDermott, W. J.(2000). Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *J. of applied biomechanics*, 16, 407-418.
- Hausderff, J. M., Rios, D. A., & Edelberg, H. K.(2001). Gait Variability and Fall Risk in Community-Living Older Adults: A 1-year prospective Study. *Arch Phys med Rehabil*, 84, 1657-1661.
- Heiderscheit, B. C., Hamill, J., Emmerik, V.(2002). Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. *J. of applied biomechanics*, 18, 110-121.
- Newell, K. M., Corcos, D. M.(1993). *Issues in variability and motor control*. In K. M. Newell & D. M. Corcos(Eds.). Variability and Motor control. (pp. 1-12). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Owings, T. M., & Grabiner, M. D.(2003a). Measuring step kinematic variability on an instrumented treadmill: how many steps are enough?. *J. of biomechanics*, 36, 1215-1218.
- Owings, T. M., & Grabiner, M. D.(2003b). Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. *J. of Biomechanics*, 37, 935-938.
- Powers, M. C., Rao S., Perry J.(1998). Knee kinetics in trans-tibial amputee gait. *Gait and Posture*, 8, 1-7.
- Sanderson, J. D., Martin E. P.(1997). Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputee during walking. *Gait and Posture*, 6, 126-136.
- Schmid, M., Beltrami, G., Zambarbieri, D., & Verni, G.(2003). Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait. *Gait and Posture*, 21, 255-262.
- Seroussi, R. E., Gitter A., Czerniecki M. J., Weaver K.(1996). Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. *Arch Phys med Rehabil*, 77, 1209-1014.
- Smith, A. W.(1990). A biomechanical analysis of amputee athlete gait. *International Journal of sport Biomechanics*, 6, 262-282.
- Sparrow, W.A., Donovan, E., can Emmerik, R.E.A. & Barry, E.B.(1987). Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. *J. of Motor Behavior*, 19, 115-129.
- Tepavac, D., Field-Fote E.C.(2001). Vector coding: A technique for quantification of intersegmental coupling in multicyclic behaviors. *J. of applied biomechanics*, 17, 259-270.
- Winter, D. A.(1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. *Human Movement Science*, Vol. 3,

Issues 1-2, 51-76.

Winter, A. D.(1990). *Biomechanics and Motor control of Human Movement*. 2nd edition. Wiley-Interscience Publication, New york: John Wiley & Sons, Inc.

투 고 일 : 10월 30일

심 사 일 : 11월 20일

심사완료일 : 12월 15일