

대퇴절단인의 보행 시 하지 내 협응성 평가

Evaluation of Intralimb Coordination in Transfemoral Amputee during Level Walking

장윤희*, 정보라, 강성재, 류제청, 문무성, 고창용

Y. H. Chang · B. R. Jeong · S. J. Kang · J. C. Ryu · M. S. Mun · C. Y. Ko

요약

본 논문의 목적은 보행 시 대퇴절단인의 엉덩관절과 무릎관절의 협응을 평가하고, 건축과 의지측의 대칭성에 대하여 평가하는 것이다. 본 연구에는 7명의 대퇴절단인(46.4±10.7세, 174.8±3.5cm, 78.3±9.7kg)와 7명의 비절단인(24.0±4.5세, 174.5±5.9cm, 66.9±9.4 Kg)가 참여하였다. 이들은 편한 속도로 10m 평지보행을 하였으며, 이때 보행 분석시스템을 이용하여 엉덩관절과 무릎관절의 각도와 각속도를 측정하였으며, 이를 기반으로 입각기와 유각기의 연속상대위상(CRP), CRP의 표준편차(CRP_SD) 및 이들의 대칭지수(SI)를 계산하였다. 그 결과 비절단인의 경우 CRP 및 CRP_SD는 좌우가 차이가 없었지만 (모두 $p>0.05$), 대퇴절단인의 경우는 입각기의 CRP를 제외하고는 모두 유의한 차이를 보였다 (모두 $p<0.05$). 또한 비절단인과 대퇴절단인간의 SI는 모두 유의한 차이를 보였다 (all $p<0.05$). 결론적으로 대퇴절단인의 경우 하지의 협응이 변화되며, 건축과 의지측의 좌우 비대칭이 발생하는 것을 확인하였다.

ABSTRACT

The aims of this study were to evaluate the joint coordination between hip and knee joints in the transfemoral amputees, and its symmetry between sound and prosthetic limbs. Seven transfemoral amputees (46.4±10.7-year-old, 174.8±3.5 cm, 78.3±9.7kg) and 7 able bodies (24.0±4.5-year-old, 174.5±5.9cm, 66.9±9.4 Kg) participated in this study. They walked at a self-selected walking speed across a 10m level ground. Simultaneously angle and angular velocity in the hip and knee joint were measured by motion analysis system. Then continuous relative phase(CRP), standard deviations of CRP (CRP_SD) and symmetry index(SI) were calculated. In able bodies, there were no differences of the parameters between left and right limb(all $p>0.05$). However, significant differences between sound and prosthetic limb in most of the parameters, except for CRP for stance phase were shown (all $p<0.05$). There were differences in all SI between transfemoral amputees and able bodies ($p<0.05$). In conclusion, joint coordination was altered in transfemoral amputee during level walking and shown in interlimb asymmetry.

Keyword : Continuous Relative Phase, Intralimb coordination, Transfemoral amputee, Symmetry Index

1. 서론

접 수 일 : 2016.05.11

심사완료일 : 2016.05.25

게재확정일 : 2016.05.31.

* 장윤희 : 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원

yhchang2@kcomwel.or.kr(주저자)

정보라 : 근로복지공단 재활공학연구소 연구원

brjeong@kcomwel.or.kr(공동저자)

강성재 : 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원

sjkang@kcomwel.or.kr(공동저자)

류제청 : 근로복지공단 재활공학연구소 연구위원

jcryu@kcomwel.or.kr(공동저자)

문무성 : 근로복지공단 재활공학연구소 수석연구위원

하지절단자들은 절단 후 의지를 사용하여 보행을 하게 되며, 다양한 재활 훈련을 통해 의지보행을 습득한 후 사회에 복귀한다. 그러나 독립적인 일상생

msmun@kcomwel.or.kr(공동저자)

고창용 : 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원

cyko@kcomwel.or.kr(교신저자)

* 본 논문은 산업자원부가 지원하는 산업핵심기술개발 사업 (No.10048732, 하지기능회복 및 보조를 위한 스마트 근골격 인공대체기기 기술개발)을 통해 개발된 결과임을 밝힙니다.

활을 영위하는 하지절단자 중 52%는 낙상을 경험하며, 49%는 낙상에 대한 두려움을 가지고, 65%는 낮은 균형 신뢰성 점수(balance confidence score)를 나타냈다[1], 특히 대퇴절단인들은 발이 연석이나 문턱에 걸려 비틀거릴 확률이 비절단인보다 3-7배 가량 높았으며, 낙상 확률은 1-3배 높은 것으로 조사되었다[2]. 이와 같이 대퇴절단인들이 동적 상황에서 낙상에 대한 위험이 증가하는 원인은 보행 비대칭성, 동작 전이(transition) 시 생체역학적 비대칭성, 보행 시작 및 종료 시 조절 능력의 감소 등으로 여겨진다[3]. 이러한 점을 보완하기 위해 절단자의 균형, 근력, 지구력, 협응력 및 민첩성 등을 강화하는 재활훈련을 시행한다.

하지절단자의 보행특성에 대한 많은 연구에서 주로 관절의 운동형상학적, 운동학적 평가 및 근활성도 등을 평가하였다. 하지만 보행은 복잡한 기능적 동작으로 이루어지며, 이에 따라 하지의 관절간 및 체절간의 협응에 대한 평가 역시 중요하다. 협응을 평가하는 다양한 방법이 있지만, 인접한 두 관절 및 체절사이의 위상차를 측정하는 방법인 연속상대위상(Continuous Relative Phase, CRP)이 가장 많이 사용되고 있는 방법 중 하나이다. CRP를 통하여 노인이나 근골격계 질병으로 인한 보행의 변화에 대한 이해 및 이들의 재활 훈련 효과를 평가하기도 한다[4-6]. 또한 평지보행뿐만 아니라 장애물을 넘는 동작이나 계단 보행 시 하지의 협응에 대하여 평가하기 위해서도 사용되기도 한다[7, 8]. 최근 일부 연구에서 대퇴절단인의 몸과 골반의 협응을 CRP로 평가하거나, 이를 기반으로 허리통증에 대한 연구가 진행된 바 있다[9, 10]. 하지만 대퇴절단인의 경우 절단으로 인한 하지 근력 약화와 편측 의지 착용으로 인한 양하지의 불균형, 그리고 발목에서 엉덩관절로 이어지는 보행 전략의 변화는 하지 협응에 영향을 미칠 것이라 예상되지만, 이와 관련된 연구 진행은 미흡한 실정이다.

따라서, 본 연구의 목적은 CRP를 기반으로 보행 시 대퇴절단인의 엉덩관절과 무릎관절의 협응을 평가하고, 건축과 의지측의 대칭성에 대하여 평가하는 것이다.

2. 연구방법

2.1 연구대상자

본 연구에 참여한 대상자의 일반적 특성은 표 1과 같으며, 실험군은 근로복지공단 재활공학연구소

에서 운영하는 통합재활훈련 프로그램에 참여한 하지절단자 중에서 남성 편측 대퇴절단인 7명과 남성 비절단인 7명을 대상으로 실험을 진행하였다. 대퇴절단인 선정기준은 1) 실험에 참여하기 전 최소 3개월 이상 의지 적응기간을 가진 자 2) 보행 시 절름거림 등의 중대한 파행이 없는 자 3) 보조기구 없이 독립적인 보행이 가능한 자 4) 건축 하지에 문제가 없는 자 5) 절단 외 보행에 지장을 줄만한 근골격계 질환이 없는 자 6) 활동레벨이 K3 이상인 자로 선정하였다[11].

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 N=14
Table 1. Characteristics of the subjects

	대퇴절단인군(n=7)	비절단인군(n=7)
연령(세)	46.4±10.7	24.0±4.5
신장(cm)	174.8±3.5	174.5±5.9
체중(kg)	78.3±9.7	66.9±9.4
절단 후 경과기간(개월)	20.1±11.2	-
의지사용기간(개월)	13.3±10.3	-
단단부 길이(cm)	33.4±3.5	-
절단측	좌측 5명 / 우측 2명	-
소켓타입	좌골수납형소켓 5명 / 해부학적소켓 2명	-
현수장치	흡착식 2명 / 라이너식 5명	-
인공무릎	Genium(Ottobock, 독일) 1명 / 3R60(Ottobock, 독일) 4명 / 3R80(Ottobock, 독일) 1명 / VGK(Orthomobility Ltd. 영국) 1명	-
인공발	Triton(Ottobock, 독일) 3명 / 유압식 발목조절형 인공발(KOREC, 대한민국) 4명	-

2.2 측정장비 및 실험절차

보행 시 시공간적, 운동형상학적 데이터 측정을 위해 적외선카메라(Eagle 4) 8대, 디지털 비디오 카메라(Sony Ltd., Japan) 1대, 측정용 소프트웨어(Cortex, Motion Analysis Ltd., USA)로 구성된 3차원 동작분석시스템(Motion Analysis Ltd., 2006, USA)을 사용하였다. Helen Hayes marker set에 따라 머리 꼭대기, 이마 전면 중앙부, 뒤통수부위 중앙, 좌우 어깨돌기, 좌우 팔꿈치 가쪽위관절융기, 좌우 손목 붓돌기, 우측 어깨뼈하부, 좌우 위뒤엉덩뼈가시의 중간지점, 좌우 위앞엉덩뼈가시, 좌우 위앞엉덩뼈가시과 무릎뼈 중심부를 연결한 선상의 중간

지점, 좌우 외측 대퇴관절 용기, 좌우 내측 대퇴관절 용기, 좌우 정강뼈의 상위 1/3 지점, 좌우 발목관절 외과, 좌우 발목관절 내과, 좌우 발꿈치뼈의 중심, 좌우 제 2 발허리뼈에 총 29개의 마커를 부착하였다(그림 1). 연구대상자는 마커부착 후 기립상태에서 정적 검사를 시행한 후, 10m 보행로를 자신이 선택한 보행속도로 보행하였으며, 매년 걸을 때마다 조금씩 변하는 보행의 특성을 감안하여 5회 보행한 데이터의 평균값을 분석하였다.



그림 1. 대퇴절단인 Helen Hayes marker set 마커 부착 모습

Fig 1. Transfemoral amputee with Helen Hayes marker set

2.3 연속상대위상 계산

엉덩관절과 무릎관절간의 협응력을 평가하기 위하여 두 관절사이의 CRP를 다음의 과정을 통하여 계산하였다[8]. 우선 각 관절의 각도와 이에 따른 각속도를 계산하였으며, 이 자료를 보행주기 100%에 맞추어 정규화하였다. 다음으로 각도는 수식(1)과 각속도는 수식(2)로부터 -1부터 +1까지 각각 정규화 되었다.

$$norm\theta_n = 2 \times \frac{\theta_n - \min(\theta)}{\max(\theta) - \min(\theta)} - 1 \quad (1)$$

여기서 $norm\theta_n$ 은 n%일 때의 정규화된 관절 각도, θ_n 은 n%일 때의 관절 각도, $\min(\theta)$ 은 보행전체주기에서 최소 관절각도, $\max(\theta)$ 는 보행전체주기에서 최대 관절각도이다.

$$norm\omega_n = \frac{\omega_n}{|\max(\omega)|} \quad (2)$$

여기서 $norm\omega_n$ 은 n%일 때의 정규화된 관절 각속도, ω_n 은 n%일 때의 관절 각속도, $\max(\omega)$ 은 보행전체주기에서 최대 관절각속도이다.

정규화된 관절 각도와 관절 각속도를 각각 x축과 y축으로 하여 위상각을 산출하였다. 위상각 계산 시 비연결성을 개선하기 위하여 계산된 위상각에 대하여 언랩(unwrap)을 수행하였다. 최종적으로 근위부 관절(엉덩관절)의 위상각에서 원위부 관절(무릎관절)의 위상각을 빼서 CRP를 계산하였다.

또한 CRP에 대한 좌우 하지 대칭성을 정량적으로 평가하기 위해 시공간적 요인을 기반으로 건측과 환측의 값을 비교할 수 있는 대칭 지수를 계산하였으며, 아래 공식과 같이, 측정된 보행변수에서 편측 다리 값(보다 작은 값)을 반대측 다리의 변수 값으로 나누어 대칭 지수를 계산하였다[9].

$$SI = 100 \times \frac{\min(R, L)}{\max(R, L)} \quad (3)$$

여기서 SI는 대칭지수, R은 오른쪽(건측), L은 왼쪽(환측)이다.

본 연구에서는 입각기와 유각기의 CRP를 계산하였으며, CRP의 RMS(root mean square)값을 계산하였다.

2.4 통계적 분석

대퇴절단인군과 비절단인군의 각 군에서 건측과 의지측, 또는 우측과 좌측 하지 내 협응력은 Wilcoxon signed-rank 검정을 실시하였으며, 대퇴절단인군과 비절단인군의 사이의 군간 비교는 Mann-Whitney의 U검정을 실시하였다.

3 연구결과

3.1 시공간적 요인

연구 결과, 보행 시 대퇴절단인군과 비절단인의 시공간적 요인에 대한 차이는 표 2와 같다. 보행속도는 비절단인이 대퇴절단인군보다 14.8% 빨랐지만 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았다 ($p>0.05$). 보폭은 대퇴절단인군이 비절단인군보다 52.7% 넓었으며 이는 통계적으로도 유의하였다

($p < 0.05$). 보행의 대칭성을 평가할 수 있는 보장 비율은 의지측의 보장을 건측의 보장으로 나눈 값으로써, 1에 근접할수록 대칭적임을 의미한다. 연구 결과에서 비절단인보다 대퇴절단인군의 보장비율이 비대칭적인 것으로 나타났으며($p < 0.05$), 입각기와 유각기도 통계적으로 유의한 차이를 보였다.

표 2. 보행 시 대퇴절단인군과 비절단인군의 시공간적 요인 차이 비교

Table 2. Comparisons of gait temporospatial parameters between transfemoral amputees and able bodies

	대퇴절단인군(A)	비절단인군(B)	Mann-Whitney의 U검정(A-B)
보행속도(cm/s)	112.4±24.8	131.9±14.6	.209
분속수(steps/min)	102.4±13.3	110.4±7.3	.209
보폭(cm)	17.1±3.0	11.2±2.0	.004
보장비율(step length ratio)	0.86±0.08	0.98±0.02	.026

3.2 연속상대위상(Continuous Relative Phase)

보행 시 대퇴절단인군과 비절단인의 CRP에 대한 차이를 비교한 결과는 표 3과 같다. 연구 결과, 입각기 동안 대퇴절단인군 내 건측의 CRP가 의지측에 비하여 높지만, 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 또한 유각기동안 의지측과 건측의 CRP는 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 반면, 비절단인 내 우측과 좌측의 대퇴-하퇴 간 CRP는 입각기, 유각기 모두 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$).

표 3. 보행 시 대퇴절단인군과 절단자군의 CRP 비교
Table 3. Comparisons of CRP between transfemoral amputees and able bodies

CRP (°)	대퇴절단인군(A)		Wilcoxon 검정 (p-I)	비절단인(B)		Wilcoxon 검정 (r-I)
	의지측(p)	건측(I)		우측(r)	좌측(I)	
CRP_ST	106.4±3.7	126.6±38.0	.237	107.3±4.5	107.0±2.5	.408
CRP_SW	84.7±15.7	105.4±5.2	.028	84.7±4.9	87.3±4.8	.104
CRP_SD_ST	42.2±4.6	56.5±11.3	.018	48.3±1.8	50.3±2.1	1.000
CRP_SD_SW	37.6±7.1	18.3±6.5	.018	24.6±3.3	22.1±4.5	.058

CRP: continuous relative phase; SD: standard deviation; ST: stance; SW: swing

대퇴절단인군 내 의지측과 건측의 CRP 표준편차(CRP_SD)는 입각기, 유각기 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였으며, 입각기에서는 의지측이 건측보다 낮았지만, 유각기에서는 건측이 의지측보다 높은 것으로 나타났다. 또한 비절단인 내에서는 입각기, 유각기동안 CRP_SD는 양하지 간 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

3.3 대칭지수(Symmetry Index)

보행 시 대퇴절단인군과 비절단인의 의지측과 건측, 또는 좌측과 우측에 대한 CRP 및 CRP_SD 대칭지수(CRP_SI 및 CRP_SD_SI)를 비교한 결과는 표 4와 같다. 연구 결과, 입각기와 유각기동안 대퇴절단인군과 비절단인의 CRP_SI는 각각 15.7%와 16.8% 차이를 보였으며 통계적으로도 유의하였다($p < 0.05$). 또한 입각기와 유각기동안 두 그룹의 CRP_SD_SI도 통계적으로 유의한 차이를 보였으며, 각각 21.3%와 41.1% 차이를 보였다($p < 0.05$). 입각기, 유각기 동안 측정된 CRP_SI와 CRP_SD_SI는 모두 대퇴절단인군이 비절단인보다 비대칭적인 것으로 나타났다.

표 4. CRP에 대한 대칭지수 비교

Table 3. Comparisons of CRP symmetry index between transfemoral amputees and able bodies

대칭지수(%)	대퇴절단인군(A)	비절단인(B)	Mann-Whitney의 U검정(A-B)
CRP_SLST	84.0±20.9	99.7±2.2	.004
CRP_SLSW	80.3±19.4	97.1±4.6	.007
CRP_SD_SLST	74.7±16.2	96.0±3.6	.026
CRP_SD_SLSW	48.7±20.2	89.8±9.8	.001

CRP: continuous relative phase; SI: symmetry index; SD: standard deviation; ST: stance; SW: swing

4. 논의

본 연구는 대퇴절단인의 보행시 엉덩관절과 무릎관절 사이의 CRP를 측정하여 두 관절사이의 협응을 평가하고 이를 통하여 건측과 환측의 차이 및 비절단인과의 차이에 대하여 비교분석하였다.

시공간적 요인 결과로부터 주로 대퇴절단인과 비절단인간에는 시간적 요인 차이 보다는 공간적 차이가 발생함을 확인할 수 있었다. 대퇴절단인의 보폭이 더 넓어 비절단인보다 넓은 기저면을 형성함을 알 수 있었다. 이러한 결과는 선행연구와 마찬가지로 전형적인 대퇴절단인의 보행 특성이라 할 수 있다[3]. 또한 좌우측의 보장의 대칭성을 분석한 보장비율은 대퇴절단인군이 비절단인 대비 88% 수준으로(0.86 vs. 0.98) 비절단인보다 보장비율이 비대칭적인 것을 알 수 있었으며, 이는 대퇴절단인의 경우 의지측의 보장이 건측보다 길어지는 특성 때문으로 여겨진다[10]. 반면 시간적 요인인 보행속도 및 분속수는 대퇴절단인군이 비절단인군에 비하여

작은 경향을 보였지만, 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 대퇴절단인의 보행속도 및 분속수의 변동계수(coefficient of variation)가 비절단인에 비하여 크며, 이와 같은 대퇴절단인간의 개인차(variation)로 인하여 시간적 요인의 차이가 없는 것으로 여겨진다.

본 연구결과에서 비절단인의 보행 시 입각기와 유각기 동안 양하지간 CRP는 유사하였다. 이는 비절단인의 경우 각 관절의 협응은 양하지 간에 차이가 없음을 의미한다. 또한 입각기보다 유각기의 CRP가 낮음을 확인할 수 있었다. 이와 같은 특성은 입각기 동안 엉덩관절은 주로 굴곡에서 신전되며, 무릎관절은 주로 굴곡되어 엉덩관절과 무릎관절이 반대방향으로 움직이는 것에서 기인한 것으로 보인다. 반면 유각기 동안 엉덩관절과 무릎관절은 주로 동시에 굴곡되는 특성을 나타낸다. 이와 같이 입각기와 유각기 사이에 엉덩관절과 무릎관절의 움직임 특성의 차이로 인하여 입각기와 유각기의 CRP가 다르며, 특히 유각기 동안의 CRP가 입각기에 비하여 낮은 값을 보였다. 이로부터 입각기에서 엉덩관절과 무릎관절의 협응의 특성은 유각기에 비하여 out-of-phase에 가까워졌다[12]. 대퇴절단인의 경우, 입각기 동안은 의지측과 건측의 CRP는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않은 반면, 유각기에서는 건측의 CRP가 의지측에 비하여 증가하였음을 확인할 수 있었다. 이는 유각기 동안 건측의 엉덩관절과 무릎관절의 협응 특성이 의지측에 비하여 좀더 out-of-phase에 가까워졌음을 의미한다[12]. 보행 중 리딩 하지(leading leg)가 지면에 닿아있을 때, 트레일링 하지(trailing leg)는 발뒤꿈치 들림기와 발가락 들림기를 거쳐 유각기, 그리고 다시 지면에 뒷꿈치를 접지하게 되는데, 이 시기에 리딩 하지는 단하지(single limb)로 지지하면서 지면에서 균형 유지와 함께 보행을 진행시키는 역할을 담당해야 한다. 그러나 대퇴절단인의 의지측 보행 전략은 체중심의 변화와 함께 기계적 무릎관절과 발목으로 보행을 진행시켜야 하는 만큼 비절단인과 다른 전략으로 진행되며, 이에 따라 반대 건측 하지의 협응에 변화를 발생시킨 것으로 사료된다.

CRP RMS값에 대한 표준편차는 관절간 협응의 변동성(variability)을 의미한다. 보통 입각기에서는 지면에 다리가 닿았을 때의 체성감각이 관절의 위치 정보를 확인하여 자세를 잡는데 이를 위해서 높은 변동성을 보이게 된다[6, 13]. 반면 유각기에서는 변동성이 클 경우 다리를 제어하는데 힘이 더 많이 들게 되므로, 낮은 변동성을 보이게 된다[14]. 본 연구에서 비절단인군의 경우 입각기와 유각기 모두

좌우간 유의한 차이가 없었으며, 이는 관절의 변동성의 좌우 차이가 없음을 의미한다. 반면 대퇴절단인의 경우 입각기와 유각기 모두 건측과 의지측에서 유의한 차이를 보였다. 입각기 CRP_SD는 건측보다 의지측에서 낮은 값을 보였으며, 이는 자세를 유지하는데 불리할 수 있다. 반면 유각기 CRP_SD는 건측보다 의지측에서 높은 값을 보였으며, 이는 자세를 유지하는데 더 많은 힘이 필요할 가능성이 있다. 이로 인하여 대퇴절단인의 낙상 발생가능성이 높은 것으로 여겨진다[1,2].

CRP 대칭지수 비교결과 대퇴절단인의 경우 입각기와 유각기 모두에서 비절단인에 비하여 비대칭임을 확인할 수 있었다. 또한 CRP SD 대칭지수 역시 이와 동일한 결과를 보였다. 이와 같은 결과로부터 대퇴절단인의 경우 엉덩관절과 무릎관절의 협응의 건측과 의지측은 비대칭적임을 확인할 수 있었다. 이와 같은 비대칭성으로 인하여 대퇴절단인의 낙상이 증가하였을 것으로 사료된다[3]. 많은 연구에서 CRP를 통하여 좌우 대칭성에 대하여 비교하는데 유용하다고 하였으며, 본 연구의 결과로부터 대퇴절단인의 경우에도 유용함을 확인할 수 있었다.

본 연구에서는 관절사이의 협응을 평가하였지만, 향후 대퇴, 하퇴, 발과 같은 체절간의 협응을 평가해야 대퇴절단인의 관절 및 체절간의 협응에 대하여 더 깊은 이해를 할 수 있을 것이다. 또한, 의지에 따라 보행특성 및 관절의 거동 특성이 달라지게 되므로, 향후 의지종류에 따라 분석을 수행해야 할 필요성이 있다. 본 연구는 대퇴절단인의 보행 시 하지관절 협응에 대해 정량적인 평가를 했으며, CRP가 건측과 의지측의 좌우 불균형을 평가하는데 유용하다는 것을 확인할 수 있었다.

5. 결론

본 연구는 대퇴절단인을 대상으로 보행 시 대퇴와 하퇴 간 협응을 분석하고, 건측과 의지측, 비절단인과 대퇴절단인군의 하지 협응에 대한 차이를 정량적으로 평가하고자 하였다. 그 결과 대퇴절단인은 엉덩관절과 무릎관절 사이의 협응이 변화가 발생하는 것을 확인할 수 있었으며, 이로 인하여 안정성 역시 변화가 발생하는 것을 확인할 수 있었다. 또한 협응의 좌우 불균형이 발생하는 것을 확인할 수 있었다. 본 연구의 결과를 향후 대퇴절단인의 보행재활훈련의 효과 및 보행 적응에 활용할 수 있을 것이며, 의지 개발에도 적용할 수 있을 것으로 기대한다.

REFERENCES

[1] W. C. Miller, M. Speechley, and A. B. Deathe. "The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees", Arch. phys. med. rehab., vol. 82, no. 8, pp. 1031-1037, 2001.

[2] M. J. Highsmith. "Comparison of nonmicroprocessor knee mechanism versus C-Leg on Prosthesis Evaluation Questionnaire, stumbles, falls, walking tests, stair descent, and knee preference", J. Rehabil. Res. Dev., vol. 45, pp.1-14, 2008.

[3] M. J. Highsmith, B. W. Schulz, S. Hart-Hughes, G. A. Latlief and S. L. Phillips. "Differences in the spatiotemporal parameters of transtibial and transfemoral amputee gait", J. Prosthet. Orthot., vol. 22, pp. 26-30, 2010.

[4] T. Krasovsky, A. Lamontagne, A. G. Feldman, and M. F. Levin. "Effects of walking speed on gait stability and interlimb coordination in younger and older adults", Gait posture, vol. 39, no. 1, pp.378-385, 2014.

[5] M. J. Kurz, N. Stergiou, U. H. Buzzi, and A. D. Georgoulis. "The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on lower extremity relative phase dynamics during walking and running", Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, vol. 13, no. 2, pp. 107-115, 2005.

[6] L. C. Yi, C. D. Sartor, F. T. Souza, and I. C. Sacco, "Intralimb coordination patterns in absent, mild, and severe stages of diabetic neuropathy: looking beyond kinematic analysis of gait cycle", Plos. One, vol. 11, no. 1, p. e0147300, 2016.

[7] T. M. Wang, H. C. Yen, T. W. Lu, H. L. Chen, C. F. Chang, Y. H. Liu, and W. C. Tsai, "Bilateral knee osteoarthritis does not affect inter-joint coordination in older adults with gait deviations during obstacle-crossing", J. biomech., vol. 42, no. 14, pp. 2349-2356, 2009.

[8] S. L. Chiu, C. C. Chang, J. T. Dennerlein, and X. Xu. "Age-related differences in inter-joint coordination during stair walking transitions", Gait Posture, vol. 42. no. 2. pp. 152-157, 2015.

[9] E. Russel Esposito and J. M. Wilken, "The relationship between pelvis-trunk coordination and low back pain in individuals with transfemoral

amputations", Gait Posture, vol. 40., no. 4. pp. 640-646, 2014.

[10] H. Goujon-Pillet, E. Sapin, P. Fodé, and F. Lavaste, "Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait", Arch. Phys. Med. Rehabil., vol. 89, no. 1, pp. 87-94, 2007.

[11] B. Burkett, J. Smeathers, and T. Barker. "Walking and running inter-limb asymmetry for Paralympic trans-femoral amputees, a biomechanical analysis", Prosthet. ortho. int., vol. 27, no. 1, pp. 36-47, 2003.

[12] E. Russell Esposito, and J. M. Wilken, "The relationship between pelvis-trunk coordination and low back pain in individuals with transfemoral amputations", Gait Posture, vol. 40, no. 4, pp. 640-646, 2014.

[13] J. Hamill, C. Palmer, and R. E. Van Emmerik, "Coordinative variability and overuse injury", Sports Med. Arthrosc. Rehabil. Ther. Technol. vol. 4, no. 1. p. 45. 2012.

[14] H. L. Chen, T. W. Lu and L. S. Chou, "Effect of concussion on inter-joint coordination during divided-attention gait", J. Med. Biol. Eng. vol. 35, no. 1, pp. 28-33, 2015.



장 윤 희(Chang, Yoon-hee)

2012년 2월 삼육대학교 물리치료학과 박사졸업
현재 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원

Interest : Biomechanics, gait analysis, physical therapy and rehabilitation



정 보 라(Jeong, Bo-ra)

2014년 2월 연세대학교 의공학과 석사졸업
현재 근로복지공단 재활공학연구소 재직중

Interest : Biomedical engineering, Motion analysis



강성재(Kang, Sung-jae)

2013년 8월 연세대학교 대학원
의공학전공 공학박사
현재 근로복지공단 재활공학연
구소 책임연구원

Interest : Rehabilitation Engineering,
Biomechanics, Biomedical
Engineering



류계청(Ryu, Jai-cheong)

1992년 중학대학교 대학원기계
공학전공 공학박사
현재 근로복지공단 재활공학연
구소 부소장

Interest : Rehabilitation Engineering,
Biomechanics,



문무성(Mun, Mu-seong)

1992년 University ofMinnesota
의공학전공 공학박사
현재 근로복지공단 재활공학연
구소장

Interest : Rehabilitation Engineering,
Biomechanics



고창용(Ko, Chang-Yong)

2011년 2월 연세대학교 대학원
의공학전공 공학박사
현재 근로복지공단 재활공학연
구소 책임연구원

Interest : Rehabilitation Engineering,
Biomechanics, Biomedical
Engineering