

• 특집 • 인간 이동 및 조작 관련 생체 역학 최신 연구

통합재활훈련 대상 편측 대퇴절단자의 하지협응 변화 분석

Analysis on Change in Lower Limb Coordination in Unilateral Transfemoral Amputees with Integrated Rehabilitation Program

장윤희^{1,#}, 고창용¹, 정보라¹, 강정선¹, 김규석¹, 류제청¹

Yoon Hee Chang^{1,#}, Chang Yong Ko¹, Bo Ra Jeong¹, Jung Sun Kang¹, Gyoo Suk Kim¹, and Jei Cheong Ryu¹

¹ 근로복지공단 재활공학연구소 (Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center, Korea Workers' Compensation and Welfare Service)
Corresponding Author / E-mail: yhchang2@kcomwel.or.kr, TEL: +82-32-509-5249

KEYWORDS: Integrated rehabilitation program (통합재활훈련 프로그램), Uni-lateral transfemoral amputees (편측 대퇴절단자), Gait analysis (보행분석), Gait recovery (보행회복), Lower limb coordination (하지 협응), Continuous relative phase (연속상대위상)

Gait analysis is the best objective measurement tool for monitoring rehabilitation. However, it has limitations to evaluate gait recovery. Previous studies have evaluated the effect of gait training using continuous relative phase. The objective of this study was to determine the effect of gait recovery by rehabilitation gait training on lower limb coordination. We analyzed spatio-temporal parameters and CRP values of hip and knee joints based on gait analysis data obtained by 3D motion analysis system at 15 days intervals in 24 uni-lateral transfemoral amputees participated in IRP. Our results revealed that walking velocity of uni-lateral transfemoral amputees who participated in the program during a mean of 107.1 days was 49.2% faster than that at initial stage. The walking velocity showed a 46% increase at the end of 30 days after training. In gait coordination, values of CRP-RMS and CRP-SD were increased and maintained in-phase pattern. CRP showed symmetry in both limbs at the end of 90 days after training. Therefore, CRP is a significant factor in the gait recovery process. Effects of various rehabilitation training methods can be determined through CRP analysis.

Manuscript received: November 15, 2017 / Accepted: December 19, 2017

1. 서론

절단 장애를 포함한 국내 지체장애인은 2005년 이후 지속적으로 증가하고 있으며, 특히 2016년 고용노동부 통계에 따르면 산업재해로 인한 절단자수는 전체 재해자(90,656명)의 9.4%(8,541명)를 차지하고 있다. 사고나 질병으로 인한 하지절단자에 게 의지(Prosthesis)는 소실된 신체기능을 대체하기 위한 매우 중요한 재활보조기구이며, 이들은 적절한 의지재활훈련을 통해 의지에 적응하게 된다. 하지절단자는 체계적인 의지재활훈련을 통해 정상보행패턴에 근접하게 되는데,¹ 이때 보행의 변화는 일반적으로 보행분석을 통해 검증하게 된다. 보행분석은 절단자 재활훈련 모니터링을 위한 가장 유용하고 객관적인 평가도구로서,² 대부분의 연구들이 보행의 생체역학적 측면을 평가하기 위해 보행

분석을 사용해왔으며,³ 선행연구에서도 재활훈련효과에 대한 규명을 위해 보행분석을 이용한 다양한 연구들이 진행되었다. 의지보행분석의 주된 평가요인은 보행속도, 무릎각도 및 모멘트, 수직지면반발력, 고관절 파위 등이지만,⁴ 보행속도를 제외하고 위 요인을 이용하여 보행 훈련과정을 평가하는데 한계가 있다.⁵

최근에는 노인, 뇌졸중 또는 파킨슨병 환자를 대상으로 보행의 협응을 평가하는 연구가 많이 진행되고 있다.⁶⁻⁸ 보행의 협응성은 연결한 두 관절이나 체절의 상대각도를 이용하여 위상각을 산출하는 연속상대위상(Continuous Relative Phase, CRP) 계산법을 주로 이용한다.^{7,9,10} 이는 시간 변화에 따라 연결관절 간의 협응(Coordination)을 분석함으로써 전체적인 보행을 평가할 수 있는 방법으로써 보행의 변화과정이나 보행훈련효과 등을 분석하기에 매우 적합하다.

Table 1 General characteristics of subjects (N = 35)

	Unilateral TFA	Non-amputees
Male/female (numbers)	23/1	11/0
Age (years)	47.6 ± 11.6	24.1 ± 2.4
Height (cm)	169.2 ± 6.6	175.7 ± 3.7
Weight (kg)	72.4 ± 9.0	70.7 ± 8.2
Amputated side (right/left)	11/13	-
Duration of IRP (days)	107.1 ± 36.4	-
Prosthesis type (hydraulic/pneumatic)	16/8	-

절단자 협응과 관련된 선행연구는 주로 대퇴절단자의 보행 시 체간과 골반의 협응이나 하지협응에 대한 연구가 있지만,^{11,12} 하지절단자 재활효과와 관련된 하지협응 변화를 분석한 연구 사례는 없다.

따라서 본 연구의 목적은 통합재활훈련 프로그램에 참여한 편측 대퇴절단자를 대상으로 훈련 적용 전·후 하지 협응의 변화를 분석하고자 한다.

2. 연구방법

2.1 연구대상자

본 연구는 2007년부터 2016년까지 근로복지공단 재활공학연구소에서 운영하는 절단자 통합재활훈련 프로그램에 참여한 산재 하지절단자 86명의 보행분석 데이터를 기반으로 분석하였다.

데이터 분석을 위한 대상자 선정기준은 산재 후 최초 의지 착용자, 편측 대퇴절단자, 최소 2주 간격으로 보행 추적 분석이 가능한 자, 통합재활훈련 프로그램에 3주 이상 지속적으로 참여한 자로 하였다. 위 선정기준을 적용하여 총 86명의 데이터베이스 중에 편측 대퇴절단자 24명을 선정하였으며, 연구대상자의 일반적 특성은 Table 1과 같다. 또한, 하지절단자의 보행특성을 파악하고자 정상성인 남성 11명의 보행 분석 데이터를 대조군으로 사용하였다. 본 연구는 근로복지공단 재활공학연구소 연구윤리심의위원회의 사전승인을 받아 진행되었다(RERI-IRB-20170131-1).

2.2 통합재활훈련 프로그램 내용

2006년부터 현재까지 근로복지공단 재활공학연구소와 인천병원이 공동 운영하는 통합재활훈련 프로그램은 최초 절단부터 의지 보행이 완성되기까지 각 단계별로 필요한 처치와 훈련을 제공하는 의료서비스로서, 각 분야의 재활 전문가(재활의학 전문의, 물리치료사, 사회복지사, 의지·보조기 제작기사, 보행분석 연구원)들이 참여하여 절단환자에게 최적의 의료 서비스를 제공하고 있다. 통합재활훈련 프로그램 내용은 의지를 장착하기 전과 의지를 장착한 후로 구분하여 진행한다. 의지 장착 전 훈련은 주로 단단부(Stump) 구축 예방과 환부 주변 근육의 강화훈련이 주를 이루며,



Fig. 1 Actual rehabilitation training in IRP



Fig. 2 Gait laboratory (left) and H. H marker set (right)

의지장착 후 훈련은 의지를 올바르게 착용하는 훈련부터 균형 유지 및 체중심 이동, 체중 신기 훈련 등 보행에 필요한 기본동작 습득과 일상생활동작 관련 응용훈련이 주를 이룬다.⁸

절단자 보행훈련이 진행되면서 보조도구(지팡이 등)를 이용한 독립보행이 가능한 시점부터 1주 간격으로 보행분석을 실시하며, 이 결과는 다시 훈련 프로토콜에 피드백하게 된다. 보행훈련 과정에서 이루어지는 주기적 보행 분석 평가는 보행 회복(Gait Recovery) 과정을 분석하는데 매우 유용하다.⁵

2.3 측정장비

측정 장비는 적외선 카메라(Eagle 4) 8대, 힘측정판(900 mm × 600 mm, AMTI) 4대, 12.5 mm 반사 마커(Reflective Marker), 데이터 처리장치(Data Acquisition System), 디지털 비디오 카메라 1대, 소프트웨어(Cortex)로 구성된 3차원 동작분석 시스템(Motion Analysis Co. Ltd., USA, 2006)을 이용하였다. 반사 마커의 해부학적 부착 위치는 Helen Hayes Marker Set에 따라 신체에 총 29개의 마커를 부착하였으며, 하지절단자가 반사마커를 부착하고 10 m 길이의 보행로를 걷게 되면, 적외선 카메라는 반사마커를 감지하여 3차원 공간상의 위치 정보를 측정하고, 보행로 중간 지면 아래 내장된 4대의 힘측정판은 지면반발력을 측정하여 실시간으로 데이터 처리 장치로 전송하게 된다. 측정된 반사마커 정보와 힘 측정판에서 출력된 8채널의 아날로그 신호는 전용소프트웨어(Cortex ver 6.2, Motion Analysis, USA)를 통해 120 Hz로 표본

추출(Sampling)되고, 버터워스 필터(Butterworth Filter)에 의해 6 Hz로 평활화(Smoothing) 처리 과정을 거치며, 보행분석용 소프트웨어(Orthotrak 6.5, Motion Analysis, USA)를 사용하여 시공간적 요인(보행속도, 보폭, 보장, 입각기, 유각기, 보장 비율, 입각기 비율)과 운동형상학적(관절각도) 요인을 도출한다. 하지절단자는 평상 시 자연스러운 보행 유도를 위해 실험실 지면환경에 충분히 적응한 후 보행분석을 실시하였으며, 보행속도는 자신이 선택한 보행속도(Self Selected Walking Speed)로 보행하였다. 또한 매번 보행할 때마다 변하는 보행특성을 감안하여 5회 이상 측정한 후 이들에 대한 평균값을 분석하였다.

2.4 측정변수

2.4.1 시공간적 요인(Spatio-Temporal Parameters)

시공간적 요인 중 보행속도를 비롯한 보폭(Step Width), 입각기(Stance Phase), 활보장(Stride Length), 분속수(Cadence)를 통해 보행의 일반적 향상성을 평가하였으며, 입각기 시간비율(Stance Time Ratio, %)과 보장비율(Step Length Ratio, %) 분석을 통해 보행의 대칭성을 평가하였다.

2.4.2 연속상대위상(Continuous Relative Phase)

협응 평가는 다양한 분석방법이 있지만, 인접한 두 관절 및 체절 사이의 위상차를 측정하는 방법인 연속상대위상(Continuous Relative Phase, CRP)이 가장 많이 사용되는 방법 중 하나이다.

본 연구에서는 하지 내 대퇴(Thigh)와 하퇴(Shank)간 협응력을 평가하기 위하여 두 관절 사이의 연속상대위상을 다음과 같이 계산하였다. 우선 각 관절의 각도와 이에 따른 각속도를 계산하였으며, 보행 전체 주기를 0-100%까지 정규화 하였다. 다음으로 각도는 식(1)과 각속도는 식(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 관절각도, θ_n 은 n%일 때의 관절각도, $\min(\theta)$ 은 전체 보행주기에서 최소 관절각도, $\max(\theta)$ 는 전체 보행주기에서 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 전체 보행주기에서 최대 관절각속도이다.

정규화된 관절각도와 각속도를 각각 X축과 Y축으로 하여 위상각을 산출하였으며, 위상각 계산 시 비연결성을 개선하기 위해 계산된 위상각에 대하여 언랩(Unwrap)을 수행하였다. 최종적으로 근위부 관절(고관절)의 위상각과 원위부 관절(슬관절)의 위상각 차를 통해 CRP를 계산하였다.

본 연구에서는 입각기와 유각기를 포함한 전체 보행주기에

Table 2 Difference in spatio-temporal parameters for TFA (N = 24)

	Initial	Discharge	Statistics
	mean ± sd	mean ± sd	t value
Step width (cm)	19.5 ± 3.1	18.2 ± 3.5	1.659
Walking velocity (cm/s)	56.3 ± 24.1	84.0 ± 24.1	-6.145***
Stride length (cm)	89.7 ± 23.7	113.4 ± 20.3	-7.440***
Cadence (steps/min)	72.3 ± 14.0	87.3 ± 13.3	-4.887***
SP ¹ _prosthetic (%GC)	62.1 ± 5.2	59.9 ± 4.0	2.660*
SP_intact (%GC)	71.7 ± 6.5	67.3 ± 5.3	4.726***
SP ratio (%)	87 ± 9	89 ± 7	-1.629
SL ² _prosthetic (cm)	48.0 ± 12.8	60.1 ± 9.8	-7.072***
SL_intact (cm)	41.6 ± 11.6	53.3 ± 11.1	-6.549***
SL ratio (%)	117 ± 18	114 ± 13	0.695

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$, ¹Stance Phase, ²Step Length

대한 CRP를 계산하였으며, CRP의 각도 비교는 RMS (Root Mean Square)값과 표준편차를 분석하였다.^{7,13}

2.5 분석방법

보행분석 데이터는 프로그램 참여 후 독립보행이 시작된 시점부터 프로그램 종료(퇴원) 시점까지 15일 간격으로 분석하였으며, 통합재활훈련 실시 전·후 시공간적 요인과 연속상대위상의 차이를 검증하였다. 통계적 분석은 SPSS(ver. 20.0)를 사용하여 통합재활훈련 실시 전·후 시공간적 요인과 연속상대위상의 차이를 비교하였으며, 편측 대퇴절단자군 내 훈련 전·후 차이는 대응표본 t 검정(Paired-t Test)을, 편측 대퇴절단자군과 정상군 간 차이는 독립표본 t 검정(Independent t Test)을 실시하였다. 또한 보행속도와 연속상대위상 간 변화 관계를 피어슨 상관분석(Pearson Correlation Analysis)을 통해 검증하였다. 모든 결과의 통계적 유의수준은 $p < 0.05$ 로 하였다.

3. 연구결과

3.1 통합재활훈련 후 시공간적 요인 변화

편측 대퇴절단자군 내 통합재활훈련 전후 시공간적 요인의 차이에 대한 분석 결과는 Table 2와 같다. 연구 결과, 보폭은 훈련 후 6.7% 감소하였으나 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았으며, 보행속도는 49.2% 유의하게 증가하였다($p < 0.001$). 또한 활보장과 분속수도 각각 26.4%, 20.7% 유의하게 증가하였으며($p < 0.001$). 입각기는 훈련 후 의지측과 건측 모두 감소하는 경향을 보였다($p < 0.05$, $p < 0.001$). 걸음길이는 의지측과 건측 모두 유의하게 증가하였지만($p < 0.001$), 걸음길이비율은 2.6% 감소하면서 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

통합재활훈련 후 편측 대퇴절단자군과 정상대조군 간 시공간적 요인의 차이에 대한 결과는 Table 3과 같다. 연구 결과, 훈련 후에

Table 3 Difference in STP between TFA and normal (N = 35)

	Initial	Discharge	Statistics
	mean ± sd	mean ± sd	t value
Step width (cm)	18.2 ± 3.5	11.3 ± 2.2	6.055***
Walking velocity (cm/s)	84.0 ± 24.1	137.4 ± 14.2	-6.770***
Stride length (cm)	113.4 ± 20	147.5 ± 9.2	-8.093***
Cadence (steps/min)	87.3 ± 13.3	111.5 ± 5.5	-4.374***
SP ¹ _prosthetic (%GC)	59.9 ± 4.0	53.5 ± 1.3	0.155
SP_intact (%GC)	67.3 ± 5.3	52.7 ± 1.4	0.374
SP ratio (%)	89 ± 7	101.4 ± 1.2	5.192***
SL ² _prosthetic (cm)	60.1 ± 9.8	73.9 ± 4.8	-1.500
SL_intact (cm)	53.3 ± 11.1	73.5 ± 4.8	-1.223
SL ratio (%)	114 ± 13	99.5 ± 2.8	5.410***

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$, ¹Stance Phase, ²Step Length

Table 4 Difference in CRP parameters for TFA (N = 24)

		Initial	Discharge	Statistics
		mean ± sd	mean ± sd	t value
CRP_RMS	Prosthetic	85.2 ± 9.7	87.4 ± 15.3	-0.767
	Intact	81.2 ± 9.3	86.8 ± 14.2	-2.317*
CRP_SD	Prosthetic	40.8 ± 8.8	38.9 ± 9.7	1.441
	Intact	36.8 ± 7.6	39.9 ± 17.0	-1.118

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$, Measurement unit: degrees

도 편측 대퇴절단자군은 정상대조군에 비해 보폭은 37.9% 유의하게 넓었으며($p < 0.001$), 보행속도는 정상군에 비해 63.6% 느렸으며($p < 0.001$), 활보장, 분속수 또한 정상대조군에 비해 각각 30.1%, 27.7% 유의하게 낮은 것으로 나타났다($p < 0.001$). 입각기와 걸음길이는 두 그룹 간에 유의한 차이가 없는 것으로 나타났으나 양하지의 대칭성을 분석한 입각기 비율과 걸음길이비율은 두 그룹 간에 각각 13%와 13.9%의 유의한 차이를 보였다($p < 0.001$). 편측 대퇴절단자군은 훈련 후에도 정상군보다 보폭이 1.6배 넓었으며, 보행속도는 정상군의 61.1% 수준이었으며, 입각기는 의지측과 건측이 각각 정상군의 112%, 127.7% 수준이었다.

3.2 통합재활훈련 후 연속상대위상 변화

편측 대퇴절단자군 내 통합재활훈련 전후 연속 상대 위상 차이에 대해 분석한 결과는 Table 4와 같다. 연구 결과, 환측과 건측의 CRP_RMS 모두 훈련 후 증가하였지만, 건측만이 통계적 유의성을 보였다($p < 0.05$), CRP_SD는 의지측은 감소하고 건측은 증가하는 경향을 보였지만 이는 모두 통계적으로 유의하지 않았다.

통합재활훈련 후 편측 대퇴절단자군과 정상군 간 CRP 차이를 비교한 결과(Table 5), 의지측과 건측 모두 정상 대조군과 통계적으로 유의한 차이를 보였으며($p < 0.001$), 대퇴절단자군의 의지측과 건측 모두 정상대조군과 비교해 In-Phase 형태를 나타내었다. 또한 통합재활훈련 후 보행의 안정성을 평가할 수 있는

Table 5 Difference in CRP between TFA and normal (N = 35)

		Initial	Discharge	Statistics
		mean ± sd	mean ± sd	t value
CRP_RMS	Prosthetic	87.4 ± 15.3	96.8 ± 7.0	-3.125***
	Intact	86.8 ± 14.2	100.7 ± 5.3	-3.970***
CRP_SD	Prosthetic	38.9 ± 9.7	41.9 ± 5.4	1.360
	Intact	39.9 ± 17.0	46.3 ± 4.9	0.750

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$, Measurement unit: degrees

Table 6 Gait recovery for walking velocity and CRP (N = 10)

	initial	15-30days	45-60days	75-90days
Velocity	52.4 ± 20.5	73 ± 20.5	69.4 ± 20.5	93.9 ± 13.6
CRP_RMS	82.8 ± 11.1	83.9 ± 11.5	85.9 ± 10.1	87.4 ± 3.4
CRP_SD	9.4 ± 9.9	7.2 ± 2.4	8.3 ± 6.0	4.4 ± 1.5

RMS_SD 즉 협응의 편차는 정상군과 절단자군 간 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

3.3 편측 대퇴절단자의 보행회복

절단자의 보행 회복(Gait Recovery)과정을 분석하기 위하여, 45일 이상 통합재활훈련에 참여하였고, 15일 간격으로 보행분석을 통한 추적조사가 가능한 편측 대퇴절단자 10명을 재선정하였다. 연구 결과, 보행 훈련 시작 후 30일이 경과한 시점에서 편측 대퇴절단자의 70%가 보행속도 46%의 증가율을 보였으며, 또한 이 시기에 종료시점 대비 93.4% 수준의 보행속도가 형성되는 것을 확인하였다. 보행속도는 30일 이후에도 145일 종료시점까지 꾸준히 증감을 반복하였으나, 그 증감율은 10% 미만인 것으로 나타났다. 보행의 협응은 의지측은 지속적으로 감소하고, 건측은 지속적으로 증가하는 패턴을 보이면서 좌우측의 협응이 유사한 수준으로 형성되는 시점은 90일 정도인 것으로 나타났다(Table 6).

3.4 보행속도와 연속상대위상 간 상관관계

보행속도와 의지측과 건측의 연속상대위상 간 상관분석을 실시한 결과, 보행속도와 환측 CRP-RMS 간($r = 0.317$, $p < 0.05$), 보행속도와 건측 CRP_RMS 간($r = 0.317$, $p < 0.05$) 모두 통계적으로 유의한 상관성을 보였다. 또한 보행속도와 환측 CRP-SD 간($r = 0.387$, $p < 0.01$), 보행속도와 건측 CRP_SD 간($r = 0.385$, $p < 0.01$)에도 유의한 상관성을 확인하였으며, 전반적으로 보행속도가 증가하면서 연속상대위상도 증가하는 경향을 확인하였다.

4. 논의 및 결론

본 연구는 통합재활훈련 프로그램에 참여한 편측 대퇴절단자의 시공간적 요인과 고관절 및 슬관절 간 하지협응의 변화를 분석함으로써 재활훈련 효과에 대한 정량화 및 프로그램 효과를

검증하고자 하였다.

4.1 시공간적 요인의 변화

본 연구에서 훈련 후 보행속도 변화는 훈련초기보다 49.2% 증가하였지만 정상군 대비 61% 수준인 것으로 나타났다. 보행속도는 보행의 능력을 평가할 수 있는 가장 최고의 지표로서,² 선행연구에서도 많이 사용되어왔다. 특히 본 연구에서 편측 대퇴절단자들은 훈련 후 30일 경과 시점에서 보행 속도의 가장 높은 증가율(46%)을 보였으며 이때 퇴원 시점 보행속도의 93.4% 수준까지 완성되는 것을 확인하였다. 15일 간격으로 측정된 보행속도의 변화는 퇴원시점까지 지속적으로 증가하는 것은 아니었으며, 30일 이후에는 10% 미만의 낮은 증감율을 보였다. 이는 Baker와 Hewison(1990)의 연구에서 처음 30일 이내에 가장 주요한 보행속도의 향상이 있었으며, 전체적으로 처음 15일 이내에 55%, 15-30일 이내에 추가 30%의 보행속도가 향상되었다는 결과와 유사하다.⁵

또한 보행속도의 증가와 함께 활보장과 분속수는 증가한 반면 입각기는 의지측과 건측 모두 감소하였다. 하지절단자들은 보행의 불안정성으로 인해 정상인보다 입각기 시간이 증가하는 경향을 보이지만,¹⁴ 보행 훈련을 통해 보행속도와 안정성이 증대되면서 입각기 시간이 정상치에 근접하는 것을 알 수 있었다. 또한 본 연구에서 편측 대퇴절단자 훈련 후 입각기와 보장의 유의한 향상이 있었지만, 양하지의 대칭성을 평가한 입각기 비율과 보장 비율은 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 또한 입각기 비율과 보장 비율은 각각 정상인의 87.8%, 114.6% 수준으로 여전히 대칭성에 있어서는 통계적으로 유의한 차이가 있음을 확인하였다. 편측 대퇴절단자는 의지보행 특성 상 의지측의 보장이 건측보다 길어지는 특성을 가지고 있어서 전체적인 보행이 향상되더라도 의지측의 보장이 길어지는 특성은 그대로 유지된 것으로 보인다.

보폭은 훈련 후에도 유의한 차이가 없었으며, 정상군 대비 161% 수준으로 여전히 넓은 보폭을 유지하였다. 보행 시 입각기 안정성은 주로 고관절 외전근이 담당하는데, 하지절단자는 절단으로 인해 약화된 고관절 외전근의 역할을 보상하기 위해 보폭을 넓혀 안정성을 확보한 것으로 보인다.^{8,14} 최근 Bae(2017)의 연구에서 전통적인 절단자 보행훈련법에서는 훈련 후 보폭이 증가하였지만, 고유수용성 신경근 촉진법(Proprioceptive Neuromuscular Facilitation)을 적용한 보행훈련 시 보폭이 감소하였으며, PNF 기법이 보폭감소를 위해 효과적이라고 하였다.¹⁵ 이러한 연구 결과를 토대로 향후 본 연구소의 통합재활훈련 프로그램에도 PNF 기법을 활용한 훈련법을 개발하면 좋을 것으로 사료된다.

4.2 보행 협응의 변화

편측 대퇴절단자는 보행 시 양측 하지의 비대칭적인 협응 특성을 보인다. 특히 입각기동안 고관절과 슬관절의 연속상대위상은 의지측보다 건측에서 높은 값을 나타낸다.¹² 본 연구에서 환측과 건측의 CRP_RMS 값은 훈련 후 모두 증가

하였으며, CRP_SD는 의지측은 감소하고 건측은 증가하는 경향을 보였다. 또한 훈련 후에도 여전히 정상군보다 In-Phase 형태를 보이면서 통계적으로도 유의한 차이가 있음을 확인하였다.

고관절과 슬관절 간 연속상대위상은 보행속도와 관련성이 높다.^{7,16} 연속상대위상은 낮은 보행속도에서는 In-Phase 형태를 나타내는 반면, 높은 보행속도에서는 Out-Phase의 형태를 보인다.¹⁷ 또한 Chiu 등(2012)의 연구에서 보행속도 차이가 커질수록 CRP-RMS 값의 차이도 증가한다고 보고하였다.⁷ 본 연구에서도 훈련 후 보행속도가 증가하면서 고관절과 슬관절 CRP-RMS값이 유의하게 증가한 것을 확인하였다. 훈련 초기에 In-Phase의 보행형태가 보행속도를 비롯한 여러 요인이 향상되면서 Out-Phase 형태로 변화한 결과는 앞서 언급한 선행연구 결과와 유사하며, 이는 결과적으로 훈련으로 인해 보행의 협응이 향상되었음을 의미한다. 이는 본 연구에서 보행속도와 연속상대위상 간 상관성 분석에서 유의한 양의 상관관계를 보임으로써 보행속도가 증가할수록 연속상대위상도 증가하는 경향을 확인하였다. 그러나 훈련 종료시점에서 편측 대퇴절단자군의 의지측과 건측의 CRP-RMS 값은 각각 정상군 대비 90.3%, 86.2% 수준이었으며, 건측과 의지측 모두 여전히 정상군보다 In-Phase 형태임을 알 수 있었다. 또한 퇴원 시점의 보행속도가 정상인 대비 61% 수준임을 감안할 때, 협응 수준은 보다 정상에 근접함을 알 수 있었다. 보행속도는 훈련 30일을 기점으로 퇴원시점 93.4% 수준의 보행속도가 완성된 반면, 보행의 협응은 양측 하지가 유사한 협응 수준을 보이는 시점이 90일 정도인 것으로 나타났다. 이는 보행속도가 일차적으로 향상되고, 보행의 협응은 훈련이 진행되면서 점차적으로 완성되며 보다 많은 훈련시간이 필요하다는 것을 의미한다.

본 연구를 통해서 통합재활훈련 프로그램 적용 후 보행의 시공간적 요인과 협응성 모두 유의하게 향상됨을 확인하였다. 또한 보행속도의 회복과 보행 협응에 대한 회복 시점은 차이가 있었으며, 보행속도가 증가하면서 연속상대위상 값도 증가하는 상관성을 확인하였다.

본 연구결과는 편측 대퇴절단자를 대상으로 재활훈련 효과에 대한 정량적 평가를 하였음에 의의가 있으며, 특히 재활과정에서 하지절단자의 보행적응과정을 정량적으로 규명한 것에 큰 의미가 있다. 본 연구는 향후 통합재활훈련 프로그램 세부 프로토콜 설계를 위한 기초자료로서 활용될 것이며, 본 연구에 사용한 분석방법을 토대로 다양한 하지절단자 관련 후속연구가 가능할 것으로 기대된다.

ACKNOWLEDGEMENT

이 논문은 산업자원부가 지원하는 산업기술혁신사업 중 하지 기능회복 및 보조를 위한 스마트 근골격 인공대체기기 기술개발에 의거한 기금을 받아 수행된 연구임(No. 10048732).

REFERENCES

1. Gailey, R. and Clark, C. R., "Physical Therapy Management of Adult Lower-Limb Amputees," in: Atlas of Limb Prosthetics, 2nd Ed., Bowker, J. H., Michael, J. W., and Louis, S., (Eds.), Mosby Yearbook, pp. 569-597, 1992.
2. Skinner, H. B. and Effeney, D. J., "Gait Analysis in Amputees," American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, Vol. 64, No. 2, pp. 82-89, 1985.
3. Sansam, K., Neumann, V., O'Connor, R., and Bhakta, B., "Predicting Walking Ability Following Lower Limb Amputation: A Systematic Review of the Literature," Journal of Rehabilitation Medicine, Vol. 41, No. 8, pp. 593-603, 2009.
4. Sagawa, Y., Turcot, K., Armand, S., Thevenon, A., Vuillerme, N., et al., "Biomechanics and Physiological Parameters during Gait in Lower-Limb Amputees: A Systematic Review," Gait & Posture, Vol. 33, No. 4, pp. 511-526, 2011.
5. Baker, P. and Hewison, S., "Gait Recovery Pattern of Unilateral Lower Limb Amputees during Rehabilitation," Prosthetics and Orthotics International, Vol. 14, No. 2, pp. 80-84, 1990.
6. Van Emmerik, R. E., Wagenaar, R. C., Winogrodzka, A., and Wolters, E. C., "Identification of Axial Rigidity during Locomotion in Parkinson Disease," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 80, No. 2, pp. 186-191, 1999.
7. Chiu, S.-L. and Chou, L.-S., "Effect of Walking Speed on Inter-Joint Coordination Differs between Young and Elderly Adults," Journal of Biomechanics, Vol. 45, No. 2, pp. 275-280, 2012.
8. Yiğiter, K., Şener, G., Erbahceci, F., Bayar, K., Ülger, Ö., et al., "A Comparison of Traditional Prosthetic Training Versus Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Resistive Gait Training with Trans-Femoral Amputees," Prosthetics and Orthotics International, Vol. 26, No. 3, pp. 213-217, 2002.
9. Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., and Neal, R. J., "Relative Phase Quantifies Interjoint Coordination," Journal of Biomechanics, Vol. 26, No. 1, pp. 91-94, 1993.
10. Li, L., Van Den Bogert, E. C., Caldwell, G. E., Van Emmerik, R. E., and Hamill, J., "Coordination Patterns of Walking and Running at Similar Speed and Stride Frequency," Human Movement Science, Vol. 18, No. 1, pp. 67-85, 1999.
11. Sjö Dahl, C., Jarnlo, G.-B., Söderberg, B., and Persson, B., "Kinematic and Kinetic Gait Analysis in the Sagittal Plane of Trans-Femoral Amputees Before and After Special Gait Re-Education," Prosthetics and Orthotics International, Vol. 26, No. 2, pp. 101-112, 2002.
12. Chang, Y. H., Jeong, B. R., Kang, S. J., Ryu, J. C., Mun, M. S., et al., "Evaluation of Intralimb Coordination in Transfemoral Amputee during Level Walking," Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology, Vol. 10, No. 2, pp. 147-153, 2016.
13. Kurz, M. J. and Stergiou, N., "Effect of Normalization and Phase Angle Calculations on Continuous Relative Phase," Journal of Biomechanics, Vol. 35, No. 3, pp. 369-374, 2002.
14. Jaegers, S. M., Arendzen, J. H., and De Jongh, H. J., "Prosthetic Gait of Unilateral Transfemoral Amputees: A Kinematic Study," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 76, No. 8, pp. 736-743, 1995.
15. Bae, A., "Effectiveness of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation in Comparison to Traditional Prosthetic Training on Unilateral Lower Limb Amputee Gait: A Meta-Analysis," Henry Madden Library, 2017.
16. Kwakkel, G. and Wagenaar, R. C., "Effect of Duration of Upper- and Lower-Extremity Rehabilitation Sessions and Walking Speed on Recovery of Interlimb Coordination in Hemiplegic Gait," Physical Therapy, Vol. 82, No. 5, pp. 432-448, 2002.
17. Van Emmerik, R. E. A. and Wagenaar, R., "Effects of Walking Velocity on Relative Phase Dynamics in the Trunk in Human Walking," Journal of Biomechanics, Vol. 29, No. 9, pp. 1175-1184, 1996.