



노인의 보행보조기구 사용 보행시 보행패턴의 변화연구

Biomechanical Analysis of the Elderly Gait with a Walking Assistive Device

윤석훈*(텍사스 주립 여자 대학교)
Yoon, Suk-Hoon*(Texas Woman's University)

ABSTRACT

S. H. YOON, *Biomechanical Analysis of the Elderly Gait with Walking Assistive Devices*. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 17, No. 2, pp. 1-9, 2007. Walking is not only an essential component of the human mobility, but also is a good exercise. Inability to walk freely can reduce an individual's quality of life and independence substantially. Being a relatively low impact activity, walking is particularly good for the elderly and research has shown that regular walking in the elderly reduces the chance of fall-related injuries and mental diseases as well. In spite of the documented benefits of regular walking, it is still difficult to walk without the aid of assistive devices for the frail elderly who have lower extremity problems. Assistive walking devices (AWD), such as crutches, canes, hiking-poles, T-Poles and walkers, are often prescribed to the elderly to make their walking be safe and efficient. Many researchers have demonstrated the effects of AWDs such as reducing lower extremity loading, improved dynamic/gait stability, yet, no study has been done for gait pattern when the elderly gait with AWDs. Therefore, the purpose of this study was to examine whether T-Poles, one of the AWDs, change the elderly gait pattern. Eight community-dwelling female elderly participated in this study. Laboratory kinematics during walking with T-Poles(PW) and with out T-Poles(NPW) was assessed. PW showed significant increase in step width, stride length, gait velocity and decrease in swing time. No significances were found in lower body joint angles but meaningful trend and pattern were found. Maybe the reason was due to the participants. Our participants were healthy enough so that the effect of T-Poles was minimum. PW also showed typical gait phases which are no single support phase during a gait cycle. It indicates that walking with T-Poles may guarantee safe and confident walking to the frail elderly.

KEYWORDS : T-POLES, GAIT, ELDERLY, LOWER BODY, ELDERLY FALLS

I. 서론

보행은 인간이 움직이는데 필수적인 수단일 뿐 아니라 가장 안전하며 간단하여 누구든지 즐길 수 있는 운동이다. 그러나 인간에게 있어서 자유로운 보행의 제한은 개인의 삶의 질을 저하시킬 뿐 아니라 결과적으로 개인의 독립적인 삶의 붕괴를 가져오기도 한다. 많은 연구들은 규칙적인 걷기운동이 심혈관이상, 압, 스트레스 등을 줄이는데 효과적일 뿐 아니라 폐활량, 하지 근력, 그리고 심리학적 기능을 증진시키는데 효과적이라고 밝히고 있다(Andrew, 2005; Manini, Druger & Pooutz-Synder, 2005; Massey, 2005; McDevitt, Wilbur, Korgan & Briller, 2005; Rogenberg, 2005; Upton, 2005). 또한 상대적으로 적은 충격량의 운동으로서 걷기운동은 노인들의 낙상방지에 효과적이라고 알려져 있다(Chad et al., 2005; Hopkins, 2004).

그러나 이러한 보행의 긍정적인 효과에도 불구하고 대퇴골절, 골관절염, 골다공증이나 하지 근골격계의 기능이 정상적이지 않은 노인들은 보행 보조 기구 없이는 정상적인 보행이 힘든 실정이다. 이런 노인들에게 목발(crutch), 지팡이(cane), 스키폴 형태의 폴, Telescope-style walking poles(T-poles), 워커(walker) 등의 보행 보조기구들의 사용은 보행 중에 하지관절의 부담을 줄여 통증과 부상을 감소시키며(Brunelle & Miller, 1998; Chen, C. H., Chen, H. C., Wong, Tang & Chen, R. S., 2001; Li, Armstrong & Cipriani, 2001; Schwameder, Roithner, Miller, Niessen & Raschner, 1999; Shim, 2002; Youdas, Korajarvim Padgett & Kaufman, 2005; Willson, Tory, Decker, Kernozek & Steadman, 2001), 걸을 때 안정성(gait stability)을 높여 주고(Blount, 1956; Murray, Seireg & Scholz, 1969; Kwon et al., 2006) 또한 보행 중에 낙상방지에 대한 자신감을 증가시켜 안전한 보행을 유지하는데 기여한다고 보고되고 있다(Aminzadeh & Edwards, 1998; Dean & Ross, 1993).

Schwameder et al.(1999) 과 Willson et al.(2001)은 스키폴 형태의 폴을 사용한 보행이 폴을 사용하지 않은 보행에 비해 수직 지면반력이 약 15% 감소하였으

며, 발목과 무릎의 토크도 각각 19%와 20%의 감소하였다고 발표하였다. 또한 Shim(2002)은 T-poles을 사용한 보행의 분석에서 T-poles이 보행시 지면반력의 모든 파라미터(Peak forces, average forces, impulses)를 감소(최대 13%)시켰다고 발표하였다. Kwon et al.(2006)은 보행 시 T-poles을 사용할 경우 최대 획득할 수 있는 기저면(Base of support)이 세배정도 증가하여 안정성을 높이는 효과를 유발한다고 보고 하였다. 또한 T-poles는 그 독특한 디자인 기능(Telescope Motion) 때문에 어깨 신전시 어깨 관절에 대한 폴의 모멘트 압이 상대적으로 다른 보행 보조기구보다 짧아 폴이 지면에 닿을 때 마다 반복적으로 일어나는 어깨관절에 가해지는 부담을 줄일수 있다고 보고 하였다(Shim, 2002).

하지만 지금까지 시도된 대다수의 보행보조기구를 이용한 보행 연구는 보조기구를 사용할 때의 효과에 대한 연구가 대부분이었기 때문에 상대적으로 보행 기구를 사용할 때 바뀔 수 있는 노인들의 보행 패턴에 대한 연구는 부족한 실정이다. 노년기에 이르면서 자연적으로 변화되는 보행형태는 최근 심각한 문제로 나타나고 있는 노인낙상의 원인이 되기도 한다.

그러므로 본 연구의 목적은 낙상 등의 상해에 가장 민감한 노인들의 보행패턴이 T-poles를 이용할 때 어떤 변화 양상을 보이는지를 살펴봄으로써, 노인을 대상으로 한 여러 후속 연구들의 기초 자료로서 그 역할을 하는 데 있다.

II. 연구방법

1. 연구 대상

본 연구의 연구 대상은 미국 D시에 거주하는 65세 이상의 여자 노인(70.4±6.1 yrs, 평균체중: 69.3±9.9 kg, 평균 신장: 159.0±5.3 cm)으로서 최근 1년 동안 낙상의 경험이 없었던 8명이 선정되었다. 모든 연구 대상자들은 연구 목적, 실험 내용 및 방법에 대한 설명을 들었으며, 실험 설명서에 서명하였다. 또한 개인 주치의로

부터 본 프로그램에 참가하는데 신체적으로 이상이 없음을 확인하는 확인서를 제출하였다.

2. Telescope-style walking poles(T-poles)

본 연구에 사용된 T-poles(FX 190, Dutchman Co., Norwalk, CT)는 한 쌍의 손잡이가 달린 알루미늄재질의 메인폴과 메인폴이 연결되는 플라스틱 재질의 한 쌍의 upper poles, 그리고 겨드랑이 아래쪽에 upper poles을 연결할 수 있는 장치가 달리 망사 조끼로 구성되어있다<그림 1>. 여러 가지 보행 보조 기구중 T-poles를 선택한 이유는 대부분의 기존 보행보조기구들이 공통적으로 지니고 있는 문제점인 폴이 지면에 접촉시 발생하는 어깨관절의 부담(load)를 줄일 수 있는 독특한 디자인으로 만들어 졌기 때문이다. 즉, 대부분의 보행 보조기구들은 지면을 접촉한 다음 어깨신전으로 추진력을 구해 전진해나가는데, 이때 어깨에 대한 보조기구들이 발생 시키는 토크는 견상갑 신경증(suprascapular neuropathy)를 유발시킨다고 보고되었다(Shabas & Scheiber, 1986). 그러나 새로운 디자인의 특성 때문에 T-poles은 지면에 접촉시 어깨에 대하여 발생하는 지면 반력에 의한 폴의 모멘트 암을 작게 하여 어깨의 부담을 줄여준다.

본 연구에 사용된 T-poles는 각 피험자의 신체조건에 맞추어 제작 되었다. 즉, 피험자 선정이 끝난 후 피험자의 신체 측정 후에 망사 조끼를 주문하였으며, 그 후 피험자가 조끼를 입은 상태에서 메인폴과 upper poles를 연결하여 알맞은 길이로 메인폴을 절단하였다.

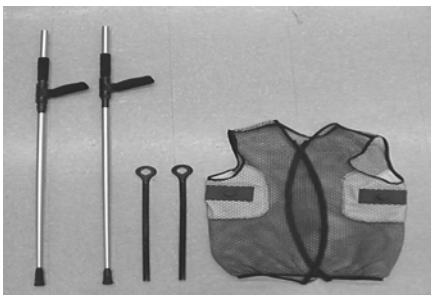


그림 1. Telescope-style Walking Poles

표 1. 실험도구 및 분석장비

품명	모델명	수량	제조국
비디오 카메라	Panasonic DVC15	8대	미국
시각코드 발생기	Horita SR-50	6대	일본
동조 시스템	Visol VSAD -usb101	1대	한국
동영상 녹화 및 분석	KWON3D XP4.1 Motion Analysis Suite	1	한국

3. 실험도구

보행의 운동학적 분석을 위해 본 연구에서 사용된 실험도구 및 분석 장비는 <표 1>와 같다.

4. 실험 절차 및 자료처리

적당한 준비운동후 각 피험자는 각기 다른 두 가지 조건의 보행을 수행하도록 요구되었다(T-poles 보행(PW), 일반보행(NPW)). 모든 보행은 피험자의 평상시 보행속도를 유지하도록 요구되었고, 보행속도에 대한 제한을 두지 않았다. 각 조건에서 세 번의 성공적인 트라이얼을 획득하였으며 이를 평균하여 자료처리에 이용하였다.

Kwon3D XP(version 4.0) Motion Analysis Suite(Visol, INC., Seoul, Korea)를 이용한 3차원 영상 분석이 8대의 카메라를 가지고 수행되었다(sampling frequency 60Hz). 카메라의 촬영속도는 30 frames/sec, 노출 시간은 1/500 sec로 조절하였다. 일곱 개의 분절을 가진 강체 모델(rigid-link human body model)이 본 연구에 사용되었다. 31개의 반사 마커(5mm 직경)가 관절 중심과 인체 분절(좌우 발, 하퇴, 대퇴, 몸통)을 정의하기 위하여 각 피험자의 anatomical landmark에 붙여졌다. 본 실험 전에 피험자의 static trial이 획득되었으며, 이것은 본 실험에서 얻어진 자료의 분석시 기초자료로서 사용되었다.

실험에서 얻어진 비디오 클립(video clip)은 후에 데이터 분석이나 마커 트래킹을 위해 주 컴퓨터에 직접 저장되었다.

정량적 분석(quantitative analysis)을 위하여 모든 카메라는 DLT(direct linear transform)방법을 통하여 캘리브레이션 되었다.

모든 계산된 변인들은 2계수 Butterworth 저역 통과 필터를 사용하여(차단 주파수: 6Hz) 필터링 되었으며, 이를 전, 후 2번 반복해 phase lag을 제거함과 동시에 필터의 성능을 4계수 수준으로 향상시켰다.

본 연구에서 산출된 분석 자료중 관절각은 전역좌표계(global reference frame)에 대한 각분절의 지역좌표계(local reference frame)에 의해 산출된 orientational angles로부터 계산되었다.

본 연구의 분석구간은 오른발이 지면에 착지하는 순간부터(RHT1) 그 발이 두 번째 착지할때(RHT2)까지의 한 보행주기로 설정하였다.

폴의 사용유무에 따른 보행패턴의 차이를 알아보기 위하여 paired t-test가 사용되었으며, 유의수준은 0.05로 선정하였다.

III. 결과 및 논의

1. 보폭, 보간, 보행속도 변인들

본 연구에서 보폭은 보행시 양발이 지면에 지지되어 있는 상태에서 양발의 뒤꿈치 사이의 전후거리를 의미하며, 보간은 두 발 선사이의 좌우 거리를 의미한다. 활보장은 오른발이 지면에 닿은 후에 이동하여 다시 지면에 닿은 곳까지의 직선거리를 의미한다. <표 2>에서 나타난 바와 같이 PW는 NPW과 비교하여 다른 패턴을 보였다. PW에서 보인 증가된 보폭과 보간(17%)은 보행 중에 노인들의 기저면을 넓게 함으로서 보행의 안정성을 높여주어 노인들의 보행중의 낙상의 위험을 감소시키는데 기여할 것으로 사료된다. 본 연구에서는 또한 NPW과 PW의 활보장 및 보행속도요인 간에 통계적으로 유의한 차이가 있음을 발견하였다. 이러한 결과는 Willison et al.(2001)의 연구 결과와 일치하며, 또한 그들이 보고한 "폴사용 보행이 하지의 부담을 줄임과 동시에 빠른 속도를 유발시켜 좀 더 안전한 보행

표 2. T-poles 사용에 따른 보폭, 보간 및 보행속도 변인들 (평균 ± 표준편차)

변인	NPW	PW
보폭(cm)	64.92±5.72	65.11±7.44
보간(cm)	8.66±1.40*	10.22±2.08
활보장(m)	1.39±0.12*	1.43±0.14
보행속도(m/s)	1.31±0.18*	1.37±0.23
지지시간(s)	0.62±0.08	0.65±0.11
제공시간(s)	0.44±0.03*	0.41±0.03

*는 폴사용에 따른 통계적으로 유의한 차이가 있음을 나타냄 (p<0.5)

을 보장한다."는 부분과 부합되는 결과라 할 수 있다. 또한 본 연구의 결과는 Ostrosky, VanSwearingen, Burdett 와 Gee(1994)가 보고한 "연령이 증가할수록 줄어든 활보장과 느려진 보행속도를 보인다"는 결과와 상반된 것으로, 노령화의 표징들이 줄어든 활보장과 보행속도가 T-poles을 이용함으로써 증가 되었다는 것은 (활보장: 3.1%; 보행속도: 4.6%), T-poles가 노인의 보행에 강한 안정감을 준 것으로 사료된다. 특히 보행속도의 증가는 짧은 제공시간에 의한 것으로 보이며, 이는 노인들이 T-poles를 사용 시, 안정적으로 넓어진 기저면을 바탕으로 발의 스윙을 빠르게 하고 있음으로 사료된다.

2. 몸의 굽힘, 좌우 흔들림(Lateral Sway), 좌우 흔들림 속도(Lateral Sway Velocity)

본 연구에서 몸의 굽힘은 오른발이 지면에 닿을 때에 몸통의 중심과 오른발의 Center of Pressure(COP)의 수평거리로 정의 하였으며, 몸의 굽힘값이 작아질수록 피험자의 상체가 굽어있음을 나타낸다. 또한 좌우 흔들림은 지지기 동안에 COP의 좌우 방향의 변위를 나타내며, 이 국면 동안의 평균 COP속도를 좌우 흔들림 속도로 정의 하였다. 몸의 굽힘은 PW과 NPW사이에 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다(NPW: 26.45±2.81cm; PW: 25.79±3.12cm). 이는 본 연구에 참여한 연구 대상자에게서 이유를 찾을 수 있다고 사료되는데, 본 연구에 참여한 연구 대상자들은 자신들의

연령에 비하여 매우 건강한 신체조건을 유지하고 있어 T-poles이 이들에 보행 중에 몸의 굽힘값에 크게 영향을 미치지 못하고 있는 것으로 보여진다. 보행중 지지기에 좌우 흔들림에 있어서는 PW이 NPW에 비하여 7.98%의 적은 변위를 보였으며(NPW:3.06mm : PW:2.82mm), 이 구간 중의 흔들림 평균속도 역시 PW이 14.83% 적은 패턴을 보였다(NPW:76.60mm/sec : PW:63.54mm/sec).

3. 관절의 각도

피험자들의 한 보행주기(one gait cycle) 동안의 하지 관절각도 변화가 <그림 2>, <그림 3>, <그림 4>에 나타나 있다. 각 관절각은 하지 분절에 설정된 지역좌표계(Local Reference Frame)의 XYZ 회전으로부터 생성된 Orientational Angles로 정의 되었다. 각 관절 그림에서 맨 위쪽의 그림은 시상면(Sagittal plane)에 대한 관절의 변화를 나타내며, 중간 그림은 관상면(Frontal Plane)에 대하여 마지막 그림은 수평면(Transverse Plane)에 대한 관절의 변화를 나타낸다. 본 연구에서 보행주기는 오른발 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간부터(RHT1) 그발이 다시 지면에 닿는 순간(RHT2)까지로 정의 되었다. 즉 모든 그림의 수평좌표에서 0은 RHT1을 나타내며 100은 RHT2를 나타낸다. 오른발이 이지되는 순간은 RTO로 표시되었으며 NPW과 PW 모두 전체보행주기의 62%정도의 순간에서 나타났다(NPW:61.28%, PW:61.31%).

1) 발목 관절각도 변화

본 연구에서 PW과 NPW사이의 발목 관절각은 통계적인 차이를 보이지 않았다<표 3>. PW과 NPW 모두 오른발이 이지 후에 최대 저축굴곡(Plantar flexion) 값을 보였는데(NPW: 86.66±5.18 ; PW: 89.07±4.44 degrees, 그림2) 이것은 은선덕 과 이기광(2004)이 보고한 "발의 앞꿈치가 이지하기 직전에 최대의 발목 신전 경향을 보였다" 것과 상이한 것으로 이는 그들의 연구가 트레드밀 환경에서 이루어진 것을 고려할 때 보행 조건에 따른 차이로 사료된다. 또한 NPW이 PW에 비하여 더 큰 저축굴곡을 보였는데, 이는 PW은 하지와

표 3 T-poles 사용에 따른 하지 관절각 (평균 ± 표준편차)

변인	NPW		PW	
	RHT1	최대	RHT1	최대
발 목	98.16±4.40	86.66±5.18	99.29±2.37	89.07±4.44
저축굴곡				
무 류	4.79±4.68	62.07±5.39	6.72±6.59	60.92±3.30
굴곡				
영 덩	26.02±5.04	28.79±4.49	26.78 ±5.56	30.16±4.42
이 굴곡				

단위 : 도

더불어 폴에 의해서도 추진력을 얻기 때문에 NPW에 비하여 작은 저축굴곡에 의한 추진력을 가지고도 더 큰 몸의 추진력을 생성할 수 있다고 보여진다. 또한 NPW은 PW에 비하여 전체 보행주기에서 상대적으로 큰 외전(Abduction)을 보였다. 이는 T-Poles가 보행중 보행자의 안정성을 높여 진행방향에서의 이탈을 막아 주고 있다고 사료된다. 특히 오른발의 이지 후에 PW은 발목을 지속적으로 중립 방향으로 회전시키려는 경향을 보이는 반면 NPW은 최대 외전후(NPW: -19degrees ; PW: 9 degrees) 중립방향으로 회전하는 경향을 보였다(그림2 중간그림).

2) 무릎 관절각도 변화

본 연구에서 보행주기 동안 PW과 NPW은 거의 유사한 형태의 무릎관절각의 변화를 보였다(그림3). PW 최대 무릎굴곡은 60.92±3.30° 로 보행주기의 약 72%지점에서 나타났다. 오른발 이지 후에 PW과 NPW 사이에 무릎외전의 차이를 보였는데, 그 차이가 크지는 않았다(약 3 degrees). 이는 아마도 보행자의 보행 특성 때문으로 사료되는데 이는 추후 연구에서 고려해볼 만한 과제라 하겠다.

3) 고관절각도 변화

본 연구에서 PW과 NPW사이의 고관절 각도의 변화에는 통계적으로 유의한 차이가 발견되지 않았으나, 시상면에 대한 관절의 변화는 거의 유사한 패턴을 보인 반면, 관상면과 수평면에 대해서는 PW이 NPW에 비하여 큰 외전및, lateral rotation을 보였다. 이는 T-Poles의 특성 때문이라고 보이는데, T-Poles를 올바르게 사용하

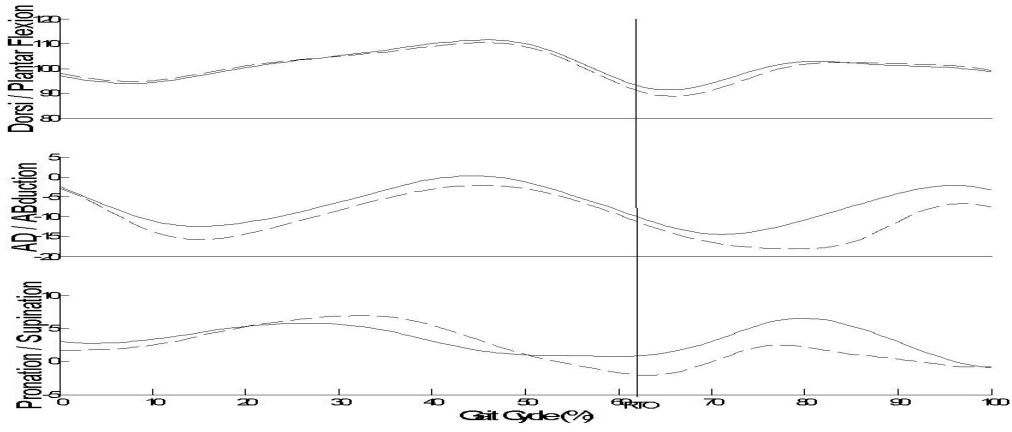


그림 2. 발목 관절각도(단위: 도)

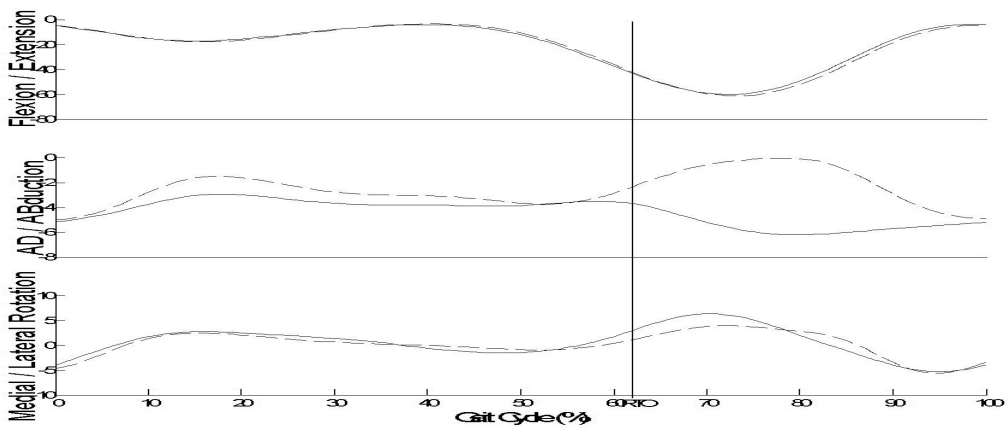


그림 3 무릎 관절각도(단위: 도)
 -----: PW - - - - : NPW

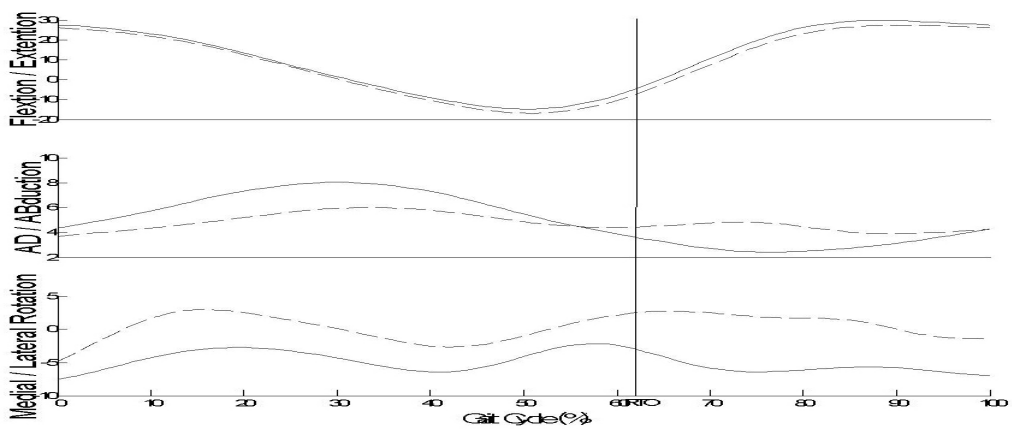


그림 4 고관절각도(단위: 도)
 -----: PW - - - - : NPW

기 위해서는 폴을 디딜 때마다 고관절 회전시켜 리듬을 주어야 한다. 본 연구에서는 패턴의 차이만 보였을 뿐 통계적으로는 차이를 보이지 않았는데 피험자들이 T-Poles의 사용법을 올바르게 교육받은 후 충분히 익숙하여지면 통계적으로도 차이가 있으리라고 사료된다.

4. T-poles 보행국면

T-poles를 이용한 보행에 있어서 나타날 수 있는 국면은 그것을 이용하지 않았을 때와 매우 다르다. 가장 큰 차이는 한발(한면)지지 국면이 없다는 것이다. 이는 노인들의 안전한 보행을 수행함에 있어 매우 중요한 요소라고 볼 수 있다. 노령화에 따른 하지근력의 약화는 보행중 한발지지 국면에서 낙상의 측면에서 매우 취약한 형태를 보이며 T-poles를 사용한 보행이 이런 취약점을 해결함으로써 노인들에게 보행에 있어 자신감을 주고 안전한 보행을 이끌어 낼 수 있다고 사료된다.

본 연구에서 밝혀진 한 보행주기(RHT1 - RHT2)에서 T-Poles를 이용한 보행중에 나타난 국면들과 순서들은 <그림 5>에 잘 나타나있다. 즉, 처음 오른쪽발이 지면에 접촉되는 순간(RHT1) 왼발도 지면에 지지하고 있어 두발 지지국면을 형성하고, 다음으로 왼쪽 폴이 지면에 접촉하는 순간(LPT)부터 왼발이 이지되는 순간(LTO1)

까지는 삼면 지지국면(오른발, 왼발, 왼폴)을 형성한다. 왼발이 이지되는 순간부터 왼발이 지면에 접촉하는 순간까지는 다시 두면 지지국면(오른발, 왼폴)을 형성하며, 짧은 삼면 지지 국면(오른발, 왼발, 왼폴)을 지나 다시 두면지지국면(왼발, 오른발)을 형성한다. 오른 폴이 지면에 접촉하는 순간(RPT)부터 오른발이 이지되는 순간까지는 다시 삼면 지지 국면(오른발, 왼발, 오른폴)을 형성하며 그 이후부터 보행주기가 끝나는 RHT2까지는 두면 지지국면(왼발, 오른폴)을 유지한다. 이상과 같이 일반 노인 보행에서 볼 수 있는 한면 지지기(약 34%-36%, 박성순 과 송주호, 2001)를 T-Poles를 사용한 보행에서는 제거하므로써 노인들에게 보다 안전한 보행을 약속할 수 있다고 사료된다.

IV. 결론 및 요약

본 연구의 목적은 T-poles를 사용하므로써 바뀔 수 있는 노인들의 보행패턴을 알아보고, 이를 바탕으로 T-poles를 사용한 노인을 대상으로 하는 후속연구들의 기초자료를 제공하는데 있었다.

이러한 연구 목적을 달성하기 위하여 65세 이상 여성 8명을 대상으로 T-Poles를 사용한 보행(PW)과 사용

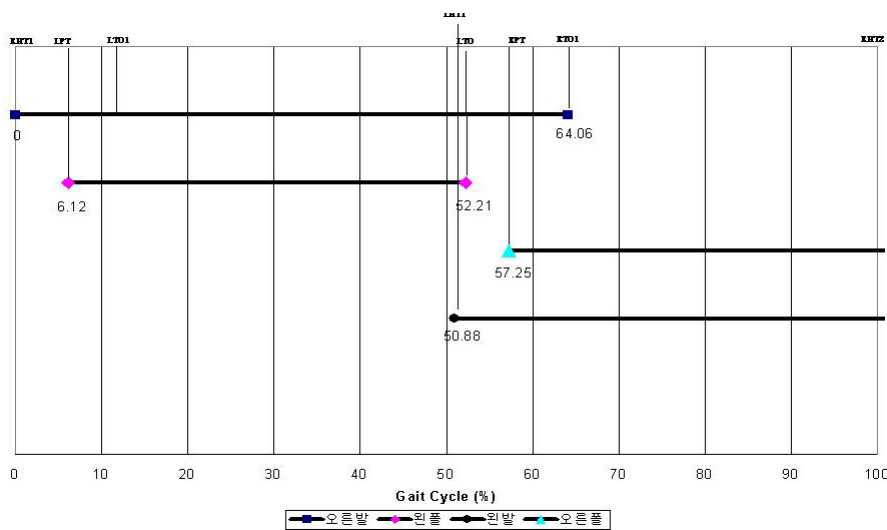


그림 5 T-Poles 보행의 보행국면

하지 않은 보행(NPW)을 수행시켰다. 이러한 동작에 대한 3차원 영상분석을 통하여 보행형태를 산출하였다. 또한 산출된 변인들의 통계적 유의성을 검증하기 위하여 paired t-test를 실시하였고 이러한 연구 결과를 토대로 다음과 같은 결론을 도출하였다.

첫째, 피험자들은 T-poles를 사용함에 따라 통계적으로 증가된 보간과 활보장, 보행속도 그리고 줄어든 체공시간을 나타내었으며, 통계적으로는 유의하지 않지만, 증가된 형태의 보폭과 지지시간을 보여주었다.

둘째, T-poles 사용유무에 따른 하지관절각도의 변화는 보이지 않았지만, PW이 좀더 보행자의 보행안정성을 높이며 진행방향으로 부터의 이탈을 막으려는 노력이 보였다. 본 실험 전에 PW에서의 하지관절의 변화를 강하게 예측했지만, 예측한 결과를 얻어낼 수 없었다. 가장 큰 이유는 본 연구에 참여한 참여자들의 건강수준이 매우 양호함에서 찾을 수 있겠다. 보행 보조기구들은 신체적 건강수준이 낮은 노인에게 그 효과가 제대로 나타나는데, 건강 수준이 매우 양호한 노인들에게 있어서는 그렇지 않은 노인에 비해 큰 효과를 보기가 어렵다고 보여진다. 그러므로 후속연구로는 건강수준이 낮은 노인을 대상으로 T-poles가 어떻게 그들의 보행형태를 바꾸어 주는지를 연구하는 것이 필요하다고 사료되어진다.

셋째, 일반 보행과 다르게 T-poles를 사용한 보행은 보행 주기 중에 독특한 보행국면을 형성하였다. 전체 보행 주기 중에 한 면 지지기가 없이 두면 내지는 세면 지지기를 유지해, 일반 보행에 비해 넓은 기저면의 확보에 의한 안전한 보행을 예상하게 하였다.

참 고 문 헌

- 박성순, 송주호(2001). 트레이닝 전후 남녀 노인의 보행 분석. *한국운동역학회지*, 11(2), 59-75.
- 은선덕, 이기광(2004). 노인의 트레드밀 보행시 속도에 따른 보행 패턴의 변화 연구. *한국체육학회지*, 43(5), 397-404.
- Aminzadeh, F., & Edwards, N.(1998). Exploring seniors' views on the use of assistive devices in fall prevention. *Public Health Nursing*, 15, 297-304.
- Andrews, J.D.(2005). A walk a day keeps cancer away. *Prevention*, 57-36.
- Blount, W.P.(1956). Don't Throw Away the Cane. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 38, 695-711.
- Brunelle, E., & Miller, M.(1998). The effects of walking poles on ground reaction forces. *Research Quarterly Exercise and Sport*, 69, A30.
- Chad, K.E., Reeder, B.A., Harrison, E.L., Ashworth, N.L., Sheppard, S.M., Schultz, S.L., Bruner, B.G., Fisher, K.L., & Lawson, J.A.(2005). Profile of physical activity levels in community-dwelling older adults. *Medicine and science in sports and exercise*, 37, 1774-1784.
- Chen, C.L., Chen, H.C., Wong, M.K., Tang, F.T., & Chen, R.S.(2001). Temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 82, 43-48.
- Dean, E., & Ross, J.(1993). Relationships among Cane Fitting, Function, and Falls. *Physical Therapy*, 73, 494-504.
- Hopkins, T.J.(2004). Walking protects elderly people from dementia, studies show. *British Medical Journal*, 329, 761.
- Kwon, Y., Silver, T., Ryu, J., Yoon, S., Newton, R., & Shim, J.(2006). *Effect of walking poles on dynamic gait stability*. 30th American Society of Biomechanics Annual Meeting, 274.
- Li, S., Armstrong, C.W., & Cipriani, D.(2001). Three-point gait crutch walking: variability in ground reaction force during weight bearing. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 82, 86-92.
- Manini, T.M., Druger, M. & Ploutz-Snyder, L.(2005). Misconceptions about strength exercise among older adults. *Journal of Aging & Physical Activity*, 13, 422.

- Massey, B.F.(2005). Walking for exercise. *Magazine of Physical Therapy*, 13, 10.
- McDevitt, J., Wilbur, J. Kogan, J., & Briller, J.(2005). A walking program for outpatients in psychiatric rehabilitation: Pilot Study. *Biological Research for Nursing*, 7, 87-97.
- Murray, M.P., Seireg, A.H., & Scholz, R.C.(1969) A Survey of Time Magnitude and Orientation of Forces Applied to Walking Sticks by Disabled Men. *American Journal of Physical Medicine*, 48, 1-7.
- Ostrosky, K.M., VanSwearingen, J.M., Burdett, R.G., & Gee, Z.(1994). A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Physical Therapy*, 74, 637.
- Rosenberg, I.H.(2005). Walking: take the right steps to better health. *Tufts University Health & Nutrition Letter*, 23, 4-5.
- Schwameder, H., Roithner, R., Miller, E., Niessen, W., & Raschner, C.(1999). Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. *Journal of sports sciences*, 17, 969-978.
- Shabas, D. & Scheiber, M.(1986). Suprascapular neuropathy related to the use of crutches. *American Journal Of Physical Medicine*, 65, 298-300.
- Shim, J.(2002). *Kinetic analysis of pole-walking in elderly subjects : variability in ground reaction force during weight bearing*. Unpublished Master's Thesis, Ball State University.
- Upton, J.(2005) Walk yourself well: EN's Step-By-Step Guide To Good Health. *Environmental Nutrition*, 28, 1-6.
- Willson, J., Torry, M.R., Decker, M.J., Kernozek, T., & Steadman, J.R.(2001). Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine and science in sports and exercise*, 33, 142-147.
- Youdas, J.W., Kotajarvi, B.J., Padgett, D.J., & Kaufman, K.R.(2005). Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 86, 394-398.

투 고 일 : 4월 17일

심 사 일 : 5월 14일

심사완료일 : 5월 31일