

노인의 워커 사용에 따른 보행 시 하지 관절 3차원 동작 분석에 관한 연구

김선철¹ · 이상열^{2*}

¹계명대학교 의용공학과, ^{2*}경성대학교 물리치료학과

The Study of 3D Motion Analysis on Lower Limb during Walking with Walker on Older People

Kim Seonchil, Ph.D¹ · Lee Sangyeol, PT, Ph.D^{2*}

¹*Dept. of Biomedical Engineering, School of Medicine, Keimyung University*

^{2*}*Dept. of Physical Therapy, Kyungsoong University*

Abstract

Purpose : The purpose of this study was to find out the difference motion of hip, knee and ankle joint during walking according to using walker on older people.

Method : Korean older people of 34 subjects was participated in this study. Participants was measured joint motion on hip, knee and ankle joint during both conditions (walking with walker and without walker). The measured data were analyzed using independent t-test to investigate the difference of joint motion on the both condition. The statistical analyses were performed using Predictive Analytics Soft Ware (PASW) for windows(Ver. 19) and p-value less than .05 were considered significant for all cases.

Result : The study showed that more joint motion on hip flexion and ankle pronation is increased by using walker. And hip extension, knee external rotation and ankle plantar flexion is decreased by using walker.

Conclusion : This study suggest that using walker on older people was change the motion of the lower limb joint during walking. Therefore, It is necessary to develop a new walker that can reduce dependency and ensure stability on older people during walking.

Key words: older people, 3D motion analysis, walker

*교신저자 : 이상열 sjslh486@hanmail.net

논문접수일 : 2017년 1월 25일 | 수정일 : 2017년 2월 10일 | 게재승인일 : 2017년 2월 13일

※ 본 연구는 산업통상자원부와 한국산업기술진흥원의 “산업기술거점기관지원사업”(과제번호 R0004840)으로 수행된 연구결과입니다.

I. 서론

노화는 근육 내 세포의 손실과 위축을 통하여 근수축력을 소실시키고, 근육의 유연성을 감소시킴으로써 근육의 경련과 부상을 발생시킨다(Rubenstein, 2006). 또한 신경전달 물질의 감소와 고수용성 감각 및 사정력을 감소시키고, 관절의 구축, 인지력 감소 등으로 인하여 순간적인 환경 변화에 대처하는 능력을 감소시킨다(Prince 등, 1997; McGibbon 등, 2001). 이러한 이유로 노인은 균형능력을 감소시키며 보행 능력에 문제점을 발생시킨다(Cromwell & Newton, 2004). 노인의 정적·동적 균형능력의 감소는 곧 낙상으로 이어지며 2차적인 질병의 원인이 된다(Rubenstein, 2006). 노인의 낙상은 사회적으로 많은 문제점을 일으키고 있다. 2008년 세계보건기구의 연구 결과에 따르면 낙상은 노인 상해 요인 중 가장 빈도가 높으며, 사고사의 원인 중 두 번째로 빈도가 높은 것으로 보고되었다.

노인의 낙상 경험은 2차적 질병과 관계없이 기본적인 보행 패턴의 변화를 가져오며 보행 패턴의 변화는 또 다른 낙상의 원인이 된다(전경규, 2008). 노인 낙상을 예방하고 보행의 안정성을 높이기 위해 많은 노인들은 워커(walker), 실버카(rollator), 지팡이 등의 보행 보조 장비를 사용한다. 그 중 워커는 노인들의 신체 활동을 유지하고 보조하기 위해 가장 일반적으로 사용되고 있다(Corrmann 등, 2005). 워커는 노인의 안정적인 보행을 도움으로써 노인들의 기본적인 생활을 영위할 수 있도록 돕고 있으며, 이를 통하여 지구력 향상, 심혈관계 질환 예방 및 인지 능력 및 우울감 감소 등의 효과를 가진다(이삼철, 2016; Wilkins, 2006; Weuve, & Grodstein 2004). 또한 보행 보조 도구는 하지의 체중 지지를 감소시켜 통증을 줄이며, 균형 능력이 떨어지는 노인들에게 심리적, 육체적 안정성 및 자신감을 제공한다(Kraskowsky & Finlayson, 2001; Bateni & Maki, 2005). 하지만 장기적인 워커의 사용은 과도한 의존을 초래하고 자세의 부정렬을 만든다(Liu 2009). 이와 같이 워커는 노인의 보행에 있어 장점과 단점을 모두 가지는 것으로 보고되고 있다.

워커의 사용으로 인하여 실제 사용 노인들의 보행 변화에 대한 연구는 보행의 안정성과 보행 변수에 대한 연구에 국한되어 있으며(Bachs Schmidt 등, 2001) 하지 관절의 관

절별 변화에 대한 3차원적 동작 분석에 대한 연구는 미흡하다. 따라서 본 연구는 자발적 보행이 가능한 노인을 대상으로 워커의 사용에 따른 영향을 알아보기 위해 3차원 동작분석기를 사용하여 고관절, 슬관절 그리고 족관절의 움직임을 분석하여 워커의 개발과 연구에 대한 기초자료를 제공하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구에 참여한 대상자는 D시의 E 노인복지관에서 문화 활동에 참여하는 65~75세 이하의 건강한 노인 중 본 실험에 대하여 충분한 설명을 듣고 자발적인 참여의사가 있는 34명 (남자 19명, 여자 15명)의 노인을 대상으로 실시하였다. 모든 대상자는 보행이나 균형에 영향을 줄 수 있는 정형 외과적, 신경 외과적 문제가 없었으며 대상자의 일반적인 특성은 표 1과 같다.

표 1. 대상자의 일반적 특성 (N=34)

| Item | Mean±SD |
|-------------|-------------|
| Age (yrs) | 72.50±2.38 |
| Weight (kg) | 62.00±10.67 |
| Height (cm) | 161.03±0.81 |

2. 실험 장비

1) 측정 장비

대상자들의 워커 사용에 따른 하지관절의 보행분석을 위하여 적외선카메라 6대(Hawk Disital RealTime System, Motion Analysis Inc, USA)와 Data station, Control PC, 반사 마커로 이루어진 삼차원동작분석시스템(Motion Analysis system, Motion Analysis, USA)을 이용하였다. NTL (nonlinear transformation) 방법을 이용하여 캘리브레이션을 수행하였으며, 축의 정의는 좌우 방향을 X 축, 전후 방향을 Y축, 상하 방향을 Z 축으로 정의하였다. 샘플링 빈도

(sampling rate)는 1000 Hz로 설정하였으며, 초당 60 프레임 (frame index time : 1/60 sec)의 속도로 데이터를 수집하였다. 대상자들의 보행 시 하지관절 관절가동범위 분석하기 위하여 Helen-Hayes Marker Set 중 하지 부위에만 부착하

였으며, 워커에 사용에 따른 원활한 데이터 수집을 위하여 골반(pelvis)에 두개의 마커를 추가 부착하였으며, 마커셋 부착 부위는 표 2와 같다.

표 2. 마커셋 부착 위치

| Description | Marker name | Placement |
|---------------------|-----------------|---|
| Left ASIS | L. ASIS | Anterior superior iliac spine |
| Right ASIS | R. ASIS | |
| Sacrum | V. Sacrum | Superior aspect the L-5-sacral interface |
| Left Thigh Wand | L. Thigh | One lower thigh below the midpoint |
| Right Thigh Wand | R. Thigh | |
| Left lateral knee | L. knee | Along the flexion/extension axis of rotation at lateral femoral condyle |
| Right lateral knee | R. knee | |
| Left shank wand | L. shank | On lower shank below the midpoint |
| Right shank wand | R. shank | |
| Left lateral ankle | L. ankle | Along the flexion/extension axis of rotation at lateral malleolus |
| Right lateral ankle | R. lateral | |
| Left heel | L. heel | Posterior calcaneus at same height from floor as toe marker |
| Right heel | R. heel | |
| Left toe | L. toe | Center of the foot between the 2nd and 3rd metatarsals |
| Right toe | R. toe | |
| Left medial knee | L. medial knee | Along the flexion/extension axis of rotation at medial femoral condyle |
| Right medial knee | R. medial knee | |
| Left medial ankle | L. medial ankle | Along the flexion/extension axis of rotation at medial malleolus |
| Right medial ankle | R. medial ankle | |
| Left PSIS | L. PSIS | Posterior superior iliac spine |
| Right PSIS | R. PSIS | |

2) 보행 보조차

본 연구에 사용된 워커는 고령자용 표준 워커를 사용하였다. 워커의 재질은 알루미늄, 무게는 8.2 kg 이었으며, 가로 55 cm, 세로 66.5 cm, 높이 76.5 ~ 95 cm로 대상자의 신장에 맞게 조절 가능한 것이었으며, 손잡이의 형태는 수평형태였다. 또한 알루미늄 재질의 워커에서 반사되는 빛으로 인하여 발생 할 수 있는 측정 장비의 오류를 제거하기 위하여 반사가 되지 않는 테이프를 이용하여 모든 표면의 노출을 막았다.

3. 측정 방법

본 실험에 들어가기 전 대상자가 실험 환경과 보행 보조차 사용에 따라 보행 패턴이 자연스러운 형태로 나타나기까지 충분한 사전 적응시간을 가졌다. 워커의 손잡이 높이는 넙다리뼈 큰돌기 위치 2.5 cm로 설정하였다(이영록 등 2006). 보행 시 관절 각도의 측정은 연구자의 출발 신호를 시작으로 정면을 응시하고 자연스러운 보행 패턴으로 걸어갈 때 측정되었다. 3 주기의 보행 중 나타나는 최

대 관절의 범위를 측정하였다. 보행 보조차와 일반 보행은 무작위로 배치하였으며, 동일한 조건으로 총 3회 반복 측정하였다. 반복에 의한 피로를 제거하기 위해 각 실험 간 충분한 휴식을 취하도록 하였다.

4. 자료 처리

측정된 자료는 PASW for windows(Ver. 19)를 이용하여 워커 사용 유무에 따른 보행 시의 고관절, 슬관절, 족관절에서의 가동범위를 비교하기 위하여 독립표본-t 검증을 실시하였으며, 통계적학적 유의수준 α 는 .05로 하였다.

Ⅲ. 연구결과

노인들의 보행 시 워커 사용 유무에 따른 하지관절 가동범위 분석 결과 고관절 굴곡에서 일반 보행 $33.40 \pm 7.96^\circ$, 워커 사용 보행 $38.99 \pm 8.62^\circ$ 로 통계적으로 의미 있는 증가가 나타났으며($p < .001$), 신전에서는 일반 보행 $4.95 \pm 11.68^\circ$, 워커 사용 보행 $2.72 \pm 11.99^\circ$ 로 통계적으로 의미 있는 감소가 나타났다($p < .05$). 족관절에서는 저측 굴곡에서 일반 보행 $17.39 \pm 3.64^\circ$, 워커 사용 보행 $16.71 \pm 4.05^\circ$ 로 통계적으로 의미 있는 감소를 보였으며, 회내에서 일반 보행 $-2.44 \pm 12.00^\circ$, 워커 사용 보행 $2.06 \pm 6.52^\circ$ 로 통계적으로 의미 있는 증가를 보였다($p < .001$).

표 3. 워커 사용 유무에 따른 하지관절 삼차원 분석 (Unit: degree)

| | | Non-walker | Walker | t | p |
|-------------|-------------------|-------------|------------|--------|------|
| Hip Joint | Flexion | 33.40±7.96 | 38.99±8.62 | -7.849 | .00* |
| | Extension | 4.95±11.68 | 2.72±11.99 | -2.200 | .02* |
| | Internal rotation | 3.82±10.03 | 4.26±7.36 | -0.585 | .55 |
| | External rotation | 8.10±9.40 | 8.62±7.09 | 0.727 | .46 |
| knee Joint | Flexion | 60.80±5.69 | 60.51±3.34 | 0.727 | .46 |
| | Extension | -5.44±8.13 | -6.65±6.53 | -1.921 | .05 |
| ankle joint | Plantar flexion | 17.39±3.64 | 16.71±4.05 | 2.080 | .03* |
| | Dorsi flexion | 6.91±5.36 | 7.19±6.87 | 0.533 | .59 |
| | Supination | 15.00±13.93 | 13.95±8.99 | 1.043 | .29 |
| | Pronation | -2.44±12.00 | 2.06±6.52 | -5.440 | .00* |

Ⅳ. 고 찰

본 연구는 자발적 보행이 가능한 노인들의 워커 사용이 보행 중 하지 관절에 미치는 영향을 알아보기 위해서 실시되었다. 자발적 보행이 가능하다는 것은 워커가 없이도 보행이 가능한 노인을 의미한다.

본 연구의 결과 워커의 사용 시 고관절의 굴곡 각도가 유의하게 증가하고 신전 각도가 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 보행 중 고관절의 굴곡은 유각기에서의 운동성 또는 반대측 하지의 입각기의 안정성을 의미하는 지표이다(Perry, 1992). 따라서 고관절의 굴곡 각도가 감소하였

다는 것은 입각기에서의 안정성이 증가되었다는 것을 의미한다. 이러한 결과는 워커의 사용이 지지면을 증가시켜 노인들의 보행 동작 수행 시 안정감을 제공하기 때문인 것으로 판단된다(Bachs Schmidt 등, 2001). 하지만 고관절의 신전 각도가 줄어든 것으로 볼 때 전방으로 나아가기 위한 추진력의 제공이 줄어들었다는 것을 의미한다(김노빈, 2000). 워커 사용 시 나타난 고관절의 굴곡과 신전을 종합하여 판단하면 하지의 체중부하를 줄이고 워커에 대한 의존이 증가한 것으로 생각된다. 또한 워커를 사용하는 노인의 경우 고관절의 굴곡과 신전에 감소가 발생할 수 있으므로 치료 시에 관절 각도에 대한 관절가동범위 훈련이

필요할 것으로 생각된다.

워커 사용 시 족관절의 저측 굴곡이 유의하게 감소한 결과 또한 워커의 사용이 추진력의 감소를 가져온다고 해석될 수 있다. 보행 시 족관절의 저측 굴곡은 보행 주기 중 추진기에서 전방으로의 체중 이동을 만드는 동작이며 추진기의 마지막 단계에서 슬관절의 수동적 굽힘을 유도하는 동작이다(Perry, 1992). 따라서 족관절의 저측 굴곡의 감소는 보행 전체의 추진력을 감소시키고 상지를 이용한 워커의 이동을 통하여 체중을 전방으로 이동시킨다는 것을 의미한다. 또한 워커의 사용이 보행 중 족관절의 회내 각도를 증가시켰다. 족관절의 회내 증가는 후경골근의 역할이 감소하였다는 것을 의미하며 보행에서 회내가 증가한 것은 족관절의 안정성에 문제점이 발생하였다는 것을 의미한다(O'Connoretal 등, 2006). 따라서 장기간 워커를 사용하는 노인들의 경우 족관절의 관절가동범위 훈련과 후경골근의 근력 강화 훈련이 함께 실시되어야 할 것으로 생각된다.

워커의 사용은 기저면을 넓히고 하지의 직접적인 체중 부하를 줄이기 때문에 보행 중 신체 전반의 동적·정적 안정성을 높인다(Bateni & Maki, 2005). 또한 심리적인 안정감과 일상생활의 범위를 넓힐 수 있다(Kraskowsky & Finlayson, 2001). 이와 같이 워커는 노인들에게 다양한 이점을 제공한다. 하지만 보행이 가능한 노인에게 안정성을 더욱 증가시켜주기 위하여 사용되는 워커는 본 연구의 결과와 같이 워커를 사용하지 않는 보행에서 발생하는 관절의 움직임에 제한할 수 있다. 이러한 관절의 움직임 제한이 장기적으로 발생될 시 노인의 독립적인 생활을 더욱 제한할 수 있을 것으로 생각된다. 따라서 향후 워커의 사용 시점과 워커의 의존성이 신체에 미치는 영향에 대한 연구가 이루어져야 할 것으로 생각된다. 또한 워커의 의존이 신체 어느 부분을 통하여 발생하는 것인가에 대한 연구도 필요할 것으로 생각된다.

V. 결론

본 연구는 보행이 가능한 노인 대상자에게 워커의 사용이 하지 관절의 움직임에 미치는 영향을 알아보고자 하였

다. 연구의 결과에 따르면 보행이 가능한 노인일 경우 워커의 사용이 워커에 대한 의존을 높임으로써 보행 중 하지 관절의 움직임을 제한하고 신체의 근육을 이용한 추진력을 제한하는 것으로 생각된다. 또한 임상에서 환자에게 워커를 제공해야 할 필요가 있을 시 노인들의 보행 능력을 정확히 평가하여 보행 중 절대적인 의존이 필요한 시기에 워커의 사용이 권장되어야 할 것으로 생각된다.

하지만 본 연구에서는 34명의 대상자로 제한적이었으며 하지 관절의 각도만을 분석하였다. 따라서 하지 관절의 각도를 운동학적으로 해석할 수 있는 근전도와 힘판 등을 이용한 통합적인 연구를 통하여 워커의 사용으로 인한 관절 가동범위의 제한이 어떤 기전을 통하여 발생하는 것인지에 대한 상세한 연구가 필요할 것으로 생각된다. 또한 의존성을 대상자에 맞도록 조절할 수 있는 새로운 워커의 개발이 필요할 것으로 생각된다.

참고문헌

- 김로빈(2000). 보행시 속도와 보폭 변화에 따른 하지 관절의 운동역학적 분석. 연세대학교 대학원, 박사학위 청구논문.
- 이영록, 김택훈, 노정석 등(2006). 보행기 사용 시 보행기의 높이가 주관절 신전근 활성화도와 에너지 소모지수에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지, 13(2), 35-42.
- 이삼철(2016). 여성노인의 규칙적인 걷기운동이 신체조성, 기능성 체력, 그리고 불안과 우울에 미치는 영향. 대한통합의학회지, 4(2), 67-76.
- 전경규(2008). 낙상경험 여성 노인의 보행패턴에 대한 생체역학적 분석. 단국대학교 대학원, 석사학위 청구 논문.
- Bateni H, Maki BE(2005). Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences. Arch Phys Med Rehabil, 86(1), 134-145.
- Cornman JC, Freedman VA, Agree EM(2005). Measurement of assistive device use: Implications for estimates of device use and disability in late life. Gerontologist, 45(3), 347-358.
- Cromwell RL, Newton RA(2004). Relationship between

- balance and gait stability in healthy older adults. *J Aging Phys Act*, 12(1), 90-100.
- Kraskowsky LH, Finlayson M(2001). Factors affecting older adults' use of adaptive equipment: Review of the literature. *Am J Occup Ther*, 55(3), 303-310.
- Liu H(2009). Assessment of rolling walkers used by older adults in seniorliving communities. *Geriatr Gerontol Int*, 9(2), 124-130.
- McGibbon CA, Krebs DE, Puniello MS(2001). Mechanical energy analysis identifies compensatory strategies in disabled elders' gait. *J Biomech*, 34(4), 481-490.
- O'Connor KM, Price TB, Hamill J(2006). Examination of extrinsic foot muscles during running using mfMRI and EMG. *J Electromyogr Kinesiol*, 16(5), 522-530.
- Perry J(1992). *Gait analysis: Normal and pathological function*. New Jersey, SLACK.
- Prince F, Corriveau H, Hébert R, et al(1997). Gait in the elderly. *Gait & Posture*, 5(2), 128-135.
- Rubenstein LZ(2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing*, 35(suppl 2), ii37-ii41.
- Weuve J, Kang JH, Manson JE, et al(2004). Physical activity, including walking, and cognitive function in older women. *J Am Med Assoc*, 292(12), 1454-1461.
- Wilkins LW(2006). *Acsm's guidelines for exercise testing and prescription*. 7th ed, Philadelphia, American College of Sports Medicine.