

노인의 정상 보행과 보행보조기를 사용한 보행 시 속도변화에 따른 하지 근 활성화도 변화

김병곤 · 김태호

대구보건대학 물리치료과

Abstract

The Change of Lower-limb Muscle Activity according to Gait speed when Normal and Assistive Gait of older

Byung-Kon Kim, Tae-Ho Kim

Dept. of Physical Therapy, Daegu Health Collage

Purpose : The purpose of this study is to investigate that the change of lower-limb muscle activity when normal gait and assistive gait of older. **Methods** : The selected subjects of this study were 11 older who be in good physical health and have not problem to gait and over 60 age to analyze the muscle activity. This study has been conducted to analyze the muscle activity of normal gait and assistive gait in unitary status without any contrast group. We have them gait condition of a gradient of 0% and velocity of 1km/h, 2km/h, 3km/h electrode were attached to the motor point of Rectus femoris, Hamstrings, Tibialis anterior, Calf muscle. When normal gait and assistive gait performs, there are meaningful differences that the muscle activity takes a small drop in Rectus femoris by 9.17% at 1km/h, 9.79% at 2km/h, 13.80% at 3km/h, hamstring by 14.78% at 1km/h, 17.82% at 2km/h, 17.26% at 3km/h, Tibialis anterior by 24.38% at 1km/h, 23.85% at 2km/h, 33.52% at 3km/h, Calf muscle by 13.68% at 1km/h, 16.70% at 2km/h, 18.37% at 3km/h($p<0.05$). **Results** : They show the significant difference in statistical figure. We've received the significant through the comparison between normal gait and assistive gait. These results will be utilized for the preliminary date in the future.

Key Words : Assistive Gait , Muscle Activity, Lower-limb, Rollate, Older

교신저자: 김병곤(대구보건대학 물리치료과, 053)320-1344, E-mail: atlas0420@hanmail.net

I. 서론

UN(United Nation)에서 정한 기준으로 '노인'이란 65세 이상을 말하며 총인구에서 65세 이상의 인구가 차지하는 비율이 7% 이상을 차지할 때 고령화 사회라 하였고, 14% 이상, 20% 이상일 때 고령사회, 초고령 사회로 규정을 짓고 있다. 높은 노인 인구 증가율은 우리나라의 노인에 대한 사회적인 관심을 증가시켰고, 이에 대한 많은 연구가 진행되고 있다. 노인 인구의 급증은 기대 수명을 증가시키고 이는 다시 건강관리 서비스의 비용을 많이 요구하게 된다. 65세 이상 노인의 45.6%가 하나 혹은 그 이상의 만성적인 건강문제로 인해 그들의 활동에 제한을 받고 있다. 이러한 많은 만성적인 문제들은 신체적, 인지적 결손을 초래하고 개인의 기능적 능력에 심각한 영향을 미칠 수 있다(Snyder et al., 1991).

보행이란 걷는 모양이나 태도를 나타내는 말로 인체의 보행은 하지의 여러 관절에서 잘 조화된 역학운동이 동시에 일어나 몸의 중심을 완만하게 전환시키는 복잡한 과정이다. 정상인에게서 보행은 60%의 입각기와 40%의 유각기를 가진다. 입각기란 한쪽 발뒤꿈치가 땅에 닿는 시기부터 동측 발가락이 지면을 떠나는 시기까지로 발뒤꿈치 닿기(heel strike), 발바닥 닿기(foot flat), 중간 입각기(mid stance), 발뒤꿈치 떼기(heel off), 발가락 떼기(toe off)의 과정을 가진다. 유각기란 발 끝 밀기가 끝난 직후부터 다시 발뒤꿈치가 땅에 닿기 직전까지의 시기로 초기 유각기(early swing), 중간 유각기(mid swing), 말기 유각기(late swing)의 과정을 가진다. 그리고 양하지가 동시에 땅에 닿는 시기인 양하지 지지기와 한쪽 하지만 땅에 닿게 되는 시기인 단하지 지지기로 인해 체중심의 수직이동이 보행주기 중 2회 발생하고, 내외측 이동이 좌우 각각 1번씩 일어난다. 많은 연구에서 규칙적인 보행은 심혈관이상, 압, 스트레스 등을 줄이는데 효과적일 뿐 아니라 폐활량, 하지 근력, 그리고 심리학적 기능을 증진시키는데 효과적이라고 밝히고 있다(Andrew, 2005). 또한 유산소적이고 신체의 부담이 적어 근골격근 및 관절의 충격이 적어 노인에게 권장되고 있는 운동이다(Jankowski, 1972).

EMG(Electromyography ; 근전도 검사)는 근육에서 발생하는 생체 전기 신호를 측정해서 근육의 활동 정도를 파악하고 근육의 기능과 협응 등을 알 수 있다. 이

러한 EMG 기계를 통해 근육의 수축 시기와 수축 유무 등을 측정하여 근 피로와 근력 등과 같은 것들을 측정하거나 예측할 수 있는데 측정을 위해 고려되어야 할 여러 문제점 중에 가장 중요한 부분이 표준화(Normalization)이다(Gregor et al., 1991).

MVIC(Maximum voluntary isometric contraction : 최대수의 등척성 수축)값 측정을 통한 표준화 방법은 특정 근육에서의 최대 정적 수축 동작을 수행함에 있어 발생하는 가장 큰 전도 값을 기준으로 실제 운동에서 나타난 동일 근육의 근전도 값을 나눈 값으로 가장 일반적인 표준화 방법이다(Cram et al., 1998). MVIC 방식을 통한 표준화 방법이 가장 빈번하게 표준화의 방식으로 채택되어지는 이유 중 하나는 정적인 상태에서 특정 관절 각도를 유지시킨 후 근육의 수의적 수축을 실행하기 때문에 모든 피험자에 있어 동일한 작용을 통해 근전도치를 측정할 수 있다는 데 있다. 다시 말하면 서로 다른 피험자 혹은 다른 근육의 비교를 위한 표준화의 준거가 되는 객관화 된 동일 동작을 발생시킬 수 있다는 데 이점이 있다는 것이다. (김정자 외 5명, 2005)

이러한 여러 긍정적인 효과를 가짐에도 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(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), 걸을 때 안정성을 높여주고(Blount, 1959; Murra, 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).

보행에 있어서 보행 속도에 따른 운동학, 운동 역학적 변인의 특성에 관한 연구는 많은 학자들에 의해 연구되었다(David & Thor, 2003). 하지만 지금까지 시도된 대다수의 보행 보조기를 이용한 보행 연구는 보조기를 사용할 때의 효과에 대한 연구가 대부분이었기 때문에 상대적으로 보행기를 사용할 때 바뀔 수 있는 노인들의 보행 패턴에 대한 연구는 부족한 실정이다. 따라서 본 연구는 정상 보행이 가능한 노인에게 보행 시 주요하게 작용하는 근육들의 하지 근 활성도를 트레드밀에서 보행보조기 사용 전과 후의 변화를 측정하여 정상 보행

시 효율적인 보행에 관한 비교자료를 제시하고자 한다.

1. 연구 목적

본 연구는 보행 보조기, 근전도기, 트레드밀, 바이오 텍스를 이용하여 건강한 노인을 대상으로 평상시 보행과 워커를 이용한 보행의 하지 근 활성화도 변화를 분석하여 보조기 보행의 이점을 알리고자 한다.

II. 연구 대상 및 방법

1. 연구대상

본 연구의 목적과 방법에 대하여 실험 전에 연구 대상자에게 충분히 설명한 후 실험 참여에 동의한 K복지관에 있는 60세 이상 노인 11명을 대상으로 실시하였다. 대상자들의 선정 조건은 다음과 1)신체 건강한 60세 이상의 노인 2)외상이나 보행에 이상이 없는 자 3)연구의 목적을 충분히 이해한 자로 하였다. 실험에 참가하기 전에 실험전 과정에 대한 설명과 자발적 동의를 받았다.

2. 연구 도구 및 측정 방법

보행의 운동학적 분석을 위해 본 연구에서 사용된 실험도구 및 분석 장비는 아래와 같다.

1) 트레드밀

트레드밀 위에서 정상 보행과 보행보조기를 사용하여 보행을 Anders 등(2007)이 사용한 방법으로 1km/h, 2km/h, 3km/h로 속도의 변화를 주었고, 경사도는 0%로 변화를 주지 않았다. 트레드밀에서 실험자들은 속도와 경사를 익히기 위해 5분간 걷기를 실시하였다. 실험은 각 속도마다 1분씩 걸은 뒤 15초간 근전도를 추출하였다. 실험자는 정확한 측정을 위해 맨발로 걷고 정상적인 팔 흔들기를 실시하였다(그림 1).

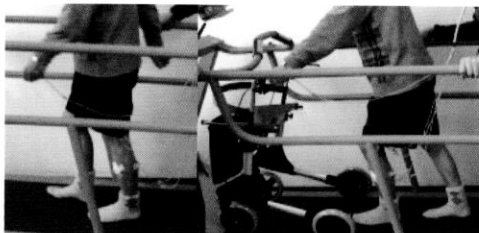


그림 50. 정상보행과 지지보행

2) 근전도

근전도의 패드는 더블 패드를 사용하였고, 실험 전에 정확한 데이터 수집을 위하여 면도기로 부착부위의 제모 작업을 하고, 사포로 각질을 제거한 후 알코올 솜으로 닦고 부착하였다. 부착부위는 대퇴직근, 슬괵근, 전경골근, 하퇴삼두근에 부착하였다.

기록전극은 4cm×2.2cm, 전도영역은 1cm, 전극간 거리가 2cm인 noraxon dual 전극을 사용하였고, 전극 부착은 Johanne 등(2000)이 사용한 방법으로 대퇴직근은 ASIS에서 슬괵골의 중심까지 거리의 1/2위치에 (Jeffrey et al, 1998), 슬괵근은 좌괵결절에서 슬와까지 거리의 1/2위치에, 전경골근은 슬괵골 중심에서 외측 복사뼈까지 거리의 1/2위치에, 하퇴삼두근은 슬와에서 발 뒤꿈치까지 거리의 1/4지점에 부착하였다.

하지의 대퇴사두근, 슬괵근의 근전도 신호는 Myosystem 1200(Noraxon Inc, Arozona, USA)으로 표면전극을 이용하여 측정하였다. 수집된 근전도 아날로그 신호를 Myosystem 1200으로 보내서 디지털 신호로 전환한 다음 컴퓨터에서 Myoresearch XP 1.04 소프트웨어(Noraxon Inc, Arozona, USA)를 이용하여 필터링과 기타 신호처리를 하였다. 근전도 신호의 표본 추출률은 1000Hz였고, 40-250Hz의 대역 필터(Band pass filter)와 60Hz 노치필터(notch filter), 심전도 감소 필터(ECG reduction filter)를 사용하였다. 수집된 신호는 완파 정류(Full wave rectification)한 후 Root mean square(RMS)처리를 하였다(김병곤 등, 2007)(그림 2, 3).



그림 2. 실험에서 사용된 근전도기

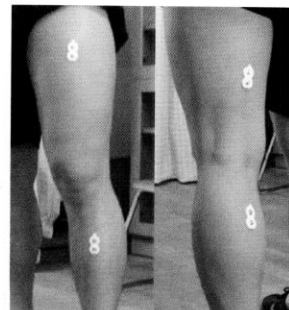


그림 3. EMG 전극의 부착 부위

3) Biodex

실험근육의 MVIC값을 측정하기 위해 Biodex를 이용하여 최대 등척성 근력 값을 구하였다. 대퇴사두근은 45° 각도에서 5초간 최대 힘을 발휘하고 15초간 쉬는 시간을 주는 방법으로 3회 측정하여 평균값을 측정하여 평균값을 구하였다(Anders et al, 2005).

3. 자료 분석

실험군의 경사도와 속도에 따른 비교는 정상보행과 지지 보행 시 근육의 활성도를 알아보기 위해 대응비교 분석을 이용하였다. 통계 처리를 위해 SPSS Win 12.0 package를 이용하였고, 유의수준은 0.05로 하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 연구 대상자들의 일반적 특성

본 연구에 참여한 대상자는 K복지관에 있는 60세 이상 노인 11명을 대상으로 평균연령은 71.2세, 평균 체중은 66.1kg이고, 평균 신장은 164cm이다. 연구 대상자들의 구체적인 신체적인 특성은 (표 1)과 같다.

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

대상	연령(세)	신장(cm)	체중(kg)	낙상유무
전체 (n=11)	71.2	164	66.1	무 (n=11)

2. 속도변화에 따른 근 활성화도 변화

1) 속도변화에 따른 대퇴직근의 근 활성화도 변화

속도변화에 따라 대퇴직근의 근 활성화도 비교에서 보행속도가 1km/h일 때 정상보행 12.10±2.58이었고, 지지보행은 9.17±1.57이었다. 보행속도가 2km/h일 때 정상보행은 14.65±2.44이었고, 지지보행은 9.79±2.13이었다. 보행속도가 3km/h일 때 정상보행은 20.22±4.44이었고, 지지보행은 13.80±2.43으로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.05)(표 2)(그림 4).

표 2. 속도 변화에 따른 대퇴직근 근 활성화도 비교 (% MVIC)

구분	평균 ± 표준편차	t	p
1km/h	정상보행 12.10±2.58	1.59	0.04*
	지지보행 9.17±1.57		
2km/h	정상보행 14.65±2.44	2.53	0.03*
	지지보행 9.79±2.13		
3km/h	정상보행 20.22±4.44	2.41	0.04*
	지지보행 13.80±2.43		

* p<.05

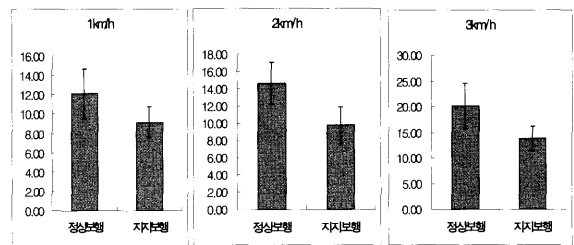


그림 4. 대퇴직근에서 근 활성화도의 변화

2) 속도변화에 따른 슬괵근의 근 활성화도 변화

속도변화에 따라 슬괵근의 근 활성화도 비교에서 보행속도가 1km/h일 때 정상보행은 23.89±2.39이었고, 지지보행은 14.78±2.2이었다. 보행속도가 2km/h일 때 정상보행은 26.62±3.84이었고, 지지보행은 17.82±3.59이었다. 보행속도가 3km/h일 때 정상보행은 32.25±5.41이었고, 지지보행은 17.26±3.12로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.05)(표 3)(그림 5).

표 3. 속도 변화에 따른 슬괵근 근 활성화도 비교 (% MVIC)

구분	평균 ± 표준편차	t	p
1km/h	정상보행 23.89±2.39	5.37	0.00*
	지지보행 14.78±2.24		
2km/h	정상보행 26.62±3.84	2.33	0.04*
	지지보행 17.82±3.593		
3km/h	정상보행 32.25±5.41	3.77	0.00*
	지지보행 17.26±3.12		

* p<.05

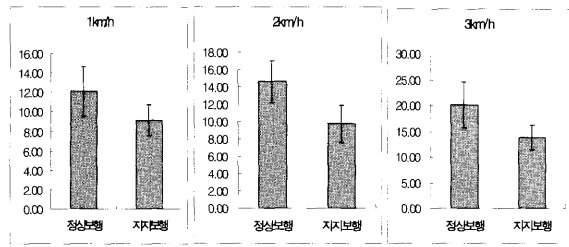


그림 5. 슬괵근에서 근 활성화도의 변화

3) 속도변화에 따른 전경골근의 근 활성화도 변화

속도변화에 따라 전경골근의 근 활성화도 비교에서 보행속도가 1km/h일 때 정상보행은 33.05±4.39이었고, 지지보행은 24.38±4.47이었다. 보행속도가 2km/h일 때 정상보행은 36.76±7.27이었고, 지지보행은 23.85±4.52 이었다. 보행속도가 3km/h일 때 정상보행은 38.78±5.96이었고, 지지보행은 33.52±6.65로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.05)(표 4)(그림 6).

표 4. 속도 변화에 따른 전경골근 근활성도 비교

(% MVIC)				
구분		평균 ± 표준편차	t	p
1km/h	정상보행	33.05 ± 4.39	3.41	0.01*
	지지보행	24.38 ± 4.47		
2km/h	정상보행	36.76 ± 7.27	3.23	0.01*
	지지보행	23.85 ± 4.52		
3km/h	정상보행	38.78 ± 5.96	1.52	0.04*
	지지보행	33.52 ± 6.65		

* p<.05

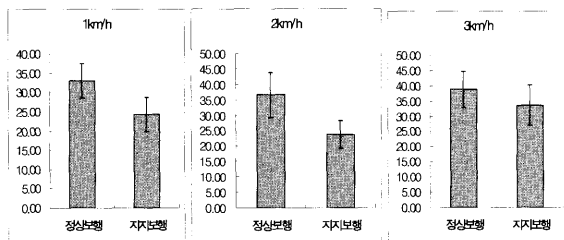


그림 6. 전경골근에서 근 활성화도 비교

4) 속도변화에 따른 하퇴삼두근의 근 활성화도 변화

속도변화에 따라 하퇴삼두근의 근 활성화도 비교에서 보행속도가 1km/h일 때 정상보행은 25.97±6.83이었고, 지지보행은 13.68±2.97이었다. 보행속도가 2km/h

일 때 정상보행은 23.35±3.88이었고, 지지보행은 16.70±2.85이었다. 보행속도가 3km/h일 때 정상보행은 23.00±2.46이었고, 지지보행은 18.37±3.44로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.05)(표 5)(그림 7).

표 5. 속도 변화에 따른 하퇴삼두근 근활성도 비교 (% MVIC)

구분		평균 ± 표준편차	t	p
1km/h	정상보행	25.97 ± 6.83	2.38	0.04*
	지지보행	13.68 ± 2.97		
2km/h	정상보행	23.35 ± 3.88	3.32	0.01*
	지지보행	16.70 ± 2.85		
3km/h	정상보행	23.00 ± 2.46	2.57	0.03*
	지지보행	18.37 ± 3.44		

* p<.05

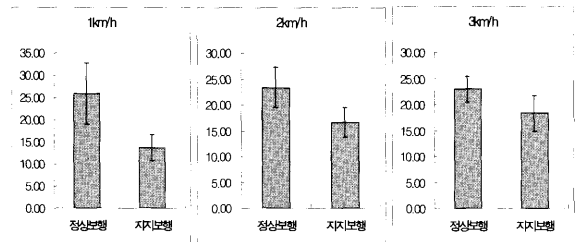


그림 7. 하퇴삼두근에서 근활성도 비교

IV. 고찰

보행(walking)은 신체와 지면의 상호 작용에 의해 이루어지는 인간의 이동 운동의 가장 기본적인 한 형태로(김희수, 2004) 인간이 움직이는데 필수적인 수단이다(Andrew, 2005).

정순미(2006)는 노인의 근육은 근력이 저하되고 근무게가 소실되며, 운동이 제한되면 더 빠르게 근육과 골격이 퇴화하여 운동기능의 둔화와 중추신경계의 변화 등은 행동의 자세조절력 상실을 야기하며, 노인에게 나타나는 근력, 균형 및 보행능력의 감소와 더불어 생리적 능력의 저하로 인한 유연성 감소와 탄력성의 감소로 예기치 못한 상황에 대한 대처능력이 떨어져 노인의 독립적 생활의 저해와 넘어짐의 위험성을 증가시킨다고 하였다. Studenski 등(1991)은 낙상 경험이 있는 노인은 건강한 노인보다 하지의 근력이 약하다고 하였으며,

Province 등(1995)은 근력과 관절가동범위의 상실은 기능적인 독립성의 소실을 유발하여 낙상의 위험을 증가시킨다고 하였다.

김창범(2005)은 보행에서 낙상을 경험한 집단이 근활성도가 102.16 ± 13.03 , 낙상을 경험하지 않은 집단이 111.57 ± 8.23 으로 나타나 낙상을 경험하지 않은 집단이 낙상을 경험한 집단보다 더 긴 것으로 나타났다고 하였다. 또한, 보행의 안정성에 있어서는 낙상을 경험한 집단이 2.23 ± 0.00 , 낙상을 경험하지 않은 집단이 2.62 ± 0.00 로 나타나 낙상을 경험하지 않은 집단이 낙상을 경험한 집단보다 보행 안정성에 있어서 더 높은 것으로 나타났다고 하였다. 또한 보행의 안정성에 있어서 낙상을 경험한 집단이 낙상을 경험하지 않은 집단보다 보행시 불안정한 상태로 동작을 수행하는 것으로 나타났으나 통계적으로는 두 집단간 유의한 차이는 없는 것으로 나타났다고 하였다.

본 연구에서는 보행보조기를 사용하여 연구 대상자들에게 트레드밀에서 0%의 경사도로 속도를 다르게 하여 걷게 하였다. 그 결과 지지보행 시 하지 근육에서 모두 유의한 차이를 보였다. 이는 보행을 하는 동안 보조기를 지지함으로써 보행 시 받는 신체의 무게를 보조기로 분산시킴으로써 하지의 근육과 관절들에 부하되는 무게가 줄어들게 되어 지지보행이 보행의 효율성을 증가시키는 역할적 이점이 있다는 것으로 사료된다.

양창수와 채원식(2005)의 연구 결과에서는 모든 면에서 팔을 사용 시 일반 보행 시 보다 하지 근육의 근활성도가 낮게 나타났다고 보고하여, 이러한 결과는 본 연구와는 실험 방법 면에서 차이를 보이지만 매우 일치하는 것으로 나타났다. 본 연구에서 대퇴직근에서 속도가 1km/h, 2km/h, 3km/h로 증가함에 따라 정상보행 시 근활성도는 12.00 ± 2.58 , 14.65 ± 6.5 , 20.22 ± 4.44 이고, 지지보행 시에는 9.17 ± 1.57 , 9.79 ± 2.13 , 13.80 ± 2.43 으로 나타났으며 정상보행이 지지보행에 비하여 속도변화에 따른 근활성도 값이 높게 나타났고 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($P < 0.05$). 위 연구결과는 양창수와 채원식(2005)의 연구결과에서 정상보행을 했을 때 대퇴직근에서 최대 근전도(%MVIC)값은 6.69(1.62), 팔을 잡고 보행 시 6.22(1.68)로 나타났다. 따라서 팔의 사용횟수가 증가할수록 근활성도가 더 감소되었다. 슬괵근은 속도가 1km/h, 2km/h, 3km/h로 증가함에 따라 정상보행 시 근활성도는 23.89 ± 2.39 , 26.62 ± 3.84 , 32.25 ± 5.41 이고 지지보행 시에는 14.78 ± 2.24 , 17.82 ± 3.59 , 17.26 ± 3.12 로 나

타났다. 따라서 정상보행이 지지보행에 비하여 속도변화에 따른 근활성도 값이 높게 나타났고, 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($P < 0.05$). 양창수와 채원식(2005)의 연구결과에서 정상보행을 했을 때 슬괵근에서 최대 근전도(%MVIC)값은 17.74(4.84), 팔을 잡고 보행 시 16.61(3.04)로 나타났다. 따라서 팔의 사용횟수가 증가할수록 근활성도가 더 감소되었다.

전경골근은 속도가 1km/h, 2km/h, 3km/h로 증가함에 따라 정상보행 시 근활성도는 33.05 ± 4.39 , 36.76 ± 7.27 , 38.78 ± 5.96 이고 지지보행 시에는 24.38 ± 4.47 , 23.85 ± 4.52 , 33.52 ± 6.65 로 나타났으며 정상보행이 지지보행에 비하여 속도변화에 따른 근활성도 값이 높게 나타났고, 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($P < 0.05$). 양창수, 채원식(2005)의 연구결과에서 정상보행을 했을 때 전경골근에서 최대 근전도(%MVIC)값은 13.66(4.07), 팔을 잡고 보행 시 9.25(2.10)가 나타났다. 따라서 팔의 사용횟수가 증가할수록 근활성도가 더 감소되었다. 하퇴삼두근은 속도가 1km/h, 2km/h, 3km/h로 증가함에 따라 정상보행 시 근활성도는 25.97 ± 6.83 , 23.35 ± 3.88 , 23.00 ± 2.46 이고 지지보행 시에는 13.68 ± 2.97 , 16.70 ± 2.85 , 18.37 ± 3.44 로 나타났으며 정상보행이 지지보행에 비하여 속도변화에 따른 근활성도 값이 높게 나타났고, 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($P < 0.05$). 양창수, 채원식(2005)의 연구결과에서 정상보행을 했을 때 내측 비복근에서 최대 근전도(%MVIC)값은 15.96(3.12) 팔을 잡고 보행 시 14.52(3.68)로 나타났었고 외측비복근에서는 26.58(10.59) 팔을 잡고 보행 시 16.35(5.76)로 나타났었다. 따라서 팔의 사용횟수가 증가할수록 근활성도가 더 감소하였다.

기세준 외 3명(2004)의 연구에서는 파워보행 시 일반 보행시보다 하지 근육에서 평균 10% 이상의 높은 근전도 값을 보였다고 하였다. 파워워킹은 발 뒤꿈치부터 발바닥 바닥쪽으로 보행을 하며 마지막으로 엄지 발가락쪽으로 지면을 힘껏 밀어 완성되어지는 보행동작으로 주동근이 능동적으로 동원되어야 한다고 하였다. 본 연구와 비교 시 연구 방법 면에서 많은 차이가 나지만 파워워킹을 평상시 보행으로, 일반보행을 워커를 사용한 보행으로 본다면 비슷한 결과가 나왔을 것으로 사료된다. 신체적 건강수준이 비교적 낮은 노인들에게서 이러한 하지보조기의 사용은 그 효과가 최대로 나타나지만, 건강수준이 매우 양호한 노인들에게서는 큰 효과를 보기가 어렵다고 보여 진다(유석훈, 2007).

현재 하지보조기를 이용한 지지보행은 근육과 관절 보호를 위한 단순 고정의 개념을 넘어 노인들의 낙상 방지를 위한 기구로 주위에서 널리 보급되어 있다. 또한 조작방법과 보관이 비교적 쉽고 안정성 또한 높아 사용 빈도는 날이 갈수록 증가하는 추세이다.

본 연구에서는 정상보행과 지지보행 시 근력이 약화된 노인들의 낙상예방 및 기타 활동을 위해서 지지보행 시 근활성도가 감소되어 보다 안정적인 보행을 할수 있다는 효과가 나타났다. 좀 더 정확한 비교를 위하여 안정성 검사와 병행한 실험을 하지 못하였는데 차후에 안정성 검사를 병행한 연구가 필요하다고 사료된다.

V. 결론

본 연구는 트레드밀위에서 정상보행과 지지 보행시 속도 변화에 따른 하퇴 근육의 근 활성도 변화를 알아 보기 위해 K복지관에 있는 신체 건강한 노인 11명을 무작위로 추출하였다. 경사각은 0%로 하고, 속도를 1km/h, 2km/h, 3km/h로 변화시켜 하지근육(대퇴직근, 슬괵근, 전경골근, 하퇴삼두근)의 근활성도를 측정해 본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 경사도 0%일 때 속도 변화에 따른 정상보행과 지지 보행 시 대퇴직근의 근 활성도를 비교하였을 때, 모두 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).
2. 경사도 0%일 때 속도 변화에 따른 정상보행과 지지 보행 시 슬괵근의 근 활성도를 비교하였을 때, 모두 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).
3. 경사도 0%일 때 속도 변화에 따른 정상보행과 지지 보행 시 전경골근의 근 활성도를 비교하였을 때, 모두 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).
4. 경사도 0%일 때 속도 변화에 따른 정상보행과 지지 보행 시 하퇴삼두근의 근 활성도를 비교하였을 때, 모두 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).
5. 대퇴직근 경사각 0%에 대한 지지보행 시 속도 1km/h는 9.17%, 2km/h는 9.79%, 3km/h는 13.80%로 근활성도가 약간의 감소를 보였다.
6. 슬괵근 경사각 0%에 대한 지지보행 시 속도 1km/h는 14.78%, 2km/h는 17.82%, 3km/h는 17.26%로 근활성도가 약간의 감소를 보였다.
7. 전경골근 경사각 0%에 대한 지지보행 시 속도 1km/h는 24.38%, 2km/h는 23.85%, 3km/h는

33.52%로 근활성도가 약간의 감소를 보였다.

8. 하퇴삼두근 경사각 0%에 대한 지지보행 시 속도 1km/h는 13.68%, 2km/h는 16.70%, 3km/h는 18.37%로 근활성도가 약간의 감소를 보였다.

참 고 문 헌

- 기세준 외 3명. 정상보행과 파워보행시 하지근의 근전도 비교. 추계학술대회 논문집. 2004;1: 63-75.
- 김병곤 외 2명. 트레드밀 보행 시 경사도와 속도에 따른 체간근육과 대퇴사두근의 근활성도 분석. 대한정형도수치료학회지. 2007;13(1):44-57.
- 김정자 외 5명. 하지 분절 각도에 따른 수의 등척성수축(MVIC)시 근전도 비교. 한국운동역학회지, 2005;15(1):197-206.
- 김창범. 낙상경험 유무에 따른 노인들의 보행 동작 분석. 한국스포츠리서치. 2005;16(6):85-92.
- 김희수 외 3명. 보행 시 노인의 상체 움직임에 대한 3차원적 분석. 한국운동역학회지. 2004;14(3):1-15.
- 양창수, 채원식. 보행 시 폴의 사용이 하지 근육 활동에 미치는 영향 분석. 한국체육학회지. 2005; 44:657-667.
- 유석훈. 노인의 보행보조기구 사양 보행 시 보행패턴 변화 연구. 한국운동역학회지. 2007;17(2):1-9.
- 정순미. 노인의 단기 집중 균형훈련이 하지 수행능력에 미치는 영향. 인제대학교 보건학석사학위논문. 2006.
- Anders C. et al. Trunk muscle activation patterns during walking at different speed. J Electromyogr kinesiol. 2007;17(2):245-252.
- Anders C. et al. Trunk muscle co-ordination during gate: relationship between muscle function and acute low back pain. Pathophysiology. 2005;12(4), 243-247.
- Andrews, J.D. A walk a day keep cancer away. Prevention, 2005;57-36.
- Aminzadeh, F., Edwards, N. Exploring seniors' views on the use of assistive devices in fall prevention. Public Health Nursing, 1998; 15:297-304.
- Brunelle, E., Miller, M. The effects of walking poles

- on ground reaction forces. *Research Quarterly Exercise and Sport*, 1998;69:A30.
- Cram, J. R. et al. *Introduction to surface electromyography*. Gathersburg, Maryland: Aspen Publishers, Inc. 1998.
- David, G. L., Thor, F.B. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 2003;36(6):765-776.
- Dean, E., Ross, J. Relationships among Cane Fitting, Function, and Fall. *Physical Therapy*, 1993;73:494-504.
- Gregor, R. J. et al. The biomechanics of cycling. *Exercise and Sports Sciences Reviews*. 1991;19:127-169
- Guy G. et al. *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, Chapter 15 *Kinesiology of Walking*. 2004.
- Jankowski, L. W. et al. Accuracy of methods of estimating oxygen cost of walking in coronary patients. *J. Appl. Physiol.* 1972;33: 672-673
- Johanne Vezina, M. S., Cheryl, L., & Hubley-Kozey. Muscle Activation in Therapeutic Exercises to Improve Trunk Stability. *Arch Phys Med Rehabilitation*. 2000;81:1370-1379.
- Li, S., Armstrong, C.W., Cipriani, D. Three-point gate crutch walking: variability in ground reaction force during weight bearing. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 2001;82:86-92.
- Perry, J. *Gate Analysis*. SLACK Incorporated, NJ: Thorofare. 1992.
- Province MA. et al. The effects of exercise on falls in elderly patients. *JAMA*. 1995;273(17): 1341-1347
- Schwarmeder, H. et al. Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. *Journal of sports sciences*, 1999;17:969-978.
- Shim, J. Kinetic analysis of pole-walking in elderly subjects : variability in ground reaction force during weight bearing. Unpublished Master's Thesis, Ball State University. 2002.
- Snyder et al. Complex health problems, clinically assessing self-management abilities. *Journal of Gerontological Nursing*, 1991;17(4):23-27.
- Studenski S. et al. The role of instability in falls among older persons. APTA Publication 1991:57-60.
- U.S. Department of Health and Human Services. Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting : Expert perspective. (DHHS Publication NO. 91-100). Washington, DC: U.S. Government Printing Office. 1993.
- Wilson, J. et al. Effects of walking pole on lower extremity gait mechanics. *Medicine and science in sports and exercise*, 2001;33: 142-147
- Youdas, J.W. et al. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 2005;86:394-398.