

노인 여성의 보행속도와 골반각도의 상관관계연구

이경순

동주대학교 물리치료과

Study of Correlation between Gait Velocity and Angle of Pelvic of Elderly Women

Kyung-Soon Lee

Dept. of physical therapy, Dongju College University

Background and Purpose The purpose of this study was to investigate the characteristics of the gait velocity and pelvic angle patterns of normal women. **Subjects and Methods** The thirteen subjects were classified into twenties and sixties group. The gait were conducted on the two force platforms. It were filmed by 6 video cameras and used with 3-dimensional motion analyzer system. The following kinematic variables were analyzed in relation to age groups: temporal parameters, angle of segments pelvic. All the data were expressed means and standard deviation by using SPSS 18.0 package program with a significance level of 0.05. **Results** The gait velocity in the sixties group was decreased than twenties group. The angle of the pelvic rotation decreased in 60s and significant difference was observed at RHC1, LTO1. The angle of the pelvic anterior tilt showed that it was increased in 60s and significant difference was observed at RHC1, RHC2. The angle of the pelvic obliquity showed that it was upward of right ASIS in 60s and significant difference was observed at RHC1, LTO1 RHC2, LTO2. The gait velocity was significant correlation by pelvic rotation, pelvic tilt and pelvic obliquity. **Conclusion** The study has shown that gait velocity was effected from pelvic motion in elderly women.

Key words gait velocity, pelvic rotation, pelvic tilt

책임 저자 이경순(soons68@hanmail.net)

논문 접수일 2013년 8월 30일

수정 접수일 2013년 9월 30일

게재 승인일 2013년 10월 15일

1. 서론

보행은 인간의 가장 일반적인 이동 형태이며, 무의식 혹은 의식적으로 이루어지고 있다. 보행의 형태는 생활습관이나 문화적 특성, 신체적 특성이나 성격 등에 많은 영향을 받기 때문에 개개인의 보행 형태는 다르게 나타난다. Beck, Andriacchi와 Kuo(1981)는 걷는 것은 태어나면서부터 오랜 기간에 걸쳐 일어나는 신경근육계, 생체역학적 그리고 운동 기능학적 변화로 이루어진 매우 복잡한 운동 패턴 중의 하나로서 학습과 많은 반복 훈련을 통해 이루어진다고 하였다. 특히, 오늘날 세계는 과학기술의 발달로 생활이 더 편리해지고 자동화됨에 따라 인간에게 신체 활동의 기회를 제한하게 되었고, 이는 운동 부족 현상을 초래하여 생활습관병 발생의 주요 원인으로 부각되고 있다. 그러나 한편으로는 효율적인 보행 동작이 현대인들이 갖게 되는 운동 부족을 어느 정도 대체해줄 수 있다는 사실과 함께 잘못된 보행 동작은 관절, 근육, 뇌와 신체 구조 등에 질

병을 야기 시킬 수 있다고 학자들은 올바른 보행의 중요성을 지적하고 있다(이경순, 2007; Nigg, 1986).

보행분석은 병적인 보행을 나타내는 환자에게서 정확한 원인과 이상부위를 찾아내어 객관화 및 수치화 하여 비교, 평가 하는데 필수적이다. 보행에 관련하여 국내외에서 많은 연구들이 이루어져 왔으며 대상자의 특성에 따라 각기 다른 결과를 보이고 다양한 연령층에서 논의되고 있다(Oberg, 1993; Perry, 1992; Murray et al., 1970).

고령화 사회가 진행됨에 따라 노년기의 자세와 균형에 관심이 높아지면서 노년기 보행에 관한 최근 연구는 지면반력이나 안정측정기를 이용하여 연령이 다른 집단에서 자세동요에 관한 연구가 이루어지고 있다(이경순, 2009). 국외의 연구를 살펴보면 보행의 초기 연구로 Cavanagh(1980)는 에너지 소모, 특히 보행 중 각 체절간의 에너지 전달에 관한 연구를 하였으며, Murray(1967)는 보행의 노화에 따른 변화 등 즉 소아에서 보행의 발달, 노년에서의 보행을 발표하면서 최근에 이

르고 있다(이경순, 2007; 임비오, 1997).

노인의 보행은 20대와 비교해서 발목관절 발바닥굽힘근과 발등굽힘근의 약화로 보행시 발목관절의 가동범위가 감소하고, 부하반응을 하는 동안 넙다리네갈래근에 주어지는 힘을 감소하기 위해 무릎관절을 완전히 펴하기 보다는 약간의 굽힘을 취하게 됨으로, 젊은 사람에 비하여 한발짜길이(step length)이 짧고, 운동뉴런과 근섬유의 손실로 인한 근력의 감소로 보행패턴 변화를 가져와 에너지소모가 증가한다. 또한 노인 보행의 변화는 자극에 대한 반응시간이 지연되고, 뇌손실률 증가, 도파민과 같은 신경전달 물질의 생산 감소, 청각과 평형감각의 감소, 균형 능력의 상실로 자세성 동요가 증가하여 나타난다(Kim et al., 2008; Prince et al., 1997).

60대 이상의 노인에서는 과도한 관절 사용으로 골중식체의 형성과 관절 표면의 부조화를 가져와 보행 시 관절 각도의 감소와 한걸음길이(stride length), 보행률(step rate), 속도의 감소가 두드러지게 나타난다(Prince et al., 1997; Alexander, 1994).

노년기에 이르게 되면 신체적 노화로 인하여 신체적 기능과 일상생활활동능력이 저하되는 것이 일반적이다. 이러한 결과로 신체적 일상생활 활동능력(physical activities of daily living)과 수단적 일상생활 활동능력(instrumental activities of daily living)이 제한되어 일상생활 수행에 어려움이 있어 의료 및 복지 서비스를 필요로 하며 특히 독립적인 보행은 일상생활활동에서 중요시되고 있다. 노화에 따라 가장 두드러진 기능은 신체기능저하이며, 이러한 기능저하는 일상생활에 중요한 요인이다. 고령자 신체기능검사에 사용되는 방법으로 보행과 같은 일상생활활동과 관련이 있거나 예측가능한 기능을 평가하며(Lusardi et al., 2004) 고령자들에게 전반적인 체력향상보다는 장애를 예방하기 위한 체력 즉 기능체력 관리가 중요하다(신경균, 2005; 조비룡, 2003).

노화에 따른 감각기능의 소실과 근골격계의 다양한 변화는 인체의 균형과 운동조절 능력을 감소시키며, 이동에 따른 노인들의 낙상으로 인한 넙다리뼈 머리 골절 등은 경제적 부담과 독립적인 기능소실을 포함하여 심각한 문제로 대두되고 있다. 노년기의 낙상예방은 노화와 관련된 균형조절 시스템의 변화

중심으로 많은 연구가 이루어졌으며(이경순, 2012, 2009), 대다수의 연구는 보행에 관련된 것이었다(이경순, 2007; Winter, 1995a, b).

이경순(2007)은 노인을 대상으로 한 보행의 정상적인 변화를 객관적으로 평가하는 것은 노인들의 낙상예방과 같은 올바른 보행교육을 위해 중요하다고 보고하였으며, 권영국과 변승남(1999)은 나이에 의한 보행의 변화는 60~70대에 나타나며, 이에 대한 보행형태를 파악하여 객관화 및 수치화된 자료는 부족한 실정이라 하였다.

정상여성 60대의 정확한 보행분석은 퇴행성질환, 낙상, 뇌졸중과 같은 노인성질환으로 인한 보행문제를 파악하는 데 중요한 자료를 제공할 수 있다고 생각한다. 이러한 상황에서 제한적이긴 하지만 정상여성 20대와 60대의 보행형태 비교 분석을 통해 노인들의 보행훈련과 올바른 보행교육에 도움을 주고자 본 연구를 시도하였다.

본 연구의 목적은 20대 여성과 60대 여성의 보행패턴을 비교 분석하여 보행패턴에 있어 시간적 변수인 보행속도와 골반관절각도 분석하여 보행속도와 골반관절각도의 상관관계를 알아보고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 B광역시에 거주하는 규칙적인 운동프로그램에 참여한 경험이 없으며, 6개월 이내에 관절 및 하지골절 등의 신경학적, 정형외과적 손상이 없는 자로 20대 여성 8명과 60대 여성 5명을 대상자로 선정하였다. 이들은 모두 실험에 대한 자세한 설명을 듣고 실험참가에 동의를 하였다. 연구대상자의 신체적 특성은 표 1과 같다.

2. 실험도구

본 실험에 사용될 기자재는 촬영장비와 영상 분석 장비로 구분되며 표 2와 같다.

표 1. 실험대상자의 신체적 특징

Group		Age (yrs)	Weight (kg)	Height (cm)	ASIS (cm)	Lower extremity length(cm)
20s (n=8)	M±SD	22.63±0.92	52.88±4.32	162.50±4.00	24.89±2.67	82.73±2.45
60s (n=5)	M±SD	67.40±2.07	60.20±4.55	160.00±4.18	27.54±3.20	80.40±4.04

표 2. 실험에 사용된 실험장비

Equipment	Model	Manufacturer
high speed digital video camera	V×2100	Sony Co.
video monitor	175N	Samsung Co.
control object		custom made
photoelectric sensor	B×5M MDT	Visol Co.
Kwon 3D motion analyzer	Kwon 3D 3.0	Visol Co.
force platform	4060A	Bertek Co.
Kwon GRF analyzer	Kwon GRF 2.0	Visol Co.
A/D converter	DT-3200	Visol Co.
Martin-type anthropometer	TKK1214A	Yamacoshi Co.

3. 실험 절차

각 피험자의 신체적 특성을 측정된 후, 피험자들은 준비운동을 충분히 실시하고 영상분석 시 디지털타이징을 정확하고 용이하게 하기 위해서 검은색 타이즈(tights)를 착용시켜 피험자의 관절 점에 랜드마크를 부착하여 자동으로 디지털타이징 하도록 하였다. 직접 제작된 10 m 보행로 중간지점에 설치된 2대의 힘판(force platform) 위를 오른 발과 왼 발의 순서로 자연스럽게 정확하게 밟도록 하기 위해 피험자를 실험에 들어가기 전 충분한 준비운동을 실시하였다. 실험은 한 피험자당 연속 5회 이상 실시하여, 보행주기 시간을 측정하여 자연스러운 보행을 평균 값에서 구했으며, 너무 빠르거나 느린 보행은 제외시켰다. 오른 발뒤꿈치 닿기에서 두 번째 오른발 뒤꿈치 닿기 구간까지 평균은 최규정과 권희자(2003)의 일정한 보행속도 자료수집 방법을 참고로 하여 두 집단의 한발짜시각을 평균으로 연구대상자들이 1.00~1.10 sec 사이에 통과한 것을 일정한 보행주기를 유지한 것으로 간주하여 자료를 수집하였다.

실 공간좌표의 기준점은 피험자의 오른쪽 뒤 아래의 점으로 하고, 보행의 진행방향에서 전후방향을 Y축, 좌우방향을 X축, 지면에 대하여 수직방향을 Z축으로 하여, 6대의 비디오카메라를 피험자로부터 약 10 m 정도 떨어진 곳에 약 45° 각도로 설치하였다. 두 발 아래에 힘판을 설치한 다음 실험동작이 충분히 이루어질 수 있는 2×2×1 m 크기의 통제점 틀에 통제점 33개를 규칙적으로 배열하였다. 그리고 이 통제점 틀을 약 1분간 촬영한 후 제거하였다. 6대의 비디오카메라 간의 동조와 힘판과 동조를 위해 카메라 영상 범위 내에 광전자 센서(photoelectric sensor)와 발광 다이오드를 설치하였다. 이 상태에서 피험자들의 실험동작을 5회 이상 반복하도록 하고 카메라의 촬영속도를 일정하게 유지하기 위해 실험 전 과정을 연속적으로 녹화하였다. High speed 비디오카메라의 촬영속도 60 field/sec, 노출시간 1/1500초로 세팅하였으며, DVC 테이프를 사용하여 기록하였다. 통제점 틀에 대한 좌표화는 틀 내

에 있는 총 33개의 통제점을 순서대로 5회 반복 디지털타이징하여 재구성 오차 0.45 cm인 3차원 실공간 좌표를 구하였다.

1) 이벤트(event)와 구간(phase)

보행주기는 디딤기와 흔들기로 구분되지만 효과적인 보행 형태의 영상분석을 위하여 오른발의 한걸음길리와 왼발 한걸음길리를 합쳐서 다음과 같이 6개의 이벤트와 5개의 구간을 설정하였다.

- (1) event 1 : 우측 발뒤꿈치 초기 착지(right heel contact 1 : RHC 1)
- (2) event 2 : 좌측 발가락 초기 이지(left toe off 1 : LTO 1)
- (3) event 3 : 좌측 발뒤꿈치 착지(left heel contact : LHC)
- (4) event 4 : 좌측 발가락 이지(right toe off : RTO)
- (5) event 5 : 우측 발뒤꿈치 두 번째 착지(right heel contact 2 : RHC 2)
- (6) event 6 : 좌측 발가락 두 번째 이지(left toe off 2 : LTO 2)

4. 자료처리

본 연구에서 관절점과 인체모형은 39개의 관절점에 의해 연결된 강체로 정의하고, 인체분절 자료는 Modified 된 것을 이용하며, 자료분석은 Kwon3D Motion Analysis Program Version 3.0을 사용하였다. Missing Point 처리를 위하여 60Hz, Full pre & post interpolation을 사용하고 차단주파수 6Hz Butterworth low pass filter를 사용하여 자료를 filtering 하였다. DLT를 이용하여 3차원 좌표를 구성하고, 지면반력의 자료 분석은 지면반력기로부터 나오는 신호를 증폭시켜, A/D 컨버터로 아날로그 신호를 변형시킨 후 Kwon GRF 2.0을 사용하였다. 지면반력기의 표집률(sampling rate)은 120 Hz, 표집시간(sampling time)은 3초로 하였다.

통계처리는 SPSS 18.0을 이용하여 20대 그룹과 60대 그룹 간 보행에서 운동학적인 요소인 시간적 변인 및 골반각도에 대한 집단 간의 차이를 검증하기 위하여 Wilcoxon Rank Sum Test와 Mann-Whitney U Test를 통해 각 집단 간에 유의성 검사를 하였으며, 보행시 보행속도와 각 변수와의 상관관계를 알아보기 위하여 Pearson's correlation analysis를 실시하였다. 모든 값의 통계적 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하였다.

III. 연구결과

20대 여성과 60대 여성을 대상으로 보행분석을 실시하여 보행 주기에서 시간적인 변수와 공간적인 변수, 각 관절의 각도 변인 등을 비교 분석한 결과는 다음과 같다.

1. 보행의 시간변수

시간변수에 대한 분석결과는 표 3과 같이 보행주기에서 20대에서 1.04±0.03 sec, 60대에서 1.04±0.06 sec의 값을 나타냈으나, 두 집단 간에는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

한발짜시각(step time)은 표 3에서 보는 바와 같이 20대에서 0.52±0.01 sec, 60대에서 0.52±0.03 sec의 값을 나타냈으나, 두 집단 간에는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 분

당 한발짜물(cadence)는 20대에서 115.25±2.68 step/min, 60대에서 115.26±5.98 step/min의 값이 나타났으나, 두 집단 간에는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 보행속도는 20대에서 1.34±5.35 m/s, 60대에서 1.21±3.95 m/s의 값이 나타났고, 두 집단 간에는 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다 ($p<.01$).

2. 골반 회전각도

골반 회전각은 좌측 위앞엉덩뼈가시(ASIS)과 우측 위앞엉덩뼈가시(ASIS)을 연결하는 선과 X축이 이루는 각이 일치되었을 때를 0도로 보고, (+)값은 좌측 ASIS이 전방에 위치한 값이며, (-)값은 우측 ASIS이 전방에 위치한 값이다. 표 4에서 나타난 것과 같이 RHC1과 LTO1 구간에서 20대 -6.97±5.02°, -6.84±4.58°, 60대 2.56±2.69°, 0.64±2.57°로 유의한 차이가 나타났다($p<.01$, $p<.05$).

3. 골반 전후경사각도

골반 전후경사각은 엉치뼈와 좌우 위앞엉덩뼈가시(ASIS) 중간점을 연결하는 선과 Y축이 이루는 각이 일치되었을 때를 0도로 보고 (+)값은 엉치뼈가 ASIS의 중간점보다 높은 위치를 말하며, (-)값은 엉치뼈가 ASIS의 중간점보다 낮은 위치를 말한다. 표 5에서 보는 바와 같이 20대와 60대가 전 구간에서 전

표 3. 보행에서 시간적 변수 분석

Variable	Age	Mean	SD	Mean Rank	Z	p
gate cycle (sec)	20s	1.04	0.03	7.00	.000	1.000
	60s	1.04	0.06	7.00		
step time (sec)	20s	0.52	0.01	7.19	-.232	.817
	60s	0.52	0.03	6.70		
cadence (step/min)	20s	115.25	2.68	7.00	.000	1.000
	60s	115.26	5.98	7.00		
gate velocity (m/sec)	20s	134.45	5.35	9.38	-2.781**	.005
	60s	121.37	3.95	3.20		
stance (%)	20s	57.78	2.70	5.94	-1.248	.212
	60s	59.79	2.36	8.70		
swing (%)	20s	42.21	2.70	5.94	-1.248	.212
	60s	40.21	2.36	8.70		
single stance (%)	20s	38.22	1.73	6.13	-1.026	.305
	60s	38.95	1.37	8.40		
double stance1 (%)	20s	11.58	1.43	6.31	-.807	.419
	60s	11.53	2.93	8.10		
doublestance2 (%)	20s	7.98	2.16	6.13	-1.028	.304
	60s	9.30	0.88	8.40		

** $p<.01$

표 4. 보행주기에서 골반 회전각도 비교

(unit:deg.)

Event	Age	Mean	SD	Mean Rank	Z	p
RHC 1	20s	-6.97	5.02	4.75	-2.635**	.008
	60s	2.56	2.69	10.60		
LTO 1	20s	-6.84	4.58	5.00	-2.342*	.019
	60s	0.64	2.57	10.20		
LHC	20s	7.38	4.47	6.50	-.586	.558
	60s	9.00	4.58	7.80		
RTO	20s	7.24	4.55	6.50	-.586	.558
	60s	9.72	4.24	7.80		
RHC 2	20s	-6.53	4.82	5.38	-1.903	.057
	60s	-0.25	5.00	9.60		
LTO 2	20s	-7.13	4.55	5.50	-1.757	.079
	60s	-1.78	4.07	9.40		

** p<.01, * p<.05

RHC1: right heel contact 1, LTO1: left toe off 1, LHC : left heel contact
RTO : right toe off, RHC2: right heel contact 2, LTO2: left toe off 2

표 5. 보행주기에서 골반 전후경사각도 비교

(unit : deg.)

Event	Age	Mean	SD	Mean Rank	Z	p
RHC 1	20s	0.91	5.13	5.06	-2.272*	.023
	60s	6.62	2.20	10.10		
LTO 1	20s	1.01	5.06	5.50	-1.757	.079
	60s	6.45	2.46	9.40		
LHC	20s	1.07	5.26	5.38	-1.903	.057
	60s	7.19	3.50	4.10		
RTO	20s	1.24	5.34	5.50	-1.757	.079
	60s	7.36	3.53	9.40		
RHC 2	20s	1.20	5.30	5.25	-2.049*	.040
	60s	6.83	2.03	9.80		
LTO 2	20s	1.69	5.57	6.00	-1.171	.242
	60s	6.76	2.32	8.60		

* p<.05

RHC1: right heel contact 1, LTO1: left toe off 1, LHC : left heel contact
RTO : right toe off, RHC2: right heel contact 2, LTO2: left toe off 2

방경사를 나타내었으며, RHC 1과 RHC 2구간에서 20대 $0.91 \pm 5.13^\circ$, $1.20 \pm 5.30^\circ$, 60대 $6.62 \pm 2.20^\circ$, $6.83 \pm 2.03^\circ$ 로 유의한 차이를 나타내었다($p < .05$).

4. 골반 측방경사각도

골반 측방경사각은 좌측 위앞엉덩뼈가시(ASIS)과 우측 위앞엉덩뼈가시(ASIS)을 연결하는 선과 X축이 이루는 각이 일치했을 때를 0도로 보고 (+)값은 우측 ASIS이 좌측 ASIS에 비해

상승했을 때의 값이며, (-)값은 좌측 ASIS이 우측에 비해 상승했을 때의 값이다. 본 연구에서는 표 6에서 보는 바와 같이 RHC 1, LTO 1에서 20대 $-0.07 \pm 2.62^\circ$, $2.05 \pm 1.74^\circ$, 60대 $-3.29 \pm 0.68^\circ$, $-1.94 \pm 1.48^\circ$ 로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p < .01$), RHC 2, LTO 2는 20대 $-0.38 \pm 2.37^\circ$, $1.17 \pm 2.24^\circ$, 60대 $-3.12 \pm 1.74^\circ$, $-1.35 \pm 1.64^\circ$ 로 두 집단 간에 유의한 차이가 나타났다($p < .05$).

표 6. 보행주기에서 골반 측방경사 비교

(unit : deg.)

Event	Age	Mean	SD	Mean Rank	Z	p
RHC 1	20s	-0.07	2.62	9.25	-2.635**	.008
	60s	-3.29	0.68	3.40		
LTO 1	20s	2.05	1.74	9.25	-2.635**	.008
	60s	-1.94	1.48	3.40		
LHC	20s	-3.40	2.72	6.50	-.586	.558
	60s	-2.45	2.78	7.80		
RTO	20s	-4.56	2.77	6.38	-.732	.464
	60s	-3.36	2.20	8.00		
RHC 2	20s	-0.38	2.37	8.75	-2.049*	.040
	60s	-3.12	1.74	4.20		
LTO 2	20s	1.17	2.27	8.75	-2.049*	.040
	60s	-1.35	1.64	4.20		

* p<.05, ** p<.01

RHC1: right heel contact 1, LT01: left toe off 1, LHC : left heel contact
RTO : right toe off, RHC2: right heel contact 2, LT02: left toe off 2

5. 보행속도와 골반각과의 상관관계 분석

보행속도와 골반각과의 관련성을 알아보기 위하여 피어슨 상관 계수를 분석한 결과는 표 7에서 보는 바와 같이 골반회전각 (r=-.298, p<.01), 골반전후경사각(r=-.402, p<.01), 골반측방경사각(r=.269, p<.05)이 유의한 상관관계가 있는 것으로 나타났다.

IV. 고찰

노화 및 신체활동 부족으로 나타나는 두드러진 기능은 하지 신체기능이며 이러한 하지기능 저하는 독립적인 보행과 같은 일상생활 활동에 많은 영향을 미치므로 고령자는 전반적인 체력 향상보다는 기능저하를 예방하기위한 체력 또는 신체기능 관리가 필요하다. 신체기능들 중 하지기능 강화를 위한 보행은 노인들에게 부상을 예방하며 기능적인 독립생활을 성취하는 데

매우 중요하다.

이 연구에서 보행속도는 20대와 60대의 보행분석을 통해 보행주기에 대한 분석결과는 20대에서 1.04±0.03 sec, 60대에서 1.04±0.06 sec의 값을 나타냈으나, 두 집단 간에는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 박성현(2001)의 정상여성 보행에서 한발짝시간 평균값이 왼쪽 0.52±0.04 sec, 오른쪽 0.52±0.04 sec로 본 연구와 거의 유사하게 나타났으며, 두 집단의 디딤기와 흔들기 비율, 한발짝시간과 한발짝폭이 비슷하게 나타났기 때문 보행주기가 유사하게 나타난 것으로 사료된다.

조유미 등(2004)의 건강한 노인여성의 보행에서 평균값이 114.46±11.02 step/min로 보고하였고, 정상성인 여성 보행에서 박성현(2001)의 117 step/min, Perry(1992)의 116 step/min의 연구결과와도 유사하게 나타났다. 임비오(1997)의 성인남자들 보행연구에서 30대 107 step/min, 40대 106 step/min, 50대 105 step/min, 70대 104 step/min으로 여성에 비해 한발짝폭이 작으며, 연령이 증가할수록 감소하는 것

표 7. 보행속도와 보행각도와의 상관분석

Variables	Variables			
	gait velocity	pelvic rotation	pelvic tilt	pelvic obliquity
gait velocity	1.000			
pelvic rotation	-.298**	1.000		
pelvic tilt	-.402***	.128	1.000	
pelvic obliquity	.269*	-.590***	-0.24	1.000

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

으로 나타났다.

Neumann(2004)의 정상성인 여성의 평균값 1.27 m/s와는 큰 차이가 없지만, 조유미 등(2004)의 건강한 노인여성의 보행속도에서 왼쪽과 오른쪽이 1.05±1.13 m/s, 1.06±1.13 m/s로 나타나, 본 연구에서 60대 여성들이 빠르게 걷는 것으로 나타났다. 박성현(2001)의 체질량 지수별 성인여성 보행에서는 저체중 집단의 보행속도가 빠르게 나타났다고 보고했다. 20대 여성에 있어 60대에 비해 가벼운 체중은 보행속도에 다른 변인과 함께 영향을 미쳤을 것이라 사료된다.

권도윤(1997)의 정상성인 보행 분석에서 평균 보행속도에서 20대 1.07±0.12 m/s, 60대 1.01±0.21 m/s로 나타났고, 성별에서 남성에서 1.03±0.26 m/s, 여성에서 1.04±0.16 m/s로 연령과 성별 유의한 차이가 나타났다. 노인은 젊은 사람에 비하여 한발짝 길이가 짧고, 운동뉴런과 근섬유의 손실로 인한 근력의 감소로 보행패턴의 변화를 가져와 에너지 소모가 현저하게 증가하여 보행속도에 영향을 미친다(Prince et al., 1997). 또한 과도한 관절 사용으로 골중식체의 형성과 관절표면의 부조화를 가져와 보행시 관절각도의 감소와 한걸음길이, 한발짝물, 속도의 감소가 두드러진다(Alexander, 1994).

60대에 있어 유연성, 관절문제, 근력약화, 자세 제한, 체중 등의 생물학적 원인의 결합으로 나이에 따른 보행변화 즉 보행속도를 감소시키는 원인이 된다고 사료된다(Laessoe & Voigt, 2008; Masani et al., 2007).

성인을 대상으로 일반적으로 연령이 증가할수록 디딤기의 비율이 높게 나타난다고 보고한 이경순(2007) 결과와도 유사하게 60대에서 디딤기 비율이 높게 나타났다. 디딤기 비율이 연령이 증가할수록 높게 나타나는 것은 보행주기 시간의 증가, 보행속도와 한걸음 길이의 감소 등이 영향을 미친다고 사료된다.

골반 회전각은 좌측 위앞엉덩뼈가시(ASIS)과 우측 위앞엉덩뼈가시(ASIS)을 연결하는 선과 X축이 이루는 각이 일치되었을 때를 0도로 보고, (+)값은 좌측 ASIS이 전방에 위치한 값이며, (-)값은 우측 ASIS이 전방에 위치한 값이다.

권도윤(1997)의 골반회전각은 20대와 60대 연령에 따른 유의한 차이는 나타나지 않는다고 보고했으며, 성별에 따른 남성 4.88±2.59°, 여성 5.02±3.66°로 유의한 차이를 보고했다. 본 연구에서는 20대와 60대의 좌측 ASIS의 전방위치 때문이라 사료되며, 이것은 골반 및 엉덩관절의 가동성을 감소시켜 한걸음 길이 및 보행속도를 감소시킨다고 사료된다.

골반 전후경사각은 엉치뼈와 좌우 위앞엉덩뼈가시(ASIS) 중간점을 연결하는 선과 Y축이 이루는 각이 일치되었을 때를 0도로 보고 (+)값은 엉치뼈가 ASIS의 중간점보다 높은 위치를 말하며, (-)값은 엉치뼈가 ASIS의 중간점보다 낮은 위치를 말한다.

조유미(2004)의 건강한 노년여성의 보행분석에서 최대 골

반경사각은 우측과 좌측이 16.21±3.41°, 15.51±3.56°로 본 연구대상자에 비해 경사각이 크게 나타났으며, 권영실 등(1998)의 연구에서 10.11±0.42°로 보고하여 건강한 노인에서 골반 전방경사각이 크게 나타나는 것은 자세 및 근골격계의 변화를 나타냄을 알 수 있다.

권도윤(1997)의 20대와 60대의 골반전후경사각도 13.37±4.20°, 15.97±5.01°로 연령에 따라 유의한 차이가 나타났으며, 성별에서도 남성 14.57±4.70°, 여성 13.54±5.90°로 유의한 차이가 나타났다. 광길환, 이동욱과 배성수(2003)의 골반경사 운동이 편마비환자의 보행특성에 미치는 영향에서 골반운동이 보행속도와 한발짝물, 한걸음길이의 증가를 가져왔고, 편마비환자의 보행패턴을 개선하기 위해 많이 시행되고 있다고 보고했다.

골반 측방경사각은 좌측 위앞엉덩뼈가시(ASIS)과 우측 위앞엉덩뼈가시(ASIS)을 연결하는 선과 X축이 이루는 각이 일치했을 때를 0도로 보고 (+)값은 우측 ASIS이 좌측 ASIS에 비해 상승했을 때의 값이며, (-)값은 좌측 ASIS이 우측에 비해 상승했을 때의 값이다. 권도윤(1997)의 골반측방경사각도는 20대에서 4.22±4.22°, 60대에서 4.33±4.34° 연령에 따른 유의한 차이가 나타나지 않았으며, 성별에서도 남성 5.19±3.13°, 여성 4.01±2.61°로 유의한 차이는 나타나지 않았다. Ounpuu(1995)의 임상보행분석에서 골반 측방경사각은 정상보행에서 상방 5°, 하방 5°로 운동이 일어나며, 엉덩관절에 대한 골반의 모음과 벌림의 결과로 일어나며, 20대여성에 있어 골반측방경사각은 남성에 비해 증가한다고 보고했다.

60대 노인여성에 있어 보행주기 전 구간에서 (-)값은 좌측 엉덩뼈능선이 항상 상승된 것을 알 수 있다. 노인의 자세에 있어, 좌측 어깨의 상승은 좌측 골반에 영향을 미칠 것이며, 60대에 있어 저가동성의 허리뼈, 엉덩관절 벌림근과 엉덩정강인대의 현저한 길이 감소는 이러한 운동의 범위를 제한시키며, 보행주기마다 나타나는 이러한 골반의 경사는 허리뼈의 측방굴곡을 증가시키게 된다고 사료된다.

보행속도와 골반각도의 관련성을 알아보기 위하여 피어슨 상관계수를 분석한 결과는 골반회전각($r=-.298, p<.01$), 골반전후경사각($r=-.402, p<.01$), 골반측방경사각($r=.269, p<.05$)이 유의한 상관관계가 있는 것으로 나타났다. 일반적으로 하지의 관절가동범위가 보행속도와 한발짝에 많은 영향을 미치며 보행속도가 증가할 때 골반운동은 일반적으로 증가한다(Inman et al., 1981). 보행속도가 빨라짐에 따라 더 커지게 되는 골반 경사에 의해 기능적 하지길이(functional leg length)는 증가하게 되고, 이것에 의해 걸음길이 또한 증가하게 된다. 보행주기 동안 골반은 각 방향으로 회전하며, 보행속도를 증가시켜 걸음길이를 길게 함에 따라 골반의 회전은 더 크게 일어난다. 하지관절각의 가동성은 보행속도에 비례하게 된다. 각 관절에

여러 가지 원인으로 인한 가동성에 제한이 있는 경우나, 근골격계 근육들의 지나친 구축 또는 이완 상태는 관절의 가동성에 문제점을 제공한다(McDermitt et al., 2007). 본 연구에서 보행속도와 골반회전각 및 골반전후경사각이 음의 상관관계가 나타난 것은 노인들에게 관절가동성의 증가가 아니라 이미 골반의 정렬이 20대에 비해 이미 기울어진 상태라 각도가 증가되어 나타났다.

개인의 보행능력에서 가장 기능적인 능력이 보행속도이다(Newmann, 2004). 60대 노인여성의 좌측 엉덩뼈능선의 상승, 좌측 ASIS의 전방위치, 골반의 전방경사는 골반가동범위를 감소시켜 결국 보행속도를 감소시키는 원인으로 나타났다. 보행훈련에서 골반 및 하지의 바른 정렬과 하지관절의 가동범위를 증가시키고 특히 골반의 가동성 및 골반전후각의 정확한 분석은 요통의 예방 및 보행의 효율성을 증대시킬 것이라 사료된다.

V. 결론

본 연구의 목적은 3차원 동작 분석기를 이용하여 정상 여성 20대와 60대를 대상으로 집단 간 보행패턴을 비교·분석하였다. 보행과 관련된 운동학적 변인의 변화 값을 비교 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 보행의 시간적 변수인 보행속도는 20대가 60대보다 빠르게 나타났다.
2. 골반회전각도는 보행 전 구간에서 60대에서 증가된 값이 나타났다고, LHC 1(left heel contact 1)과 LTO 1(left toe off 1) 구간에서 유의하게 증가하였다.
3. 골반전후경사 각도는 RHC 1, RHC 2(right heel contact 1, 2)에서 60대의 전방경사각이 증가했다.
4. 골반측방경사 각도는 RHC 1, RHC 2와 LTO 1, LTO 2 구간에서 60대의 우측 엉덩뼈능선이 상승하였다.
5. 골반회전 각도, 골반전후경사 각도, 골반측방경사 각도는 보행속도와 유의한 상관이 있는 것으로 나타났다.

위와 같은 결과를 토대로 노인 보행훈련 시 골반의 가동범위를 증가시키는 운동이 보행훈련에 앞서 이루어져야 하며, 하지관절의 증가된 가동성은 보행속도를 향상시킬 뿐 아니라, 보행훈련의 효율성을 증진시킬 것이라 사료되며, 추후 골반과 하지관절각의 증가와 감소에 따른 대상작용으로 인한 2차적 질환을 예방할 수 있는 운동프로그램이 연구되어야 할 것이다.

참고문헌

1. 광길환, 이동욱, 배성수. 골반경사 운동과 보행훈련이 편마비환자의 보행특성에 미치는 영향. 대한물리치료학회지. 2003; 15(3):465-480.
2. 권도윤. 3차원 동작분석기를 이용한 한국정상성인의 보행분석. 울산대학교 대학원 석사학위논문. 1997.
3. 권영국, 변승남. 새로운 생체역학개론. 서울 : 정문각. 1999.
4. 권영실. 뇌졸중으로 인한 편마비환자의 보행분석 연구. 대구대학교 석사학위논문. 1998.
5. 박성현. 체질량 지수별 성인 여성의 보행 형태 분석. 창원대학교 대학원 석사학위논문. 2001.
6. 신경균. 일차선별평가의 방법과 기술. 가정의학회지. 2005; 26(4):296-299.
7. 이경순. 노인여성의 정적직립자세에서 지면반력 주파수 분석. 대한물리치료과학회지. 2012;19(1):63-69.
8. 이경순. 정적직립자세에서 여성고령자의 COP와 BBS, SPPB, TUG와의 상관관계연구. 한국운동역학회지. 2009;19(3):529~538.
9. 이경순. 20대와 60대 남녀의 시공간적 보행 변수 분석. 한국여성체육학회지. 2007;21(4):55-66.
10. 조비룡. 허약한 고령자의 신체기능평가. 가정의학회지. 2003; 24(10):161-165.
11. 임비오. 성인남자의 연령별 보행형태분석. 서울대학교 대학원 석사학위논문. 1997.
12. 조유미, 이종삼, 송창호. 건강한 노년여성의 보행의 3차원적 분석. 한국스포츠리서치. 2004;15(5):1706-1712.
13. 최규정, 권희자. 보행용 전문 신발과 일반 운동화의 운동역학적 비교 분석. 한국운동역학회지. 2003;13(2):161-173.
14. Alexander, N. B.. Postural control in older adults. *J Am Geriatr Soc.* 1994;42(1):93.
15. Beck, R. J., Andriacchi, T. P., Kuo, K. N.. Changes in the gait patterns of growing children. *Jone and Joint Surgery.* 1981;63(A):1452-1459.
16. Cavanagh, P. R. A technique for the display of pressure distribution beneath the foot. *J. Biomechanics.* 1980;13(2):397-406.
17. Inman, V. T., Ralston, H. J., Todd, F. Human Walking. Baltimore, Williams & Wilkins. 1981
18. Kim, S. W., Nussbaum, M. A., Madigan, M. L. Direct parameterization of postural stability during quiet upright stance: Effect of age and altered sensory condition. *Journal of Biomechanics.* 2008;41(2): 406-411.
19. Laessoe, U., Voigt, M. Anticipatory postural control strategies related to predictive perturbation. *Gait & Posture.* 2008;28(1):62-68.

20. Lusardi, M. M., Pellecchia, G. L., Schulman, M. Functional performance in community living older adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2004;26(3):14-22.
21. Masani, K., Vette, A., Kouzaki, M., et al. Larger center of pressure minus center of gravity in elderly induces larger body acceleration during quiet standing. *Neuroscience Letters*. 2007;422(3):202-206.
22. McDermitt, M. M., Guralnik, J. M., Tian, L., et al. Baseline functional performance predicts the rate of mobility loss in persons with peripheral arterial disease. *Journal of the American College of Cardiology*. 2007;50(10):974-982.
23. Murry, M. P., Kory, R. C., Clarkson, B. H., et al. Walking Patterns of Normal Women. *Arch Phys Med Rehabil*. 1970;51(11):637-650.
24. Murray, M. P. Gait as a total pattern of movement. *Am. J. Phys. Med*. 1967;46(1):86-100.
25. Neumann, D. A. KINESIOLOGY of the MUSCULOSKELETAL SYSTEM. Mosby. 2004.
26. Nigg, B. M. Biomechanical aspects of running, In Biomechanics of Running Shoes. B. M. Nigg(ed), Champaign, Ill, : Human kinetics publishers, Inc, 1986;1-25.
27. Oberg, t., Karsznia, A., & Oberg, K. Basic gait parameters : Reference data for normal subjects, 10~79 years of age. *J Rehabil R & D*. 1993;30(2):210-223.
28. Ounpuu, S., Clinical gait analysis. In Spivack BS: Evaluation and Management of Gait Disorders. New York, Marcel Dekker. 1995.
29. Perry, J. Gait analysis : Normal and Pathological function. Thorofara, New Jersey : Slack, Inc. 1992.
30. Prince, F., Corriveau, H., Hebert, R., & Winter, D. A. Gait in the elderly. *Gait and Posture*. 1997;5(2):128-135.
31. Winter, D. A. The Biomechanics and control of balance during standing and walking. Waterloo Biomechanics. 1995a.
32. Winter, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*. 1995b; 3(4):193-214.

