

노인의 정적 균형 수행력이 보행에 미치는 영향

광주보건대학 물리치료과

김 태 윤

Effect of Static Balance Performance on Gait in Elderly

Kim, Tae-Yoon, Ph.D., R.P.T

Dept. of Physical Therapy, Gwangju Health College

<Abstract>

The purpose of this study was to investigate the effect of static balance performance on gait in elderly.

Subjects were twenty four members living in Gwangju(12males, 12females), between 65 and 81 years of age.

The Force platform was used to measured static balance performance and gait analyzed the 3-D Motion Analysis

The results of this study were as follow ;

1. The postural sway showed, The mean value of toe-heel was 1.41 ± 0.51 cm and left-right was 0.63 ± 0.20 cm.

In gait analysis, the mean value of each variable were swing phase $40.5 \pm 9.65\%$, stance phase $59.5 \pm 9.65\%$, stride length 0.79m, cadence 0.83 ± 0.44 step/sec, velocity 0.57 ± 0.32 m/sec, Knee up $34.7 \pm 31.0^\circ$, Knee down $-53.6 \pm 40.14^\circ$. Ankle up $12.14 \pm 13.94^\circ$, Ankle down $-16.8 \pm 25.0^\circ$ showed.

2. The correlation matrix between L-R sway and Toe-heel sway and gait variables was not showed.

3. In multiple regression test, there were no related variable.

I. 서 론

균형을 유지하는 능력은 자세 흔들림을 적게하고 지지면내에서의 균형 중심점을 유지할 수 있도록 하는 자세 조절 능력이 필요한 것으로써 신경계와 관련된 질병 및 근골격계의 손상과 노화의 과정에서 손상될 수 있다.

노인들은 다양한 감각자극을 통합하는 신경근계의 기능저하로 인하여 자세 조절 능력이 결핍되어 보행시 낙상을 유발시켜 생명을 잃게 되는 경우도 있다(Susan et al. 1992).

노인들에 있어서 균형 수행 능력을 측정하기 위한 방법은 기립자세 동안의 자세의 흔들림을 측정함으로써 균형 수행 능력에 대한 전체적인 지표로 사용할 수 있으며 자세 안정성을 평가하기 위해서도 정적인 자세에서 자세 흔들림을 측정하여 안정성의 지표로 사용할 수 있다고 보고하였다(Ronnalee et al, 1992).

Wollacott(1977)는 노인들에게 있어서 자세 흔들림에 대한 고유수용성감각 기능이 저하되어 균형 수행 능력이 저하된다고 보고하였으며, 고유수용성감각이 노인들에게 자세를 조절하는 첫 번째 요소가 될지라도 시각, 전정감각과 고유수용성감각의 통합으로 인하여 상황변화에 따른 환경에 적응할 수 있는 기전을 제공한다 하였고 하였다.

보행은 신체각부의 복합적인 운동 현상의 하나로 유각기와 입각기를 교대로 하는 양측 하지의 율동적인 운동으로 신체를 한 지점에서 다른 지점으로 옮겨가는 행위으로써 균형 중심점의 지속적인 이동이 이루어진다. 또한 Wollacott(1983)는 힘판을 사용하여 자세흔들림에 대한 고유수용성감각 정보 입력이 안되었을 때 노인들에게서 균형 조절력이 상실되었다고 보고하였다.

노인들은 하지근력 손실과 피부와 관절 수용감각의 활동성 역치의 증가로인하여 불안정한 면에서 자세를 유지하는 동안 족관절에 과도한 만성적인 전위를 일으킬 수 있으며 족관절의 염력 감소나 고유수용성 정보 입력의 감소로 고유수용성 피드백에 따라 좌우되지 않는 비능률적인 움직임으로 인하여 보행에 영향을 미치게 된다고 보고하였다. -Susam L Ancelcer & Richard PD ; Fabio 17

따라서 본 보고서에서는 전 후 자세 흔들림이 보행 변인에 대하여 어떠한 영향을 미치는가를 알아봄으로써 노인들의 보행 특성에 대한 자료를 제공하고자 한다.

II. 연구대상 및 방법

1. 연구대상자의 특성

본 연구의 대상은 K 광역시에 거주하는 60세 이상의 노인으로써 의학적 장애가 없으며 전정계 손상이나 시각 손상이 없는 노인 24명을 대상으로 하였으며 이들 중 12명은 1년 이상 규칙적인 운동을 실행하고 있었으며 12명은 특별한 운동을 하지 않은 상태로 일상 생활을 수행하고 있는 자로 하였으며 이들의 평균 연령은 71.05 ± 6.58 세이고, 평균 신장은 155.35 ± 8.72 cm이었으며 평균 체중은 57.17 ± 7.26 kg이었다.

2. 방법

정적 균형 수행력을 측정하기 위해 Dynamic balance system(chattanooga U.S.A)을 사용하였다. 이 기계는 전후 이동과 전후 기울기가 가능한 force platform과 중족골두와 발뒤꿈치에 수직으로 작용하는 힘을 측정할 수 있는 4개의 footplate가 있으며 균형 중심점이 십자가로 표시되어 화면에 나타나고 자료를 수집하는 컴퓨터로 연결되어 있다.

균형 중심점이 좌우 및 앞뒤로 이동한 거리를 흔들림(sway)로 표시하였으며, 왼쪽으로 최대 이동한 거리와 오른쪽으로 최대로 이동한 거리를 합하여 좌우 흔들림을 계산하고, 발가락쪽과 발뒤꿈치쪽으로 최대로 이동한 거리를 합하여 전후 흔들림을 측정하였다.

대상자를 균형측정장치의 힘판 위에 신발을 벗은 상태에서 자연스러운 복장으로 올바르게 세운 후 footplate의 위치는 중앙에서 10cm 떨어지도록 하고 중심선에서 각각 15° 를 이루게하여 2번을 측정하여 평균값을 선택하였다. 보행 변인을 측정하기 위해 3D Motion Analysis System(Zebris, Germany)을 사용하였다. 신발을 벗은 상태에서 4개의 초음파 Marker와 발바닥 전극을 고관절, 무릎관절, 족관절, 5번째 발가락 사이와 발바닥에 부착시킨 후 10m를 자연스러운 속도로 걷게 하였으며 중간지점에 측정 센서를 위치하여 센서의 범위 안에 기록된 보행 변인에 대하여 분석하였다.

3. 자료처리

: 연구대상자의 일반적 특징 및 각 변인의 최대, 최소값과 평균 및 표준편차를 알아보기 위하여 기술 통계를 구하였고, 균형수행능력 변인과 보행변인 간의 관계를 분석하기 위해 Pearson의 적률 상관 분석을 실시하였다. 보행변인에 대한 균형수행능력 변인의 영향력을 분석하기 위해 균형수행 능력을 종속변인으로 한 중다회귀분석(multiple regression)을 실시하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 정적균형수행력과 보행 변인에 대한 기술 통계값

정적균형수행력 변인시 있어서 좌우 흔들림은 평균 $0.63 \pm 0.20\text{cm}$ 이고, 전후 흔들림은 $1.41 \pm 0.54\text{cm}$ 로 나타났으며 각각의 보행변인에 대한 평균은 유각기 $40.5 \pm 9.65\%$, 입각기 단계 $59.5 \pm 9.65\%$, 보폭 $0.79 \pm 0.63\text{cm}$, 보행률(Cadence) $0.83 \pm 0.44\text{st/sec}$, 속도 $0.57 \pm 0.32\text{m/sec}$, 무릎올림 34.7 ± 31.0 도, 무릎내림 -53.6 ± 40.14 도, 발목올림 12.14 ± 13.94 도, 발목내림 -16.8 ± 25.0 도로 나타났다(표1 참조).

<표1> Descriptive statistics of the variables

n=24

Variable	Mean±S.D	minimum	maximum	unit
L-R sway	0.63 ± 0.20	0.27	0.92	cm
Toe-Heal sway	1.41 ± 0.54	0.87	3.25	cm
Swing-Phase	40.5 ± 9.65	20.0	67.0	%
Stance-Phase	59.5 ± 9.65	33.0	80.0	%
Stride-length	0.79 ± 0.63	0	3.35	m
Cadence	0.83 ± 0.44	0.42	2.63	step/sec
Velocity	0.57 ± 0.32	0	1.42	m/sec
Knee up	34.7 ± 31.0	-3.0	119.3	degree
Knee down	-53.6 ± 40.14	-130.7	37.0	degree
Ankle up	12.14 ± 13.94	-25.7	42.3	degree
Ankle down	-16.8 ± 25.0	-93.0	15.0	degree

2. 좌우 흔들림과 전후흔들림의 보행변인간 상관분석

좌우 흔들림과 전후 흔들림의 보행변인간 상관분석에 있어서는 좌우 흔들림과 전후 흔들림은 보행변인에 대하여 상관관계가 나타나지 않았으며, 보행특성상 유각기와 입각기 사이에서 유의한 상관관계를 나타냈으며 보행속도와 보폭, 무릎내림과 보행률, 발목올림과 보행률, 발목내림과 보폭, 발목내림과 보행률, 발목내림과 속도에서 통계적으로 유의한($p>.05$) 수준의 상관관계가 나타났으며 다른 변인간의 분석에 있어서는 상관관계가 나타나지 않았다(표2 참조).

<표2> Correlation matrix between L-R sway, Toe-heel sway and gait

요인	L-R sway	T-H sway	Swing Phase	Stance Phase	Stride length	Cadence	Velocity	Knee up	Knee down	Ankle up	Ankle down
L-R sway	1.00										
T-H sway	.0388 (.8569)	1.00									
Swing Phase	.3438 (.0999)	-0.060 (0.7783)	1.00								
Stance Phase	-.3438 (.0999)	.0606 (.7783)	-1.0000 (.0000)	1.00							
Stride length	-.1529 (.4755)	-.2202 (.3010)	-.1340 (.5324)	.1340 (.5324)	1.00						
Cadence	-.2570 (.2252)	-.1277 (.5520)	.0767 (.7216)	-.0767 (.7216)	-.3058 (.1462)	1.00					
Velocity	.0395 (.8545)	-.2509 (.2368)	-.0444 (.8367)	.0444 (.8367)	.7882 (.0001)	.0886 (.6804)	1.00				
Knee up	.2841 (.1784)	-.0055 (.9796)	.2317 (.2758)	-.2317 (.2758)	.1644 (.4426)	.2136 (.3161)	.1832 (.3914)	1.00			
Knee down	-.0389 (.8567)	-.2054 (.3355)	-.0761 (.7237)	.0761 (.7237)	-.0919 (.6691)	.4417 (.0307)	-.0602 (.7797)	-.2822 (.1815)	1.00		
Ankle up	.0659 (.7593)	.3341 (.1106)	-.1859 (.3843)	.1859 (.3843)	-.2242 (.2921)	-.4435 (.0299)	-.1814 (.3962)	-.0365 (.8655)	-.4731 (.0195)	1.00	
Ankle down	-.1336 (.5334)	.2385 (.2616)	.2078 (.3298)	-.2078 (.3298)	-.4489 (.0278)	-.5604 (.0044)	-.4858 (.0161)	-.3360 (.1084)	-.3352 (.1093)	.3901 (.0595)	1.00

3. 좌우 흔들림과 전후 흔들림의 보행변인간 회귀계수

보행변인에 대한 좌우 흔들림과 전후 흔들림에 대한 영향력을 알아보기 위하여 정적 균형 수행력을 종속 변인으로 한 중다회귀분석 결과에 있어서 정적 흔들림과 보행 변인에 대한 각각의 설명변량 (R^2)는 유각기 시 $R^2=.1237$ (표3 참조), 입각기 $R^2=.1237$ (표4참조) 보폭 ($R^2=.0694$)(표5참조), 보행률 ($R^2=.0851$)(표6 참조), 속도 ($R^2=.0639$)(표7참조), 무릎굴곡 ($R^2=.0810$)(표8참조), 무릎내림 ($R^2=.0432$)(표9참조), 발목굴곡 ($R^2=.1144$)(표10참조), 발목신전 ($R^2=.0774$)(표11참조)로 나타났다.

<㉓> Regration index of L-R sway and Toe-heel sway in swing phase

variables	Df	β	SE	t	prob
intercep	1	31.99	8.06	3.96	.0007
L-R sway	1	16.57	9.77	1.69	.1046
Toe-Heel sway	1	-1.32	3.64	0.36	.7205

R²= .1237

<㉔> Regration index of L-R sway and Toe-heel sway in stance phase

variables	Df	β	SE	t	prob
intercep	1	68.00	8.07	8.43	.0001
L-R sway	1	-16.57	9.77	-1.70	.1046
Toe-Heel sway	1	1.32	3.64	0.36	.7205

R²= .1237

<㉕> Regration index of L-R sway and Toe-heel sway in stride length

variables	Df	β	SE	t	prob
intercep	1	1.42	0.55	2.61	.0164
L-R sway	1	-0.45	0.66	-0.69	.4999
Toe-Heel sway	1	-0.25	0.24	-1.02	.3198

R²= .0694

<㉖> Regration index of L-R sway and Toe-heel sway in cadence

variables	Df	β	SE	t	prob
intercep	1	0.63	0.38	1.682	.1074
L-R sway	1	0.57	0.45	1.256	.2227
Toe-Heel sway	1	-0.11	0.17	-0.660	.5162

R²= .0851

<㉗> Regration index of L-R sway and Toe-heel sway in velocity

variables	Df	β	SE	t	prob
intercep	1	0.81	0.28	2.923	.0081
L-R sway	1	-0.05	0.34	-0.141	.8891
Toe-Heel sway	1	-0.15	0.13	-1.182	.2503

R²= .0639

<Æ8> Regration index of L-R sway and Toe-heel sway in knee up

variables	Df	β	SE	t	prob
intercep	1	8.66	26.52	0.327	0.7473
L-R sway	1	43.7	32.13	1.361	.1881
Toe-Heel sway	1	-0.95	12.0	-0.079	.9377

R²= .0810

<Æ9> Regration index of L-R sway and Toe-heel sway in knee down

variables	Df	β	SE	t	prob
intercep	1	-28.39	35.07	-0.810	.4273
L-R sway	1	-6.16	42.49	-0.145	.8861
Toe-Heel sway	1	-15.14	15.84	-0.956	.3499

R²= .0432

<Æ10> Regration index of L-R sway and Toe-heel sway in ankle up

variables	Df	β	SE	t	prob
intercep	1	-2.23	11.72	-0.190	.8512
L-R sway	1	3.67	14.20	0.258	.7987
Toe-Heel sway	1	8.55	5.29	1.62	.1211

R²= .1144

<Æ11> Regration index of L-R sway and Toe-heel sway in ankle down

variables	Df	β	SE	t	prob
intercep	1	-21.60	21.48	-1.006	.3258
L-R sway	1	-17.76	26.02	-0.683	.5023
Toe-Heel sway	1	11.29	9.70	1.164	.2575

R²= .0774

VI. 고 찰

일반적인 노인의 보행특성은 연구자들마다 다른 특성들을 보고하고 있으나 보행 시 입각기 동안 지지면이 넓으며 보폭이 짧다. 따라서 동시 입각기에 더 긴 시간이 소요된다. 초기의 유각기 동안에는 배측 굴곡이 감소되며 Heel off시에 슬관절과 고관절의 굴곡이 과도하게 나타난다. 또한 보행속도의 감소와 함께 족관절 가동범위의 감소가 나타나며(Hageman et al. 1986, Hagerman P. 1995), 유각기 후기와 입각기 초기에 감속에 대한 조절 능력이 떨어진다고(Winter D, 1992).

체간에 대한 골반 회전과 체간의 반대쪽으로 회전이 감소되고 견관절 신전과 주관절 굴곡이 증가되며, 고관절 외전이 증가되고 발이 바깥을 향하게 되고 골반과 체간의 수직 이동이 감소되고(Bendall M et al. 1989), 보행의 시작이 지연된다. 즉 노인들은 반응시간과 체중 이동시간이 길어져 발을 떼는 시간이 지연된다.

보행 속도의 감소 요인으로는 Winter D 등은 (1990) 체간과 고관절 및 족관절의 관절 가동범위 감소로 인한다고 하였으며 Bohannon R (1997)은 반응시간의 감소, 근력 특히 슬관절 신근력의 감소에 기인한다고 하였으며, 또 다른 요인은 전정 기능과 관련된 어지러움이 보행 조절에 영향을 미친다고 보고하였다(Fife T, Baloh R, 1993).

정적인 기립자세 동안 노인들의 자세 동요를 연구한 보고서에는 흔들리는 크기와 빈도는 젊은 사람들보다 더 크고(Brocklehurst, Roberts et al 1982) 또한 전후 방향의 흔들림도 30-39세 사이의 대상자들보다 70-80대의 대상자들이 52%이상 더 크다(Lucy & Hayes, 1985). 그러나 Panzer등 (1995)은 정적 자세에서 노인들은 안정성을 얻을 수 있는 자세 조절 방법을 스스로 조절함으로써 나이에 따른 자세 불안정성은 나타나지 않았다고 보고하였다.

자세의 흔들림은 노인들로 하여금 낙상의 위험과 관련이 있기 때문에 매우 중요하다(Overstall et al 1977) 본 보고서에서는 전후 흔들림 $1.41 \pm 0.54\text{cm}$, 좌우 흔들림은 $0.63 \pm 0.20\text{cm}$ 로 전후 흔들림이 좌우 흔들림보다 높게 나타났다. 이는 노인에게 있어서 좌우 흔들림에 대한 반응 손상이 전후 흔들림에 대한 반응 손상보다 낙상과 더욱 크게 관련되며 좌우 흔들림에 대한 안정성의 중요성을 강조한 보고(Mulroy & Maki, 1996)와 일치하였다.

건강한 20-40살의 젊은 성인과 60-80세의 노인들을 대상으로 보행 특성을 비교한 연구에서 무릎 신전과 stride length는 유의한 차이를 보였으며 노인들은 젊은 사람에 비해 무릎 신전이 적게 나타났고 stride length에 있어서도 더 짧은 특성을 보였다고 보고하였다(Ostrosky).

20-32세 12명과 60-74세 12명의 남자만 대상으로 한 연구에서 14m를 자유롭게 걷게 한 후 고속 cinematography로 분석한 결과 두 그룹간에 step, stride length, velocity, ankle range of motion 사이에는 유의한 차가 나타나지 않았다고 보고하였다. 또한 20-35세 13명, 60-84세 13명의 여성만을 대상으로 비교한 연구에서는 step length, stride length, ankle range of motion은 유의하게 작게 나타났다고 보고하였다.

보행속도를 결정하는 주 요인은 보폭과 보행률이다(Crowinshield RD등, 1978., Murray MP등, 1964., Larsson L등, 1980., Sutherland D등, 1980.). 건강한 젊은 사람과 노인들에게 있어서 보행률과 보폭에 대한 보행 속도는 선형관계로써 보폭이 증가하면 보행률은 그대로 있으며 속도의 증가가 있게 되며 보행률이

증가되면 보폭은 그대로 있으며 속도는 증가하게 된다.

나이가 들수록 여자는 남자보다 보행률이 증가하며 보행 속도를 같게 한다. 이 때 더 빠른 보행률로 짧은 보폭을 보상한다.

정상 성인의 보폭은 남자의 경우 평균 1.41m, 여자 1.46m이며 여자는 평균 1.28m라고 보고하였다(Perry J, 1992.). 그러나 이보다 더 짧다고 보고(Ferrandezam등, 1990., Hageman PA등, 1986., Blanke DJ등, 1989.) 하였다.

정상 성인의 보폭(stride length)에 관해서는 Perry(1992)는 평균 1.41m이며 남자인 경우 1.46m, 여자 1.25m로 보고하였으나 다른 보고서에서는 이 보다 더 짧다고 보고하였다(Ferrandezam등, 1990., Hageman PA등, 1986., Blanke DJ등, 1989.). 보폭은 속도와 밀접하게 관련된 것으로써, 나이가 들어감에 따라 특히 85세 이상에서 보폭의 감소로 인한 보행주기에서 각 관절은 전체적인 운동패턴에 기여하는 것으로써 많은 연구자들은(Finley FR등, 1969., Murray MP등, 1964.) 보행에 있어서 관절각의 변화는 나이와 관련되지 않는다고 보고하였으나 다른 연구자들은 자유스러운 속도의 보행에서 고관절, 슬관절, 족관절에서 아주 적은 관절의 각도 변화가 나타났다고 보고하였다(Murray MP등, 1969., Larish DD등, 1988.). 또한 나이와 관련 지어 빠른 보행이거나 자유스러운 보행보다 더 느린 보행에서 더욱 더 뚜렷하게 약간의 변화가 나타난다고 보고하였다(Oberg T등, 1994.). 본 보고서에서는 노인의 보행 속도 평균 $0.57 \pm 0.32 \text{m/sec}$ 일 때 무릎 굴곡은 $34.7 \pm 31.0^\circ$, 무릎 신전 $-53.6 \pm 40.14^\circ$, 발목 굴곡 $12.14 \pm 13.94^\circ$, 발목 신전 $-16.8 \pm 25.0^\circ$ 로 나타났다.

V. 결 론

노인에 있어서 정적상태의 좌우 흔들림과 전후 흔들림이 보행 변인에 미치는 영향을 알아보기 위하여 force platform을 이용하여 전후좌우의 흔들림을 측정하였으며 3-D Motion Analysis(Zebris,)에 의해 보행 변인을 측정 분석한 결과는 다음과 같다.

1. 노인의 기립자세에서 좌우 흔들림은 평균 $0.63\pm 0.20\text{cm}$ 이며 전후 흔들림은 $1.41\pm 0.51\text{cm}$ 로 나타났다. 또한 보행시 보행변인의 각각은 유각기 $40.5\pm 9.65\%$, 입각기 $59.5\pm 9.65\%$, 보폭 $0.79\pm 0.63\text{m}$, 보행률 $0.83\pm 0.44\text{st/sec}$, 속도 $0.57\pm 0.32\text{m/sec}$, 무릎올림 34.7 ± 31.0 도, 무릎내림 -53.6 ± 40.14 도, 발목굴곡 12.4 ± 13.94 도, 발목내림 -16.80 ± 25.0 도로 나타났다.

2. 노인의 정적기립자세에서 좌우흔들림과 전후 흔들림에 대한 보행 변인과의 상관관계는 나타나지 않았다.

3. 노인의 정적기립자세에서 좌우 흔들림과 전후 흔들림이 보행 변인에 미치는 영향은 유각기시 가장 높게 나타났으나 통계적으로 유의하게 않았다($r^2=.1237$)

이상의 결과를 종합해 볼 때, 정적균형수행력은 보행 변인에 대하여 어떠한 영향을 미치지 못하는 것으로 나타났다. 추후 동적균형수행력과 보행 변인에 대한 연구를 비롯한 더 많은 연구가 이뤄져야 할 것으로 생각한다.

참고 문헌

- Bendall M, Bassey E, Pearson M : Factors affecting walking speed of elderly people. *Age. Aging* ; 18 : 327-332, 1989.
- Blanke DJ, Hageman PA : Comparison of gait of young men and elderly men, *Phys Ther Feb* ; 69(2) 144-8, 1989.
- Blanke DJ, Hageman PA. Comparison of gait of young men and elderly men. *Phys Ther*, 69 : 144-148, 1989.
- Bohannon R : Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years. *Age Ageing*, 26 : 15-19, 1977.
- Brocklehurst. J. C. : Textbook of geriatric medicine and gerontology, Edinburgh, Churchill Livingstons, 1973.
- Crowinshield RD, Brand RA, Johnson RC. Effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics. *Clin Orthop*,132 : 140-144, 1978.
- Ferrandez AM, Pailhous J, Durup M. Slowness in elderly gait. *Experimental Aging Research*, 16(2) : 79-89, 1990.
- Fife T, Baloh R : Disequilibrium of unknown cause in older people. *An Neur* 1993 ; 34(5) : 694-702
- Finley FR, Cody KA, Finizie RV. (1969). Locomotion patterns in elderly women. *Arch Phys Med Rehabil*,50 : 140-146, 1969.
- Gabell A, Nayak USL : The effect of age on variability in gait. *J Gerontol* 39 : 662-606. 1984.
- Guimaraes RM, Isaacs B : Characteristics of the gait in old people who fall. *Int. Rehabil. Med* 2 : 177-180, 1980.
- Hageman PA, Blanke DJ : Comparision of gait of young woman and elderly woman. *Phys. Ther*, 66 : 1382-1387, 1996.
- Hageman PA, Blanke DJ : Comparison of gait of young women and elderly women, *Phys Ther*, sep ; 66(9) : 1382-7, 1986.
- Hageman PA, Blanke DJ. Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys Ther*, 66 : 1380-1387, 1986.
- Hageman R, Blanke D : Comparison of gait of young woman and elderly woman. *Phys. Ther*, 66(9) : 1382-1387, 1986.
- Hagerman P : Gait characteristics of healthy elderly : A literature review. *Issues Aging*, 18(2) : 14-18, 1995.
- Larish DD, Martin PE, & Mungiole M. Characteristic patterns of gait in the healthy old. *Ann NY Acad Sci*, 515 : 18-31, 1988.
- Larsson L, Odenrick P, Sandlund B, Weitz P, Oberg PD. The phase of the stride and their interaction in human gait. *Scand J Rehabil Med*, 12 : 107-112, 1980.
- Lucy. S. D., Hayes, K. C. : Postural sway profiles : Normal subjects and subjects with cerebellar ataxia. *Physiotherapy. Canada*. 37 : 140-148. 1985.
- Marjoric H Wollacott, Pei-Fang Tong, Balance control walking in the older adult : Research and Its implications, *Phy. Ther*, 77 : 66-660, 1997.
- McIlroy W. E, Maki B. E. : Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *J Gerontol*, 51 : M289-296, 1996.

Murray D, Kory R, Clarkson B : Walking patterns in healthy old men. J Gerontol, 24 : 169-178, 1969.

Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking patterns of normal men. J Bone Joint Surgery, 46A : 335-360, 1964.

Murray MP, Kory RC, Clarkson BH. Walking patterns in healthy old men. J Gerontol, 24 : 169-178, 1969.

Oberg T, Karsznia A, Oberg, K. Joint angle parameters in gait : Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. J Rehab Research Develop, 46(6) : M196-203, 1994.

Ostrosky KM, Vanswearingen JM, Burdett RG, Gee Z ; A comparison of gait characteristics in young and old subject, Phys Ther Jul : 74(7) : 637-644, 1994.

Panzer VP, Bandinellis, Hallett M., Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging, Arch. Phys. Med. Reha. Feb ; 76(2) : 151-7, 1995.

Perry J. Gait Analysis : Normal and Pathological Function. Slack Incorporated : Thorofare, NJ. 1992.

Roberts, B. L., Fitzpatrick, J. J. : Improving balance : Therapy of movement. Jour. Gero. Nur, 9. 151-156, 1983.

Susan L Anacker, Richard PD ; Fabio. Influence of sensory inputs on standing balance in community-Dwelling Elders with a Recent history of falling, Phys. Ther. Vol 72, No 8, 575-581, 1992.

Sutherland D. Olsen R, Cooper L, Woo S. The development of mature gait. J Bone Jt Surg, 62A : 336-353, 1980.

Winter D : Foot trajectory in human gait : A precise and multifactorial motor control task. Phys. Ther, 72(1) : 45-56, 1992.

Winter D, Patla A, Frand J, Walt S : Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. Phys. Ther, 70(6) : 340-347, 1990.

Wollacoat MH, Shumway-Cook A, Nashner LM. postural reflexes and aging, Aging motor system, New York, NY Praege Publishers, 98-119, 1983.