



한국운동역학회지, 2004, 제14권 3호, pp. 1-15
Korean Journal of Sport Biomechanics
2004, Vol. 14, No. 3, pp. 1-15

보행 시 노인의 상체 움직임에 대한 3차원적 분석

김희수* · 윤희중 · 류지선 · 김태삼(한국체육대학교)

ABSTRACT

The Three Dimensional Analysis of the Upper Body's Segments of the Elderly during Walking

Kim, Hee-Su* · Yoon, Hee-Joong · Ryu, Ji-Seon · Kim, Tae-Sam
(Korea National Sport University)

H. S. KIM, H. J. YOON, J. S. RYU, T. S. KIM. The Three Dimensional Analysis of the Upper Body's Segments of the Elderly during Walking. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 14, No. 3, pp. 1-15, 2004. The purpose of this study was to investigate the kinematic variables of the upper part of the body for 8 elderly men during walking. For this study, kinematic data were collected using a six-camera (240Hz) Qualisys ProReflex system. The room coordinate system was right-handed and fixed in space, with righted orthogonal segment coordinate systems defined for the head, trunk, and pelvis. Based on a rigid body model, reflective marker triads were attached on the 3 segments. Three-dimensional Cartesian coordinates for each marker were determined at the time of recording using a nonlinear transformation(NLT) technique with ProReflex software (Qualisys, Inc.). Coordinate data were low-pass filtered using a fourth-order Butterworth with cutoff frequency of 6Hz. Three-dimensional angles of the head, trunk, and pelvis segment were determined using a Cardan method. On the basis of each segment angle, angle-angle plot used

* khSCO@lycos.co.kr

to estimated the movement coordinations between segments. The conclusions were as follows;

- (1) During the support phase of walking, the elderly people generally kept their head the flexional and abductional posture. Particularly, the elderly displayed little internal/external rotation.
- (2) The elderly people showed extensional and external rotation postures in the trunk movement. Particularly, It showed the change from adduction into abduction at the heel contact event of the stance phase.
- (3) The elderly people showed almost same pelvis movement from the flexion into extension, from the abduction into adduction, and from internal rotation into external rotation at the mid stance and toe off of the stance phase.

KEY WORDS : CARDAN, NLT, ANGLE-ANGLE PLOT,

I. 서 론

보행(walking)은 신체와 지면의 상호 작용에 의해 이루어지는 인간의 이동 운동의 가장 기본적인 한 형태이다. 보행동작은 간단해 보이지만 100여개의 인체 골격근이 작용하며, 이들 근육의 역할에 의해 상지와 하지의 여러 분절들이 조화롭게 협응(coordination)되어 나타내는 복잡한 동작이다.

보행 시 머리, 목, 체간, 골반은 서로 적절한 선열을 유지하는 반면, 관절은 적절한 관절 가동범위와 안정성이 유지되는 범위 내에서 보행으로 인한 신체의 반동적인 운동을 허용한다(Beck et al., 1981; Wilson, 1987). 최근 보행에 대한 연구는 유아기에서 노년기 및 장애인에 이르기까지 대상별 전 생애에 걸쳐서 다양하게 이루어지고 있다. 특히 보행과 자세 조절과 관련된 연구는 고령화 사회가 급속히 진행됨에 따라 노년기의 자세와 균형에 관한 관심이 활발하게 이루어지고 있는 실정이다.

노년기의 보행에 대한 최근 연구는 지면반력이나 안정측정기를 이용하여 연령이 각기 다른 집단의 자발적으로 일어나는 자세 동요에 대한 연구가 이루어지고 있다.

Shumway and Woollacott(2001).의 연구에 의하면, 노년기의 경우 대부분 보행 시 자발적인 자세 동요가 일어난다고 보고하고 있다. 심지어 건강한 노인들까지도 젊은 사람들에 비해 동요가 의미 있게 일어나며, 가령(加齡)과 함께 이러한 현상이 증가하고 있다고 보고했다. Patla et al(1990)은 노년기 보행의 자세와 균형에 대한 연구를 압력중심의 높낮이와 진폭으로 연구하였는데, 일반적으로 노년기의 경우 자세의 잘못된 균형시스템의 제어로 인해 압력중심(center of pressure)이 큰 진폭이 일어

난다고 보고하였다. 그러나 소수의 노인들은 감각 체계로부터 자세에 대한 보다 많은 정보를 얻기 위해 압력중심의 크고 높은 진폭을 이용할 수는 없고, 다만 안정성의 한계를 규정할 수 있다고 주장하였다. 신체의 안정성 및 균형을 위해서는 무엇보다도 신체 질량 중심의 제어가 요구된다. 신체의 질량 중심(center of mass)은 서있는 동안 반드시 지지의 기부(基部)에 있어야 하기 때문이다. 연구자들은 압력중심(center of pressure)의 변위가 질량중심 가속도를 결정한다고 예견했다(Winter, 1990). 이러한 압력중심과 질량중심 간의 차이는 안정적으로 서있기 위해서 압력중심의 수평 가속도에 직접적으로 관련되어 있다고 보여 진다(Winter et al., 1998). 그러므로 보행 시 인체의 균형성과 안정성을 판단하기 위해서는 하체의 움직임뿐만 아니라 상체의 움직임을 관찰할 필요가 있다.

한편 최근 임상병리학자들 중에 상지분절 시스템의 운동학적인 측면과 제어학적인 측면을 이해하는데 관심을 보이고 있다(Anglin and Wyss, 2000). 특히 노년기에서 보일 수 있는 상체의 움직임을 역학적으로 분석하고 구명(究明)하는 일은 보행 시 불안정 요인을 인간의 성장과 관련해 이해하는데 시사점을 줄 수 있다. 노년기의 자세 불균형에 대한 연구에서 노년기의 외상, 골절 등은 추가적인 기능장애를 초래함으로써 일상생활과 재활 의욕을 저하시키고, 합병증으로 인한 사망을 초래할 수도 있어 노인에게 있어 중요한 문제점으로 인식되고 있다(Kauffman, 1999).

노인을 대상으로 한 보행 동작의 운동 및 운동역학적 연구는 지금까지 주로 하지에 국한 되어 이루어지고 있는 실정이다. 실제로 대부분의 연구가 보행 시 보폭, 보속, 걸음 형태 등에 치중하고 있다. Winter et al(1990)은 젊은 성인과 정상 노인에게 나타나는 보행을 비교한 연구에서 정상 노인의 경우 분속수(cadence)의 뚜렷한 차이는 없지만, 보장(step length)이 짧아지고 양측 지지시간(double support time)이 길어지며, 추진기의 힘이 감소하게 되는데, 이러한 현상은 좀 더 안전하고 안정적인 보행을 하기 위한 특성으로 간주했다. 윤승호와 김봉옥(1994)에 의하면 87세까지의 남자 노인은 일반적으로 자연스러운 속도로 걸을 때 활보장(stride length)과 분속수가 감소하며, 보행 지지(walking support)는 대개 증가한다고 하였다.

이상에서 살펴본 바와 같이 보행에 대한 연구는 다양하고 깊게 이루어지고 있지만, 보행 시 자세와 균형에 대한 분석과 하지의 움직임에 대한 연구에 국한되어 이루어지고 있다. 주지할 것은 신체는 상지와 하지로 구성하고 있으며, 보행 시 하지 뿐만 아니라 상체의 작용은 보행 특성을 결정짓는 중요한 신체의 움직임이다(Degoede et al., 2003). 따라서 보행 시 상체 분절에 대한 역학적인 연구의 필요성이 요구되며, 이를 위해 이 연구에서는 보행 시 노년기에 어떠한 상체 움직임의 변화가 발현되는지를 알아보기 위해 상체 움직임 즉, 머리, 몸통, 골반의 움직임을 3차원 운동학적 측면에서 분석하였다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구의 대상자는 실험 전 보행에 어떠한 병적 결함이 70대 남자 노인 8명을 선정하였다. <표 1>은 대상자 별 신장, 체중, 상지 분절의 길이와 폭을 측정하였으며, 또한 관절 중심점의 위치를 보다 정확하게 추정하기 위해 마르틴 측정기를 이용하여, 견갑대(shoulder girdle)와 골반상전장골극(pelvic anterior superior spine)의 좌우 폭을 측정하였다.

표 1. 피험자의 신체적 특성

Factors Subject	Age (yr.)	Height (cm.)	Mass (kg.)	S G width (cm.)	ASIS width (cm.)	Brachii length (cm.)	Forearm length (cm.)
A	74	162.7	68.7	31.7	33.0	29.2	25.8
B	72	160.4	67.9	33.2	30.1	28.0	23.8
C	76	163.3	61.8	33.4	29.5	30.6	26.2
D	72	165.3	49.8	31.3	28.9	29.0	26.4
E	72	165.2	62.4	32.0	31.4	30.4	27.1
F	74	160.0	62.6	32.2	29.0	29.0	22.8
G	76	166.1	65.3	33.7	31.6	32.3	26.1
H	72	170.4	84.8	30.7	32.6	31.9	26.1
M	73.5	164.2	65.4	32.3	30.8	30.1	25.5
SD	1.77	3.37	9.76	1.07	1.61	1.51	1.46

2. 실험 장비

이 연구에 사용된 실험장비와 분석장비는 <표 2>에 제시한 것과 같이 Qualysis사의 Motion Capture를 이용하여 3차원 좌표값을 얻었으며, 3차원 좌표를 이용한 각도 분석은 Matworks사의 Matlab 6.5를 이용하여 분석하였다.

표 2. 실험장비의 특성

	기기명	제품명	제작사
촬영장비	ProReflex MCU	Motion Capture	Qualysis
	NLT	Qualysis 130 440 type	Qualysis
	Marker	Reflection Marker	Qualysis
	Computer	PentiumIV	Samsung
분석장비	Software	Qualysis Track Manager	Qualysis
		Visual3d	Qualysis
		Matlab 6.5	Matworks

3. 실험절차

보행 실험을 위해 먼저 NLT 통제점을 이용하여 기준좌표계를 설정한 다음, 전·후 측면에 각각 4대, 좌·우측면에 2대 총 6대의 카메라(ProReflex MCU)를 설치하였다. 본 실험에 들어가기 전 모든 피험자는 관절점과 부착점의 마커 식별을 위해 상의와 하의를 탈의시킨 후, 검은색 타이즈를 입고, 각 관절점과 부착점에 9개의 반사 마커를 부착하였다. 보행 측정에 앞서 대상자의 신체 해부학적 상태를 고려한 자료를 추출하기 위해 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 실시하였으며, 피험자의 자연스러운 보행 동작이 이루어지도록 하기 위해 보행판 위에서 세 번의 반복 연습 후 본 실험이 이루어졌다. 특히 보행 속도는 노인 연령을 고려하여 본인이 가장 자연스러운 동작으로 걷게 하였다.

4. 자료처리

3차원 좌표는 Qualysis 사의 ProReflex MCU(Motion Capture Unit)카메라를 통해 얻었다. 카메라를 통해 얻은 데이터 값은 txt 파일로 변환시킨 후, Matlab 6.5 프로그램을 통해 3차원 각도를 분석하였다. 분석 시 노이즈에 의한 오차 제거를 위해 Butterworth 2차 저역 통과 필터(low-pass filter)를 이용하여 스무딩(smoothing) 하였고, 차단 주파수는 6.0Hz로 설정하였다.

머리, 몸통 그리고 골반의 3차원 각도 계산은 <그림 1>과 같이 9개의 마커를 부착시키고, Cardan의 방법을 이용하여 분석하였다. Cardan 방법은 3축을 모두 한번씩 3번 연속 회전(Xyz, Xzy, Yxz, Yzx, Zyx)시키는 방법으로, 이중 Xyz 회전 순서 유형을 사용하였다(Cole et al., 1993). 즉 굴곡(flexion)과 신전(extention)은 내·외측에서, 내전(adduction)과 외전(abduction)은 전·후측에서, 내측회전(internal rotation)과 외측회전(external rotation)은 수직축에서 이루어진다. 특히 각도 해석상에 있어서, + 값은 굴곡(flexion), 외전(abduction) 그리고 내측회전(internal rotation)을 의미하는 값

이며, - 값은 신전(extention), 내전(adduction) 그리고 외측회전(external rotation)을 의미한다.

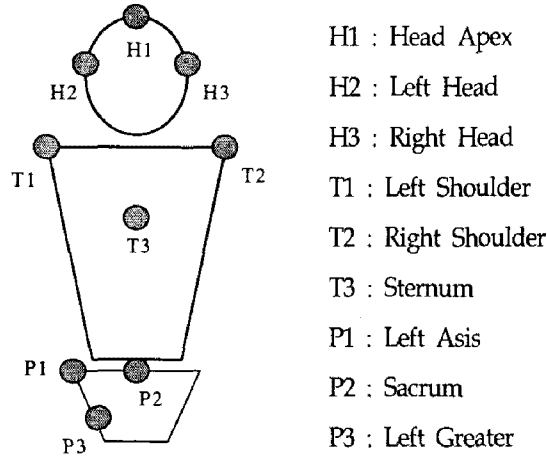
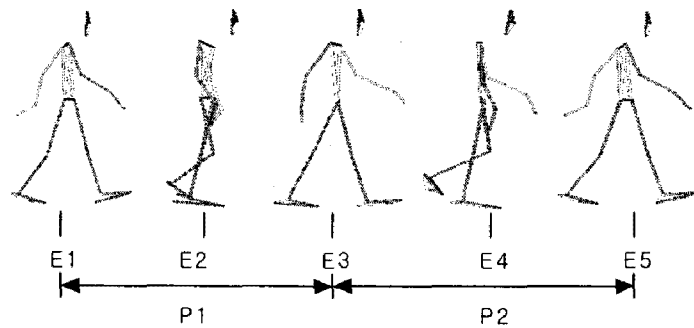


그림 1. 신체에 부착한 마커

5. 국면구분

보행 국면은지지 국면(STP ; stance phase)과 스윙 국면(SWP ; swing phase)으로 나누어 분석하였으며, 국면에 대한 설정은 <그림 2>와 같다.



Event		Phase
E1 : 왼발 착지	E2 : 중지지기	P1 : 지지 국면(E1부터 E3까지)
E3 : 왼발 이지	E4 : 중지지기	
E5 : 왼발 착지		P2 : 스윙 국면(E3부터 E5까지)

그림 2. 보행 동작의 국면 구분

Ⅲ. 결과 및 논의

1. 머리의 움직임 변화

<표 3>는 머리의 3차원 각도 변화를 Event별로 나타낸 것으로, 왼발 착지에서 다음 왼발 착지까지 지지 국면과 스윙 국면의 1 스트라이드를 나타낸 것이다. 그리고 표에서 + 값은 굴곡(flexion), 외전(abduction) 그리고 내측회전(internal rotation)을 의미하는 값이며, - 값은 신전(extention), 내전(adduction) 그리고 외측회전(external rotation)을 의미한다.

표 3. 머리의 3차원 각도 변화

(단위: deg)

Event Subject	E1			E2			E3			E4			E5		
	F/E	D/B	I/E	F/E	D/B	I/E	F/E	D/B	I/E	F/E	D/B	I/E	F/E	D/B	I/E
A	4.9	3.5	3.7	4.5	4.7	6.4	4.2	3.7	3.3	4.3	3.7	3.3	4.6	2.6	3.9
B	2.1	-3.1	0.3	-0.6	-2.7	3.2	-1.8	-4.0	-5.0	0.1	-2.1	1.0	4.7	-2.5	-3.3
C	5.8	0.7	0.4	4.1	-1.2	2.1	0.8	2.2	2.3	1.9	2.7	2.7	1.7	-0.4	3.2
D	2.2	0.4	-1.5	3.1	0.7	1.4	3.0	1.6	0.8	3.8	0.4	0.3	5.2	0.6	0.1
E	7.9	-0.8	0.2	8.5	0.6	1.4	7.6	1.6	1.0	9.2	0.0	0.2	7.0	-1.3	0.0
F	2.4	1.2	2.2	2.8	0.3	1.3	0.2	3.4	1.2	-0.4	2.2	2.1	2.6	0.3	2.1
G	6.6	-0.5	2.3	2.8	-1.0	-1.9	1.7	1.8	-0.5	2.3	-2.0	-0.4	2.7	-4.1	-2.3
H	2.5	-0.3	-0.3	2.9	1.7	3.4	0.3	1.5	1.3	1.5	0.4	0.0	0.5	-0.5	2.0
M	4.3	0.1	0.9	3.5	0.4	2.2	2.0	1.5	0.6	2.8	0.7	1.2	3.6	-0.7	0.7
SD	2.28	1.88	1.68	2.53	2.22	2.36	2.90	2.37	2.50	3.04	2.11	1.39	2.12	2.03	2.56

F/E: Flexion and Extension, D/B: Adduction and Abduction, I/E: Internal and External rotation

표에 의하면, 스트라이드 구간동안 모든 피험자의 머리 움직임은 굴곡과 내측회전 상태에서 보행 동작이 이루어지는 것으로 나타났다. 그러나 내전과 외전의 움직임에 있어서는 피험자 간에 많은 편차를 보였는데, 피험자 A, D 그리고 F는 전반적으로 + 값의 외전자세를 보인 반면에, 피험자 C, E 그리고 H는 외전상태에서 착지한 후 내전으로 전환되는 것으로 나타났고, 피험자 B와 G는 전체적으로 - 값의 내전 상태에서 보행하는 것으로 나타났다. 특히 내·외측 회전의 움직임에 있어서는 피험자 간에 편차를 보이고 있지만, 내측회전에서 외측회전으로 또는 외측회전에서 내측회전으로 전환되면서 움직이는 특성을 보였다. 이러한 변화는 <그림 3, 4, 5>에서 볼 수 있듯이, 굴곡·신전과 내·외측회전의 움직임 변화에 있어서는 전반적으로 + 값을 보이면서 머리를 굴곡과 내측회전 시킨 상태에서 보행동작이 이루어지는 것으로 나타났고, 내전과 외전의 움직임에 있어서는 피험자 간에 많은 편차를 보이면서 내·외전의 움직임으로 보행하는 것으로 나타났다.

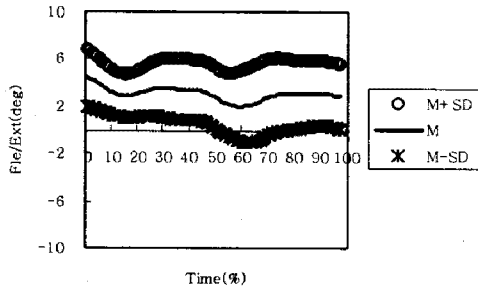


그림 3. 머리의 굴곡과 신전 양상별

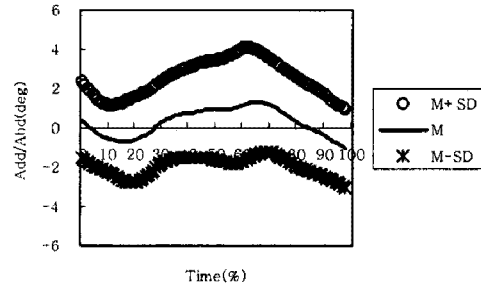


그림 4. 머리의 내전과 외전 양상별

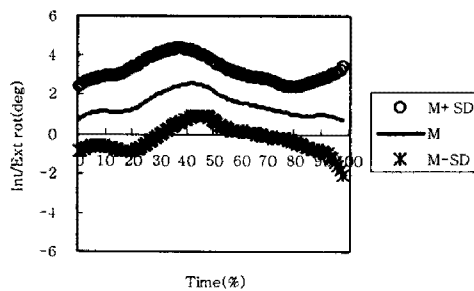


그림 5. 머리의 내·외측회전 양상별

2. 몸통의 움직임 변화

<표 4>는 몸통에 대한 움직임 변화를 Event별로 구분하여 나타낸 것이고, <그림 6, 7, 8>은 몸통의 움직임 변화를 양상별 그래프로 나타낸 것이다.

표에 의하면, 굴곡이 이루어지는 지지 국면의 중지지기(E2)를 제외하고, 보행의 전 구간에서 신전 상태를 보이고 있지만, 피험자 간에 큰 편차로 보행하는 것으로 나타났다. 특히 피험자 A, B, F 그리고 H는 전체적으로 - 값을 보이고 있어 몸통이 신전된 자세로 보행하고 있는 반면, 피험자 D와 G는 몸통이 숙여진 굴곡상태에서 보행이 이루어지는 것으로 나타났다. 내전과 외전의 움직임에 있어서는 지지 국면의 E1과 E2에서 - 값을 나타내면서 상체가 내전된 상태를 보이다가 이지(E3)순간부터 + 값을 보이면서 외전 되는 것으로 나타났지만, 피험자 G는 전체적인 양상이 - 값을 보이면서 상체가 내전된 상태에서 보행동작이 이루어지는 것으로 나타났다. 내·외측회전의 움직임에 있어서는 전반적으로 - 값으로 외측회전의 양상을 보이고 있지만, 피험자 간에 큰 편차를 보였다. 특히 피험자 A와 H의 경우 다른 피험자들 보다 큰 외측회전의 양상을 나타내고 있는 반면에, 피험자 G는 + 값을 보여 몸통이 내측회전 된 상태에서 보행하는 것으로 나타났다.

표 4. 몸통의 3차원 각도 변화

(단위: deg)

Event Subject	E1			E2			E3			E4			E5		
	F/E	D/B	I/E	F/E	D/B	I/E	F/E	D/B	I/E	F/E	D/B	I/E	F/E	D/B	I/E
A	-2.0	2.4	-7.0	-2.7	2.6	-1.4	-1.3	4.5	-4.6	-1.2	3.2	-8.2	-1.7	1.8	-7.8
B	-2.9	-1.8	-3.3	-4.0	-1.7	-3.0	-2.3	1.6	-5.2	-5.9	0.3	-4.2	-7.6	-2.1	-2.4
C	7.9	1.2	-1.8	8.8	-1.6	-1.0	-8.2	4.5	-4.0	8.1	4.3	-4.2	8.0	2.0	-0.1
D	0.4	0.0	-2.4	1.6	0.1	-2.1	4.1	2.4	-2.3	1.7	1.7	-3.6	1.0	-0.1	-4.3
E	-0.4	-3.9	-2.6	0.5	0.0	-1.9	-1.0	2.6	0.2	-0.1	-0.4	-0.7	-1.3	-3.2	-0.8
F	-6.3	-2.0	-2.4	-4.7	-3.0	-2.3	-4.7	1.6	-3.9	-4.5	1.2	-3.5	-5.5	-2.3	-1.9
G	4.8	-4.4	4.4	2.8	-4.1	4.9	0.6	-3.1	3.1	2.5	-5.2	0.2	3.7	-6.8	1.2
H	-1.9	-2.0	-8.1	-0.6	0.0	-4.8	-1.7	2.2	-9.4	-1.0	-0.2	-11.1	-3.8	-1.7	-7.3
M	-0.0	-1.3	-2.9	0.2	-1.0	-1.4	-1.8	2.0	-3.3	-0.0	0.6	-4.4	-0.9	-1.6	-2.9
SD	4.49	2.36	3.76	4.35	2.09	2.82	3.59	2.38	3.73	4.35	2.86	3.71	5.05	2.84	3.28

F/E: Flexion and Extension, D/B: Adduction and Abduction, I/E: Internal and External rotation

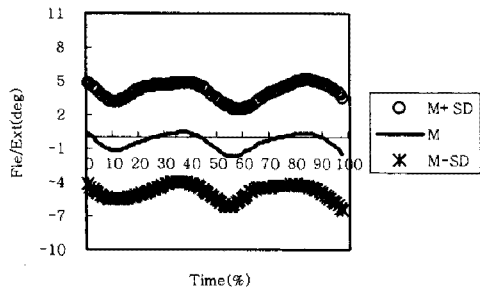


그림 6. 몸통의 굴곡과 신전 양상불

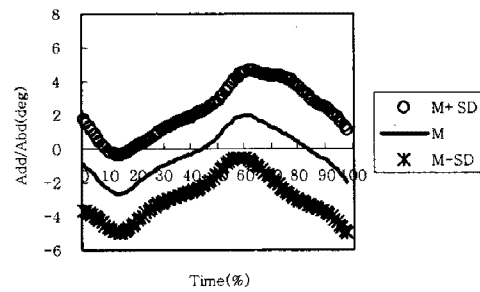


그림 7. 몸통의 내전과 외전 양상불

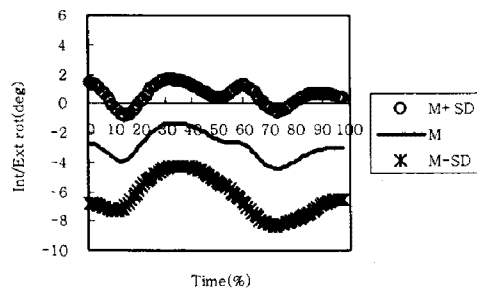


그림 8. 몸통의 내·외측회전 양상불

보행의 움직임을 변화를 나타낸 <그림 6, 7, 8>에 의하면, 굴곡과 신전의 움직임에 있어서는 굴곡-신전-굴곡-신전의 변화를 보이고 있으며, 내·외전의 움직임에 있어서는 외전-내전-외전-내전의 변화를 보이면서 보행이 이루어지는 것으로 나타났고, 내·외측회전의 움직임에 있어서는 전체적으로 몸통이 외측회전 상태를 보이면서 내측회전-외측회전-내측회전-외측회전의 양상으로 보행하는 것으로

나타났다. 특히 지지 국면의 착자 구간과 스윙 국면의 중지지기 구간에서 몸통의 내전과 외전, 내·외측회전의 움직임이 크게 변화는 것으로 나타났다.

3. 골반의 움직임 변화

<표 5>은 골반에 대한 움직임 변화를 나타낸 것이고, <그림 9, 10, 11>은 골반의 움직임 변화를 상상블로 나타낸 그림이다.

표 5. 골반의 3차원 각도 변화 (단위: deg)

Event Subject	E1			E2			E3			E4			E5		
	F/E	D/B	I/E	F/E	D/B	I/E	F/E	D/B	I/E	F/E	D/B	I/E	F/E	D/B	I/E
A	0.1	-3.4	1.9	4.4	1.4	1.0	5.1	0.4	-8.3	-0.2	-1.1	0.6	-2.0	-3.0	1.38
B	-2.1	0.4	7.9	-2.9	6.9	-3.2	-2.7	1.8	-1.9	-2.3	2.4	3.1	-2.9	-0.5	10.7
C	3.8	-4.8	3.6	6.2	1.1	-1.5	6.0	-3.5	-4.0	1.9	-3.2	-1.3	2.2	-5.3	4.2
D	-2.6	-0.2	6.7	-3.2	0.1	-1.4	-3.6	2.5	-2.3	-2.5	1.6	0.5	-1.0	-0.2	2.7
E	-0.1	-3.9	3.9	0.5	0.2	-1.7	-0.9	2.6	-3.6	0.0	-0.6	-0.6	-1.3	-3.4	4.0
F	-6.2	-3.7	4.1	-5.3	1.2	-2.3	-3.7	-0.4	-3.9	-4.2	0.2	-0.3	-6.5	-2.7	5.0
G	-3.3	-0.4	5.6	0.4	5.5	1.2	3.9	2.6	3.1	-2.0	0.0	-4.4	-2.5	-0.3	2.7
H	-2.4	-1.7	2.2	-2.7	0.7	-4.8	3.4	3.2	-9.4	-3.9	0.6	-3.8	-4.2	-3.1	2.8
M	-1.6	-2.2	4.5	-0.3	2.1	-1.6	0.9	1.2	-3.8	-1.7	-0.1	-0.8	-2.3	-2.3	4.2
SD	2.93	1.98	2.10	3.98	2.58	2.01	4.07	2.25	3.87	2.09	1.81	2.41	2.52	1.83	2.89

F/E: Flexion and Extension, D/B: Adduction and Abduction, I/E: Internal and External rotation

표에 의하면, 굴곡과 신전의 움직임에 있어서는 지지 국면의 이지 구간에서만 + 값의 굴곡을 보 이면서, 전반적으로 - 값의 신전 자세에서 보행을 하는 것으로 나타났다. 그러나 피험자 간에 편차 를 보이면서 피험자 B, D와 F의 경우 전반적으로 - 값을 나타내면서 신전상태에서 보행이 이루어지 는 것으로 나타났지만, 피험자 C의 경우 + 값을 보이면서 굴곡 자세에서 보행이 이루어지는 것으로 나타났다. 내전과 외전의 움직임에 있어서는 E1, E4, E5에서 - 값의 내전자세를, E2와 E3에서는 + 값의 외전 상태에서 보행을 하고 있는 것으로 나타나, 내전에서 외전 그리고 다시 내전된 자세로 보 행 하는 것으로 나타났다. 내·외측회전의 움직임에 있어서는 전반적으로 지지 국면의 착지에서는 + 값으로 내측회전이 나타났고, 지지 국면의 중지지기(E2)와 이지(E3), 스윙 국면의 중지지기(E4)에 서는 - 값을 나타내면서 내측회전에서 외측회전으로 전환되는 것으로 나타났다.

골반의 움직임 변화를 상상블로 나타낸 <그림 9, 10, 11>에 의하면, 굴곡과 신전의 움직임에 있어서는 골곡-신전-굴곡-신전의 양상을 보였고, 내전과 외전에 있어서는 지지 국면의 중지지기 이후 크

게 외전 되는 것으로 나타났고, 스윙 국면으로 접어들면서 내전되는 것으로 나타났다. 내·외측회전에 있어서도 굴곡과 신전, 내전과 외전의 움직임과 마찬가지로 착지 시의 내측회전에서 지지 국면의 중지지기로 갈수록 외측회전이 발생하고, 스윙 국면의 착지 구간으로 갈수록 다시 내측회전으로 전환되는 것으로 나타났다.

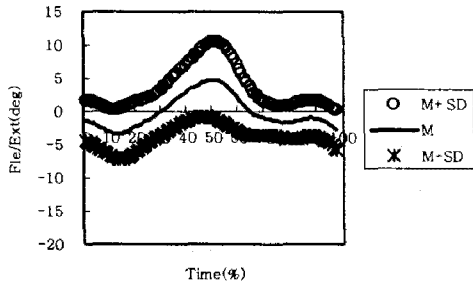


그림 9. 골반의 굴곡과 신전 양상

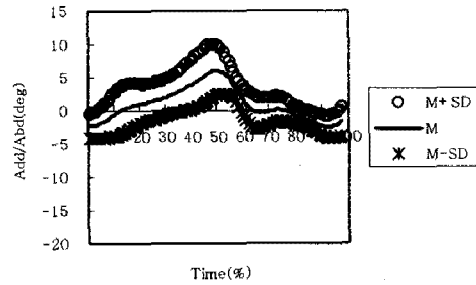


그림 10. 골반의 내전과 외전 양상

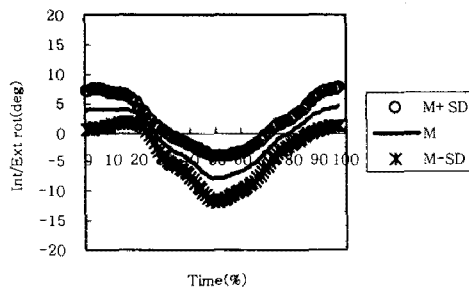


그림 11. 골반의 내·외측회전 양상

IV. 논 의

본 연구는 골화되어 골격계 및 근육이 소진되어가는 양극단의 시점에 있는 노인들을 대상으로 일상 상황에서 가장 기본적인, 중요한 동작의 하나인 보행 동작을 분석하였다. 특히 노인들의 보행 시 상체의 움직임을 중점적으로 관찰하기 위해 머리, 몸통, 골반의 움직임을 3차원 각으로 산출하여 특징을 살펴보았다.

분석은 최초 보행 시 1 스트라이드(stride) 구간 동안에 이루어졌는데, 머리와 몸통이 굴곡 된 상태에서 보행이 시작되는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 척추기립근의 약화로 인한 결과로 볼 수 있는데, 보행 시 척추 주위를 둘러싸고 있는 척추기립근 중 한 근육 혹은 그 이상의 근육이 기능을 상실 혹은 약화되면 몸통이나 팔이 거양되는 거의 모든 움직임에 심각한 영향을 미친다. 만일 척추기립근의 기능이 마비되면 몸을 어느 방향으로든 움직이는 동작이 불가능해지게 된다. 척추기립근은

대부분 척추 축에 평행하게 배열(Bigland-Ritchie et al., 1978)되어 있는데, 이 척추기립근의 약화는 상체의 굴곡을 가져올 수 있는 것으로 보여 진다. 또한 Perry(1992)는 몸통이 앞으로 굽어지는 것은 무릎이 앞 방향으로 나아갈 때 대퇴 사두근(quadriceps)의 약화로 인한 보상 차원에서 이루어지며 이때 경골(tibia)은 길항작용을 하는 가자미근(soleus)에 의해 활발하게 수축하게 된다고 보고했다.

본 연구에서 나타난 상체의 전체적인 움직임은 수직축에 대해서 양측 회전이 일어남을 알 수 있었다. 양측 회전 시 골반(pelvis)과 어깨(shoulder girdle)는 서로 반대쪽으로 회전한다. 즉, 좌측 다리와 골반의 좌측이 앞으로 움직이는 동시에 우측 팔과 우측 어깨가 앞으로 이동한다. 이러한 어깨와 골반의 상대적인 움직임들은 척추의 회전을 암시하고 있으며 생체역학적인 관점(Gracovetsky, 1997; Feipel et al., 2001) 뿐만 아니라 등 아래쪽의 상해(Vogt et al., 2001; Lamoth et., 2002)와 척추만곡(Burwell, 1992)의 원인학에 대한 치료 관점에서도 흥미 있게 접근할 수 있다. Murray(1967)는 자유롭게 걷는 성인 남자에게서 평균적으로 어깨에서는 7도, 골반에서는 12도의 움직임이 있다고 하였다.

본 연구를 통해 나타난 노인 보행 시 발생하는 몸통의 양측회전의 각도는 피험자 별로 편차가 크게 나타남을 알 수 있을 뿐만 아니라 노인에서 지지 국면과 스윙 국면 사이에 각도 변화가 크게 일어남을 알 수 있었다. 몸통의 양측 회전이 크게 일어나고 있음은 골반의 내전/외전과 무관하지 않음을 알 수 있다. 즉, 골반이 보행 전체적인 국면에서 외전이 일어남을 연구를 통해 알 수 있었기 때문이다. 골반의 외전 현상이 일어난다는 것은 바로 몸통이 전방으로 이동 시 양측 회전을 유발하며, 각도 또한 크게 일어나게 하는 이유가 아닌가 생각된다.

Deluca(1991)의 연구에 의하면, 횡단면상에서 허리 회전각을 살펴본 결과, 분명하게 나타나는 이상 중의 하나가 허리의 과도한 내전인데, 이는 대둔근 내측이나 슬건 내측의 경직성 때문이라고 주장했다. 또한 상체의 양측 회전 및 내전/외전의 원인은 좌·우 방향으로 볼 때, 몸체가 지면에 닿은 하지 쪽으로 향하여 중심선을 가로질러 이동하기 때문인 것으로 보여 진다. 즉, 몸체가 회전하게 되면서 좌측 어깨와 우측 골반이 가장 앞쪽에 있게 되며, 오른발의 발뒤축 접지기 때, 왼팔이 가장 앞으로 나가게 된다. Murray(1967)는 발뒤축 접지시기에 주관절의 굴곡은 평균적으로 8도, 견관절의 굴곡은 45도 정도 이루어진다고 보고한 바 있다. Ferber(2002)에 의하면, 건강한 신체를 가진 사람도 앞으로 나갈 때 하퇴에서 신체의 동요(perturbation)를 보인다는 것이다. 이것은 지지기 초기 동안에 허리에서 가장 큰 신전을 보이기 때문이다. 그 이유는 상체의 움직임을 유지 및 제어함으로써 예기치 않은 동요의 초기 반응으로서 하퇴의 쓰러짐을 막기 위함이라고 한다.

특히 몸통과 머리의 움직임을 수직적인 관점에서 살펴보면, Perry(1992)는 보행 시 지지 국면에서 COG(Center of Gravity)가 내려가고, 스윙 국면에 올라가는 영향($\pm 2.5\text{cm} \sim \pm 4.5\text{cm}$)을 보인 것으로 밝힌 바 있다. 즉 수직적인 측면에서 머리와 몸통의 움직임이 동시에 이루어진다는 것을 알 수 있다. 반면에 시상면에서는 머리와 몸통의 움직임이 현저히 다름을 알 수 있다. 실제로 머리와 몸통의 움직임은 보행속도에 따른 내·외전 및 내·외측회전의 차이가 있을 뿐만 아니라 보행구간의 길이에 따라 내·외전 및 내·외측회전동작이 다르게 수행됨을 알 수 있다.

가령에 따라 수직적인 자세의 분열로 인한 균형을 잃기 쉽다. 예컨대, 몸이 기울어지는 것과 신체 의 위치가 변할 때 미로반사가 지속되지 않으면 수직적인 자세가 분열되기 때문이다. 실제로 수직에 대한 정확한 지각은 근육운동감각의 인식과 시각적 기능에 의존하기 때문이다. 또한 수직에 대한 인식은 공간에서 자신의 위치를 정확히 평가 할 수 있을 때나 수직을 쉽게 인식할 수 있는 시각적 단서가 제한될 때 어려움을 초래하기 때문이다. 따라서 가령에 따른 몸통의 변화는 다양한 자세의 불균형 및 변화를 초래할 수 있다. 이로 인해, 보행 시 몸통이 뒤쪽으로 기울어지는 반작용에 의해서, 보상적 위치로서 머리 경사가 발생 할 수 있다(Winter, 1990). 또한 흉부의 척주와 어깨와 연관되어 있기 때문에 등근 어깨는 쉽게 배면의 척추 후만과 연관된다. 흉부의 척주가 앞으로 굴곡하면 어깨도 따라서 굴곡하므로, 배면의 척추 후만은 요추 전만의 보상으로 발달 될 수 있다. 요추 전만은 대개 약한 복부 근육조직과 연관되어 있는데, 신체 활동의 부족과 복부가 튀어나와 체중이 축적되면 요추 전만이 되기 때문이다(Miller, 1971).

연구자들은 보행 시 몸통의 움직임의 중요성을 강조하고 있는데, 그것은 몸통이 골반에 기여하는 것의 하나로 체공기에 전방으로 회전하는 역할과 지지기 말엽에 역으로 회전을 하는 역할을 하기 때문이다(Callaghan et al., 1999).

위와 같은 선행 연구들의 고찰을 통해 노인 시기의 상체에 대한 운동학적인 변화를 논할 수 있다. 노인에서는 감각 소실에 의한 시력, 청력 장애, 당뇨 등에 의한 말초 신경학적 장애 및 기립성 저혈압과 같은 순환기 질환 그밖에 퇴행성 관절 질환 등 자세의 불안정성을 야기할 수 있기 때문이다(American Geriatric Society, 1996). 또한 위의 견해들로 적절한 관절운동의 범위와 근육의 강도만으로 보행자세를 부드럽게 진전시키는데 충분하지 않은 것을 알 수 있었다. 다시 말해서 균형반응의 지체, 신경근의 존재, 골격의 질환과정, 구조적 또는 기능적 이상, 감각 투입기관의 손상, 근육 운동 지각의 인식 정도, 신체형, 정신적 태도 등이 효율적인 자세(posture)와 질(quality)에 영향을 미친다고 할 수 있다. 본 연구를 통해, 연구자는 보다 다양한 관점에서 연령별, 성별에 따른 보행연구가 필요하다는 시사점을 얻을 수 있었다.

VI. 결 론

본 연구는 노인 보행 시 상체 움직임의 운동학적 특성을 구명하고자 했다. 이를 위해 노인 8명을 선정해 Qualysis사의 ProReflex MCU240(Motion Capture Unit) 적외선 카메라 6대를 이용하여, 3차원 위치 좌표를 얻었다. Cardan의 3차원 각도를 계산하기 위해 머리, 몸통, 골반 분절에 각각 3 개씩 총 9개를 부착하여 3차원 좌표를 얻었고, Matlab 6.5 프로그램을 이용하여 3차원 각도를 분석하였다. 머리, 몸통 그리고 골반의 움직임에 대한 3차원 각도를 분석한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

- (1) 머리의 움직임 변화에 있어서 전반적으로 굴곡과 외전 자세를 나타냈지만, 내·외측회전이 작게 나타났다.
- (2) 몸통의 움직임 변화에서 전반적으로 신전 자세와 외측회전 자세를 보였고, 특히 내전과 외전의 움직임에 있어서는 지지 국면의 착지 구간에서 내전에서 외전 상태로 변화되는 것으로 나타났다.

특히 몸통의 움직임 변화는 신전-굴곡-신전, 내전-외전-내전, 내측회전-외측회전-내측회전의 움직임 변화를 보였고, 지지 국면의 중지지기와 이지 구간에서 굴곡에서 신전으로, 외전에서 내전으로, 내측회전에서 외측회전으로 전환되는 자세를 보였다.

참고문헌

- 류지선, Joseph Hamil(2003). 운동역학실험. 대한미디어, 139-152
- 신성휴, 이순호(1996). 보행시 하지의 역학적 일의 평가. 제34회 한국체육학회 학술발표회논문집, 599-608.
- 윤승호, 김봉욱(1994). 임상보행분석. 서울 : 도서출판 세진기획.
- 임비오(1997). 성인남자의 연령별 보행 형태 분석. 서울대학교 대학원 석사학위논문.
- American Geriatric Society.(1996). Geriatric review syllabus: Core curriculum in geriatric medicine. Am Geriatr Soc, New York.
- Callaghan, J.P., Patla, A.E., & McGill, S.M. (1999). Low back three dimensional joint force , kinematics and kinetics during walking. *Clin Biomech.* 14, 203-216.
- Chen, I.H., & Kuo K.N. (1997). The influence of walking speed on mechanical joint power during gait. *Gait and Posture*, 6(3), 171-176.
- Degoede, K.M. (2003). Fall-related upper body injuries in the older adult: a review of the biomechanical issues. *Journal of Biomechanics*, 36, 1043-1053.
- DeLuca, P.E. (1991). *Clinical Orthopedics and Related Research*, 264(3), 65-75.
- Feipel, V., De Mesmaeker, T., Klein, P., & Rooze, M. (2001). Three dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds. *Eur. Spine J.* 10, 16-22.
- Gracovetsky, S. (1997). Linking the spinal engine with the legs: a theory of human gait. In: Vleeming, et al. (Eds), *Movement Stability and Low Back pain*. Churchill Livingstone, 243-251.

- Lamoth, C.J., Meijer, O.G., Wuisman, P.I., van Dieen, J.H., Levin, M.F., & Beek, P.J. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine* 27, 92-99.
- Miller, S. (1971). Visual and haptic cue utilization by preschool children; the recognition of visual and haptic stimuli presented separately and together. *Journal of Experimental Child Psychology*. 12. pp88-94.
- Murray, M.P. (1967). Gait as a total pattern of movement. *American Journal of physical Medicine*. 46, 290-333.
- Patla, S., & Winter, D.A. (1999). Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing. *Journal of Biomechanics*, 32. 1149-1158.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis-Normal and Pathological Function*. New York, NY: McGraw-Hill, Inc.
- Perry, S. D., & LaFortune, M. A. (1995). Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. *Clinical Biomechanics*, 10, 253-257.
- Shumway-Cook A, & Woollacott. (1997). Attentional demands and posture control: new insights for assessing and treating instability in older adults. Talk given at the APTA annual meeting, June.
- Shumway-Cook A, Woollacott M, Baldwin M, & Kerns K. (1997). The effects of cognitive demands on postural control in elderly fallers and non-fallers. *J Gerontol*.
- Vogt, L., Pfeifer, K., Portsher, M., & Banzer, W. (2001). Influence of nonspecific low back pain on three-dimensional gait. Winter, D.A. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological* (2nd ed., pp-1~49). Waterloo, ON: University of Waterloo Press.
- Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement (2nd Ed.)*, Network, NY: John Wiley & Sons, Inc.
- Winter, D.A. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of Motor Behavior*, 15, 302-330.

투 고 일 : 10월 27일

심 사 일 : 11월 4일

심사완료일 : 12월 13일