



한국운동역학회지, 2007, 제17권 2호, pp. 103-112  
Korean Journal of Sport Biomechanics  
2007, Vol. 17, No. 2, pp. 103-112

## 건강한 노인과 뇌졸중 노인의 일어서기 동작 수행 시 운동학적 특성 연구

### Kinematic Analysis of Rising from a Chair in Healthy and Stroke Subjects

유연주\*(우송대학교) · 임비오(서울대학교)

Yu, Yeon-Joo\* (Woosong University) · Lim, Bee-Oh (Seoul National University)

---

#### ABSTRACT

Y. J. YU, and B. O. LIM, Kinematic Analysis of Rising from a Chair in Healthy and Stroke Subjects. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 17, No. 2, pp. 103-112, 2007. The purpose of this study was to investigate the kinematic characteristics during rising from a chair. Six stroke patients and three healthy subjects participated in the study. Three dimensional kinematic analysis was used to get the duration, center of mass, and lower extremity angle. The stroke patients performed longer duration(0.28sec) than the healthy subjects in rising from a chair. The stroke subjects stayed longer time than the healthy subjects did in phase 2(From the initiation of knee extension to the reversal of trunk flexion to trunk extension)( $t=-1.01$ ,  $p=.04$ ). The healthy subjects showed longer time than the stroke subjects in phase 3(from the reversal of trunk motion to extension to full standing position). The healthy subjects displayed larger value of center of mass in anteroposterior direction than stroke subjects( $t=5.79$ ,  $p=0.05$ ). The center of mass in the mediolateral direction did not change during the completion of movement. However, the center of mass in the anteroposterior direction began to increase throughout the completion of movement. The center of mass in the vertical direction increased extensively in phase 3. The significant difference was not found in the maximum dorsiflexion in ankle, the initiation angle of knee, and the minimum angle of hip between stroke and healthy subjects. Even though statistical results did not show any significant angle difference in the lower extremity, the patterns of the change in the knee and hip angle during rising from a chair were different. The stroke subjects showed smaller angle of knee extension than the healthy subjects in phase 3. The stroke subjects flexed their trunk more than the healthy subjects in phase 2.

KEYWORDS : STANDING UP, STROKE PATIENTS, KINEMATIC

---

\* julieyu@freechal.com

## I. 서론

뇌졸중은 뇌에 혈액을 공급하는 혈관이 막히거나 터져 뇌를 손상시키며 운동장애와 감각신경 장애를 일으키는 질병이다. 최근 뇌졸중으로 인한 사망률은 줄어 들고 있으나 뇌졸중의 원인이 되는 고혈압과 고지혈증의 유병률은 각각 인구 1,000명당 125.48명, 24.70명으로 증가하고 있다(통계청, 2005년). 뇌졸중 환자는 감각장애, 지각상실, 언어장애 및 운동장애를 갖는데 그로 인해 일상생활을 위해 필요한 활동들(걷기, 계단 오르기, 의자에서 일어서기)의 수행능력에 제한을 받게 된다.

의자로부터 일어서는 동작은 과도기적인 동작으로 하지가 신전함으로 인해 무게중심이 안정된 위치에서 불안정한 위치로 이동하게 되며, 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 및 허약한 노인의 경우 이러한 전환 동작 수행 시 낙상의 위험에 노출되어 있다고 보고 된 바 있다(Vander Linden, Brunt & McCulloch, 1994). 건강한 사람들은 일어서기 동작을 쉽고 자연스럽게 수행하나 허약한 노인과 심혈관계 질환으로 인해 움직임에 제한을 받는 환자들은 보조 없이 일어서기 동작을 수행하기 어렵다(Alexander, Schultz, & Warwick, 1991).

일어서기 동작은 몸통의 굴곡, 몸통의 상승 후 체자리 서기로 동작이 완료된다. Schenkman, Berger, Riley, Mann 과 Hodge(1990)은 건강한 젊은이의 일어서기 동작을 네 구간으로 나누어 분석하였는데, 첫 번째 굴곡 모멘텀 구간은 움직임이 시작되는 구간으로 몸통과 골반이 앞으로 회전되는 것을 포함하고, 둘째 모멘텀 전환 구간은 엉덩이가 의자 좌석으로부터 떨어지는 구간이며 이때 몸통이 앞으로 움직이며 몸 전체가 수직 방향과 전측방향으로 움직인다고 보고하였다. 셋째, 신전 구간은 발목의 최대 배측굴곡이 발생하고 고관절의 신전이 완성될 때 이 구간이 완성되며, 넷째 안정화 구간은 일어서기 동작 후 서기 동작에서 전측 및 후측 방향으로 떨어진 정도를 포함하고 있다. Fleckenstein, Kirby 와 MacLoed(1988)는 10명의 젊은이를 대상으로 무릎의 시작각도를 75° 및 105°로 고정시킨 후 일어서기 동작을 수행하게 하였는데 고관절의 신전 모멘트가 142Nm에서 253Nm로 증가되었으며, 전체 동작 시간의

약 39% 지점에서 피크 값이 발생하였다. 노인과 젊은 대상자의 일어서기 동작을 비교 한 Ikeda, Schenkman, Riley 와 Hodge (1991)의 연구에서 노인 대상자와 젊은 대상자가 일어서기 위해 각각 1.95초와 1.86초를 소요하였다. 노인 대상자와 젊은 대상자 간에 최대 발목 관절각과 고관절각의 오른쪽과 왼쪽의 차이는 각각 1%와 2%였으며, 무릎과 고관절의 오른쪽과 왼쪽의 피크 값 차이는 11%와 13%였다. 몸통-골반의 굴곡과 머리-몸통의 신전은 젊은 대상자보다 노인 대상자가 통계적으로 유의하게 덜 움직였으며, 머리의 굴곡 각도는 젊은 대상자보다 노인 대상자가 더 컸다.

뇌졸중으로 인한 편마비는 운동장애를 동반하며, 이러한 운동장애는 비대칭적인 자세, 비정상적인 신체의 균형, 체중을 이동하는 능력의 결함, 섬세한 기능을 수행하는 운동요소들의 상실이라는 문제점을 갖는다(Carr & Shephard, 1985). 뇌졸중 환자의 기본적인 활동 수행과 독립적인 생활의 유지를 위해 보행과 더불어 일어서기 동작에 대한 연구가 활발히 진행 되었다. 특히 재활과 관련된 환측 하지와 건측 하지의 체중지지에 관한 연구가 주를 이루었으나(Cheng, Liaw, Wong, Tang, Lee, & Lin, 1998; Chou, Wong, Leong, Hong, Tang & Lin, 2003; Hesse, Schauer, Petersen & Jahnke, 1998; Dean, Richard, & Malouin, 2000), 일어서기 동작의 운동학적 특성에 대한 연구는 미미한 실정이다. 또한 뇌졸중 노인의 일어서기 동작과 관련된 소수의 운동학적 연구도 발의 위치를 통제된 조건에서 동작을 분석한 것으로, 일반적인 뇌졸중 노인의 일어서기 동작 패턴에 대한 연구는 부족한 실정이다.

이에 본 연구는 뇌졸중 노인의 일어서기 동작 수행 시 운동학적 특성을 규명하기 위해 소요시간, 신체중심의 위치 및 최대속도, 하지의 관절 각도를 분석하였고, 건강한 노인을 대조군으로 두어 뇌졸중 노인들과 비교 분석하였다. 본 연구에서는 건강한 노인을 60세 이상이며, 하지에 질병 및 수술경력이 없고, 독립적인 일상생활이 가능한 자로 정의하였다. 본 연구의 결과는 일어서기 동작에 대한 운동학적 기전에 대한 이해를 돕고 향후 뇌졸중 노인의 재활 훈련에 기초 자료로 활용하고자 한다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자

본 연구의 대상은 S시에 소재한 A 노인 복지관의 '뇌졸중 노인 주간 보호 프로그램'에 참여하는 뇌졸중 노인 6명과 복지관에서 운영하는 운동 프로그램에 참여하는 건강한 노인 3명으로 선정하였다. 뇌졸중 노인들은 뇌졸중이 발병한 지 적어도 6개월 이상 지난 60세 이상의 편마비 남녀로, 보행도구를 이용하거나 독립적으로 10m 이상 걷을 수 있으며 한번의 뇌졸중 병력을 가진 자로 한정하였으며, 건강한 노인들은 1주일에 적어도 2~3회 운동을 하며 하지에 질병 및 수술경력이 없는 자로 한정하였다. 실험에 참여한 모든 피험자들로 부터 실험 참가 동의를 얻었다. 피험자들의 신체적 특성은 <표 1>과 같다.

### 2. 실험도구

운동학적 변인을 구하기 위해 네 대의 비디오 카메라(Sony TRV 940), 통제점틀(1m×2m×1m), 동조용 장치(Visol sync unit), 자체 제작된 의자(40cm×41.5cm×36.5cm)가 사용되었다.

### 3. 실험절차

일어서기 동작을 완전히 포함할 수 있도록 통제점틀(1 m×2 m×1 m)을 설치하여 공간 좌표를 설정하였

으며, 4대의 비디오 카메라를 전방의 좌우와 후방에 각각 설치하였다. 비디오 카메라의 촬영 속도는 30 frames/초로 설정하였고 셔터 스피드는 1/500초로 설정하였다. 영상 자료의 동조를 위해 모든 카메라의 화면에 불빛이 촬영되도록 4대의 발광체(LED)를 설치하였다.

인체 분절의 좌표화를 위해 머리끝, 턱, 좌우 견봉, 좌우 팔꿈치 관절, 좌우 손목 관절, 좌우 손가락 끝, 좌우 전장골극, 상후전장골극, 좌우 대전자, 좌우 대퇴 중양, 좌우 외측상과, 좌우 정강이 중양, 좌우 외과, 좌우 뒤꿈치, 좌우 앞꿈치에 마커를 부착하였고, 의자의 높이를 맞추기 위해 피험자의 무릎 높이(바닥부터 외측 무릎관절 사이의 길이)를 측정하였다(Park, Park, Lee, Kim, Lee, & Cho, 2003; Khemlani, Carr, & Crosbie, 1999). 피험자는 등받이와 팔걸이가 없는 의자에 앉아 양팔은 지면에 두고 팔을 가슴에 모은 채 편안한 속도로 일어서도록 하였다. 실험에 들어가기 전 두 세 번의 일어서기 동작을 연습 하였고, 일어서기 동작을 5회 반복 수행하였다.

### 4. 자료 산출 및 분석

이 연구에서는 영상의 좌표화, 동조, 3차원 좌표의 계산과 평활화(smoothing)를 위해 영상분석용 프로그램 KWON 3D 동작분석 시스템(Ver 3.1)을 사용하였다. 실공간의 전역 좌표계(global reference)는 피험자를 정면에서 바라 본 관점에서 피험자의 좌측 후방에 원점을 두고 우측 방향을 Y축, 수직방향을 Z축으로 각각 설정하고 X축은 두 벡터의 외적(cross product)으로 설정하였다. 연구자의 지시어와 동시에 수동 트리거(trigger)가 작동되며, 좌표화는 동조LED 전구가 켜진 순간부터 일어서기 동작이 안정화를 이루는 시점까지이다. 동조된 2차원 좌표 쌍으로부터 3차원 좌표의 계산은 Abdel-Aziz 와 Kararah(1971)의 DLT(direct linear transformation) 방법을 이용하였다. 통제점의 좌표값과 실제 공간상의 좌표 값으로부터 DLT 계수를 산출하고, DLT 계수와 연구 대상자 관절의 2차원 좌표를 이용하여 3차원 실 공간상의 인체 좌표값을 얻었다. 3차원 좌표값 산출 시 발생하는

표 1. 연구 대상자의 신체적 특성

	뇌졸중 노인(n=6) (남성: 3, 여성: 3)	건강한 노인(n=3) (여성:3)
연령(세)	67.83±4.96	65.00±1.73
체중(kg)	63.87±11.79	61.87±7.68
키(cm)	157.08±9.72	150.67±5.51
병력기간(해)	5.80±1.79	.
환측 부위 우측/좌측	4/2	.

노이즈(noise)에 의한 오류를 제거하기 위해 차단 주파수를 6Hz로 설정하여 저역 통과 필터 (Butterworth 2nd lowpass filter) 기법으로 평활화 (smoothing) 작업을 하였다. 각 관절의 중심점을 찾기 위해 발목관절과 무릎관절은 관절의 내외측 표시점을 중점으로 하는 midpoint 방식을 이용하였고, 고관절은 좌우측 전상장골극(L/R ASIS), 대전자(Great Trochanter) 사이의 거리에 대한 비율로 추정하는 Tylkowski방식을 각각 이용하였다 (Tylkowski, Simon, & Mansour, 1982).

산출된 변인은 원도우용 SPSS 13.0 프로그램을 이용하여 평균과 표준편차를 구하였고, 편마비 노인 집단과 건강한 노인집단의 평균차이를 검증하기 위해 독립 t-test를 실시하였으며, 이때 통계적 유의수준은  $p < .05$ 로 설정하였다.

### 5. 분석 변인 및 국면 구분

분석 변인은 국면에 따른 시간 변인, 신체 중심 위치 및 속도 변인, 관절의 각도 및 최대 각속도 변인 등으로 나눌 수 있다. 관절각도 변인 분석 시 뇌졸중 노인집단의 환측과 건강한 노인집단이 주로 사용하지 않는 쪽(non-dominant side)을 비교하였다. 일어서기 동작의 시점 및 국면 정의는 다음과 같다. 시점 1은 몸통이 굴곡을 시작하는 시점(한 프레임에서  $0.05^\circ$  이상)으로 정의하였고, 시점 2는 무릎의 신전이 시작되는 시점(동작이  $0.5^\circ$  이상), 시점 3은 몸통이 신전되는 시점이며, 시점 4는 일어서기 동작이 완료되는 시점으로 고관

절 마커의 수평 속도가 같거나  $0.1m/s$  이하의 시점으로 정의하였다(Millington, Mykelbust, & Shambes, 1992)<그림1>.

## III. 결 과

### 1. 시간변인

<표 2>는 일어서기 동작 수행 시 국면 시간과 전체 국면에 대한 상대비율을 나타내고 있다. 국면 1은 몸통 굴곡이 시작되고 무릎의 신전이 시작되는 시점까지이며, 국면 2는 무릎의 신전이 시작되고 몸통의 신전으로 반전되는 시점까지이고, 국면 3은 몸통의 신전이 시작되고 서기 동작이 완료되는 시점까지이다. 뇌졸중 집단은 일어서기 동작을  $2.98 \pm 0.87$ 초 동안 수행하였고, 건강한 노인 집단은 일어서기 동작을 수행하는데  $2.70 \pm 0.37$ 초를 소요하였다. 전체 국면에 대한 각 국면의 상대비율을 살펴보면, 국면 1에서 뇌졸중 집단과 건강한 노인 집단 간 차이가 나타나지 않았고, 국면 2와 3에서는 두 집단 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 뇌졸중 집단의 경우 전체시간에 대해 국면 2가 차지하는 상대적 비율은 15.09%로 건강한 노인 집단이 차지하는 비율 11.94% 보다 유의하게 높았는데, 이는 마비로 인한 하지 근력의 약화로 인해 무릎을 펴는데 영향을 미치는 것으로 생각된다. 건강한 노인 집단의 경우 국면 3의 전체 국면에 대한 상대적 비율이 뇌졸중 노인 집단보다 높는데 이는 국면 1과 2에서 전체

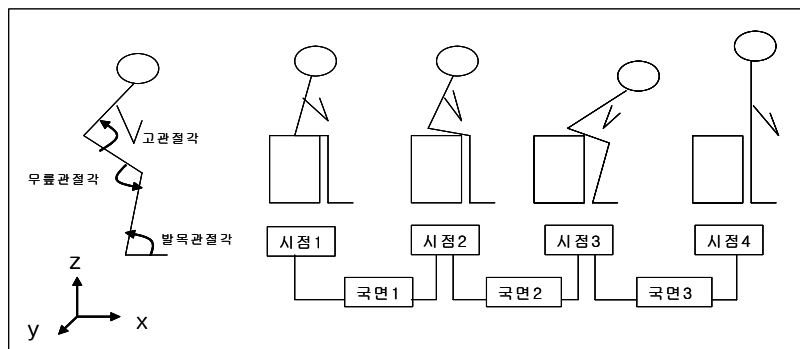


그림 1. 일어서기 동작의 각도, 시점 및 국면정의(유연주, 윤태진 및 은선덕, 2006)

표 2. 국면시간 및 전체 국면에 대한 상대비율

(단위: sec, %)

	국면 1	국면 2	국면 3	전체시간
뇌졸중 집단	0.65±0.22	0.50±0.36	1.83±0.51	2.98±0.87
	23	15.09	61.91	100
건강 집단	0.55±0.22	0.28±0.06	1.62±0.24	2.70±0.37
	20.91	11.94	67.15	100
t	-0.62	-1.01	-0.65	-0.51
p	0.94	0.04	0.00	0.07

표 3. 국면별 신체중심의 위치

(단위: %)

변인	뇌졸중 집단	건강 집단	t	p	
국면 1	전측방향	25.08±5.62	37.26±1.32	3.58	0.16
	내측방향	33.43±6.16	54.49±1.01	5.69	0.01
	수직방향	40.10±1.32	61.80±2.10	19.38	0.27
국면 2	전측방향	30.50±6.05	41.77±1.05	3.10	0.16
	내측방향	34.07±6.38	54.47±0.95	5.33	0.04
	수직방향	39.14±1.28	61.59±2.42	18.80	0.23
국면 3	전측방향	39.54±5.07	57.13±0.68	5.79	0.05
	내측방향	34.42±7.24	54.20±0.81	4.56	0.02
	수직방향	48.45±3.33	77.51±3.85	11.79	0.78

표 4. 신체중심의 최대속도

(단위: m/s)

변인	뇌졸중 집단	건강 집단	t	p
전측방향	0.35±0.09	0.34±0.03	-0.15	0.28
내측방향	0.08±0.04	0.15±0.12	1.36	0.03
수직방향	0.31±0.06	0.72±0.66	1.65	0.00

표 5. 관절의 각도

(단위: degree)

변인	뇌졸중 집단	건강집단	t	p
최대 배측굴곡각	80.84±3.32	82.66±3.67	-0.21	0.71
무릎 시작각	109.64±6.74	109.05±6.11	0.46	0.27
고관절 최소각	81.13±14.05	95.14±2.08	2.12	0.19

국면에 대한 상대비율이 낮기 때문이다.

## 2. 신체 중심의 위치 및 최대속도

신체중심의 위치는 각 국면별 평균값을 계산하여 피험자 키의 백분율로 표준화시켰다. 국면 1의 내측방향, 국면 2의 내측방향, 국면 3의 전측과 내측방향의 신체 중심위치에서 두 집단 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났다<표 3>. 건강 집단의 내측방향 신체 중심 위치(국면 1, 2, 3)가 편마비 집단 보다 크게 나타났는데 이는 건강한 노인이 뇌졸중 노인에 비해 움직임이 자유롭기 때문인 것으로 여겨진다. 모든 국면의 모든 방향에서 건강한 노인 집단이 뇌졸중 노인 집단에 비해 신체 중심의 위치가 크게 나타났는데, 이는 건강한 노인의 경우 편마비 노인에 비해 일어서기 동작 수행 시 하지의 근력, 몸통의 제어 및 조절 능력이 뛰어나기 때문인 것으로 사료된다. 일어서기 동작은 몸통의 굴곡과 하지의 신전을 이용한 시상면의 동작이기에 일어서기 동작이 진행되면서 내측방향의 무게중심의 위치는 거의 변화가 없었으나, 두 집단 모두 전측방향의 무게중심 위치는 일어서기 동작이 완성되면서 증가함을 보여준다. 수직방향의 무게중심 위치는 몸통의 신전이 시작되고 서기 동작이 완료되는 시점인 국면 3에서 뚜렷이 증가함을 보여준다.

<표 4>는 신체중심의 최대속도를 나타낸다. 뇌졸중 노인 집단의 경우 내측방향 신체중심의 최대속도는  $0.08 \pm 0.04 \text{m/s}$ 로 건강한 노인 집단의 내측방향 신체중심의 최대속도( $0.15 \pm 0.12 \text{m/s}$ )보다 유의하게 작게 나타났다. 수직방향 신체중심의 최대속도 또한 뇌졸중 노인 집단이 건강한 노인 집단에 비해 통계적으로 유의하게 작게 나타났는데( $t=1.65, p=0.00$ ), 이러한 결과는 뇌졸중 노인의 경우 동작 수행을 위해 신체중심을 이동하는데 있어 건강한 노인에 비해 어려움을 겪고 있는 것으로 사료된다.

## 3. 관절의 각도

일어서기 동작 수행 시 발목관절은 저측굴곡을 하며 지면을 누르고 배측굴곡 후 다시 저측굴곡 상태로 돌

아와서 제자리에 선 자세를 유지하게 도와준다. 뇌졸중 노인 집단과 건강한 노인 집단의 최대 배측굴곡각은 통계적으로 유의한 차이가 없었으나, 건강한 노인집단의 최대 배측굴곡각이 뇌졸중 노인 집단의 최대 배측굴곡각 보다 약  $2^\circ$  이상 크게 나타났다. 무릎 시작각은 일어서기 동작 수행 시작 시 무릎의 초기 각도로서 두 집단 간 차이가 나타나지 않았다. 고관절의 최소각은 국면 2에서 몸통을 최대 굴곡 시킨 후 몸통의 신전으로 전환되는 시점의 각도를 의미한다. 뇌졸중 집단의 고관절 최소각은  $81.13 \pm 14.05^\circ$ , 건강한 노인 집단의 고관절 최소각은  $95.14 \pm 2.08^\circ$ 로 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 뇌졸중 노인은 건강한 노인에 비해 몸통을 더 굴곡시켜 일어서기 동작을 수행하는 것으로 나타났다.

## IV. 논 의

본 연구는 운동장애를 갖고 있는 뇌졸중 노인의 일어서기 동작의 특성을 규명하는데 있으며, 이를 위해 소요시간, 신체중심의 위치 및 최대속도, 관절각도 등의 운동학적 변인을 건강한 노인의 일어서기 동작과 비교 분석하였다.

우선 일어서기 동작의 소요시간을 비교하였을 때, 뇌졸중 노인 집단은  $2.98 \pm 0.87$ 초, 건강한 노인 집단은  $2.70 \pm 0.37$ 초 동안 일어서기 동작을 수행하였다. Millington 등(1992)은 65세부터 76세의 건강한 노인들을 43cm 높이의 팔걸이가 없는 의자에 앉아 일어서기 동작을 수행하게 하였는데, 동작의 수행시간은 1.62에서 2.54초 소요하였다고 보고하였다. Baer 과 Ashburn(1995)은 건강한 노인이 일어서기 동작 수행 시 1.26초에서 2.13초 소요하였다고 보고하였다. 본 연구에 참여한 건강한 노인들의 일어서기 동작 소요시간은 선행연구의 건강한 노인들의 소요시간 보다 느리게 나타났는데, 이는 일어서기 동작의 마지막 국면인 '안정화'에 대한 정의가 각 선행연구 마다 다르고, 의자의 높이 및 팔걸이의 유무에 따라 다르게 나타나기 때문인 것으로 판단된다.

본 연구의 결과에서 뇌졸중 노인과 건강한 노인 집단 간 일어서기 동작 소요시간의 차이는 약 0.28초로 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 일어서기 동작의 소요시간은 하지 근력과 관련이 있는 것으로 보고 된 바 있다. Cheng 등(1998)은 낙상을 경험한 뇌졸중 노인의 일어서기 동작 수행시간은 4.32초, 낙상을 경험하지 않은 뇌졸중 노인은 2.73초 소요하였다고 보고하였으며, 낙상을 경험한 뇌졸중 노인의 경우 낙상을 경험하지 않은 뇌졸중 노인에 비해 하지 근력이 낮은 것으로 나타났다고 보고하였다. 이러한 결과를 종합해 볼 때 일어서기 동작의 수행시간은 하지 근력에 영향을 받는 것으로 생각되며, 재활 운동 수행 시 하지 근력의 강화는 일어서기 동작의 수행시간을 감소시킬 것으로 판단된다.

일어서기 동작의 전체 국면에 대한 국면 2의 상대비율은 뇌졸중 노인 집단은 약 15%, 건강한 노인 집단은 약 11%를 차지하는 것으로 나타났다( $p < .05$ ). 국면 2는 무릎 신전이 시작되고 몸통의 신전으로 반전되는 시점까지로 정의하였는데, Millington 등(1992)은 이 국면에서 몸의 중심이 전측방향에서 수직방향으로 옮겨진다고 보고 하였으며, 이를 전환기(transition phase)로 정의하였다. Millington 등(1992)의 연구에서 건강한 노인의 전환기는 전체 동작의 약 9%를 차지하였고, Kralj, Jaeger와 Muni(1990)의 연구에서 전환기는 전체 동작의 약 7%를 차지한다고 보고 된 바 있다. 이는 건강한 노인의 경우 일어서기 동작 수행 시 몸의 중심이 짧은 시간 안에 전측에서 수직방향으로 옮겨져 동작의 전체 수행 시간이 빠른 것과 관련이 있는 것으로 생각된다.

신체 중심과 관련한 무게중심의 위치를 살펴보면, 두 집단 모두 동작이 진행되면서 내측방향의 무게중심의 위치는 거의 변화가 없었으나, 전측방향의 무게중심 위치는 동작이 완성되면서 증가하는 것으로 나타났다. 또한 수직방향의 무게중심 위치는 국면 1과 국면 2에서는 변화가 없었으나 국면 3에서는 뚜렷이 증가하는 것으로 나타났다<그림 2>. 일어서기 동작은 무게중심이 전측방향에서 수직방향으로 옮겨지는 동작이기에 국면 2~국면 3으로 진행되면서 전측방향의 무게중심이 증가하게 되고, 몸통의 신전이 시작되면서 서기 동작이 완료되는 시점인 국면 3에서 수직방향의 무게중

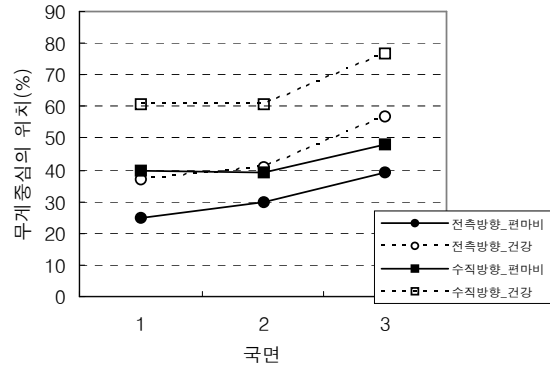


그림 2. 전측방향과 수직방향의 무게중심 위치

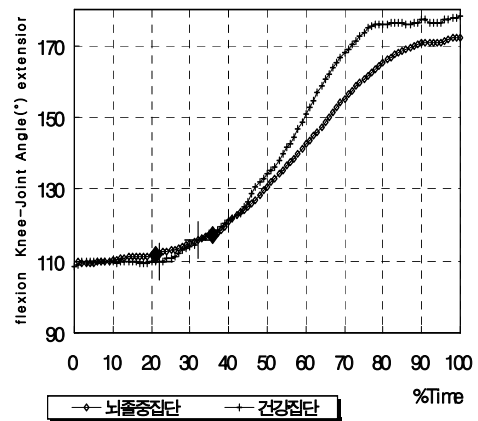


그림 3. 무릎관절의 각도 변화

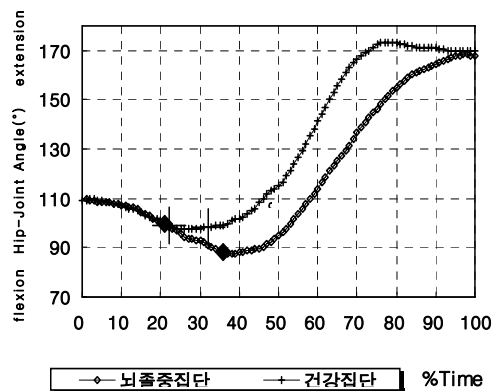


그림 4. 고관절각의 변화

심의 위치가 증가하는 것이다.

본 연구에서 뇌졸중 노인과 건강한 노인의 무릎 시작각도는 비슷한 결과를 보여주었는데, 이는 의자 높이를 피험자의 무릎 높이에 맞춘 것에 기인한 것으로 생각된다. <그림 3>과 <그림 4>는 뇌졸중 노인과 건강한 노인의 환측과 non-dominant 쪽의 무릎과 고관절의 각도 변화 형태를 나타낸 것이다. 일어서기 동작을 수행하기 위해 몸통의 굴곡이 시작되는 시점부터 동작이 완료되는 시점까지를 100%로 일반화하였으며, 각 자료에 대해 굵은 기호는 시점을 표시한다. 무릎 관절의 각도 변화는 두 집단 모두 국면 1~국면 2에서 비슷한 패턴을 보여주었으나, 국면 3에서 건강집단의 노인들은 뇌졸중 집단의 노인들에 비해 무릎 관절의 신전이 크게 일어나는 것을 알 수 있다<그림 3>. 뇌졸중 노인의 경우 동일한 무릎 신전 각도에 이르는 시점이 건강한 노인에 비해 더 늦게 발생하는데, 이러한 결과는 뇌졸중 노인의 내측방향 및 수직방향의 신체중심 최대속도가 건강한 노인 보다 약 두 배 이상 느린 것과 관련 있다고 생각된다.

고관절각의 변화 양상을 보면 <그림 4>, 국면 3이 시작되는 시점부터 몸통의 신전이 일어나기 시작하며, 뇌졸중 노인집단은 건강한 노인 집단에 비해 몸통을 깊숙이 굴곡 시킨 후 일어서기 동작을 수행하는 것으로 나타났다. Ikeda 등 (1991)은 노인과 젊은이의 일어서기 동작을 비교하였는데, 노인이 젊은이에 비해 몸통을 더 많이 굴곡 시키면서 일어서기 동작을 수행한 것으로 보고한 바 있다. 이와 같이 하지 근력이 약한 대상자는 몸통을 많이 굴곡해서 움직임을 최대한 신체중심에 가깝게 위치하도록 하여 일어서기 동작을 수행하는 것으로 나타났다.

## V. 결론 및 제언

본 연구는 운동장애를 갖고 있는 뇌졸중 환자의 일어서기 동작의 특성을 규명하는데 있으며, 이를 위해 소요시간, 신체중심의 위치 및 최대속도, 관절각도 등의 운동학적 변인을 건강한 노인의 일어서기 동작과

비교 분석하였다.

연구 결과를 토대로 한 결론은 다음과 같다.

첫째, 뇌졸중 노인은 건강한 노인 집단에 비해 오랜 시간 동안 일어서기 동작을 수행하였는데, 이는 마비로 인한 하지관절의 부자연스러움과 몸통의 움직임 각도가 주요한 요인인 것으로 생각된다. 뇌졸중 노인은 건강한 노인에 비해 일어서기 위해 몸통을 더 많이 굴곡시켜 신전시키는데 많은 시간을 소요한 것으로 나타났다.

둘째, 뇌졸중 노인의 경우 무릎의 신전이 시작되고 몸통의 신전으로 반전되는 시점까지인 국면 2가 전체 동작에서 차지하는 비율이 건강한 노인 집단에 비해 높게 나타났는데, 국면 2는 신체 중심이 전측방향에서 수직방향으로 바뀌는 전환기이기에 뇌졸중 노인이 건강한 노인에 비해 신체 중심의 이동 능력이 떨어지는 것으로 생각된다.

셋째, 무릎 관절의 각도 변화는 두 집단 모두 국면 1~국면 2에서 비슷한 패턴을 보여주었으나, 국면 3에서 뇌졸중 노인들은 건강한 노인들에 비해 무릎 관절의 신전이 작게 일어났으며, 동일한 무릎 신전 각도에 이르는 시점 또한 건강한 노인에 비해 늦게 발생하였다. 이러한 결과는 뇌졸중 노인의 내측방향 및 수직방향의 신체중심 최대속도가 건강한 노인 보다 약 두 배 이상 느린 것과 관련 있다고 생각된다.

넷째, 뇌졸중 노인집단은 건강한 노인 집단에 비해 몸통을 깊숙이 굴곡 시킨 후 일어서기 동작을 수행하는 것으로 나타났다. 하지 근력이 약한 대상자는 몸통을 많이 굴곡해서 움직임을 최대한 신체중심에 가깝게 위치하도록 하여 일어서기 동작을 수행하는 것으로 나타났다.

뇌졸중 환자가 자연스러운 일어서기 동작을 수행하기 위해선 하지 근력의 향상과 전측방향에서 수직방향으로의 신체 중심 이동 능력의 빠른 변환이 필요하다. 향후 재활 운동프로그램 구성 시 일어서기 동작에 사용되는 대퇴 사두근, 대퇴 이두근, 비복근 및 가자미근 등의 근육을 향상시키기 위한 운동과 무게 중심을 옮기는 동작들이 포함 되어야 할 것으로 생각된다.

본 연구에서는 뇌졸중 노인의 일어서기 동작의 운동학적 특성을 분석해 보았는데, 이 결과는 일어서기 동



작에 대한 이해를 증진시키고 뇌졸중 환자를 위한 재활의 기초 자료로 활용될 것으로 기대된다. 향후 일어서기 동작 수행 시 건축과 환측의 균형분배 및 근육의 동원 양상을 규명할 필요가 있을 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

- 유연주, 윤태진, 은선덕 (2006). 만성편마비 환자의 재활 운동 유형이 일어서기 동작의 운동학 및 운동역학적 변인에 미치는 영향. *한국운동역학회지*. 16(2): 121-134.
- 통계청(2005). 사망원인별 사망자수.
- Abdel-Aziz, Y. I., & Karara H. M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. Proceedings of the symposium on close-range photogrammetry. Falls Church, VA: *American Society of Photogrammetry*. 1-18.
- Alexander N. B., Schultz A. B., & Warwick D. N. (1991). Rising from a chair: Effects of age and functional ability on performance biomechanics. *J Gerontol*. 46(3): 91-98.
- Baer G. D. & Ashburn A. M. (1995). Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*, 76(sep): 844-849
- Carr J. H. & Shepherd R. B. (1985). Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Phys Ther*. 65(2): 175-180.
- Cheng P. T., Liaw M. Y., Wong M. K., Tang F. T., Lee M. Y., & Lin P. S. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*. 79(Sep): 1043-1046.
- Chou S. W., Wong A. M. K., Leong C. P., Hong W. S., Tang F.T., & Lin T. H. (2003). Postural control during sit-to stand and gait in stroke patients. *Am. J. Phys. Med. Rehabil*. 82(1): 42-47.
- Dean C. M., Richard C. L., & Malouin F. (2000). Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: a randomized, controlled pilot trial. *Arch Phys Med Rehabil*. 81: 409-417.
- Fleckenstein S. J., Kirby R. L., MacLoed D. A. (1988). Effects of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *J Biomech*. 21: 915-918.
- Hesse S., Schauer M., Petersen M., & Jahnke M. (1998). Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme. *Scand J Rehab Med*. 30: 81-86.
- Ikeda E. R., Schenkman M. L., Riley P. O., & Hodge W. A. (1991). Influence of age on dynamics of rising from a chair. *Physical Therapy*, 71(6): 473-481.
- Khemlani M. M., Carr J. H., & Crosbie W. J. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clinical Biomechanics*. 14: 236-246.
- Kralj A., Jaeger R.J., & Munih M. (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *J Biomech*. 23: 1123-1138.
- Kwon, YH. (2003). *KWON 3D Motion Analysis Package Version 3.0 User's Reference Manual*. Seoul, Korea : Visol corp.
- Millington P. J., Mykelbust B. M., & Shambes G. M. (1992). Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil*. 73(jul): 609-617.
- Park ES, Park CI, Lee HJ, Kim DY, Lee DS, & Cho SR (2003). The characteristics of sit-to-stand

transfer in young children with spastic cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait and Posture*. 17: 43-49.

Schenkman M. L., Berger R. A., Riley P. O., Mann R. W., & Hodge W. A.(1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther*. 70: 638-651.

Tylkowski, C. M., Simon, S. R., & Mansour, J. M. (1982). *Internal rotation gait in spastic cerebral palsy*. Proceedings of the 10th open scientific meeting of the hip society. 89-125.

Vander Linden D. W., Brunt D., & McCulloch M. U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 75: 653-660.

투 고 일 : 4월 30일

심 사 일 : 5월 14일

심사완료일 : 5월 31일