

## 골반 자세 변화에 따른 일어서기 동작의 운동형상학적 분석과 근전도 연구

최종덕

연세대학교 대학원 재활학과

권오윤, 이충휘

연세대학교 보건과학대학 물리치료학과 및 보건과학연구소

김종만

서남대학교 물리치료학과

김진경

한서대학교 작업치료학과

### Abstract

## Kinematic and EMG Analysis of Sit-to-Stand With Changes of Pelvic Tilting

**Choi Jong-duk, M.Sc., P.T.**

Dept. of Rehabilitation Therapy, The Graduate School, Yonsei University

**Kwon Oh-yun, Ph.D., P.T.**

**Yi Chung-hwi, Ph.D., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University

Institute of Health Science, Yonsei University

**Kim Jong-man, Ph.D., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Division of Health, Seonam University

**Kim Jin-kyung, M.Sc., O.T.**

Dept. of Occupational Therapy, Hanseo University

The purpose of this study was to analyze the effects of three different pelvic tilts on sit-to-stand activities and to suggest a new therapeutic approach for movement reeducation in patients who have difficulty with sit-to-stand activities. The three different pelvic tilts were: (1) comfortable pelvic tilt sit-to-stand (CPT STS), (2) posterior pelvic tilt sit-to-stand (PPT STS) and (3) anterior pelvic tilt sit-to-stand (APT STS). To analyze the kinematic component of STS, a motion analysis system (Zebris) was applied to the ankle, knee, hip joint, and thigh-off area. Also, to determine the onset time of muscle contraction, surface electrodes were placed to the rectus femoris muscle (RF), the vastus lateralis muscle (VL), the biceps femoris muscle (BF), the tibialis anterior muscle (TA), the gastrocnemius muscle (GCM), and the soleus muscle (SOL). One-way repeated ANOVA was used for the statistical analysis. First, significant differences were found in kinematic variables for the hip, knee, ankle joint, and thigh-off among the three activities. Second, there was significant difference in muscle activation pattern in TA, VL, and BF among three

activities. In conclusion, the findings of this study suggest the following evaluative and therapeutic approach for STS activity: (1) Changes in knee and ankle joints should be prioritized and recruitment order differences in VL and RF can be generated to accomplish abnormal STS activity. (2) APT STS can be introduced for movement efficiency and functional advantage when abnormal STS is treated.

**Key Words:** Electromyography; Kinematic; Onset time of muscle contraction; Pelvic tilt; Sit-to-stand.

## I. 서론

최근의 신경과학, 생체역학, 심리학, 운동학 습, 근육 생리학 분야의 축적된 행동과학 자료와 이론들은 생체역학과 인체운동 분석(human movement analysis) 그리고 운동조절 분야에 있어 급속한 발전의 기틀을 마련하였다(Ada와 Westwood, 1994; Malouin 등, 1992; Taub 등, 1993). 이를 바탕으로 운동기능 장애를 가진 환자의 운동 수행력 측정과 훈련에 대해 접근하는 새로운 방향을 제시하였고, 더불어 기존의 전통적인 방법에 대한 새로운 변화와 검증이 가능하게 해주었다(Shepherd와 Carr, 1994). 즉 정상적인 움직임의 과정을 연구함으로써 비정상적인 움직임에 대한 문제점을 파악하는 것이다. 이러한 정보들은 동작 수행에 있어 기술을 다시 습득해야 하는 문제를 가진 사람들에게 재활 훈련에 대한 중요한 정보를 지속적으로 제공해 주는 역할을 하고 있다(Shepherd와 Carr, 1994). 앉은 자세에서 일어서기(sit-to-stand: STS)는 가장 일반적인 일상생활동작(activities of daily living: ADL) 중의 하나이다. 우리가 매일 일상적인 동작을 수행하는 동안 끊임없이 STS를 수행한다. 또한 걷기 위해서 STS가 선행적으로 가능해야 한다는 의미에서 이동(locomotion)의 전제 조건이 된다. 비정상적인 STS는 지팡이와 같은 보조도구나 도움을 필요로 하게 되어 독립성 있는 생활을 제한하게 된다(Shepherd와 Carr, 1994). 그러므

로 치료사는 STS의 중요성을 인식하고 환자에게 앉은 자세에서 일어서기는 방법을 가르치고 재 교육시켜야 한다(Schenkman 등, 1990). 또한 연구 설계에 있어 STS의 다분절 움직임(multisegmental movement) 조절은 실험실 환경에서 연구하기에 유용한 모델이 된다. 실험실의 환경적 요소를 만족하고, 대부분의 동작이 상대적으로 대칭적이고, 시상면에서 나타나기 때문에 연구를 통해 역동적 움직임 체계(dynamic movement system)의 조절과 관련된 운동조절 가설들을 분석할 수 있는 것이다(Shepherd와 Carr, 1994). 그러므로 본 실험에서는 기존 연구들의 문제점들을 보완하고자 분석 및 연구되는 측정 변수를 크게 두 가지로 설정하였다. 첫째, STS 동작 중 실질적인 움직임을 나타나게 하는 관절 변화의 상대적 시간 분석이다. 즉, STS의 전체 움직임을 백분율로 정규화(normalization)시킨 후 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절이 최대 굴곡에서 신전으로 전환되는 시점, 그리고 대퇴부가 의자에서 떨어지는 시점을 측정하였다. 둘째, 근전도 시스템을 이용한 근수축 개시 시간(onset time of muscle contraction)의 분석이다. 근수축 개시시간 분석은 생체역학적인 근육의 작용 시점을 알아내고자 할 때 또는 근육 생리학적 관점에서 움직임의 이상 유무를 판단하고자 할 때 사용되었다(Hodges와 Bui, 1996; Hodges와 Richardson, 1999; Vogt와 Banzer, 1997). 이에 본 연구자는 STS의 운동형상학적 변화에 대한 상대적 시

표 1. 연구 대상자의 일반적 특성

(N=25)

일반적 특징	평균±표준편차	범위
나이(세)	23.4±3.1	160.1~182.0
키(cm)	170.7±6.8	160.1~182.0
체중(kg)	65.3±9.7	55.0~87.0

간 변수와 상대적 근수축 개시시간 변수를 각각 독립적으로 분석하였다. 본 실험에서 초점을 둔 것은 생체역학적 분석이 직접적인 임상적 치료와 평가의 분야로 활용될 수 있는가에 대한 문제였다. 운동 재교육 접근법(movement reeducation approach)에 있어서 환자에 대한 STS 훈련은 재활 치료분야에서 큰 비중을 차지한다. 보통의 환자들은 다양한 원인으로 인해 앉아있는 자세에서 골반의 후방경사(posterior pelvic tilt: PPT)의 경향을 보이고 이러한 후방 골반경사는 STS의 동작 수행 및 다양한 움직임의 효율성을 감소시킨다(Carr 등, 1985; Trueblood 등, 1989). 그러므로 환자의 STS 동작 수행에 있어 원활한 골반의 전방경사(anterior pelvic tilt: APT)는 중요한 역할을 하게 되고 치료사의 치료 패턴 초점은 정상적인 골반의 움직임에 맞추어져 있다. 가설적인 견해에서 STS 동작 수행 동안 골반경사의 의도적인 변화는 비정상적 운동 조절 상태를 보이게 될 것이다. 그러므로 세 가지 변화된 골반경사 움직임에 따른 STS 동작들을 구분하였다. 첫 번째 동작은 편안한 자세로 골반을 움직여 일어서기로 가장 일반적이고 정상적인 일어서기동작(comfortable pelvic tilt sit-to-stand: CPT STS)이다. 두 번째는 동작 수행 동안 최대한 골반의 후방경사를 유지하면서 일어서기이다. 정상적인 움직임에 문제가 있는 환자의 일어서기와 유사한 STS 동작을 유도하기 위한 것이다(posterior pelvic tilt sit-to-stand: PPT STS). 세 번째 동작은

유지하면서 일어서는 동작이다. 일반적인 재활치료 시의 접근과 유사한 패턴을 유도하고자 하였다(anterior pelvic tilt sit-to-stand: APT STS). 이렇게 STS의 동작 수행 시 골반경사를 세 가지 다른 형태로 변화시킬 때의 운동형상학적 변화와 근육 작용 패턴을 비교 분석하였다.

본 실험에서는 골반경사를 달리한 일어서기의 동작을 분석함에 있어 기본적인 생체역학적 분석과 새로운 통합 분석방법을 소개 및 적용하고자 하였다. 정상적인 STS 동작, 비정상적 움직임의 상태와 유사한 STS 동작, 그리고 일반적 치료 패턴과 유사한 STS 동작을 운동형상학적 분석과 근육 활동 패턴 분석을 이용해 각각의 구별된 분석과 기본적인 통합 분석을 하고자 하였다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

본 연구는 건강한 성인 남자 25명을 대상으로 하였다. 척추, 관절, 신경·근육계통에 특별한 질환이 있는 대상자는 본 실험에서 제외되었다. 모든 대상자는 본 실험의 목적에 충분히 동의하였고, 실험에 자발적으로 참여하였다. 연구 대상자들의 평균연령은 23.4 세였으며, 평균신장은 170.7 cm, 평균체중은 65.5 kg이었다(표 1).

## 2. 실험 기기 및 도구

### 가. 동작분석 자료 수집 및 분석 시스템

운동형상학적 자료를 얻기 위해서 실시간 삼차원 동작분석 시스템인 CMS70P<sup>1)</sup>를 사용하였다. 모든 각도의 변화는 CMS70P를 통해 25 Hz의 표본수집률(sampling rate)로 측정되었다. 윈도우용 WinData 2.19 프로그램<sup>2)</sup>을 이용하여 각 표식자의 정보를 삼차원상 좌표로 전환하였으며 각 좌표간의 실시간 각도 변화를 분석 저장하였다.

### 나. 근전도 신호수집 및 분석 시스템

앉은 자세에서 일어서기동작에 중요하게 작용하는 6개의 근육, 즉 넓다리곧은근(rectus femoris muscle: RF), 가쪽넓은근(vastus lateralis muscle: VL), 넓다리두갈래근(biceps femoris muscle: BF), 앞정강근(tibialis anterior muscle: TA), 장딴지근(gastrocnemius muscle: GCM), 가자미근(soleus muscle: SOL)들의 근수축 개시시점을 측정하기 위해서 근전도 MP100 System<sup>3)</sup>과 Bagnoli EMG System<sup>4)</sup>이 사용되었다. 전극은 DE-3.1 Double Differential Electrodes<sup>5)</sup> 6개를 사용하였다. 신호의 표본수집률은 1024 Hz로 설정하였으며, Bagnoli EMG System (Main Amplifier Unit)의 측정 주파수 영역 필터(bandwidth 20~450 Hz)와 60 Hz notch filter를 이용하였다. 근전도의 신호저장과 신호처리를 위해서 Acqknowledge 3.7.1<sup>6)</sup> 프로그램을 사용하였다. 6 채널 표면

근전도 전극을 통해 Bagnoli DE3-1 EMG<sup>7)</sup>에서 얻은 근전도 아날로그 신호는 MP100 시스템으로 보내져 디지털 신호로 바뀐 다음, 개인용 컴퓨터에서 Acqknowledge 3.7.1 소프트웨어를 이용하여 필터링(filtering)과 기타 신호처리(signal processing)를 하였다.

## 3. 실험방법

### 가. 실험장치

일어서기동작을 위해 높이 42 cm, 폭 45 cm, 너비 42 cm인 팔걸이가 없는 표준형 나무 의자가 사용되었다. 동작분석 시스템과 근전도 시스템으로부터의 대퇴부 떼기 스위치(thigh-off switch)를 대상자 둔부의 좌골결절(ischial tuberosity)과 의자의 표면이 맞닿는 의자표면 부위에 고정시켰다. 대퇴부 떼기 스위치의 on/off 신호는 동작분석 시스템과 근전도 시스템간의 자료값들을 동기화시키는데 사용되었다. 다양한 두께(10 mm, 20 mm)의 나무 판자는 대상자의 무릎관절 각도를 동일하게 80°로 표준화하는데 사용되었다. 동작분석기의 측정 감지기(measuring sensor MA70)를 의자의 시상면(sagittal plane)으로부터 평행하게 70 cm 떨어지게 위치시켰다. 측정 감지기의 주 센서부위의 각도는 지면과 직각(90°)을 이루게 하였고, 지면으로부터 측정 감지기 중심부까지의 높이가 80 cm가 되도록 각 대상자마다 동일하게 유지하였다. 대상자가 의자에 앉아있는 자세에서의 눈 높이와 유사한 테이블(1 m)에 근전도 시스템의 모니터를 위치시키고, 연구자가 Acqknowledge 3.7.1 프로그램내(근전도 시스템 운영 프로그램)의 동작 시작표시(F9 기능키)를 작동시켰을 때 모니터상의 시작 신호를 볼 수 있도록 높이를 조절하였다. 근전도 시스템 운용 프로그램내의 동작 시작표시는 실험 중 일어서기 동작의 시작 시점을 대상자에게 알려주는 시

- 1) Zebris Medizintechnik, GmbH. Isny. Germany.
- 2) Zebris Medizintechnik, GmbH. Isny. Germany.
- 3) Biopack System Inc. Santa Barbara, CA. USA.
- 4) Delsys Inc. Boston, MA. USA.
- 5) Delsys Inc. Boston, MA. USA.
- 6) Biopack System Inc. Santa Barbara, CA. USA.

- 7) Delsys Inc. MA. USA.

작 신호와 근전도 자료분석 시에 기초선 (baseline) 선택을 위한 기준으로 사용되었다.

나. 실험과정

연구자는 대상자에게 실험 목적과 의의에 대해 충분히 설명하였다. 동작분석에 필요한 5개 능동 표식자들의 부착부위를 피부 표면에 유성펜으로 표시하였다(표 2). 동시에 6개의 근전도 신호수집을 위해 각 근육에 대한 위치를 기존의 연구(Cram 등, 1998)를 참조하여 유성펜으로 작게 표시하였다(표 3). 표시된 부위를 참고하여 도수 근력측정(manual muscle test: MMT)의 최대 근수축 유도 시, 뚜렷이 보이는 근복에 근전도 전극 부착부위를 최종적으로 표시하였다. 동작분석 시스템에 사용된 능동 표식자의 부착 위치와 근전도 시스템에 사용된 전극의 부착 위치는 표

2, 표 3과 같다.

동작분석 시스템으로 얻어지는 운동형상학적 자료들은 엉덩관절의 각도, 무릎관절의 각도, 발목관절의 각도, 골반경사 각도와 대퇴부 떼기 스위치로부터 얻어진 대퇴가 의자로부터 떨어지는 시점(thigh-off: 대퇴부 떼기)의 정보를 수집하였다. 5개의 능동 표식자를 표시된 해당 부위에 고정시키고 근전도 시스템의 전극을 유성펜으로 표시된 부위에 부착하였다. 근전도 전극은 근복에 평행하게 부착하였고 근전도 신호에 대한 피부 저항을 감소시키기 위해 표시된 부위를 가는 사포로 문질러 피부 각질층을 제거하고, 소독용 알코올로 피부지방을 제거한 후에, 소량의 근전도 용 젤(electrolyte gel)을 바른 막대형 전극(bar electrode)을 부착하였다. 접지 전극(ground electrode)은 우측 천골 상부에 삼중

표 2. 동작분석 시스템 능동 표식자들의 부착 위치

표식자	능동 표식자의 부착 위치
첫째 표식자	큰 대퇴돌기(greater trochanter)
둘째 표식자	슬관절의 중심부위(center of knee joint)
셋째 표식자	가쪽복사뼈 중심부위(lateral malleolus)
넷째 표식자	다섯번째 발허리뼈 머리(fifth metatarsal head)의 외측
다섯째 표식자	요천추관절의 중심부(center of lumbosacral joint)

표 3. 근전도 시스템 전극의 부착 위치

근육	전극의 부착 위치
넙다리곧은근	대퇴부의 앞쪽 중심, 무릎관절과 장골가시의 중간부위
가쪽넓은근	무릎종자골에서 외측상방 3~5 cm
넙다리두갈래근	대퇴부의 뒤쪽면 중심
앞정강근	정강이의 근위부로부터 1/4지점, 경골의 외측부위
장딴지근	무릎관절 바로아래 중심선에서 내측으로 2 cm
가자미근	장딴지근 근복의 아래쪽, 중심선에서 외측부위
접지전극	우측 천골 후면

표 4. 골반경사 변화를 중심으로 한 일어서기 동작의 분류

동작의 구분	일어서기 동작의 정의
편하게 골반경사 일어서기	가장 편안한 자세로 일어나기(사전교육 없이) (Comfortable Pelvic Tilt STS: CPT STS)
후방 골반경사 일어서기	골반을 후방으로 경사시킨 후 동작 수행 동안 가능한 유지하기 (Posterior Pelvic Tilt STS: PPT STS)
전방 골반경사 일어서기	골반을 전방으로 경사시킨 후 동작 수행 동안 가능한 유지하기 (Anterior Pelvic Tilt STS: APT STS)

표식자를 피해서 부착하였다. 대상자에게 정면의 근전도 시스템 모니터 화면에서 연구자에 의해 조작되는 동작 수행 시작 표시에 집중하게 하였다. 일어서기 동작은 다음의 세 가지 구별된 동작에 의해서 수행되었다(표 4).

대상자는 팔장을 낀 채로 일어선 자세에서 눈금정하기(calibration) 과정을 거쳤다. 근전도 신호의 적절한 측정 상태를 확인한 후 편하게 일어서기를 아무런 사전 교육 없이 3회 연속 수행하게 하였다. 대상자는 연구자에 의해 '준비'라는 명령 후 근전도 시스템의 모니터상에서 동작 시작표시를 확인함과 동시에 가능한 빨리 동작을 수행하였다. 이때의 운동형상학적 자료들과 근전도 자료값들을 각각의 시스템 운영 컴퓨터에 저장시켰다. PPT STS를 대상자에게 충분히 설명하고 연습 동작 5회를 반복시킨 후 3회 연속으로 일어서기 동작을 수행시켰다. 편하게 일어서기와 같이 동일한 과정으로 자료들을 저장하였다. APT STS도 동일한 과정을 거쳐 수행되고, 얻어진 자료들을 저장하였다. 모든 동작들은 가능한 안전하고 빠르게 수행되었고, 특히 대상자에게 골반경사 유지의 측면에서는 정확한 동작 수행을 요구하였다.

다. 자료처리 및 분석비교

동작분석 시스템에서 얻어진 자료값들은 아스키(ASCII) 파일로 변환되어 엑셀 프로그

램에 다시 저장되었다. 대퇴부 떼기 신호의 변화 시점을 상대적 시간 0으로 그 이전의 시간을 음수 값으로 정렬하고, 변화 시점 이후를 양수값으로 정렬하였다. 운동형상학적 종속 변수들 중 골반경사의 값을 운동의 기사가 되는 기준으로 설정하여 골반경사의 각도 변화가 초당 10° 이상일 경우를 일어서기 동작의 시작 시점으로 정하였다. 이와는 반대로 동작의 끝은 엉덩관절의 각도가 처음 눈금정하기 되었던 완전한 신전이 되는 시점을 동작의 끝으로 정하였다. 동작분석의 자료들에서 동작의 수행 시작부터 끝까지를 100%로 정규화시켜서 이때의 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절이 최대 굴곡에서 신전으로 변환되는 시점과 대퇴부가 의자에서 떨어지는 시점(thigh-off)을 상대적 시간 개념인 전체 동작에 대한 백분율의 수치로 자료를 분석하였다. 근전도 시스템에서 얻어진 자료값들은 Acqknowledge 3.7.1 프로그램을 통해서 필터 처리되었다. 전파정류(full wave rectification)로 처리된 신호들을 8 Hz의 저역필터(low pass filter)로 처리하였다. 동작의 시작을 알리는 근전도 시스템의 동작 시작신호를 기준으로 .5초 이전의 기간을 기초선 기간으로 설정하여 근전도 신호 진폭의 평균값과 표준편차(standard deviation: SD)를 구하였다. Di Fabio(1987)의 연구에서와 같이 계산된 역치값(기초선 기간의 평균값 + 3SD) 이상이 되는 지점을 근수축 개시 시점으로 측정하였다. 역치 이상의 값이 50

표 5. 일어서기동작 변화에 따른 운동형상학적 분석

	전체 일어서기동작 중 상대적 시간 시점 (%)			p
	CPT STS	PPT STS	APT STS	
엉덩관절 <sup>a</sup>	19.6	16.3	16.7	.03
무릎관절 <sup>b</sup>	30.3	24.2	31.6	.00
발목관절 <sup>c</sup>	51.4	47.4	54.1	.00
대퇴부 떼기 <sup>d</sup>	32.3	28.2	32.7	.00

<sup>a, b, c</sup>각 관절이 최대 굴곡에서 신전으로 변환되는 상대적 시점

<sup>d</sup>대퇴부가 의자에서 떨어지는 상대적 시점

CPT STS: 편하게 일어서기

PPT STS: 후방 골반경사 일어서기

APT STS: 전방 골반경사 일어서기

ms 이상 지속될 때만을 근수축 개시시점으로 설정하였다. 6개 각 근육의 근수축 개시시점을 대퇴부 떼기 신호를 상대적 시간 0으로 설정하여 동작분석 시스템과 동일하게 양수와 음수의 시간으로 측정하였다. 또한 대퇴부 떼기 신호를 기준으로 하여 동작분석 시스템의 자료들과 동기화시켰다. 동기화와 정규화된 근전도의 근수축 개시시간 자료들과 동작분석 시스템으로부터 운동형상학적 자료들은 동시에 분석되었다. 각 대상자들로부터 3회 수행 중 동작 수행에 걸리는 시간이 중간값을 가지는 자료만이 선택되었다. 결과적으로 동작분석 시스템에서는 대퇴가 의자에서 떨어지는 시점과 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절이 최대 굴곡에서 신전으로 전환되는 시점을 전체 동작이 0% 에서 100%로 변환된 상대적 시간값(백분율)으로 분석할 수 있었다. 또한 대퇴부 떼기 신호 변화를 기준으로 동작분석 자료와 근전도 시스템 자료들을 동기화시켰다. 그러므로 6개의 근수축 개시시간을 동작분석 시스템에서와 동일한 상대적 시간 개념의 백분율(%) 자료값들로 얻을 수 있었다.

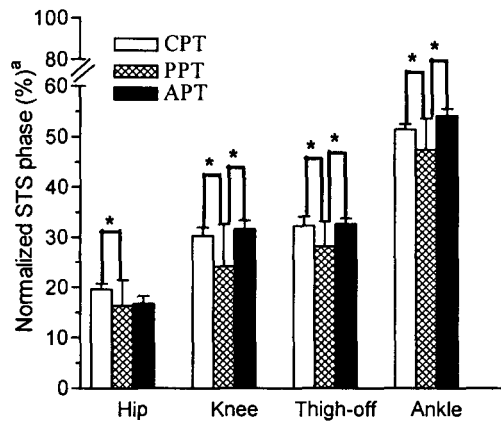
#### 4. 분석방법

운동형상학적 자료들과(동작 변화들의 상대적 시간 변수) 근전도 신호의(근수축 개시시간의 상대적 시간 변수) 평균자료들을 세 가지 동작에서 비교하였다. 반복 측정된 일요인 분산분석(one-way repeated ANOVA)을 이용해 분석하였다. 자료의 통계처리를 위해 윈도우용 SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 11.0 프로그램을 사용하였다.

### III. 결과

#### 1. 운동형상학적 분석 결과

세 가지 구별된 STS 동작간의 엉덩관절 변화(최대 굴곡에서 신전으로의 변화 시점), 무릎관절 변화(최대 굴곡에서 신전으로의 변화 시점), 발목관절 변화(최대 굴곡에서 신전으로의 변화 시점), 대퇴부 떼기 시점의 운동형상학적 변화는 세 관절과 대퇴부 떼기 모두에서 일어서기동작에 따라 통계적으로 유의하게 다른 상대적 시간 차이를 나타내었다(표 5). STS 각각의 동작에서의 네 가지 운동형상학적 변화의 시점은 엉덩관절 신전변



\*p < .05

<sup>a</sup>일어서기 동작의 상대적 시점

Hip: 엉덩관절 Knee: 무릎관절

Thigh-off: 대퇴부 떼기 Ankle: 발목관절

그림 1. 일어서기 동작간 각 관절 및 대퇴부 떼기의 운동형상학적 분석

화에서 CPT STS와 PPT STS 동작간에 유의한 차이가 있었고, 무릎관절 신전, 대퇴부 떼기, 발목관절 신전변화에서 CPT STS와 PPT STS 그리고 PPT STS와 APT STS 동작간의 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다(그림 1). 또한, 동작의 순서적 운동형상학적 분석에서는 엉덩관절 신전, 무릎관절 신전, 대퇴부 떼기, 발목관절 신전의 순서로 이루어 졌고 동작간의 순서적 차이는 없었다.

## 2. 근전도 신호(근수축 개시시간) 분석 결과

세 가지 일어서기 동작간의 근수축 개시시간 분석의 결과는 표 6과 같다. 즉, 앞정강근은 PPT STS와 APT STS에서 가쪽넓은근과 넓다리두갈래근은 CPT STS와 PPT STS 동작, CPT STS 동작과 APT STS 동작간의 유의한 차이가 있었다(그림 2). 나머지 근육에서는 동작간의 유의한 차이가 없었다. 또한 순서적 근수축 개시시간의 분석 결과는 가쪽넓은근의 순위 변화를 제외하고는 세 동작간

차이가 없이 앞정강근, 넓다리곧은근, 가쪽넓은근, 넓다리두갈래근, 가자미근, 장딴지근 순서(CPT STS) 혹은 앞정강근, 가쪽넓은근, 넓다리곧은근, 넓다리두갈래근, 가자미근, 장딴지근의 순서(PPT STS, APT STS)로 근수축 개시의 활동이 발생되었다.

## IV 고찰

운동형상학적 분석에서는 골반의 움직임에 따라 구별된 세 가지의 일어서기 동작간 엉덩관절 변화(최대 굴곡에서 신전으로의 변화 시점), 무릎관절 변화(최대 굴곡에서 신전으로의 변화 시점), 발목관절 변화(최대 굴곡에서 신전으로의 변화 시점), 대퇴부 떼기 변화를 분석하였다. 운동형상학적 변화의 차이는 엉덩관절에서는 CPT STS와 PPT STS에 차이를 나타냈고 나머지 두 관절과 대퇴부 떼기에서 PPT STS와 CPT STS, 그리고 PPT STS와 APT STS 동작 사이에서 유의한 차이가 있었다. 또한 각각의 일어서기 동작에서



표 6. 일어서기 동작에 따른 각 근육의 근수축 개시시간 분석

근육	일어서기 동작 중 상대적 시간 시점 (%)			p
	CPT STS	PPT STS	APT STS	
TA*	12.1	8.2	12.4	.04
VR	16.8	18.8	17.5	.49
VL*	20.0	18.3	16.5	.00
BF*	33.1	26.6	27.9	.01
SOL	33.8	29.8	29.2	.30
GCM	42.6	38.6	39.1	.17

\*일어서기 동작에 따라 근수축 개시시간의 차이를 보임

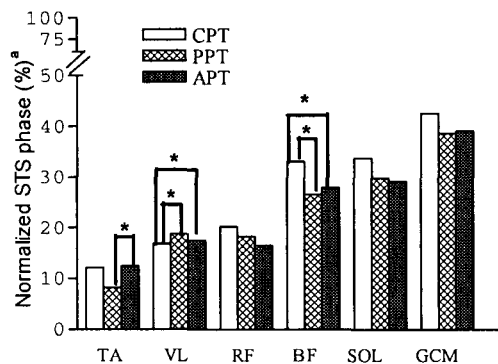
TA: 앞정강근 VR: 넓다리곧은근 VL: 가쪽넓은근

BF: 넓다리두갈래근 SOL: 가자미근 GCM: 장딴지근

CPT STS: 편하게 일어서기

PPT STS: 후방 골반경사 일어서기

APT STS: 전방 골반경사 일어서기



\*p<0.05

<sup>a</sup>일어서기 동작의 상대적 시점

그림 2. 일어서기 동작에 따른 근수축 개시시간 분석

순서적 운동형상학적 분석에서는 엉덩관절 신전, 무릎관절 신전, 대퇴부 떼기, 발목관절 신전의 순서로 이루어졌고 동작간의 순서적 차이는 없었다. 동작간의 순서적 차이는 없었으나 세 가지 일어서기 동작간 각 관절들의

변화가 일어나는 동작 수행의 시점 비교에서는 다른 양상을 보인다고 할 수 있다. 일어서기의 후반부는 대퇴부 떼기 이후부터 일어서기 동작이 끝나는 시점으로 정의할 수 있고 상대적으로 근력이 많이 요구되는 일어서기

동작 수행 구간이라 할 수 있다(Shepherd와 Koh, 1996). PPT STS에서의 일어서기 후반부가 전체 일어서기 동작의 71.8%로 CPT STS나 APT STS에서 차지하는 비율보다 큰 것을 알 수 있다. 반대로 APT STS에서 일어서기의 후반부가 67.3%로 CPT STS의 67.7%와 유사한 형태를 나타내었다. 이것은 APT STS가 근력 사용에 있어서는 효율적이고 그리고 정상적인 움직임과 유사한 패턴을 보인다고 해석할 수 있다. 근전도 신호(근수축 개시시간)분석 결과에서는 앞정강근은 PPT STS와 APT STS에서 가쪽넓은근과 넓다리두갈래근은 CPT STS와 PPT STS 동작, CPT STS 동작과 APT STS 동작간의 유의한 차이가 있었다. 순서적 근수축 개시시간의 분석 결과는 가쪽넓은근의 순위 변화를 제외하고는 세 동작간 차이가 없이 앞정강근, 넓다리곧은근, 가쪽넓은근, 넓다리두갈래근, 가자미근, 장딴지근 순서(CPT STS) 혹은 앞정강근, 가쪽넓은근, 넓다리곧은근, 넓다리두갈래근, 가자미근, 장딴지근의 순서(PPT STS, APT STS)로 근수축 개시의 활동이 발생되었다. 가쪽넓은근의 순서적 분석에서는 가쪽넓은근의 근수축 개시시간 변화로 인하여 각 동작 안에서 근육들의 근수축 개시시간의 변화가 나타났다. 가쪽넓은근은 CPT STS를 기준으로 할 때 PPT STS와 APT STS에서 더 빨리 수축된다고 분석할 수 있다. 이것은 기존의 연구와 유사한 패턴을 가진다고 할 수 있다. 즉 가쪽넓은근은 넓다리곧은근과 비교해 볼 때 그 기능은 유사하나 단관절 근육으로 분류되고, 넓다리곧은근은 다관절 근육으로 분류될 수 있다. 단관절 근육은 익숙하지 않은 동작이나 새로운 환경에서 다관절 근육의 역할을 대신해서 더욱 활성화 된다는 가설을 뒷받침해주고 있는 것이다(Bobbert와 van Ingen Schenau, 1988; Doorenbosch 등, 1994). 즉 PPT STS나 APT STS는 익숙하지 않은 동작이라고 정의

내릴 수 있고 이러한 환경에 적응하기 위해 단관절 근육인 가쪽넓은근의 수축이 시작되는 시간이 CPT STS 동작과 비교해 볼 때 더욱 빨라졌다고 생각할 수 있다(Khemlani 등, 1999).

또한 대퇴부 때기를 기준으로 일어서기를 전반부와 후반부로 나누었을 때 근수축 개시시간을 분석하였다. 특히, APT STS에서는 전반부에 장딴지근을 제외한 모든 근육들이 수축을 시작하였다. 이것은 몸통을 들어올리는 움직임 이전에 모든 근육들이 본격적으로 활성화될 준비를 갖추고 있다고 분석할 수 있다. 충분히 준비된 근육들의 상태는 APT STS 동작 동안에 실질적인 근력을 사용하게 되는 일어서기 후반부가 차지하는 비중이 CPT STS 동작과 유사한 수준으로 나타나게 되는 것과 더불어 APT STS의 기능적 측면에서의 높은 효율성을 보인다고 설명할 수 있다.

## V. 결론

본 연구는 골반경사를 달리한 일어서기의 동작을 분석함에 있어 독립적인 운동형상학 분석과 근전도 분석을 그리고 단순 통합 분석방법을 적용하였다. 정상적인 일어서기 동작(편안한 상태의 골반경사 유지), 비정상적 움직임의 상태와 유사한 일어서기 동작(최대한 후방 골반경사 유지) 그리고 일반적 치료 패턴과 유사한 일어서기 동작(최대한 전방 골반경사 유지)을 운동형상학적 분석과 근육활동성 패턴을 이용해 각각의 독립적 분석과 기본적 통합 분석을 하였다.

본 연구를 통하여 연구 목적과 관련된 네 가지 결과를 얻었다.

1. 골반경사 변화에 따른 일어서기의 운동형상학적 변화는 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절, 대퇴부 때기에서 동작간의 차

이가 있었고 세 가지 동작내에서 관절들의 신전동작으로의 변화 순서에는 차이가 없었다.

2. 골반경사 변화에 따른 일어서기의 근육 활동 패턴의 변화는 앞정강근과, 넙다리두갈래근, 가쪽넓은근에서 동작간의 차이가 있었고 가쪽넓은근을 제외하고는 동일되는 순서에는 변화가 없었다.

두 결과의 기본적 통합 분석 결과는 일어서기 변화의 중요 기점인 대퇴부 떼기를 기준으로 할 때 동일되는 근육 활동 패턴이 변화하고 이를 바탕으로 동작의 특성을 설명할 수 있었다. 즉 일반적인 치료 패턴인 전방 골반경사 일어서기가 근육의 사용과 효율적인 움직임을 수행한다.

### 인용문헌

- Ada L, Westwood P. A kinematic analysis of recovery of the ability to stand up following stroke. *Aust J Physiother.* 1992;38:135-142.
- Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ. Coordination in vertical jumping. *J Biomech.* 1988;21(3):249-262.
- Carr JH, Shepherd RB, Nordholm L, et al. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Phys Ther.* 1985;65(2):175-180.
- Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Maryland, Aspen, 1998:360-374.
- Di Fabio RP. Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. *Phys Ther.* 1987;67:43-48.
- Doorenbosch CA, Harlaar J, Roebroek ME, et al. Two strategies of transferring from sit-to-stand; The activation of monoarticular and biarticular muscles. *J Biomech.* 1994;27(11):1299-1307.
- Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1996;101(6):511-519.
- Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(9):1005-1012.
- Khemlani MM, Carr JH, Crosbie WJ. Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clin Biomech.* 1999;14(4):236-246.
- Malouin F, Potvin M, Prevost J, et al. Use of an intensive task oriented gait training program in a series of patients with acute cerebrovascular accidents. *Phys Ther.* 1992;72(11):781-789.
- Schenkman M, Berger RA, Riley PO, et al. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther.* 1990;70(10):638-651.
- Shepherd R, Carr J. Reflections on physiotherapy and the emerging science of movement rehabilitation. *Aust J Physiother.* 1994;40:39-47.
- Shepherd RB, Koh HP. Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand J Rehabil Med.* 1996;28(2):79-88.
- Taub E, Miller NE, Novack TA, et al. Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74(4):347-354.
- Trueblood PR, Walker JM, Perry J, et al. Pelvic exercise and gait in hemiplegia. *Phys Ther.* 1989;69(1):18-26.

Vogt L, Banzer W. Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neutral position. Clin Biomech. 1997;12(2):122-127.