

골반 자세 변화에 따른 일어서기의 기능적 연결분석의 접근

최종덕

연세대학교 대학원 재활학과

권오윤, 이충휘

연세대학교 보건과학대학 물리치료학과 및 보건과학연구소

김종만

서남대학교 물리치료학과

김진경

한서대학교 작업치료학과

Abstract

Functional Linkage 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 a sit-to-stand (STS) and to suggest a new assessment approach based on biomechanical analysis. 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 determine the onset time of muscle contraction surface electrodes were applied to the rectus femoris muscle (RF), vastus lateralis muscle (VL), biceps femoris muscle (BF), tibialis anterior muscle (TA), gastrocnemius muscle (GCM), and soleus muscle (SOL). The ICC was used for functional linkage analysis. The findings of this study were as follows. First, significant differences were found in kinematic variables and in muscle activation pattern among the three activities. Second, the results of functional integrated analysis revealed that recruited muscle activation patterns changed when the thigh-off was viewed as a reference point. Third, there were independent functional units between the thigh-off and the VL and between the thigh-off and the RF in the functional

linkage analysis. The VL and RF acted as prime mover muscles, and more postural adjustment muscle recruitment was required as the demand of postural muscle control increased (PPT STS, APT STS, and CPT STS in order). In conclusion, the findings of this study suggest the following evaluative and therapeutic approach for STS activity. APT STS can be introduced for movement efficiency and functional advantage when abnormal STS is treated. However, excessive APT would change the muscle activation patterns of BF and SOL and require additional postural muscle control to cause abnormal control patterns.

Key Words: Functional Linkage; Postural Adjustment Mover; Prime Mover; Sit-to-stand.

I. 서론

비정상적인 움직임에 대한 성공적인 재할은 움직임을 얼마만큼 객관적으로 정량화하여 평가할 수 있는가에 달려있다(Fillyaw 등, 1989). 임상에서 운동 수행 평가는 주로 주관적이고, 서열척도(ordinal scale)와 연관된 관찰적 방법을 사용하고 있다. 혹은 표준화된 평가도구를 사용하여 환자를 평가하기도 한다. 주관적 평가방법들이 기능적 수행의 대략적인 변화를 분석하기에는 효율적이고 유용하다고 할 수 있다. 그러나 치료의 효용성을 평가하고 가치 있는 정보를 제공하는 반면 쉽게 눈으로 분별할 수 없는 작은 변화를 분석해야 하는 복잡한 평가과정에서는 적당하지 않을 수 있다(Ramos 등, 1997).

앉은 자세에서 일어서기(sit-to-stand: STS)에 대한 기존 연구방향은 크게 세 가지로 나누어 볼 수 있는데 첫째로 운동형상학적(kinematic) 시스템에 의한 동작분석 접근과, 둘째 근전도 (electromyography: EMG) 신호 분석 시스템에 의한 근육 활동 패턴분석 접근, 셋째 운동형상학적 분석, 근전도 신호분석, 그리고 힘판(force plate)에 의한 운동역학적(kinetic) 분석이 동시에 이루어지는 통합 접근 및 새로운 형태의 다양한 접근으로 나눌 수 있다. STS 동작에 대한 운동형상학적 분석은 영화조영법(cinematography)을 시작

으로 많은 연구들이 수행되어 왔다(Kerr 등, 1997; Kotake 등, 1993; Pai와 Rogers, 1990; Pai와 Rogers 1991; Riley 등, 1991; Schenkman 등, 1990; Schenkman 등, 1996). 위의 연구들에서 STS는 크게 두 개의 구별된 동작으로 나누어졌다. 첫째는 몸통을 앞으로 기울이는 동작이고, 둘째는 선 자세를 만들기 위해 몸체를 들어올리는(lift) 동작이다. 위의 STS 동작 구분은 다른 연구에서도 일관성 있게 나타났다. 또한 병적 상태의 대상자를 평가하였는데 대부분의 연구는 뇌졸중과 같은 중추신경계 손상 환자의 STS 동작을 분석하였다(Ada와 Westwood, 1992; Hesse 등, 1994; Hesse 등, 1998; Lee 등, 1997). 운동형상학적 분석에 비해 근전도 시스템을 통한 근육 활동 패턴에 대한 연구는 활발하게 이루어지지 않았지만, 최근에 운동형상학적 자료들과 근전도 시스템 자료들을 동기화(synchronization)시키려는 연구가 시도되었다. Fleckenstein 등(1998)은 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근, 가쪽넓은근, 큰둔부근의 근전도 자료를 수집하여 분석하였고, Stevens 등(1989)과 Millington 등(1992)의 연구에서도 일어서기 동작에서 필수적인 근육들의 활동을 분석하였다. 운동형상학적 분석과 근전도 신호분석에 의한 근육 활동 패턴분석, 그리고 힘판에 의한 운동역학적 분석이 동시에 수행되고 기본적인 세 시스템간의 동기화로 인한 통합적 분석이 시도

되었다(Millington 등, 1992). 또한 움직임의 연구를 통한 인체의 움직임 분석은 기능적 전기 자극기(functional electrical stimulation: FES)와 같은 인체공학적인 접근에 기초적인 역할을 하기도 하였다(Kralj 등, 1990). 최근에는 STS의 생체역학적 분석이 하반신마비의 척수손상 환자가 기능적 전기 자극기를 이용해 일어서기 동작을 수행하는 과정에서 이용되었다(Bahrami 등, 2000). 연구 영역을 확대해서 임신부의 일어서기를 연구하였고(Lou 등, 2001), 협응동작(coordination)이 미성숙한 유아의 일어서기도 연구되었다(McMillan과 Scholz, 2000). 이러한 분석방법의 새로운 시도를 통해서 각 하지관절들이 어떻게 전체 몸체의 움직임에 영향을 주는지에 대한 연구도 이루어졌다(Yu 등, 2000). 이를 바탕으로 운동형상학적 분석과 근전도 신호에 대한 상호 연관성을 통해 새롭게 일어서기 동작을 해석하려는 시도가 최근에 이루어 졌다(Goulart, 와 Valls-Sole, 1999; Khemlani 등, 1999).

기존 연구들에서는 분석된 생체역학적 자료들이 통합되어 해석되지 못하였고, 임상적인 평가와 치료 측면으로의 활용에는 미흡함을 보였다. 또한 최근의 새로운 통합적 해석의 시도에도 불구하고, 적은 수의 대상자 연구로 인하여 일반화하는데 제한점을 보였으며 이전 연구들과 동일하게 임상적 연관성이 부족하였다.

그러므로 본 실험에서는 기존 연구들의 문제점들을 보완하고자 분석 및 연구되는 측정 변수를 크게 두 가지로 설정하였다. 첫째, STS 동작 중 실질적인 움직임을 나타내게 하는 관절 변화의 상대적 시간분석이다. 둘째, 근전도 시스템을 이용한 근수축 개시시간(onset time of muscle contraction)의 분석이다. 이에 본 연구자는 STS의 운동형상학적 변화에 대한 상대적 시간 변수와 상대적 근수축 개시시간 변수를 각각 독립적으로 분석

하고, 이후 동기화된 두 자료를 통합 분석함과 동시에 다음 두 가지 새로운 개념의 분석을 시행하였다.

첫 번째로 기능적 연결분석(functional linkage analysis)이다. 기능적 연결분석은 독립적인 하나의 기능적인 단위(single functional unit)로 설명할 수 있다. 두 번째로 주동근(prime mover muscle)과 자세조절근(postural adjustment muscle)의 분석이다. 움직임의 수행 시 근육의 활동은 목적하는 주된 동작을 만들어 내는 주동근과 동작의 자세를 조절하는 자세조절근으로 구분할 수 있다(Gahery, 1987; Goulart와 Valls-Sole, 1999; Lee 등, 1990).

본 실험에서는 골반경사를 달리한 일어서기의 동작을 분석함에 있어 생체역학적 새로운 통합 분석방법을 소개 및 적용하고자 하였다. 정상적인 STS 동작(편안한 자세로 골반을 움직여 일어서기로 가장 일반적이고 정상적인 일어서기 동작 (comfortable pelvic tilt sit-to-stand: CPT STS)), 비정상적 움직임의 상태와 유사한 STS 동작(최대한 골반의 후방경사를 유지하면서 일어서기(posterior pelvic tilt sit-to-stand: PPT STS)), 그리고 일반적 치료 패턴과 유사한 STS 동작(최대한 골반의 전방경사를 유지하면서 일어서는 동작(anterior pelvic tilt sit-to-stand: APT STS))에서 운동형상학적 분석과 근육 활동 패턴분석을 이용해 각각의 구별된 분석과 기본적인 통합분석을 하고자 하였다. 새로운 기능적 통합분석인 기능적 연결분석과 주동근 및 자세조절근 구별하는 분석을 수행하고자 하였다. 이러한 분석을 통해 동작 수행에 장애를 가진 환자들의 움직임 재교육(movement reeducation) 시 새로운 치료적 접근 방향을 제시하고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 건강한 성인 남자 25명을 대상으로 하였다. 모든 대상자는 본 실험의 목적에 충분히 동의하였고, 실험에 자발적으로 참여하였다. 연구 대상자들의 평균연령은 23.4세였으며, 평균신장은 170.7 cm, 평균체중은 65.5 kg이었다.

2. 실험 기기 및 도구

가. 동작분석 시스템

운동형상학적 자료를 얻기 위해서 실시간 삼차원 동작분석 시스템인 CMS70P¹⁾를 사용하였다. 모든 각도의 변화는 CMS70P를 통해 25 Hz의 표본수집률(sampling rate)로 측정되었다. 윈도용 WinData 2.19 프로그램²⁾을 이용하여 각 표식자의 정보를 삼차원상 좌표로 전환하였으며 각 좌표간의 실시간 각도 변화를 분석 저장하였다.

나. 근전도 시스템

앉은 자세에서 일어서기 동작에 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 System³⁾과 Bagnoli EMG System⁴⁾이 사용되었다. 전극은 DE-3.1 Double Differential Electrodes⁵⁾

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 3.7.1⁶⁾ 프로그램을 사용하였다.

3. 실험방법

가. 실험장치

일어서기 동작을 위해 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 동기화 시키는 데 사용되었다.

나. 실험과정

대상자는 팔장을 낀 채로 일어서는 자세에서 눈금정하기(calibration) 과정을 거쳤다. 근전도 신호의 적절한 측정 상태를 확인한 후 편하게 일어서기(CPT STS)를 아무런 사전 교육 없이 3회 연속 수행하게 하였다. 대상자는 연구자에 의해 '준비'라는 예령 후 근전도 시스템의 모니터상에서 동작 시작표시를 확인함과 동시에 가능한 빨리 동작을 수행하였다. 이때의 운동형상학적 자료들과 근전도 자료값들을 각각의 시스템 운영 컴퓨터에 저장시켰다. 후방 골반경사 일어서기(PPT STS)를 대상자에게 충분히 설명하고 연습 동작 5회를 반복시킨 후 3회 연속으로 일어서기 동작을 수행시켰다. 편하게 일어서기와 같이 동일한 과정으로 자료들을 저장하였다. 전방 골반경사 일어서기(APT STS)도 동일한 과정

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.

을 거쳐 수행되고, 얻어진 자료들을 저장하였다. 모든 동작들은 가능한 안전하고 빠르게 수행되었고, 특히 대상자에게 골반경사 유지의 측면에서 정확한 동작 수행을 요구하였다.

다. 자료처리 및 분석 비교

동작분석 시스템에서 얻어진 자료값들은 아스키(ASCII) 파일로 변환되어 엑셀 프로그램에 다시 저장되었다. 대퇴부 떼기 신호의 변화 시점을 상대적 시간 0으로 그 이전의 시간을 음수 값으로 정렬하고, 변화 시점 이후를 양수 값으로 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 전체동작에 대한 백분율의 수치로 자료를 분석하였다.

근전도 시스템에서 얻어진 자료값들은 Acqknowledge 3.7.1 프로그램을 통해서 필터 처리되었다. 전파정류(full wave rectification) 처리된 신호들을 8 Hz의 저역필터(low pass filter) 처리를 하였다. 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 개시시점으로 측정하였다. 역치 이상의 값이 50 ms 이상 지속될 때만을 근수축 개시시점으로 설정하였다. 6개 각 근

육의 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 개시 시간 자료들과 동작분석 시스템으로부터의 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 전체동작이 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 개시 시간의 상대적 시간 변수) 평균자료들을 세 가지 동작에서 비교하였다. 반복 측정된 일요인 분산분석(one-way repeated ANOVA)을 이용해 분석하였고, 또한 통합된 두 자료들의 분석을 위해 급간내상관계수(Intraclass Correlation Coefficients: ICC[3,1])를 이용한 기능적 연결분석을 수행하였다. 유의수준 α 는 .05로 하였다. 자료의 통계처리를 위해 윈도용 SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 11.0 프로그램을 사용하였다.

Ⅲ. 결과

1. 운동형상학적 분석과 근전도 신호분석의 결과 통합

동작분석 시스템의 결과 자료들과 근전도 시스템의 결과 자료들을 통합적으로 새롭게 해석할 수 있다. 체중의 대부분을 들어올리는 시점이 되는 대퇴부 폐기를 중심으로 일어서기는 전반부와 후반부로 나눌 수 있다. 상대적으로 근력이 많이 요구되는 구간을 일어서기의 후반부라고 정의할 수 있고, PPT STS에서 전체 일어서기 중 차지하는 비율이 71.8%로 다른 동작보다 긴 것을 알 수 있다. 반대로 APT STS는 일어서기의 후반부가 67.7%로 CPT STS의 67.7%와 유사한 형태를 나타내었다(표 1). 이것은 APT STS가 근력의 사용에 있어서는 효율적인 패턴을 보인다고 해석할 수 있다. 그러나 근수축 개시시간과 통합적으로 분석해 보면 다른 양상을

보인다. 즉 CPT STS에서는 대퇴부 폐기를 중심으로 그 이전에 앞정강근, 넓다리곧은근, 가쪽넓은근이 근수축을 시작하게 된다. APT STS에서는 CPT STS에서 수축하는 근육들에 추가적으로 넓다리두갈래근, 가자미근이 대퇴부 폐기 이전에 수축을 하게 된다. 즉 운동형상학적 기준으로 근수축 개시시간의 비교에서는 차이가 있었다(표 1).

2. 기능적 연결분석과 주동근 및 자세조절근의 분석

동작분석 자료들과 근전도 시스템 결과 자료들과의 상관분석으로 기능적 연결분석 결과를 얻을 수 있다. 즉 동작분석 자료의 대퇴부 폐기와 근전도 자료의 가쪽넓은근, 또한 대퇴부 폐기와 넓다리곧은근간의 기능적 연결을 집단에 따라 비교 분석할 수 있었다. CPT STS에서 기능적 연결의 급간내상관계수는 대퇴부 폐기와 가쪽넓은근에서 .65, 대

표 1. 일어서기 동작에 따른 각 근육의 근수축 개시시간과 운동형상학적 분석

순위	전체 일어서기 동작 중 상대적 시간 시점 (%)					
	CPT	STS	PPT	STS	APT	STS
1	TA	12.1	TA	8.2	TA	12.4
2	RF	16.8	Hip	16.3	VL	16.5
3	Hip	19.6	VL	18.3	Hip	16.7
4	VL	20.0	RF	18.8	RF	17.5
5	Knee	30.3	Knee	24.2	BF	27.9
6	Thigh-off	32.3	BF	26.6	SOL	29.2
7	BF	33.1	Thigh-off	28.2	Knee	31.6
8	SOL	33.8	SOL	29.8	Thigh-off	32.7
9	GCM	42.6	GCM	38.6	GCM	39.1
10	Ankle	51.4	Ankle	47.4	Ankle	54.1

TA: 앞정강근 VR: 넓다리곧은근 VL: 가쪽넓은근

BF: 넓다리두갈래근 SOL: 가자미근 GCM: 장딴지근

Hip: 엉덩관절 Knee: 무릎관절 Thigh-off: 대퇴부 폐기 Ankle: 발목관절

표 2. 기능적 연결 및 상관분석

자세	Thigh-off : VL	Thigh-off : RF
CPT STS	.65* ^a	.43*
PPT STS	.83	.85*
APT STS	.49	.49

*p<.05

^a급간내상관계수(Intraclass Correlation Coefficients: ICC[3,1])

Thigh-off: 대퇴부 뼈기의 상대적 시점

VL: 가쪽넓은근 근수축 개시시간의 상대적 시점

RF: 넓다리곧은근 근수축 개시시간의 상대적 시점

퇴부 뼈기와 넓다리곧은근에서 .43으로 높게 나타났고 모두 유의한 차이를 나타내었다. 그리고 PPT STS에서 기능적 연결의 급간내상관계수는 대퇴부 뼈기와 가쪽넓은근에서 .83, 대퇴부 뼈기와 넓다리곧은근에서 .85로 더 높게 나타났고 모두 유의한 차이를 나타내었다. 이와는 반대로 APT STS에서 기능적 연결의 급간내상관계수는 대퇴부 뼈기와 가쪽넓은근에서 .49, 대퇴부 뼈기와 넓다리곧은근에서 .49로 나타났고 유의한 차이가 없었다. 이는 결과 3.3에서 일어서기 후반부의 상대적 시간이 PPT STS에서 더 많은 비중을 차지하고 APT STS에서 작은 비중을 차지하는 결과와 동일한 양상을 보이는 것이다(표 2).

동작을 수행하는데 필요한 근육들의 분류

를 주동근과 자세조절근으로 구분할 수 있는데, 표 3에서 볼 수 있듯이 가쪽넓은근과 넓다리곧은근의 기능적 연결은 세 가지 다른 동작 수행의 패턴에서 동일하게 나타나고 있어 STS 동작의 주동근으로서의 역할을 수행한다고 할 수 있다. 다양한 자세조절이 많이 요구되는 불안정한 PPT STS에서는 동일하게 가쪽넓은근과 넓다리곧은근이 일관성 있게 주동근으로 사용되며 이외에 앞정강근과 가쪽넓은근, 앞정강근과 넓다리곧은근, 넓다리곧은근과 넓다리두갈래근, 넓다리곧은근과 가자미근이 추가적으로 자세를 조절하는데 사용되는 것을 볼 수 있다. APT STS에서는 주동근들 이외에 추가적으로 가자미근과 장딴지근, 넓다리두갈래근과 장딴지근이 자세조

표 3. 주동근과 자세조절근 분석을 위한 상관분석

자세	근육간 기능적 연결				
CPT STS	VL:RF (.74)* ^a				
PPT STS	VL:RF (.86)*	TA:VL (.49)*	TA:RF (.48)*	RF:BF (.60)*	RF:SOL (.58)*
APT STS	VL:RF (.61)*	SOL:GCM (.56)*	BF:GCM (.51)*		

*p<.05

^a급간내상관계수(Intraclass Correlation Coefficients: ICC[3,1])

절에 동원되고 있음을 알 수 있다.

IV. 고찰

본 연구에서는 운동형상학적 시스템과 근전도 시스템의 자료들을 통합적으로 분석하였다. 두 자료를 동기화하여 동일 선상의 시간 기준에서 APT STS와 PPT STS 동작을 새로운 각도에서 분석하였다. 특히 독립된 분석상에서는 APT STS의 동작이 CPT STS와 유사한 효율적인 근력 사용 패턴을 사용한다는 점과 대퇴부 폐기 이전에 거의 모든 근육들이 충분한 수축 준비 단계에 도달한다는 두 가지 사실 때문에 기능적 수행의 높은 효율성을 설명 가능하게 하였다. 그러나 통합적 분석을 통한 일어서기 동작은 운동조절의 관점에서 다른 양상을 보이게 된다. 기능상의 중요한 기준이 되는 대퇴부 폐기 시점을 중심으로 하여 근전도 신호를 분석하였다. 즉 운동형상학적 기준으로 근수축 개시시간의 비교에서는 차이를 보였다. 첫째, CPT STS에서의 패턴은 앞정강근, 넙다리곧은근, 가쪽넓은근, 대퇴부 폐기, 넙다리두갈래근 가자미근, 장딴지근의 순서로 근수축이 이루어졌다. 둘째, PPT STS에서는 앞정강근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근, 대퇴부 폐기, 가자미근, 장딴지근 순서로 그 패턴이 변화된 것을 확인할 수 있었다. 또한 APT STS에서는 앞정강근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근, 가자미근, 대퇴부 폐기, 장딴지근의 순서로 수축되었다. 특히 대퇴부 폐기 시점을 기준으로 임상적 중요성과 통계학적 유의성을 만족하는 패턴을 보이게 되는데 CPT STS에서는 대퇴부 폐기, 넙다리두갈래근, 가자미근, PPT STS에서는 넙다리두갈래근, 대퇴부 폐기, 가자미근, APT STS에서는 넙다리두갈래근, 가자미근, 대퇴부 폐기로 변화하였다(Doorenbosch 등, 1994; Khemlani 등, 1999). 무릎관절의 신전 시

다리두갈래근을 비롯해 반힘줄모양근, 반막모양근은 신전동작을 돕는데 큰 역할을 하게 된다(Shepherd와 Gentile, 1994). 특히 넙다리넨갈래근 약화나 자세가 안정되지 못한 상태에서 일어서기를 수행할 경우 무릎관절의 신전력 부족 상황이 초래되고 넙다리두갈래근의 수축력 증가는 무릎관절의 신전을 돕게 되는 것이다(Sahrmann, 2002).

동작분석 자료들과 근전도 자료들과의 상관분석으로 기능적 연결분석 결과를 얻을 수 있었다. 기능적 연결분석은 독립적인 하나의 기능적인 단위(single functional unit)로 설명할 수 있다. 즉 일정한 운동형상학적 동작을 기준으로 동작과 관련된 조직들(근육)이 동일한 패턴을 나타내는 집단화된 작용 기전으로 정의내릴 수 있다(Khemlani 등, 1999; Shepherd와 Gentile, 1994; Winter, 1980). 본 연구에서는 근전도 신호로부터의 근수축 개시시간과 운동형상학적 자료들과의 상관분석을 통한 기능적 연결분석을 실시하였다. 즉 동작분석 자료의 대퇴부 폐기와 근전도 자료의 가쪽넓은근 또한 대퇴부 폐기와 넙다리곧은근간의 기능적 연결을 일어서기 동작 집단에 따라 비교 분석할 수 있었다. CPT STS에서 기능적 연결의 급간대상관계수는 대퇴부 폐기와 외측넓은근에서 .65, 대퇴부 폐기와 대퇴곧은근에서 .43으로 높게 나타났다. 그리고 PPT STS에서 기능적 연결의 급간대상관계수는 대퇴부 폐기와 외측넓은근에서 .83, 대퇴부 폐기와 넙다리곧은근에서 .85로 더 높게 나타났다. 이와는 반대로 APT STS에서 기능적 연결의 급간대상관계수는 대퇴부 폐기와 가쪽넓은근에서 .49, 대퇴부 폐기와 넙다리곧은근에서 .49로 나타났고 통계학적으로 유의하지 않았다. PPT STS의 기능적 연결상수가 높게 나타난 이유는 넙다리곧은근과 가쪽넓은근이 몸통을 들어올리는 순간에 관절의 변화 즉 기능적 동작의 변화에 기여하는 정도의 차이로 해석할 수 있다. 이 두 근육들은

APT STS와 CPT STS에서의 활동을 비교해볼 때 PPT STS에서 관절의 변화에 더욱 밀접히 관련해서 기능적 변화를 만들어 냈다고 할 수 있다. APT STS가 기능적인 효율성에서는 여러 이점을 가지고 동작을 수행할 수 있으나 기능적 연결 정도에 있어서는 CPT STS의 급간대상관계수와 차이를 보였다. 즉 APT STS의 기능적 이점을 뒷받침해 줄 수 있는 완벽한 운동조절의 일치를 설명할 수 없었다.

동작을 수행하는 데 필요한 근육들은 목적하는 주된 동작을 만들어내는 주동근과 동작의 자세를 조절하는 자세조절근으로 구분할 수 있다(Gahery, 1987; Goulart와 Valls-Sole, 1999; Lee 등, 1990). 근수축 개시시간과 기능적 연결을 통한 결과는 조금씩 변화된 STS 동작 수행에 따라 다르게 나타났다. 즉 특정 움직임의 방법을 조금씩 변화시킨다 할지라도 일관적으로 변함없이 나타나는 패턴에 해당하는 것은 주동근과 연관된 결과라 해석되고, 이와는 반대로 일관성을 가지지 않고 변화된 움직임에 따라 다르게 나타나는 패턴은 변화된 상황에서 적응하기 위한 자세조절근으로 해석된다(Goulart와 Valls-Sole, 1999). 외측넓은근과 대퇴골은근의 기능적 연결은 세 가지 다른 동작수행의 패턴에서 일관되게 높은 상관관계를 보이며 동일하게 나타나고 있어 STS 동작의 주동근으로 역할을 수행한다고 할 수 있다. 다양한 자세조절이 많이 요구되는 불안정한 PPT STS를 살펴보면 우선 동일하게 가쪽넓은근과 넙다리골은근이 일관성 있는 주동근으로 사용된다. 또한 주동근 이외에 앞정강근과 가쪽넓은근, 앞정강근과 넙다리골은근, 넙다리골은근과 넙다리두갈래근, 넙다리골은근과 가자미근이 추가적으로 자세를 조절하는데 사용되는 것을 알 수 있다. APT STS에서는 주동근들 이외에 추가적으로 가자미근과 장딴지근, 넙다리두갈래근과 장딴지근이 자세조절에 동원되고 있는 것

을 알 수 있다. CPT STS와 비교할 때, APT STS는 추가적으로 두 개의 기능적 연결의 자세조절 패턴으로 동작을 수행하게 된다. 자세조절이 가장 어려운 PPT STS에서는 추가적 자세조절 패턴 4개가 작용하여 동작을 수행하게 된다. APT STS가 기능적인 효율성에서는 여러 이점을 가지고 동작을 수행할 수 있지만 자세조절근 동원의 패턴에 있어서는 정상적인 움직임과 다른 양상을 보이게 된다고 해석할 수 있다.

인체의 움직임에는 내재된 다양한 상동적 패턴(stereotypical pattern)들이 존재하고 변화된 동작들을 수행할 경우 근육과 동작의 순서적 변화를 통한 패턴들의 변화가 생성될 수 있다(Khemlani 등, 1999). 따라서 본 연구에서는 정상인의 일어서기 동작을 인위적으로 변화시켜 운동형상학적 그리고 근육 활동 패턴 변화를 분석하고자 하였다. 그러나 독립적인 분석에서 순서적 변화는 크게 나타나지 않았고 이는 발의 위치를 변화시켜 생체역학적 변화를 분석한 Khemlani 등(1999)의 연구와 일치하였다. 이것은 운동학습(motor learning)이 충분히 달성하지 못한 상황에서의 생체역학적 분석을 시행했을 때 나타나는 제한점이라 할 수 있다. 실제로 인위적 상황의 변화는 운동학습의 충분한 과정을 거치지 않은 상태, 즉 운동조절 능력의 변화를 기대할 수 없는 여러 상황을 초래했다고 할 수 있다. 그러므로 본 연구의 결과는 중추신경계 손상으로 인해 일어서기 동작에 문제가 있는 환자에 대한 생체역학적 분석과 차이가 있을 수 있다는 연구의 한계성을 고려해야 할 것이다.

V. 결론

본 연구는 골반경사를 달리한 일어서기의 동작을 분석함에 있어 독립적인 운동형상학적 분석과 근전도 분석을 그리고 통합 분석 방법을 적용하였다. 정상적인 일어서기 동작

(편안한 상태에서의 골반경사 유지), 비정상적인 움직임의 상태와 유사한 일어서기 동작(최대한 후방 골반경사 유지) 그리고 일반적인 치료 패턴과 유사한 일어서기 동작(최대한 전방 골반경사 유지)을 운동형상학적 분석과 근육활동성 패턴을 이용해 기능적 통합 분석인 기능적 연결분석과 주동근 및 자세조절근을 구별하는 분석을 수행하였다.

본 연구를 통하여 연구 목적과 관련된 2가지 결과를 얻었다.

1. 두 결과의 기본적 통합분석 결과는 일어서기 변화의 중요 기점인 대퇴부 폐기를 기준으로 할 때 동원되는 근육활동 패턴이 변화하고 이를 바탕으로 동작의 특성을 설명할 수 있었다.
2. 기능적 연결분석을 통해서 대퇴부 폐기와 가쪽넓은근, 대퇴부 폐기와 넙다리곧은근을 독립적인 하나의 기능적 단위로 설명할 수 있었다. 또한 주동근과 자세조절근의 비교분석을 통해 주동근은 가쪽넓은근과 넙다리곧은근으로 정의 내릴 수 있고 동원된 자세조절근의 개수는 후방 골반경사 일어서기, 전방 골반경사 일어서기, 편하게 골반경사 일어서기의 순서로 나타났다. 이는 해당 움직임에 필요로 하는 자세조절 요구와 비례한다고 할 수 있다. 기능적 통합분석을 통해 더욱 구체적으로 문제점들을 파악할 수 있었다.

본 연구 결과로 다음과 같이 비정상적인 일어서기 동작에 대한 치료적, 평가적 접근 방향을 제시할 수 있다.

첫째, 치료사는 유사한 병적 상태인 후방 골반경사 일어서기의 평가나 치료 시, 무릎관절, 발목관절의 변화에 초점을 두어야 하고, 대퇴부 폐기를 기준으로 넙다리두갈래근, 가자미근의 근육 활동 패턴의 변화와, 가쪽넓은

근과 넙다리곧은근의 기능적 수행에 있어서 동원되는 정도 차이, 또한 자세조절을 위해 불필요한 부가적 근육의 패턴들이 생성된다는 것을 고려해야 한다.

둘째, 후방 골반경사 일어서기와 같은, 비정상적인 일어서기의 치료적 접근 시, 전방 골반경사로의 움직임 패턴 유도는 움직임의 효율성과 기능적인 측면에서는 유용하게 사용될 수 있다. 하지만 과도한 전방 골반경사 일어서기는 편하게 골반경사 일어서기를 기준으로 볼 때 넙다리두갈래근과 가자미근에서의 근육 활동 패턴을 변화시키고 기능적 연결 정도 차이, 추가적인 자세조절근들의 생성을 만들어냄으로써 정상적인 운동조절 패턴을 변화시킬 가능성이 있다는 것을 고려해야 할 것이다.

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.
- Bahrami F, Riener R, Jabedar-Maralani P, et al. Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects. *Clin Biomech.* 2000;15(2):123-133.
- 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 mono-articular and biarticular muscles. *J Biomech.* 1994;27(11):1299-1307.
- Fillyaw MJ, Badger GJ, Bradley WG, et al. Quantitative measures of neurological function in chronic neuromuscular diseases and ataxia. *J Neurol Sci.* 1989;92(1):17-36.

- Fleckenstein SJ, Kirby RL, MacLeod DA. Effect of limited knee flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *J Biomech.* 1988;21(11):915-918.
- Gahery Y. Associated movements, postural adjustments and synergies: Some comments about the history and significance of three motor concepts. *Arch Ital Biol.* 1987;125(4):345-360.
- Goulart FR, Valls-Sole J. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin Neurophysiol.* 1999;110(9):1634-1640.
- Hesse S, Schauer M, Malezic M, et al. Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scand J Rehabil Med.* 1994;26(3):161-166.
- Hesse S, Schauer M, Petersen M, et al. Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme. *Scand J Rehabil Med.* 1998;30(2):81-86.
- Kerr KM, White JA, Barr DA, et al. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clin Biomech.* 1997;12(4):236-245.
- 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.
- Kotake T, Dohi N, Kajiwara T, et al. An analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74(10):1095-1099.
- Kralj A, Jaeger RJ, Muni M. Analysis of standing up and sitting down in humans: Definitions and normative data presentation. *J Biomech.* 1990;23(11):1123-1138.
- Lee WA, Michaels CF, Pai YC. The organization of torque and EMG activity during bilateral handle pulls by standing humans. *Exp Brain Res.* 1990;82(2):304-314.
- Lou SZ, Chou YL, Chou PH, et al. Sit-to-stand at different periods of pregnancy. *Clin Biomech.* 2001;16(3):194-198.
- McMillan AG, Scholz JP. Early development of coordination for the sit-to-stand task. *Hum Mov Sci.* 2000;19(1):21-57.
- Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992;73(7):609-617.
- Pai YC, Rogers MW. Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc.* 1990;22(3):378-384.
- Pai YC, Rogers MW. Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc.* 1991;23(2):225-230.
- Ramos E, Latash MP, Hurvitz EA, et al. Quantification of upper extremity using kinematic analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(5):491-496.
- Riley PO, Schenkman ML, Mann RW, et al. Mechanics of a constrained chair-rise. *J Biomech.* 1991;24(1):77-85.
- Sahrman SA. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes. St. Louis, Mosby, 2002:37-39.
- Schenkman M, Berger RA, Riley PO, et al. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther.* 1990;70(10):638-651.
- Schenkman M, Riley PO, Pieper C. Sit to stand from progressively lower seat heights-alterations in angular velocity. *Clin Biomech.* 1996;11(3):153-158.
- Shepherd R, Carr J. Reflections on physiotherapy and the emerging science of movement rehabilitation. *Aust J*

- Physiother. 1994;40:39-47.
- Shepherd RB, Gentile AM. Sit-to-stand: Functional relationship between upper body and lower limb segments. Hum Mov Sci. 1994;13(6):817-840.
- Stevens C, Bojsen-Moller F, Soames RW. The influence of initial posture on the sit-to-stand movement. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 1989;58(7):687-692.
- Winter DA. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. J Biomech. 1980;13(11):923-927.
- Yu B, Holly-Crichlow N, Brichta P, et al. The effects of the lower extremity joint motions on the total body motion in sit-to-stand movement. Clin Biomech. 2000;15(6):449-455.