

골반압박벨트가 앉아서 일어서기와 일어서서 앉기 동작 시 체간근육 근활성도에 미치는 영향

장현정¹, 김선엽², 박현주¹

¹대전대학교 대학원 물리치료학과, ²대전대학교 자연과학대학 물리치료학과

Effects of the Pelvic Compression Belt on Trunk Muscles Activities During Sit-to-Stand, and Stand-to-Sit Tasks

Hyun-jeong Jang¹, MSc, PT, Suhn-yeop Kim², PhD, PT, Hyun-ju Park¹, MSc, PT

¹Dept. of Physical Therapy, The Graduate School, Daejeon University,

²Dept. of Physical Therapy, College of Natural Science, Daejeon University

Abstract

The purpose of this study was to determine the effect of the pelvic compression belt (PCB) on the electromyography (EMG) activities of trunk muscles during sit-to-stand (SitTS), and stand-to-sit (StandTS) tasks. Twenty healthy subjects (7 men and 13 women) were recruited for this study. The subjects performed SitTS, and StandTS tasks, with and without a PCB. Surface EMG was used to record activity of the internal oblique (IO), external oblique (EO), rectus abdominis (RA), erector spinae (ES), and multifidus (MF) of the dominant limb. EMG activity significantly decreased in the RA (without the PCB, 8.34±6.04 %maximal voluntary isometric contraction [%MVIC]; with the PCB, 7.64±5.11 %MVIC), EO (without the PCB, 14.83±11.82 %MVIC; with the PCB, 11.98±7.60 %MVIC), MF (without the PCB, 21.74±7.76 %MVIC; with the PCB, 18.50±8.04 %MVIC), and ES (without the PCB, 18.39±7.16 %MVIC; with the PCB, 16.63±6.31 %MVIC) during the SitTS task and in the IO (without the PCB, 20.58±15.60 %MVIC; with the PCB, 17.27±12.32 %MVIC), RA (without the PCB, 8.04±5.68 %MVIC; with the PCB, 7.40±4.71 %MVIC), EO (without the PCB, 13.29±8.80 %MVIC; with the PCB, 11.24±6.14 %MVIC), MF (without the PCB, 18.59±7.64 %MVIC; with the PCB, 15.86±6.48 %MVIC), and ES (without the PCB, 17.14±6.44 %MVIC; with the PCB, 15.46±5.62 %MVIC) during the StandTS task when a PCB was used ($p < .05$). In men the EMG activity of the MF significantly decreased during the SitTS task when a PCB was used ($p < .05$); in women, the EMG activity of the RA, EO, MF, and ES during the SitTS task and that of the EO, MF, and ES during the StandTS task significantly decreased when a PCB was used ($p < .05$). In addition, the rates of change in the EMG activity of each muscle differed significantly during the SitTS and StandTS tasks before and after the use of the PCB. However, the EMG activity did not significantly differ between the male and female subjects. These findings suggest that the PCB may contribute to the modification of activation patterns of the trunk muscles during SitTS, and StandTS tasks.

Key Words: Electromyography; Pelvic compression belt; Sit-to-stand; Trunk muscle.

I. 서론

인체의 근골격계 구조를 삼차원적 관점에서 보았을

때 천장관절은 몸의 중심부에 위치하며 몸통과 상지의 체중을 양 하지로 전달하는 핵심적 역할을 담당한다 (Pel 등, 2008). 구조적으로 편평한 모양의 천장관절은

수직면에 가깝게 정렬되어 있어 중력과 같은 수직적 전단력(vertical shear loads)에는 취약하나 관절 주위에 강한 인대들이 견고하게 연결되어 있어 관절에 가해지는 부하를 완화시키고 관절내 안정성을 제공한다(Hungerford 등, 2003). 그러나 천장관절부의 인대들은 지속적인 부하에 민감하게 반응하며(McGill과 Brown, 1992) 이에 요천추부에 연결된 근육계의 능동적 압박을 통하여 보다 안정적인 요골반부를 유지하게 된다(Hossain과 Nokes, 2005). 이처럼 천장관절은 특수한 해부학적 구조와 관절 주위를 둘러싼 근육 및 인대가 상호협력하여 외부의 자극과 부하를 견뎌낼 수 있도록 자가-잠김기전(self-bracing mechanism)을 형성하고 있다(Vleeming 등, 1995). 요골반부 주변에 근육과 같은 능동적 시스템(active system)에 약화와 억제와 같은 기능상의 문제가 발생하면 요부에서 하지로 체중이 효과적으로 전달되지 못하고 근육 불균형으로 인한 천장관절의 기능장애가 발생하게 된다(Hossain과 Nokes, 2005). 선행연구에 의하면 실제 요통과 골반통이 있는 환자들에게서 골반의 움직임이 정상적으로 조절되지 않으며, 천장관절을 둘러싸고 있는 안정화 근육들의 활동과 조율기능이 저하되어 있다고 보고되고 있다(Hungerford 등, 2003).

골반압박벨트(pelvic compression belt)는 임상에서 요통과 골반통이 있는 환자에게 골반내 안정성을 증가시키고 통증 감소를 촉진하는 목적으로 사용되고 있다(Haugland 등, 2006; Mens 등, 2000). 이는 천장관절의 상호 압박력을 증가시켜 지연된 수축반응이 나타나는 복횡근과 복사근을 대신하여 힘 잠김(force closure)기전을 제공해 준다(Hodges와 Richardson, 1999). 골반압박벨트에 대한 사체연구에서 골반압박벨트를 50N의 장력으로 적용하였을 때 시상면에서 천장관절 회전에 대한 가동성이 20% 유의하게 감소하였으며(Vleeming 등, 1992), 천장관절 내 압박력을 증가시키고 골반의 안정성을 촉진시켜 통증으로 민감해진 구조물에 부하를 줄여 증상을 경감시키는데 효과적인 것으로 보고되고 있다(Beales 등, 2010). 이러한 천장관절 내 압박력 증가에 따른 생리학적 변화는 사체실험 뿐만 아니라 건강한 여성을 대상으로 한 연구에서도 동일하게 나타났다(Damen 등, 2002). 한편, Haugland 등(2006)은 골반통이 있는 환자에게 골반압박벨트를 적용한 무작위 대조군 연구에서 대부분의 경우 골반압박벨트 착용에 대한 주관적 만족감을 보였으나, 객관적 효과는 나타나지 않

았다고 보고하였다. 최근 골반압박벨트에 관한 연구들은 골반압박벨트가 하지직거상 동작(Hu 등, 2010)이나 고관절 외전 동작(Park 등, 2010)과 같은 동작 시 체간근육의 작용에 변화를 알아보는 연구들이 보고되고 있다. 이는 골반압박벨트가 기능적 동작을 수행하는 동안 체간 운동조절 패턴에 미치는 영향을 제시하기 위한 것으로 여겨진다. 그러나 대부분의 선행 연구들은 대부분 바로 누운 자세에서 체간근육 근활성도를 측정하였고, 체중부하 상태에서 과제 수행 시 근활성도를 측정하는 방법의 연구는 부족한 실정이다.

앉아서 일어서기(sit-to-stand) 동작은 실제적으로 일상생활에서 흔하게 요구되는 과제로 요통환자의 기능적 수준을 평가하고 움직임 패턴 조절 및 훈련을 위해 임상에서 빈번히 사용되는 치료적 동작이다(Dehail 등, 2007). 실제로 앉아서 일어서기 동작은 신체의 중심이 수평과 수직 방향으로 이동하면서 높은 수준의 신경근 협응력을 필요로 하며, 요통환자의 경우 통증을 피하기 위한 비정상적 움직임 패턴이 나타나기 쉽다고 한다(Papa와 Cappozzo, 2000). 또한 체간의 안정화에 기여하는 복부근의 약화와 척추근의 과활성화로 인해 골반의 전방경사와 더불어 요부 만곡이 증가될 수 있어 앉고 일어서기 시 체간근육의 근작용에 변화가 발생할 수 있으므로 체간근육의 조절훈련이 중요하게 여겨지고 있다(Shum 등, 2007).

이에 본 연구는 앉아서 일어서기 동작을 수행하는 동안 골반압박벨트를 이용하여 골반부에 압박을 가했을 때 각 동작별 체간근육들의 근활성도 변화를 알아보고, 또한 성별 간에 근활성도의 차이를 확인함으로써 골반압박벨트가 체간근육에 미치는 영향을 알아보고자 실시하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구는 연구의 목적과 방법에 대해 충분한 설명을 듣고, 자발적으로 실험참여에 동의한 건강한 성인 20명을 대상으로 실시하였다. 이전에 정형외과적 수술 병력이 있거나, 과거나 현재에 정형외과적 혹은 신경학적 질환의 진단을 받은 자와 고관절 구축으로 인해 본 연구에서 실시하는 과제 수행에 어려움이 있는 자는 대상자에서 제외하였다. 연구대상자의 일반적 특성은 다

Table 1. General characteristics of subject

(N=20)

Variable	Male (n ₁ =7)	Female (n ₂ =13)	Total (N=20)
Age (year)	24.9±3.4 ^b	22.2±2.1	23.1±2.9
Height (cm)	177.7±4.5	163.2±4.0	168.3±8.2
Weight (kg)	74.3±8.1	55.9±8.5	62.4±12.1
BMI ^a (kg/m ²)	23.7±6.7	21.0±6.7	22.1±10.1

^abody mass index, ^bmean±standard deviation.

음과 같다(Table 1).

2. 실험기기 및 도구

가. 골반압박벨트(pelvic compression belt)

골반압박벨트(THE COM-PRESSOR™, OPTP, Minneapolis, USA)는 2개의 탄력성 압박밴드(elastic compression band)와 1개의 바디벨트(body belt)로 구성되어 있고, 압박의 위치와 정도를 다양하게 변화시킬 수 있는 벨트를 사용하였다. 먼저 압박벨트의 적용방향을 결정하기 위하여 능동하지직거상 검사(active straight leg raise test; ASLR)를 실시하였다. 이는 다리를 들어올리는 동안 오른쪽, 왼쪽 다리 중 무게감이 더 크게 느껴지거나 골반이나 요부의 보상의 움직임이 더 크게 느껴지는 쪽의 다리를 검사다리로 선정한 후, 검사자가 4가지 구분된 방향으로 골반압박을 적용하였을 때 ASLR 시 다리 무게감이 더 가볍게 느껴지거나 편안하게 인식되는 압박방향을 골반압박벨트의 압박방향으로 선정하는 방법이다(Diane, 2004). 4가지 구분된 방향은 복횡근 작용을 촉진시키기 위하여 전상골극에서 배꼽방향으로 압박을 가하는 힘과 요천추 다열근의 작용을 도와주기 위하여 후전장골극에서 천골방향으로의 두가지 힘을 오른쪽, 왼쪽으로 각각 같은 방향, 다른 방향으로 변경하여 적용하였다. 압박벨트는 편안하게 바로 선 자세에서 적용하였으며, 먼저 바디벨트를 전상장골극 바로 아래를 지나도록 하여 편안하게 부착한 후,

그 위에 ASLR 검사를 통해 결정되었던 압박방향에 맞추어 좌우에 탄력성 압박밴드를 적용하였다(Figure 1). 압박의 정도는 대상자에게 압박을 적용한 후 제자리 걷기를 실시하였을 때 대상자 스스로 발걸음이 가볍다고 느낄 수 있는 정도의 압박을 선택하여 적용하였다.

나. 근전도 시스템

체간근육의 근활성도는 근전도 장비(Myosystem 1400A, Noraxon Inc., Scottsdale, USA)를 이용하여 측정하였다. 각 근육에서 수집된 5개 채널의 표면 근전도 아날로그 신호는 디지털 신호로 전환되어 개인용 컴퓨터에서 MyoResearch XP Master 1.06 소프트웨어를 이용하여 처리하였다. 근전도 신호의 표본추출률(sampling rate)은 1024 Hz로 설정하였고, 주파수 대역폭(bandpass-filtered)은 20~450 Hz, 노치 필터(notch filter)는 60 Hz를 사용하였다. 전극은 은/염화은(Ag/AgCl) 전극을 사용하였다.

3. 실험방법

가. 근활성도의 측정 및 분석

근전도 측정 시 피부저항을 최소화하기 위해 전극을 부착하기 전에 전극 부착 부위에 털을 제거하고, 사포로 피부의 각질을 제거한 다음, 알코올 솜으로 피부를 청결히 하였다. 전극간 거리는 2 cm로 하였으며 각각 근섬유 방향과 평행하게 부착하였다. 근전도 전극의 부착 부위는 외복사근(external oblique; EO)은 전상장골극 위 배꼽으로부터 외측 15 cm 지점에, 내복사근(internal oblique; IO)은 전상장골극에서 2 cm 내측부에 그리고 복직근(rectus abdominis; RA)은 배꼽으로부터 외측 3 cm, 척추기립근(erector spinae; ES)은 극돌기에서 근복부위로 2 cm 수평하게 떨어진 지점(Hickman과 Cramer, 1998)에, 다열근(multifidus; MF)은 L5 극돌기로부터 외측 3 cm 떨어진 지점(Queiroz 등, 2010)으로 하였다. 접지전극(ground electrode)은 전상장골극 위에

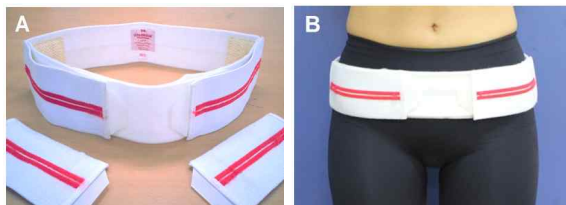


Figure 1. The pelvic compression belt (A: body belt and elastic compression band, B: application of the pelvic compression belt).

부착하였다. 각 전극은 5명의 예비실험 결과 좌우측 체간근 근활성도의 유의한 차이가 나타나지 않아 우세측에만 부착하여 데이터를 수집하였다. 우세측 선정은 대상자가 공을 찰 때 사용하는 다리를 우세측으로 결정하였다.

근전도 부착 후, 본 실험에 앞서 근전도 값을 정규화(normalization)하기 위하여 도수근력검사 자세(Kendall 등, 2005)에서 최대 수의적 등척성 수축(maximal voluntary isometric contraction; MVIC)을 실시하여 근활성도를 측정하였다. MVIC값의 측정은 각 자세에서 5초간 3회 반복 실시하였으며, 5초 동안의 근전도 자료를 제곱근 평균제곱(root mean square; RMS)으로 처리하였고, 처음과 마지막에 각 1초를 제외한 중간 3초 동안의 평균 근전도 신호량을 100%MVIC로 정하여 사용하였다.

나. 실험과정

대상자는 팔걸이가 없는 의자에 대퇴부의 1/2지점의 의자의 끝에 위치하도록 앉아 무릎은 90~100도 굴곡, 발끝과 무릎은 전방을 향하여 평행하게 놓은 상태를 유지하였다. 발 사이의 거리는 대상자의 골반 너비로 유지하게 하였으며, 팔을 이용한 움직임의 보상을 피하기 위해 팔짱을 끼도록 하였다. 또한 과제 수행에 앞서 전면에 거울을 배치하고 대상자의 대전자에서 외측으로 4 cm 떨어진 곳에 막대를 설치하여 앉아서 일어서기 과제 동안 좌우측으로 이동을 최소화하여 과제를 수행할 수 있도록 사전 교육을 실시하였다. 과제 수행 시에는 먼저 대상자가 의도적인 근수축을 일으키지 않도록 편안하고 이완된 자세에서 체간을 곧게 펼 수 있도록 구두지시를 하였고, 연구자의 “시작”이라는 구령과 함께 일어서기 동작을 실시하였다. 일어난 상태에서 2초를 유지하게 한 후, 다시 앉기 동작을 실시하였으며 이를 5회 반복 실시하였다. 일어서기와 앉기 동작 시 동작의



Figure 2. Sit-to-stand task.

속도는 대상자가 자연스럽게 실시할 수 있는 속도로 진행하였다(Figure 2). 일어서기와 앉기 동작 시 구간을 명확히 설정하기 위해 전자각도계를 무릎관절 외측면에 부착하여 과제 수행동안 최대 무릎 굴곡각을 앉기 시점, 최대 무릎 신전각을 선 시점으로 측정하여 분석하였다. 측정 순서는 골반압박벨트 착용하지 않고 측정한 후 1분간의 휴식시간 후에 벨트를 적용하고 똑같은 방법으로 일어서기와 앉기 동작을 실시하였다. 본 측정을 하기 전에 골반압박벨트 착용이 익숙하도록 사전 연습을 3~4회 실시한 후에 본 측정을 실시하였다.

4. 자료분석

실험을 통하여 수집된 자료는 윈도우용 PASW ver. 18.0 프로그램을 이용하여 분석하였다. 기술통계 자료는 평균과 표준편차로 제시하였다. 측정된 자료의 정규성 여부를 알아보기 위하여 Shapiro-Wilk 검정을 실시하였고 정규분포함을 확인하였다. 골반압박벨트의 적용 유무에 따른 앉아서 일어서기 동작 시에 체간근육의 근활성도를 비교하기 위해 대응표본 t-검정을 실시하였으며, 근육 간에 근활성도 변화율의 비교는 일요인 분산분석(one-way ANOVA)을 사용하였고, 사후분석을 위해 투키(Tukey)검정을 사용하였다. 앉아서 일어서기 동작 시에 성별과 골반압박벨트 착용 유무에 따른 근육별 주효과와 상호작용은 이요인 반복측정 분산분석을 실시하여 확인하였다. 통계학적 유의수준은 α 는 .05로 정하였다.

III. 결과

1. 골반압박벨트 적용 전후에 앉아서 일어서기 동작 시 체간근육 근활성도 비교

골반압박벨트의 적용이 앉아서 일어서기 동작 시에 체간근의 근활성도에 미치는 영향을 분석하여 다음의 결과를 얻었다(Table 2). 골반압박벨트의 적용 전후에 측정한 각 근육들에 근활성도는 남자의 경우, 일어서기 동작 시에 측정한 모든 근육들에서 근활성도의 유의한 변화를 보이지 않았으나, 여자는 내복사근을 제외한 외복사근과 복직근, 다열근 그리고 척추기립근에서 근활성도의 유의한 감소를 보였다($p < .05$). 앉기 동작 시에 남자의 경우는, 골반압박벨트 적용 전후에 단지 다열근에서만 근활성도의 유의한 감소를 보였고($p < .05$), 여자

Table 2. EMG activity of each muscle during sit to stand tasks with and without the pelvic compression belt
 (Unit: %MVIC)

	Stand to sit			Sit to stand		
	without the PCB	with the PCB	t	without the PCB	with the PCB	t
IO^a						
Male	20.47±22.31 ^f	15.25±13.90	1.52	21.38±20.36	18.89±16.11	1.20
Female	20.64±11.68	18.35±11.84	1.52	24.00±16.87	19.97±11.26	1.58
All	20.58±15.60	17.27±12.32	2.17*	23.08±17.67	19.59±12.74	1.96
EO^b						
Male	11.75±12.49	9.02±6.38	1.18	12.86±15.92	9.87±8.92	1.13
Female	14.11±6.52	12.43±5.91	2.55*	15.89±9.54	13.12±6.90	3.03*
All	13.29±8.80	11.24±6.14	2.31*	14.83±11.82	11.98±7.60	2.69*
RA^c						
Male	7.90±8.61	7.06±7.09	1.40	8.10±7.39	7.39±7.69	1.50
Female	7.58±3.14	7.58±3.14	2.04	8.47±4.24	7.77±3.43	2.43*
All	8.04±5.68	7.40±4.71	2.44*	8.34±6.04	7.64±5.11	2.90*
MF^d						
Male	19.92±7.78	16.99±6.50	3.20*	25.17±7.96	22.52±9.48	2.05
Female	17.87±7.78	15.25±6.65	3.66*	19.89±7.28	16.33±6.54	4.00*
All	18.59±7.64	15.86±6.48	4.95*	21.74±7.76	18.50±8.04	4.49*
ES^e						
Male	15.65±6.48	13.80±4.73	2.08	17.23±6.58	15.98±6.51	1.05
Female	17.93±6.54	16.36±6.02	4.50*	19.01±7.64	16.98±6.44	4.15*
All	17.14±6.44	15.46±5.62	4.49*	18.39±7.16	16.63±6.31	3.43*

^ainternal oblique, ^bexternal oblique, ^crectus abdominis, ^dmultifidus, ^eerector spinae, ^fmean±standard deviation, *p<.05.

에서는 외복사근과 다열근, 척추기립근에서 유의한 감소를 보였다(p<.05).

일어서기 동작 시에 골반압박벨트 적용과는 상관없이 성별간에 각 근육의 근활성도에 주효과는 모든 근육에서(외복사근: F=6.38, p=.021; 복직근: F=7.25, p=.015; 다열근: F=16.25, p=.001; 척추기립근: F=16.25, p=.001) 유의한 차이가 있었다. 그러나 모든 근육에서 성별과 골반압박벨트 적용 유무간에 상호작용은 유의하지 않았다(p>.05). 앉기 동작에서는 골반압박벨트 적용과는 상관없이 성별간에 각 근육들의 근활성도에 주효과는 모든 근육에서(내복사근: F=5.42, p=.032; 외복사근: F=5.43, p=.032; 복직근: F=6.00, p=.025; 다열근: F=21.92, p<.001; 척추기립근: F=18.38, p<.001) 유의한 차이가 있었다. 그러나 성별과 골반압박벨트 적용 유무

간에 상호작용은 유의하지 않았다(p>.05).

2. 앉고 일어나기 동작 시 골반압박벨트 적용 전후에 체간근육 근활성도의 변화율 비교

골반압박벨트 적용하고 앉기 동작 시에 근활성도의 변화율은 다열근이 -13.41%로 가장 큰 감소를 보였고, 그 다음이 내복사근(-12.80%), 외복사근(-10.77%), 척추기립근(-8.87%), 그리고 복직근(-5.18%) 순으로 나타났다. 각 근육들 간에 변화율은 유의한 차이를 보였다(F=4.572, p<.05). 사후검정 결과, 다열근이 복직근에 비해 유의하게 큰 감소를 보였다(t=.014, p<.05).

일어서기 동작 시 골반압박벨트 적용 후에 다열근의 근활성도가 -15.92%로 가장 큰 감소를 보였고, 그 다음이 외복사근(-11.83%), 내복사근(-10.53%), 척추기립근

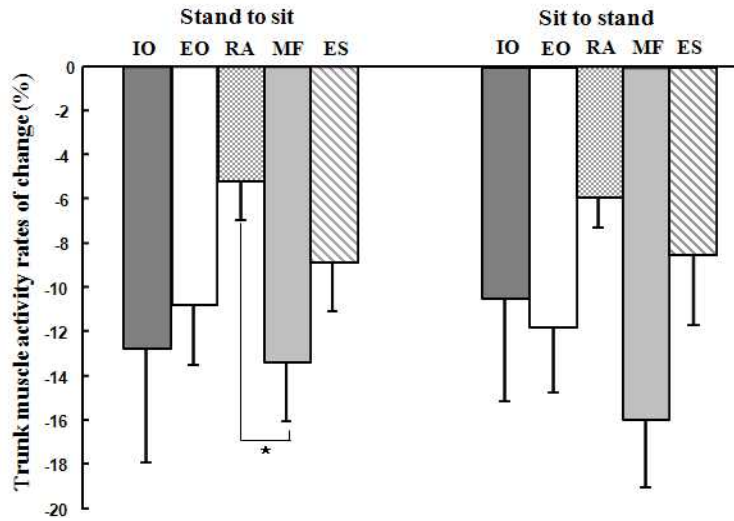


Figure 2. The rates of change in the EMG activity of each muscle during sit to stand tasks with and without the pelvic compression belt (IO: internal oblique, EO: external oblique, RA: rectus abdominis, MF: multifidus, ES: erector spinae, * $p < .05$).

(-8.50%) 그리고 복직근(-5.94%) 순으로 나타났고, 각 근육들 간에 변화율은 유의한 차이가 있었다($F=4.481$, $p < .05$). 그러나 사후검정 결과, 각 근육들 간에 통계학적으로 유의한 차이를 보이는 것은 나타나지 않았다 (Figure 2).

IV. 고찰

천장관절의 안정성은 기능적 움직임 동안에 체간근육의 동적 안정화에 있어 필수적인 요소이다 (Richardson 등, 2002). 골반압박벨트는 천장관절 기능장애가 동반된 근골격계의 증상을 효과적으로 감소시키기 위해 사용되며 골반압박벨트 적용의 역학적 이점들은 이전에 여러 연구들을 통해 보고되었다(Damen 등, 2002; Pel 등, 2008; Vleeming 등, 1992). 이에 본 연구는 골반압박벨트에 관한 기존 연구들을 바탕으로 앉아서 일어서기 동작 시 골반압박벨트 착용 전·후에 체간근육 근활성도의 변화를 알아보기 위해 실시하였다.

본 연구에서는 앉고 일어서는 동작을 수행하는 동안 체간근육의 근전도 자료를 수집하였다. 앉아서 일어서기는 기능적 능력을 평가하는 지표 중 하나로 몸통을 굴곡 시켜 무게 중심이 안정된 자세에서 불안정한 자세로 전환되는 동작으로 몸통근육의 조화로운 수축이 요

구된다(Baer과 Ashburn, 1995). 이 동작은 표면상 간단한 동작으로 보여지지만 근골격계 기능장애로 인해 몸통과 하지의 근력, 유연성, 협응력, 운동조절에 문제가 있을 경우 수행속도, 신체중심위치 및 동작 제어에 영향을 미치게 된다(Ramsey 등, 2004). 특히 요골반부에 통증이 있는 경우 앉아서 일어서기 동작은 체간근육 힘분산 전략의 변화로 다양한 보상 움직임과 체간근육 근활성도의 변화가 나타난다고 보고되고 있다. 이에 본 연구에서는 골반압박벨트를 착용하여 앉고 일어서는 동안 체간근육인 복직근, 내복사근, 외복사근, 척추기립근, 다열근의 근전도 활성도에 어떠한 변화가 나타나는지 확인하였다.

골반압박벨트 착용 후 앉아서 일어서기 동작에서는 외복사근과 복직근, 다열근, 척추기립근이, 일어서서 앉기 동작에서는 내복사근과 외복사근, 복직근, 다열근, 척추기립근의 근활성도가 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 이 결과에서 특이한 사항은 골반압박벨트를 적용한 상태에서 앉아서 일어서기 동작을 하는 동안, 내·외복사근의 활성도가 복직근에 비하여 더 크게 감소하는 양상을 보였다는 것이다. 이것은 앉아서 일어서기 동작을 수행하는 동안 골반의 과도한 전방회전을 막아주기 위한 안정근(stabilizer)으로 작용하는 내·외복사근이 골반압박벨트 착용으로 골반의 외적 안정성이 증가되어 상대적으로 근활성도가 감소한 것으로 여겨진다. Pel 등(2008)의 연구에서도 바로 선 상태에서 전상

장골극 부위에 골반압박벨트로 압박을 가했을 때 내·외복사근의 근활성도가 모두 감소하였으며 이는 본 연구의 결과와 유사한 결과라 할 수 있다.

다열근과 척추기립근도 마찬가지로 골반압박벨트를 착용한 상태에서 앉아서 일어서기 동작 시 근활성도의 유의한 감소를 보였다. 이 근육들은 체간 신전근으로 천장관절의 역학적 잠김에 관여하며, 척추와 골반을 지지하고 신전시키는 핵심적 역할을 하는 근육이다(Pel 등, 2008). 이에 골반압박벨트의 적용으로 천장관절의 외적 안정성이 증가되어 다열근과 척추기립근의 근활성도 패턴에 변화가 발생된 것으로 여겨진다. 또한 특이할만한 사항은 골반압박벨트 착용하였을 때 다열근과 척추기립근에서 앉기 동작보다 일어서기 동작 시에 더 큰 변화량을 보였다는 점이다. 이러한 결과는 다열근과 척추기립근이 일어서기 동작에서 중력에 대항하여 체간을 조절하는 주요 근육으로 사용되기 때문에(Pel 등, 2008), 골반압박벨트의 직접적인 영향을 받은 것으로 사료된다. 이에 다열근과 척추기립근의 약화로 일어서기 동작이 비정상 패턴을 나타내는 경우 골반압박벨트의 적용으로 움직임 조절에 긍정적 영향을 줄 수 있을 것으로 여겨진다. 또한 각 근육별 앉아서 일어서기 동작에 따른 근활성도의 변화율에서도 복직근과 척추기립근과 같은 대근육보다는 내복사근과 외복사근, 다열근에서 더 큰 변화율을 보인 것을 확인하였는데, 이는 골반압박벨트가 척추 분절의 안정성에 기여하는 근육들에 근활성도 양상을 더 크게 변화시키며 힘 잠김 기전을 향상시킨다는 것이라 사료된다.

이와 같이 골반압박벨트는 안정성이 요구되는 기능적 활동 시 약화된 근육을 대신하여 적용할 수 있다(Pel 등, 2008; Richardson 등, 2002). 비록 이론적이지만 천장관절의 압박은 수동적 방식으로 안정성을 증가시켜 관절의 경직도(stiffness)를 증가시키고 국소부위의 역학적 효과뿐만 아니라 운동계(motor system)에도 영향을 미치는 것으로 여겨진다. 실제로 압박은 운동계에 억제(inhibition) 현상을 유발시키고 근육계(muscular system)의 보조적 역할을 수행하여 골반의 안정성에 기여한다(Beales 등, 2010). 압박이 운동계에 미치는 영향은 통증과 근 약화로 운동조절의 결손이 있는 일부 근육군에서 주로 나타났으나 본 연구 결과 정상인에게서도 골반압박벨트가 운동 패턴의 변화를 이끈 것으로 판단된다. 그러나 골반벨트의 장기간 착용은 체간근육의 불용성 위축 현상이나 근육의 억제, 심리적 의존성

의 문제점이 발생할 수 있으므로(Hu 등, 2010), 동작의 재교육이 필요한 재활 초기 단계에 일시적으로 사용하는 것이 필요하다.

한편 본 연구에서 성별 간 체간근육의 근활성도에서는 유의한 차이가 없었다. 이는 근활성도가 성별에 영향을 받을 것이라는 우리의 가설과 반대되는 결과이다. 실제로 남성과 여성은 골반 크기, 근육의 생리적 횡단면적에 차이가 있으며, 천장관절의 면적 역시 성인 남성의 경우 성인 여성보다 더 크고(Ebraheim 등, 2003), 운동성은 남성이 여성보다 30~40% 작다고 보고되었다(Brooke, 1924). 이러한 남녀 간에 여러 가지 생리학적, 인체계측학적 요인들에 의한 영향으로 성별에 따른 근활성도 차이가 있을 것으로 여겨져 성별을 구분하여 실험을 진행하였으나 성별에 따른 근활성도에는 유의한 차이가 보이지 않았다. 이는 본 연구에 참여한 여성 대상자가 임신과 출산을 경험하기 이전의 젊고 건강한 성인이며 여성의 경우 연령대별 골반의 구조적, 형태학적 차이가 결과에 영향을 주었을 것으로 여겨진다.

본 연구는 기능적 자세와 움직임과 관련되어 동적 안정화를 향상시키기 위한 접근방법으로 골반압박벨트의 효과를 확인하였다. 골반압박벨트의 착용이 신경계 감각기능에 미치는 영향에 관해서는 불분명하나 벨트의 착용이 없었다 일어서고 다시 앉는 동작 수행 시 움직임 조절을 위한 전략적 방법으로 사용하는 것이 효율적이라고 여겨진다. 그러나 본 연구는 연구대상자의 수가 다소 적고, 20대의 건강한 성인을 대상으로 하였으므로 모든 대상자들에게 일반화하는데 어려움이 있다. 또한 연구대상 근육을 앉아서 일어서기 동작 시 체간근육으로 제한하였다는 점과 골반의 움직임을 분석하지 못하였던 점이 제한점으로 여겨진다. 이에 추후에는 이러한 제한점들을 고려하여 기능장애를 가진 환자를 대상으로 골반압박벨트를 적용한 후 다양한 기능적 과제들을 수행하였을 때 다양한 근육의 근활성도를 비교하고, 움직임에 따른 요골반부의 운동역학적 변화를 분석하여 신경근계의 미치는 영향에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구는 20대 건강한 성인 20명을 대상으로 앉아서 일어서기 동작 시 골반압박벨트의 적용 전후에 체간

부 근육들의 근활성도 변화 양상을 알아보았다. 평가 대상 근육은 외복사근과 내복사근, 복직근, 요부 다열근 그리고 척추기립근이며 근전도 장비를 이용하여 골반압박벨트 적용 전후에 근활성도를 측정하였다. 연구 결과는 골반압박벨트를 적용 후 일어서기 동작에서 외복사근과 복직근, 다열근, 척추기립근이, 앉기 동작에서는 내복사근과 외복사근, 복직근, 다열근, 척추기립근의 근활성도가 유의하게 감소하였다. 또한 측정 근육들 중 근활성도의 변화율은 다열근이 앉기 동작 시(-13.41%)와 일어나기 동작 시(-15.92%)에 가장 큰 감소를 보였으며, 두 동작 시에 모두 복직근의 근활성도 변화율이 가장 적었다. 이러한 결과를 토대로 골반압박벨트는 요골반부 안정성에 기여하는 근육들의 약화로 인한 천장관절의 불안정성을 가진 사람에게도 긍정적인 영향을 줄 수 있는 보조적 도구로 이용할 수 있고, 특히 앉아서 일어서기 동작 시 근조절과 보상적 움직임이 나타나는 사람에게 보다 효율적인 동작의 재교육 시에 이용할 수 있는 도구가 될 수 있을 것이라 생각된다.

References

- Baer GD, Ashburn AM. Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(9):844-849.
- Beales DJ, O'Sullivan PB, Briffa NK. The effects of manual pelvic compression on trunk motor control during an active straight leg raise in chronic pelvic girdle pain subjects. *Man Ther.* 2010;15(2):190-199.
- Brooke R. The sacro-iliac joint. *J Anat.* 1924;58(Pt 4):299-305.
- Damen L, Spoor CW, Snijders CJ, et al. Does a pelvic belt influence sacroiliac joint laxity? *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17(7):495-498.
- Dehail P, Bestaven E, Muller F, et al. Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-walk" Task in elderly subjects: Role of strength. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22(10):1096-1103.
- Ebraheim NA, Madsen TD, Xu R, et al. Dynamic changes in the contact area of the sacroiliac joint. *Orthopedics.* 2003;26(7):711-714.
- Haugland KS, Rasmussen S, Daltveit AK. Group intervention for women with pelvic girdle pain in pregnancy. A randomized controlled trial. *Acta Obstet Gynecol Scand.* 2006;85(11):1320-1326.
- Hickman DM, Cramer R. The effect of different condylar positions on masticatory muscle electromyographic activity in humans. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998;85(1):18-23.
- 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.
- Hossain M, Nokes LD. A model of dynamic sacro-iliac joint instability from malrecruitment of gluteus maximus and biceps femoris muscles resulting in low back pain. *Med Hypotheses.* 2005;65(2):278-281.
- Hu H, Meijer OG, van Dieën JH, et al. Muscle activity during the active straight leg raise (ASLR), and the effects of a pelvic belt on the ASLR and on treadmill walking. *J Biomech.* 2010;43(3):532-539.
- Hungerford B, Gilleard W, Hodges P. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003;28(14):1593-1600.
- Kendall F, McCreary EK, Provance P, et al. *Muscles Testing and Function with Posture and Pain.* Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2005:194-203.
- Lee D. *The Pelvic Girdle.* London, Churchill Livingstone, 2004:81-132.
- McGill SM, Brown S. Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1992;7(1):43-46.
- Mens JM, Snijders CJ, Stam HJ. Diagonal trunk muscle exercises in peripartum pelvic pain: A randomized clinical trial. *Phys Ther.* 2000;80(12):1164-1173.
- Papa E, Cappozzo A. Sit-to-stand motor strategies

- investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J Biomech.* 2000;33(9):1113-1122.
- Park KM, Kim SY, Oh DW. Effects of the pelvic compression belt on gluteus medius, quadratus lumborum, and lumbar multifidus activities during side-lying hip abduction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(6):1141-1145.
- Pel JJ, Spoor CW, Goossens RH, et al. Biomechanical model study of pelvic belt influence on muscle and ligament forces. *J Biomech.* 2008;41(9):1878-1884.
- Queiroz BC, Cagliari MF, Amorim CF, et al. Muscle activation during four pilates core stability exercises in quadruped position. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(1):86-92.
- Ramsey VK, Miszko TA, Horvat M. Muscle activation and force production in parkinson's patients during sit to stand transfers. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(4):377-384.
- Richardson CA, Snijders CJ, Hides JA, et al. The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 2002;27(4):399-405.
- Shum GL, Crosbie J, Lee RY. Three-dimensional kinetics of the lumbar spine and hips in low back pain patients during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine (Phila Pa 1976).* 2007;32(7):E211-E219.
- Vleeming A, Buyruk HM, Stoeckart R, et al. An integrated therapy for peripartum pelvic instability: A study of the biomechanical effects of pelvic belts. *Am J Obstet Gynecol.* 1992;166(4):1243-1247.
- Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, et al. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine (Phila Pa 1976).* 1995;20(7):753-758.

This article was received August 20, 2012, was reviewed August 20, 2012, and was accepted November 5, 2012.