

골반압박벨트 착용이 한발서기 시 여성 천장관절통증 환자의 체간과 고관절 신전근 활성화 양상에 미치는 영향

정희석¹, 전해선², 이충휘³, 권오윤⁴

¹연세대학교 보건환경대학원 인간공학치료학과, ^{2,4}연세대학교 보건과학대학 물리치료학과, 보건환경대학원
인간공학치료학과

Abstract

Effects of Applying the Pelvic Compression Belt on the Trunk and Hip Extensor Electromyography Pattern in Female Patients With Sacroiliac Joint Pain During the One-Leg Standing

Hee-seok Jung¹, BHSc, PT, Hye-seon Jeon², PhD, PT,
Chung-hwi Yi³, PhD, PT, Oh-yun Kwon⁴, PhD, PT

¹Dept. of Ergonomic Therapy, The Graduate School of Health and Environment, Yonsei University,

²⁻⁴Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University,

Dept. of Ergonomic Therapy, The Graduate School of Health and Environment, Yonsei University

The pelvic compression belt (PCB) contributes to improving sacroiliac joint stability, and it has been used as an additional therapeutic option for patients with sacroiliac joint pain (SIJP). This study aimed to investigate whether the muscle activation patterns of the supporting leg was different between asymptomatic subjects and subjects with SIJP during one-leg standing, and how it changes with the PCB. 15 subjects with SIJP and 10 asymptomatic subjects volunteered to participate in this study. Surface electromyography (EMG) data (reaction time [RT] and muscle activation) were collected from the internal oblique, lumbar multifidius, gluteus maximus and biceps femoris muscles during one-leg standing with and without the PCB. Without the PCB condition, in the SIJP group, the biceps femoris muscle showed the fastest RT among all muscles ($p < .05$), whereas in the asymptomatic group, the RT of the internal oblique muscle was the most rapid ($p < .05$). In condition without the PCB, the biceps femoris EMG amplitudes in the SIJP group were significantly greater than that in the asymptomatic group ($p < .05$). After the application of the PCB, the RT of the biceps femoris muscle was significantly increased only in the SIJP group ($p < .05$). Moreover, the biceps femoris EMG amplitudes significantly decreased and the gluteus maximus EMG amplitudes significant increased only in the SIJP group by applying the PCB ($p < .05$). However, this had no such effect on the gluteus maximus and biceps femoris EMG patterns in the asymptomatic group ($p > .05$). Thus, this study supports the applying the PCB to patients with SIJP can be used as a helpful option to modify the activation patterns of the gluteus maximus and biceps femoris muscle.

[Hee-seok Jung, Hye-seon Jeon, Chung-hwi Yi, Oh-yun Kwon. Effects of Applying the Pelvic Compression Belt on the Trunk and Hip Extensor Electromyography Pattern in Female Patients With Sacroiliac Joint Pain During the One-Leg Standing. Phys Ther Kor. 2012;19(2):1-11.]

Key Words: Muscle activation patterns; One-leg standing; Pelvic compression belt; Sacroiliac joint pain; Stability.

I. 서론

천장관절의 불안정(instability)으로 인해 발생하는 통증은 만성 요통에 잠재적 원인으로 알려져 있다(Schwarzer 등, 1995; Slipman 등, 2001). 선행 연구 등을 통해 만성 요통 환자에게 대한 천장관절통증 환자의 유병률은 13~30%로 보고되었다(Maigne 등, 1996; Schwarzer 등, 1995). 천장관절의 주된 기능은 일상생활을 수행하는 동안 상지의 체중과 중력에 의해 발생된 부하(load)를 양쪽 하지로 전달하고 하지로부터 발생된 지면 반발력을 흡수하여 충격을 완화시키는 것이다(Vleeming 등, 1992). 이러한 역학적 기능(mechanical function)을 유지하기 위해서는 천장관절의 안정성(stability)이 필수적으로 요구되며(De Groot 등, 2008), 이러한 안정성은 관절을 둘러싼 특수한 해부학적 구조를 통한 형태 잠김(form closure)과 근육과 인대의 긴장성에 의한 힘 잠김(force closure) 및 중추 신경계에 의한 적절한 근육동원의 타이밍과 양상을 통한 운동조절(motor control) 전략의 상호 작용에 의존한다(Hungerford 등, 2004). 따라서 이러한 안정화 기전의 감소는 천장관절을 통한 부하 전달과정에 통증이나 기능 장애를 일으킬 수 있다(Hungerford 등, 2003; Snijders 등, 1998).

한발서기 자세(one-leg standing)는 척추와 사지 사이에서 부하가 전달되는 동안 천장관절의 안정성 유지를 검사하는 유용한 방법으로 알려져 있다(Hungerford 등, 2007). 선행 연구에서 정상인은 두 다리로 서 있다가 한발서기로 자세 변경 시 천장관절의 안정성을 유지하기 위해 무명골(innominate bone)이 후방으로 회전하지만 천장관절통증을 가지고 있는 사람들은 무명골이 전방으로 회전한다고 보고되었다(Hungerford 등, 2004). 또한 천장관절통증을 가지고 있는 사람들은 한발서기 자세를 할 때 내복사근(internal oblique)이나 다열근(multifidus)과 같이 체간의 심부에 위치한 핵심(core)근육이나 고관절 신전과 관련이 있는 대둔근(gluteus maximus) 및 대퇴근(biceps femoris)의 동원 형태와 근활성도가 정상인과는 다르게 나타내며, 이러한 근육들의 기능장애와 운동 조절 손상에 따른 천장관절의 불안정은 만성적인 천장관절통증의 발달에 기여 한다고 알려져 있다(Hungerford 등, 2003).

지난 10년간 천장관절의 안정성유지에 대해 임상적 관심이 집중되었다(Hungerford 등, 2007). 천장관절의

관절면은 편평하고 수직면에 근접하게 정렬되어 있어서 부하를 이동시키기에는 적합하지만 수직정렬로 인해서 중력과 같은 수직적인 전단력(shear force)에 취약하다(Pel 등, 2008; Snijders 등, 1998). 천장관절을 둘러싼 주위인대들이 관절을 압박하여 안정성을 증가시키지만 인대의 점·탄성 성질은 기립 자세를 유지하거나 걷기와 같은 지속적인 부하 상태에서는 크리프(creep)가 생기는 경향이 있어 천장관절에 불안정성을 초래할 수 있다(Hungerford 등, 2003; Snijders 등, 1998). 또한 천장관절에 수직으로 위치한 장요근이나 복직근 등의 강한 수축 역시 관절에 대한 전단력을 증가시킬 수 있기 때문에(Snijders 등, 1998), 천장관절의 안정성을 유지하기 위해서는 관절을 수평으로 가로지르는 근육들의 조화로운 수축이 요구되어 진다(De Groot 등, 2008; Richardson 등, 2002).

골반압박벨트(pelvic compression belt)의 착용은 천장관절의 관절면에 대한 상호 압박(compression)으로 마찰력을 증가시킴으로써 전단력(shear force)에 대항하는 힘 잠김 기전의 향상을 통해 천장관절에 안정성을 제공하는 것으로 알려져 있다(Pel 등, 2008; Vleeming 등, 1992). 또한 압박력을 통해 둔부 근육에 부가적인 고유수용성자극을 제공할 수 있다(Prather와 Hunt, 2004; Slipman 등, 2001). Vleeming 등(1992)은 사체 연구를 통해 골반압박벨트가 천장관절의 움직임 효율적으로 제한시킬 수 있다고 하였고 Mens 등(2006)은 환자의 기능 수행 능력을 향상시키는데 골반압박벨트의 긍정적인 효과를 보고하였다. 따라서 임상에서는 천장관절통증을 치료하는데 있어서 자세 교육 및 운동 등과 함께 흔히 처방되고 있다(Liebenson, 2004; Mens 등, 2006). 하지만 골반압박벨트의 효과에 관한 선행연구들은 주로 누워있는 자세에서 시행되었고 기능적인 자세를 수행하는 동안 천장관절통증을 가진 환자들의 근 활성화 양상에 어떠한 영향을 미치는지에 대한 연구는 거의 없었다. 따라서 본 연구의 목적은 천장관절통증을 가진 환자군과 정상군이 자연스럽게 선 자세로부터 한발서기 과제를 수행하는 동안 내복사근, 다열근, 대둔근, 대퇴근의 근 활성화 양상의 차이를 알아보고 골반압박벨트의 착용이 어떤 영향을 미치는지 알아보려고 실시하였다. 본 연구의 가설은 한발서기 시 골반압박벨트 착용이 내복사근과 다열근 그리고 대둔근의 활성을 증가시키고 대퇴근의 활성을 감소시킬 것이라고 설정하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구는 연구 목적과 방법에 대한 설명을 들은 후 자발적으로 본 실험의 참여에 동의한 여성 25명을 대상으로 실시하였다(표 1). 환자군은 담당 의사에 의해 천장관절통증으로 진단되어진 15명의 젊은 여성으로 천장관절이나 둔부에 2개월 이상 지속된 편측 통증을 호소하는 자들로 하였다. 또한 한발서기 자세를 할 때 시각상사 척도와 능동적 하지직거상 검사(active straight leg raise test)의 통증지수는 3점 이상이지만 골반압박벨트를 착용한 후에는 1점 이하로 감소하는 자들로 하였고 대퇴밀기 검사(thigh thrust test)에서 양성 반응이 나타나는 자들로 하였다. 이전 연구에서 능동적 하지직거상 검사의 검사-재검사 신뢰도는 .87이라고 하였고, 민감도와 특이도는 각각 .87과 .94로 보고되었다(Mens 등, 2001). Laslett과 Williams(1994)는 대퇴밀기 검사의 측정자간 신뢰도 검사에서 90.9 퍼센트 일치도를 나타냈다고 보고하였고, Laslett 등(2005)은 대퇴밀기 검사의 민감도와 특이도가 각각 .88과 .69로 신뢰할 수 있는 검사방법이라고 제안하였다. 능동적 하지직거상 검사

기준은 바로 누운 자세에서 증상이 있는 동측 다리를 들었을 때 20 cm 이하에서 통증이나 불편함을 호소하는 경우를 양성으로 보았고(Mens 등, 2006)(표 2), 대퇴밀기 검사는 바로 누운 자세에서 증상이 있는 동측 고관절과 슬관절을 90도 굴곡한 후 검사자의 한 손으로 천골을 고정하고, 다른 한 손으로는 동측 대퇴골의 장축을 따라 수직으로 압력을 가할 때 통증이 나타나는 경우를 양성으로 보았다(Laslett, 2008). 정상군은 한발서기 자세 및 실험 참여 전 12개월 동안 천장관절통증이 없으며 2가지 검사 모두에서 음성으로 나타나는 10명의 여성을 대상으로 하였다. 두 군 모두에서 요·천추 접합부위(lumbosacral junction) 위쪽으로 통증을 가진 자, 고관절 굴곡근의 근력이 양(fair) 미만으로 고관절을 90도까지 구부리지 못하는 자, 척추 수술의 경험이 있는 자, 그리고 언어나 인지 장애로 인해 연구자의 의도와 실험과정의 지시사항을 이해하지 못하는 자들은 제외하였다.

2. 실험기기 및 도구

가. 표면 근전도 신호 수집 및 처리

표 1. 연구 대상자의 일반적 특성

(N=25)

	환자군(n=15)	정상군(n=10)	t-값	p
나이(세)	25.0±3.1 ^a	24.9±3.3	.63	.762
몸무게(kg)	53.9±5.5	55.6±9.9	-.58	.373
키(cm)	159.9±4.5	163.9±5.7	-.69	.342
시각상사척도				
골반압박벨트 미착용	6.3±.9	—	—	—
골반압박벨트 착용	3.7±.9	—	—	—
능동적 하지직거상 검사				
골반압박벨트 미착용	3.8±.7	.6±.5	14.8	.00*
골반압박벨트 착용	.7±.5	.5±.3	1.2	.25

^a평균±표준편차, *p<.05.

표 2. 능동적 하지직거상 검사 기준

점수	항목
0	전혀 어렵지 않다
1	조금 힘들다
2	어느 정도 힘들다
3	많이 힘들다
4	매우 힘들다
5	불가능하다

천장관절의 안정성에 기여하는 것으로 알려진 내복사근, 다열근, 대둔근, 대퇴근(Prather와 Hunt, 2004)의 근전도 신호 측정을 위해 표면 근전도 기기인 Aurion사의 Zerowire EMG¹⁾를 이용하였다. 표면 근전도 신호의 피부저항을 감소시키기 위하여 전극 부착 부위의 털을 제거한 후, 가는 사포로 3~4회 문질러 피부 각질층을 제거하고, 알코올 솜을 이용하여 피부를 청결히 하였다. 지름 1 cm, 극간 간격이 2 cm인 전도용 겔이 부착되어 있는 Ag/AgCl전극을 사용하여 환자군에는 통증이 나타나는 동측, 정상군에는 비우세측 근육들의 근섬유 방향과 평행하게 부착하였다(표 3). 근전도 신호의 표본 추출률(sampling rate)은 2,000 Hz로 설정하였고, 주파수 대역폭(bandwidth)은 Zerowire EMG system의 측정 주파수 대역 필터인 10~500 Hz와 60 Hz 노치 필터(notch filter)를 사용하였다. 각 자세마다 5초 동안 정적 자세를 유지하는 동안 측정된 근전도 신호량 중 처음과 마지막 1초를 제외한 3초 동안의 평균 근전도 신호량을 3회 측정하여 그 평균값을 제곱평균 제곱근법(root mean square: RMS)처리하였다. 근 활성화 양상은 각 근육의 반응 시간을 정의한 후에 표현하였고(Takasaki 등, 2009), 반응 시간은 시작 신호가 주어진 시점으로부터 각 근육의 근전도 반응시점 사이의 시간으로 정의하였다(Hodges와 Richardson, 1997). 근 수축 개시 시간의 측정을 위해 근전도 자료를 수집하기 시작한 후 2초간을 기준선 기간으로 정하여, 이 중 가장 안정된 기준선의 500 ms 동안의 신호에서 평균과 표준편차의 2배를 초과하는 것을 근 수축 개시 시간 역치(threshold)로 설정하였고, 40 ms 이상 근 수축이 지속되지 않은 경우에는 실제 근 수축으로 간주하지 않았다(Rogers와 Pai, 1993).

나. 골반압박벨트

실험대상자의 내복사근, 다열근, 대둔근, 대퇴근의 근활성도와 반응 시간의 변화량을 알아보기 위해 실험 전과 후의 중재 방법으로 골반압박벨트²⁾를 사용하였다(그림 1). 골반압박벨트는 주 벨트(main belt)와 4개의 압박밴드로 구성되어 있으며, 주 벨트는 전상장골극(anterior superior iliac spine) 바로 아래 부위에 적용하였고(Damen 등, 2002), 압박밴드는 부가적인 압력을 제공하기 위해 주 벨트에 적용하였다(Lee, 2004). 압박밴드의 적용 부위는 Lee(2004)에 의해 기술된 4가지 수

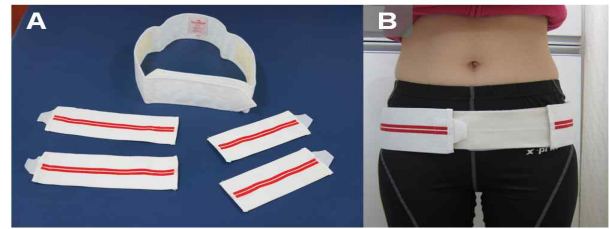


그림 1. 골반압박벨트. A: 주 벨트와 4개의 압박밴드, B: 골반압박벨트 및 압박밴드 부착모습.

기 방법(manual methods)을 통해 결정하였다. 모든 대상자들은 능동적 하지저거상 검사를 수행하는 동안 검사자가 양 손을 이용하여 대상자의 골반 전면 혹은 후면이나 양 측면을 수동적으로 압박했을 시 보다 쉽게 다리를 들어 올릴 수 있는 위치를 찾은 후에 대상자의 상태에 따라 다르게 적용하였다.

다. 시각 상사 척도

10점 수준의 시각 상사 척도를 이용하여 한발서기 자세에서 골반압박벨트 착용 전과 후에 통증의 정도를 평가하였다. 통증 정도는 골반압박벨트를 착용하기 전과 후에 평가하였으며 0(통증 없음)부터 10(최대 통증)까지 표시된 그림에 본인 스스로 표시하도록 하였다.

3. 실험방법

가. 근전도 전극 부착

내복사근, 다열근, 대둔근, 대퇴근의 근 활성도를 측정하기 위해 기존의 연구를 참조하여 각 근육의 전극 부착 위치를 결정하였고(Hungerford 등, 2003), 근육별 전극 부착 위치는 표 3에 제시하였다. 이전 연구에 따르면 요통 환자에서 측정된 근 활성도를 정량화하는 방법에 있어서 최대 등척성 수축(maximal voluntary isometric contraction)은 신뢰할 수 없다고 보고되었기 때문에(Beimborn과 Morrissey, 1988), 본 연구에서는 자발적 기준 수축(reference voluntary contraction: RVC)을 통해 정량화하였다. 이때 대상자의 자세는 표 4와 같고, RVC 측정은 5초 동안 3회 반복 측정하였으며, 5초 동안 측정된 자료값을 RMS 처리 한 후 처음과 마지막 1초를 제외한 중간 3초 동안의 평균 근전도 신호량을 100%RVC로 사용하였다.

1) ZeroWire System, Aurion Ltd., Milano, Italy.
2) COM-PRESSOR, OPTP, Minneapolis, U.S.A.

표 3. 각 근육에 따른 전극의 부착위치

근육	부착위치
내복사근	전상장골극에서 내·하방으로 2 cm
다열근	요추 4~5번 사이 극돌기에서 외측으로 2 cm
대둔근	대퇴골의 대전자와 천골 사이의 중간(둔부 주름에서 위로 3 cm)
대퇴근	슬관절과 둔부 주름(gluteal fold)사이의 외측 중간

표 4. 각 근육에 따른 RVC 측정 자세(Dankaerts 등, 2004; Kendall 등, 2005)

근육	검사자세
내복사근	바로 누운 자세에서 양쪽 고관절(45도)과 슬관절을(90도) 굴곡하고 바닥으로부터 양 발을 1 cm 들어 올린 후 양쪽 하지를 옆으로 45도 기울인 자세를 5초간 유지
다열근	옆드려 누운 자세에서 양쪽 슬관절을 90도 굴곡한 후 체간을 바닥으로부터 5 cm 들어 올린 자세를 5초간 유지
대둔근	옆드려 누운 자세에서 슬관절을 90도 굴곡한 후 대퇴를 바닥에서 들어 올린 자세를 5초간 유지
대퇴근	옆드려 누운 자세에서 슬관절을 30도 굴곡한 자세를 5초간 유지

나. 실험과정

과제 수행에 앞서 고관절의 90도 굴곡자세를 일정하게 유지하기 위해 실험자의 신체 조건에 따라 고관절 굴곡 90도에 상응하는 높이의 표식자(target bar)를 전면에 설치하였다. 2회의 사전 예비 연습 후 모든 대상자들은 체중이 양 발 사이에 균등하게 실릴 수 있도록 어깨넓이로 벌려 편하게 서있도록 하였고(Silfies 등, 2009), 부하이동에 따른 근 수축 개시 순서 경향의 차이를 알아보기와 준비 신호 후에 주어지는 시작 신호음이 나오면 최대한 빠르게 한발서기 자세를 수행하도록 하였다(Hodges와 Richardson, 1997). 준비 신호는 연구자에 의해 구두로 지시되었으며, “빠” 소리의 시작 신호음은 한발서기 과제 수행 시점을 알리는 신호로서 준비 신호가 주어진 .5~4초 후에 근전도기기를 통해 무작위로 주어졌는데 이는 주의력 집중을 돕고, 시작 신호를 예측(anticipation)함으로 인해 원치 않은 결과를 예방하고, 반응 시간의 다양성을 최소화하기 위해서였다. 환자군은 천장관절통증이 있는 부위의 반대편 고관절과 슬관절을 90도 굴곡하여 통증이 있는 동측 하지에 체중을 지지하도록 하였으며, 정상군은 비우세측 하지로 체중을 지지하도록 지시하였다. 골반압박벨트의 착용 유·무는 무작위 순서에 의해 벨트를 착용한 상태와 착용하지 않은 상태에서 각각 3회씩 반복하여 수행하였고 5초간의 신호음이 끝날 때까지 자세를 유지하도록 하였다. 실험 과정에 체중을 지지하는 하지의 고관절과 슬관절에서 굴곡이 발생하는 지 연구자의 시각을 통해

지속적으로 관찰하였다. 연습 효과와 근 피로도로 인한 근력 저하를 방지하기 위하여 측정 간에는 30초, 각 측정 사이에는 5분 동안의 휴식을 제공하였다.

4. 분석방법

한발서기 과제수행 시 골반압박벨트 착용 유·무에 따른 내복사근, 다열근, 대둔근, 대퇴근의 반응 시간과 근 활성화도의 차이를 알아보기 위해 군 간에는 독립표본 t-검정(independent t-test)을 이용하였고 군 내 비교는 대응표본 t-검정(paired t-test)을 이용하여 분석하였다. 통계학적 $\alpha=.05$ 로 하였으며 자료의 통계처리를 위해 상용 통계프로그램인 SPSS ver. 18.0 프로그램을 사용하였다.

III. 결과

1. 골반압박벨트를 착용하지 않은 상태에서 환자군과 정상군의 그룹 간 반응 시간 비교

두 군 간에 내복사근과 다열근, 대둔근의 반응 시간은 환자군이 정상군에 비해 유의하게 느린 반면($p<.05$)(표 5), 대퇴근의 반응 시간은 유의하게 빨랐다($p<.05$)(표 5).

2. 골반압박벨트를 착용하지 않은 상태에서 환자군과 정상군의 그룹 간 근 활성화도 비교

두 군 간에 내복사근과 다열근 그리고 대둔근의 활성화도는 유의한 차이가 없었으나($p>.05$)(표 6), 환자군은

표 5. 골반압박벨트 착용 유·무에 따른 환자군과 정상군의 군 간 반응 시간 비교 단위: ms

근육	골반압박벨트 착용유무	환자군	정상군	t값	p
내복사근	무	395.60±64.00 ^a	282.80±55.81	4.53	.00*
	유	371.07±47.40	250.80±64.49	5.38	.00*
다열근	무	513.33±87.62	312.00±52.94	6.49	.00*
	유	502.00±90.51	296.80±70.51	5.59	.00*
대둔근	무	546.27±67.69	411.10±30.08	5.91	.00*
	유	530.13±66.25	388.80±34.26	6.98	.00*
대퇴근	무	278.93±50.17	364.80±68.38	-3.63	.00*
	유	305.00±52.98	364.90±49.97	-2.83	.01*

^a평균±표준편차, *p<.05.

표 6. 골반압박벨트 착용 유·무에 따른 환자군과 정상군의 군 간 근 활성화도 비교 단위: %RVC

근육	골반압박벨트 착용유무	환자군	정상군	t값	p
내복사근	무	16.69±1.83 ^a	18.08±3.06	-1.90	.07
	유	16.01±1.86	16.81±2.24	-1.41	.36
다열근	무	12.29±4.32	12.75±8.99	-.17	.86
	유	10.09±3.53	11.25±3.35	-.25	.80
대둔근	무	9.81±.24	10.02±.69	-1.09	.29
	유	12.21±4.52	11.26±4.02	.55	.59
대퇴근	무	25.98±21.07	7.57±7.71	6.92	.00*
	유	7.38±.95	6.86±.95	1.96	.55

^a평균±표준편차, *p<.05.

정상군보다 대퇴근의 활성화도가 유의하게 높았다 (p<.05)(표 6).

IV. 고찰

3. 골반압박벨트를 착용한 상태에서 환자군과 정상군의 그룹 내 반응 시간 비교

두 군 모두에서 내복사근과 다열근 그리고 대둔근의 반응 시간은 유의한 차이가 없었으나(p>.05)(그림 2), 환자군에서 대퇴근의 반응 시간은 유의하게 느려졌다 (p<.05)(그림 2).

4. 골반압박벨트를 착용한 상태에서 환자군과 정상군의 그룹 내 근 활성화도 비교

두 군 모두에서 내복사근과 다열근의 활성화도는 유의한 차이가 없었다(p>.05)(그림 3). 하지만 환자군에서 대둔근의 활성화도는 유의하게 증가되고 대퇴근의 활성화도는 유의하게 감소된 반면(p<.05)(그림 3), 정상군에서는 대둔근과 대퇴근의 활성화도에 유의한 차이가 없었다(p>.05)(그림 3).

본 연구는 천장관절통증을 가진 환자군과 정상군이 자연스럽게 선 자세로부터 한발서기 과제를 수행하는 동안 내복사근, 다열근, 대둔근, 대퇴근이 활성화되는 양상의 차이를 알아보고, 골반압박벨트 착용이 어떤 영향을 미치는지 알아보려고 시행되었다.

연구 결과 한발서기 과제를 수행하는 동안 골반압박벨트를 착용하지 않았을 때 환자군은 정상군에 비해 내복사근, 다열근, 대둔근의 반응 시간은 유의하게 늦은 반면 대퇴근의 반응 시간은 유의하게 빨랐다. 한발서기와 관련된 이전 연구들에서 천장관절통증을 가지고 있는 사람들은 한발서기 자세를 수행하기 이전에 대퇴근의 이른 활동이 나타나는 반면, 내복사근과 다열근 그리고 대둔근의 활동은 한발서기 과제 수행 후에 나타난다고 보고하였고(Hungerford 등, 2003), Hodges와 Richardson(1997)의 연구에서는 정상군은 고관절을 굴

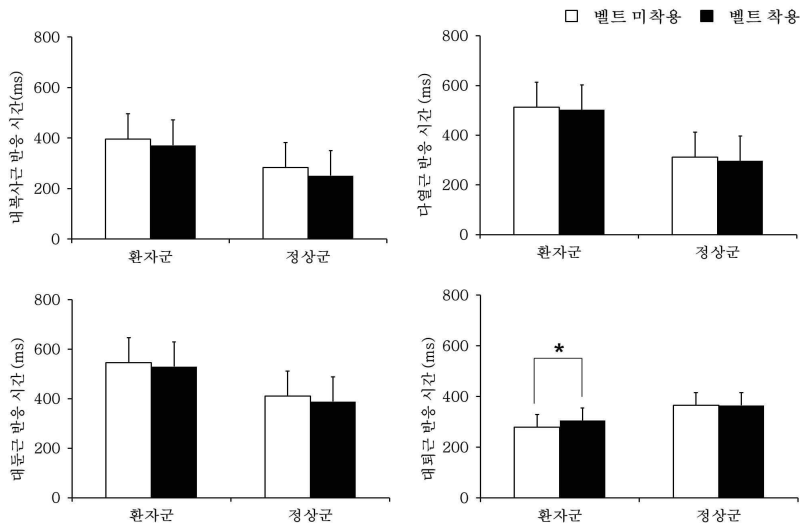


그림 2. 골반압박벨트 착용 유·무에 따른 환자군과 정상군의 근 내 반응 시간 비교.

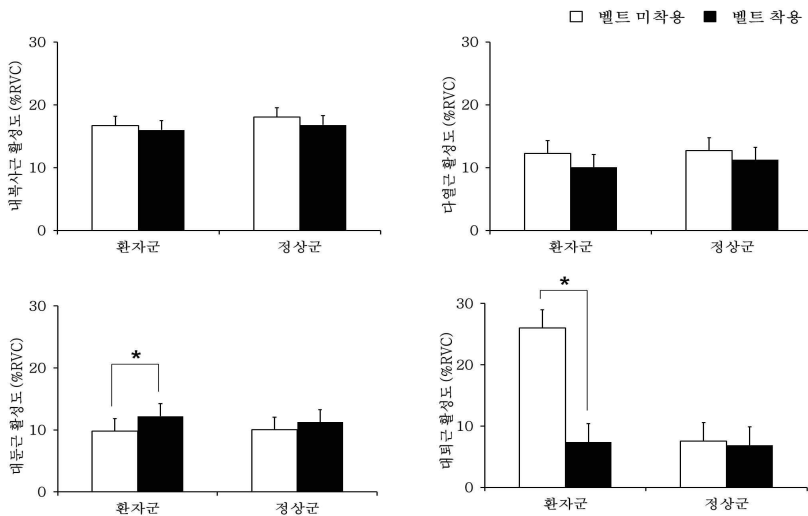


그림 3. 골반압박벨트 착용 유·무에 따른 환자군과 정상군의 근내 근 활성화도 비교.

곡하거나 신전할 때 주동근의 움직임에 앞서 내복사근과 다열근의 선행적 수축이 발생되어 요·천추 부위를 안정화시킨다고 하였다. 고관절 신전 시 대퇴근이 우세하게 작용하게 되면 체간근이나 대둔근이 적절히 작용하지 못하기 때문에 골반부위에 통증이 발생할 수 있으며(Sahrmann, 2002), 대퇴근에 비해 지연된 대둔근의 수축은 천장관절부위에 기능장애나 통증을 유발하는 주요한 원인으로 고려된다(Hungerford 등, 2003). 그러므로 본 연구 결과 환자군에서 나타난 대퇴근의 이른 활

동은 내복사근, 다열근, 대둔근의 지연된 수축에 따른 천장관절의 불안정성을 보상하기 위한 작용이라고 사료되며, 이는 한발서기 과제를 수행할 때 천장관절의 안정성을 유지하기 위하여 발생하는 근육의 반응 순서와 관련된 선행 연구 결과와 일치한다(Hungerford 등, 2003).

본 연구에서 한발서기 과제를 수행하는 동안 환자군은 정상군에 비해 대퇴근의 활성화도가 유의하게 높았다. 보행과 관련된 이전 연구들에서 정상인은 발뒤꿈치 당

기에서 중간 입각기까지 대둔근의 활성화도는 증가하는 반면 대퇴근은 적은 활동을 보인다고 보고되었고 (Cappellini 등, 2006; Hossain과 Nokes, 2008), Hungerford 등(2003)은 한발서기 자세를 유지할 때 천장관절통증 환자에게서 정상인에 비해 상대적으로 증가된 대퇴근의 활동을 보여주었다. 따라서 이러한 결과들은 본 연구 결과를 지지할 수 있을 것으로 사료된다.

골반압박벨트를 착용한 후 대퇴근의 반응 시간은 환자군에서는 유의하게 느려진 반면 정상군에서는 유의한 차이를 보이지 않았다. 이전 연구에서 Hungerford 등(2004)은 한발서기 과제 수행 시 정상인은 무명골이 2도 가량 후방으로 회전하는 반면, 천장관절통증 환자들은 2도 가량 전방으로 회전하는 것을 발견했다. Wingerden 등(1993)과 Vleeming 등(1996)은 사체 연구를 통해 대퇴근의 근섬유는 천골결절인대에 부착되어 있기 때문에 대퇴근의 수축은 천골결절인대 (sacro-tuberous ligament)의 장력을 증가시킬 수 있다고 하였고, 증가된 천골결절인대의 장력은 무명골의 후방 회전을 제한시키는 것으로 알려져 있다. 또한 Pel 등(2008)은 100 N의 압박력을 천장관절의 내측에 적용했을 때 천장관절에 가해지는 수직적인 전단력이 10% 가량 감소됨과 더불어 이때 천골결절인대의 장력은 최대한 감소되었다고 보고하였다. 그러므로 본 연구 결과 환자군에서 대퇴근의 반응 시간이 유의하게 감소된 이유는 골반압박벨트의 착용이 천골결절인대의 장력을 감소시켜 그에 따른 대퇴근의 과도한 활동이 감소되었기 때문이라고 사료된다. 본 연구에서 통계적으로 유의하지는 않지만 골반압박벨트를 착용한 후 내복사근, 다열근, 대둔근의 반응 시간은 두 군 모두에서 빠르게 나타났다. 운동조절과 관계된 최근 연구 등에서 Chance-Larsen 등(2010)은 복부 드로잉-인(abdominal drawing-in)운동을 통해 체간의 안정성을 향상 시킨 후 고관절을 신전했을 때 대둔근의 반응 시간이 빨라진다고 하였고, Takasaki 등(2009)은 50 N의 압박력을 골반에 적용한 후 고관절을 신전했을 때 대둔근의 수축이 약 60 ms가량 빨라진다고 보고하였다. 내복사근과 다열근은 척추 분절의 안정성을 증가시켜 기능적인 움직임을 수행하는 동안 요·천추 부위의 움직임을 조절하는 것으로 알려져 있으며(Pool-Goudzwaard 등, 1998), 대둔근은 천장관절을 직접적으로 가로지르는 유일한 근육으로서 천장관절의 안정성 증진과 관련이 있는 것으로 제안되었다(Gibbons과 Mottram, 2005). 따라서 본 연구

결과 내복사근과 다열근 그리고 대둔근의 반응 시간이 빨라진 이유는 골반압박벨트가 천장관절 주위에 힘 잠김 기전의 강화를 통해 기능적인 움직임을 수행하는 동안 체간과 하지의 운동조절 능력을 향상시켰기 때문으로 사료된다.

골반압박벨트를 착용한 후 한발서기 과제를 수행하는 동안 환자군에서 대퇴근의 활성화도는 유의하게 감소된 반면 대둔근의 활성화도는 유의하게 증가하였다. 선행 연구 등에서 골반압박벨트를 착용한 후 보행 시 대둔근의 활성화도는 증가된다고 하였고(Hu 등, 2010), 서있는 자세에서 벨트의 착용은 대퇴근의 활성화도를 감소시킨다고 보고하였다(Snijders 등, 1998). 대둔근의 수축은 점·탄성 성질로 인해 크리프 되기 쉬운 천장관절 주위 인대들의 느슨함과 관절을 직접적으로 압박하여 힘 잠김 기전을 향상시킬 수 있다고 하였고(Pool-Goudzwaard 등, 1998), 골반압박벨트의 착용 역시 천장관절의 느슨함을 유의하게 감소시킨다고 보고되었다(Damen 등, 2002; Mens 등, 2006). Mens 등(2006)의 연구에서는 벨트 착용 전·후 능동적 하지직거상 검사를 수행 시 천장관절의 불안정성을 가지고 있는 환자군에서 통증 점수가 4.1에서 1.6으로 감소되었다고 보고하였고, 본 연구에서는 환자군의 통증 점수가 3.8에서 .7로 감소되었다. 또한 본 연구에서 한발서기 자세를 수행할 때 환자군의 시각통증지수는 골반압박벨트를 착용하기 전에는 6.3이었으나 벨트를 착용한 후에는 3.7로 감소되었다. 본 연구 결과 벨트 착용 전·후 큰 차이는 아니었지만(2.40 ± 4.28) 환자군에서 대둔근의 활성화도가 유의하게 증가된 것은 골반압박벨트의 착용이 천장관절 주위 인대들의 느슨함을 감소시켜 천장관절의 안정성을 향상시킴으로써 그 결과 통증의 감소와 더불어 대퇴근의 변화된 근 활성화 양상을 억제시켰기 때문으로 사료된다.

본 연구의 결과 한발서기 과제를 수행하는 동안 골반압박벨트를 착용했을 때 두 군 모두에서 내복사근, 다열근, 대퇴근의 근 활성화도가 감소되며 대둔근의 활성화도는 증가되는 것으로 나타났다. 또한 두 군 모두에서 내복사근과 다열근 그리고 대둔근의 반응 시간은 빨라진 반면, 대퇴근의 반응 시간은 느리게 나타났다. 골반압박벨트의 착용은 천장관절 주위근육들의 근 활성화 양상을 변화시킴으로써 힘 잠김 기전의 향상을 통해 천장관절에 부가적 안정성을 제공할 수 있다(Pel 등, 2008). 이러한 견해는 본 연구의 결과와 일치하는 것으로, 이는 천장관절통증을 가진 환자들에게 내복사근, 다

열근, 대둔근의 활동은 촉진시키고 대퇴근의 활동은 감소시키는 것에 대한 골반압박벨트의 역할을 이해할 수 있는 이론적인 근거가 될 수 있을 것이다. 본 연구는 연구 결과를 해석함에 있어서 몇 가지 제한점을 가지고 있다. 첫째, 젊은 여성들만을 대상으로 하였다. 여성은 남성보다 골격근의 질량이 적다(Janssen 등, 2000). 근육량이 증가할수록 티틴(titin)은 많아지고 증가된 티틴에 의해 근육의 수동적 안정성이 제공되기 때문에(Cynn 등, 2006) 여성은 남성보다 더 많은 천장관절의 불안정성을 경험한다(Prather와 Hunt, 2004). 따라서 다른 연령대의 사람들이나 남성에게 일반화시키는 것은 제한이 있다. 둘째, 한발서기 과제를 수행하는 동안 대상자의 하지와 골반의 위치는 연구자의 시각으로만 통제되었기 때문에 따라서 하지와 골반의 미세한 위치변화가 대상자들의 근 활성 양상에 영향을 미쳤을 수도 있다. 셋째, 발을 떤 시점을 명확히 구분하는데 있어서 발바닥 스위치나 힘 판 등을 사용하여 측정하지 못했기 때문에 연구 결과에 영향을 주었을 가능성이 있다. 끝으로 한발서기 과제를 통해 골반압박벨트가 근 활성도에 미치는 영향에 대해 알아보았으나, 골반압박벨트의 단기 적용 효과만을 평가하였기 때문에 그 효과가 어느 정도 지속되는지는 알 수 없었다. 그러므로 향후에는 골반압박벨트의 적당한 착용 기간을 결정할 수 있는 연구들이 지속적으로 이어져야 할 것이다.

V. 결론

본 연구의 목적은 천장관절통증을 가진 환자군과 정상군이 자연스럽게 선 자세로부터 한발서기 과제를 수행하는 동안 내복사근, 다열근, 대둔근, 대퇴근의 근 활성 양상의 차이를 알아보고 골반압박벨트의 착용이 어떤 영향을 미치는지 알아보고자 시행되었다. 연구 결과 한발서기 과제 수행 시 골반압박벨트를 착용하기 전에는 환자군이 정상군보다 대퇴근의 활동이 유의하게 높고 빠르게 나타났다. 골반압박벨트를 착용한 후에는 환자군에서 대퇴근의 반응 시간과 활성도가 유의하게 늦어진 반면, 대둔근의 활성도는 유의하게 증가하였다. 따라서 본 연구 결과 환자군에서 나타나는 대퇴근의 이른 반응과 과도한 활성이 골반압박벨트의 착용으로 억제되었을 때 대둔근의 활성은 유의하게 증가하는 것을 알 수 있었다. 그러므로 천장관절통증을 가진 사람들에게

골반압박벨트의 착용은 근 활성 양상의 변화를 통해 천장관절의 안정성을 향상시킬 수 있는 유용한 도구로 활용될 수 있을 것이다.

인용문헌

- Beimborn D, Morrissey M. A review of the literature related to trunk muscle performance. *Spine*. 1988;13(6):655-660.
- Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, et al. Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol*. 2006;95(6):3426-3437.
- Chance - Larsen K, Littlewood C, Garth A. Prone hip extension with lower abdominal hollowing improves the relative timing of gluteus maximus activation in relation to biceps femoris. *Man Ther*. 2010;15(1):61-65.
- Cynn HS, Oh JS, Kwon OY, et al. Effects of lumbar stabilization using a pressure biofeedback unit on muscle activity and lateral pelvic tilt during hip abduction in sidelying. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(11):1454-1458.
- Damen L, Spoor CW, Snijders CJ, et al. Does a pelvic belt influence sacroiliac joint Laxity? *Clin Biomech*. 2002;17(7):495-498.
- Dankaerts W, O'Sullivan PB, Burnett AF, et al. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *J Electromyogr Kinesiol*. 2004;14(3):333-342.
- De Groot M, Pool-Goudzwaard AL, Spoor CW, et al. The active straight leg raising test (ASLR) in pregnant women: Differences in muscle activity and force between patients and healthy subjects. *Man Ther*. 2008;13(1):68-74.
- Gibbons SGT, Mottram SL. Functional anatomy of gluteus maximus: Deep sacral gluteus maximus - a new muscle? In: 5th Interdisciplinary World Congress on Low Back Pain 2004 November, 7-11 Melbourne, Australia.

- Hodges P, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther.* 1997;77(2):132-142.
- Hossain M, Nokes L. A biomechanical model of sacro-iliac joint dysfunction as a cause of low back pain. *J Bone Joint Surg Br.* 2008;90B(Suppl 2):222-223.
- 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.* 2003;28(14):1593-1600.
- Hungerford B, Gilleard W, Lee D. Altered patterns of pelvic bone motion determined in subjects with posterior pelvic pain using skin markers. *Clin Biomech.* 2004;19(5):456-464.
- Hungerford BA, Gilleard W, Moran M, et al. Evaluation of the ability of physical therapists to palpate intra pelvic motion with the Stork test on the support side. *Phys Ther.* 2007;87(7):879-887.
- Janssen I, Heymsfield SB, Wang ZM, et al. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *J Appl Physiol.* 2000;89(1):81-88.
- Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. *Muscles: Testing and function with posture and pain.* 5th ed. Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins, 2005:167-234.
- Laslett M. Evidence-based diagnosis and treatment of the painful sacroiliac joint. *J Man Manip Ther.* 2008;16(3):142-152.
- Laslett M, Aprill C, McDonald B, et al. Diagnosis of Sacroiliac Joint Pain: Validity of individual provocation tests and composites of tests. *Man Ther.* 2005;10(3):207-218.
- Laslett M, Williams M. The reliability of selected pain provocation tests for sacroiliac joint pathology. *Spine.* 1994;19(11):1243-1249.
- Lee DG. *The Pelvic Girdle.* Churchill Livingstone, London, 2004:81-132.
- Liebenson C. The relationship of the sacroiliac joint, stabilization musculature, and lumbo-pelvic instability. *J Bodyw Mov Ther.* 2004;8(1):43-45.
- Maigne JY, Aivaliklis A, Pfefer F. Results of sacroiliac joint double block and value of sacroiliac pain provocation tests in 54 patients with low back pain. *Spine.* 1996;21(16):1889-1892.
- Mens JM, Damen L, Snijders CJ, et al. The mechanical effect of a pelvic belt in patients with pregnancy-related pelvic pain. *Clin Biomech.* 2006;21(2):122-127.
- Mens JM, Vleeming A, Snijders CJ, et al. Reliability and Validity of the Active Straight Leg Raise Test in Posterior Pelvic Pain Since Pregnancy. *Spine.* 2001;26(10):1167-1171.
- 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.
- Pool-Goudzwaard AL, Vleeming A, Stoeckart R, et al. Insufficient lumbopelvic stability: A clinical, anatomical and biomechanical approach to 'a-specific' low back pain. *Man Ther.* 1998;3(1):12-20.
- Prather H, Hunt O. Conservative management of low back pain, Part 1. Sacroiliac joint pain. *Dis Mon.* 2004;50(12):670-683.
- Richardson CA, Snijders CJ, Hides JA, et al. The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine.* 2002;27(4):399-405.
- Rogers MW, Pai YC. Patterns of muscle activation accompanying transitions in stance during rapid leg flexion. *J Electromyogr Kinesiol.* 1993;3(3):149-156.
- Sahrmann SA. *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndrome.* St. Louis, Mosby, 2002:121-192.
- Schwarzer AC, Aprill CN, Bogduk N. The sacroiliac joint in chronic low back pain. *Spine.*

1995;20(1):31-37.

Silfies SP, Mehta R, Smith SS, et al. Differences in feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(7):1159-1169.

Slipman CW, Whyte WS 2nd, Chow DW, et al. Sacroiliac joint syndrome. *Pain Physician.* 2001;4(2):143-152.

Snijders CJ, Ribbers MT, De Bakker HV, et al. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: Validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998;8(4):205-214.

Takasaki H, Iizawa T, Hall T, et al. The influence of increasing sacroiliac joint force closure on the hip and lumbar spine extensor muscle firing pattern. *Man Ther.* 2009;14(5):484-489.

Vleeming A, Buyruk HM, Stoockart R, et al. An in-

tegrated 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, Hammudoghlu D, et al. The function of the long dorsal sacroiliac ligament: Its implication for understanding low back pain. *Spine.* 1996;21(5):556-562.

Wingerden JP, Vleeming A, Snijders CJ, et al. A functional-anatomical approach to the spine-pelvis mechanism: Interaction between the biceps femoris muscle and the sacrotuberous ligament. *Eur Spine J.* 1993;2(3):140-144.

논문접수일	2012년 3월 26일
논문심사일	2012년 3월 29일
논문게재승인일	2012년 4월 13일