한국전문물리치료학회지 제9권 제1호
KAUTPT Vol. 9 No. 1 2002.

정상인에서 요천추 코르셋 착용이 엉덩관절을 펼 때 배곧은근과 엉덩관절 폄근의 수축 개시시간에 미치는 영향

박철홍
연세대학교 대학원 재활학과
권오윤, 조상현
연세대학교 보건과학대학 물리치료학과 및 보건과학연구소

Abstract

The Effect of a Lumbosacral Corset on the Onset of Rectus Abdominis and Hip Extensor Activity During Hip Extension in Healthy Subjects

Park Chul-hong, B.H.Sc., P.T.
Dept. of Rehabilitation Therapy, The Graduate School, Yonsei University
Kwon Oh-youn, Ph.D., P.T.
Cho Sang-hyun, Ph.D., M.D.
Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University
Institute of Health Science, Yonsei University

This study examined the muscle recruitment order during extension of the hip joint in normal subjects, and evaluated whether the external support obtained from wearing a lumbosacral corset had an effect on muscle recruitment leading to increased lumbar stability. The subjects were 40 normal adults (32 male, 8 female) with no history of low back pain and no pathological findings in the nervous or musculoskeletal systems. All subjects extended their hip joints under 3 positions (prone, sidelying, standing). During extension, the onsets of contraction of the rectus abdominis, gluteus maximus, and semitendinosus muscles were measured. Electromyographic activity was measured using a surface electrode, and the muscle contraction onset time was designated as the point exceeding a threshold of 25 ㎳, using a mean plus twice of the standard deviation. To compare the average order of muscle contraction onset time, a Freedman two-way analysis of variance by ranks was used. The relative difference between muscle contraction onset time wearing and not wearing a lumbosacral corset was measured using a paired t-test. A difference in the average muscle contraction onset order for the rectus abdominis, gluteus maximus, and semitendinosus muscles was observed ($p<.05$) among three positions. However, wearing a lumbosacral corset did not change the contraction order.In addition, wearing a lumbosacral corset produced a significant difference ($p<.05$) in the relative onset time between the rectus abdominis and gluteus maximus in the standing position, but no difference was

observed for the other muscles or positions. In the future, patients suffering from low back pain should be compared with normal subjects to determine the effectiveness of a lumbosacral corset in changing muscle recruitment order.

Key Words: Electromyography; Hip extension; Lumbosacral corset; Muscle contraction onset time.

Ⅰ. 서론

정상적인 척추의 기능은 수동관절의 운동성뿐만 아니라 정상적인 근육의 활동과 움직임의 유형을 결정하는 중추신경계의 조절에 달려있다(Vogt와 Banzer, 1997). 그 중 요추 부위는 구조상 선천적으로 불안정하게 이루어져 있으며(Panjabi, 1992), 이러한 구조적 특성 때문에 무거운 물건을 들어올리거나 외부의 충격에 의해서, 또는 습관적인 나쁜 자세로 인해 요통이 발생하게 된다(Marras 등, 1993).

정상인에 있어서 허리 부위의 기계적 안정성(mechanical stability)은 체간의 근육과 인대에 의해서 유지되며(Cholewicki 등, 1997; Gardner-Morse와 Stokes, 1998), 요통이 있는 사람의 경우에는 척추의 안정성을 유지하기 위해서 손상을 보상하려는 노력과 함께 다른 근육을 동원한다(Cassisi 등, 1993; Dolce와 Raczynski, 1985). Hodges와 Richardson (1999)은 상지의 움직임 속도에 따라 정상인과 요통 환자의 몸통 근육 동원 순서가 차이를 보인다고 하였는데, 요통 환자가 상지의 움직임을 빨리 했을 때 정상인보다 배가로근(transversus abdominis)과 배속빗근(internal oblique)의 수축 개시시간이 지연되었다고 보고하였다. 또한 Leinonen 등(2000)은 체간을 굽히는 초기에 허리 주변 근육들과 넙다리두갈래근(biceps femoris)은 큰볼기근(gluteus maximus)이 수축하기 전에 먼저 동원된다고 하였고, 정상인과 요통 환자에서 허리 주변 근육들과 넙다리두갈래근, 큰볼기근의 동원 순서에는 큰 차이가 없지만, 요통 환자에서는 정상인에서보다 큰볼기근의 수축 기간이 짧아진다고 보고하였다. 이와 같이 정상인과 요통 환자의 근육 동원이 차이를 보이는 이유는 요통으로 인하여 비정상적인 근육 동원 패턴이 형성되었기 때문이다(Hodges와 Richardson, 1999).

허리 근육의 동원 순서를 알아보기 위해 하지의 움직임을 평가하는 것이 필요하다. 엉덩관절을 펴는 동작은 인간이 효율적인 보행을 하는데 매우 중요한 역할을 하며, 계단을 오르고, 공을 차는 것과 같이 큰 힘을 발휘할 경우에도 중요하게 작용한다. 그래서 엉덩관절을 펴는 동작을 할 때 배곧은근(rectus abdominis), 척주세움근(erector spinae), 볼기근(gluteal muscles), 그리고 무릎굽힘근(hamstring)의 동원 순서를 알아보기 위한 연구가 진행되어 왔다(Vogt와 Banzer, 1997). Vogt와 Banzer(1997)는 정상인의 경우 엎드린 자세에서 엉덩관절을 펼 때 배곧은근, 동측 허리 척주세움근, 반힘줄모양근(semitendinosus), 반대측 허리 척주세움근, 넙다리근막긴장근(tensor fascia latae), 그리고 큰볼기근의 순서로 일관된 동원 순서를 보인다고 하였다. 그러나 요통이 있는 환자의 경우 근육 동원 순서가 변하게 되는데, 근골격계의 불균형이나 근육의 기능장애가 그 원인으로 추측된다. 그리고, 허리 손상은 자세유지 근육들의 빠른 활동과 관련되어 있는데, 요통으로 인한 움직임 패턴의 변화는 큰볼기근의 약화와 함께 엉덩관절 굽힘근의 단축으로 비효율적이고 비협조적인 엉덩관절 펴는 동작을 불러일으

킨다. 움직임에서 큰볼기근이 억제되면 허리의 안정성을 위해서 척주세움근이 과도한 활동을 하게 되고 엉덩관절 굽힘근의 보상작용이 나타나서 골반의 전방경사(anterior tilt)가 심해지고, 결국 허리부위에 지나친 압박을 가하게 된다(Chaitow, 1996). 또한 Kendall 등(1971)은 복부 근육이 하지가 움직이는 동안 골반의 전방경사를 억제한다고 하였는데, 요통이 있는 환자는 복부 근육의 약화가 발생하여 이러한 기능을 제대로 수행할 수 없다고 하였다. 그러므로 허리의 손상 방지와 정상적인 근육 동원을 위해 허리 부위의 안정성 유지가 반드시 필요하며, 재활 분야에서도 요통 환자에서 허리의 안정성을 증진시키는 것은 주요한 관심사이다.

허리 손상을 방지하거나 안정성을 유지하는데 허리를 지지해 주는 허리 보조 벨트(lumbar support belt)가 유용하다고 알려져 있다(Perry, 1992). 그리고, 허리 보조 벨트는 기계적인 지지를 제공하고, 심리적인 안정감을 줌으로써 요통을 감소시킨다(Reyna 등, 1995). 주위에서 흔히 볼 수 있는 허리 보조 벨트로 복대(abdominal belt)가 있는데, 무거운 짐을 들어올리는 일에 종사하는 사람들은 큰 힘을 발휘해야 할 때, 복대를 착용함으로써 안전한 느낌이 든다고 하였다(Magnusson 등, 1996). Miyamoto 등(1999)의 연구에서는 복대의 착용으로 척주세움근의 근육내 압력(intra-muscular pressure)이 상승했다고 보고했다. 이것은 Cholewicki 등(1999)이 보고한 것처럼 복대가 외적 지지를 통하여 허리의 안정성을 증가시키는데 유용하다는 주장을 지지해 주고 있다.

또 다른 허리 보조 벨트로는 요천추 코르셋(lumbosacral corset)이 있다. 소수의 연구에서 요천추 코르셋을 착용한 후 초기에 복압이 증가하여 들어올리는 능력이 향상되었다는 보고가 있지만(Nordin과 Frankel, 1989), 여러 실험을 통해서 요천추 코르셋이 근력의 유지(Majkowski 등, 1998; Reyna 등, 1995)와 피로의 감소(Ciriello와 Snook, 1995), 그리고 요통 발생률 감소(Mitchell 등, 1994)에 영향을 끼치지 않는다는 보고도 있다. 그러나 최근 들어 요천추 코르셋을 착용하여 지지가 증가된 것 같다는 주관적 느낌은 외부의 지지에 의해 체간의 안정성이 높아지고 관절가동범위가 감소됨으로써 얻어지는 효과라고 보고되었다(Sparto 등, 1998; Thoumie 등, 1998). 일반적으로 요천추 코르셋은 요통과 근육 염좌 증상이 있는 환자에게 많이 사용되는데, 체간의 움직임을 제한하고 추간판에 전달된 힘을 복부를 둘러싸고 있는 연부조직으로 전달하는 작용을 한다. 또한 중력중심(center of gravity)을 뒤쪽으로 오게 하여 좀 더 정상적인 자세를 유지하게 하여 허리의 부하를 줄이는 역할을 한다(Redford 등, 1995).

허리 폄근의 빠른 동원은 요통을 유발시키는 요인이 될 수 있고(Bourdillon과 Day, 1987), 사지를 움직이는데 있어서 복부의 근육과 함께 허리의 안정성을 조절하는 기능을 한다(Cresswell 등, 1994). 지금까지 허리의 안정성을 외부로 증가시켰을 때 정상인에서 근육 동원 순서에 변화가 발생하는지에 대한 연구는 아직 이루어지지 않았다. 본 연구에서는 정상인에서 엉덩관절을 펼 때 자세에 따른 근육의 동원 순서를 알아보고, 요천추 코르셋을 착용한 후, 요천추 코르셋 착용 전과 비교하여 배곧은근과 엉덩관절 주변 근육의 동원 순서와 근육들간의 상대적인 개시시간에 차이가 있는지 알아보고자 하였다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 연세대학교 원주캠퍼스에 재학중인 건강한 성인 남녀 40명(남자 32명, 여자 8명)을 대상으로 하였다. 대상자 선정기준은 요통의 경험이 없고, 허리와 하지에 신경계

및 근골격계의 병리학적 소견이 없으며, 정기적인 근력 강화 운동을 하지 않는 사람으로 하였다. 실험을 실시하기 전에 연구 목적과 방법에 대하여 대상자에게 충분히 설명한 후 자발적인 동의를 얻었다. 연구 대상자의 평균 연령은 23.2세이었으며, 평균신장은 170.8 ㎝, 평균체중은 65.3 ㎏이었다. 대상자의 하지거상(straight leg raising)은 평균 75.2°, 엉덩관절 굽힘근의 단축을 측정하는 토마스 검사 결과는 평균 3.7°이었다(표 1).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 (N=40)

일반적 특성	평균±표준편차	범위
나이(세)	23.2±3.1	19~30
키(㎝)	170.8±6.9	150~182
체중(㎏)	65.3±9.9	45~90
하지거상(°)	75.2±7.4	50~90
토마스 검사(°)	3.7±2.3	-2~9

2. 실험 기기 및 도구

가. 근전도 신호의 기록 및 신호 처리

선택된 근육의 활성화 측정을 위해 근전도 MP100WSW[1]에 EMG amplifier module인 TEL 100D와 TEL 100M을 사용하여 자료를 수집, 저장하였다. 전극은 AE-131 circular surface EMG disposable electrode[2]를 사용하였다. 이 전극은 직경 12 ㎜의 원형 금속 디스크가 3개 부착되어 있고, 전극간 중심 거리는 20 ㎜이며, 정삼각형으로 배열되어 있다(그림 1).

표본추출률(Sampling rate)은 1000 ㎐이었으며, 잡음을 제거하기 위해 band pass filter 30~400 ㎐, 그리고 band stop filter 60 ㎐를 사용하였으며, 3개 채널에서 근전도 신호를 측정하였다. 근전도 신호 측정시, 배곧은근에서 잡음으로 나타나는 심전도 신호를 최소화하기 위하여 gain은 1K 또는 2K로 조절하였다. 측정 변수의 설정과 근전도 신호의 저장은 Acqknowledge 3.52 (BIOPAC System Inc. USA) 프로그램을 사용하였다.

나. 요천추 코르셋

본 연구에서는 일반적인 복대와 달리 허리와 엉치 부분의 안정을 위해 금속판으로 된 두 개의 지지대가 있고, 탄력 밴드를 사용하여 지지력을 보강할 수 있는 요천추 코르셋[3]을 사용하였다. 대상자의 허리 둘레가 84 ㎝ 이하일 경우에는 중간 사이즈를, 85 ㎝ 이상일 경우에는 큰 사이즈를 착용하도록 하였다. 또한 움직임이 일어날 때 어느 정도의 탄력

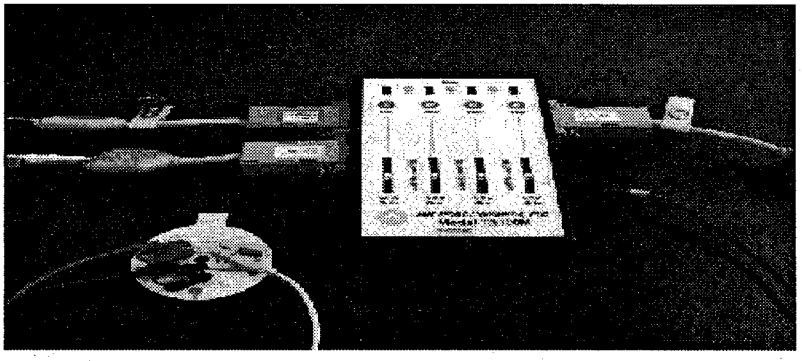


그림 1. EMG TEL 100M과 AE-131 원형 표면 전극

1) BIOPAC System Inc. USA.

2) NeuroDyne Medical Co. USA.

3) Youngshin Medical Co. No. S-1.

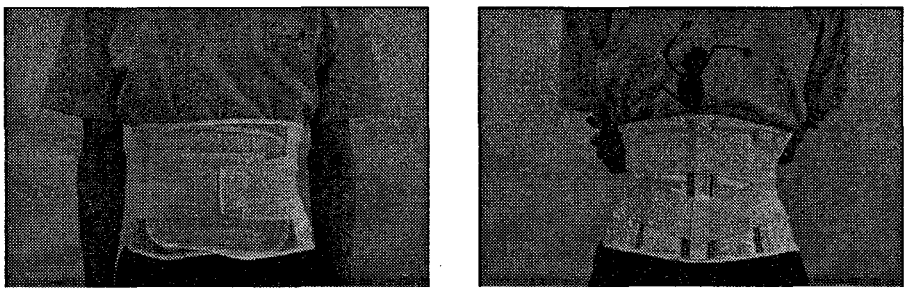


그림 2. 요천추 코르셋(앞, 뒤)

을 허용하도록 만들어 졌으며, 상하 폭은 앞쪽이 20 ㎝, 뒤쪽이 23 ㎝이었다(그림 2).

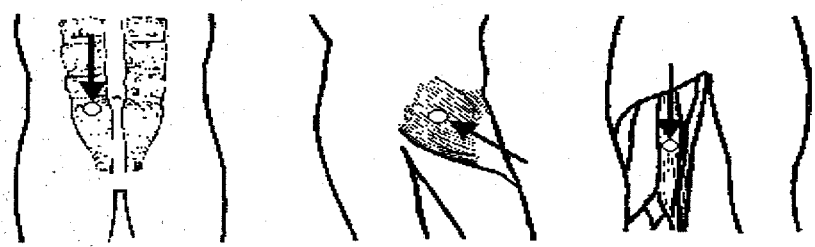
3. 실험 방법

가. 전극 부착

모든 대상자의 피부에 표면 전극을 부착하기 전, 피부저항을 감소시키기 위해 사포로 각질을 제거하고 알코올로 닦은 후, 전극을 테이프로 고정하였다. 부착 위치는 Arokoski 등(1999)과 Mayhew 등(1983)의 연구를 근거로 길항근으로 작용하는 배곧은근의 경우 배꼽 아래로 2 ㎝, 바깥쪽으로 3 ㎝되는 지점에 부착하였고, 주동근으로 작용하는 큰볼기근의 경우 엉치뼈(sacrum)의 아래 외측 각(inferior lateral angle)으로부터 큰돌기(greater trochanter)를 연결한 선의 가운데 지점인 근 힘살(muscle belly)에, 그리고 궁둥뼈결절(ischial tuberosity)로부터 15 ㎝ 아래쪽 반힘줄모양근 힘살에 부착하였다(그림 3).

나. 근수축 개시시간 측정과 엉덩관절 펴기

모든 대상자가 엎드린 자세(prone), 옆으로 누운 자세(sidelying), 그리고 일어 선 자세(standing)에서 오른쪽 엉덩관절을 펴는 동작을 수행할 때 근수축 개시시간을 측정하였다. 먼저 엎드린 자세에서는 다리를 곧게 펴고 몸의 근육을 이완시킨 휴식 자세를 유지하였다. 측정에 들어가기 전, 대상자가 엉덩관절 펴는 동작을 수행하는데 익숙해지도록 5번의 연습을 하여 움직임을 숙지하도록 하였다. 실험자의 "하나, 둘, 셋"의 구호에 엉덩관절 펴는 동작을 실시하도록 하였고, 무릎의 굽힘이나 체간의 움직임이 일어나지 않도록 하였다. (그림 4-1). 옆으로 누운 자세에서는 대상자의 왼쪽 하지가 밑에 위치하게 되고 왼쪽 무릎을 굽힌 상태이며, 엉덩관절을 펼 때 골반의 회전이나 무릎관절의 굽힘, 그리고 발목관절의 발등굽힘이 일어나지 않도록 주의하였다(그림 4-2).



a. 오른쪽 배곧은근 b. 오른쪽 큰볼기근 c. 오른쪽 반힘줄모양근

그림 3. 표면 근전도 전극 부착 위치

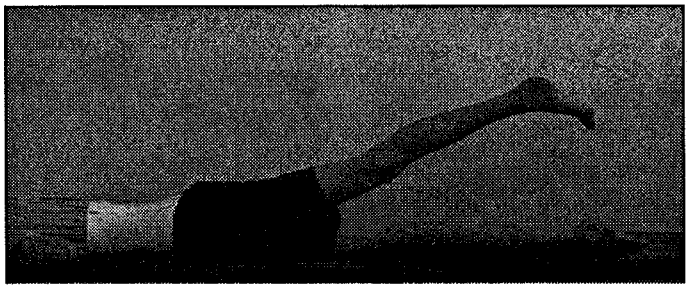


그림 4-1. 엎드린 자세에서 엉덩관절 펴기

그림 4-2. 옆으로 누운 자세에서 엉덩관절 펴기

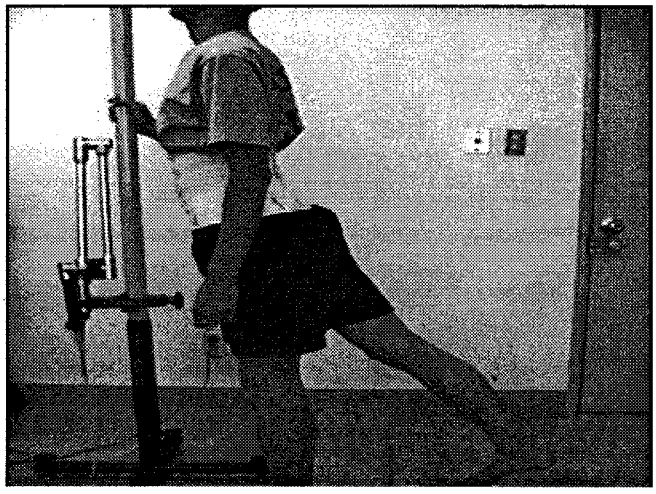


그림 4-3. 일어 선 자세에서 엉덩관절 펴기

왜냐하면 위에서 기술한 움직임은 특히 볼기근의 활성화를 불러일으키기 때문이다. 마지막으로 일어선 자세에서는 왼쪽 하지에 모든 체중을 옮긴 상태에서 엉덩관절을 펼 때 상체의 흔들림을 방지하기 위해 오른손으로 균형을 유지하도록 지지하는 것을 허용하였다(그림 4-3). 각 자세에서 엉덩관절 펴는 동작을 다섯 번 수행한 후, 5분 동안 휴식을 취하도록 하였다.

정상인에서 하지의 펴는 속도는 대략 30

m/s 라고 보고되었다(Lee, 1980). 그러나 엉덩관절을 펴는 속도와 최대 펴는 각도는 엉덩넙다리인대(iliofemoral ligament)의 제한으로 개인마다 차이를 보인다. 따라서 본 연구에서는 Hodges와 Richardson(1999)의 방법을 근거로 빠른 속도와 느린 속도로 엉덩관절 펴는 동작을 시행한 후, 실험 대상자가 편안하게 느낄 수 있는 중간 정도의 속도를 연습하도록 하여 엉덩관절을 펴는 동작을 수행하였다.

근수축 개시시간을 정하는 방법으로는 첫째, 컴퓨터 분석으로 최대 자발적인 수축(maximal voluntary contraction)의 5%(도수근력검사로 G2, poor) 이상이 되는 지점을 개시시간으로 보는 경우가 있고(Perry, 1992), 둘째, 보행 중 개시시간을 측정할 경우 실제 근전도 신호에서 RMS (Root Mean Square) 과정을 거쳐 근전도 진폭이 10 V를 초과하여 100 ms 이상 지속된 시점을 개시시간으로 보는 방법이 있다(Lange 등, 1996). 셋째, 실제 근전도 자료를 full-wave rectify 하여 low pass filter로 linear envelope 처리를 한 후, 최대 진폭의 7% 이상 되는 지점을 수축 개시시간으로 정한 연구도 보고되었다(Cowling과 Steele, 2001; Lee 등, 1997; Steele과 Brown, 1999). 또한 Di Fabio(1987)는 기초선 기간(baseline reference) 동안에 측정한 평균값과 표준편차를 이용하여 평균값에 2배 또는 3배의 표준편차를 더해서 구한 값을 역치로 설정하고, 이 값을 초과하는 지점을 근수축 개시시간으로 정하였는데, 이러한 방법은 통계적인 1종 오류를 최소화 할 수 있기 때문에 많은 연구에서 사용되었다(Gilleard 등, 1998; Hodges 등, 1997; Radebold 등, 2000). 본 연구에서는 Di Fabio(1987)의 방법을 근거로 편안하게 쉬고 있는 상태에서 근전도 자료를 수집하기 시작한 후 2초간을 기초선 기간으로 정하였고, 수집한 근전도 신호를 full-wave rectify 과정을 거친 후, 기초선 기간 중 중간 .5초 동안의 신호에서 평균과 표준편차를 구하였다. 평균 +2배 표준편차(2SD)를 근수축 개시시간의 역치로 설정하여 이 역치를 초과하는 지점을 Acqknowledge 3.52 프로그램에서 자동적으로 계산하였고, 25 ms 이상 근수축이 지속되는 지점을 근수축 개시시간으로 정하였다(그림 5).

다. 요천추 코르셋 착용

요천추 코르셋 착용 전, 대상자에게 친밀감을 주기 위하여 요천추 코르셋의 사용 용도와 착용 방법을 자세히 설명하였다. 앞쪽으로는 복부를 감싸고 뒤쪽으로는 허리와 S2 부위까지 덮을 수 있도록 요천추 코르셋의 아래 선이 엉덩뼈능선(iliac crest) 밑에 위치하게 하였고, 가능한 한 탄탄하게 착용하도록 하였다. 대상자가 요천추 코르셋을 착용하였을 때, 휴식 상태에서나 엉덩관절을 펼 때 불

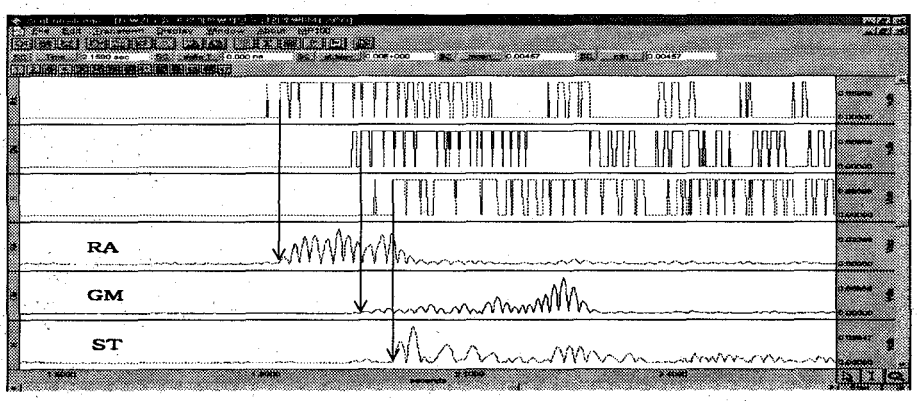


그림 5. 근전도 신호에서 근수축 개시시간 설정의 예

편함을 느끼지 않도록 하였고, 안정감을 갖도록 하였다.

4. 분석방법

각각의 자세에서 다섯 번 반복한 자료 값을 취하여 그 중 최대, 최소 값을 뺀 세 개 값의 평균을 산출하여 분석에 사용하였다. 배곧은근을 기준값 0으로 정하고, 먼저 수축 개시를 한 경우 + 값으로, 나중에 수축 개시를 한 경우 - 값으로 상대적인 근수축 개시시간을 정하여 동원 순위를 결정하였다.

요천추 코르셋 착용 전·후와 세 자세에 따른 근수축 개시시간의 순위에 차이가 있는지 알아보기 위하여 비모수 통계분석 중 순위에 의한 프리드만 이요인분산분석(Friedman two-way analysis of variance)을 사용하였다. 그리고, 요천추 코르셋 착용 전과 후에 있어서 근육들간의 상대적 개시시간 차에 변화가 있는지 알아보기 위하여 짝비교 t-검정(paired t-test)을 하였다. 이 연구에서 통계학적 유의성을 검정하기 위하여 유의수준 α =.05로 하고, 자료의 통계 처리는 상용 통계 프로그램인 윈도우용 SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) version 10.0을 이용하였다.

Ⅲ. 결과

1. 요천추 코르셋 착용과 자세에 따른 근수축 개시 순위

요천추 코르셋 착용 전의 엎드린 자세와 옆으로 누운 자세, 그리고 일어 선 자세에서 근수축 개시의 평균 순위에 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 요천추 코르셋 착용 후의 세 자세에서도 근수축 개시의 평균 순위는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다. 엎드린 자세와 옆으로 누운 자세에서는 배곧은근이 제일 늦게 동원되었고, 일어 선 자세에서는 배곧은근이 가장 먼저 수축하였다(표 2).

자세에 따라 어느 근육에서 순위 차이가 나는지 알아보기 위해 최소 유의차(minimum significant difference)를 이용해 다중비교를 실시한 결과, 옆으로 누운 자세에서 큰볼기근과 반힘줄모양근 순위는 요천추 코르셋 착용 전과 후 모두에서 유의한 차이가 없었고, 나머지 근육들의 순위에는 유의한 차이가 있었다. 그러나 요천추 코르셋 착용 전·후 근수축 동원 순위에는 유의한 차이가 없었다(그림 6-1, 6-2).

표 2. 근수축 개시시간의 평균 순위

요천추 코르셋	자세	근육	평균 순위	χ_r^{2a}
착용 전	엎드린 자세	배곧은근	2.95	68.60*
		큰볼기근	1.95	
		반힘줄모양근	1.10	
	옆으로 누운 자세	배곧은근	2.92	52.35*
		큰볼기근	1.42	
		반힘줄모양근	1.65	
	일어 선 자세	배곧은근	1.05	63.95*
		큰볼기근	2.83	
		반힘줄모양근	2.13	
착용 후	엎드린 자세	배곧은근	2.92	70.35*
		큰볼기근	2.03	
		반힘줄모양근	1.05	
	옆으로 누운 자세	배곧은근	3.00	60.00*
		큰볼기근	1.50	
		반힘줄모양근	1.50	
	일어 선 자세	배곧은근	1.13	52.55*
		큰볼기근	2.72	
		반힘줄모양근	2.15	

[a] χr^2: 순위에 의한 프리드만 이요인분산분석의 값

*$p<.05$

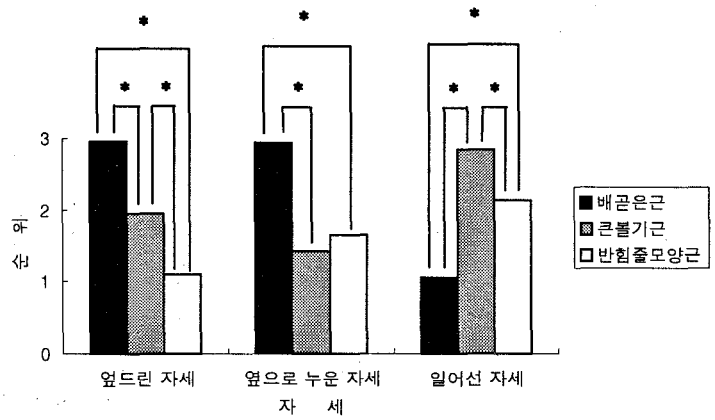


그림 6-1. 요천추 코르셋 착용 전 근수축 개시 순위
* p<.05 다중비교에 의한 비교

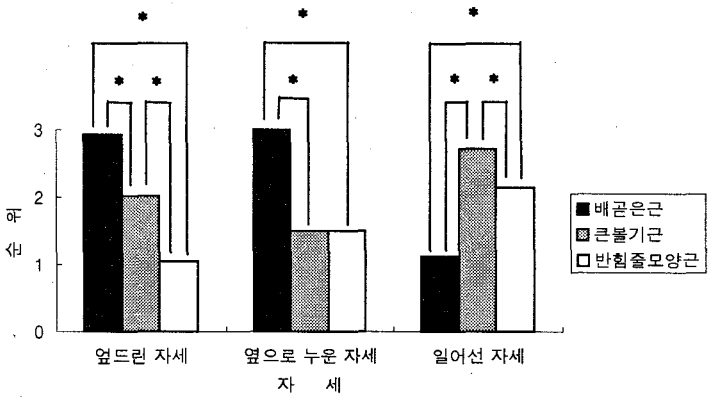


그림 6-2. 요천추 코르셋 착용 후 근수축 개시 순위
* p<.05 다중비교에 의한 비교

2. 요천추 코르셋 착용 전·후 상대적 근수축 개시시간 차의 변화

요천추 코르셋 착용 전·후에 배곧은근을 기준으로 하여 배곧은근과 큰볼기근, 배곧은근과 반힘줄모양근의 상대적인 개시시간 차는 일어 선 자세에서만 배곧은근과 큰볼기근에서 유의한 차이를 보였고, 나머지 자세에서는 근육간에 유의한 차이가 없었다(표 3).

Ⅳ. 고찰

1. 연구방법에 대한 고찰

본 연구는 정상인에서 요천추 코르셋을 착용하여 허리를 외부적으로 지지하였을 때 배곧은근, 큰볼기근, 반힘줄모양근의 동원 순서에 어떠한 영향을 받는지 알아보고자 실시하였다. 먼저 허리 보조 벨트는 복대, 허리 벨트(lumbar belt), 요천추 보조기(lumbosacral orthosis), 요천추 코르셋 등 명칭과 종류가 다양하다. 본 연구에서는 허리와 엉치 부분의 안정을 위해 금속판으로 된 두 개의 지지대가 있고, 탄력 밴드를 사용하여 지지력을 보강할 수 있는 요천추 코르셋을 사용하였다. 일반적으로 요천추 코르셋은 요통과 근육 염좌 증상이 있는 환자에게 많이 사용되는데, 체간의 움직임을 제한하고 추간판에 전달된

표 3. 요천추 코르셋 착용 전·후 상대적 근수축 개시시간 차의 변화

상대적 차	자세	착용 전(초)	착용 후(초)	t 값	p
		평균±표준편차	평균±표준편차		
RA-GM[a]	엎드린 자세	-.07±.04	-.06±.05	-1.75	.09
	옆으로 누운 자세	-.11±.09	-.11±.10	.06	.99
	일어 선 자세	.18±.08	.15±.09	2.23	.03
RA-ST[b]	엎드린 자세	-.13±.07	-.11±.06	-1.23	.23
	옆으로 누운 자세	-.09±.09	-.10±.09	.35	.73
	일어 선 자세	.13±.09	.11±.09	1.63	.11

[a]RA-GM: 배곧은근 수축 개시시간과 큰볼기근 수축 개시시간의 차
[b]RA-ST: 배곧은근 수축 개시시간과 반힘줄모양근 수축 개시시간의 차

힘을 복부를 둘러싸고 있는 연부조직으로 전달하는 작용을 하며, 허리의 부하를 줄이는 역할을 한다(Redford 등, 1995). 허리 보조 벨트는 착용 기간이 길어지면 배 근육의 약화를 초래한다고 알려져 있으나, 본 연구에서는 착용 기간을 다르게 하지 않고 요천추 코르셋을 착용한 직후에 근수축 개시시간을 측정하였다. 또한 이재호(1997)의 연구에서는 복대 압축 정도를 측정 자세에서 허리 둘레의 2.5%, 10%로 일정하게 적용하는 방법을 사용하였으나, 본 연구에서는 대상자에게 가능한 한 탄탄하게 착용하도록 하였으므로 요천추 코르셋의 압축 정도를 일정하게 유지하지 못한 것이 제한점이 되었고, 요천추 코르셋 착용시 객관적인 압축 정도를 측정할 수 있는 방법이 모색되어야 할 것이다.

근육의 활동은 측정 자세, 그리고 움직임의 속도와 근수축 형태 등과 관련있다(Vogt와 Banzer, 1997). 열린 운동 고리(open kinetic chain)에서 엉덩관절을 펴는 움직임을 통제하기는 쉽지 않다. 본 연구에서는 Hodges와 Richardson(1999)의 방법을 근거로 빠른 속도와 느린 속도로 엉덩관절 펴는 동작을 시행한 후, 실험 대상자가 편안하게 느낄 수 있는 중간 정도의 속도를 연습하도록 하여 실험에 적용하였다. 그리고, 본 연구에서 엉덩관절을 펼 때, 옆으로 누운 자세에서 엉덩관절의 벌림(abduction)과 일어 선 자세에서 몸통의 굽힘 정도를 일정하게 통제하지 못하였다. 인간의 움직임이 기계적이지 못하고 변화의 폭이 존재하므로 이러한 요인도 연구 결과에 영향을 끼쳤을 것이다. 배곧은근과 뭇갈래근(multifidus muscle)은 다리의 움직이는 방향에 따라 반응 시간이 달라진다고 하였다(Hodges 등, 1997). 옆으로 누운 자세에서 엉덩관절을 펼 때, 하지의 벌림을 일정하게 유지하려고 하였으나 일정한 벌림 각도를 유지하기 어려웠다. 본 연구에서 자세의 안정성을 유지하는 것과 움직임의 일정함을 측정할 수 없었던 것이 제한점이 되었다.

본 연구에서는 근수축의 상대적 개시시간을 적용하였다. 그 이유는 첫째, 실제 근수축이 일어나기 전에 이미 근전도의 활동은 시작되며, 일정한 시각에서 근수축을 시작하도록 통제하는 것이 어려웠기 때문이다. 둘째, 근수축 개시시간이 속도와 직접 관련되어 있는데, 본 연구에서는 각 자세와 대상자 간에 속도를 통제하지 못했으므로 실시간을 이용한 분석으로 인해 발생하는 오류를 최소화하기 위하여 배곧은근 수축 개시시간에 대한 상대적 수축 개시시간을 자료값으로 사용하였다.

2. 실험 결과에 대한 고찰

엉덩관절을 펴는 움직임은 척주세움근, 무릎굽힘근, 그리고 볼기근의 동원순서를 평가하는데 유용하게 사용된다(Singer, 1986). 이전의 연구에서 정상인에서 엉덩관절을 펼 때, 주동근과 길항근으로 작용하는 근육들의 동원 순서에 관한 평가가 있었다(Vogt와 Banzer, 1997). Vogt와 Banzer(1997)는 정상인의 경우 엎드린 자세에서 엉덩관절을 펼 때 배곧은근, 반힘줄모양근, 큰볼기근의 순서로 근육이 동원된다고 하였다. 그러나 본 연구에서는 엉덩관절을 펴는 동작을 할 때 엎드린 자세에서는 반힘줄모양근, 큰볼기근, 배곧은근의 순서로 근육 동원이 되었고, 옆으로 누운 자세에서는 반힘줄모양근과 큰볼기근의 순서를 정할 수 는 없었지만 배곧은근은 역시 제일 마지막에 동원되어 기존 연구와 다른 결과를 보였다. 그리고 일어 선 자세에서는 배곧은근, 반힘줄모양근, 큰볼기근의 순서로 배곧은근이 제일 먼저 동원되는 것으로 나타나 기존 연구와 같은 결과를 보였다. 엎드린 자세, 옆으로 누운 자세, 일어 선 자세에서 근육 동원 순서가 다르게 나타난 원인을 살펴보면, 엎드린 자세와 옆으로 누운 자세에서는 기저면(base of support)은 넓고, 중력중심은 낮으므로 체간의 안정성을 위해 배곧은근의 빠른 활동이 요구되지 않으므로 가장 나중에 동원되며, 반대로 일어 선 자세에서는 기저면은 좁고 중력 중심은 높기 때문에 체간의 안정성을 위해 다리의 움직임 전에 배곧은근이 먼저 동원된 결과라고 생각한다.

또한 Magnus(1926)는 중추신경계는 움직임이 일어나는 동안 지속적으로 말초 근육의 이완이나 수축 상태를 반영하여 운동 조절(motor control)을 변화시킨다고 하였다. 즉 근육의 상태나 자세에 따라 중추신경계의 흥분과 억제 작용이 변화되며, 이러한 중추신경계의 조절이 말초부위로 전달되어 근육 동원이 결정되는 것이다. 본 연구에서도 엎드린 자세, 옆으로 누운 자세, 일어 선 자세에서 동일하게 엉덩관절을 펴는 동작을 하였지만 자세에 따라 중추신경계의 운동 조절은 서로 다르게 작용하여 각각의 근육들이 다르게 동원되었다. 그러므로 정상인에서 엉덩관절을 펼 때 여러 자세에서 근육 동원 순서를 평가하는 것이 요구되며, 이러한 결과를 바탕으로 각각의 자세에서 요통 환자의 근육 동원에 차이가 있는지 평가하는 것이 필요할 것이다.

많은 연구에서 요통의 원인이 요부의 불안정 때문이라는 주장이 있다(Cassisi 등, 1993; Cholewicki 등, 1999). 또한 이러한 불안정이 요통과 관련 있고, 요추의 불안정은 하지를 움직일 때 요추를 안정시키며 골반에 전달되는 과도한 부하와 보상작용을 방지하기 위해 작용하는 배 근육과 연관되어 있다(Sahrmann, 2001). Sahrmann(2001)은 통증이 운동손상증후군(movement impairment syndrome)과 관련이 있고, 운동손상이 있는 경우 근육 동원의 변화를 유발시킨다고 하였다. 본 연구는 요천추 코르셋을 착용하여 외적 지지로 허리의 안정성을 제공하였을 때 근육 동원 순서가 변하는지 알아보았으나 근육 동원 순서에 영향을 미치지는 않았다.

상대적 근수축 개시시간 차의 요천추 코르셋 착용 전·후 변화에 대하여 살펴보면 요천추 코르셋 착용 전·후에 일어 선 자세에서 배곧은근과 큰볼기근의 상대적 개시시간 차가 유의한 차이를 보일 뿐, 나머지 자세와 근육간에는 차이가 없었다. 요천추 코르셋 착용 후, 일어 선 자세에서 배곧은근과 큰볼기근의 상대적인 개시시간 차가 .178초에서 .145초로 .033초 줄어들었는데 이런 결과가 요천추 코르셋 착용으로 배곧은근의 지연에 의한 것인지 아니면 큰볼기근의 빠른 활성화에 기인한 것인지, 또는 속도라는 변수를 통제하지 않았기 때문에 발생하였는지 정확하게 판단할 수는 없지만 만약 큰볼기근의 빠른 활성화로 인한 결과라면 Chaitow 등

(1996)이 주장한 것과 같이 요천추 코르셋이 허리의 안정성을 유지하는데 필요한 척주세움근의 과도한 활동을 줄일 수 있어서 요통을 예방하는 역할을 할 수 있을 것이다. 또한 요통 환자의 경우 배 근육의 약화와 볼기근의 억제가 나타난다고 알려져 있는데(Chaitow, 1996; Leinonen 등, 2000), 요천추 코르셋이 볼기근의 빠른 활성화를 촉진시킨다면 정상적인 근육 동원을 가져오는데 유용하게 사용될 수 있을 것이다. 앞으로 요추의 외적 안정성을 증진시키기 위해 착용하는 요천추 코르셋이 요통 환자에서 근수축 동원 순서나 상대적 근수축 개시시간에 어떤 영향을 미치는지 알아보는 연구가 이루어져야 할 것이다.

V. 결론

본 연구에서는 엉덩관절을 펼 때 정상인에서 자세에 따른 근육 동원 순서를 알아보고, 요천추 코르셋을 착용한 후 동원 순서에 변화가 있는지, 그리고 요천추 코르셋이 근육들간의 상대적 개시시간 차에 어떠한 영향을 미치는지 알아보고자 하였다. 이를 위해 건강한 성인 남녀 40명을 대상으로 요천추 코르셋 착용 전과 후에 엎드린 자세, 옆으로 누운 자세, 그리고 일어 선 자세에서 엉덩관절을 펴는 동작을 시행하여 배곧은근, 큰볼기근, 반힘줄모양근의 수축 개시시간을 측정하였고, 동원 순서와 근육들간 상대적 개시시간 차를 알아 보았다. 본 연구의 결과는 다음과 같다.

1. 요천추 코르셋 착용 전과 후의 엎드린 자세와 옆으로 누운 자세, 그리고 일어선 자세에서 배곧은근, 큰볼기근, 반힘줄모양근 수축 개시의 평균 순위에는 유의한가 있었다($p<.05$).
2. 다중비교를 실시한 결과, 요천추 코르셋 착용 전과 후의 옆으로 누운 자세에서 큰 볼기근과 반힘줄모양근에 순위 차이가 없었고, 나머지 근육들의 순위에는 차이가 있었다.
3. 요천추 코르셋 착용 전과 후에 배곧은근과 큰볼기근, 배곧은근과 반힘줄모양근의 상대적 개시시간 차는 일어선 자세의 배곧은근과 큰볼기근에서 유의한 차이를 보였고($p<.05$), 나머지 자세와 근육간에는 차이를 보이지 않았다($p>.05$).

위의 결과에서, 정상인의 경우 엎드린 자세와 옆으로 누운 자세에서는 배곧은근이 제일 마지막으로 동원되고, 일어선 자세에서는 배곧은근이 제일 먼저 수축함을 알 수 있었다. 본 연구는 요천추 코르셋을 착용한 후, 여러 자세에서 엉덩관절을 펼 때 허리와 엉덩관절 주변 근육들의 동원 순서를 평가했다. 그러나 요천추 코르셋 착용이 배곧은근과 엉덩관절을 펴는 근육들의 동원 순서에 큰 변화를 가져오지 않았다. 요천추 코르셋 착용 후 일어선 자세에서 배곧은근과 큰볼기근의 상대적인 개시시간 차이는 요천추 코르셋 착용 후 유의하게 감소하였다. 그러나 이러한 결과가 요천추 코르셋의 효과인지, 아니면 엉덩관절을 펴는 속도를 통제하지 못한 원인인지 평가하기 어려웠다. 앞으로의 연구에서는 엉덩관절을 펴는 속도를 통제하고 근수축 개시시간의 변화를 알아보는 연구, 그리고 요통 환자를 대상으로 정상인과의 비교 연구가 필요할 것으로 생각된다.

인용문헌

이재호. 경수손상 환자의 자세 변화 후 시간경과와 복대 사용이 폐기능에 미치는 영향. 연세대학교 보건대학원, 석사학위논문, 1997.

Arokoski JP, Kankaanpaa M, Valta T, et al. Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises.

Arch Phys Med Rehabil. 1999;80:842-850.

Bourdillon JF, Day EA. What is the cause of the pain? In: Spinal Manipulation. 4th ed. Appleton & Lange, 1987:213-225.

Cassisi JE, Robinson ME, O'Conner P, et al. Trunk strength and lumbar paraspinal muscle activity during isometric exercise in chronic low-back pain patients and controls. Spine. 1993;18:245-251.

Chaitow L. Manual resistance techniques and rehabilitation. In: Muscle Energy Techniques. Churchill Livingstone, 1996: 109-111.

Cholewicki J, Juluru K, Radebold A, et al. Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. Eur Spine J. 1999;8:388-395.

Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. Spine. 1997;22:2207-2212.

Ciriello VM, Snook SH. The effect of back belts on lumbar muscle fatigue. Spine. 1995;20:1271-1278.

Cowling EJ, Steele JR. The effect of upper-limb motion on lower-limb muscle synchrony. Implications for anterior cruciate ligament injury. J Bone Joint Surg Am. 2001;83-A:35-41.

Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. Exp Brain Res. 1994;98:336-341.

Di Fabio RP. Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. Phys Ther. 1987;67:43-48.

Dolce JJ, Raczynski JM. Neuromuscular activity and electromyography in painful backs: Psychological and biomechanical models in assessment and treatment. Psychol Bull. 1985;97:502-520.

Gardner-Morse MG, Stokes IA. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. Spine. 1998;23: 86-91.

Gilleard W, McConnell J, Parsons D. The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. Phys Ther. 1998;78:25-32.

Gilleard W, McConnell J, Parsons D. The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. Phys Ther. 1998;78:25-32.

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;80:1005-1012.

Hodges PW, Richardson CA, Hasan Z. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. Phys Ther. 1997;77:132-142.

Kendall HO. Abdominal muscle action during leg raising or lowering. In: Kendall HO, Kendall FP, Wadsworth GE. Muscles: Testing and Function. 2nd ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1971:214-219.

Lange GW, Hintermeister RA, Schlegel T, et al. Electromyographic and kinematic analysis of graded treadmill walking and the implications for knee rehabilitation. J Orthop Sports Phys Ther. 1996;23: 294-301.

Lee MY, Wong MK, Tang FT, et al. Comparison of balance responses and motor patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. Am J Phys Med Rehabil. 1997;76:401-410.

Lee WA. Anticipatory control and task muscles during rapid arm flexion. J Motor Behav. 1980;12:185-196.

Leinonen V, Kankaanpaa M, Airaksinen O, et al. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: Effects of low back pain and rehabilitation. Arch Phys Med Rehabil. 2000;81:32-37.

Magnus R. Some results of studies in the physiology of posture. Lancet. 1926;2: 531-516, 585-588.

Magnusson M, Pope MH, Hansson T. Dose a back support have a positive biomechanical effect? Appl Ergonom. 1996;27:2104-2109.

Majkowski GR, Jovag BW, Taylor BT, et al. The effect of back belt use on isometric lifting force and fatigue of the lumbar paraspinal muscles. Spine. 1998;23:2104-2109.

Marras WS, Lavender SA, Leurgans SE, et al. The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders: The effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. Spine. 1993;18:617-628.

Mayhew TP, Norton BJ, Sahrmann SA. Electromyographic study of the relationship between hamstring and abdominal muscles during a unilateral straight leg raise. Phys Ther. 1983;63:1769-1775.

Mitchell LV, Lawler FH, Bowen D, et al. Effectiveness and cost-effectiveness of employer-issued back belts in areas of high risk for back injury. J Occup Med. 1994;36:90-94.

Miyamoto K, Iinuma N, Maeda M, et al. Effects of abdominal belts on intra-abdominal pressure, intra-muscular pressure in the erector spinae muscles and myoelectrical activities of trunk muscles. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1999;14:79-87.

Lindh M. Biomechanics of the spine. In: Nordin M, and Frankel VH. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. 2nd ed. Philadelphia, Lea& Febiger, 1989:196-201.

Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. J Spinal Disord. 1992;5:383-389.

Perry GF. Lumbar support belts. J Occup Med. 1992;34:679-680.

Perry J. Dynamic electromyography. In: Gait Analysis. 1992:382-393.

Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, et al. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. Spine. 2000;25:947-954.

Redford JB, Basmajian JV, Trautman P. Spinal orthoses. In: Orthotics. Churchill Livingstone, 1995:80-81.

Reyna JR, Jr., Leggett SH, Kenney K, et al. The effect of lumbar belts on

isolated lumbar muscle: Strength and dynamic capacity. Spine. 1995;20:68-73.

Sahrmann SA. Movement impairment syndromes of the lumbar spine. In: Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes. Mosby, 2001: 69-72, 161-164.

Singer KP. A new musculoskeletal assessment in a student population. J Orthop Sports Phys Ther. 1986;8:34-41.

Sparto PJ, Parnianpour M, Reinsel TE, et al. The effect of lifting belt use on multijoint motion and load bearing during repetitive and asymmetric lifting. J Spinal Disord. 1998;11:57-64.

Steele JR, Brown JM. Effects of chronic anterior cruciate ligament deficiency on muscle activation patterns during an abrupt deceleration task. Clin Biomech. 1999;14:247-257.

Thoumie P, Drape JL, Aymard C, et al. Effects of a lumbar support on spine posture and motion assessed by electrogoniometer and continuous recording. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1998;13:18-26.

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