

상지운동 동안 복부에 적용된 압력 차이가 요부와 복부 근육 활성화도에 미치는 영향

한서대학교 대학원 물리치료학과 · 한서대학교 의료보장구학과¹⁾

고은혜 · 윤혜선 · 신현석 · 이강성¹⁾

Effect of Applied Pressure Differences to Abdomen on Lumbar and Abdominal Muscle Activation During Upper Limb Exercise

Ko, Eun-Hye · Yoon, Hye-Sun · Cynn, Heon-Seock · Lee, Kang-Sung¹⁾

Dept. of Physical Therapy, Graduate School of Hanseo University

Dept. of Prosthetics and Orthotics, Hanseo University¹⁾

- ABSTRACT -

The purpose of this study was to assess the effect of applied pressure to abdomen on lumbar and abdominal muscle activation during upper limb exercise. The experimental group consisted of twenty-seven healthy male subjects (mean age=22.40±2.19years, mean height=175.30±2.19cm, mean weight=67.67±7.44kg, RM=8.43±2.76kg). In each different pressure condition (0mmHg, 30mmHg, 70mmHg, 100mmHg), upper limb exercise was performed in total of 10 trials with 10 RM dumb-bell exercise. Lumbar and abdominal muscle activity was measured using surface bipolar electrode electromyography(EMG). EMG activity was measured from upper rectus abdominis, external oblique abdominis, internal oblique abdominis, and elector spinae. The raw EMG signal was processed into the root mean square(RMS). All RMS EMG data were normalized and express as a percentage of the EMG(%EMG). Collected data were statistically analyzed by SPSS/PC Ver 10.0 using two-way analysis of variance for repeated measures(4±3) and Bonferroni post hoc. test.

Lumbar and abdominal muscle activation was significantly increased when 100 mmHg was applied(p<.05). Upper rectus abdominis activation was significantly increased compared as other muscles activation(p<.05). However, there were no interaction between pressure and muscles(p>.05). The findings of this study can be used as a fundamental data when lumbar orthosis is applied and external pressure can be used as a therapeutic tool.

Key words : Electromyography, Pressure, Lumbar and abdominal muscle activation

I. 서 론

근육의 수축 능력을 결정하는 요소로는 단면적, 섬유 종류, 관절의 각도, 근육길이 등이 있으며, 선택된 운동의 종류, 강도, 빈도, 시간, 운동하는 근육 군에 의해서도 그 정도가 결정된다(Zeeri, 1995). 특히 동적 운동을 수행하는 동안에 근육에 가해진 압력도 근육 수축력에 영향을 미친다(Aratow, 1993). 근육내의 적절한 내부 압력은 개개 근육의 고유한 기계적 속성에 반영되고 근육의 장력과 연관하여 근 수축에 기여하며, 근 섬유를 긴장시켜 발생된 수동 장력으로 운동의 상승 효과를 일으킬 수 있다. 또한, 근육에 가해지는 적절한 외부 압력은 해당 근육의 내부 압력 증가를 초래하여 모세혈관 순환을 촉진시키며, 운동에 참여하는 근육 세포에 필요한 물질과 근육에 생긴 노폐물 운반을 촉진하여 수축력을 향상시킨다고 보고하였다(Aratow 등, 1993).

McNair(1996)은 근육에 가해지는 외부 압력은 기능적인 움직임을 수행하는 동안 근육과 관절의 손상을 예방하는데 있어서도 필수적인 관절수용기가 포함된 고유수용기, 압력·중력·신장력 등의 역학적 변형이나 진동을 수용하는 관절낭(joint capsule) 내의 기계적수용기(mechanoreceptor), 근방추(muscle spindle)와 골지건기관(golgi tendon organ)을 자극하여 근육 길이(muscle length)와 근육 활성화(muscle activation)의 기계적 상황(mechanical state)에 영향을 주며, 근섬유 장력(muscle fiber tension)증가에 직접적으로 관여한다고 보고하였다.

Ballard 등(1998)은 근육내 압력을 근 수축력의 정량적 수치로 사용하며, 근육내 큰 압력은 큰 수축력을 발생한다고 하였다. 움직임동안 종아리 근육에 적용된 압력은 종아리 근육의 펌프작용(calf muscle pumping)에 영향을 주고, 적용된 압력 정도에 따라서 수축력에 차이를 보였다(Sarin 등, 1992). Hirai(1999)는 하지의 각각 다른 부위에 적용된 압력에 따른 자세와 운동의 영향을 평가하였고, Styf 등(1995)은 등척성·원심성·구심성 근육 활동동안 전

경골근(tibialis anterior)과 비복근(gastrocnemius)의 근육내 압력과 토크(torque)를 평가하였다.

일상 생활에서 압력을 신체에 적용하는 사례는 요통 환자의 치료 목적이나 척추 보호 측면에서 사용하는 요추 보조기(lumbar support), 운동 선수의 경기력 향상과 부상 예방을 위해 사용하는 탄력 밴드나 내의(sports panty) 등이 있다. 특히, 보호장치로서 요부벨트(back belt)의 효과에 대해서는 많은 논의가 진행되고 있다(Yung Hui와 Su-Mai, 2002). McGill 등(1990)은 요추 보조기 착용시 복부의 근육 활성화도와 복부 내압(intra-abdominal pressure)은 증가하지만 요부 근활성도는 유의한 차이를 나타내지 않았다고 하였다. Calmels와 Fayolle-Minon(1996)은 요추 보조기(lumbar support) 착용시 고유수용성각각입력(proprioceptive input)이 증가하기 때문에 근육 활성화도 양상(muscle active pattern)이 증가한다고 하였다.

Yung-Hui와 Su-Mai(2002)는 반복적으로 상자를 들어올리는 동안 적용된 벨트의 압력은 복부근육의 활성도를 증가시키는 반면에 요부근육 활성화는 감소시킨다고 하였다. 그러나 외부에서 가해지는 압력이 실제 운동에 미치는 영향에 관한 연구에서 적용되는 압력 정도(compression degree)는 아직까지 정확히 이해되고있지 않다(Blari 등, 1988; Wertheim 등, 1999).

따라서 본 연구에서는 상지운동과 같은 기능적인 활동을 하는 동안에 복부에 적용된 외부 보조물의 압력이 요부와 복부 근육 활성화도에 미치는 영향을 보고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구 대상자는 한서대학교에 재학중이며 심혈관계와 척추 질환의 특별한 병력이 없고, 요통이나 방사통이 없으며, 심각한 신경계 및 근골격계의 질병이 없는 신체 건강한 성인 남자 30명으로 정하였다. 실험을 실시하기 전에 연구의 목적과 연구 방법

에 대하여 대상자에게 충분히 설명한 후 자발적인 동의를 얻었다.

2. 실험기구

본 연구에서는 대상자의 체간에 일정한 압력을 적용하기 위해서 2개의 수은식 혈압계 커프를 연결하여 사용하였으며, 근육 활성도 차이를 알아보기 위해 근전도기(MP100-CE, BIOPAC System, Inc. CA, U.S.A)와 지름 1 cm, 전극간의 간격이 2 cm인 이극 표면 전극(bipolar surface electrode; TSD 150B, BIOPAC System, Inc. CA, U.S.A)을 사용하였다.

3. 연구 방법

1) 실험방법

대상자가 편하게 다리를 벌리고 똑바로 선 상태에서 이극 표면 전극을 부착한 후 배꼽에 혈압계 커프의 중앙을 일치하도록 착용하였으며, 0mmHg, 낮은 압력(30mmHg), 중간 압력(70mmHg), 높은 압력(100mmHg)을 대상에게 각각 무작위로(randomization) 적용하였다.

대상자의 호흡에 의한 ± 10 mmHg 압력의 변화는 허용하였다. 대상자는 실험 전에 각자 10RM 무게의 아령을 들고 실험자의 구령에 맞추어 1초당 한번 들고 1초당 한번 내리는 훈련을 하였다. 실험자의 구령에 따라서 10회 시행하고, 상지운동시 피로에 대한 영향을 줄이기 위해 각각의 압력마다 5분의 휴식을 취하였다.

2) 전극 부착 부위

대상자의 요부와 복부에서 피부저항을 감소시키기 위해 이극 표면 전극의 부착부위의 털을 제거하였다. 가는 사포로 3~4회 문질러 피부 각질층을 제거하고, 알코올로 깨끗이 닦았다. 전극에 소량의 전해질 젤(electrode gel)을 발라 부착한 후 종이테이프 고정하였다. 모든 활성 전극은 근섬유의 주행방향과

평행을 이루도록 부착하였으며, 접지 전극(ground electrode; EL 503, BIOPAC System, Inc. CA, U.S.A)은 오른쪽 발목관절 외측복사뼈(lateral malleolus)에 부착하였다.

요부의 전극 부착 부위는 제 3요추 가시돌기(spinous process)에서 우측으로 3cm 떨어진 부분의 척추세움근(elector spinae) 근복(belly)으로 정하였다.

복부의 전극 부착 부위는 배꼽에서 왼쪽 외측으로 3cm, 위로 5cm 떨어진 곳을 위쪽배곧은근(upper rectus abdominis)부위로 정하였다. 배바깥빗근(external oblique abdominis)과 배속빗근(internal oblique abdominis)은 오른쪽 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine)에서 위쪽으로 3cm와 아래쪽으로 3cm 떨어진 부위에 부착하였다.

3) 근전도 신호 기록 및 신호 처리

요부 및 복부 근육의 활성을 분석하기 위해 근전도 신호의 표본 수집율은 1024Hz로 하였으며, 잡음을 제거하기 위해 10~450Hz의 대역 통과 필터(band pass filter)와 60Hz와 180Hz의 대역 여과 필터(band stop filter)를 사용하였다.

상지 운동 10회 시행 시 운동의 처음과 마지막 2회씩은 제외하고中间的 6회 운동값을 RMS(root mean square)한 후 평균값을 구하였다. 압력이 가해지지 않은 상태(0mmHg)의 RMS 평균값을 기준으로 하여 30mmHg, 70mmHg, 100mmHg의 압력에서 상지운동을 했을 때의 RMS 평균값을 %EMG를 사용하여 표준화(normalized)하였다.

4. 분석방법

자료의 통계 처리는 상용 통계 프로그램인 윈도용 SPSS Ver. 10.0을 이용하였다. 압력에 따른 요부 및 복부 각 근육의 활성도를 비교하기 위해 반복 측정된 이요인 분산분석(two-way analysis of variance for repeated measures)을 실시한 후 사후 검정방법으로 본페로니(Bonferroni)를 사용하여 분석하였다.

통계적 유의성을 검정하기 위해 유의수준 α 는 0.05로 하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

실험에 참가한 30명 중 혈압계의 커프 둘레와 대상자의 복부 둘레의 차이 때문에 3명을 제외되었다. 대상자의 평균 연령 22.4 세, 평균 신장 175.3 cm, 평균 체중 67.67 kg이었다. 평균 RM은 8.43 ± 2.76 kg이었다(표 1).

표 1. 연구 대상자의 일반적인 특성

(N=27)		
특성	평균권±표준편차	범위
연령(세)	22.40 ± 2.19	19~28
신장(cm)	175.30 ± 2.19	164~190
체중(kg)	67.67 ± 7.44	53~88
RM(kg)	8.43 ± 2.76	6~17

2. 압력에 따른 요부와 복부 근육의 활성화도 차이

1) 압력에 따른 근육별 근전도 신호량의 기술 통계량(%EMG)

30mmHg, 70mmHg, 100mmHg에 따른 배바깥빗근, 배속빗근, 위쪽배곧은근, 척추세움근의 활성도를 비교한 결과 30mmHg의 압력이 가해졌을때 각각 102.56 ± 3.80 , 95.28 ± 4.09 , 119.01 ± 4.52 , 109.70 ± 2.71 으로 나타났으며, 압력이 70mmHg일때 103.56 ± 3.04 , 98.32 ± 11.18 , 126.18 ± 5.61 , 111.98 ± 2.08 로 나타났다. 압력이 100mmHg일때 110.79 ± 4.11 , 99.01 ± 10.86 , 129.80 ± 5.89 , 117.01 ± 2.12 로 %EMG 값이 나타났다(표 2)(그림 1).

표 2. 압력에 따른 근육별 근전도 신호량의 평균과 표준편차(%EMG)

압력 (mmHg)	근육			
	배바깥빗근	배속빗근	위쪽배곧은근	척추세움근
30	$102.56 \pm 3.80^*$	95.28 ± 4.09	119.01 ± 4.52	109.70 ± 2.71
70	103.56 ± 3.04	98.32 ± 11.18	126.18 ± 5.61	111.98 ± 2.08
100	110.79 ± 4.11	99.01 ± 10.86	129.80 ± 5.89	117.01 ± 2.12

*평균권±표준편차

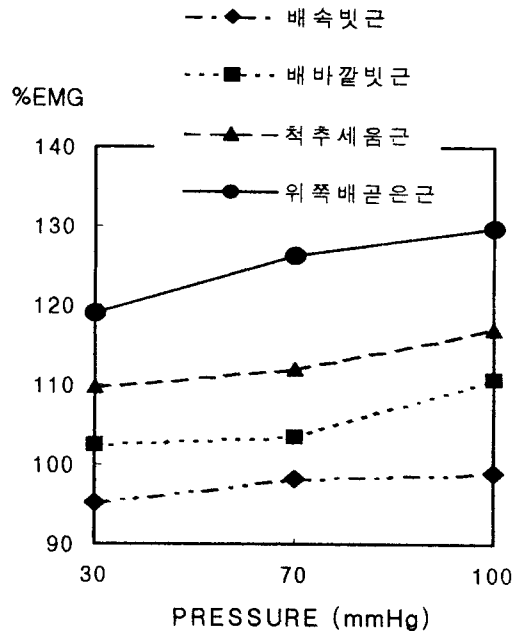


그림 1. 압력에 따른 근육별 근전도 신호량의 %EMG

2) 압력에 따른 각 근육 활성화도 차이의 반복 측정된 이요인 분산분석

압력(30mmHg, 70mmHg, 100mmHg)에 따른 요부 및 복부 근육의 반복 측정된 이요인 분산분석을 한 결과 압력과 근육의 %EMG 값이 각각 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p < .05$). 그러나 압력과 근육간의 상호작용은 없었다($p > .05$)(표 3).

표 3. 압력에 따른 각 근육 활성화 차이의 반복 측정된 이요인 분산분석(%EMG)

(N=27)

	평방향	자유도	평균제곱	F	p
압력	2946.62	2	1473.31	5.25	0.009*
근육	31778.06	3	10592.68	5.44	0.002*
압력×근육	600.97	6	100.16	0.38	0.890
오차	39314.01	150	836.138		

*p<.05

사후 검정 결과 압력별 근활성도는 30 mmHg와 70 mmHg사이, 70 mmHg와 100 mmHg사이에서는 유의하게 증가하여 나타났다(p<.05)(표 4). 근육별 근활성도는 배바깥근과 위쪽배곧은근 사이와 배속빗근과 위쪽배곧은근 사이에서 유의하게 증가하여 나타났다(p<.05)(표 5).

표 4. 압력별 근활성도 차이

압력차이	30-70	30-100	70-100
	-3.37	-7.51	-4.14
p	0.70	0.03*	0.00*

*p<.05

표 5. 근육별 근활성도 차이

근육차이	(1)-(2)	(1)-(3)	(1)-(4)	(2)-(3)	(2)-(4)	(3)-(4)
	8.11	-19.36	-7.26	-27.46	-15.37	12.10
p	1.00	0.02*	0.14	0.05*	0.42	0.07

*p<.05

Note : (1)배바깥근, (2)배속빗근 (3)위쪽배곧은근, (4)척추세움근

IV. 고찰

기능적인 일을 수행하는 동안에는 각 관절의 손상 발생을 줄이고, 척추 기립근과 인대와 같은 요추 주변 구조물들과 복부 근육들의 활성이 효율적으로 일어나게 하는 것이 중요하다. Perlaun 등(1995)은 관

절에 적용하는 탄력성 밴드(elastic bandage)나 테이핑(taping)은 고유수용성감각의 입력을 증가하여 공간에서 관절의 위치인식 능력이나 관절운동 기능을 향상시킨다고 하였다. McNair 등(1996)은 무릎보조기(knee support)의 착용 유무에 따라 기능적인 일을 수행하는 동안 관절의 운동학적 변수와 근육의 전기적인 활성을 관찰한 결과 고유수용성감각 입력을 증가시키기 때문에 관절 손상 발생을 줄일 수 있다고 하였다.

체간의 안정성을 증가시키기 위한 하나의 방법으로 복압을 증가시키는 것이 있다. 그러나 가만히 서 있을 때 복압이 척추에 주는 영향은 없으며, 복압이 사용되는 때는 체간을 구부리거나 충분히 무거운 물체를 들어올릴 때와 정지상태에서 물체를 들어올리기 시작할 때이다(Gracovetsky 등, 1985). 선행 연구에서는 척추를 유지하는 근육의 장력을 증가시키고, 근육의 피로를 감소시키기 위해서 복부벨트를 사용할 수 있다고 하였다(Duplessis 등, 1998).

복부벨트의 사용 때문에 일어난 체간 근육의 운동학적인 변화(kinematic change)에 대한 많은 연구가 이루어졌다(Yung-Hui와 Su-Mai, 2002). Miyamoto 등(2002)는 복부벨트 적용시 시상면에서 fast MRI로 복강과 골반강을 관찰한 결과 척추와 관련된 복부압력의 지렛팔 길이(lever arm length)를 증가시킨다고 하였다.

또한, 임상에서 요통환자의 재손상이나 악화 방지를 위해서 또는 운동 선수들의 요통 발생 예방을 위해 요추 보조기가 많이 사용되고 있다. 요추 보조기의 적용은 허리에 집중되는 체중을 분산시키며, 요추를 안정적으로 고정하여 요추체의 분절운동을 감소시키고(Stillo와 Stein, 1992), 요추의 요천각과 과도한 요추 전만도를 감소시켜 손상으로부터 보호한다(김명희, 1996). Cavanaugh(1997)는 요추 보조기가 추간판 손상을 일으키는 추간판내(intradiskal) 압력을 감소시키고, 부척추근의 장력을 감소시킨다고 하였다.

Walsh와 Schwartz(1990)는 가정에서 일하는 사람에게 단지 요추 보호에 대한 교육만을 제공할 때보

다 요추 보조기를 착용한 경우가 더 효과적이라고 하였으며, 요추 보조기의 착용은 일할 때 손실되는 시간을 줄일 수 있다고 하였다. McGill (1993)은 허리 손상을 받지 않은 사람이 산업현장에서 착용한 복부벨트는 작업을 수행하는 동안 일어나는 요통의 감소와 관련이 없다고 하였다. Newcomer 등(2001)은 요추 보조기가 통증을 완화하고 손상발생을 감소시키는 것과 관련된 기전이 확실하지 않다고 하였다. Lundin 등(1998)은 보조기 착용시 스트랩(strap)으로 대퇴와 종아리에 외부압력을 적용하면 하지 근육의 운동동안 근육 이완압력(muscle relaxation pressure)과 휴식동안 근육내 압력이 증가한다고 보고하였다. 이러한 연구 결과에 대한 향후 연구가 더욱 필요하다(Newcomer 등, 2001).

본 연구에서는 달리기나 조깅과 같은 활동동안 척추에 큰 무게가 실릴 때 증가되는 복강 내압(Jacek 등, 1999)에 의한 영향이 아니라 요추 보조기 등과 같은 외부 보조물이 제공하는 압력이 기능적인 일을 수행하는 동안 체간의 근육에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. Wertheim 등(1999)이 외부에서 가해지는 압력이 실제 운동에 미치는 영향에 관한 연구에서 적용되는 압력 정도(compression degree)가 정확히 이해되지 않는다고 하였기 때문에 본 연구에서는 저압(30mmHg), 중압(70mmHg), 고압(100mmHg)을 대상에게 각각 무작위로 적용하였다.

Granata 등(1997)은 물건 들기를 할 때 근전도(EMG) 측정시 벨트의 높이(height)와 탄성(elasticity)에 따라 요부 근육의 활성화도가 감소한다고 하였다. Yung-Hui와 Su-Mai(2002)는 반복적으로 상자를 들어올리는 동안 적용된 벨트의 압력은 복부 근육의 활성도를 증가시키고, 요부 근육 활성화도는 감소시킨다고 보고한 반면에 본 연구에서는 상지운동을 수행하는 동안에 30mmHg, 70mmHg, 100mmHg의 압력을 복부에 적용한 경우 배바깥근, 배속빗근, 위쪽배곧은근, 척추세움근 각각에서 근육의 %EMG 값에 유의한 증가를 나타내었다($p<.05$). 압력별 근육 활성화도는 30mmHg와 100mmHg사이, 70mmHg와 100mmHg사이에서 유의

하게 증가하였으며($p<.05$), 근육간에는 배바깥근과 위쪽배곧은근 사이에서와 배속빗근과 위쪽배곧은근 사이에서 유의한 증가를 나타내었다($p<.05$).

본 연구 결과를 토대로하여 임상에서 환자나 운동 선수의 요부와 복부 근육 활성화도 증진을 위해 요추 보조기와 같은 외부 보조물을 적용하여 적절한 압력을 가하는 것이 가능할 것이다. 그러나 우선 운동 동안에 복부에 가해지는 압력정도를 관찰할 수 있고, 일정하게 적용할 수 있는 요추 보조기가 요구된다.

실험이 끝난 후 대상자들은 적용된 압력과 관련한 질문에 대해 30mmHg와 70mmHg압력에서는 편안하게 상지운동을 수행할 수 있었지만, 100mmHg압력이 가해지는 경우 호흡 조절하는데 있어서 익숙하지 않기 때문에 운동을 할수록 압력을 적용하는 것이 불편하다고 하였다. 또한, 본 연구에서는 대상자의 체형 차이로 인해 압력 적용 커프와 체간 간의 밀착도를 제한하지 못하였다. 향후 압력 적용 커프 재질의 특성을 체간에 밀착할 수 있도록 제작하여 연구하는 것이 필요하다. 또한, 요추 보조기를 장기간 착용시에 신체적, 심리적 의존이 심해지는 것과 관련하여 요통 환자나 운동 선수에게 일정기간 압력을 제공하였을 때 근육 활성화에 미치는 영향을 보는 것이 필요하다.

V. 결 론

본 연구는 한서대학교 재학중인 27명을 대상으로 상지운동 동안에 복부에 적용된 압력이 요부와 복부 근육 활성화도에 미치는 영향을 살펴보았다. 대상자는 상지운동을 10RM 무게의 아령을 들고 실험자의 구령에 맞추어 각각 0mmHg, 저압(30mmHg), 중압(70mmHg), 고압(100mmHg) 상태에서 1초 동안 한번 들고 1초 동안 한번 내리는 것으로 시행하였다. 근전도기를 사용하여 근육의 활성도를 알아보았다. 10회 상지운동 값에서 앞, 뒤의 2회씩 제외하고 가운데 6회 운동값을 평균하였다. 0mmHg일 때 RMS 평균값을 기준으로하여 30mmHg, 70mmHg, 100mmHg

의 RMS 평균값을 %EMG를 사용하여 표준화(normalized)였다. 연구 결과는 다음과 같았다.

1. 배바깥빗근, 배속빗근, 위쪽배곧은근, 척추세움근의 근육 활성도는 30mmHg의 압력이 가해졌을 때 각각 102.56 ± 3.80 , 95.28 ± 4.09 , 119.01 ± 4.52 , 109.70 ± 2.71 으로 나타났다. 압력이 70mmHg 가해졌을 때 103.56 ± 3.04 , 98.32 ± 11.18 , 126.18 ± 5.61 , 111.98 ± 2.08 로 나타났다. 압력이 100mmHg일 때 110.79 ± 4.11 , 99.01 ± 10.86 , 129.80 ± 5.89 , 117.01 ± 2.12 로 %EMG 값이 나타났다.
2. 압력이 증가할수록 각 근육의 활성도 %EMG 값은 통계학적으로 유의하게 증가하였다($P < .05$). 그러나 압력과 근육간의 상호작용은 없었다($P > .05$).
3. 압력별 근활성도의 사후검정 결과 30mmHg와 100mmHg 사이와 70mmHg와 100mmHg 사이에서 근활성도가 유의하게 증가하였다($p < .05$).
4. 근육별 근활성도의 사후검정 결과 배바깥빗근과 위쪽배곧은근 사이에서와 배속빗근과 위쪽배곧은근 사이에서 유의한 증가를 나타냈다($p < .05$).

참 고 문 헌

- 김명희. 요통환자의 요통감소를 위한 허리보조기 착용의 생체역학적 효과. 한국전문물리치료학회, 3(3): 59-66, 1996.
- Aratow M, Ballard RE, Crenshaw AG, et al. Intermuscular pressure and electromyography as index of force during isokinetic exercise. J Appl Physiol, 74: 2634-2640, 1993.
- Arokoski JP, Valta T, Airaksinen O, et al. Back and abdominal muscle function during stabilization exercise. Arch Phys Med Rehab, 82: 1089-1098, 2001.
- Ballard RE, Donald EW, Gregory AB, et al. Leg intramuscular pressures during locomotion in humans. J Appl Physiol, 84(6): 1976-1981, 1998.
- Blair SD, Wright DDI, Backhouse CM, et al. Sustained compression and healing of chronic venous ulcers. BMJ, 297: 1159-1161, 1988.
- Calmels P, Fayolle-Minon I. An update on orthotic devices for the lumbar spine based on a review of the literature. Rev Rhum Engl Ed, 63: 285-291, 1996.
- Cavanaugh JM, Ozaktay AC, Yamashita T, et al. Mechanisms of low back pain : a neurophysiologic and neuroanatomic study. Clin Orthop, 335: 166-180, 1997.
- Duplessis DH, Greenway EH, Keene KL, et al. Effect of semi-rigid lumbosacral orthosis use on oxygen consumption during repetitive stoop and squat lifting. Ergonomics, 41: 790-797, 1998.
- Gracovetsky S, Farfan HF, Lamy C. The abdominal mechanism. Spine, 10: 317-324, 1985.
- Granata KP, Marras WA, Davis KG. Biomechanical assessment of lifting dynamics, muscle activity and spinal loads while using three different styles of lifting belt. Clin Biomech, 12: 107-115, 1997.
- Hirai M. The effect of posture and exercise on elastic stocking compression at different sites of the leg. Vasa, 28(3): 190-194, 1999.
- Jacek C, Krishna J, McGill SM. Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. J Biomech, 32: 13-17, 1999.
- Newcomer K, Laskowski ER, Yu B, et al. The effects of a lumbar support on repositioning error in subjects with low back pain. Arch Phys Med Rehabil, 82: 906-910, 2001.
- Lundin O, Styf JR. Intramuscular pressure in the leg and thigh related to tensile strap force during knee brace wear. An experimental study in man. Am J Sports Med, 26(4): 567-570, 1998.
- McGill SM. Abdominal belts in industry : a position paper on their assets, liabilities and use. Am Ind

- Hyg Assoc J, 54: 752-754, 1993.
- McGill SM, Norman RW, Sharratt MT. The effect of an abdomen belt on trunk muscle activity and intra-abdomen pressure during squat lifts. *Ergonomics*, 33: 147-160, 1990.
- McNair PJ, Stanley SN, Strauss GR. Knee bracing : effects of proprioception. *Arch Phys Med Rehabil*, 77: 287-289, 1996.
- Miyamoto K, Shimizu K, Masuda K. Fast magnetid resonance imaging uses to evaluate the effect of abdominal elts during contraction of trunk muscle. *Spine*, 27(16): 1749-1755, 2002.
- Perlau R, Frank C, Fick G. The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population. *Am J Sport Med*, 23(2): 251-255, 1995.
- Sarin S, Scurr JH, Coleridge Smith PD. Mechanism action of external compression on venous function. *Br J Surg*, 79: 499-502, 1992.
- Stillo JV, Stein AB, Ragnarsson KT. Low-back orthoses. *Phys Med Rehabil Clin North Am*, 3: 57-94, 1992.
- Styf J, Ballard RE, Aratow M, et al. Intramuscular pressure and torque during isometric, concentric and eccentric muscular activity. *Scand J Med Sci Sports*, 5(5): 291-296, 1995.
- Wertheim D, Melhuish MK, Williams R, et al. Measurement of forces associated with compression therapy. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 37: 31-34, 1999.
- Yung-Hui L, Su-Mai K. Effect of belt pressure and breath held on trunk electromyography *Spine*, 27(3): 282-290, 2002.
- Zeri Dvir. *Isokinetics muscle testing, interpretation and clinical application*. Churchill Livingstone: 1995.