

## Compressão intradiscal em L5/S1 no exercício de agachamento

Intradisk compression in L5/S1 in squatt exercise

**Rodrigo Gonçalves Coimbra**

Universidade Federal do Rio de Janeiro - Escola de Educação Física e Desportos - Laboratório de Biomecânica

**Líliam Fernandes de Oliveira**

Universidade Federal do Rio de Janeiro - Escola de Educação Física e Desportos - Laboratório de Biomecânica

### RESUMO

A mensuração da compressão do disco intervertebral é uma das técnicas aplicadas na análise da sobrecarga na coluna lombar. O objetivo deste trabalho foi estimar a compressão intradiscal (C.I) em L5/S1 no momento final do exercício de agachamento (AG) com peso. A amostra foi composta de 25 indivíduos com idade média  $25,8 \pm 5,3$  anos, estatura média  $171,3 \pm 9,9$  cm e peso médio  $69,5 \pm 13,9$  Kg, fotografados com sobrecarga: de pé, AG com flexão mínima e AG com flexão livre de tronco. As cargas utilizadas representaram um percentual médio do peso corporal de  $25,0 \pm 7,7$  %. Foram medidos, nas fotos, os ângulos de flexão de tronco, joelho e tornozelo, utilizados como dados no aplicativo 2D STATIC STRENGTH PREDICTION PROGRAM Version 4.2 (Michigan University, USA), além de outras medidas antropométricas para estimativa da C.I. Os valores estimados de C.I foram comparados através do teste estatístico Wilcoxon, e os resultados considerados significativos com  $p < 5$ . Os resultados médios de C.I na posição em pé foi de  $124,6 \pm 39,8$  lbs. A C.I no exercício com mínima flexão de tronco foi  $508,1 \pm 127,0$  lbs, significativamente menor que a no exercício com flexão livre de tronco que foi  $670,3 \pm 128,7$  lbs. Os resultados masculinos apresentaram valores médios maiores que os femininos. Mesmo executado corretamente, o AG aumenta significativamente a C.I, sendo fundamental a orientação profissional na realização e indicação do exercício de AG.

**Palavras-Chave:** Compressão intradiscal; Lombalgia; Agachamento; Discos lombares e biomecânica.

### ABSTRACT

The measurement of intervertebral disc compression is one of technics applied on the analysis of low back loads. The purpose of this study was to predict the intradiscal compression (I.C.) in L5/S1, at the final moment of the squat exercise with weight. The subjects were 25 volunteers with mean age  $25,8 \pm 5,3$  years old, mean height  $171,3 \pm 9,9$  cm and mean weight  $69,5 \pm 13,9$  Kg, photographed with load in: upright position, squat (S.T) with minimum trunk flexion and S.T. with free trunk flexion. The loads used represented a mean percentual of body weight of  $25,0 \pm 7,7$  %. It was calculated the trunk flexion, knee and ankle angles, used as information in 2D STATIC STRENGTH PREDICTION PROGRAM Version 4.2 (Michigan University, USA), and others anthropometric measures. The predict values of I.C. were compared using Wilcoxon statisc test, and results considered significative with  $p < 5$ . The mean results of I.C. in upright position was  $124,6 \pm 39,8$  lbs. The I.C. in exercise with minimum trunk flexion was  $508,1 \pm 127,0$  lbs, significatively lower than I.C. in free trunk flexion that was  $670,3 \pm 128,7$  lbs. The male's results had mean values greater than female results. However executing correctly, the S.T. increase significatively the I.C., The professional orientation for indication and execution of the squat exercise is fundamental.

**Key Words:** Intradisk compression; Low back pain; Squatt; Lumbar discs e biomechanics.

## INTRODUÇÃO

A lombalgia é um dos males modernos que atinge a população mundial. Está associada à características psicossociais e comportamentais, atividades profissionais e extra-profissionais, morfologia (como estatura, peso, obesidade, discrepâncias no comprimento de membro inferiores e anormalidades das curvaturas fisiológicas da coluna) e capacidades físicas ou capacidade funcional do tronco (MALCHAIRE & MASSET, 1995).

A despeito do vasto material científico sobre a lombalgia, sua exata etiologia ainda é desconhecida, provavelmente devido à diversidade dos fatores geradores de disfunções.

Os estudos iniciais sobre lombalgia associavam seu acometimento aos processos degenerativos do disco intervertebral (KEYS & COMPERE, 1932). Entretanto, NACHEMSON & MORRIS (1964) apontaram para outras possíveis causas da lombalgia. Neste estudo com uma amostra de dezenove indivíduos que apresentavam algum grau de lombalgia, somente três possuíam os discos com processos degenerativos (por irregularidade do núcleo e por uma ou mais rupturas no anel fibroso).

A sobrecarga axial é a força aplicada sobre o eixo da coluna, que se reflete na pressão intradiscal e na musculatura paravertebral. Posteriormente, o aumento desta sobrecarga axial foi considerado outro fator causador da lombalgia e tornou-se foco de maior atenção, apontando para mudanças bioquímicas geradas por um stress mecânico na coluna (NACHEMSON & ELFSTRÖM, 1970). O stress mecânico está associado a efeitos no metabolismo (BODEN et al., 1996), nos processos degenerativos e na nutrição do disco intervertebral (NACHEMSON, 1982).

HIRSCH et al., (1963) demonstraram em seus estudos a existência de terminações nervosas na porção externa do anel fibroso que podem ser o foco da algia por ocasião do aumento da pressão e conseqüente distensão destas fibras. Uma alta pressão também pode gerar uma ruptura das fibras especialmente em indivíduos com esta estrutura debilitada, podendo acelerar o processo degenerativo e aumentar consideravelmen-

te a carga vertical sobre o anel fibroso (NACHEMSON, 1960).

A pressão no núcleo pulposo, de um disco normal ou de degeneração desprezível é 50% maior que a sobrecarga externa aplicada por unidade de área (NACHEMSON, 1964).

São conhecidas duas técnicas para análise desta carga: eletromiografia da musculatura do tronco e a mensuração da pressão intradiscal (discometria).

A discometria é feita com a introdução de uma agulha, contendo um transdutor de pressão, no núcleo pulposo do disco intervertebral. Com a agulha inserida, o indivíduo executa diversas posturas em que a pressão é mensurada. A discometria é feita em estudos "in vivo" (RAMOS & MARTIN, 1994; NACHEMSON & ELFSTRÖM, 1970; SCHULTZ et al., 1982; NACHEMSON, 1964) e "in vitro" (WILKE et al., 1996; CUNNINGHAM et al., 1997; ADAMS et al., 1996). Ambas as mensurações, embora possuam suas limitações na estimativa real da sobrecarga direta em todas as estruturas lombares, apresentam valores relevantes sobre a compressão no disco intervertebral em diversos movimentos e posicionamentos.

Alguns dos estudos realizados confrontaram resultados entre técnicas "in vivo" e "in vitro" com prognósticos biomecânicos (SCHULTZ et al., 1982) (WILKE et al., 1996) (NACHEMSON & ELFSTRÖM, 1970), e encontraram um grau significativo de correlação entre os dados. Apartir de então, modelos matemáticos foram desenvolvidos possibilitando a estimativa da compressão, sem a necessidade do método invasivo.

NACHEMSON (1970) apresenta cinco equações para estimativa da compressão intradiscal em cinco posições diferentes adquiridas pelos indivíduos. CHAFFIN & ANDERSSON (1984) também desenvolveram um modelo matemático para estimativa da compressão.

Os discos lombares estão sujeitos a uma variação de carga maior que os discos torácicos e cervicais (BROBERG, 1993), pois a pressão em um disco depende da sua área de superfície e

do peso corporal acima dele (NACHEMSON & MORRIS, 1964). Como os discos lombares apresentam maior superfície e se situam na porção inferior da coluna, a pressão total aplicada no disco situado entre as vértebras L5/S1 deverá ser maior que nos discos torácicos e cervicais. Em um dado nível da coluna, a pressão no disco intervertebral também pode variar segundo a postura e carga sustentada pelo indivíduo (NACHEMSON, 1966).

Os valores de compressão intradiscal para uma mesma postura são conflitantes na literatura existente. Para NACHEMSON (1964) isto ocorre pois compara-se entre diferentes indivíduos o valor de compressão total no disco e não a compressão relativa. Esta compressão relativa é resultado da pressão total mensurada dividida pela área total do disco, obtendo-se assim o valor por unidade de área, que é o valor utilizado na comparação.

Dos diversos estudos de compressão intradiscal a maioria tem relevância ergonômica, visando calcular a sobrecarga lombar causada por diversas atitudes cotidianas tais como: erguer cargas do solo, espirrar, rir, tossir, entre outras (NACHEMSON & ELFSTRÖM, 1970). Tratam assim, basicamente de posturas estáticas. Há, portanto, uma carência de estudos acerca dos efeitos da sobrecarga na coluna lombar gerada pela prática de atividade física com pesos.

VIDEMAN et al., (1995) de acordo com um levantamento bibliográfico verificou que certas atividades atléticas podem acelerar a degeneração espinhal, assim como as posturas inclinadas e rotação do tronco, entretanto alguns estudos citados pelo dito autor associaram certos tipos de sobrecarga com a desaceleração do processo degenerativo.

NACHEMSON (1982) afirma que a sobrecarga na coluna lombar gerada pela prática da atividade física não precisa ser mensurada diretamente, pois é facilmente calculada, devido a correlação positiva entre a predição e a mensuração.

Entre os profissionais da área de atividade física pode ser observado questionamentos em

relação à sobrecarga lombar e exercícios, sendo o “agachamento” um dos que apresenta maior polêmica.

A “agachamento” é um exercício largamente utilizado para o desenvolvimento da musculatura anterior e posterior da coxa e dos glúteos. Pode ser executado de diversas formas: simultâneo ou unilateral, de forma livre ou utilizando aparelhagem, com halteres de barra longa, caneleiras e halteres de barra curta, os pés paralelos ou abduzidos, e diversas outras variações possíveis.

A atitude postural adquirida durante a execução do exercício de agachamento com sobrecarga leva a crer que a pressão aumenta significativamente no momento final, sobretudo nas execuções incorretas, devido à flexão de tronco acentuada, que acarreta um maior momento de força (NACHEMSON, 1982). VIDEMAN et al (1995) também concluíram em seu estudo que os levantadores de peso apresentam degenerações em todos os discos lombares mais que qualquer outro grupo atlético.

## OBJETIVO

O objetivo do presente estudo é estimar a compressão no disco intervertebral localizado entre a quinta vértebra lombar (L5) e a primeira do sacro (S1) durante o exercício de agachamento.

## METODOLOGIA

### AMOSTRA

A amostra foi composta por 25 indivíduos, 15 do sexo masculino e 10 do feminino, praticantes de musculação em academia.

A média de idade da amostra foi  $25,8 \pm 5,3$  anos, a estatura média de  $171,3 \pm 9,9$  cm e o peso médio de  $69,5 \pm 13,9$  Kg (grupo masculino: idade média  $25,5 \pm 5,6$  anos, estatura média de  $178,0 \pm 5,0$  cm e peso médio de  $78,7 \pm 8,4$  Kg / grupo feminino: idade média de  $26,1 \pm 5,2$  anos, estatura média  $161,3 \pm 6,1$  cm e peso médio de  $55,6 \pm 7,0$  Kg).

## AQUISIÇÃO DE DADOS

O método fotográfico foi utilizado para registro de 3 condições posturais dos indivíduos: posição de pé e duas situações diferentes de agachamento. Foram colocadas marcas superficialmente no perfil direito dos indivíduos em 4 pontos anatômicos: acrômio, trocânter maior do fêmur, côndilo lateral da fíbula e maléolo lateral.

O indivíduo foi posicionado com os pés afastados na direção dos ombros e as mãos segurando o halter de barra longa apoiado na região posterior dos ombros. A carga selecionada foi utilizada nas 3 posições fotografadas.

As duas condições de agachamento foram executadas de acordo com a percepção do testado em relação aos conceitos de “correto” e “incorreto”, relativo ao nível de flexão do tronco durante o movimento.

Como os indivíduos já tinham um passado de prática na atividade em questão, os pontos específicos do agachamento “correto” eram conhecidos, ou seja, flexão de tronco mínima, que somente permita a flexão de quadril necessária a flexão de joelho até 90°.

O local para a foto foi previamente calibrado com a câmera fixa a 3,7 metros de distância e 1,1 metros de altura, e com foco aproximadamente ao nível do quadril do indivíduo. Uma fita demarcava no chão o local para a colocação dos calcanhares e uma linha de prumo estava presente a frente do indivíduo.

Foram utilizadas 5 cargas de halteres de barra longa disponíveis: 10,5 Kg, 14Kg, 18 Kg, 25 Kg e 28 Kg.

Foi explicado que os halteres representavam para cada indivíduo uma categoria entre “muito leve, leve e pesado”, de acordo com o costume

da prática individual. Os indivíduos foram orientados a selecionar a barra que lhes parecesse condizente com a categoria “leve”.

A **tabela 1** apresenta a carga escolhida em relação ao percentual do peso do indivíduo.

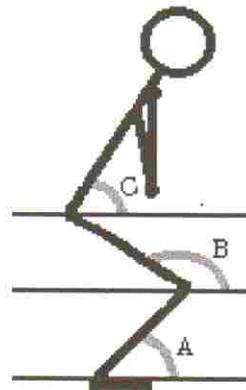
Observe que na **figura 1** foram traçadas 3 retas unindo os pontos anatômicos:

- maléolo lateral e côndilo lateral da fíbula;
- côndilo lateral da fíbula e trocânter maior do fêmur, e
- trocânter maior do fêmur e acrômio.

O ponto anatômico do acrômio foi estimado, pela impossibilidade de sua visualização completa na **figura 1**. Para se testar a amplitude de erro fez-se uma projeção de mais 5 graus e de menos 5 graus na medida do ângulo de tronco, calculou-se a compressão nas três respectivas angulações, e a diferença não foi significativa.

As medidas dos ângulos do tornozelo (A), joelho (B) e tronco (C), foram feitas de acordo com o esquema apresentado na **figura 1**.

**Figura 1. Esquema de mensuração dos ângulos de tornozelo (A), Joelho (B) e tronco (C).**



**Tabela 1. Valores médios, em percentual, da carga utilizada em relação ao peso dos indivíduos**

| N                | Percentual carga/peso do indivíduo |
|------------------|------------------------------------|
| Total (N=25)     | 25,0 + 7,7                         |
| Masculina (N=15) | 23,1 + 6,3                         |
| Feminina (N=10)  | 27,8 + 9,1                         |

Este procedimento de medição angular foi adotado de acordo com os dados de entrada do aplicativo 2D STATIC STRENGTH PREDICTION PROGRAM Version 4.2, que estima a compressão intradiscal em L5/S1.

Pela impossibilidade de análise dos movimentos nos planos transversal e frontal; a abdução e rotação lateral de ombros ocorrida para sustentação do halter de barra longa (carga) nas 3 posições fotografadas, não foram consideradas. A posição determinada, no aplicativo utilizado, para os membros superiores foi de flexão de cotovelo em arco completo de movimento.

## TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Tendo como entrada os dados de sexo, peso, estatura, e os ângulos de flexão de tronco, joelho e tornozelo; o aplicativo 2D STATIC STRENGTH PREDICTION PROGRAM Version 4.2 estima o nível de compressão intradiscal em L5/S1.

O modelo de predição da força de compressão é baseado em um algoritmo descrito por CHAFFIN & ANDERSSON (1984).

Este aplicativo é usado para fins ergonômicos e aplicável aos movimentos no plano sagital. Os efeitos de aceleração e do momento foram negligenciados. O programa é mais destinado para movimentos executados lentamente com sobrecarga.

A distribuição dos dados de compressão nas 3 condições foram testadas para normalidade com o teste "Kolmogorov-Smirnov", e a diferença entre as condições testadas e entre os sexos, com o teste não paramétrico "Wilcoxon" no aplicativo Systat 5.0 for Windows.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A **tabela 2** apresenta os resultados médios da compressão intradiscal (em libras) nas 3 condições de teste, de acordo com o esquema da **figura 1**.

Em relação à posição de pé sustentando a carga, os valores de compressão intradiscal em L5/S1 aumentaram significativamente durante o exercício de agachamento. Confrontando-se os dados relativos aos agachamentos correto e incorreto verifica-se que a compressão intradiscal média apresentou-se significativamente maior no agachamento incorreto, porque neste caso o aumento da flexão do tronco resultou em um maior momento de força.

O grupo masculino apresentou em todas as condições posturais testadas, valores médios de compressão intradiscal significativamente maiores que o grupo feminino, porque apresentou maior peso corporal.

O **gráfico 1** apresenta os valores e a variação (em percentual) da compressão intradiscal gerada no exercício de agachamento.

A compressão no grupo masculino foi maior que o feminino em 66% no agachamento correto e 141% no incorreto.

A carga utilizada para o teste foi menor do que a utilizada pelos testados durante a sua prática normal de agachamento. Portanto, para esta amostra em seu cotidiano, supõe-se que a compressão intradiscal gerada durante o agachamento é maior que a encontrada neste estudo.

O aplicativo 2D STATIC STRENGTH PREDICTION PROGRAM Version 4.2 analisa posições estáticas ou movimentos realizados lentamente, portanto o aumento da sobrecarga nas estruturas lombares provocado pela atividade

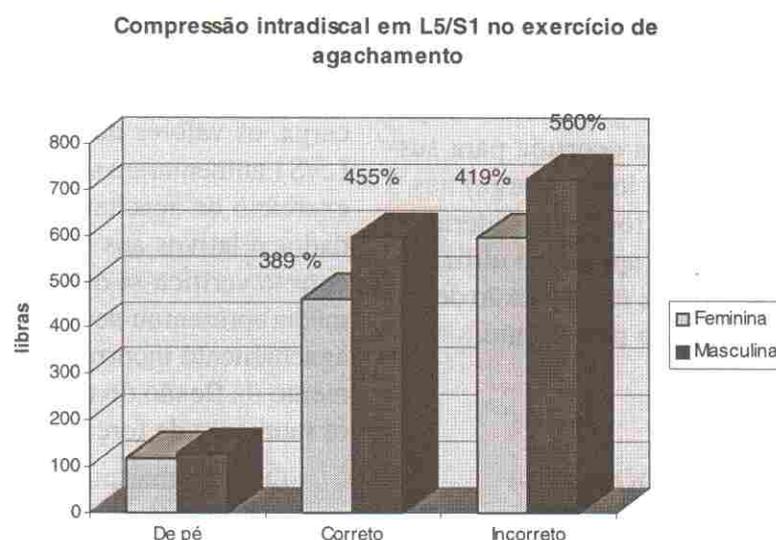
**Tabela 2. Compressão Intradiscal nas três condições posturais com sobrecarga**

| N              | De pé (lbs)  | Correto (lbs)  | Incorreto (lbs)            |
|----------------|--------------|----------------|----------------------------|
| Total (25)     | 124,6 ± 39,8 | 508,1 ± 127,0  | 670,3 ± 128,7 <sup>+</sup> |
| Feminina (10)  | 118,4 ± 45,4 | 461,4 ± 113,2* | 593,2 ± 94,6* <sup>+</sup> |
| Masculina (15) | 128,7 ± 36,7 | 539,3 ± 129,6  | 721,7 ± 124,8 <sup>+</sup> |

+ correto ≠ incorreto: p < 0,05

\* feminina ≠ masculina: p < 0,05

### Gráfico 1. Compressão intradiscal da amostra masculina e feminina nas três condições testadas. Valores percentuais em relação à posição de pé com sobrecarga.



dinâmica na prática do agachamento no cotidiano, também pode ter sido subestimada neste estudo.

A **tabela 3** apresenta os resultados médios das angulações:

Os agachamentos correto e incorreto apresentaram diferença significativa em relação às angulações de tornozelo e tronco. O agachamento correto apresentou, em relação ao agachamento incorreto, uma angulação menor de tornozelo e maior de tronco, caracterizando uma maior dorsiflexão e menor flexão de tronco. A flexão de tronco acentuada, que acarreta um maior momento de força (NACHEMSON, 1982), foi o fator determinante da diferença significativa da compressão intradiscal no agachamento correto e incorreto.

A menor dorsoflexão durante o agachamen-

to incorreto pode estar relacionada a uma compensação da perda de equilíbrio corporal gerada pela maior flexão de tronco.

Em relação à angulação de joelho, a diferença não foi significativa comparando-se os dois agachamentos.

As variações ocorridas nas angulações das articulações mensuradas podem ser observadas no **gráfico 2**.

A baixa percepção corporal dos indivíduos foi um problema prático observado. Apesar do conhecimento teórico, o movimento correto frequentemente não era o executado devido a falta de consciência corporal e de flexibilidade dos testados.

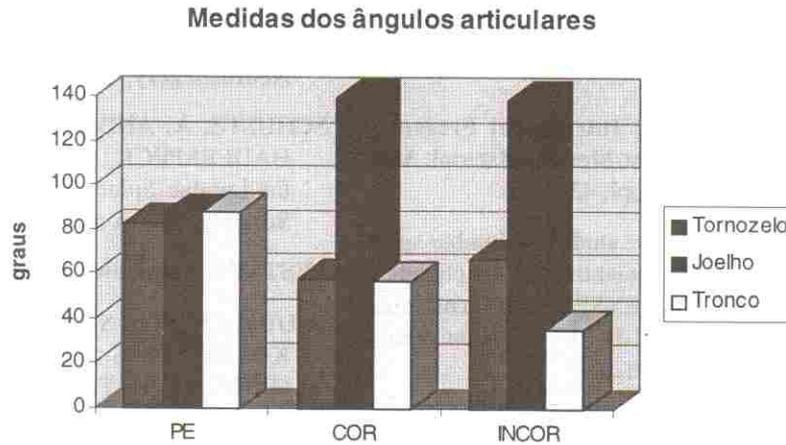
Foi observado que a preocupação que o agachamento suscitava na maioria dos casos, era a sobrecarga nas estruturas articulares do joelho e não na sobrecarga gerada na estruturas lombares.

**Tabela 3. Resultados médios das angulações das articulações no agachamento.**

| N=25      | Tornozelo (graus) | Joelho (graus) | Tronco (graus) |
|-----------|-------------------|----------------|----------------|
| Pé        | 82,6 ± 3,5        | 87,3 ± 3,1     | 87,6 ± 3,3     |
| Correto   | 57,4 ± 4,8        | 139,4 ± 11,0   | 56,5 ± 8,7     |
| Incorreto | 66,2 ± 6,2+       | 138,3 ± 8,3    | 35,2 ± 9,8+    |

+ correto ≠ incorreto:  $p < 0,05$

## Gráfico 2. Ângulos (graus) das articulações de tornozelo, joelho e tronco nas três condições testadas.



### CONCLUSÕES

O agachamento correto apresentou menor flexão de tronco e maior dorsiflexão que o incorreto. Esta menor flexão de tronco resultou em um menor momento de força gerado em relação ao incorreto.

O grupo masculino apresentou em todas as condições testadas, valores médios de compressão intradiscal maiores que o grupo feminino, devido

ao maior peso corporal acima do disco testado.

Conclui-se portanto, que o exercício de agachamento mesmo executado corretamente aumenta significativamente a compressão intradiscal. Na condição incorreta a compressão foi significativamente maior que na condição correta, sendo fundamental a orientação profissional na realização, indicação e acompanhamento do exercício de agachamento.

## Referências Bibliográficas

- ADAMS, M.A.; McMILLAN, D. W.; GREEN, T. P. & DOLAN, P. Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. *Spine*, v.21, n.4, p.434-438, 1996.
- ANDERSSON, G. B.; SCHULTZ, A. B. & NACHEMSON, A. L. Intervertebral disc pressures during traction. *Scand J Rehabil Med Suppl*, v.9, p.88-91, 1983.
- BODEN, S.D.; HUTTON, W.C.; ELMER, W.A. The effect of hydrostatic pressure on intervertebral disc metabolism. *Rehabilitation R&D Progress Reports*, v.34, p.29-30, 1996.
- BROBERG, K. B. Slow Deformation of Intervertebral Discs. *Journal of Biomechanics*, v.26, n. 4/5, p.501-12, 1993.
- BURGESS, L. R. & ABERNETHY, B. Toward a quantitative definition of manual lifting postures. *Hum factors*, v.39, n.1, p.141-148, 1997.
- CALLAGHAN, J.P.; MCGILL, S. Muscle Activity and Low Back Loads Under External Shear and Compressive Loading. *Spine*, v.20 n.9, p.992-998, 1995.
- CHAFFIN, D.B.; & ANDERSSON, G.B.J. *Occupational Biomechanics*. New York/London, 1994.
- COMMISSARIS, D. A. & TOUSSAINT, H. M. Load knowledge affects low-back loading and control of balance in lifting tasks. *Ergonomics*, v.40, n.5, p.559-575, 1997.
- CUNNINGHAM, B. W.; KOTANI, Y.; McNULTY, P. S.; CAPPUCCINO, A. & McAFEE, P. C. The effects of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure - an in vivo biomechanical analysis. *Spine*, v.22, n.22, p.2655-2663, 1997.
- KEYES, D. C. & COMPERE, E. L. The normal and pathological physiology of the nucleus pulposus of intervertebral disc. An anatomical, clinical and experimental study. *Journal Bone Joint Surgery*, v.14, p.897-938, 1932.

- MALCHAIRE, J. B. & MASSET, D. F. (1995). Isometric and Dynamic Performances of the Trunk and Associated Factors. **Spine**, v.20, n.15, p.1649-1656, 1995.
- NACHEMSON, A. Disc pressure measurements. **Spine**, v.6, n.1, p. 93-97, 1981.
- NACHEMSON, A. Lumbar Intradiscal Pressure. Experimental Studies on Post-Mortem Material. **Acta Orthop. Scandinavica**, Suppl. 43, 1960.
- NACHEMSON, A. Quantitative studies of lumbar spine loads: implications for the scientist and the clinician. In: ASMUSSEN, E & JORGENSEN, K. **International Series on Biomechanics VI-B**, 2B, 151-6, University park press, Copenhagen, 1982.
- NACHEMSON, A. Towards a better understanding of low-back pain: a review of the mechanics of the lumbar disc. **Rheumatol Rehabil**, v.14, n.16, p.129-143, 1975.
- NACHEMSON, A; & ELFSTRÖM, G. Intravital Dynamic Pressure Measurements in Lumbar Discs. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, Suppl N.1, 1970.
- NACHEMSON, A; & MORRIS, J. M. In Vivo Measurements of Intradiscal Pressure. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.46-A n.5, p.1077-92, 1964.
- RAMOS, G. & MARTIN, W. Effects of vertebral axial decompression on intradiscal pressure. **Journal of Neurosurgery**, 81, september, p.350-353, 1994.
- SCHULTZ, A; ANDERSSON, G. ;ORTENGREN, R.; HADERSPECK, K. & NACHEMSON, A. Loads on the Lumbar Spine. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.64-A n.5, p.713-720, 1982.
- SYSTAT for windows, version 5, Evanston, Illinois.**
- VIDEMAN, T.; SARNA, S.; BATTIÉ, M. C.; KOSKINEN, S.; GILL, K.; PAANANEN, H. & GIBBONS, L. The long-term effects of physical loading and exercise lifestyles on back-related symptoms, disability, and spinal pathology among men. **Spine**, v.20, n.6, p.699-709, 1995.
- WILKE, H. J.; WOLF, S.; CLAES, L. E.; ARAND, M. & WIESEND, A. Influence of varying muscle forces on lumbar intradiscal pressure: an in vitro study. **Journal of biomechanics**, v.29, n.4, p.549-555, 1996.

**Endereço para correspondência**

Rua Djalma Ulrich, 23 - Cobertura 02 - Fone (021) 523 8776  
 Copacabana - Rio de Janeiro-RJ  
 e-mails: [coimbrar@eefd.ufrj.br](mailto:coimbrar@eefd.ufrj.br) ou [coimbrar@hotmail.com](mailto:coimbrar@hotmail.com)