

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ**

**COMPARAÇÃO DOS EFEITOS COMPRESSIVOS DO DISCO INTERVERTEBRAL  
NAS CONDIÇÕES DE LEVANTAMENTO DE PESO NAS POSIÇÕES SENTADA E  
EM PÉ**

**Monografia apresentada como requisito para a  
conclusão do curso de Especialização em  
Ergonomia, do Departamento de Educação Física,  
Setor de Ciências Biológicas, da Universidade  
Federal do Paraná.**

**ORIENTADOR  
PROF. DR. ANDRÉ LUIZ FÉLIX RODACKI**

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho a Deus que sempre me acompanhou em todos os momentos de minha vida.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço ao professor e amigo André Rodacki que contribuiu de forma decisiva no desenvolvimento desta pesquisa.

"Grandes almas sempre encontraram forte oposição de mentes medíocres".

Albert Einstein

## SUMÁRIO

|  |     |
|--|-----|
| <b>LISTA DE TABELAS</b> .....                              | v   |
| <b>LISTA DE FIGURAS</b> .....                              | vi  |
| <b>RESUMO</b> .....  | vii |
| <b>1. INTRODUÇÃO</b> .....                                 | 1   |
| 1.1 PROBLEMA.....  | 1   |
| 1.2 OBJETIVOS GERAIS.....                                  | 3   |
| 1.2.1 Objetivos Específicos.....                           | 3   |
| 1.3 HIPÓTESES.....   | 3   |
| <b>2. REVISÃO DE LITERATURA</b> .....                      | 4   |
| 2.1 A COLUNA VERTEBRAL.....                                | 4   |
| 2.2 CONSIDERAÇÕES ANATÔMICAS DA COLUNA VERTEBRAL.....      | 4   |
| 2.2.1 Unidade Funcional da Coluna Vertebral.....           | 5   |
| 2.2.1.1 Os discos intervertebrais.....                     | 6   |
| 2.3 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS..... | 8   |
| 2.4 CARGAS MECÂNICAS SOBRE OS DISCOS INTERVERTEBRAIS.....  | 11  |
| 2.5 POSTURA SENTADA VERSUS POSTURA EM PÉ.....              | 12  |
| <b>3. METODOLOGIA</b> .....                                | 14  |
| 3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO.....                          | 14  |
| 3.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA.....                               | 14  |
| 3.3 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....                       | 14  |
| 3.3.1 Instrumentos.....                                    | 17  |
| 3.3.1.1 Estadiômetro.....                                  | 17  |
| 3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....                               | 20  |
| <b>4. RESULTADOS</b> .....                                 | 22  |
| <b>5. DISCUSSÃO</b> .....                                  | 24  |
| <b>6. CONCLUSÃO</b> .....                                  | 30  |
| <b>REFERÊNCIAS</b> .....                                   | 31  |

## **LISTA DE TABELAS**

|  |    |
|--|----|
| TABELA 1 – REDUÇÃO MÉDIA DE ESTATURA AO FINAL DE 5 SÉRIES DE LEVANTAMENTO DE PESOS NA POSTURA SENTADA E EM PÉ.....                                       | 22 |
| TABELA 2 – TAXA DE VARIAÇÃO DE ESTATURA NAS POSTURAS SENTADA E EM PÉ NOS COMPONENTES RÁPIDO (ELÁSTICO) E LENTO (VISCOSO) DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS..... | 23 |

## LISTA DE FIGURAS

|  |    |
|--|----|
| FIGURA 1 – LEVANTAMENTO DE PESO NA POSTURA SENTADO E<br>POSTURA EM PÉ.....   | 18 |
| FIGURA 2 – ESTADIÔMETRO.....   | 19 |
| FIGURA 3 – DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO ESTADIÔMETRO.....   | 20 |
| FIGURA 4 – LINHA DE TENDÊNCIA MÉDIA DA VARIAÇÃO DE ESTATURA<br>DURANTE AS SÉRIES DE LEVANTAMENTO DE PESOS NA POSTURA<br>SENTADA E EM PÉ..... | 24 |

## RESUMO

Este estudo objetivou verificar e comparar o comportamento biomecânico dos discos intervertebrais submetidos a cargas compressivas de alta intensidade na postura sentada e em pé. A amostra foi composta por 13 indivíduos saudáveis do sexo masculino (idade =  $22,6 \pm 2,6$  anos; IMC =  $23,9 \pm 3,6$  Kg/m<sup>2</sup>). Os sujeitos realizaram cinco séries de dez repetições máximas de levantamento de peso na postura sentada e em pé. Um estadiômetro especial foi utilizado para quantificar pequenas modificações de estatura, as quais foram associadas com alterações na altura dos discos intervertebrais. A realização de levantamentos de peso ocasionou uma perda exponencial na altura dos discos intervertebrais, independente a postura adotada. A postura sentada causou uma maior redução na altura dos discos intervertebrais quando comparada com a postura em pé. As diferenças observadas no comportamento mecânico dos discos intervertebrais entre as diferentes posturas foram relacionadas com as propriedades elásticas dos discos intervertebrais. Foi concluído que a realização de levantamento de peso na postura sentada acarreta uma maior sobrecarga mecânica sobre a coluna vertebral quando comparada com a postura em pé.

**Palavras-chave:** disco intervertebral, coluna vertebral, postura, comportamento mecânico.

# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1 APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

Durante as atividades do cotidiano a coluna vertebral está constantemente submetida a forças compressivas resultantes da ação da gravidade e cargas externas (WHITE & MALONE, 1990; BROBERG, 1993; LEIVSETH & DRERUP, 1997). Estas forças compressivas são distribuídas ao longo da coluna vertebral através de um eficiente sistema biomecânico, constituído por um conjunto de unidades funcionais (duas vértebras adjacentes e um disco intervertebral) (DUNLOP, ADAMS e HUTON 1984). A capacidade das unidades funcionais em absorver cargas depende das propriedades mecânicas dos discos intervertebrais (VIRGIN, 1951; KÖELLER, MUEHLHAUS, MEIER e HARTMANN, 1986; KELLER, SPENGLER, HANSSON, 1987; DOLAN & ADAMS, 2001). Sob compressão, os discos intervertebrais se deformam radialmente e o fluido contido no núcleo pulposo e ânulo fibroso são expelidos (ADAMS & HUTTON, 1983). A combinação destes mecanismos faz com que os discos intervertebrais percam altura e causem variações no comprimento da coluna vertebral, os quais podem ser quantificados através de medidas de pequenas variações na estatura – estadiometria (EKLUND & CORLETT, 1984). Quando as cargas compressivas são removidas ou reduzidas, os discos intervertebrais reabsorvem fluido e gradativamente retornam a sua altura inicial (KAPANDJI, 2000) e permitem que os sujeitos recuperem o comprimento da coluna vertebral e do corpo (estatura). Vários estudos têm descrito que as deformações dos discos intervertebrais são proporcionais à magnitude das forças impostas sobre a coluna vertebral (TYRRELL, REILLY e TROUP, 1985; ALTHOFF, BRINCKMANN, FROBIN, SANDOVER e BURTON, 1992) e que tais deformações podem ser utilizadas como índices de carga (EKLUND & CORLETT, 1984).

As forças geradas durante o levantamento, o transporte e a sustentação de pesos são descritas como fatores de risco para a integridade da coluna vertebral (ANDERSSON, 1981; ADAMS, McNALLY, CHINN e DOLAN, 1994; WATKINS,

1999). Cargas elevadas ou aplicadas por prolongados períodos de tempo podem causar microfraturas nos corpos e discos vertebrais e conseqüentemente causar dores na coluna (JÄGER & LUTTMANN, 1992). Um dos fatores que determina a magnitude das forças aplicadas sobre a coluna vertebral é o arranjo postural adotado durante o levantamento de pesos (ADAMS & HUTTON, 1985; ADAMS & DOLAN, 1995; BONNEY & CORLETT, 2002; BUTLER & KOZEY, 2003). Para reduzir os efeitos das forças compressivas durante o levantamento de pesos, algumas posturas têm sido recomendadas. Por exemplo, alguns exercícios envolvendo levantamento de pesos utilizados em musculação (ex. exercícios de “desenvolvimento” – elevação de pesos a partir da altura dos ombros por meio de uma barra) têm sido recomendados tanto na posição em pé quanto na posição sentada (DELAVIER, 2000) para reduzir o estresse sobre a coluna vertebral. Os argumentos para o uso destas posturas provêm de estudos que compararam os efeitos da postura sobre a pressão intradiscal na postura em pé e sentada em que os sujeitos utilizaram pequenas variações posturais (ex. diferentes inclinações do tronco), mas não efetuaram atividades de levantamento de pesos. Além disso, os estudos que analisaram a pressão intradiscal em função de diferentes arranjos posturais têm demonstrado resultados contraditórios. NACHEMSON e MORRIS (1964) e ANDERSSON, ORTENGREN, NACHEMSON, ELFSTROM e BROMAN, (1975) concluíram que a pressão intradiscal na postura sentada é maior quando comparada àquela verificada na postura em pé, enquanto WILKE, NEEF, CAIMI, HOOGLAND e CLAES (1999) observaram maior sobrecarga durante a postura em pé. Estudos *in vivo* através de estadiometria também reportaram maior estresse aplicado sobre os discos intervertebrais na posição em pé em relação à posição sentada (LEIVSETH & DRERUP, 1997; ALTHOFF et al., 1992; BEYNON & REILLY, 2001).

Um melhor entendimento sobre o comportamento mecânico dos discos intervertebrais durante a realização deste tipo de atividade pode fornecer estratégias que minimizem o estresse aplicado sobre a coluna vertebral.

## **1.2 OBJETIVOS GERAIS**

Este estudo objetiva verificar e comparar o comportamento mecânico dos discos intervertebrais submetidos a cargas compressivas durante, mais especificamente no exercício de desenvolvimento.

### **1.2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Verificar e comparar a magnitude da perda absoluta de estatura de indivíduos durante a realização de exercícios de levantamento de pesos nas posturas sentada e em pé.
2. Verificar e comparar as taxas de perda de estatura dos indivíduos durante a realização de exercícios de levantamento de pesos nas posturas sentada e em pé.

## **1.3 HIPÓTESES**

H1. Os indivíduos apresentam uma maior perda absoluta de estatura ao realizarem levantamento de pesos na postura sentado quando comparados à postura em pé.

H2. Os indivíduos apresentam uma maior taxa de perda estatura ao realizarem levantamento de pesos na postura sentado quando comparados à postura em pé.

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 A COLUNA VERTEBRAL**

A coluna vertebral constitui o pilar central do corpo humano, possuindo a função de estabilizar e manter o eixo longitudinal do corpo, transmitir e atenuar as cargas internas e externas aos membros inferiores (ADAMS & DOLAN, 1995), fornecer proteção a órgãos, medula espinhal e nervos, e auxiliar em funções vitais do organismo (respiração, mastigação e deglutição) (GRAY, 1985). Esta ainda deve permitir a ação de forças de tensão, compressão, cisalhamento, encurvamento e torção verificada em muitas atividades do cotidiano (GRABINER, 1991). Desta forma, a coluna vertebral deve apresentar um arranjo anatômico que possibilite a associação de duas funções mecânicas antagônicas: flexibilidade e rigidez (TWOMEY & TAYLOR, 1983).

### **2.2 CONSIDERAÇÕES ANATÔMICAS DA COLUNA VERTEBRAL**

A coluna vertebral é composta de trinta e três vértebras, sendo que as localizadas na região sacrococcígea (últimas nove vértebras) se encontram fundidas na idade adulta (GRABINER, 1991). Estas vértebras podem ser classificadas segundo seu formato e localização em cervicais (C1-C7), torácicas (T1-T12), lombares (L1-L5), sacrais (S1-S5) e quatro coccígeas (GRAY, 1985). Apesar de algumas vértebras serem altamente especializadas (ex: Atlas e Áxis), estas geralmente possuem os mesmos segmentos: corpo vertebral, arco neural, forâmen vertebral, pedículo, lâmina, processo transversal, entalhes vertebrais, forâmen intervertebral, processo articular e processo espinhoso (WATKINS, 1999).

O corpo vertebral é a parte mais espessa da vértebra, apresentando a estrutura de um osso curto, com uma cortical de osso denso envolvendo o tecido esponjoso (KAPANDJI, 2000). Uma das funções do corpo vertebral é determinar a forma dos

discos intervertebrais que este separa (GRABINER, 1991). O tipo e formato das vértebras ainda possibilitam o desenvolvimento das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral (GRAY, 1985).

As curvaturas fisiológicas da coluna vertebral (lordose e cifose) fornecem uma maior capacidade da coluna vertebral em suportar cargas internas e externas na qual a coluna é constantemente submetida (ADAMS & HUTTON, 1985). A lordose pode ser definida como uma convexidade anterior da coluna vertebral cervical e lombar e a cifose como uma curva oposta à lordose, na qual apresenta uma convexidade posterior na região torácica e sacrococcígea (CAILLIET, 1979). A curvatura da cifose está presente desde o nascimento, ao passo que a lordose se desenvolve em respostas de forças exercidas sobre a coluna dos lactentes (GRABINER, 1991).

### **2.2.1 UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL**

A coluna vertebral é constituída pelo somatório de unidades funcionais (WATKINS, 1999). A unidade funcional da coluna vertebral é composta de dois segmentos: uma porção anterior e uma porção posterior (KAPANDJI, 2000).

A porção anterior da unidade funcional possui a finalidade de suportar as cargas internas e externas, resultando diretamente sobre esta 80% da magnitude da forças compressivas na qual a coluna vertebral é submetida na postura ortostática (ADAMS & DOLAN, 1995). Esta porção anterior é constituída por dois corpos vertebrais adjacentes, separados por um disco intervertebral (CAILLIET, 1979).

A porção posterior da unidade funcional possui a função de fornecer a orientação direcional e liberdade de movimento da coluna vertebral, sendo constituído de pedículos e lâminas, que formam o canal espinhal, no qual contêm os pontos articulares posteriores (GRAY, 1985). Esta estrutura articular limita movimentos excessivos de rotação ou torção da coluna vertebral protegendo o disco intervertebral (ADAMS & DOLAN, 1995). A porção posterior da unidade funcional é sustentada por estruturas ligamentosas (ligamentos longitudinal anterior, posterior, amarelos, supra-

espinhal e interespinhal) (GRABINER, 1991). Este complexo ligamentar limita a amplitude dos movimentos de arqueamentos da coluna, evitando lesões (ADAMS & DOLAN, 1995).

Quando a coluna vertebral é submetida a cargas, as unidades funcionais funcionam como uma única unidade de transmissão de cargas, sendo esta forma considerada mecanicamente mais eficiente (DUNLOP et al., 1984).

### **2.2.1.1 OS DISCOS INTERVERTEBRAIS**

O disco intervertebral é um corpo fibrocartilaginoso, que representa aproximadamente 25% do comprimento da coluna vertebral (GRABINER, 1991). Este é constituído de três partes: placas de cartilagem hialina, anel fibroso e núcleo pulposo (CAILLIET, 1979).

As placas de cartilagem hialinas (placas terminais) estão presentes na superfície superior e inferior dos corpos vertebrais e são classificados como sínfises (GRABINER, 1991). A absorção de água do interior dos discos para o corpo vertebral é realizada via cartilagem hialina (WATKINS, 1999).

O anel fibroso constitui-se de vários anéis fibrocartilaginosos dispostos concentricamente, envolvendo e limitando o núcleo pulposo (WHITING & ZERNICKE, 1998), estando fortemente ligado as placas terminais (CAILLIET, 1979). As fibras de colágeno de cada anel fibroso estão dispostas na mesma direção, contudo estas fibras estão dispostas em outras direções nos anéis adjacentes, permitindo que o disco suporte diferentes tipos de cargas (ex: cisalhamento) (WATKINS, 1999).

O núcleo pulposo está localizado na porção central do disco intervertebral, apresentando sua substância fundamental da matriz constituída de colágeno e o polissacarídeo proteico, possuindo um alto componente hidrofílico (ADAMS & DOLAN, 1995). O núcleo continuamente exerce uma pressão osmótica para absorver água (WATKINS, 1999). Devido ao estado hidrofílico do disco intervertebral, que sempre apresenta uma certa pressão osmótica negativa no centro do núcleo,

proporciona ao disco um estado de pré-tensão no qual aumenta a capacidade deste em resistir às forças de compressão (KAPANDJI, 2000).

Os discos intervertebrais podem ser considerados como um sistema osmótico em que ocorreria uma troca de líquidos através das placas terminais cartilaginosas permeáveis dos discos (WATKINS, 1999). Desta forma este funciona como um amortecedor hidráulico, no qual a pressão no interior do núcleo pulposo separa as vértebras, umas das outras, e as fibras anulares puxam uma para perto da outra (CAILLIET, 1979).

Quando o disco é submetido a forças compressivas axiais, o seu núcleo é responsável por suportar aproximadamente 75% da pressão total, atuando como um distribuidor da pressão em sentido horizontal sobre o anel fibroso (ADAMS & HUTTON, 1980).

O mecanismo no qual o disco intervertebral se nutre ainda não está totalmente esclarecido. Durante o período neonatal alguns vasos sanguíneos penetram as placas terminais, e provavelmente suprem os discos (CAILLIET, 1979). Contudo com o aumento da idade este se torna gradativamente avascularizado (MOORE & DALLEY, 1999). Em estudo *in vitro* foram verificados indicativos de que o anulo fibroso é vascularizado até os 20 anos de idade e a placa terminal até os 7 anos, contudo em nenhuma idade o núcleo pulposo apresentou suporte vascular (RUDERT & TILLMANN, 1993). A nutrição do disco intervertebral por osmose foi negada, ocorrendo provavelmente através de um mecanismo de embebição (difusão) (KATZ, HARGENS e GARFIN, 1986). A difusão dos solutos contendo glicose e oxigênio ocorre através da placa terminal e os sulfatos que constituem os glicosaminoglicanos, entram através do anel fibroso (CAILLIET, 1979). À medida que o disco intervertebral se embebe, seu tamanho aumenta e faz as fibras anulares se tornarem tensas, sendo equilibrada através de um sistema de pressão exercida pelas placas terminais acima e abaixo das vértebras e pelas fibras anulares (WATKINS, 1999).

Durante o dia, as forças compressivas exercidas pela gravidade e cargas internas e externas direcionam a água contida na substância cartilaginosa do núcleo para que passe através dos forames do platô vertebral para o centro dos corpos vertebrais,

desidratando o disco intervertebral (ADAMS & HUTTON, 1983; BROBERG, 1993). Contudo, quando estas forças são retiradas ou minimizadas, como na posição de decúbito supino, o líquido retorna ao disco intervertebral recuperando a altura deste (TYRRELL et al., 1985; LEATT, REILLY e TROUP, 1986).

Com respeito à inervação do disco intervertebral até o dado momento é aceito que este é desprovido de fibras nervosas (CAILLIET, 1979). Esta falta de inervação do disco se deve a grande pressão exercida sobre o núcleo pulposo e anéis fibrosos internos (McCATHY, CARRUTHERS, MARTIN e PETTS, 1991).

### **2.3 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS**

O disco intervertebral é constantemente submetido a forças de compressão axial, mesmo no simples ato de permanecer na postura ortostática (ALTHOFF et al., 1992). Em respostas a cargas externas o disco intervertebral possui a capacidade de se deformar, permitindo proteger as unidades funcionais da coluna vertebral (WATKINS, 1999). Durante o dia estas forças de compressão nos discos intervertebrais resultam em modificações involuntárias na estatura (EKLUND & CORLETT, 1984; ADAMS & HUTTON, 1983), sendo verificado uma diminuição média de 19.3 mm (1.1%) da estatura em adultos jovens durante o ciclo circadiano (TYRRELL et al., 1985). Entretanto, esta perda na estatura não ocorre de forma linear, sendo relatado que, na primeira hora do dia, ocorre uma diminuição de 54% na estatura (REILLY, TYRRELL e TROUP, 1984). Esta variação na estatura dos discos intervertebrais se deve a dois mecanismos distintos: troca de fluídos com o meio externo e deformação viscoelástica do anulo fibroso (ADAMS & HUTTON, 1983). Durante o ciclo circadiano à deformação viscoelástica é responsável por aproximadamente 25% da variação diária (BROBERG, 1993).

Durante o sono, as forças compressivas sobre a coluna vertebral são reduzidas, permitindo que o disco intervertebral se hidrate e recupere totalmente a altura (TYRRELL et al., 1985; LEATT et al., 1986). Esta recuperação da estatura também

não ocorre de forma linear, sendo relatado que, na primeira metade do sono, ocorre um reganho na estatura de 71% (REILLY et al., 1984).

O comportamento mecânico dos discos intervertebrais pode ser alterado quando a coluna vertebral é submetida a diferentes tipos de cargas (WATKINS, 1999). Alguns estudos *in vitro* foram realizados para verificar as implicações de alguns tipos de cargas sobre os discos intervertebrais. Em estudo realizado em cadáveres (ADAMS & HUTTON, 1983) verificou-se que a altura dos discos intervertebrais diminuiu aproximadamente 1.5 mm quando submetidos a uma carga de 700 N, apresentando uma diminuição média de fluído na ordem de 12% no anulo fibroso e 5% no núcleo. Em outro estudo *in vitro* (KOELLER et al., 1986) observou-se uma deformação axial na altura dos discos intervertebrais lombares em adultos jovens de 0.78 mm, quando submetido a cargas axiais de 950 N, durante 5 minutos (KOELLER et al., 1986).

Os estudos *in vitro* são importantes porque possibilitam muitas vezes a investigação de componentes mecânicos inviáveis *in vivo*. Contudo, as investigações *in vitro* apresentam problemas metodológicos (congelamento, temperatura ambiente, remoção de importantes componentes musculares, ligamentos e estruturas ósseas). *In vivo*, as cargas as quais os discos são submetidos podem ser avaliadas por discografia direta, mensurando a pressão intradiscal. Em estudo realizado através de discografia direta (NASCHEMSON & MORRIS, 1964) verificou-se que a pressão intradiscal na posição sentada é superior comparada a ortostática. Contudo, a utilização da discografia direta para verificar o comportamento mecânico dos discos intervertebrais, torna-se um procedimento inviável devido sua extrema complexidade metodológica, e sérios riscos de complicações durante os procedimentos experimentais.

Na tentativa de resolver estes problemas metodológicos, foi proposto o estadiômetro (EKLUND & CORLETT, 1984). O estadiômetro é um aparelho que permite verificar indiretamente variações na altura dos discos intervertebrais através de mensurações na estatura. As variações de estatura podem ser atribuídas a variações na altura dos discos intervertebrais, pelo fato de que as articulações dos membros inferiores não podem se deformar em uma magnitude relevante (BROBERG, 1993).

Uma das limitações do estadiômetro é que este verifica o comportamento mecânico do conjunto dos discos intervertebrais como um todo, não possibilitando observar a diferença do comportamento sobre diferentes seguimentos da coluna vertebral (EKLUND & CORLETT, 1984). Contudo, esta limitação torna-se menos importante devido ao fato de que quando os discos intervertebrais são submetidos a cargas estes se comportam como única unidade funcional (DUNLOP et al., 1984).

A partir dos princípios do estadiômetro original, outros modelos de estadiômetro com uma maior precisão foram desenvolvidos (ALTHOFF et al., 1992; LEIVSETH & DRERUP, 1997; RODACKI, FOWLER, RODACKI e BIRCH, 2001). Desta forma, através da observação da variação de estatura pode se quantificar a carga sobre os discos intervertebrais *in vivo*.

Várias pesquisas utilizando o estadiômetro foram realizadas para verificar o efeito de diferentes tipos de cargas sobre os discos intervertebrais. Em estudo realizado em adultos jovens, observou-se uma diminuição na estatura de 5.4 mm durante um circuito de levantamento de peso, e uma diminuição de 2.35 mm e 7.8 mm após corredores experientes percorrerem 6 km e 19 km, respectivamente (LEATT et al., 1984). Em estudo realizado com adultos jovens submetidos a uma carga axial estática sobre os ombros (2.5 a 40 Kg) durante 20 minutos, verificou-se uma relação não-linear entre o aumento da carga e diminuição da estatura (TYRRELL et al., 1985). Contudo, em outro trabalho foi demonstrado que os indivíduos quando submetidos a cargas axiais tendem a perder estatura de forma linear a magnitude da carga (ALTHOFF et al., 1992). Em estudo utilizando o estadiômetro, verificou-se que um encosto para as costas (de 110° e 120°) diminuiu a variação de estatura quando os sujeitos foram submetidos a forças de vibração (MAGNUSSON, HASSON e POPE, 1990). VAN DIEEN et al. (1994) verificou uma diminuição média de estatura de 3.9 mm quando indivíduos foram submetidos a levantamentos cíclicos de peso (barra de 8 Kg). Em pesquisa realizada por LEIVSETH e DRERUP (1997) verificou-se que a postura ortostática ocasiona uma maior diminuição na estatura comparada à posição sentada (2.9 mm e 1.94 mm, respectivamente).

## 2.4 CARGAS MECÂNICAS SOBRE OS DISCOS INTERVERTEBRAIS

Alguns estudos têm reportado que as constantes cargas mecânicas no qual a coluna vertebral está submetida com o aumento da idade apresentam uma importante contribuição para o início destas alterações metabólicas nos elementos da matriz cartilaginosa dos discos. HUTTON, TORIBATAKE, ELMER, GANEY, TOMITA e WHITESIDES (1998) e HUTTON, GANEY, ELMER, KOZLOWSKA, UGBO, DOH, WHITESIDES (2000) verificaram em modelos animais que após a aplicação de cargas compressivas sobre L3-L4, durante 3-7 meses e 1ano, respectivamente, foi observado uma redução na concentração de proteoglicanos e uma maior concentração de colágeno I no núcleo pulposo, todavia, não foram verificados sinais macroscópicos de degeneração (HUTTON et al., 2000).

IATRIDIS, MENTE, STOKES, ARONSSON e ALINI (1999) também demonstraram que cargas compressivas (0% a 100% do peso corporal), bem como a imobilização, ocasionaram algumas alterações degenerativas sobre os discos intervertebrais (redução da altura dos discos e aumento da rigidez) dos suínos analisados.

ADAMS, FREEMAN, MORRISON, NELSON e DOLAN (2000) verificaram que cargas mecânicas aplicadas a discos vertebrais ( $6700 \text{ N} \pm 2500$ ) podem ocasionar pequenas fissuras nas placas terminais dos discos, as quais acarretam um pico de stress sobre o ânulo fibroso posterior e uma redução de ~25% na pressão do núcleo pulposo. Sinais de maior degeneração foram encontrados em discos mais velhos do que em discos jovens.

WALSH e LOTZ (2004) verificaram que a aplicação de cargas compressivas dinâmicas (0,1Hz e 1,3MPa) e estáticas (0 Hz e 1,3Mpa), em modelos animais, acarretaram um aumento na quantidade de proteoglicanos no núcleo pulposos e ânulo fibrosos.

Os resultados acima citados dos estudos podem ser parcialmente explicados pelo estudo realizado por HANDA, ISHIHARA, OHSHIMA, OSADA, TSUJI e OBATA (1997), no qual foi verificado *in vitro* que uma pressão intradiscal acima de

30 ATM (observadas durante a aplicação de grandes cargas compressivas), bem como uma pressão menor que 1 ATM (imobilização ou repouso prolongado), ocasionam um efeito catabólico sobre os discos intervertebrais, sendo observado um aumento na produção de metaloproteinases e diminuição dos proteoglicanos. Contudo, quando a pressão intradiscal se manteve próximo de 3 ATM (níveis fisiológicos), verificou-se um aumento na síntese de proteoglicanos e redução nas proteinases.

Desta forma, as cargas mecânicas aplicadas sobre os discos intervertebrais parecem modular a síntese e degradação dos elementos da matriz extracelular dos discos, no qual uma carga “ótima” pode preservar a integridade funcional dos discos. Todavia, as cargas mecânicas de grande magnitude ou quase-ausência desta, podem ocasionar modificações degenerativas na atividade celular nos discos intervertebrais, sendo caracterizado inicialmente por uma redução da quantidade (SETHER, SHIWEI, HAUGHTON e FISCHER, 1990; RANNOU, CORVOL, REVEL e POIRAUDEAU, 1990) e qualidade dos proteoglicanos nos indivíduos idosos (ROUGHLEY, 2001).

A redução na quantidade dos proteoglicanos pode estar associada com uma diminuição no estado de hidratação da matriz do núcleo pulposo verificada nos idosos (ADAMS & HUTTON, 1983; BORENSTEIN, WIESEL e BODEN, 1995). Simultaneamente, verifica-se um aumento na quantidade de colágeno no disco intervertebral dos indivíduos idosos (SETHER et al., 1990; ANTONIOU, STEFFEN, NELSON, WINTERBOTTOM, HOLLANDER, POOLE, AEBI e ALINI, 1996). Tais modificações na matriz extracelular dos discos intervertebrais nos idosos e degenerados podem acarretar uma transferência de cargas mecânicas do núcleo pulposo para o ânulo fibroso posterior (ADAMS & DOLAN, 1995), redução na pressão intradiscal (SATO, KIKUCHI e YONEZAWA, 1999) e diminuição na altura dos discos intervertebrais (BIBBY, JONES, LEE, JING e URBAN, 2001).

## **2.5 POSTURA SENTADA VERSUS POSTURA EM PÉ**

As forças geradas durante o levantamento, o transporte e a sustentação de pesos são descritas como fatores de risco para a integridade da coluna vertebral

(ANDERSSON, 1981; JÄGER & LUTTMANN, 1992; ADAMS et al. 1994; WATKINS, 1999). Cargas elevadas ou aplicadas por prolongados períodos de tempo podem causar microfraturas nos corpos e discos vertebrais e conseqüentemente causar dores na coluna (JÄGER & LUTTMANN, 1992). Um dos fatores que determina a magnitude das forças aplicadas sobre a coluna vertebral é o arranjo postural adotado durante o levantamento de pesos (ADAMS & HUTTON 1985; ADAMS & DOLAN 1995; BONNEY & CORLETT, 2002; BUTLER & KOZEY, 2003). Para reduzir os efeitos das forças compressivas durante o levantamento de pesos, algumas posturas têm sido recomendadas. Por exemplo, alguns exercícios envolvendo levantamento de pesos utilizados em musculação (ex. exercícios de “desenvolvimento” – elevação de pesos a partir da altura dos ombros por meio de uma barra) têm sido recomendados tanto na posição em pé quanto na posição sentada (DELAVIER, 2000) para reduzir o estresse sobre a coluna vertebral. Os argumentos para o uso destas posturas provêm de estudos que compararam os efeitos da postura sobre a pressão intradiscal na postura em pé e sentada em que os sujeitos utilizaram pequenas variações posturais (ex. diferentes inclinações do tronco), mas não efetuaram atividades de levantamento de pesos. Além disso, os estudos que analisaram a pressão intradiscal em função de diferentes arranjos posturais têm demonstrado resultados contraditórios. NACHEMSON & MORRIS (1964) e ANDERSSON et al. (1975) concluíram que a pressão intradiscal na postura sentada é maior quando comparada àquela verificada na postura em pé, enquanto WILKE et al. (1999) observou maior sobrecarga durante a postura em pé. Estudos *in vivo* através de estadiometria também reportaram maior estresse aplicado sobre os discos intervertebrais na posição em pé em relação à posição sentada (LEIVSETH & DRERUP, 1997; ALTHOFF et al., 1992; BEYNON & REILLY, 2001).

### **3. METODOLOGIA**

#### **3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO**

Este estudo caracteriza-se como um estudo de metodologia experimental do tipo ex-post-facto.

#### **3.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA**

Inicialmente todos os participantes foram informados dos procedimentos de avaliação necessários e consentiram em participar do estudo de forma voluntária. A amostra foi composta por 13 indivíduos do sexo masculino (idade =  $22,6 \pm 2,6$  anos; IMC =  $23,9 \pm 3,6$  Kg/m<sup>2</sup>) com experiência mínima de 6 meses no levantamento de pesos, os quais relataram não apresentar dores nas costas, desvios posturais ou patologias na coluna vertebral conhecidas nos doze meses que precederam o estudo.

#### **3.3 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS**

Os sujeitos participaram de três sessões no Centro de Estudo do Comportamento Motor vinculado ao Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Paraná. A primeira sessão foi destinada a familiarizar e treinar os sujeitos com os procedimentos de medidas de pequenas variações na estatura utilizados no experimento, a fim de garantir a redução de erros de medida. Os sujeitos foram considerados como treinados no equipamento quando dez séries de medidas consecutivas foram tomadas e apresentaram desvio padrão inferior a 0,5 mm (EKLUND & CORLETT, 1984; RODACKI et al. 2001). Os procedimentos e a descrição detalhada do equipamento podem ser encontrados em outro estudo (vide RODACKI et al., 2001), porém uma descrição sucinta é apresentada abaixo, na

próxima seção. Após a familiarização com o estadiômetro, a intensidade das cargas de levantamento de peso aplicadas nas sessões experimentais foi determinada. O levantamento de cargas foi efetuado através do exercício de “desenvolvimento” na musculação, no qual os sujeitos elevam uma barra metálica (1800 mm) sustentada por ambas as mãos com antebraço em pronação e colocada por sobre os ombros pelos avaliadores (posteriormente ao pescoço). Os sujeitos mantiveram os cotovelos em aproximadamente 90° de flexão (posição inicial) e leve abdução de ombro. O movimento de levantamento do peso (fase de elevação) consistiu em uma abdução de ombro, associada a uma máxima extensão da articulação do cotovelo (aproximadamente 180°). Após a máxima extensão do cotovelo os sujeitos retornaram a posição inicial (fase de abaixamento). Os pés foram mantidos paralelos entre si com um afastamento que correspondeu, aproximadamente, à largura dos quadris. O teste de determinação das cargas de levantamento de peso foi conduzido através de uma série de tentativas, na qual os sujeitos efetuavam o levantamento em uma única série de dez repetições máximas (10 RM). Caso os sujeitos fossem capazes de efetuar mais que dez movimentos sucessivos, uma nova série era realizada com uma carga maior (experimentação), após um intervalo de 5 min (TRITSCHLER, 2000). A frequência de execução dos movimentos não foi controlada. A utilização de sujeitos experientes proporcionou um pequeno número de tentativas para determinar a carga máxima, a qual foi obtida, em média, na terceira tentativa. Todos os sujeitos realizaram os testes de carga máxima na posição em pé, e, em média, foram capazes de levantar  $30,1 \pm 5,2$  Kg. A figura 1 demonstra um sujeito na posição inicial em ambas as posturas de levantamento.

A segunda e terceira sessões foram destinadas aos procedimentos experimentais do estudo. Nestas sessões os sujeitos tiveram a variação de estatura medida antes e após serem submetidos a uma das duas condições de levantamento de pesos (sentado e em pé). A ordem dos levantamentos de peso nas condições sentada e em pé foi randomizada entre as sessões experimentais. Os exercícios na postura em pé foram realizados da mesma forma utilizada no teste de determinação da carga máxima. Na postura sentada, o levantamento ocorreu de forma similar àquela utilizada na postura

em pé, porém os sujeitos foram posicionados sentados em um banco acolchoado com apoio para as costas (altura do ângulo inferior das escápulas), posicionado 90° em relação ao assento. Na postura sentada, as articulações do quadril, joelho e tornozelo foram mantidas em um ângulo aproximado de 90°. Os pés foram mantidos totalmente apoiados no solo e paralelos entre si. A velocidade de execução dos levantamentos foi controlada através de *feedback* fornecido pelos avaliadores, de forma que cada fase do movimento (elevação e abaixamento) tivesse uma frequência aproximada de 0,5 Hz. A duração média das séries (10 RM) foi entre 40-45 segundos. Os levantamentos foram realizados sem a ocorrência de apnéia ou movimentos compensatórios. Intervalos de 2 min foram impostos entre cada série de levantamento para evitar efeitos pronunciados de fadiga.

Figura 1 - Levantamento de peso na postura sentado (A) e postura em pé (B).



No início das sessões experimentais, os sujeitos permaneceram 30 min na posição de *Fowler* (decúbito dorsal, com as coxas flexionadas aproximadamente 45° apoiadas sobre um suporte). Este procedimento tem sido utilizado em outros estudos

com o objetivo de reduzir o efeito de variações circadianas na altura dos discos (REILLY et al., 1984) e de qualquer atividade física que possa ter sido imposta antes do experimento (FOWLER, LEES e REILLY, 1997). Vários estudos demonstraram que o tempo de repouso na posição de *Fowler* utilizado neste estudo é suficiente para recuperação da máxima estatura dos sujeitos (TROUP & EDWARDS, 1985; VAN DIEEN, CREEMERS, DRAISMA, TOUSSAINT, e KINGMA 1994; RODACKI, FOWLER, RODACKI, BIRCH, 2003). Após o período de repouso, os avaliados permaneceram em pé durante 90 s antes da primeira medida de estatura afim de evitar deformações em outras estruturas corporais (FOREMAN & LINGE, 1989; BROBERG, 1993). Em seguida, os sujeitos foram posicionados no estadiômetro e a primeira medida de estatura dos sujeitos foi tomada (PRE). Medidas de variação de estatura (POS) foram tomadas imediatamente ao final de cada uma das 5 séries de 10 RM de levantamento de peso (POS<sub>1</sub>, POS<sub>2</sub>, POS<sub>3</sub>, POS<sub>4</sub> e POS<sub>5</sub>). Os procedimentos necessários para que as medidas de variação da estatura fossem tomadas foram efetuadas entre 15 e 20 s após o término de cada série de exercício.

### **3.3.1 INSTRUMENTOS**

#### **3.3.1.1 ESTADIÔMETRO**

Um estadiômetro especial descrito por RODACKI et al. (2001) foi utilizado para verificar as variações na altura dos discos intervertebrais. O estadiômetro é um aparelho que permite verificar indiretamente variações na altura dos discos intervertebrais através de mensurações precisas da variação da estatura (EKLUND & CORLETT, 1984; ALTHOFF et al., 1992; STOTHART & MCGILL, 2000; RODACKI et al., 2001 e 2003). A figura 2 mostra o estadiômetro e apresenta esquematicamente os controles posturais do equipamento.

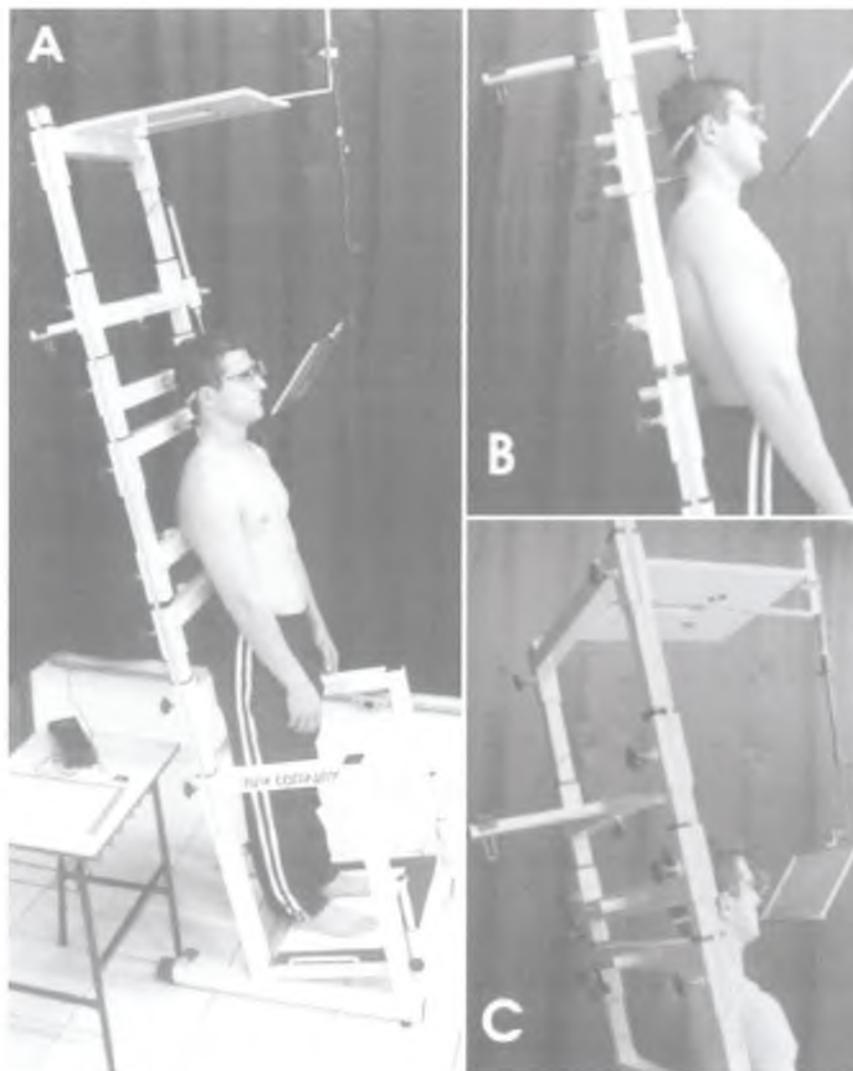
O estadiômetro consiste em uma armação metálica rígida, inclinada posteriormente em um ângulo de 15° em relação a vertical (Figura 2A). O avaliado foi

posicionado dentro deste aparelho na posição em pé, mantendo uma postura estabilizada e com o peso corporal distribuído de forma similar entre os membros inferiores. Em seguida os contornos dos pés foram demarcados sobre a superfície plantar do estadiômetro. Para prevenir ajustes posturais durante as medidas, algumas hastes foram encostadas sobre a superfície da pele relativa aos seguintes pontos anatômicos: maior protuberância posterior da cabeça (occipital); maior profundidade da curvatura da lordose cervical (ao nível da vértebra C4); o ponto de maior proeminência da cifose torácica (ao nível da vértebra T7); o ponto médio da depressão da lordose lombar (ao nível de L4); o ápex das nádegas (aproximadamente na crista média do sacro) (Figura 2B). Desta forma, foi possível controlar as curvaturas da coluna vertebral durante as medidas de variação de estatura, independentemente do perfil da coluna vertebral do sujeito.

Para controlar os movimentos da cabeça, utilizou-se de um dispositivo composto por um óculos (sem lentes) que possui dois emissores de raios laser (classe 2, comprimento de onda 630-680 nm e saída máxima  $< 1$  mW) acoplados em suas laterais. O peso deste equipamento é desprezível. O controle horizontal e vertical da posição da cabeça foi efetuado pelo alinhamento da luz emitida por dois emissores laser sobre duas pequenas marcas de referência (2,0 mm) ajustáveis posicionadas na superfície de projeção do estadiômetro colocada aproximadamente 500-700 mm acima da cabeça dos sujeitos. O posicionamento e o reposicionamento da cabeça na mesma posição foi garantido ao reposicionar os feixes de luz com as marcas de referência. O controle da posição da cabeça foi efetuado através de um espelho (200x150 mm) colocado a frente dos sujeitos (Figura 2C). O óculos foi fixado a cabeça por uma tira elástica, a fim de manter uma pressão relativamente constante e evitar pequenos deslocamentos que pudessem afetar as medidas. Após os ajustes posturais, a haste de medição de um transdutor digital de variação linear (Solartron DC 50, modelo RS646-511) foi posicionada por gravidade sobre o centro da superfície da cabeça. Este equipamento possui uma acuracidade linear de 0,05 mm sobre uma amplitude de medição de 50 mm. O ponto de contato da haste do transdutor foi demarcado sobre a

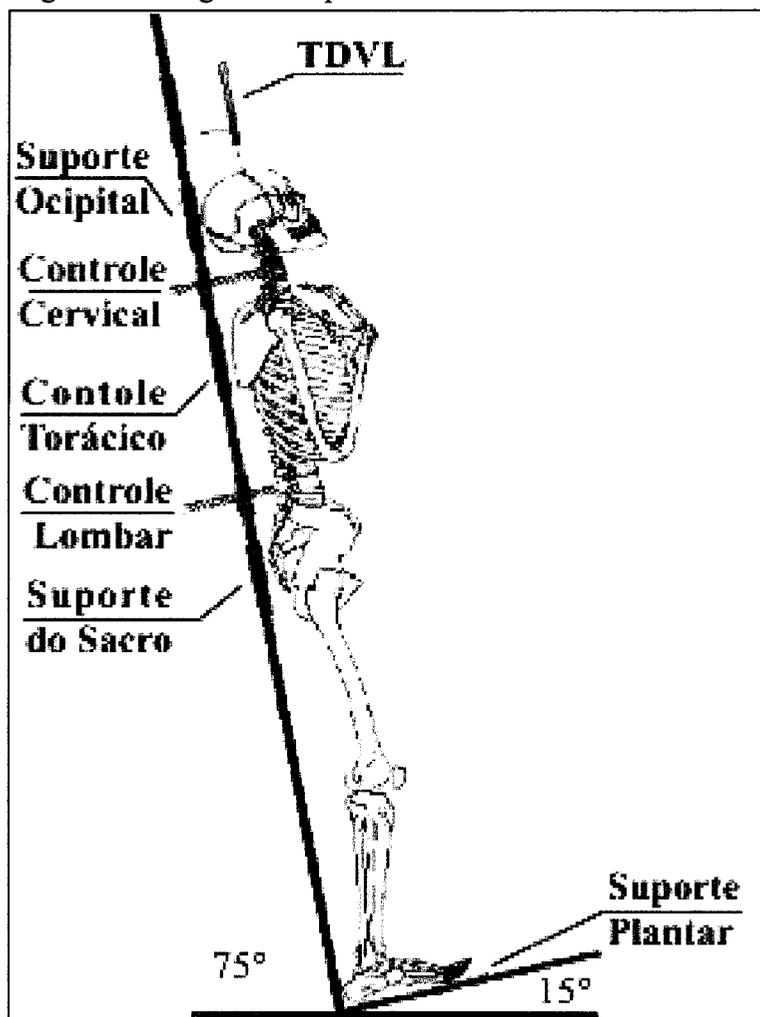
superfície da cabeça para garantir maior precisão nas medidas. A figura 3 ilustra o controle postural durante as medidas de variação da estatura.

Figura 2 - Estadiômetro



Estadiômetro (A); controle postural das curvaturas da coluna vertebral (B); ajuste da posição da cabeça (C).

Figura 3 - Diagrama esquemático do estadiômetro



TDVL: Transdutor Digital De Variação Linear.  
Modificado de RODACKI et al. (2003)

### 3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram submetidos a uma análise descritiva padrão (média e desvio-padrão). Para verificação da variação absoluta da estatura, os resultados observados durante o experimento foram normalizados através de uma análise de regressão exponencial. O teste de Kolmogorov-Smirnov foi aplicado e confirmou a normalidade dos dados. As variações de estatura observadas ao final das séries de exercício nas posturas sentada e em pé foram comparadas através do teste t de *Student* para medidas

repetidas. Para verificar as diferentes taxas de variação de estatura durante as séries de levantamento de peso, os dados normalizados foram submetidos a uma análise de regressão não-linear do tipo *Piecewise-Breakpoint*. Esta regressão estatística através do procedimento matemático dos mínimos quadrados estima um *Breakpoint* (ponto de deflexão), no qual as curvas exponenciais são divididas em dois segmentos de reta: uma anterior ou igual e a outra posterior ao *Breakpoint*. O primeiro segmento de reta (anterior ao *Breakpoint*) tem sido associado a perda rápida de altura do disco intervertebral (componente rápido; deformação elástica), enquanto que o segundo segmento de reta (posterior ao *Breakpoint*) tem sido associado a um componente lento de deformação do disco intervertebral (componente lento; deformação viscosa) (WATKINS, 1999). A partir destes segmentos foram calculados os coeficientes de inclinação das retas, os quais foram comparados através de uma análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas (postura de levantamento e segmentos de reta). Para determinar onde ocorreram às diferenças entre os coeficientes de inclinação das retas foi utilizado o teste *Scheffé*. Os testes estatísticos foram realizados no software *Statistica*, versão 5.5. As variáveis foram testadas com um nível de significância de  $p < 0,01$ .

#### 4. RESULTADOS

O desvio padrão médio das medidas de variação de estatura obtidas durante a sessão de familiarização foi de  $0,3 \pm 0,1$  mm ao final da décima série de medidas. A sessão de familiarização no estadiômetro durou entre 10 e 15 min.

As reduções da estatura ao final das séries de levantamento de peso na postura sentada e em pé foram de  $5,23 \pm 1,01$  mm e  $3,73 \pm 1,24$  mm, respectivamente. A redução da estatura observada na posição sentada foi significativamente maior quando comparada àquela observada na postura em pé ( $p < 0,01$ ). A redução da estatura ao final das séries de levantamento de peso nas posturas sentada e em pé encontra-se na tabela 1.

Tabela 1 - Redução média de estatura ao final de 5 séries de levantamento de pesos na postura sentada e em pé.

| Redução na Estatura (mm) | Sentado           | Em pé           |
|--------------------------|-------------------|-----------------|
| Média (desvio padrão)    | $5,23 \pm 1,01$ * | $3,73 \pm 1,24$ |
| Máxima                   | 6,90              | 5,92            |
| Mínima                   | 3,76              | 1,86            |

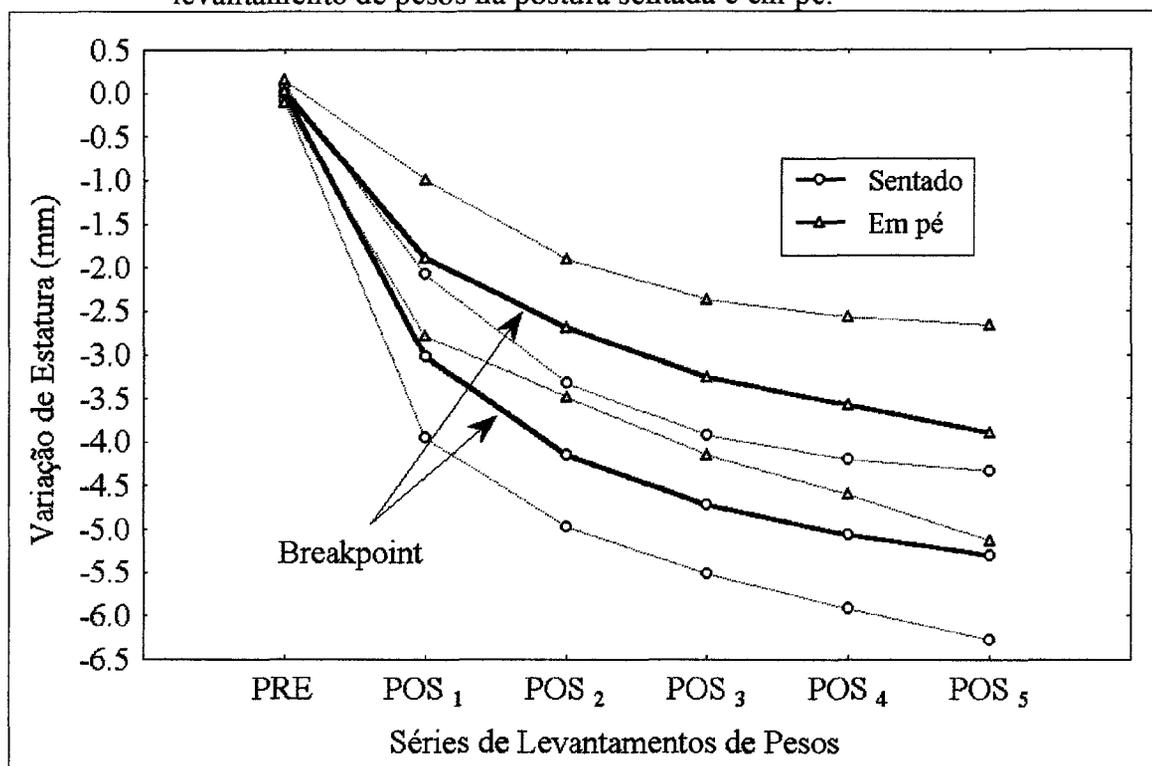
\* $p < 0,01$

O ajuste dos dados da variação da estatura nas posturas sentada e em pé realizado através de análises de regressão exponencial apresentaram coeficientes de  $R^2 = 0,99 \pm 0,1$ . A figura 4 apresenta as linhas de tendência da variação de estatura média dos sujeitos em ambas as posturas e os respectivos desvios padrão.

As taxas de variação de altura dos discos (componentes rápido e lento) são apresentadas na Tabela 2 e podem ser visualizados na Figura 4. As taxas de variação de altura dos discos do início das séries de cargas foram maiores do que aquelas encontradas ao final das séries, independentemente da postura adotada pelos sujeitos ( $p < 0,01$ ). Ao comparar os coeficientes de inclinação dos segmentos de reta que representam os componentes elásticos (rápido) e viscoso (lento) dos discos intervertebrais, verificou-se uma maior taxa de redução na altura dos discos no

componente rápido quando comparado com a outra condição experimental ( $p < 0,01$ ). Contudo, não foram verificadas diferenças nas taxas de perda de altura entre as posturas no componente lento dos discos intervertebrais ( $p > 0,01$ ).

Figura 4 - Linha de tendência média da variação de estatura durante as séries de levantamento de pesos na postura sentada e em pé.



Os *breakpoints* que determinam os componentes rápido (elástico) e lento (viscoso) (antes e após o *breakpoint*, respectivamente) podem ser observados. As linhas finas representam os respectivos desvio-padrão de cada postura; RE: medida de variação de estatura anterior às séries de levantamentos de pesos; POS: medida de variação de estatura ao final de cada série de levantamentos pesos.

Tabela 2 - Taxa de variação de estatura nas posturas sentada e em pé nos componentes rápido (elástico) e lento (viscoso) dos discos intervertebrais.

| Taxa de Variação da Estatura                  | Sentado (s)             | Em Pé (p)          |
|---|-------------------------|--------------------|
| Componente Rápido<br>( $\leq$ Breakpoint -B1) | $-2,96 \pm 1,07^{a, c}$ | $-1,90 \pm 0,92^b$ |
| Componente Lento<br>( $>$ Breakpoint -B2)     | $-0,36 \pm 0,22$        | $-0,33 \pm 0,26$   |

<sup>a</sup> S B1  $\neq$  S B2 ( $p < 0,01$ ); <sup>b</sup> P B1  $\neq$  P B2 ( $p < 0,01$ ); <sup>c</sup> S B1  $\neq$  P B1 ( $p < 0,01$ ). B1: representa as taxas de variação de estatura anterior ao breakpoint (componente elástico); B2: representa as taxas de variação de estatura após o breakpoint (componente viscoso).

## 5. DISCUSSÃO

O pequeno desvio padrão observado durante a sessão de familiarização confirma a indicação de vários estudos que reportam que medidas precisas de variação de estatura podem ser obtidas após um curto período de treinamento (RODAKI et al., 2001). Para o presente estudo, onde as variações médias da perda de estatura foram de 4,45 mm (3,7-5,2 mm), um erro médio de medida de 6,7 % pode ser considerado como adequado quando comparado aos valores apresentados na literatura (ALTHOFF et al., 1992; STOTHART & MCGILL, 2000). Os erros nas medidas tomadas no período de familiarização podem ter sido ainda menores, visto que é difícil diferenciar erros referentes aos procedimentos metodológicos da variação (real) de estatura que podem ter ocorrido em função da constante ação da gravidade sobre os tecidos, apesar do curto período (10 a 15 min) da sessão de familiarização (STOTHART & MCGILL, 2000).

Os experimentos que têm analisado o efeito de cargas compressivas sobre a coluna vertebral têm demonstrado uma relação linear entre as cargas aplicadas e a perda na estatura (ALTHOFF et al., 1992; EKLUND & CORLETT, 1984; TYRRELL et al., 1985). Como a redução da altura dos discos intervertebrais causa uma diminuição no comprimento da coluna vertebral e o comprimento da coluna vertebral corresponde a aproximadamente 1/3 do comprimento corporal, as variações na altura dos discos intervertebrais podem ser quantificadas através de medidas precisas de pequenas variações de estatura. Desta forma, a perda da estatura é consequência da diminuição do espaço intervertebral que decorre da perda de altura do disco intervertebral e tem sido utilizado como um parâmetro de sobrecarga (VAN DIEËN et al., 1994; REILLY et al., 1984). Alguns estudos sugerem que quanto maior o estresse compressivo aplicado sobre a coluna vertebral maior será a redução na altura dos discos intervertebrais, e, conseqüentemente, maior será a perda de estatura (ADAMS & HUTTON, 1983; DUNLOP et al., 1984). As perdas de estatura observadas no presente estudo são difíceis de comparar com aquelas descritas em outros estudos, visto que o tempo de aplicação e a magnitude das cargas de levantamento não são os

mesmos. TYRRELL et al. (1985) reportaram perdas de estatura de 7,6 mm após 20 minutos de levantamento de pesos (10 kg) e de 14,5 mm após o levantamento pesos de 40 Kg. MCGILL et al. (1996) reportou perdas de estatura de 1,06 e 1,23 mm após o levantamento de pesos de 15,3 Kg após 10 e 20 min, respectivamente. As estratégias de levantamento de peso empregadas por TYRRELL et al. (1985) e MCGILL et al. (1996) compreenderam levantamentos de pesos do solo até a altura dos quadris e diferem do movimento de levantamento realizado neste estudo. Além disso, o tempo em que as cargas foram impostas durante os exercícios de levantamento de peso no presente estudo são bastante menores (~ 4 min) do que o prolongado período de 20 min utilizados por TYRRELL et al. (1985) e MCGILL, VAN WIJK, AXLER e GLETSU (1996).

Ao comparar a magnitude da deformação dos discos intervertebrais ao final das séries de levantamento, verificou-se uma maior diminuição na altura da estatura na posição sentada quando comparada à perda decorrente da postura em pé. Desta forma, as cargas aplicadas sobre a coluna vertebral na postura sentada foram maiores do que as impostas durante o levantamento na postura em pé. Assim, a realização de levantamento de pesos na postura sentada pode representar um maior risco de lesão quando comparado a outra postura analisada. ADAMS & HUTTON (1983) e DUNLOP et al. (1984) demonstraram que a redução do espaço intervertebral mediado pela perda de altura dos discos intervertebrais podem provocar um aumento nas forças em outras estruturas da coluna vertebral (ex. facetas articulares) que não são próprias para a sustentação e transmissão de cargas. Estes autores demonstraram que pequenas reduções na altura dos discos intervertebrais (~ 0,8 mm) representam um aumento nas forças aplicadas sobre as facetas articulares em aproximadamente 16% (DUNLOP et al., 1984) e podem causar uma série de problemas como osteoartrite, espondilose e espondilolistese (WATKINS, 1999) além de outros problemas tais como hérnia de disco, degeneração, compressão das raízes nervosas e estenose (ADAMS & DOLAN, 1995).

A maior redução na estatura foi observada quando os sujeitos realizaram atividades de levantamento na posição sentada. Estes resultados estão em consonância

com os achados de NACHEMSON & MORRIS (1964) e ANDERSSON et al. (1975), os quais demonstraram que a pressão intradiscal na posição sentada é maior do que aquela encontrada na postura em pé. SATO et al. (1999) observou a pressão intradiscal *in vivo* em diferentes posturas em sujeitos saudáveis através de medidas diretas e também reportou maior pressão intradiscal durante a postura sentada em comparação à postura em pé. Tais diferenças têm sido atribuídas a maior ativação dos músculos eretores da coluna na postura sentada que são recrutados para neutralizar o momento fletor causado pelas massas corporais que são projetadas ligeiramente à frente em relação à posição neutra que é adotada na postura em pé (ANDERSSON et al., 1975). Além disso, a retificação das curvaturas da coluna vertebral (ex. redução do ângulo intervertebral que ocorre na curvatura lombar – KREIGHBAUM & BARTHELIS, 1990) que ocorre na postura sentada (CORLETT & EKLUND, 1984) pode ter causado um maior estresse compressivo sobre os discos intervertebrais e outras estruturas da unidade funcional (ex. facetas articulares e ligamentos) do que na postura em pé, onde as curvaturas da coluna encontram-se relativamente preservadas. KAPANDJI (2000) e CHEM (2003) têm enfatizado a importância das curvaturas da coluna vertebral para reduzir e absorver cargas. Outros estudos que analisem as variações posturais durante os exercícios de levantamento de pesos podem auxiliar na compreensão dos mecanismos de ajuste da coluna vertebral.

Por outro lado, estes resultados são contrários a uma série de estudos *in vivo* efetuados por meio de estadiometria, os quais demonstraram que o estresse aplicado sobre a coluna vertebral foi menor na postura sentada do que na postura em pé. O estudo BEYNON & REILLY (2001) demonstrou que a permanência na postura sentada (imposta durante pausas de turnos de trabalho) sobrecarregava menos os discos intervertebrais e causava menor perda de estatura do que na postura em pé. LEIVSETH & DRERUP (1997) também compararam a deformação na altura dos discos intervertebrais na postura sentada e em pé durante um período de 6,5 h e verificaram que a postura sentada propiciou uma menor diminuição na altura dos discos intervertebrais do que a postura em pé. A maior ativação muscular necessária para a manutenção da postura em pé tem sido utilizada como argumento para explicar

a maior sobrecarga aplicada sobre a coluna vertebral nesta postura (ANDERSSON et al., 1975; BEYNON & REILLY, 2001; CORLETT & EKLUND, 1984). As diferenças entre o presente estudo e aquelas descritas por BEYNON & REILLY (2001) e LEIVSETH & DRERUP (1997) podem estar relacionadas à ausência de cargas adicionais e ao prolongado período de tempo utilizado naqueles experimentos. Em prolongados períodos de aplicação de cargas de pequena magnitude (ex. peso corporal), espera-se que a diminuição na altura dos discos ocorra predominantemente através de uma deformação viscosa e que a participação dos componentes elásticos do disco intervertebral seja relativamente pequena. Tais inferências são reforçadas através dos achados de BOTSFORD et al. (1994) que demonstrou que as mudanças na altura dos discos intervertebrais na postura sentada e em pé (sem cargas adicionais), ocorreram predominantemente pela expulsão dos fluidos dos discos intervertebrais após longos períodos de testagem (3 e 4 horas, respectivamente). A ressonância magnética realizada por BOTSFORD et al. (1994) demonstrou uma pequena ou insignificante deformação elástica dos discos intervertebrais.

Apesar de alguns estudos terem sido desenvolvidos com o intuito de analisar a magnitude das perdas na altura dos discos intervertebrais, poucos são aqueles que analisaram as taxas de perda *in vivo*. A análise das taxas de variação da altura dos discos intervertebrais *in vivo* pode auxiliar na compreensão das alterações fisiológicas e mecânicas que ocorrem em função de atividades da vida diária e/ou esportiva. Tais estudos têm relatado que os discos intervertebrais se deformam de forma exponencial, sendo que as maiores perdas de altura ocorrem no início da aplicação da carga (KÖELLER et al., 1986; SMEATHERS, 1984) e as menores perdas ocorrem no final do período de carga. A elevada taxa de perda que ocorre no início da aplicação de carga pode ser atribuída ao aumento da pressão hidrostática que ocorre no interior dos discos intervertebrais (núcleo pulposos). O aumento na pressão interna do disco intervertebral causa um aumento na pressão das paredes do ânulo fibroso. Quando a pressão intradiscal aumenta, o fluido contido no núcleo pulposos não pode ser expelido rapidamente e grande parte das forças compressivas são rapidamente transmitidas e absorvidas pelo ânulo fibroso. Desta forma, estas forças causam deformações radiais

do ânulo fibroso e apenas uma pequena fração de fluido do disco intervertebral é expelida. As características elásticas do ânulo fibroso garantem que forças abruptas sejam absorvidas de forma rápida, sem que haja perda acentuada de fluido. As propriedades elásticas do ânulo fibroso também garantem que os discos retornem rapidamente a sua condição inicial quando as cargas são removidas ou reduzidas. Todavia, quando as cargas compressivas são impostas por um prolongado período de tempo (ex. cargas de sustentação do peso corporal contra a ação da gravidade), a quantidade de fluido expelido pelos discos intervertebrais ocorre de forma lenta e gradativa, sem que haja uma deformação acentuada do ânulo fibroso. Os achados de BOTSFORD et al. (1994) revelam pequena ou insignificante deformação elástica dos discos intervertebrais durante prolongados períodos de sustentação do peso corporal. Tais mecanismos explicam o comportamento de deformação rápida (predominantemente elástica) e lenta (predominantemente viscosa) dos discos intervertebrais (WATKINS, 1999) e garantem o comportamento visco-elástico da coluna vertebral afim de que cargas de diferentes naturezas (cargas constantes ou gravitacionais e cargas súbitas ou impacto) sejam absorvidas pela coluna vertebral de maneira eficiente.

A maior taxa de perda de altura do componente rápido do disco intervertebral encontrada na postura sentada também pode estar relacionada à maior ativação dos músculos que sustentam e mantêm o equilíbrio nesta postura (ANDERSSON et al., 1975). Na posição em pé, os músculos dos membros inferiores podem contribuir de forma efetiva para a manutenção do equilíbrio, enquanto que na posição sentada o equilíbrio é predominantemente dado pela contração intermitente dos músculos que atuam ao redor da coluna vertebral (CORLETT & EKLUND, 1984; KAPANDJI, 2000). A contração dos músculos da região posterior da coluna vertebral (ex. eretores da coluna) se faz necessária para compensar o desequilíbrio provocado pela inclinação posterior da pelve que ocorre na posição sentada. O aumento na ativação muscular constitui fator de sobrecarga sobre a coluna vertebral (CORLETT & EKLUND, 1984). Estudos que incluam parâmetros eletromiográficos são necessários para confirmar estes argumentos.

A utilização de posturas que propiciem uma redução acentuada da altura dos discos intervertebrais no início das atividades pode ocasionar uma redução na capacidade dos discos responder a cargas aplicadas rapidamente sobre a coluna vertebral (redução das propriedades elásticas) e causar uma diminuição da capacidade da coluna vertebral resistir a este tipo de estresse durante a fase final da atividade. Tal redução nas propriedades mecânicas da coluna vertebral pode desencadear e/ou acelerar o desenvolvimento de processos degenerativos dos discos intervertebrais e outros problemas que possam desencadear lombalgias.

## **6. CONCLUSÃO**

Foi concluído que a realização de levantamentos de cargas de alta intensidade na postura sentada apresenta uma maior sobrecarga sobre as unidades funcionais da coluna vertebral quando comparada com a postura em pé. Em atividades de levantamento de peso, onde a postura possa ser manipulada, como por exemplo, durante exercícios de desenvolvimento na musculação, os sujeitos devem buscar realizar tais exercícios na postura em pé com a finalidade de minimizar os efeitos adversos que possam ocorrer em função do elevado número de repetições e da magnitude das forças aplicadas neste tipo de atividade.

## REFERÊNCIAS

ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance. **Clinical Biomechanics**. v. 10, n. 1, p. 3-19, 1995.

ADAMS, M. A.; FREEMAN, B. J.; MORRISON, H. P.; NELSON, I. W.; DOLAN, P. Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration. **Spine**, v. 23, n. 13, p. 1625-1636, 2000.

ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. The effect of posture on fluid content of lumbar intervertebral discs. **Spine**. v. 8, p. 665-671, 1983.

ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. The effect of posture on the lumbar spine. **The Journal of Bone Joint Surgery**. v. 67, n. 4, p. 625-629, 1985.

ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. The effect of posture on the role on the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 62, n. 3, p. 358-362, 1980.

ADAMS, M. A.; McNALLY, D.; CHINN, H.; DOLAN, P. Posture and the compressive strength of the lumbar spine. **Clinical Biomechanics**. v. 9, p. 5-14, 1994.

ALTHOFF, I.; BRINCKMANN, P.; FROBIN, W.; SANDOVER, J.; BURTON, K. an improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading: application to sitting posture and whole body vibration. **Spine**. v. 17, n. 6, p. 682-693, 1992.

ANDERSSON, G. Epidemiologic aspects of low back pain in industry. **Spine**. v. 6, p. 53-60, 1981.

ANDERSSON, G.; ORTENGREN, R.; NACHEMSON, A.; ELFSTROM, G.; BROMAN, H. The sitting posture: an electromyographic and discometric study. **Orthopedic Clinics of North America**. v. 6, n. 1, 1975.

ANTONIOU, J.; STEFFEN, T.; NELSON, F.; WINTERBOTTOM, N.; HOLLANDER, A.P.; POOLE, R. A.; AEBI, M.; ALINI, M. The human lumbar intervertebral disc: evidence for changes in the biosynthesis and denaturation of the extracellular matrix growth, maturation, ageing, and degeneration. **J Clin Invest**. v. 98, n.4, p. 996-1003, 1996.

BEYNON, C.; REILLY, T. Spinal shrinkage during a seated break and standing break during simulated nursing tasks. **Applied Ergonomics**. v. 32, p. 617-622, 2001.

BIBBY, S.; JONES D.A.; LEE, R.B.; JING, Y.U.; URBAN J. The pathophysiology of the intervertebral disc. **Joint Bone Spine**. v.68, p. 537-542, 2001.

BONNEY, R.; CORLETT, E. Head posture and loading of the cervical spine. **Applied Ergonomics**. v. 33, p. 415-417, 2002.

BORENSTEIN, D. G.; WIESEL, S. W.; BODEN, S. D. **Low Back Pain: medical diagnosis and comprehensive management**. 2 ed., United States of American: Saunders Company, 1995.

BOTSFORD, D. J.; ESSES, S. I.; OGILVIE-HARRIS, D. J. In vivo diurnal variation intervertebral disc volume and morphology. **Spine**, v. 19, n. 8, p. 935-940, 1994.

BROBERG, K. Slow deformation of intervertebral discs. **Journal of Biomechanics**. v. 26, n. 45, p. 501-512, 1993.

BUTLER, H.; KOZEY, J. The effect of load and posture on load estimations during a simulated lifting task in female workers. **International Journal of Industrial Ergonomic**. v. 31, p. 331-341, 2003.

CAILLIET, R. **Tecidos Moles Dor e Incapacidade**. São Paulo: Manole, 1979.

CHEM, Y. Effectiveness of a new backbelt in the maintenance of lumbar lordosis while sitting: a pilot study. **International Journal of Industrial Ergonomics**. v. 32, p. 299-303, 2003.

CORLETT, E. N.; EKLUND, J. A. Changes of Stature as an Indicator of Loads on the Spine. IN: **Ergonomics of Working Posture**. London, p. 232-242, 1986.

CORLETT, E. N.; EKLUND, J. A. E. How does a backrest work? **Applied Ergonomics**. v.15, n.2, p.111-114, 1984.

DELAVIER, F. **Guia dos Movimentos de Musculação**. São Paulo: Manole, 2000.

DOLAN, P.; ADAMS, M. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modeling. **Clinical Biomechanics**. v. 16, n. 1, p. 8-16, 2001.

DUNLOP, R. B.; ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. Disc space narrowing and the lumbar facet joints. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 66, n.5, p. 706-710, 1984.

EKLUND, J. A., CORLETT, N. E.; Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine. **Spine**. v. 9, n. 2, p. 189-194, 1984.

FOREMAN, T.; LINGE, K. The importance of heel compression in the measurement of diurnal stature variation. **Applied Ergonomics**. v. 4, p. 299-300, 1989.

- FOWLER, N. E.; LEES, A.; REILLY, T. Changes in stature following plyometric drop-jump and pendulum exercises. **Ergonomics**, v. 40, p. 1279-1286, 1997.
- GRABINER, M. D. A coluna vertebral. In: RASCH, F. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. Rio de Janeiro: Guanabara, 1991.
- GRAY, H. **Anatomy of the Human Body**. United States of America: Lippincott Williams & Wilkins, 1985.
- HANDA, T.; ISHIHARA, H.; OHSHIMA, H.; OSADA, R.; TSUJI, H.; OBATA, K. Effects of hydrostatic pressure on matrix synthesis and matrix metalloproteinase production in the human lumbar intervertebral disc. **Spine**. v.22, n.10, may 15, p. 1085-1091, 1997.
- HUTTON, W. C.; GANEY, T. M.; ELMER, W.A.; KOZLOWSKA, E.; UGBO, J.L.; DOH, E.; WHITESIDES, T. E. Does Long-Term Compressive Loading on the Intervertebral Disc Cause Degeneration?. **Spine**. v.25, n.23, p.2993-3004, 2000.
- HUTTON, W. C.; TORIBATAKE, Y.; ELMER, W. A.; GANEY, T.; TOMITA, K.; WHITESIDES, T. E. The effect of compressive force to the intervertebral disc *in vivo*: a study of proteoglycans and collagen. **Spine**. v.23, n.23, p. 2524-2537, 1998.
- IATRIDIS, J. C.; MENTE, P. L.; STOKES, I. A. F.; ARONSSON, D. D.; ALINI, M. Compression-induced changes in the intervertebral disc properties in a rat tail model. **Spine**. v. 24, n.10, p.996-1002, 1999.
- JÄGER, M; LUTTMANN, A. The load on the lumbar spine during asymmetrical bi-manual materials handling. **Ergonomics**. v. 35, p. 785-805, 1992.
- KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular: Tronco e Coluna Vertebral**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- KATZ, M. M.; HARGENS, A. R.; GARFIN, S. R. Intervertebral disc nutrition: diffusion versus convection. **Clinical Orthopaedics and Research**. v. 210, p. 243-245, 1986.
- KELLER, T.; SPENGLER, D.; HANSSON, T. Mechanical behaviour of the human lumbar spine: creep analysis during static compressive loading. **Journal of Orthopaedic Research**. v. 5, p. 467-487, 1987.
- KÖELLER, W.; MUEHLHAUS, S.; MEIER, W.; HARTMANN, F. Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression:

influence of age and degeneration. **Journal of Biomechanics**. v. 19, n. 10, p. 807-816, 1986.

KREIGHBAUM, E.; BARTHELS, K. **Biomechanics: A Quantitative Approach for Studying Human Movement**. New York: Macmillan Publishing Company, 1990.

LEATT, P.; REILLY, T. TROUP, G. D. Spinal loading during weight-training and running. **British Journal Sports Medicine**. v. 20, n. 3, p.119-124, 1986.

LEIVSETH, G.; DRERUP, B. Spinal shrinkage during work in a sitting posture compared to work in a standing posture. **Clinical Biomechanics**. v. 12, n.7/8, p. 409-418, 1997.

MAGNUSSON, M.; HASSON, T.; POPE, H. The effect of seat back inclination on spine height changes. **Applied Ergonomics**. v. 25, n. 5, p. 294-295, 1990.

McCATHY, P. W.; CARRUTHERS, B.; MARTIN, D.; PETTS, P. Immunohistochemical demonstration of sensory nerve fibres and endings in lumbar intervertebral disc of the rat. **Spine**. v. 16, n. 6, p. 653-659, 1991.

McGILL, S. M.; VAN WIJK, M. J.; AXLER, C. T.; GLETSU, M. Studies of spinal shrinkage to evaluate low back loading in the workplace. **Ergonomics**. v. 39, p. 92-102, 1996.

MOORE, K.; DALLEY, A. **Clinical Oriented Anatomy**. United States of America: Lippincott Williams & Wilkins, 1999.

NACHEMSON, A.; MORRIS, J. M. In vivo measurements of intradiscal pressure: discometria, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 46, n. 5, p. 1077-1092, 1964.

RANNOU, F.; CORVOL, M.; REVEL, M.; POIRAUDEAU, S. Disk degeneration and herniation: the contribution of mechanical stress. **Joint Bone Spine**. v. 68, p.543-546, 2001.

REILLY, T.; TYRRELL, A.; TROUP, J. Circadian variation in human stature. **Chronobiology International**. v.1, p. 121-126, 1984.

RODACKI, C.; FOWLER, N.; RODACKI, A.; BIRCH, K. Repeatability of measurement in determining stature in sitting and standing postures. **Ergonomics**. 2001.

RODACKI, C.; FOWLER, N.; RODACKI, A.; BIRCH, K. Stature loss and recovery in pregnant women with and without low back pain. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 84, p. 507-5512, 2003.

ROUGHLEY, P.J. Age-Associated changes in cartilage matrix. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. n.391, p.S153-160, 2001.

RUDERT, M.; TILLMANN, B. Lymph and blood supply of the human intervertebral disc: cadaver study of correlations to discitis. **Acta Orthopædics Scandinavia**. v. 64, n. 1, p. 37-40, 1993.

SATO, K.; KIKUCHI, S.; YONEZAWA, T. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and patients with ongoing back problems. **Spine**, v. 24, n. 23, p. 2468-2474, 1999.

SETHER, L. A.; SHIWEI, Y.; HAUGHTON, V. M.; FISCHER, M. E. Intervertebral disc: normal age-related changes in mr signal intensity. **Radiology**. v. 177, n. 2, p. 385-388, 1990.

SMEATHERS, J. Some time dependent properties of the intervertebral joint when under compression. **Engineering in Medicine**. v. 13, n. 2, 1984.

STOTHART, J.; MCGILL, S. Stadiometry: on measurement technique to reduce variability in spine shrinkage measurement. **Clinical Biomechanics**. v. 15, p. 546-548, 2000.

TRITSCHLER, K. **Practical Measurement and Assessment**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2000.

TROUP, J. D. G.; EDWARDS, F. C. **Manual Handling: a review paper**. London: H.M.S.O, 1985.

TWOMEY, L. T.; TAYLOR, J. R. Sagittal movements of the human lumbar vertebral column: a quantitative study of the role of the posterior vertebral elements. **Archives Physical Medical Rehabilitation**. v. 64, p. 322-325, 1983.

TYRRELL, A. R.; REILLY, T.; TROUP, J. D. Circadian variation in stature and the effects of spinal loading. **Spine**. v. 10, n. 2, p. 159-164, 1985.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ. **Normas para Apresentação de Documentos Científicos**. v.1-10. Paraná: Editora da UFPR, 2000.

VAN DIEEN, J. H.; CREEMERS, M.; DRAISMA, I.; TOUSSAINT, H. M.; KINGMA, I. Repetitive lifting and spinal shrinkage effects of age and lifting technique. **Clinical Biomechanics**. v. 9, p. 367-374, 1994.

VIRGIN, W. J. Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 33, n. 4, p. 607-611, 1951.

WALSH, A. J. L.; LOTZ, J. C. Biological response of the intervertebral disc to dynamic loading. **Journal of Biomechanics**. v. 37, p. 329-337, 2004.

WATKINS, J. **Structure and Function of the Musculoskeletal System**. United States: Human Kinetics, 1999.

WHITE, T.; MALONE, T. Effects of running on intervertebral disc height. **JOSPT**. v. 12, n.4, p.139-146, 1990.

WHITING, W.; ZERNICKE, R. **Biomechanics of Musculoskeletal Injury**. United States of America: Human Kinetics, 1998.

WILKE, H.; NEEF, P.; CAIMI M.; HOOGLAND, T.; CLAES, L. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. **Spine**. v. 24, n. 8, p. 755-762, 1999.