

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

**COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS DE
SUJEITOS OBESOS E NÃO-OBESOS.**

Monografia apresentada à disciplina Seminário de Monografia como requisito para a conclusão do curso de Licenciatura em Educação Física, do Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas, da Universidade Federal do Paraná.

ORIENTADOR: PROF. ANDRÉ LUIZ FÉLIX RODACKI

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho principalmente a meus pais, que são à base de minha formação intelectual e me deram condições de completar mais uma etapa de uma árdua jornada. Dedico também aos meus amigos laboratoriais e a minha namorada Natália, que com muita paciência soube me aturar enquanto eu lia alguns artigos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos aqueles que de alguma forma contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho. Agradeço especialmente ao meu amigo Valério H. Dezan que passou horas e horas comigo no laboratório contribuindo com os diversos estágios deste trabalho. Agradeço ao meu professor André Rodacki que com seu olhar crítico contribuiu decisivamente nos rumos tomados por este trabalho.

“Em tempos de guerra não se limpam as armas.”

Autor Desconhecido

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	v
LISTA DE FIGURAS	vi
RESUMO	vii
1.0 INTRODUÇÃO	1
1.1 PROBLEMA.....	1
1.2 OBJETIVOS GERAIS.....	2
1.2.1 Objetivos Específicos.....	2
1.3 HIPÓTESES.....	2
2.0 REVISÃO DE LITERATURA	4
2.1 A COLUNA VERTEBRAL.....	4
2.1.1 Unidade Funcional da Coluna Vertebral.....	4
2.1.1.1 O disco intervertebral.....	5
2.1.1.1.1 Aspectos anatômicos dos discos intervertebrais.....	5
2.1.1.1.2 Propriedades mecânicas do disco intervertebral.....	7
2.2 Efeitos das Sobrecargas Mecânicas Sobre a Coluna Vertebral.....	9
2.3 Lombalgias em Obesos.....	11
3.0 METODOLOGIA	14
3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO.....	14
3.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA.....	14
3.3 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS.....	14
3.3.1 Procedimentos.....	15
3.3.1.1 Procedimentos avaliativos iniciais.....	15
3.3.1.2 Procedimentos gerais da avaliação.....	15
3.3.1.2.1 Fase de repouso.....	16
3.3.1.2.2 Fase de carregamento.....	16
3.3.1.2.3 Fase de recuperação.....	16
3.3.2 Instrumentos.....	17
3.3.1.1 Estadiômetro.....	17
3.4 TRATAMENTO ESTATÍSTICO.....	19
4.0 RESULTADOS	21
4.1 VELOCIDADE DA CAMINHADA.....	21
4.2 PERDA DE ESTATURA.....	21
4.3 RECUPERAÇÃO DE ESTATURA.....	24
5.0 DISCUSSÃO	27
5.1 VELOCIDADE DA CAMINHADA.....	27
5.2 REDUÇÃO ABSOLUTA DE ESTATURA.....	27
5.3 TAXAS DE VARIAÇÃO DE ESTATURA DURANTE AS TAREFAS.....	29
5.4 RECUPERAÇÃO DE ESTATURA.....	30
6.0 CONCLUSÃO	32
REFERÊNCIAS	33
ANEXO	38

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DOS SUJEITOS.....	14
TABELA 2 – COEFICIENTES DE INCLINAÇÃO DAS RETAS EM FUNÇÃO DO COMPORTAMENTO DA VARIAÇÃO DE ESTATURA.....	26

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – ESTADIÔMETRO.....	18
FIGURA 2 – PERFIS DE PERDA DE ESTATURA DOS INDIVÍDUOS OBESOS E NÃO-OBESOS NA CAMINHADA SEM CARGA.....	23
FIGURA 3 – PERFIS DE PERDA DE ESTATURA DOS INDIVÍDUOS OBESOS E NÃO-OBESOS NA CAMINHADA COM CARGA.....	23
FIGURA 4 – RELAÇÃO ENTRE DIMINUIÇÃO DE ESTATURA E IMC.....	24
FIGURA 5 – RELAÇÃO ENTRE RECUPERAÇÃO ABSOLUTA DE ESTATURA APÓS CAMINHADA COM CARGA E IMC.....	25
FIGURA 6 - RELAÇÃO ENTRE RECUPERAÇÃO ABSOLUTA DE ESTATURA APÓS CAMINHADA SEM CARGA E IMC.....	25

RESUMO

As dores lombares são uma condição patológica freqüente nos países industrializados. Cerca de 80% dos indivíduos apresentarão dores lombares agudas em algum momento de sua vida. Destes, entre 5% e 10% evoluirão para um quadro severo e crônico. O objetivo deste estudo foi verificar e comparar o comportamento mecânico dos discos intervertebrais entre sujeitos obesos e não obesos. Foram analisados 20 indivíduos jovens e saudáveis do sexo masculino, sendo 10 não-obesos ($IMC < 25 \text{ Kg/m}^2$) e 10 obesos ($IMC > 25 \text{ Kg/m}^2$). O comportamento mecânico dos discos intervertebrais foi verificado utilizando-se medições na variação de estatura através de um estadiômetro. Os indivíduos foram submetidos a 2 experimentos. Em um experimento transportaram duas bolsas manuais com carga de 5% do peso corporal cada, totalizando uma carga externa de 10 % do peso corporal aproximadamente. No outro experimento repetiram o protocolo porém não houve adição de cargas externas. O grupo dos não-obesos apresentou uma redução de estatura de $6,52 \pm 1,45 \text{ mm}$ e $3,55 \pm 0,93 \text{ mm}$ após um período de caminhada com e sem carga, respectivamente. Os indivíduos obesos apresentaram perdas de estatura de $8,49 \pm 1,75 \text{ mm}$ para a condição com carga e $7,02 \pm 1,32 \text{ mm}$ para a condição sem carga. Em ambos os grupos foram encontradas diferentes taxas de variação elástica de estatura. Não foram encontradas diferenças no comportamento viscoso de perda de estatura. Durante o período de recuperação foi verificado que os indivíduos obesos não demonstram capacidade de recuperar estatura. Os achados deste estudo demonstram que a obesidade é um fator importante para o comportamento mecânico dos discos intervertebrais.

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

1.0 INTRODUÇÃO

1.1 APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

As dores lombares são uma condição patológica freqüente nos países industrializados (PANJABI, 2003). Aproximadamente 80% dos indivíduos adultos apresentarão dores lombares agudas em algum momento de sua vida (MOORE e DALLEY, 1999). Estima-se que 5% a 10% da população com sintomas de lombalgias agudas evoluirão para um quadro patológico severo e crônico (NIEMAN, 1999).

As lombalgias limitam as atividades cotidianas (PICAVET e SCHOUTEN, 2003) e profissionais (WEBB, BRAMMAH, LUNT, URWIN, ALLISON e SYMMONS, 2003), e diminuem a qualidade de vida dos indivíduos (NIEMAN, 1999). As dores lombares representam um sério problema de saúde pública, gerando sérios prejuízos com cuidados médicos e aposentadorias precoces (DEYO, CHERKIN, CONRAD e VOLINN, 1991).

Os mecanismos fisiopatológicos das dores lombares permanecem incertos (NORCROSS, LESTER, WEINHOLD e DAHNERS, 2003), porém sabe-se que aumentos de carga (sobrecarga) estão diretamente relacionados com o aumento na ocorrência de lombalgias (BOVENZI, PINTO e STACCHINI, 2001). Alguns estudos sugerem uma importante contribuição da obesidade no processo de desenvolvimento das lombalgias (LAKE, POWER e COLE, 1999; WEBB *et alli*, 2003). A possível relação etiológica entre a obesidade e as dores lombares podem estar associadas ao excesso de peso corporal decorrente da obesidade. Estudos que analisaram o comportamento mecânico dos discos em função da sobrecarga derivada de atividades cotidianas (RODACKI, FOWLER, RODACKI e BIRCH, 2003) e esportivas (ex. levantamento de pesos - REILLY, BOOCOCK, GARBUTT, TROUP e LINGE, 1991) demonstraram alterações transientes do comportamento mecânico dos discos intervertebrais. As alterações mecânicas dos discos intervertebrais em sujeitos obesos, onde a sobrecarga imposta pela massa corporal não é aplicada de forma transiente (carga constante) não são conhecidas.

Um maior entendimento da influência do excesso de peso corporal sobre as propriedades mecânicas dos discos intervertebrais nos sujeitos pode auxiliar na escolha do tratamento terapêutico, bem como justificar as medidas preventivas para evitar os problemas associados à obesidade.

OBJETIVOS GERAIS

Este estudo objetiva verificar e comparar o comportamento mecânico dos discos intervertebrais entre sujeitos obesos e não obesos.

1.2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Verificar e comparar a magnitude da perda absoluta de estatura de indivíduos obesos e não-obesos.
2. Verificar e comparar a magnitude da recuperação de estatura dos indivíduos obesos e não-obesos.
3. Verificar e comparar as taxas de perda de estatura dos indivíduos obesos e não obesos.
4. Verificar e comparar as taxas de recuperação de estatura dos indivíduos obesos e não-obesos.

1.3 HIPÓTESES

- H1. Os indivíduos obesos apresentam maior perda absoluta de estatura quando comparados a indivíduos não obesos após a aplicação de uma sobrecarga dinâmica moderada.
- H2. Os indivíduos obesos apresentam menor recuperação na estatura quando comparados a indivíduos não obesos após um período de repouso.

- H3. Os indivíduos obesos apresentam maior taxa de perda da estatura quando comparados a indivíduos não obesos durante a aplicação de sobrecarga.
- H4. Os indivíduos obesos apresentam menor a taxa de recuperação de estatura quando comparados a indivíduos não obesos durante o período de repouso.

2.0 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral de um adulto compõe-se de 33 ou 34 vértebras arranjadas em 5 regiões: 7 cervicais, 12 torácicas, 5 lombares, 5 sacrais e 4 ou 5 coccígeas. Com exceção da região sacral e coccígea, as demais são flexíveis. Esta flexibilidade das demais se regiões deve ao fato delas serem compostas por várias pequenas estruturas (MOORE e DALLEY, 1999; WATKINS, 1999).

Em posição ortostática, a coluna vertebral apresenta quatro curvaturas moderadas no plano mediano, porém é reta no plano frontal (MOORE e DALLEY, 1999; WATKINS, 1999). As concavidades das regiões torácica e sacral dão espaços aos órgãos internos do tórax e da região abdominal inferior (WATKINS, 1999).

A coluna vertebral constitui uma espécie de pilar por ficar situada centralmente e suportar o raio de ação do peso de toda estrutura. Contudo, ela deve fornecer estabilidade e flexibilidade para sustentar o peso corporal, agir como um amortecedor em resposta a cargas de impacto e proteger a medula espinhal (WATKINS, 1999).

2.1.1 UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL

A unidade funcional da coluna vertebral é composta por um par de vértebras adjacentes, suas articulações e tecidos moles de sustentação (BRINCKMAN, 1985; WATKINS, 1999; LINDH, 2001). Ela constitui-se de duas porções, a anterior e a posterior. A porção anterior é composta por dois corpos vertebrais sobrepostos, o disco intervertebral e os ligamentos longitudinais; a porção posterior é composta pelos correspondentes arcos vertebrais, as articulações intervertebrais compostas pelas facetas, os processos transversos e espinhosos, e vários ligamentos (LINDH, 2001). Também encontramos este mesmo sistema articular referido como segmento motor (BRINCKMAN, 1985; WATKINS, 1999; LINDH, 2001).

As articulações que unem as vértebras podem ser de dois tipos: tipo sínfise – são aquelas que unem os corpos vertebrais; tipo facetárias ou apofisárias – são

superior e os processos articulares superiores da vértebra inferior (WATKINS, 1999). Portanto, a porção anterior é composta por uma articulação do tipo sínfise e a porção posterior é constituída por articulações do tipo facetárias. Vários ligamentos longitudinais e intersegmentais sustentam as estruturas articulares da coluna vertebral (ADAMS e DOLAN, 1995; WATKINS, 1999).

A principal função da unidade funcional da coluna vertebral é transmitir as cargas de uma maneira mecanicamente mais eficiente (DUNLOP, ADAMS, HUTTON, 1984). Uma cadeia de unidades funcional também interage entre si como uma unidade para transmitir as pressões ao longo da coluna vertebral (WATKINS, 1999). Desta forma, a lesão em uma unidade funcional poderá afetar a função de todas as demais unidades funcionais adjacentes, fazendo com que o indivíduo adote movimentos compensatórios para reduzir a pressão sobre a articulação lesionada (RIEGGER-KRUGH e KEYSOR, 1996; WATKINS, 1999).

2.1.1.1 O DISCO INTERVERTEBRAL

2.1.1.1.1 ASPECTOS MORFOLÓGICOS DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS

Os discos intervertebrais situam-se entre as superfícies cranial e caudal dos corpos vertebrais adjacentes e sua função é de transmitir e dissipar as cargas internas e externas as quais a coluna vértebra está constantemente submetida (CLEMENTE, 1985). Os discos intervertebrais representam aproximadamente $\frac{1}{4}$ do comprimento da coluna vertebral (GRABINER, 1991).

Este é constituído de três partes: placas de cartilagem hialina, anel fibroso e núcleo pulposo (CAILLIET, 1979).

O núcleo pulposo está localizado na porção central do disco intervertebral, é estruturalmente similar a um gel, apresentando uma quantidade significativa de substâncias hidrofílicas (proteoglicanos) (GALANTE, 1967; ADAMS e DOLAN, 1995) e, em virtude disso, possui uma grande afinidade com a água que é absorvida através da pressão de enchimento osmótico, que atua constantemente (WATKINS,

1999). Em condições de repouso (2 atm a 3 atm - HANDA et al, 1997), um núcleo pulposo saudável é constituído de 88% de água (PUSCHEL, 1930). Esta pressão osmótica negativa constante no núcleo pulposo, proporciona ao disco um estado de pré-tensão no qual aumenta a capacidade deste em resistir as forças de compressão (KAPANDJI, 2000).

O ânulo fibroso é constituído de vários anéis fibrocartilagosos dispostos de forma concêntrica, nos quais envolvem o núcleo pulposo (KAPANDJI, 2000). Os anéis dispostos externamente (ânulo fibroso externo) são relativamente finos e constituídos de tecido fibroso regular, enquanto que os anéis internos (ânulo fibroso interno) são mais amplos e são constituídos de fibrocartilagem (WATKINS, 1999). O arranjo das fibras ocorre de uma maneira diferente em cada anel do ânulo fibroso, isto em associação com o núcleo pulposo faz com que o disco suporta fortemente a todos os tipos de pressão (NORDIN e FRANKEL, 2001).

As placas terminais são formadas de cartilagem hialina e estão presentes na superfície cranial e caudal 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 placa terminal (WATKINS, 1999).

Observa-se um aumento no tamanho dos discos intervertebrais no sentido crânio-caudal (GILAD e NISSAN, 1986). Desta forma, verifica-se um aumento significativo no tamanho dos discos intervertebrais na região lombar, onde resultam as maiores cargas impostas sobre a coluna vertebral (THOMPSON e FLOYD, 1997).

O mecanismo no qual o disco intervertebral se nutre ainda não está totalmente esclarecido (DEZAN, 2002). Cailliet (1979) afirma que durante o período neonatal, vasos sanguíneos penetram na camada de cartilagem hialina (placa terminal) e podem vir a nutrir os discos intervertebrais. Um estudo em cadáveres encontrou indicativos de que o ânulo fibroso é vascularizado até os 20 anos de idade e as placas terminais até os 7 anos de idade, todavia em nenhuma idade foi demonstrado que existe vascularização no núcleo pulposo (RUDERT e TILLMANN, 1993). Isto vem a provar que, com o aumento de idade estes, gradativamente, se tornam sem vascularização (MOORE e DALLEY, 1999). Já é negada a hipótese de que a nutrição dos discos intervertebrais

ocorre por um processo de osmose, porém acredita-se que a nutrição aconteça por embebição (difusão) (KATZ, HARGENS, GARFIN, 1986). A placa terminal é a responsável pela difusão de solutos que nutrem os discos com oxigênio e glicose, os sulfatos que constituem os glicosaminoglicanos entram através do anel fibroso (CAILLIET, 1979).

Em relação á inervação dos discos intervertebrais, até o dado momento é aceito que este não apresenta inervação (CAILLIET, 1979), pois a função mecânica da cartilagem (responder a pressões) pode destruir vasos sanguíneos e nervos em função da deformação (NORDIN e FRANKEL, 2001).

2.1.1.1.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS

O disco intervertebral está constantemente submetido a forças de compressão axial nas atividades cotidianas (RODACKI *et alli*, 2003), laborais (LENGSFELD, VAN DEURSEN, ROHLMANN, VAN DEURSEN, GRISS, 2000; VAN DEURSEN, GOOSSENS, EVERS, VAN DER HELM, VAN DEURSEN, 2000) e esportivas (REILLY *et alli*, 1991). Em respostas a estas cargas externas o disco intervertebral possui a capacidade de se deformar, permitindo proteger as unidades funcionais da coluna vertebral (DUNLOP *et alli*, 1984; ADAMS e DOLAN, 1995; DEZAN, 2002). Sob aplicação de cargas externas e internas, o disco intervertebral pode se deformar de forma elástica ou viscosa (WATKINS, 1999).

Quando os discos intervertebrais são submetidos a cargas, ocorre um aumento na pressão osmótica dentro do núcleo pulposo (HUTTON colocar galera *et alli*, 1999). Este aumento na pressão do núcleo pulposo é refletida sobre as paredes do ânulo fibroso, deformando radialmente este (deformação elástica) (RICHES *et alli*, 2002; WATKINS, 1999).

Em associação ocorre uma expulsão de água do núcleo pulposo e ânulo fibroso para fora do disco intervertebral através das placas terminais, fazendo com que o disco perca altura (deformação viscosa) (HUTTON *et alli*, 1999; RICHES *et alli*, 2002). Em

articulações saudáveis, a perda de água é gradual em virtude da baixa permeabilidade das camadas de cartilagem hialina (WATKINS, 1999).

Desta forma, a associação do comportamento elástico e viscoso do disco ocasiona a redução na altura do disco intervertebral. Todavia, a predominância de cada um desses componentes elástico e viscoso depende da intensidade e duração das cargas (WATKINS, 1999).

Quando os discos intervertebrais são submetidos a cargas abruptas ou de alta intensidade por um curto espaço de tempo (ex.: levantamento de pesos), os discos intervertebrais comportam-se elasticamente (DEZAN, RODACKI, RODACKI, SANTOS, OKASAKI, SARRAF, *in press*). Em contrapartida, as cargas de baixa intensidade aplicadas gradativamente e por um período prolongado de tempo (ex.: força da gravidade sobre o peso corporal), faz com que os discos intervertebrais comportam-se viscosamente (DEZAN *et alli*, *in press*). Desta forma os discos intervertebrais possuem a capacidade de receber diferentes tipos de carga.

Independente da magnitude ou espaço de tempo em que determinada carga é aplicada nos discos intervertebrais, a redução acumulada da espessura destes dificilmente ultrapassará 15% do total da espessura combinada de todos os discos intervertebrais (WATKINS, 1999).

A partir do momento em que a carga, ou parte dela é retirada dos discos intervertebrais, estes começam um processo de reenchimento que objetiva proteger as articulações de novas cargas que possam vir a ser aplicadas (WATKINS, 1999; KAPANDJI, 2000). Isto ocorre devido ao aumento da pressão osmótica negativa do disco intervertebral (RICHES *et alli*, 2002). Com o aumento do volume de água absorvida pelo núcleo, há um aumento na sua pressão interna uma vez que sua capacidade de extensão é limitada por estas cargas (WATKINS, 1999). Esta pressão é transmitida aos corpos vertebrais e ao ânulo fibroso, fazendo com que a espessura do disco intervertebral aumente conforme a quantidade de água que é absorvida pelo núcleo pulposo. Desta forma, a carga é o fator limitante da extensibilidade dos discos (WATKINS, 1999). Quando o indivíduo encontra-se deitado, a coluna vertebral não precisa suportar o peso do corpo, em consequência disto, a quantidade de água que o

núcleo pulposo pode absorver é limitada somente pela extensibilidade do ânulo fibroso em questão (WATKINS, 1999). Portanto, a maioria dos indivíduos está em sua maior altura quando acordam ao amanhecer (DE PUKY, 1935; REILLY, TYRRELL, TROUP, 1984; TYRRELL, REILLY, TROUP, 1985; WATKINS, 1999).

Em relação à aplicação de cargas sobre os discos intervertebrais, estudos apontam que pequenos estresses compressivos levam a um aumento no conteúdo de proteoglicanos nos discos (IATRIDIS, MENTE, STOKES, ARONSSON, ALINI, 1999; HUTTON *et alli*, 1999), porém grandes forças compressivas podem levar a degeneração acelerada do disco bem como a alterações em suas propriedades mecânicas (IATRIDIS *et alli*, 1999). Outro fator que contribui com a degeneração do disco intervertebral é o processo de envelhecimento (MAEDA *et alli*, 2000).

2.2 EFEITOS DAS SOBRECARGAS MECÂNICAS SOBRE A COLUNA VERTEBRAL

O disco intervertebral é solicitado em todas as posturas para sustentar a maioria das cargas intervertebrais compressivas (ADAMS e HUTTON, 1980). Ele também é solicitado para dissipar cargas de cisalhamento, inclinação ou torção (ADAMS e DOLAN, 1995).

Em consequência destas cargas aplicadas à coluna vertebral, ocorrem várias respostas estruturais e funcionais nas unidades funcionais da coluna vertebral.

As cargas compressivas aplicadas ao disco intervertebral causam uma redução na de altura dos discos (ADAMS, FREEMAN, MORRISON, NELSON, DOLAN, 2000) em virtude da migração da água do núcleo pulposo para os corpos vertebrais (RICHES *et alli*, 2002). Isto ocasiona uma deformação radial no disco (WANG, PARNIANPOUR, SHIRAZI-ADL, ENGIN, 1998; RICHES *et alli*, 2002) que conseqüentemente pode vir a pinçar uma raiz nervosa provocando dor (WATKINS, 1999).

Um fator determinante das respostas dos discos é a magnitude das cargas compressivas aplicadas. Quando o disco intervertebral é exposto a baixos estresses

compressivos, a síntese de proteoglicanos é estimulada (IATRIDIS *et alli*, 1999). Em virtude disto, ele se torna mais sadio, pois a diminuição dos proteoglicanos está relacionado com o processo de degeneração (ADAMS, DOLAN, HUTTON, 1986; ADAMS, McNALLY, DOLAN, 1996; WATKINS, 1999).

Quando o disco é submetido a altos estresses compressivos, poderá ocorrer perda permanente na altura discal (WANG *et alli*, 1998 ; ADAMS *et alli*, 2000), lesões nas placas terminais (YINGLING, CALLAGHAN, McGILL, 1997; ADAMS *et alli*, 2000), aumento na velocidade de degeneração dos discos intervertebrais (IATRIDIS *et alli*, 1999), mudanças nas propriedades mecânicas dos discos intervertebrais (IATRIDIS *et alli*, 1999).

Estudos realizados *in vitro* e em animais demonstram várias modificações ocorridas nos discos intervertebrais submetidos a cargas compressivas. Wang *et alli* (1998), em um estudo *in vitro*, demonstrou que quando o disco intervertebral do segmento L2/L3 é exposto a cargas axiais repetitivas (cíclicas) com magnitudes entre 600 N e 1000 N, ocorre um aumento radial do disco, diminuição na altura discal e comprometimento das propriedades mecânicas do disco intervertebral. Outro estudo utilizando cargas cíclicas, porém desta vez com porcos *in vivo*, demonstrou que em baixos graus de carregamento (100 N), as lesões acontecem principalmente nas placas terminais. Em contrapartida, altos valores de carregamento (entre 3000 N e 16000 N) foram capazes de danificar os corpos vertebrais de vértebras cervicais (YINGLING *et alli*, 1997).

TSAI, LIN, CHANG (1998), demonstraram estes mesmos resultados nos corpos vertebrais de segmentos lombares de porcos, porém com metodologia *in vitro*. Adams *et alli* (2000), realizou um estudo *in vitro* utilizando cargas cíclicas e permanentes em unidades funcionais de colunas vertebrais de seres humanos. Danos compressivos ocorreram com o carregamento das unidades funcionais em $6,7 \pm 2,5$ kN resultando em perda permanente da altura discal, diminuição na pressão do núcleo, redução do estresse no ânulo fibroso anterior, aumento do estresse no ânulo fibroso posterior, danificação das placas terminais e migração do núcleo pulposo das regiões com maior sobrecarga para outras com menor sobrecarga. Ele também reportou que as cargas

cíclicas produziram uma grande danificação nos discos intervertebrais idosos e pequenos danos nos discos jovens em postura neutra (0°). Ainda neste estudo, Adams *et alli* encontrou dados comparativos entre postura neutra e postura lordótica (unidade funcional a 2° de extensão) em relação ao estresse suportado pelo ânulo fibroso posterior dos discos intervertebrais. Os picos de estresse no ânulo fibroso posterior de discos intervertebrais com as placas terminais danificadas alcançou valores de 1,91 MPa em postura lordótica contra 0,60 MPa em postura neutra.

Estudos *in vitro* apresentam alguns problemas. Retirada de importantes estruturas anatômicas (músculos, ossos e ligamentos) e congelamento (diminui a pressão de enchimento osmótico e hidratação do núcleo, e aumenta a altura do disco em 10,5% - BASS, DUNCAN, HARIHARAN, DUSICK, BUEFF, LOTZ, 1997). Porém, estudos *in vitro* tem demonstrado importantes acontecimentos em relação aos processos fisiológicos e mecânicos dos discos intervertebrais (ADAMS *et alli*, 2000).

Iatridis *et alli* (1999), utilizaram compressão no disco intervertebral do rabo de ratos *in vivo* para comprovar que a aplicação de cargas exacerbadas nos discos por um período prolongado de tempo provoca aceleração do processo degenerativo, diminuição na altura discal, alterações nas propriedades mecânicas dos discos intervertebrais, alteração na composição bioquímica dos discos intervertebrais.

Em associação com o disco intervertebral, as articulações apofisárias suportam 16% da aplicação destas cargas na postura ereta (ADAMS e HUTTON, 1980). Este valor pode variar em função da postura adotada (ADAMS e HUTTON, 1985), da diminuição da altura dos discos e até mesmo do estado degenerativo dos mesmos, podendo chegar a valores maiores que 70% em relação ao suporte das cargas (ADAMS e HUTTON, 1980), ocasionando dor e desgaste nas articulações apofisárias (DUNLOP *et alli*, 1984).

2.3 LOMBALGIAS EM OBESOS

As lombalgias são um problema de saúde pública que demandam de altos custos (DEYO *et alli*, 1991). Vários estudos foram desenvolvidos com a finalidade de se descobrir as origens das lombalgias. Alguns destes estudos relacionam fatores do

estilo de vida (cigarro, obesidade, atividade laboral, atividade física) diretamente com a incidência das dores lombares (FRYMOYER, POPE, CLEMENTS, WILDER, MacPHERSON, ASHIKAGA, 1983; DEYO e BASS, 1989). Outros estudos demonstram que a obesidade, independentemente de outros fatores, representa um alto risco para o surgimento das lombalgias (HAN, SCHOUTEN, LEAN, SEIDELL, 1997; KOSTOVA e KOLEVA, 2001; WEBB *et alli*, 2003), podendo tornar-se caso de hospitalização em consequência das dores (KAILA-KANGAS, LEINO-ARJAS, RIIHIMÄKI, LUUKKONEN, KIRJONEN, 2003).

Frymoyer *et alli* (1983), em um estudo epidemiológico, demonstraram que o levantamento diário de cargas excessivas demonstra uma relação direta com as dores lombares. Desta forma, indivíduos com excesso de peso corporal podem vir a desenvolver dores lombares no transcorrer de sua vida.

Deyo e Bass (1989) determinaram que fatores do estilo de vida (cigarro e obesidade) influenciam na incidência de lombalgias. Eles encontraram uma relação entre obesidade e as lombalgias sendo que esta relação foi mais forte em mulheres do que em homens. Todavia, eles não conseguiram determinar se a obesidade causa as lombalgias ou se as lombalgias causam a obesidade, uma vez que na presença de lombalgias o nível de atividade física diminui e em consequência disto ocorre um ganho de peso corporal.

Han *et alli* (1997) encontraram uma prevalência de sintomas de hérnia de disco juntamente com dores lombares maior em indivíduos com altos valores de IMC. Neste estudo, eles também demonstram que mulheres apresentam mais reclamações de dores lombares do que homens. Outro indicativo de lombalgias foi associado à circunferência da cintura: pessoas com maior circunferência de cintura apresentam maiores episódios de lombalgias do que pessoas com menor circunferência de cintura.

Kostova e Koleva (2001), demonstraram que indivíduos com IMC acima de 25 kg/m² apresentam mais episódios de dores lombares do que pessoas com IMC menor que 25 kg/m². Isto também ocorre com o aumento da idade quando, consequentemente, também ocorre aumento de peso corporal.

Webb *et alli* (2003) demonstram que pessoas com dores nas costas e no pescoço apresentam um maior número de licença trabalhista em virtude das dores. Estas dores nas costas, por sua vez demonstram ser maiores em pessoas obesas ($IMC > 30 \text{ kg/m}^2$). Desta forma, seus resultados demonstram que a obesidade é um fator significante e independente para o surgimento das lombalgias. Porém, eles não encontraram uma relação que pudesse comprovar que a obesidade influencia nas dores no pescoço.

Kaila-Kangas *et alli* (2003) em um estudo longitudinal demonstram haver um maior número de hospitalizações em virtude de dores lombares em indivíduos obesos quando comparados a indivíduos não obesos. Estas hospitalizações acontecem principalmente em virtude de desordens nos discos intervertebrais.

A partir destes estudos podemos concluir que a obesidade é um fator do estilo de vida que contribui com um quadro positivo de dores lombares e desta forma se faz necessário uma investigação para se analisar quais as influências da obesidade no comportamento mecânico dos discos intervertebrais.

3.0 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

A amostra foi composta por 20 indivíduos saudáveis do sexo masculino da cidade de Curitiba, dos quais 10 foram classificados como obesos (IMC > 30) e 10 como magros não-obesos (IMC < 25). Todos os sujeitos avaliados não apresentaram nenhuma patologia (ex.: hérnia de disco) ou qualquer disfunção momentânea de ordem músculo-esquelética (ex.: fraturas ou distensão muscular) que pudessem interferir nos resultados. As características físicas dos sujeitos encontram-se na Tabela 01.

Tabela 1 – Características físicas dos sujeitos

	Idade (anos)	Estatura (cm)	IMC (Kg/m ²)
Não-obesos	22,4 ± 3,92	176,8 ± 5,8	23,05 ± 2,14
Obesos	23 ± 3,71	177,6 ± 5,9	36,56 ± 4,69

Valores expressos em média e desvio padrão

3.3 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS

Conforme visto na revisão de literatura, as alterações nas propriedades mecânicas dos discos intervertebrais são ocasionadas por algum tipo de condição alterada na integridade do disco ou no carregamento deste.

Alguns estudos *in vitro* ou em animais procuraram verificar a origem destas alterações nas propriedades mecânicas, todavia a aplicabilidade destes estudos no cotidiano ainda é limitada. *In vivo* Naschemson e Morris (1964) utilizaram um transdutor intradiscal para medir a pressão dentro do disco em diferentes posturas e

tarefas, seus resultados foram excelentes e serviram de parâmetro para vários estudos, porém este método é extremamente invasivo.

Eklund e Corlett (1984) desenvolveram uma metodologia validada e não invasiva na qual baseia-se que quanto maior a redução de estatura proveniente da redução no comprimento da coluna vertebral, maior é o estresse sobre as estruturas da coluna vertebral. A partir desta metodologia, os procedimentos e instrumentos criados e utilizados neste estudo objetivaram analisar as alterações nas propriedades mecânicas nos discos intervertebrais dos obesos.

3.3.1 PROCEDIMENTOS

3.3.1.1 PROCEDIMENTOS AVALIATIVOS INICIAIS

Antes da avaliação todos os avaliados foram informados dos procedimentos que deveriam ser realizados para a obtenção dos dados avaliativos e assinaram um termo de consentimento (Anexo I). Os sujeitos participaram de duas sessões avaliativas desenvolvidas no Centro de Estudo do Comportamento Motor do Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Paraná.

Na primeira sessão os sujeitos foram submetidos a uma entrevista informal para a determinação de sua condição de saúde. Em seguida foram familiarizados com o aparelho a fim de reduzir possíveis erros de medidas. Todos os indivíduos avaliados, tanto obesos quanto não-obesos, apresentaram desvio padrão inferior a 0,45mm nesta fase de familiarização. Na segunda sessão os indivíduos foram submetidos a uma avaliação de peso e estatura e repetiram o procedimento experimental, porém não transportaram carga.

3.3.1.2 PROCEDIMENTOS GERAIS DA AVALIAÇÃO

Para que se fosse possível obter as medidas da variação de estatura através do estadiômetro, a avaliação foi dividida em três etapas: fase de repouso, fase de carregamento e fase de recuperação.

3.3.1.2.1 FASE DE REPOUSO

Para que fosse padronizada a estatura inicial de todos os sujeitos avaliados, os indivíduos foram colocados 30 minutos em posição de *Fowler* (decúbito dorsal, coxas flexionadas e apoiadas sobre um suporte.). Este procedimento se deve às variações do ciclo circadiano (TYRRELL *et alli*, 1985; WILBY, LINGET, REALLY e TROUP, 1987; WATKINS, 1999). VAN DIEEN e TOUSSAINT (1993) reportaram que 30 minutos em posição de *Fowler* é suficiente para recuperar a máxima altura dos discos intervertebrais.

3.3.1.2.2 FASE DE CARREGAMENTO

Após a fase de repouso, os indivíduos ficaram na posição ortostática durante 2 minutos para que houvesse um achatamento do coxim gorduroso do calcanhar (FOREMAN e LINGE, 1989), a fim de que este não interferisse na reprodutibilidade dos resultados. Após este período de tempo foi realizada a primeira medida para que fosse possível estabelecer uma medida inicial.

Dando seqüência a fase de carregamento, os indivíduos foram submetidos a uma carga de aproximadamente 10% do peso corporal, distribuída de uma forma igual em duas sacolas que foram carregadas uma em cada mão. Eles foram instruídos a caminhar em seu ritmo normal de deambulação em um circuito pré-estabelecido. A cada 3 minutos foi medida a variação de estatura dos indivíduos no estadiômetro, sendo realizados 10 ciclos de medições no total desta fase. Cada verificação de estatura demorou entre 15 e 20 segundos.

3.3.1.2.3 FASE DE RECUPERAÇÃO

Após ser terminada a fase de carregamento, as cargas externas foram retiradas e os indivíduos foram orientados a realizar pequenos deslocamentos. Também foram orientados a permanecer na posição ortostática e não efetuar qualquer tipo de movimentos brusco. Esta fase teve duração de 30 minutos sendo realizadas medições a cada 3 minutos. Cada medida foi retirada entre 15 a 20 segundos.

3.3.2 INSTRUMENTOS

3.3.2.1 ESTADIÔMETRO

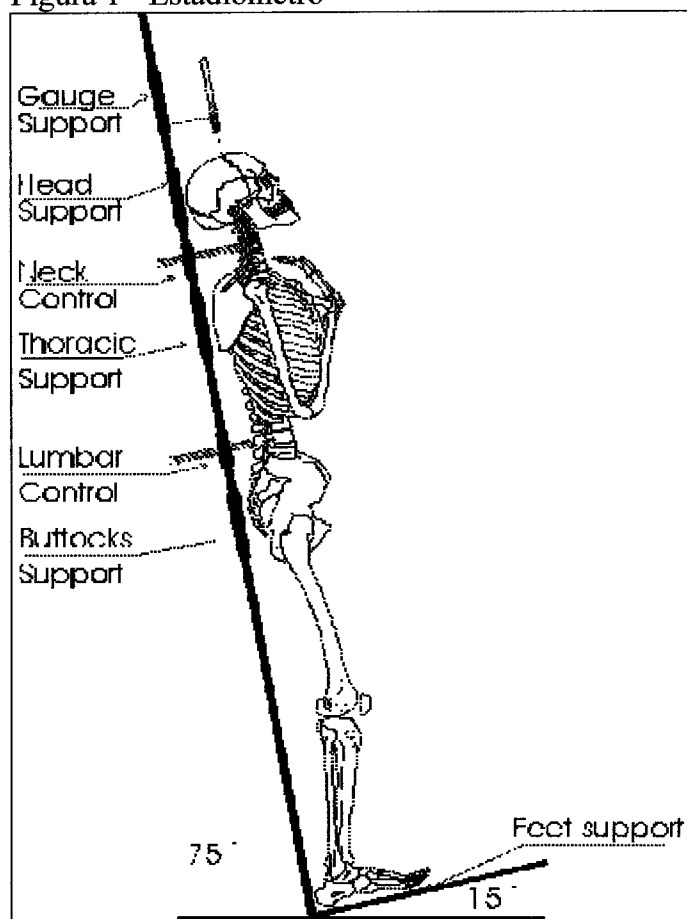
Para o desenvolvimento deste estudo foi utilizado um estadiômetro especial com a finalidade de verificar a espessura dos discos intervertebrais conforme proposto por RODACKI, FOWLER, RODACKI, BIRCH (2001) – figura 1. Este aparelho permite que sejam verificadas, de uma forma indireta, mudanças na altura dos discos intervertebrais através de mensurações de estatura.

O estadiômetro consiste em uma armação metálica inclinada posteriormente em 15° em relação a vertical, com uma armação plantar de 15° em relação a horizontal, fazendo com que a base de apoio dos pés do sujeito tenha uma angulação de 90° em relação a barra de sustentação inclinada. O indivíduo deve posicionar-se no aparelho em posição ortostática, com sua postura estabilizada e com o peso corporal dividido igualmente em ambas as pernas.

Para prevenir que o indivíduo adote diferentes posturas durante o experimento, são marcados os seguintes pontos anatômicos para que seja possível manter o perfil postural do sujeito: (1) maior protuberância posterior (occipital); (2) maior profundidade da curvatura da lordose cervical (a altura da vértebra C4); (3) o ponto de maior proeminência da cifose torácica (a altura da vértebra T7); (4) o ponto médio da depressão da lordose lombar; e (5) o ápex das nádegas (aproximadamente na crista média do sacro). O controle da postura é realizado por hastes horizontais reguláveis que encostam-se a esses pontos anatômicos. Estas hastes, por serem reguláveis,

permitem encontrar a profundidade de cada ponto bem como a altura dos mesmos, permitindo que a máquina se adapte ao indivíduo. Para que seja possível efetuar-se medidas, um TDVL (Transdutor Digital de Variação Linear – MARCA Solartron DC50, MODELO RS646-511) é fixado no estadiômetro sobre um ponto previamente demarcado na cabeça do sujeito avaliado (Figura 1).

Figura 1 - Estadiômetro



Extraído de Rodacki *et alli*, 2001.

A posição da cabeça é controlada por uns óculos sem lentes que é dotado de duas canetas laser (uma em cada lado) voltadas para cima. Este aparato é fixado ao avaliado por uma fita elástica de tensão regulável. O sujeito o ativa por um comando que fica em sua mão, desta forma, o ele deve alinhar a luz emitida pela caneta a dois pontos marcados na superfície superior do estadiômetro (15° em relação ao solo). Estes pontos serão dispostos de uma maneira em que a posição da cabeça seja a mais

confortável possível. O alinhamento da cabeça, em relação a estes pontos, é feita por um espelho que fica a frente do avaliado e que permite que ele visualize a posição dos referidos pontos. Por fim, os pés do indivíduo são contornados com uma caneta no suporte plantar do estadiômetro com a finalidade de garantir a máxima reprodutibilidade da postura.

3.4 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

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.

Para verificar as diferentes taxas de variação de estatura durante os ciclos de caminhadas 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-se 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 ou igual ao *Breakpoint*) tem sido associado à perda rápida (TX_1) de altura do disco intervertebral, enquanto que o segundo segmento de reta (posterior ao *Breakpoint*) tem sido associado a um componente lento (TX_2) de deformação do disco intervertebral (DEZAN *et alli*, *in press*). A partir destes segmentos foram calculados os coeficientes de inclinação das retas.

As variações de estatura absolutas observadas ao final dos ciclos de caminhada, e ao final do período de recuperação, foram comparados através de uma análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas. Os coeficientes de inclinação das retas também foram comparados utilizando a ANOVA.

Para determinar onde ocorreram as diferenças observadas durante a realização do ANOVA foi utilizado o teste *Scheffé*. Foi utilizado o teste de correlação de *pearson* para comparar as reduções e as recuperações absolutas de estatura em função do IMC

entre os grupos em ambas as condições de tarefa. Os testes estatísticos foram realizados no software *Statistica*, versão 5.5. As variáveis foram testadas com um nível de significância de $p < 0.05$.

4.0 RESULTADOS

4.1 VELOCIDADE DE CAMINHADA

A velocidade de caminhada do grupo dos obesos foi de $1,01 \pm 0,1\text{m/s}$ e $1,05 \pm 0,15\text{m/s}$ na condição de tarefa com e sem carga, respectivamente. O grupo dos não-obesos demonstrou velocidade de caminhada de $1,09 \pm 0,09\text{m/s}$ e $1,08 \pm 0,06\text{m/s}$ na condição de tarefa com e sem carga, respectivamente. Estes resultados não demonstraram diferenças significativas ($p>0.05$).

4.2 PERDA DE ESTATURA

Ambos os grupos perderam estatura em função das atividades de caminhada, independente da condição de carregamento ($p<0.05$). As perdas de estatura na condição com carga foram maiores do que aquelas observadas na condição sem carga, independente dos grupos ($p<0.05$).

Diferenças significativas ($p<0.05$) foram encontradas entre os grupos de obesos e não obesos em função da tarefa, em ambas as condições experimentais (com e sem carga). Os indivíduos obesos demonstraram uma maior redução de estatura ($p<0.05$) em função da atividade em comparação aos sujeitos não obesos. Não foram encontradas diferenças significativas apenas entre o grupo de obesos sem carga e de não obesos com carga ($p>0.05$). Em média, os sujeitos obesos apresentaram uma perda 97,74% e 30,21% maior do que os sujeitos não obesos nas condições da tarefa com e sem carga.

Independente da condição de tarefa (com carga ou sem carga), os perfis de perda de estatura apresentaram um comportamento exponencial. O procedimento estatístico adotado neste estudo fracionou a curva de perda de estatura em dois componentes (TX_1 e TX_2 , respectivamente) em função de um *breakpoint*. O grupo dos não-obesos apresentou TX_1 de $-1,80 \pm 0,54$ e $-1,08 \pm 0,75$ para as condições com carga e sem carga, respectivamente ($p>0.05$). O segundo componente de perda de estatura

Erata: Os obesos apresentaram uma redução de 97% a mais em sua estatura na condição de tarefa sem carga. Na tarefa com carga, o acréscimo de perda em relação ao outro grupo foi de 30,21%.

O autor

(TX₂) do grupo dos sujeitos não obesos apresentou valores de $-0,19 \pm 0,16$ e $-0,12 \pm 0,1$ com e sem carga, respectivamente, os quais não apresentaram diferenças significativas ($p>0.05$). O grupo dos sujeitos obesos apresentou valores similares para TX₁ para condição de caminhada com carregamento ($-2,62 \pm 0,7$) e para a condição de caminhada sem carregamento ($-2,10 \pm 0,46$) ($p>0.05$). Para TX₂ foram observados valores de $-0,22 \pm 0,24$ e $-0,16 \pm 0,12$ nas condições com e sem carga, respectivamente ($p>0.05$).

Diferenças significativas foram encontradas entre o grupo dos obesos e não-obesos para TX₁ na condição sem carga ($p<0.05$), na qual o grupo dos obesos apresentou uma maior taxa de perda de estatura quando comparado aos sujeitos não obesos. Para a caminhada com carga, não foram encontradas diferenças significativas de TX₁ entre obesos e não-obesos ($p>0.05$). Não foram encontradas diferenças significativas para TX₁ ($p>0.05$) entre o grupo dos obesos sem sobrecarga e o grupo dos não-obesos com sobrecarga. Para TX₂ não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos e as condições de tarefa ($p>0.05$). A figura 2 e a figura 3 demonstram os perfis de perda de estatura dos sujeitos obesos e não obesos com e sem carga.

A análise de correlação entre IMC e perda de estatura na condição sem carga demonstra que os sujeitos obesos (com $IMC > 30 \text{ kg/m}^2$) apresentam maiores perdas de estatura ($r = 0.78$; $p<0.05$) do que os sujeitos não obesos. Estes resultados são apresentados na figura 4.

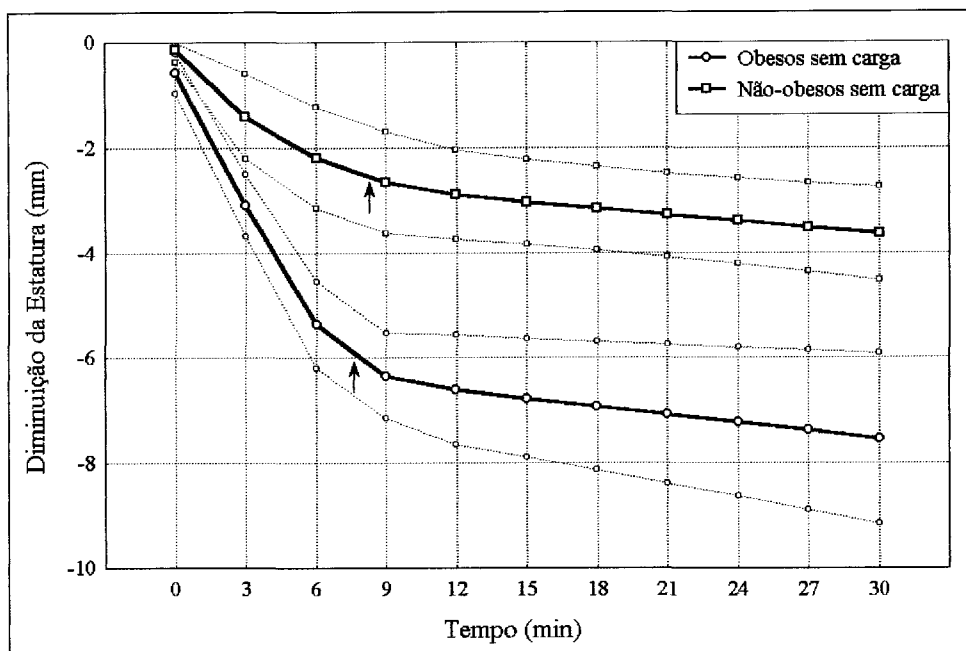


Figura 2: Perfis de perda de estatura dos sujeitos obesos e não obesos na caminhada sem carga (Diminuição da estatura em função do tempo). As linhas finas demonstram o desvio padrão. A seta indica o *breakpoint*.

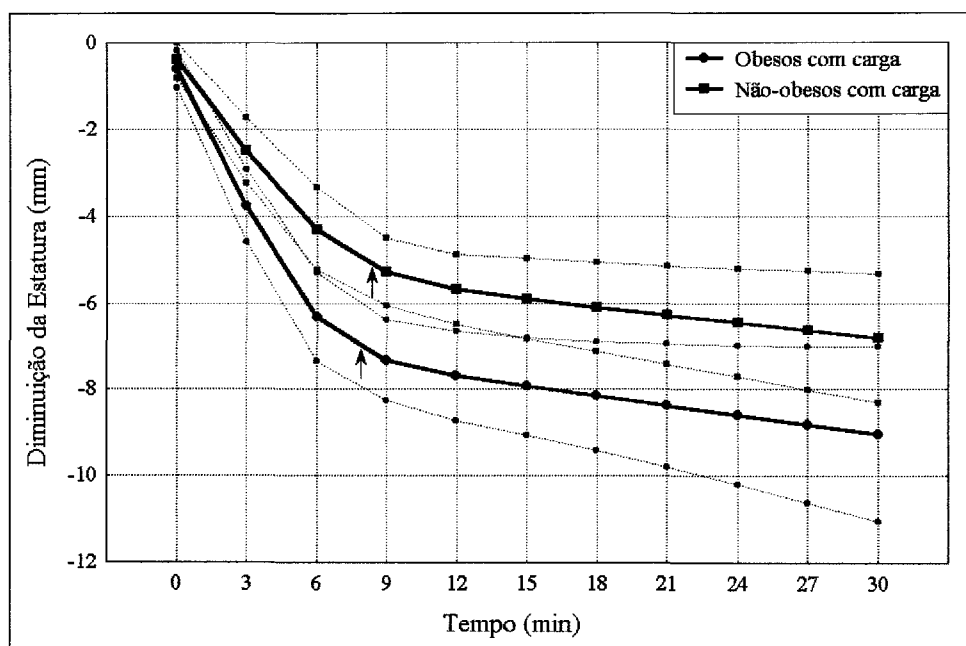


Figura 3: Perfis de perda de estatura dos sujeitos obesos e não obesos na caminhada com carga (Diminuição da estatura em função do tempo). As linhas finas demonstram o desvio padrão. A seta indica o *breakpoint*.

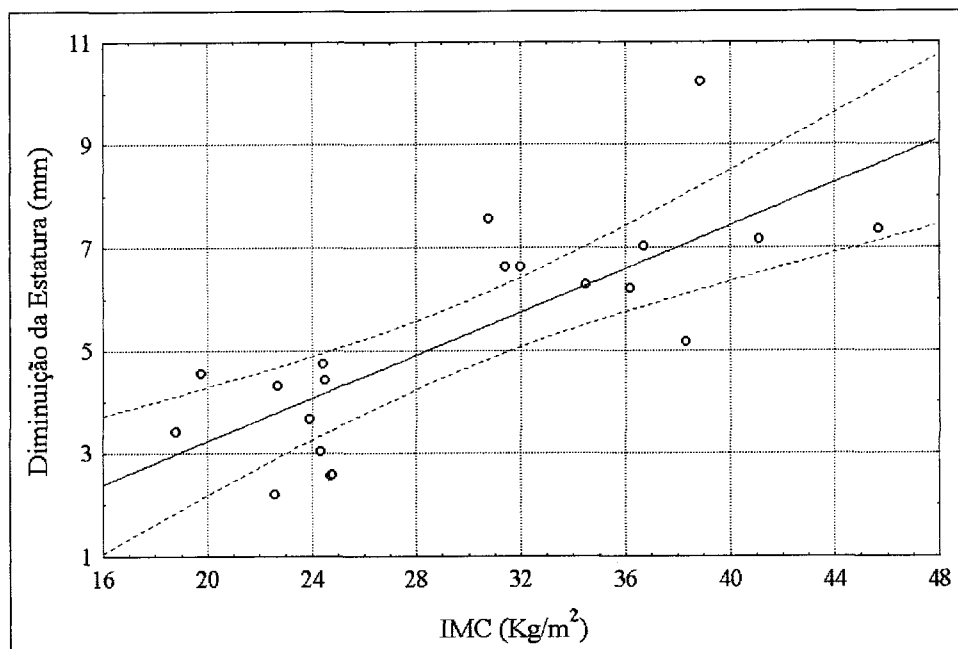


Figura 4: A relação entre diminuição da estatura e IMC demonstra que indivíduos com maior IMC tem uma diminuição de estatura mais pronunciada ($r = 0.78$; $p < 0.05$).

4.3 RECUPERAÇÃO DE ESTATURA

Não foram encontradas diferenças significativas ($p > 0.05$) para a recuperação absoluta de estatura do grupo dos obesos após a condição com carga ($-0,06 \pm 0,3\text{mm}$) e após a condição sem carga ($-0,32 \pm 0,6\text{mm}$). Desta forma, estes resultados demonstram que os sujeitos obesos não foram capazes de recuperar sua estatura inicial, independente da condição experimental (com ou sem carga). Por outro lado, os sujeitos não obesos foram capazes de recuperar estatura após a atividade em ambas as condições experimentais (com carga $3,69 \pm 1,02\text{mm}$; sem carga $2,70 \pm 0,80$, $p < 0.05$). Foram encontradas diferenças significativas na recuperação absoluta entre os grupos, de forma que o grupo de não obesos apresentou maior recuperação em comparação ao grupo de obesos ($p < 0.05$). Tal diferença é aparente nas figuras 5 e 6, que demonstram a correlação entre IMC e recuperação absoluta de estatura após condição com carga ($r = -0.86$; $p < 0.05$) e sem carga ($r = -0.78$; $p < 0.05$), respectivamente. Não foram encontrados coeficientes de correlação significantes entre IMC e recuperação quando os grupos de obesos (com carga - $r = -0,37$, sem carga - $r = 0,07$) e não obesos (com carga - $r = -0,18$, sem carga - $r = 0,32$) foram analisados separadamente ($p < 0.05$).

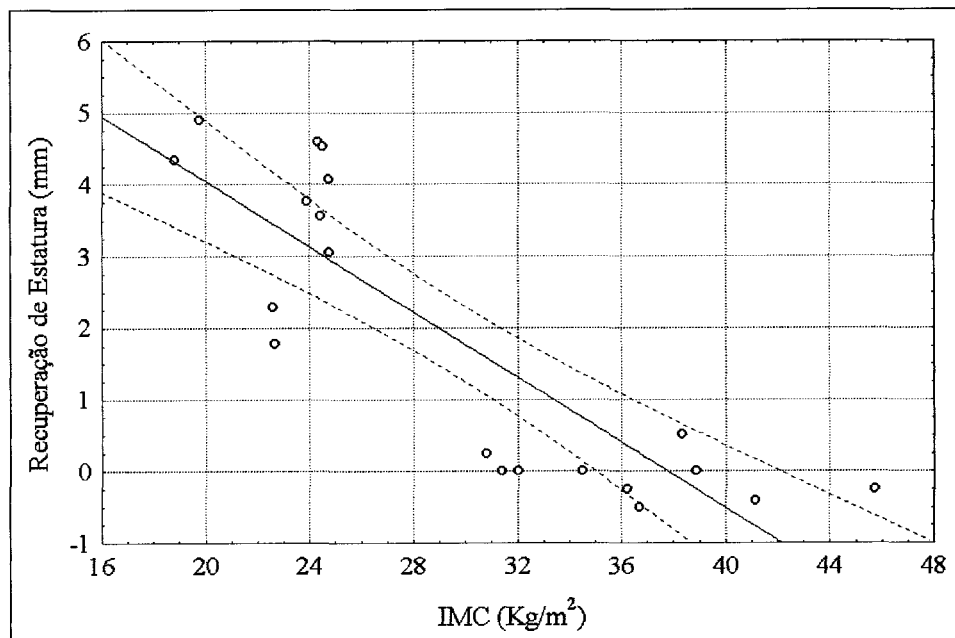


Figura 5: A figura 5 demonstra a relação entre recuperação absoluta de estatura após período de caminhada com carga e IMC. Observa-se que quanto maior o IMC menor é a recuperação de estatura. ($r = -0.86$; $p < 0.05$).

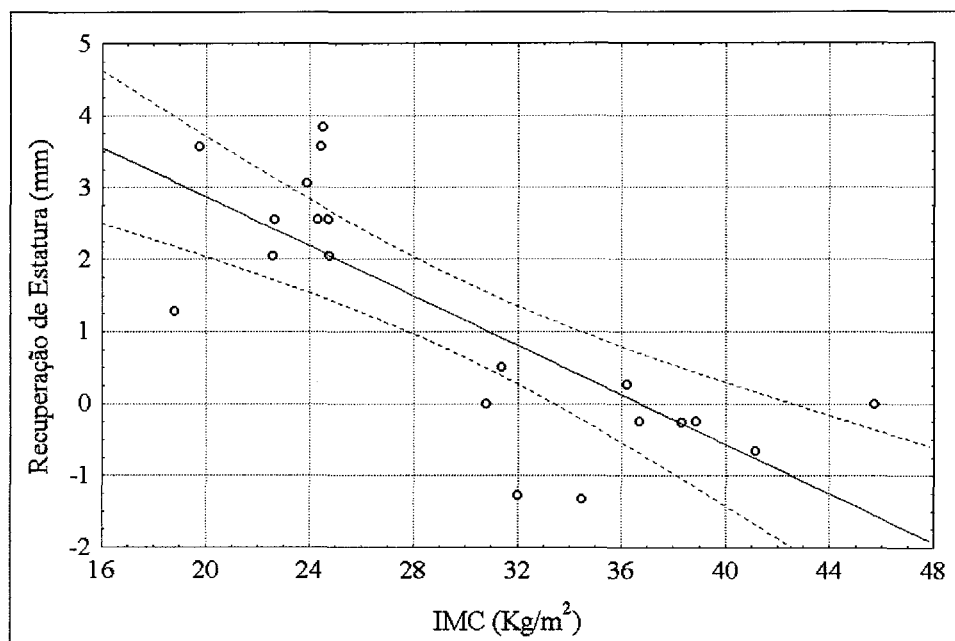


Figura 6: Relação entre recuperação absoluta de estatura após período de caminhada sem carga e IMC. Quanto maior o IMC do indivíduo, menor é a sua recuperação de estatura ($r = -0.78$; $p < 0.05$).

Tabela 3 - Coeficientes de inclinação das retas em função do comportamento da variação de estatura.

Indivíduos	Coeficientes de Inclinação das Retas			
	Fase de Carregamento			
	Carga		S Carga	
	Componente Rápido (\leq Breakpoint - TX1)	Componente Lento ($>$ Breakpoint - TX2)	Componente Rápido (\leq Breakpoint - TX1)	Componente Lento ($>$ Breakpoint - TX2)
Não-obeso 1	-2,1172	-0,2158	-1,0637	-0,0289
Não-obeso 2	-1,6408	-0,0903	-0,2873	-0,157
Não-obeso 3	-1,6097	-0,5547	-0,6681	-0,3003
Não-obeso 4	-1,5977	-0,1041	-1,2727	-0,0023
Não-obeso 5	-2,6548	-0,0264	-1,0058	-0,1551
Não-obeso 6	-1,4652	-0,2016	-0,519	-0,0878
Não-obeso 7	-1,6908	-0,2256	-1,4001	-0,0848
Não-obeso 8	-0,8202	-0,3412	-0,4353	-0,3006
Não-obeso 9	-1,7918	-0,0883	-2,9364	-0,0142
Não-obeso 10	-2,6227	-0,0675	-1,2416	-0,1143
Obeso 1	-3,4042	-0,0867	-2,5709	-0,051
Obeso 2	-2,7632	-0,0901	-3,096	-0,0742
Obeso 3	-2,6027	-0,1065	-1,7901	-0,1465
Obeso 4	-2,9424	-0,0518	-2,215	-0,1055
Obeso 5	-3,8095	-0,0746	-2,1942	-0,053
Obeso 6	-1,9738	-0,1613	-1,4881	-0,1133
Obeso 7	-2,3528	-0,4541	-1,9439	-0,4332
Obeso 8	-2,1342	-0,1949	-1,9761	-0,1071
Obeso 9	-1,3659	-0,8229	-2,0906	-0,2086
Obeso 10	-2,8118	-0,1535	-1,6494	-0,2701
Não-obesos	$-1,80 \pm 0,54$	$-0,19 \pm 0,16$	$-1,08 \pm 0,75$	$-0,12 \pm 0,1$
Obesos	$-2,62 \pm 0,7$	$-0,22 \pm 0,24$	$-2,10 \pm 0,46^a$	$-0,16 \pm 0,12$

^a obeso tx1 \neq não obeso tx1 ($p < 0,01$); Os valores de R $> 0,95$.

5.0 DISCUSSÃO

Vários estudos epidemiológicos têm verificado uma relação entre dores lombares e obesidade (LAKE *et alli*, 2000; KOSTOVA E KOLEVA, 2001; KAILAKANGAS, LEINO-ARJAS, RIIHIMÄKI, LUUKKONEN, KIRJONEN, 2003). Todavia os mecanismos fisiopatológicos que geram estas dores permanecem incertos (NORCROSS *et alli*, 2003), podendo estar ligadas com alterações nas propriedades mecânicas dos discos intervertebrais (ADAMS e HUTTON, 1980, 1982; ADAMS *et alli*, 1990; MCGILL *et alli*, 1996; WATKINS, 1999) relacionadas ao excesso de peso corporal. Desta forma o presente estudo procurou investigar as possíveis alterações nas propriedades mecânicas dos discos intervertebrais nos indivíduos obesos.

5.1 VELOCIDADE DE CAMINHADA

Não foram verificadas diferenças na velocidade da caminhada entre os indivíduos obesos e não obesos. A velocidade da caminhada dos indivíduos em ambas as condições de tarefa manteve-se dentro dos padrões de normalidade (NORDIN e FRANKEL, 2001). Desta forma, a velocidade da caminhada não demonstrou ser um fator que viesse a influenciar nos resultados.

5.2 REDUÇÃO ABSOLUTA DE ESTATURA

A redução absoluta de estatura em indivíduos não-obesos sem sobrecarga apresentou valores similares ao descrito por Leatt, Reilly e Troup (1986) utilizando a mesma metodologia (estadiômetro). Leatt *et alli* (1986) examinou que corredores novatos reduziram sua estatura em 3,26 mm após 30 minutos de corrida a 12,2 km/h.

Em relação à redução absoluta de estatura em indivíduos não-obesos com sobrecarga, este estudo verificou que esta redução de estatura foi similar à descrita por outros estudos. Dezan (2002) verificou que, em meia hora de caminhada com

sobrecarga de 10% do peso corporal, indivíduos jovens com IMC de 23,9 Kg/m² reduziram sua estatura em $6,79 \pm 1,34$ mm.

A redução absoluta de estatura dos indivíduos obesos sem sobrecarga foi de $7,02 \pm 1,32$ mm. Esta redução de estatura é similar a demonstrada por Tyrrel *et alli* (1985) e Leatt *et alli* (1986) utilizando a mesma metodologia (estadiometria), porém em indivíduos não-obesos. Tyrrel *et alli* reportou uma redução de estatura de $6,9 \pm 2,88$ mm em um estudo realizado com adultos jovens que transportaram uma carga de 10 Kg por 20 minutos. Leatt *et alli* verificou uma redução de 7,79 mm em corredores experientes após terem percorrido uma distância de 19 km a 14,6 km/h. Portanto, este valor sugere que para o indivíduo obeso, o simples ato de caminhar sobrecarrega os discos intervertebrais em graus mais elevados quando comparado com indivíduos não obesos.

Os indivíduos obesos com sobrecarga demonstraram uma redução absoluta de estatura de $8,49 \pm 1,75$ mm. Parâmetros de comparação em função da atividade proposta não foram encontrados para indivíduos obesos. Todavia Tyrrel (1985), verificou uma redução de 14,5mm em indivíduos normais que realizaram atividades com 40kg por 20 minutos.

A correlação das tarefas efetuadas sem carga em indivíduos obesos e não-obesos demonstra que os indivíduos obesos apresentam naturalmente uma sobrecarga maior nos discos intervertebrais. Esta maior sobrecarga verificada nos obesos é evidenciada pela perda absoluta igual em indivíduos obesos sem carga e indivíduos não-obesos com carga ($p > 0.05$). Esta sobrecarga nos discos intervertebrais dos obesos pode vir a causar perda permanente na altura discal (WANG *et alli*, 1998 ; ADAMS *et alli*, 2000), lesões nas placas terminais (YINGLING *et alli*, 1997; ADAMS *et alli*, 2000), aumento na velocidade de degeneração dos discos intervertebrais (IATRIDIS *et alli*, 1999), mudanças nas propriedades mecânicas dos discos intervertebrais (IATRIDIS *et alli*, 1999), aumento da sobrecarga sobre as articulações facetárias (ADAMS e HUTTON, 1980).

Os indivíduos obesos na tarefa com carga tiveram uma redução absoluta de estatura mais pronunciada. Esta sobrecarga ainda maior pode vir acelerar estes mecanismos de lesão.

5.3 TAXAS DE VARIAÇÃO DE ESTATURA DURANTE AS TAREFAS

Apesar de alguns estudos terem sido desenvolvidos com o intuito de analisar a magnitude absoluta das perdas na altura dos discos intervertebrais, poucos analisaram as taxas de perda. 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 *in vitro* (SMEATHERS, 1984; KÖLLER *et alli*, 1986) e posteriormente confirmados *in vivo* (DEZAN, 2002; DEZAN, *et alli in press*) 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 e as menores perdas ocorrem no final do período de carga.

Segundo Watkins (1999) e Dezan *et alli* (*in press*) a elevada taxa de perda da altura do disco que ocorre no início da aplicação de carga podem ser atribuídas 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 alli* (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.

O presente estudo verificou que os indivíduos obesos quando caminharam em ritmo natural sem carga apresentaram maior taxa de redução de estatura no início da tarefa (componente rápido) comparado aos indivíduos não obesos, todavia não foi verificada diferença na taxa de variação de estatura após o *breakpoint* (tabela 2). Desta forma, os resultados deste estudo sugerem que as alterações que a obesidade ocasionam sobre as propriedades mecânicas dos discos intervertebrais ocorre no comportamento rápido de perda de estatura dos discos. Tal redução abrupta na altura dos discos intervertebrais verificada nos indivíduos obesos no início das tarefas podem prejudicar as estruturas morfológicas da unidade funcional da coluna vertebral. Um estudo realizado por Adams *et alli* (1986) verificou que uma deformação na altura dos discos intervertebrais ocasionada por cargas compressivas causa um aumento na flexibilidade da unidade funcional da coluna vertebral que pode ocasionar uma lesão por hiperflexão.

5.4 RECUPERAÇÃO DE ESTATURA

Os indivíduos não-obesos sem carga apresentaram recuperação de estatura de $2,7 \pm 0,8$ mm após a condição de tarefa sem carga e $3,69 \pm 1,02$ mm após a condição de tarefa com carga. Estes valores são similares aos verificados por Dezan (2002), que

em seu estudo, verificou que indivíduos não-obesos recuperaram 3,145 mm após meia hora de recuperação.

Em contrapartida, os indivíduos obesos não apresentaram recuperação de estatura. As figuras 5 e 6 demonstram estes resultados.

Esta não recuperação de estatura dos sujeitos obesos sugere que o sobrepeso corporal altera as propriedades mecânicas dos discos intervertebrais não só durante a aplicação de sobrecarga mas também após esta. Lu *et alli* (1996) demonstraram que o aumento da compressão axial sobre o disco aumenta a expansão radial deste. Portanto, a não recuperação de estatura dos indivíduos obesos sugere que o disco intervertebral destes mantém-se com uma expansão radial mais pronunciada podendo vir a invadir o foramen vertebral causando irritação às raízes nervosas. Esta não recuperação de altura do disco intervertebral também pode causar maior sobrecarga sobre as facetas articulares, facilitando processos degenerativos (Adams e Hutton, 1980; Dunlop et al., 1984).

6.0 CONCLUSÃO

O disco intervertebral é solicitado constantemente para dissipar cargas. O comportamento alterado das propriedades mecânicas dos discos intervertebrais pode proporcionar agravantes que futuramente venham a resultar em lombalgias.

Neste estudo, os indivíduos obesos apresentaram uma maior redução absoluta de estatura quando comparados aos indivíduos não-obesos, confirmando a hipótese 1.

Os indivíduos obesos apresentaram uma maior taxa de redução de estatura para o componente rápido, confirmando parcialmente a hipótese 2.

Os indivíduos não demonstraram recuperação de estatura, desta forma negando as hipóteses 2 e 4.

Este estudo conclui que existem importantes diferenças no comportamento mecânico dos discos intervertebrais dos obesos em relação aos não-obesos. Desta forma, os obesos estão mais expostos a lesões provenientes das alterações das propriedades mecânicas dos discos intervertebrais.

A partir dos resultados alcançados neste estudo, se faz necessário a realização de outro estudo, porém este de caráter longitudinal, para que seja verificado gravidade destas alterações mecânicas nos discos intervertebrais dos obesos. É imprescindível saber se as alterações mecânicas encontradas nos discos intervertebrais são reversíveis a partir do momento em que este se torna um indivíduo não-obeso.

REFERÊNCIAS

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.; HUTTON, W. C. Prolapsed intervertebral disc: a hiperflexion injury. **Spine**. v. 7, n. 3, p. 184-191, 1982.

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.; DOLAN, P.; HUTTON, W.C. Diurnal variations in the stresses on the lumbar spine. **Spine**. V.12, n. 2, p. 130-137, 1986

ADAMS, M. A.; DOLAN, P.; HUTTON, W. C.; PORTER, R. W. Diurnal changes in spinal mechanics and their clinical significance. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 72, n. 2, p. 266-270, 1990.

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.; MCNALLY, D. S.; DOLAN, P. Stress distributions inside intervertebral disc: the effect of age and degeneration. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 78, n. 6, p. 965-972, 1996.

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.

BOVENZI, M.; PINTO, I.; STACCHINI, N. Low back pain in port machinery operators. **Journal of Sound and Vibration**, v. 253, n. 1, p 3-20, 2002.

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.

BRINCKMANN, P. Pathology of the vertebral column. **Ergonomics**. v. 28, n.1, p. 77-80, 1985.

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

CLEMENTE, C. D. **Gray's Anatomy**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1985.

DE PUKY, P. the physiological oscillation of the length of the body. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 6, n. 4, p. 338-347, 1935.

DEYO, R. A.; BASS, J. E. Lifestyle and low-back pain: The influence of smoking and obesity. **Spine**, v. 14, n. 5, p. 501-506, 1989.

DEYO, R. A.; CHERKIN, D.; CONRAD, D.; VOLINN, E. Cost, controversy, crisis: low back pain and the health of the public. **Annual Review Public Health**, v. 12, p. 141-156, 1991.

DEZAN, V. H.; **Monografia de graduação**. Propriedades Biomecânicas dos discos intervertebrais *in vivo* submetidos à compressão axial dinâmica – Influencia da idade e degeneração, 2002

DEZAN, V. H.; RODACKI, A. L. F.; RODACKI, C. L.; SANTOS, A. M.; OKASAKI, V. H.; SARRAF, T. Comparação dos efeitos compressivos dos discos intervertebrais nas condições de levantamento de peso nas posições sentada e em pé. **Revista Brasileira de Biomecânica**. *In press*

DUNLOP, R. B.; ADAMS, M. A.; HUTON, 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 heell compression in the measurement of diurnal stature variation. **Applied Ergonomics**. v. 4, p. 299-300, 1989.

FRYMOYER, J. W.; POPE, M. H.; CLEMENTS, J. H.; WILDER, D. G.; MacPHERSON, B.; ASHIKAGA, T. Risk factors in low-back pain: An epidemiological survey. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 65 A, n. 32, 213-218, 1983.

Galante, J.O.; Tensile properties of the human lumbar anulus fibrosus. **Acta Orthop. Scand.** Suppl. 100, p.4-91, 1967.

GILAD, I.; NISSAN, M. A study of vertebra and disc geometric relations of the human cervical and lumbar spine. **Spine**, v. 11, n. 2, p.154-157, 1986.

GRABINER, M. D. A coluna vertebral. In: RASCH, F. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. Rio de Janeiro: Guanabara, 1991.

HAN, T. S.; SCHOUTEN, J. S. A. G.; LEAN, M. E. J.; SEIDELL, J. C. The prevalence of low back pain and associations with body fatness, fat distribution and height. **International Journal of Obesity**, v. 21, 600-607, 1997.

HUTTON, W. C.; ELMER, W. A.; BODEN, S. D.; HYON, S.; TORIBATAKE, Y.; TOMITA, K.; HAIR, G. A. The effect of hydrostatic pressure on intervertebral disc metabolism. **Spine**, v. 24, n. 15, p. 1507-1515, 1999

KAILA-KANGAS, L.; LEINO-ARJAS, P.; RIIHIMÄKI, H.; LUUKKONEN, R.; KIRJONEN, J. Smoking and overweight as predictors of hospitalization for back disorders. **Spine**, v. 28, n. 15, p. 1860-1868, 2003

KAPANDJI, A. **Fisiologia Articular: tronco e coluna vertebral**. São Paulo: Manole, 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.

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.

KOSTOVA, V.; KOLEVA, M. Back disorders (low back pain, cervicobrachial and radicular syndromes) and some related risk factors. **Journal of the Neurological Sciences**. v. 192, p. 17-25, 2001

LAKE, J. K.; POWER, C.; COLE, T. J. Back pain and obesity in the 1958 british birth cohort: cause or effect?. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 53, p. 245-250, 2000.

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.

LINDH, M. *apud* NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

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.

NASCHEMSON, 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.

NIEMAN, D. C.; **Exercício e saúde: como se prevenir de doenças usando o exercício como seu medicamento**. São Paulo. Editora Manole, 1999

NORCROSS, J.; LESTER, G.; WEINHOLD, P.; DAHNERS L. An in vivo model of degenerative disc disease. **Journal of Orthopaedic Research**. v. 21, p.183-188, 2003.

NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

PANJABI, M. Clinical spinal instability and low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, *in press*, 2003.

PICAVET, H.S.J.; SCHOUTEN, J. S. A. G. Musculoskeletal pain in the netherlanders: prevalences, consequences and risk groups, the DMC₃ – study. **Pain**. v. 102, p. 167–178, 2003.

PUSCHEL, J. Der wassergehalt normaler und degenerierter zwiscwenwirbelscheiben. **Beitr. Path. Anat.**, v. 84, p.123, 1930.

REILLY, T.; BOOCOCK, M. G.; GARBUTT, G.; TROUP, J. D. G.; LINGE, K. Changes in stature during exercise and sports training. **Applied Ergonomics**. v. 22, n. 5, p. 308-311, 1991

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

RICHES, P. E.; DHILLON, N.; LOTZ, J.; WOODS, A. W.; MCNALLY, D. S. The internal mechanics of the intervertebral disc under cyclic loading. **Journal of Biomechanics**, v. 35 p. 1263-1271, 2002

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.

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

THOMPSON, C. W.; FLOYD, R. T. *Manual de Cinesiologia Estrutural*. São Paulo: Manole, 1997.

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.; TOUSSAINT H. Spinal shrinkage as a parameter of functional load. *Spine*, v. 18, p. 1504-1514, 1993.

WATKINS, J. **Estrutura e Função do Sistema Musculoesquelético**. São Paulo: Manole, 1999.

WEBB, R.; BRAMMAH, T.; LUNT, M.; URWIN, M.; ALLISON, T.; SYMMONS, D. Prevalence and predictors of intense, chronic, and disabling neck and back pain in UK general population. *Spine*, v. 28, n. 11, p. 1195-1202, 2003.

ANEXOS

ANEXO I - TERMO DE CONSENTIMENTO

Pesquisador responsável: Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki

Este é um convite especial para você participar voluntariamente do estudo “O COMPORTAMENTO MECÂNICO DA COLUNA VERTEBRAL”. Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar o seu consentimento para participar ou não do estudo. Qualquer dúvida sobre o estudo ou sobre este documento pergunte ao pesquisador com que você está conversando neste momento.

- OBJETIVO DO ESTUDO

O presente estudo tem como objetivo determinar o comportamento mecânico da coluna vertebral em indivíduos com diferentes pesos corporais.

- PROCEDIMENTOS

Ao participar deste experimento, você se compromete a aparecer em duas ou três sessões experimentais, nas quais a sua estatura será medida em um equipamento especial (chamado estadiômetro), antes e depois de uma atividade física leve. O estadiômetro é um equipamento que pode detectar pequenas variações de estatura, a fim de analisar como os seus discos intervertebrais se comportam em função das cargas impostas durante a atividade. Para que isto ocorra, você deve comparecer a duas ou três sessões de aproximadamente 45-60 minutos. Todas as medidas do estadiômetro são tomadas sobre a pele e não causam dor.

Diante do exposto acima eu, _____ abaixo assinado, declaro estar ciente sobre os objetivos, procedimentos e benefícios do presente estudo.

Curitiba, ____ de _____ de 2003.

Sujeito _____

Pesquisador _____

RG

RG