

**CRISTHIANE PIEROZAN GRANDO**

**COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS DE OBESOS**



**CURITIBA**

**2008**

**CRISTHIANE PIEROZAN GRANDO**

**COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS DE OBESOS**

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

**CURITIBA**

**2008**

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a todos que de alguma maneira contribuíram para realização deste trabalho.

Em especial, agradeço ao meu esposo Marcelo pelo companheirismo, apoio e incentivo para que conseguisse concluir mais esta etapa.

Aos meus pais pela educação, amor e dedicação que sempre demonstraram.

Ao meu orientador Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki pela paciência e colaboração na realização deste trabalho.

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>v</b>
<b>LISTA DE TABELA .....</b>	<b>vi</b>
<b>RESUMO .....</b>	<b>vii</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>8</b>
1.1 OBJETIVOS.....	9
1.1.1 Geral .....	9
1.1.2 Específicos.....	9
<b>2 OBESIDADE .....</b>	<b>10</b>
2.1 CONCEITUAÇÃO E PREVALÊNCIA DA OBESIDADE.....	10
2.2 A OBESIDADE E O DESENVOLVIMENTO DE OUTRAS DOENÇAS .	11
<b>3 COLUNA VERTEBRAL .....</b>	<b>13</b>
3.1 UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL.....	15
3.2 MORFOLOGIA DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS.....	16
3.3 PROPRIEDADES MECÂNICAS DO DISCO INTERVERTEBRAL .....	17
3.4 DEGENERAÇÃO DISCAL .....	19
3.5 EFEITOS DA POSTURA NOS DISCOS.....	20
<b>4 LOMBALGIAS .....</b>	<b>24</b>
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>26</b>
<b>REFÊRENCIAS .....</b>	<b>27</b>

## **LISTA DE FIGURAS**

- FIGURA 1 – COLUNA VERTEBRAL NOS PLANOS SAGITAL E FRONTAL 14**
- FIGURA 2 – UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL 15**

## **LISTA DE TABELA**

<b>TABELA 1 – VALORES DO ÍNDICE DE MASSA CORPORAL.....</b>	<b>10</b>
--	-----------

## **RESUMO**

### **COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS DE OBESOS**

A prevalência da obesidade tem aumentado muito nas últimas décadas e esta entre os maiores desafios que a saúde pública esta enfrentando. Estudos mostram que o excesso de peso corporal dos indivíduos obesos altera o comportamento mecânico dos discos intervertebrais, alterando sua nutrição e podendo ocasionar um processo degenerativo dos discos. Conseqüentemente, tais alterações resultando em dores nas costas, mais freqüentemente na região lombar. Constantemente, o disco está submetido a uma pressão devido à posição adotada entre dois corpos vertebrais, porém, esta pressão é maior ou menor dependendo da postura adotada pelo indivíduo e da sobrecarga a que a coluna é exposta. A postura sentada e em pé são consideradas as mais danosas para a coluna vertebral e movimentos como a flexão do tronco, a rotação do tronco e o levantamento de cargas. O estresse mecânico na coluna lombar tem sido apontado como uma das principais causas de dor lombar crônica levando à degeneração dos discos intervertebrais, a qual aumenta linearmente com o aumento do índice de massa corporal (IMC).

**Palavras chaves:** obesidade, coluna vertebral, degeneração discal, lombalgia.

## 1 INTRODUÇÃO

A obesidade é definida como a presença excessiva de tecido adiposo no corpo, o qual pode causar perigos à saúde do indivíduo (CHU, 2005). A epidemia de obesidade está entre os maiores desafios que a saúde pública está enfrentando no mundo moderno (SIMPSON & RAUBENHEIMER, 2005), sendo assim considerada um problema crescente com conseqüências médicas, psicológicas e econômicas significativas (CHU, 2005).

A prevalência da obesidade tem aumentado significativamente nas últimas décadas, e esta tendência continuará não somente em países desenvolvidos, mas também em países em desenvolvimento (CHU, 2005). Estima-se que mais de 1 bilhão de pessoas em todo mundo possuem sobrepeso ( $IMC = 25-29.9 \text{ Kg.m}^{-2}$ ) ou obesidade ( $IMC \geq 30 \text{ Kg.m}^{-2}$ ) (SIMPSON & RAUBENHEIMER, 2005).

A epidemia da obesidade é geralmente conseqüência de mudanças no estilo de vida (SIMPSON & RAUBENHEIMER, 2005). Acredita-se que a variação no IMC humano é causada por interações complexas dos fatores nutritivos, metabólicos, sociais, psicológicos e fisiológicos (CHU, 2005).

A tendência para tornar-se obeso tem sido evidenciada através da observação de tendências sociais, tais como o crescimento econômico, industrialização, urbanização e globalização; sendo que os fatores sociais e ambientais devem ser considerados significativos no desenvolvimento da obesidade (CHU, 2005).

Um estudo realizado por RODACKI *et al.* (2005) mostrou que o excesso de peso corporal dos indivíduos obesos altera o comportamento mecânico dos discos intervertebrais. Este comportamento é evidenciado pela redução na altura dos discos intervertebrais dos sujeitos obesos em relação aos sujeitos não obesos. Esta redução na altura dos discos intervertebrais pode ocasionar compressão de raízes nervosas, aumento do stress vertebral, redução do forâmen intervertebral e da nutrição discal (ADAMS & DOLAN, 1995). Em longo prazo, o carregamento crônico pode levar à degeneração discal e surgimento de osteófitos no arco vertebral (ADAMS *et al.*, 2000; POLLINTINE *et al.*, 2004).

Dessa forma, estudos demonstram que a obesidade está relacionada à morbidade e mortalidade (MANCINI, 2001; BRACH *et al.*, 2004), como também ao aparecimento de dores nas costas (WEB *et al.*, 2003). As dores nas costas tem sido

uma das principais causas de afastamento das funções e está associada a elevados custos à indústria e comércio. Assim, o excesso de peso corporal pode afetar a coluna vertebral do indivíduo levando à dores nas costas e conseqüentemente interferindo nas atividades ocupacionais.

## **1.1 OBJETIVOS**

### **1.1.1 Geral**

Coletar informações bibliográficas sobre as conseqüências da sobrecarga compressiva crônica aplicada sobre a coluna vertebral de indivíduos obesos.

### **1.1.2 Específicos**

Verificar as principais alterações mecânicas dos discos intervertebrais decorrentes da obesidade relatadas na literatura;

Identificar os efeitos da postura nos discos intervertebrais em sujeitos obesos;

Verificar relação reportada na literatura entre lombalgia e obesidade.

## 2 OBESIDADE

### 2.1 CONCEITUAÇÃO E PREVALÊNCIA DA OBESIDADE

A obesidade é definida segundo a Organização Mundial de Saúde em 1998 como doença na qual o excesso de gordura corporal se acumulou a tal ponto que a saúde física e psicológica são afetadas e a expectativa de vida reduzida (LEÃO, L., *et al*, 2003; MANCINI, 2001).

A prevalência de obesidade mórbida ( $IMC \geq 40 \text{ kg/m}^2$ ) esta aumentando duas vezes mais que a taxa de obesidade, sendo que uma em vinte pessoas é atualmente classificada como obesa mórbida (SCOTT *et al*. 2006).

A quantidade de tecido adiposo pode ser medida precisamente por tomografia computadorizada ou ressonância magnética, e com precisão satisfatória através do método de bioimpedância (que estima a quantidade de tecido adiposo e massa livre de gordura através da avaliação da resistência e reactância a uma corrente elétrica de baixa frequência), sendo normal em adultos de sociedades ocidentais modernas valores entre 20% a 30% para a mulher e 18 a 25% para o homem, em relação ao peso corporal total (MANCINI, 2001).

O índice de massa corporal (IMC) é uma medida que relaciona peso e altura, tem excelente correlação com a quantidade de gordura corporal e é largamente usado em estudos epidemiológicos e clínicos. O IMC é calculado dividindo-se o peso corporal (em kg) pela altura (em m) elevada ao quadrado e é expresso em  $\text{kg.m}^{-2}$ . Os valores considerados normais e a classificação da obesidade em graus progressivamente maiores de morbimortalidade são apresentados na TABELA 1.

TABELA 1 – Valores do Índice de massa corpora (IMC)

	MULHER ( $\text{kg.m}^{-2}$ )	HOMEM ( $\text{kg.m}^{-2}$ )
Abaixo do peso	Abaixo de 19	Abaixo de 20
Normal	19 a 23,9	20 a 24,9
Obesidade leve	24 a 28,9	25 a 29,9
Obesidade moderada	29 a 38,9	30 a 39,9
Obesidade Grave ou Mórbida	Acima de 39	Acima de 40

FONTE: OMS (Organização Mundial da Saúde).

Embora o IMC permita uma avaliação bastante rápida e prática da obesidade, esse índice possui algumas limitações, de modo que pessoas muito musculosas, edemaciadas, ou a presença de cifose acentuada, podem apresentar IMC falsamente elevado. Esses fatores, porém, são facilmente avaliáveis durante o exame clínico do paciente (MANCINI, 2001).

A evolução da obesidade no Brasil situa-se dentro do corrente processo de transição nutricional no país. A melhoria das condições de vida, a maior cobertura de saúde e o declínio da fecundidade favoreceram a redução da desnutrição no país. Em contrapartida, a urbanização e seu impacto nos padrões de alimentação e atividade física contribuíram para a evolução do excesso de peso e, conseqüentemente, para as mudanças dos indicadores nutricionais. Essa inversão, num intervalo relativamente curto, coloca a obesidade como um dos problemas prioritários para o campo da saúde pública no Brasil (FERREIRA & MAGALHÃES, 2006; MARQUES, *et al*, 2005). Também, nos Estados Unidos aproximadamente 30% dos adultos são obesos, com um índice de massa corpórea maior que 30kg/m<sup>2</sup>, visto também que as taxas de obesidade aumentam com a idade, sendo maiores em indivíduos entre 60 e 74 anos, contribuindo para morbidade e mortalidade desta população (BRACH *et al*, 2004) e alta incidência de patologias clínicas e cirúrgicas (MANCINI, 2001).

## 2.2 A OBESIDADE E O DESENVOLVIMENTO DE OUTRAS DOENÇAS

Estudos prospectivos sugerem que a obesidade aumenta de forma significativa a morbi-mortalidade por outras doenças, tais como hipertensão arterial, dislipidemias, doença coronariana isquêmica, infarto do miocárdio, acidente vascular cerebral, doença da vesícula biliar, doenças ósteo-articulares, diabetes mellitus não-insulinodependente ou tipo 2 e alguns tipos de câncer, sendo observada uma prevalência maior de obesidade nas mulheres, em relação aos homens, inclusive entre os idosos (MARQUES, *et al*, 2005; LEÃO, *et al*, 2003) e maior risco de morte prematura com IMC  $\geq 35$  v kg.m<sup>-2</sup> e morte súbita inexplicada com IMC  $\geq 40$  kg.m<sup>-2</sup> quando comparadas a mulheres de peso normal (MANCINI, 2001).

Existe um grande interesse na prevenção da obesidade infantil devido ao aumento de sua prevalência com permanência na vida adulta, pela potencialidade enquanto fator de risco para as doenças crônico-degenerativas e mais recentemente pelo aparecimento de doenças como os diabetes mellitus tipo 2 em adolescentes obesos, antes predominante em adultos. Além disso, freqüentes intervenções em crianças ou na adolescência, reduzem mais a severidade da doença do que as mesmas intervenções na idade adulta (LEÃO, *et al*, 2003).

Em função da prevalência crescente, a obesidade é considerada um problema de saúde pública de importância relevante, ocorrendo de forma paralela à diminuição progressiva da energia gasta em atividades laborais, ocupacionais, no lazer, no cumprimento de afazeres domésticos e em decorrência de modificações no padrão alimentar (MARQUES, *et al*, 2005). A compreensão de complicações específicas de pacientes com obesidade e das dificuldades particulares desses indivíduos torna-se importante (MANCINI, 2001). Visto que, grande quantidade de massa corpórea leva a uma redução nos níveis de atividade física dos indivíduos; com a idade, nos indivíduos obesos, esta redução é maior ainda (BRACH *et al*, 2004). E, independentemente de mudanças no peso corpóreo, melhoras no condicionamento cardiovascular estão relacionados a uma diminuição do risco de doença cardiovascular, adquiridos através da prática constante da atividade física (BRACH *et al*, 2004).

### 3 COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral é uma complexa estrutura cuja principal função é proteger a medula espinhal e transferir cargas entre a cabeça e os membros (NORDIN, M.; WEINER, 2001; DEZAN et al., 2003). É constituída de vértebras, ligamentos, músculos e discos intervertebrais, os quais estão intercalados entre os corpos vertebrais, constituindo um pilar central do corpo humano (KAPADJI, 2000; BRACCIALLI & VILARTA, 2000; GARDNER et al., 1988). Os discos são estruturas com funções de amortecimento de pressões e sustentação de peso. Ao longo da coluna estes discos variam em formato e espessura, apresentando-se em formato de cunha nas regiões cervical e lombar. As curvaturas côncavas existentes nestas regiões permitem que a coluna exerça com precisão suas funções de flexibilidade e rigidez (BRACCIALLI & VILARTA, 2000).

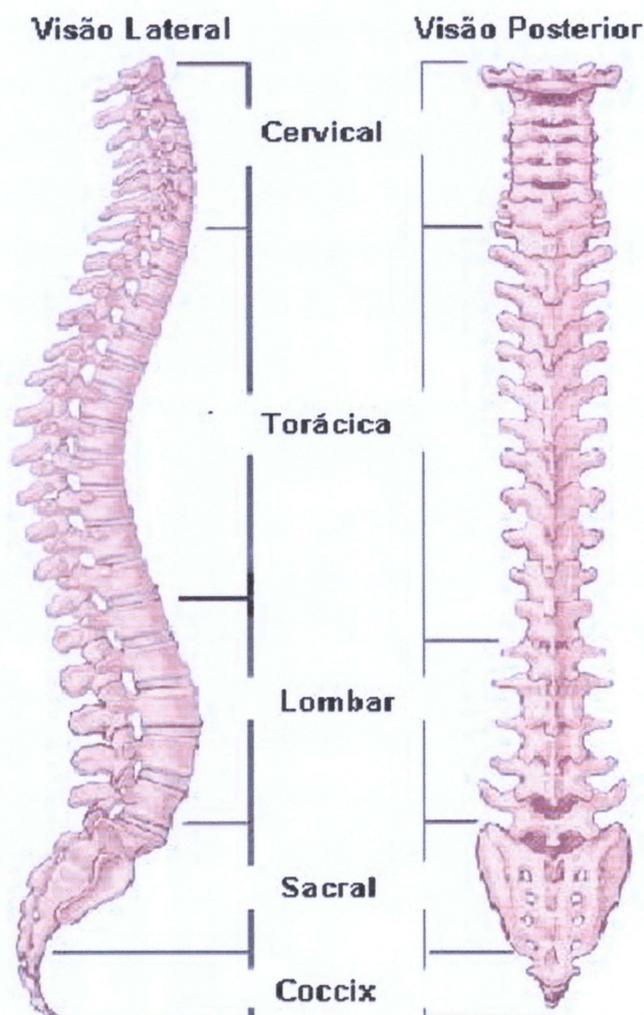
A coluna vertebral apresenta propriedades anatômicas e mecânicas fundamentais durante a postura estática e dinâmica. É considerada flexível por ser constituída anatomicamente por um conjunto de 33 pequenas partes que formam unidades ósseas ligeiramente móveis, que são as vértebras. Estas compreendem, de cima para baixo, 7 vértebras cervicais, 12 vértebras torácicas, 5 lombares, 5 vértebras rudimentares fundidas compondo o osso sacro, e outras 4 vértebras, também rudimentares e fundidas, que formam o cóccix (DI DIO, 1999). As vértebras desempenham funções importantes, como a de suporte para cabeça e tórax, de conexão com os membros superiores e inferiores e flexibilidade para o corpo (WATKINS, 1999).

O centro de gravidade do corpo está localizado na altura da articulação entre a quinta vértebra lombar e a primeira vértebra sacral, à frente do promontório sacral (HALL, 1993).

Quando vista no plano sagital apresenta curvas fisiológicas chamadas de lordoses e cifoses: lordose cervical, cifose torácica, lordose lombar e cifose sacrococcígea, garantirão maior estabilidade e resistência da coluna vertebral (WATKINS, 1999; DÂNGELO e FATTINI, 1998) em suportar cargas internas e externas na qual a coluna esta constantemente submetida (DEZAN et al, 2003) e são chamadas de curvaturas cervical, torácica, lombar e sacra (FIGURA 1) (DI DIO, 1999). No plano frontal, devido o alinhamento das vértebras, espera-se que a coluna

vertebral descreva uma reta, porém, pequenos desvios laterais geralmente presentes não implicam que haja a presença de uma doença (PEGORETTI, 2003).

FIGURA 1 – COLUNA VERTEBRAL NOS PLANOS SAGITAL E FRONTAL



FONTE: Adaptado de DIDIO, 1999.

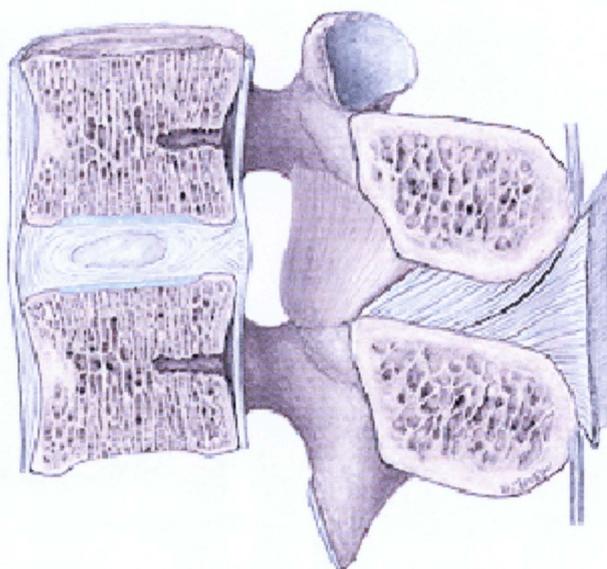
As vértebras são constituídas por um anel ósseo que circunda o forame (forame vertebral) o qual aloja a medula espinhal. A parte anterior do anel é o corpo vertebral e a posterior é o arco vertebral, que consiste em um par de pedículos e um par de lâminas. Os pedículos se unem às lâminas que se fundem no plano medial e projetam posteriormente o processo espinhoso. No ponto de fusão dos pedículos com as lâminas projetam-se três processos: o processo transversos; o processo articular superior; e o processo articular inferior. Estes dois últimos processos

apresentam uma faceta articular. Os quatros facetos articulares de cada vértebra e o disco intervertebral compreendem o mecanismo de articulação de vértebras adjacentes (DÂNGELO e FATTINI, 1998; LATARGET e RUIZ LIARD, 1993).

### 3.1 UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL

Entre duas vértebras verdadeiras adjacentes existe um disco fibrocartilagenoso (disco intervertebral) que constitui com os ligamentos a unidade funcional da coluna vertebral (NORDIN, M., WEINER, S. S., 2001) como mostra a FIGURA 2. Este arranjo anatômico possibilita a cada unidade funcional realizar um pequeno movimento articular, fornecendo estabilidade e proteção à medula espinhal e aos nervos periféricos.

FIGURA 2 – UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL



FONTE: Sobotta Atlas of Human Anatomy, 2001.

As vértebras articulam-se umas com as outras de modo a conferir rigidez e flexibilidade à coluna, que são características necessárias para as funções de suporte de peso, movimentação do tronco, equilíbrio e postura (DÂNGELO e FATTINI, 1998). A unidade funcional da coluna vertebral pode ser dividida conforme

sua morfologia e funcionalidade em porção anterior e porção posterior (KAPANDJI, 2000; NORDIN; FRANKEL, 2001).

### 3.2 MORFOLOGIA DOS DISCOS INTERVERTEBRAIS

A espinha humana contém 23 discos intervertebrais, os quais fazem parte de um complexo sistema biomecânico composto pela placa terminal, o ânulo fibroso e o núcleo pulposo que ocupa 50 a 60% da área (PRESCHER, 1998; WALKER & ANDERSON, 2004). Não existem discos entre C1-C2 e a articulação sacrococcigeana (WALKER & ANDERSON, 2004; MOORE, 1994). Este sistema permite mobilidade e dissipa a sobrecarga entre a coluna espinhal (WALKER & ANDERSON, 2004), sendo capaz de suportar tanto forças compressivas quanto forças de torção e de inclinação sobre a coluna (HAMILL & KNUTZEN, 1999). Cada disco pode ser subdividido em quatro regiões: ânulo fibroso externo, ânulo fibroso interno, zona de transição e núcleo pulposo (WALKER & ANDERSON, 2004).

O ânulo externo é composto principalmente por colágeno lamelar tipo I e inclui fibrilas conectadas no corpo vertebral (PRESCHER, 1998; WALKER & ANDERSON, 2004) e uma abundância de células fibroblásticas (PRESCHER, 1998). O ânulo interno é mais largo e mais fibrocartilagenoso, contendo menos colágeno e falta de arquitetura lamelar. Nesta região o colágeno é basicamente o tipo II, e existe uma maior concentração de componentes proteoglicanos. Nesta, a população celular é composta por fibroblastos e condrócitos. A zona de transição é uma fina camada de fibrose acelular que separa o ânulo interno do núcleo pulposo (CASSINELLI & KANG, 2000; KAPANDJI, 2000; PRESCHER, 1998).

O núcleo pulposo contém uma matriz proteoglicana composta por colágeno basicamente tipo II e uma baixa concentração de condrócitos (CASSINELLI & KANG, 2000; WALKER & ANDERSON, 2004; MIZUNO, et al, 2004; KAPANDJI, 2000). A matriz do núcleo pulposo apresenta uma grande quantidade de água além de condroitino-4-sulfato, condroitino-6-sulfato, sulfato de queratina e ácido hialurônico os quais constituem os proteoglicanos (PRESCHER, 1998; KAPANDJI, 2000). O núcleo pulposo é adequado para suportar as forças compressivas à articulação intervertebral (HALL, 1993)

Quanto à vascularização, a maioria dos discos intervertebrais normais é avascular (MOORE, 1999; DALLEY, 1999), dependendo da difusão de nutrientes e eliminação de catabólitos (WATKINS, 2001). Sendo assim, não conta com o abastecimento sanguíneo para a realização de sua nutrição. No entanto, conta com um mecanismo de difusão de nutrientes eficiente onde nutrientes chegam e catabólitos são eliminados devido à alteração periódica na carga dos discos (CASSINELLI & KANG, 2000; WALKER & ANDERSON, 2004; BRACCIALLI & VILARTA, 2000).

Então, a capacidade de difusão do disco é relativamente pobre mesmo em estado não patológico e mais ainda limitada pela idade e alterações degenerativas. (WALKER & ANDERSON, 2004). Pequenos nervos encapsulados têm sido encontrados na superfície do ânulo externo. O nervo de Luschka formado por pequenas terminações do ramo lombar ventral proporciona a inervação sensória e é responsável pela dor discogênica (WALKER & ANDERSON, 2004; HAYES & RALPHS, 2001).

### 3.3 PROPRIEDADES MECÂNICAS DO DISCO INTERVERTEBRAL

Os discos intervertebrais proporcionam mobilidade à coluna vertebral, enquanto ocorre transmissão de forças de uma vértebra à outra. Dada estas demandas estruturais, fatores mecânicos foram sugeridos como fundamentais na remodelação do disco ao longo do tempo (ANDREW & LOTZ, 2004).

Durante as atividades do cotidiano e laborais a coluna vertebral está constantemente submetida a forças compressivas resultantes da ação da gravidade e cargas internas e externas (LEIVSETH; DRERUP, 1997; ANDREW & LOTZ, 2004) e as unidades funcionais funcionam como uma única unidade de transmissão e dissipação de cargas (WATKINS, 2001).

Os discos intervertebrais em humanos têm evoluído para manter as forças significativas da postura em pé. Quando saudáveis, o disco normal pode sustentar forças até 17,000 Newton (N), as quais tem sido estimadas em discos lombares durante atividades de levantamento de peso (WALKER & ANDERSON, 2004). Quando submetidos a condições de estresse possuem capacidade de deformação para suportar a carga e de retornar ao seu estado inicial quando a carga é removida,

sendo denominado elasticidade e viscoelasticidade (WATKINS, 1999). Quando um disco intervertebral está sob compressão, ele tende a perder água e com a permanência da aplicação da carga sobre o disco por um período de tempo prolongado resulta em uma diminuição ainda maior de sua hidratação (HALL, 1993). Pelo fato de as fibras na região externa do ânulo serem mais fortes do que as do ânulo interno, o ânulo externo converte carga compressiva em estresse enquanto que o ânulo interno absorve o choque. A forte tensão do ânulo normal ajuda a prevenir o abaulamento do disco.

No disco degenerado, a pressão do inchaço do núcleo pulposo diminui e a rigidez do ânulo fibroso aumenta, resultando em pobre dissipação de cargas e aumento do estresse transferido aos elementos ósseos da coluna (WALKER & ANDERSON, 2004).

Durante o dia, o conteúdo de água do disco é reduzido pelas forças compressivas aplicadas nas atividades cotidianas, resultando em perda de estatura da coluna vertebral restaurando a altura do disco à noite (BROBERG, 1993).

A atividade metabólica das células dos discos e a composição e atividade da matriz do disco, parecem ser reguladas pelo meio mecânico e químico que envolve as células. É certo que as células do disco respondem ao estímulo mecânico, embora os efeitos diretos e indiretos da carga mecânica no metabolismo da célula do disco não tem sido ainda comprovados. Especificamente, a aplicação de cargas estáticas tem induzido a apoptose celular e alterado as propriedades mecânicas, componentes da matriz, a atividade da metaloproteinase e o gene das células do disco, enquanto alterações na pressão hidrostática têm alterado a expressão do gene e sintetizado taxas da matriz protéica extracelular (MACLEAN *et al*, 2005; ANDREW & LOTZ, 2004).

Muitos estudos têm mostrado que a carga patológica na coluna pode levar a degeneração discal. Cargas de torção levam precocemente a alterações degenerativas no disco, incluindo um aumento na fosfolipase A2 e uma diminuição no volume do núcleo pulposo (WALKER & ANDERSON, 2004).

### 3.4 DEGENERAÇÃO DISCAL

A repetição ou a manutenção por tempo prolongado de uma pressão ou a ausência de carga estática nos discos são suficientes para alterarem a sua nutrição, provocando alterações degenerativas. Com o envelhecimento, este mecanismo começa a deteriorar, pois o núcleo vai perdendo sua capacidade de reter água e o anel fibroso diminui sua elasticidade (BRACCIALLI & VILARTA, 2000).

O processo degenerativo começa no núcleo pulposo com perda de células e alteração na matriz. A progressão da doença leva o ânulo externo a perder a organização lamelar comprometendo a elasticidade mecânica do disco, causando fissuras no tecido e perda da integridade mecânica, transformando parcialmente forças verticais em horizontais (KAPANDJI, 2000). Citocinas produzidas entre o disco estimulam o crescimento do nervo e elementos vasculares os quais estão relacionados à causa de dor espinhal (WALKER & ANDERSON, 2004).

Uma pressão repetida e freqüente sobre os discos mesmo que não seja intensa, pode ocasionar a aceleração da degeneração discal, levando à perda da propriedade de amortecimento (BRACCIALLI & VILARTA, 2000).

Quando as cargas sobre a coluna vertebral são minimizadas, ocorre um imediato retorno elástico dos tecidos deformados dos discos e um influxo gradativo de fluido para o interior do núcleo pulposo e ânulo fibroso, resultando em recuperação na altura dos discos (KAPANDJI, 2000).

Trabalhos recentes têm focado no entendimento de aspectos genéticos e moleculares da degeneração discal para determinar a causa e identificar estágios no processo onde a intervenção terapêutica seria benéfica (WALKER & ANDERSON, 2004).

Acredita-se que forças mecânicas dinâmicas semelhantes a aquelas vivenciadas em um nível normal de comportamento são reguladores importantes da atividade celular do disco. Esta atividade pode ser benéfica para manutenção da homeostase do tecido, ou pode levar a degeneração discal induzindo a morte celular e destruição da matriz (ANDREW & LOTZ, 2004).

A degeneração do disco intervertebral resulta em lombalgia discogênica e limitação da mobilidade. Atualmente, tratamentos cirúrgicos centralizam-se na fusão do disco intervertebral envolvido, o que elimina a dor mas não tenta restaurar a

função do disco. Similar a outros tipos de cartilagem, a capacidade de reparação inata do disco intervertebral é baixa. Isto levou a um interesse na regeneração dos tecidos do disco utilizando técnicas na engenharia dos tecidos (MIZUNO, *et al*, 2004).

### 3.5 EFEITOS DA POSTURA NOS DISCOS

A Academia americana de ortopedia define a postura como o estado de equilíbrio entre músculos e ossos com capacidade de proteger as demais estruturas do corpo humano de traumatismos, seja na posição em pé, sentado ou deitado (BRACCIALLI & VILARTA, 2000).

Constantemente, o disco está submetido a uma pressão devido à posição adotada entre dois corpos vertebrais (BRACCIALLI & VILARTA, 2000). Os movimentos da coluna vertebral são resultados de pequenos movimentos permitidos entre as vértebras adjacentes. A grande região sustentadora de peso na coluna é formada pelas vértebras lombares, as quais possuem corpos mais alargados e espessos (RICARD, 1991).

Com o passar dos anos torna-se visível o encurtamento natural da musculatura da estática e o relaxamento da musculatura da dinâmica, o que favorece a compressão articular e possíveis alterações posturais. Esta pressão é maior ou menor dependendo da postura adotada pelo indivíduo e da sobrecarga a que a coluna é exposta (BRACCIALLI & VILARTA, 2000). Na flexão da coluna, as vértebras movem-se anteriormente, forçando o núcleo pulposo posteriormente, resultando em carga compressiva na porção anterior do disco e tensiva no anel posterior. Durante a extensão da coluna ocorre o oposto, comprimindo a região posterior. Na flexão lateral ocorre a inclinação com compressão das vértebras superiores no lado da flexão e tensão no lado oposto (HAMILL & KNUTZEN, 1999). Na rotação do tronco, metade das fibras do anel fibroso que são orientadas na direção da rotação fica tensionada e a outra metade, as quais estão na direção oposta, ficam frouxas, criando um aumento na pressão intradiscal e estreitando o espaço articular (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

Cargas na coluna vertebral fazem com que o disco diminua de altura expelindo fluido do núcleo pulposo e ânulo fibroso. Tais mecanismos resultam na

diminuição da altura do disco e da coluna vertebral (RODACKI et al, 2005). Grandes níveis de flexão de tronco facilitam o desenvolvimento de prolapsos de discos da coluna lombar, posteriormente (ADAMS et al, 1993).

Uma pressão repetitiva e freqüente sobre os discos é suficiente para alterarem a sua nutrição, podendo ocasionar a aceleração da degeneração discal, levando à perda da propriedade de amortecimento. Com o envelhecimento, este mecanismo começa a deteriorar, pois o núcleo vai perdendo sua capacidade de reter água e o anel fibroso diminui sua elasticidade (BRACCIALLI & VILARTA, 2000).

Discos jovens e hidratados estão mais sujeitos a perda de altura nas mudanças de postura e tendem a reduzir a força hidrostática em qualquer postura que atue de uma moderada flexão e extensão, embora a concentração de stress aparece nos discos posicionados em posturas extremas (ADAMS & DOLAN, 2001). No período da manhã, os discos resistem mais fortemente aos movimentos de flexão perdendo lentamente o fluido, embora por estarem mais hidratados podem mais facilmente prolapsar mediante flexões severas e cargas compressivas (ADAMS & GOODSHIP, 1993, ADAMS & DOLAN, 2001).

Ao inclinar-se o tronco para frente, e para baixo ocorrem os seguintes movimentos: a flexão propriamente dita da coluna, a anteversão da pelve e a flexão da articulação do quadril (HALL, 1993).

As desordens relacionadas à coluna apresentam elevada incidência, e representam o maior custo dentre as lesões músculo-esqueléticas relacionadas ao trabalho. A manutenção da postura sentada, por exemplo, por períodos prolongados é considerada um fator de risco para as lombalgias (MAGNUSSON & POPE, 1998) visto que o modelo biomecânico da coluna do homem não foi construído para permanecer por longo tempo na posição sentada ou em pé, mantendo posturas estáticas fixadas e realizando movimentos repetitivos (BRACCIALLI & VILARTA, 2000; MAGNUSSON & POPE, 1998). Na postura sentada, a pressão no disco intervertebral em L3 é consideravelmente maior do que na postura em pé (BRACCIALLI & VILARTA, 2000). Porém, não há diferenças estatísticas significativas da compressão dos discos intervertebrais quando comparados às atividades desenvolvidas em pé ou sentadas, sendo que em ambos os casos, as alterações ocorrem diretamente na coluna vertebral (MCGILL et al, 1996).

A pressão intradiscal é diminuída quando o indivíduo senta sem apoio de tronco, mas mantém as costas retas e ainda menor quando os braços são apoiados nas coxas. O sentar com apoio de tronco é menos lesivo, pois a pressão no disco diminui e quanto a inclinação do encosto, quando se aumenta a inclinação do encosto, a pressão diminui (BRACCIALLI & VILARTA, 2000).

Em estudo realizado com trabalhadores, os principais riscos encontrados para as lombalgias foram a flexão do tronco, a rotação do tronco e o levantamento de cargas (HOOGENDOORN et al., 2000) e o trabalho repetitivo além de posturas de trabalho estáticas ou sentadas (HAMILL & KNUTZEN, 1999). BRACCIALLI & VILARTA, 2000, investigaram a pressão intradiscal em L3 e a atividade mioelétrica de alguns músculos das costas e registraram que sentado, com a coluna lombar em lordose, ocorre diminuição na pressão intradiscal, provavelmente por manter o formato fisiológico do disco em cunha; enquanto que o sentar relaxado (curvatura lombar retificada) leva a um aumento na pressão do disco empurrando o disco para trás.

Quanto ao manuseio de cargas, foi descrito alto risco de lesões lombares ocupacionais devido ao manuseio de cargas sob uma postura assimétrica realizando rotação de tronco (ADAMS et al, 2001). Dados estatísticos mostram que a maioria das lesões discais acontecem nos níveis de L4/L5 e L5/S1 (CHAFFIN et al, 2001).

A postura sentada provoca a retificação da curvatura lombar, o aumento da pressão intradiscal, dificulta o retorno venoso nos membros inferiores podendo ser uma causa das freqüentes dores nas costas em adultos, prejudicando ainda mais quando submetidos à mesas de trabalho muito altas (BRACCIALLI & VILARTA, 2000). Também importante que a cadeira possibilite mobilização pois os movimentos melhoram a circulação, previnem úlceras de pressão e rigidez de músculos e articulações (BRACCIALLI & VILARTA, 2000).

O efeito cumulativo da carga axial externa e da gravidade sobre a coluna vertebral causa o aumento da lordose cervical e da cifose torácica, e a diminuição da lordose lombar e da altura do tronco (HAMMERBERG e WOOD, 2003). Este processo é intensificado pela desidratação dos discos intervertebrais e pelo rearranjo da morfologia óssea devido ao envelhecimento e uso excessivo (MAGNUSSON e POPE, 1998).

Na posição em pé, o peso do corpo exerce uma pressão importante no eixo da coluna vertebral, fazendo com que a água contida na substância gelatinosa do núcleo saia através dos orifícios do platô vertebral em direção ao centro dos corpos vertebrais e mantendo a postura por tempo prolongado, o núcleo estará menos hidratado e espesso. Com o repouso, a pressão exercida sobre o disco diminui consideravelmente e o núcleo atrai água, voltando a ter sua espessura inicial mediante repouso significativo (BRACCIALLI & VILARTA, 2000).

A utilização de intervalos e as mudanças de posturas durante as atividades de trabalho são necessárias para manter a boa hidratação do disco intervertebral. As variações periódicas de carga nos discos são as responsáveis pelo bom funcionamento do mecanismo que promove a nutrição tecidual (BRACCIALLI & VILARTA, 2000).

#### **4 LOMBALGIAS**

A sobrecarga aplicada sobre os discos intervertebrais de indivíduos obesos pode constituir um dos principais fatores que levam ao desenvolvimento de dores lombares (ADAMS et al, 1996; ADAMS et al, 2000; RANNOU et al, 2001; RODACKI et al, 2003).

As afecções nas costas são consideradas uma condição clínica comum na população e um sério problema de saúde pública em muitos países industrializados. (RODACKI et al, 2005; PANJANI, 2003). Dores nas costas não são um problema recente, afligem o homem há milhares de anos. Existem relatos de 5000 anos atrás, dos antigos egípcios, e, no ano de 1600 d.C., era a maior preocupação do fundador da medicina ocupacional. Nos dias atuais, mesmo com o avanço tecnológico da medicina, não se conseguiu ainda a solução para a questão (BRACCIALLI & VILARTA, 2000).

As dores lombares atingem níveis epidêmicos na população em geral, causando severa disfunção e afetando a qualidade de vida dos indivíduos, limitando o desempenho de tarefas profissionais, cotidianas e laborais (TAKEYASHI et al, 2003, RODACKI et al, 2005) e sendo um das principais causas de absentismo do trabalho. Em países industrializados, a prevalência de dores lombares é estimada em torno de 70%. Em alguma época da vida, de 70 a 85% de todas as pessoas sofrerão de dores nas costas. Cerca de 10 milhões de brasileiros ficam incapacitados por causa desta morbidade. Nos Estados Unidos, a lombalgia é a causa mais comum de limitação de atividades entre pessoas com menos de 45 anos, é a segunda razão mais freqüente para visitas médicas, a quinta causa de admissão hospitalar e a terceira causa de procedimentos cirúrgicos (SILVA, M. C.; FASSA, A. G.; VALLE, N. C. J., 2004). As lombalgias estão em nível epidêmico e são uns dos problemas não letais de saúde mais comuns, sendo que o custo anual das lombalgias nos E.U.A. está em torno de 100 bilhões de dólares (MARRAS, 2000).

A dor lombar é considerada a causa de significativa morbidade, que não leva somente ao sofrimento individual, mas também ao custo de tempo perdido de trabalho, para tratamento e por compensações em salários perdidos nos bilhões de dólares anualmente (WALKER & ANDERSON, 2004).

A prevalência de dor lombar crônica aumenta linearmente com o aumento do índice de massa corporal (IMC). A obesidade pode constituir um fator de risco para o desenvolvimento de dor lombar (RODACKI et al, 2005). Fatores de risco antropométricos, como o índice de massa corporal, estão relacionados com o desenvolvimento da lombalgia (JACKSON et al, 1998). A carga extra que a estrutura osteo-músculo-articular é obrigada a sustentar pode alterar o equilíbrio biomecânico do corpo justificando o risco aumentado de dor lombar crônica em pessoas com sobrepeso e obesidade (SILVA, M. C.; FASSA, A. G.;VALLE, N. C. J.,2004; RODACKI et al, 2005). Embora, nenhum estudo tenha sido desenvolvido para descrever o comportamento mecânico do disco intervertebral de indivíduos obesos (RODACKI et al, 2005).

O estresse mecânico na coluna lombar tem sido apontado como uma das principais causas de dor lombar crônica (ADAMS et al, 2000) levando à degeneração dos discos intervertebrais (WALKER & ANDERSON, 2004). Sendo assim, a principal causa da lombalgia é a hérnia de disco, que consiste da evasão de parte do núcleo pulposo por meio do ânulo fibroso rompido. Esta lesão pode ser o resultado tanto de traumas, quanto do estresse constante sobre a região (PANJABI et al., 2003) como ocorre decorrente da obesidade.

As lombalgias estão associadas principalmente com o ângulo máximo de flexão do tronco durante o trabalho (NEUMANN et al 2001). Em um estudo com mulheres grávidas, a relação entre dor lombar e perda da estatura e recuperação foram analisadas, a dor lombar estava mais relacionada a inabilidade dos discos vertebrais retornar a altura do que a magnitude da perda de altura (RODACKI et al, 2003).

Estudos epidemiológicos demonstram uma maior prevalência de lombalgia em mulheres em relação aos homens, destacando os fatores hormonais, as diferenças antropométricas e a composição corporal como os principais fatores responsáveis por esta diferença (PERSCH et al, 2007).

O impacto negativo que os acometimentos na coluna vertebral causam sobre a qualidade de vida e profissional dos sujeitos, além dos gastos públicos envolvidos na recuperação e no tratamento, faz com que as doenças crônico-degenerativas na coluna vertebral sejam consideradas como um grave problema de saúde pública mundial (DEYO et al, 1991).

## **5 CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Este trabalho objetivou coletar informações bibliográficas sobre as conseqüências da sobrecarga compressiva crônica aplicada sobre a coluna vertebral de indivíduos obesos.

Foi concluído que a obesidade afeta uma proporção muito elevada de indivíduos e é um grande problema de saúde pública mundial. Entre os vários problemas que são ocasionados em decorrência da obesidade destaca-se a lombalgia, a qual afeta grande parte da população e ocorre normalmente devido um aumento na pressão intradiscal e conseqüentemente uma degeneração discal mediante sobrecarga crônica ou abrupta.

Sendo assim, a dor e a lesão na coluna vertebral podem iniciar de uma forma inapropriada de sentar, manutenção de uma postura por tempo prolongado ou também de uma maneira inapropriada de manusear cargas durante uma atividade. Tais fatores associados ao sobrepeso ou obesidade podem fazer com que até mesmo um mínimo esforço cause uma tensão ou lesão discal sendo necessários cuidados redobrados quando comparados a indivíduos com peso corporal dentro dos parâmetros normais.

Estudos futuros que avaliem o grau de sobrecarga e compressão nos discos intervertebrais de indivíduos obesos devem ser realizados, observando as alterações pós redução de peso, por exemplo, em indivíduos submetidos a cirurgia bariátrica, para uma melhor análise das alterações causadas na coluna vertebral decorrentes da obesidade.

## REFÊRENCIAS

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 regeneration. **Spine**. v.23, n.13, p.1625-1636, 2000.

ADAMS, M. A.; BENJAMIN, E.; DOLAN, P. Diurnal changes in bending and compressive stresses acting on the lumbar spine. **Journal Bone of Joint Surgering**, v. 75-B, SUPP, 1993.

ADAMS, M. A. et al. An EMG technique for measuring spinal loading during asymmetric lifting. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. S17 - S24, 2001.

BRACCIALLI L. M. P.; VILARTA R. Aspectos a serem considerados na elaboração de programas de prevenção e orientação de problemas posturais. **Rev. Paul. Educ. Fís.** v.14, n.2, p.159-171, 2000.

BRACH J. S.; VAN SWEARINGEN J. M.; FITS GERALD S. J.; STORTI K. L.; KRISKA A. M. The relationship among physical activity, obesity and physical function in community-dwelling older women. **Preventive Medicine**. n.39, p.74-80, 2004.

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

CASSINELLI, E. H.; KANG J. D. Current understanding of lumbar disc degeneration. **Operative Techniques in orthopaedics**. v.10, n.4, p.254-262, 2000.

CHAFFIN, D. B.; ANDERSON, G. B. J.; MARTIN, B. J. **Biomecânica ocupacional**. Belo Horizonte: Ergo, 2001.

CHU. National prevalence of obesity in taiwan. **Obesity Reviews**. v.6, p271, 2005.

DEZAN, D.H.; RODACKI, A.L.F.; RODACKI, C.L.N.; SANTOS, A. M.; OKAZAKI, V.H.A.; SARRAF, T.A. Comparação dos efeitos compressivos do disco intervertebral nas condições de levantamento de peso nas posições sentada e em pé. **Revista Brasileira de Biomecânica**, n.7, p.41-49, 2003.

DI DIO, L. A. **Tratado de anatomia aplicada**, São Paulo: Póllus Editorial, 1999.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular: Tronco e Coluna Vertebral**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

MARRAS, W. S. Occupational low back disorder causation and control. **Ergonomics**, v. 43, n. 7, p. 881, 2000.

MCGILL, S. M. et al. Studies of spinal shrinkage to evaluate low-back loading in the workplace. **Ergonomics**, v. 39, n. 1, p. 92–102, 1996.

MIZUNO H.; ROY A. K.; ZAPOROJAN V.; VACANTI C. A.; UEDA M.; BONASSAR L. J. Biomechanical and Biochemical characterization of composite tissue-engineered intervertebral discs. **Biomaterials**. N27, p.362-370, 2006.

MIZUNO, H.; ROY A. K.; VACANTI C. A.; KOJIMA K.; UEDA M.; BONASSAR L. J. Tissue Engineered Composites of Annulus Fibrosus and Nucleus Pulposus for Intervertebral Disc Replacement. **Spine**. V.29, n.12, p.1290-1298, 2004.

MANCINI M. C. Obstáculos diagnósticos e desafios terapêuticos no paciente obeso. **Arq Bras Endocrinol Metab**. v.45, n.6, 2001.

PERSCH, L. N.; *et al.* Influência do gênero sobre a variação da estatura. **Rev. Bras. Educ. Fis. Esp.**, v. 21, n.1, p. 61-68.

PEGORETTI C. Comportamento das curvaturas da coluna vertebral na marcha em função da altura do salto do calçado. **Soc Bras Biomec**. v.1, p.70-73, 2003.

POLLINTINE P.; DOLAN P.; TOBIAS J. H.; ADAMS M. A. Intervertebral disc degeneration can lead to stress-shielding of the anterior vertebral body. **Spine**. v.29, p.774-782, 2004.

RICARD, F. **Tratado de Osteopatia**. 2 ed. Espanha: Mandala Ediciones, 1991.

RODACKI A. L. F.; PROVENSÍ C. L. G.; FOWLER N. E.; RODACKI C. L. N.; DEZAN V. H. Body mass as a factor in stature change. **Clinical Biomechanics**. v.20, p.799-805, 2005.

SIMPSON; RAUBENHEIMER. Obesity: the protein leverage hypothesis. **Obesity Reviews**. v.6, p.133, 2005.

SCOTT et al. comorbidity among the morbidly obese: a comparative study of 2002 U. S. hospital patient discharges. **Surgery for Obesity and Related Diseases**. V.2, p.105-111, 2006.

UFPR. **Normas para apresentação de documentos científicos**. 2 ed. Curitiba: UFPR, 2007.

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

WALKER M. H.; ANDERSON D. G. Molecular basis of intervertebral disc regeneration. **The Spine Journal**. n.4, p.158S-166S, 2004.

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.

WEARING et al. The biomechanics of restricted movement in adult obesity. **Obesity Reviews**. v.7, p.13, 2006.

WATKINS, J. **Estrutura e função do sistema Músculo-esquelético**. São Paulo: Manole, 1999.