

HENRIQUE MANOEL DA SILVA

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DISCOS
INTERVERTEBRAIS EM ATLETAS DE VOLEIBOL**

CURITIBA

2005

HENRIQUE MANOEL DA SILVA

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DISCOS
INTERVERTEBRAIS EM ATLETAS DE VOLEIBOL**

Monografia apresentada como requisito parcial
para conclusão do curso de Bacharelado em
Educação Física, do Departamento de Educação
Física, Setor de Ciências Biológicas, da
Universidade Federal do Paraná.
Professor Orientador: ANDRÉ L. F. RODACKI

CURITIBA

2005

Não tendo uma idéia do futuro, também não temos uma idéia do hoje, por que o hoje, para o homem de ação, não é senão um prólogo do futuro. (Fernando Pessoa)

AGRADECIMENTOS

AGRADEÇO A TODOS QUE ME DERAM APOIO E ASSIM COLABORARAM PARA QUE EU PUDESSE REALIZAR ESSE TRABALHO.

SUMÁRIO

1.0 INTRODUÇÃO	01
1.1 Apresentação do problema.....	01
1.2 Justificativa.....	03
1.3 Objetivos.....	03
2.0 REVISÃO DE LITERATURA	05
2.1 Características Anatômicas e Funcionais da Coluna Vertebral.....	05
2.2 Os Discos Intervertebrais.....	07
2.2.1 Compressão dos Discos Intervertebrais.....	09
2.2.2 Hidratação dos Discos Intervertebrais.....	10
2.3 Movimento da Coluna Vertebral.....	11
2.4 Ações Musculares.....	12
3.0 METODOLOGIA	15
3.1 População e Amostra.....	15
3.2 Procedimentos Experimentais.....	15
3.3 Análise Estatística.....	18
4.0 DADOS E RESULTADOS	19
5.0 DISCUSSÃO	20
6.0 CONCLUSÃO	22
REFERENCIAS	23

RESUMO

Este estudo tem por objetivo analisar a variação de estatura decorrente dos saltos realizados durante a prática do voleibol, pois os saltos causam uma grande carga de impacto na coluna vertebral modificando suas estruturas. Essas modificações ocorrem principalmente no disco intervertebral que perde estatura quando submetido a carga compressivas. A amostra foi composta por 10 indivíduos do sexo masculino (idade = $20,85 \pm 1,96$ anos) da equipe de voleibol universitária da Universidade Federal do Paraná. Foram realizadas três sessões. A primeira sessão foi destinada a familiarização dos sujeitos com os procedimentos de medidas. Na segunda sessão os sujeitos realizaram um circuito simulando um set, e na última foi realizada uma caminhada de 15 minutos. Foram realizadas medidas de variação de estatura pré e pós a realização das atividades através do estadiômetro, aparelho que permite verificar indiretamente a variação dos discos intervertebrais através de mensurações precisas da variação da estatura, acuracidade linear de 0,05mm. Sendo que antes das sessões experimentais os sujeitos permaneceram 20 minutos na posição de Fowler. Observamos uma perda de $6,66 \pm 1,35$ mm da estatura após a série de exercícios que simularam um set de voleibol e uma perda de $2,22 \pm 0,49$ mm após realização da caminhada, o que significa que a atividade voleibol tem uma intensidade maior de estresse ao disco intervertebral por ter um alto nível de impacto. Isso pode tornar o disco mais propenso ao desenvolvimento de processos degenerativos e outros problemas que possam desencadear lombalgias.

Palavras-chaves: disco intervertebral, voleibol, saltos, perda de estatura.

1.0 INTRODUÇÃO

1.1 Apresentação do problema

Um dos maiores problemas de saúde que atingem a população mundial é a incidência de dores nas costas. Em geral 60 a 80% da população já tiveram problema na região dorsal em algum momento da vida (HAMILL e KNUTZEN, 1999). Isso acaba prejudicando a qualidade de vida pelo desconforto e dores, além de envolver elevados custos para o tratamento e no afastamento do trabalho por debilidade (DUNLOP, 1984).

As pessoas que já apresentaram dores nas costas, em algum momento de suas vidas, possuem um maior risco de reincidência de dores na região dorsal, sendo que 6% podem evoluir para dores crônicas.

A dor nas costas é multifatorial e de difícil diagnóstico, porém um dos locais com maior incidência de lesão na coluna é a região lombar devido à magnitude das cargas que ela suporta. Os discos intervertebrais nessa região experimentam uma maior incidência de prolapso de disco que qualquer outro segmento da coluna vertebral, sendo que essa lesão está relacionada com dores lombares crônicas (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

O disco intervertebral é um dos elementos que constituem a coluna vertebral, a qual tem a função de sustentação e manutenção da posição ereta, proteção do sistema nervoso, dissipação e absorção de forças ou estresses internos e externos. O disco é uma estrutura fibrocartilaginosa que une uma vértebra à outra possibilitando a movimentação entre elas e tem como uma das suas funções a dissipação e absorção das forças aplicadas sobre a coluna.

O disco intervertebral é composto por um núcleo pulposo, uma massa em gel (80 a 90% de água e 15 a 30% de colágeno) de forma esférica, envolvido por um anel fibroso, constituído de tecido fibroso e fibrocartilagem em formas de argolas disposta paralelamente em camadas concêntricas. Quando submetido a uma carga de compressão, há um aumento na pressão interna do disco intervertebral fazendo com

que o fluido do núcleo pulposo seja expelido, como esse extravasamento não ocorre de maneira rápida grande parte das forças compressivas é transmitida e absorvida pelo ânulo fibroso na deformação radial de suas fibras. As características elásticas do ânulo fibroso garantem que forças abruptas sejam absorvidas de forma rápida, sem que haja perda acentuada do fluido, e também garantem que os discos retornem rapidamente à sua condição inicial quando as cargas são reduzidas ou removidas. Porém se a força compressiva tiver uma aplicação por um período prolongado, lentamente será expelido o fluido intradiscal para o meio externo, somando se com a deformação do ânulo fibroso irá resultar na redução da espessura e da eficiência do disco intervertebral. Um exemplo dessa dissipação da força por uma ação contínua é o efeito da sustentação do peso corporal contra a ação da gravidade ao decorrer do dia, devido à compressão exercida sobre os discos intervertebrais a pessoa pode perder de 1 a 2% de sua altura total (WILBY et al, 1987 e REILLY et al, 1984).

Koeller et al (1984) relata que enquanto o disco está submetido a uma carga de compressão sua capacidade de absorver impacto é reduzida e aumenta sua rigidez o que torna o disco mais propenso a lesões podendo desencadear doenças e debilitar a saúde da pessoa.

Um fator que pode implicar na redução das propriedades mecânicas do disco é o avanço da idade, onde começa a se degenerar em um processo gradual durante o qual desenvolvem rachaduras e rupturas no tecido do disco intervertebral possivelmente devido ao relaxamento dos músculos e ligamentos posteriores da coluna sobrecarregando a parte anterior (HAMILL e KNUTZEN, 1999), além de que o conteúdo do disco, bem como a capacidade de absorção de choques, começa a diminuir em torno da segunda década de vida.

Outros fatores podem causar danos aos discos intervertebrais. Estudos mostram que quanto maior a intensidade da atividade física maior é a perda da altura do disco intervertebral (FOWLER e REILLY 1997, DOWZER e REILLY 1998), e os seus efeitos cumulativos aumentam o risco de lesão.

Atividades que envolvem saltos estão relacionados a um grau de intensidade maior do que atividades cotidianas como: andar, sentar, ficar em pé. Hamill e Knutzen

(1999) relatam que a atividade de salto gera uma carga duas vezes maior do que se o indivíduo permanecer em pé, ao nível do disco L-3.

Vários esportes envolvem saltos, como por exemplo: o voleibol. Esse esporte tem como uma das suas características a necessidade da realização de saltos por quase todos os jogadores, exceto líbero, por mais especializadas que sejam suas funções para realização dos gestos técnicos. A análise do efeito do salto sobre a coluna vertebral é uma possibilidade de quantificar a intensidade da carga aplicada. Pois o correto conhecimento das qualidades físicas solicitadas dentro do voleibol é imprescindível na hora de se planificar os treinamentos em relação aos parâmetros de tipo, intensidade, numero de repetições, frequência e o intervalo dos estímulos aplicados na modalidade (RODACKI, 1997), para prevenir lesões geradas por um estresse desnecessário.

A análise do efeito do salto sobre a coluna vertebral será feita através da estadiometria, a qual mensura pequenas variações de estatura. A partir dessa variação é possível quantificar a intensidade da atividade que o sujeito está realizando através de comparações com outras atividades já avaliadas.

1.2 Justificativa

A partir da verificação da resposta mecânica da coluna vertebral durante a pratica do voleibol, resultante das deformações dos discos intervertebrais causadas na absorção e dissipação de forças compressivas, quantificar a intensidade dos efeitos gerados pelos saltos. Estabelecendo assim um parâmetro para comparação de intensidade com outras atividades.

1.3 Objetivos

Geral:

- Verificar o comportamento dos discos intervertebrais durante a pratica de atividades que envolvam elevadas cargas de impactos, através de medidas de pequena variação de estatura.

Específicos:

- Relatar as modificações no disco intervertebral quando submetido a cargas compressivas.
- Comparar os resultados encontrados com outras atividades, para analisar a intensidade da atividade avaliada.

1.4 Hipóteses

- A carga de impacto gerada no voleibol tem uma intensidade maior do que as cargas resultantes de atividades cotidianas (caminhar, permanecer em pé, sentar).

2.0 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Características Anatômicas e Funcionais da Coluna Vertebral

Hamill e Knutzen (1999), afirmam que a coluna vertebral age como uma haste elástica modificada que proporciona suporte rígido e flexibilidade, ou seja, ela proporciona uma sustentação firme ao tronco e ao mesmo tempo ela torna possível a movimentação nos três planos (frontal, sagital e transversal). A coluna vertebral tem a importante responsabilidade de proteger a medula espinhal e forma com as costelas e o esterno o tórax ósseo, que funciona como um fole para os movimentos respiratórios.

A coluna vertebral é composta por 33 vértebras, sendo 24 delas móveis contribuindo para os movimentos do tronco (HAMILL e KNUTZEN, 1999). Essas vértebras estão dispostas em arranjos que dão forma as curvaturas da coluna para uma melhor eficiência na dissipação de cargas sofridas. Knoplich (2003), relata que, as curvas fisiológicas têm um papel funcional, permitindo que a coluna aumente a sua flexibilidade e a capacidade de absorver os choques, enquanto mantém a tensão e a estabilidade das articulações intervertebrais.

No embrião, a coluna vertebral tem a forma de “C” com concavidade anterior e com o seu desenvolvimento a curvatura muda progressivamente à medida que o recém-nascido adquire controle sobre seu corpo.

Sete vértebras cervicais forma a curvatura convexa no lado anterior do corpo, as doze vértebras torácicas formam uma curvatura que é convexa no lado posterior do corpo, cinco vértebras lombares formam a curvatura convexa no lado anterior, e a última curvatura é a sacrococcígea formada pelas cinco vértebras fundidas do sacro e quatro a cinco vértebras fundidas do cóccix (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

No adulto, as curvaturas com mesma direção da coluna embrionária são denominadas primárias e as curvaturas de direção oposta, com concavidade posterior são secundárias. As curvaturas secundárias (cervical e lombar) são extremamente móveis em relação às primárias (torácica e sacral). Das três curvaturas pré-sacrais, a

torácica é a menos móvel, enquanto que o sacro, formado de vértebras soldadas, não apresenta qualquer movimento entre os seus segmentos.

As curvaturas cervical e lombar são compensatórias da postura ereta assumida pelo ser humano. A cervical suporta o peso da cabeça e alivia, em parte, a ação dos músculos da nuca em manter a extensão da cabeça e do pescoço. A lombar compensa a desvantagem da curvatura torácica (de concavidade anterior) e sustenta o peso do corpo. Nas mulheres, a curvatura cervical é mais branda e a lombar mais acentuada (ADAMS, 1995).

O que possibilita essa movimentação da coluna é a unidade funcional da coluna vertebral, composta por duas vértebras adjacentes e um disco que as separa. Essa estrutura é similar em toda coluna espinhal exceto na primeira e segunda vértebra cervicais que tem estrutura única.

Na porção anterior do segmento móvel há os corpos de duas vértebras, um disco intervertebral e ligamentos longitudinais anteriores e posteriores. Cada corpo vertebral tem a forma cilíndrica e é mais espesso na parte da frente, em que absorve grandes quantidades de forças compressivas. Separando-os há o disco intervertebral que une uma vértebra a outra permitindo que ocorra movimento entre elas. O disco é capaz de suportar forças compressivas assim como forças de torção e de curvamento aplicados sobre a coluna. O papel do disco é de suportar e distribuir as cargas na coluna vertebral assim como restringir o excesso de movimento que ocorre no segmento vertebral (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

Os ligamentos longitudinais ocorrem por toda extensão da coluna desde a base do occipito até o sacro. O ligamento longitudinal anterior é denso e potente, inserido no disco anteriormente e nos corpos vertebrais limita a hiper-extensão da coluna vertebral e suporta a porção anterior do disco durante um levantamento. O ligamento longitudinal posterior desce por dentro do canal espinal conectando-se nas margens dos corpos vertebrais e no centro do disco oferecendo resistência na flexão da coluna.

A porção posterior do segmento móvel vertebral inclui os arcos neurais, as articulações intervertebrais, os processos transversos e espinhosos e os ligamentos.

O arco neural é formado por dois pedículos e duas lâminas e juntos com o lado posterior do corpo vertebral formam o forame vertebral por onde passa a medula espinhal.

Projetando-se lateralmente na união das lâminas e pedículos há os processos transversos e projetando-se posteriormente há o processo espinhoso, sendo os dois responsáveis para a inserção dos músculos espinhais que ocorrem pela coluna.

As articulações intervertebrais são formadas pelas facetas articuladoras localizadas nas bordas superior e inferior de cada lâmina. As facetas articuladoras são orientadas em ângulos diferentes nas regiões cervical, torácica e lombar sendo responsável pela maioria das diferenças funcionais entre as regiões. Essas articulações impedem o deslizamento para frente de uma vértebra sobre a outra e também participam na sustentação de peso.

Existem cinco ligamentos suportando a porção posterior do segmento vertebral: o ligamento amarelo, os ligamentos supra-espinhoso e interespinhoso e os ligamentos intertransverso, eles mantêm o posicionamentos das vértebras.

O movimento na coluna espinhal é muito pequeno entre cada vértebra, mas se combinadas a coluna é capaz de amplitude de movimentos consideráveis (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

2.2 Os Discos Intervertebrais

O disco intervertebral é a estrutura que separa as duas vértebras adjacentes, ele é capaz de suportar forças compressivas, forças de torção e forças de curvamento aplicadas sobre a coluna.

Existem 24 discos intervertebrais, formando 20 a 33% do comprimento da coluna, sendo eles responsáveis pela alternância entre a rigidez e elasticidade da coluna (CAMPOS, 2002).

Cada disco é formado pelo núcleo pulposos e anel fibroso. O núcleo pulposos é composto por uma massa em gel de forma esférica localizada na porção central dos discos cervicais e torácicos e na porção um pouco posterior dos discos lombares. O

núcleo pulposo tem 80 a 90% de água e 15 a 30% de colágeno, criando uma massa fluida que fica sempre sob pressão e exerce uma pré carga sobre o disco. Este conteúdo hídrico do núcleo o torna resistente à compressão (HALL, 2000).

Cercando o núcleo pulposo há o anel fibroso, constituído de tecido fibroso e fibrocartilagem em formas de argolas. As fibras são constituídas por 50 a 60% de colágeno, proporcionando força tensiva ao disco e se dispõem paralelamente em camadas concêntricas, mas são orientadas diagonalmente com os corpos vertebrais em um ângulo de 45 a 60 graus. Cada camada alternada de fibra corre em sentido perpendicular a camada anterior, assim entrelaçando-se de uma maneira similar ao que se vê em um pneu radial (HAMILL e KNUTZEN, 1999). Dessa maneira quando o disco sofre uma tensão de rotação somente metade das fibras ficam tensionadas, enquanto que as fibras que correm na outra direção são afrouxadas.

Campos (2002), relata que o disco intervertebral aumenta em tamanho da região cervical para a lombar. Na região cervical sua espessura é de mais ou menos 3mm, enquanto que na região lombar é de mais ou menos 9mm.

Ainda de acordo com Campos (2002), a relação entre a espessura do disco e a altura do corpo vertebral é maior na região lombar e cervical e menor na torácica. E quanto maior a relação, maior a mobilidade. Isso explica porque as regiões lombar e cervical apresentam mobilidade maior que a região torácica.

Tribastone (2001), afirma que o disco jovem e sadio é constituído essencialmente por tecido fibroelástico. Com o avanço da idade as fibras de colágeno são substituídas por fibras maiores e menos elásticas, acarretando uma diminuição na elasticidade do envoltório discal. O núcleo pulposo é constituído por um gel mucopolissacarídeo, que tem a propriedade de extrair os líquidos do exterior, segundo suas necessidades hídricas.

A idade e o desgaste acarretam uma diminuição do componente mucopolissacarídeo, fazendo com que o gel perca gradualmente a capacidade de absorção dos líquidos, resultando numa progressiva desidratação e, conseqüentemente uma diminuição da pressão intradiscal (TRIBASTONE, 2001).

A degeneração do disco ocorre no início da velhice em um processo gradual durante o qual desenvolvem-se rachaduras e rupturas no tecido do disco. A degeneração é comum começar à medida que os músculos e ligamentos posteriores vão relaxando, forçando uma compressão da porção anterior (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

2.2.1 Compressão dos Discos intervertebrais

Os discos intervertebrais possuem uma grande capacidade de absorção de sobrecargas de compressão axial. Quando ocorre uma sobrecarga, o disco perde altura e tenta expandir-se para fora em direção ao anel fibroso e placas terminais (CAMPOS, 2002).

Quando o disco é sobrecarregado em compressão, o núcleo pulposo distribui uniformemente a pressão pelo disco e age como um amortecedor. O disco achata-se e o núcleo pulposo expande-se lateralmente à medida que o disco perde líquido. Isso tensiona as fibras do anel e transforma a força compressiva vertical em sobrecarga tensiva nas fibras do anel (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

Os fluidos, tanto do núcleo pulposo, como do anel fibroso diminuem, devido ao aumento da pressão. Cerca de 10% da água de dentro do disco pode ser expelida. A quantidade exata de perda de fluído depende magnitude de duração da força aplicada (CAMPOS, 2002).

Hall (2000), relata que quando um disco sofre compressão, ele tende a perder água e absorver simultaneamente sódio e potássio até que sua concentração eletrolítica interna seja suficiente para prevenir perda adicional de água. Uma sobrecarga contínua por várias horas resulta em redução adicional na hidratação do disco. Por essa razão é observada uma diminuição na altura da coluna de quase 2 a 3% no transcorrer de um dia, sendo que um pouco mais da metade dessa perda ocorre 30 minutos pela manhã, após levantar-se (ADAMS, 1995).

No jovem o conteúdo de proteoglicanos (substância que atrai água) é de 65%, diminuindo para cerca de 30% na idade avançada. Acima dos 30 anos quando o

conteúdo de proteoglicanos está alto, o núcleo pulposos é gelatinoso e sua pressão é uniforme. Com o avanço da idade, diminui a quantidade de água do disco diminuindo assim sua capacidade de reação à compressão (CAMPOS, 2002). Estas alterações relacionadas com a idade, a redução de condicionamento físico, alterações dos padrões dos movimentos na realização das atividades da vida diária, acarretam maior suscetibilidade a lesões.

Knoplich (2003), afirma que as forças de compressão aumentam a dimensão horizontal do disco, fator importante para a explicação da hérnia discal, sendo que a força de flexão é uma das mais agressivas ao disco. O ato de fletir o corpo faz com que as forças compressivas se apliquem na parte côncava, com deslocamento do núcleo, conforme o peso levantado, este ato pode produzir a herniação do núcleo pulposos. As forças que causam mais danos para o anel fibroso são as de torção ou rotação do corpo com peso. As forças de cisalhamento (forças de compressão que encontram a estrutura discal na posição inclinada), atuam no disco nas diversas idades, encontrando assim a estrutura anatômica, histoquímica e biológica do disco com diversas alterações. Essa força aplicada por muito tempo, pode alterar a estrutura do disco, aumentando a degeneração discal.

As alterações degenerativas são mais comuns em L5 e S1, pois o disco está sujeito a um maior estresse mecânico devido a sua posição. O conteúdo líquido de todos os discos começa a diminuir por volta dos 20 anos de idade. Um disco geriátrico tem seu conteúdo reduzido em 35% (HALL, 2000).

2.2.2 Hidratação dos Discos Intervertebrais

Quando a pressão exercida sobre os discos é eliminada, eles reabsorvem água rapidamente e seus volumes e alturas aumentam (ADAMS, 1995).

De acordo com Hall (2000), as mudanças na postura e na posição corporal alteram a pressão discal interna, originando uma ação de bombeamento no disco, transportando nutrientes para dentro do disco e removendo produtos de desgaste metabólico, desempenhando assim a função que o sistema circulatório proporciona às

estruturas vascularizadas. Portanto a manutenção de uma mesma posição corporal por um certo período de tempo reduz essa ação de bombeamento, podendo afetar a saúde discal.

Tribastone (2001), afirma que o disco é provido de vascularização própria até os 20 anos , depois torna-se avascular e nutre-se pela difusão da linfa, isto é possível a partir da alternância de compressões e relaxamentos, ou seja o anel fibroso se comporta como uma esponja.

2.3 Movimentos da Coluna Vertebral

A coluna permite a movimentação nos três planos de movimento, bem como a circundução. Sendo a movimentação entre duas vértebras adjacentes pequena, os movimentos vertebrais sempre envolvem um grande número de segmentos móveis. A amplitude de movimento em cada segmento móvel varia de uma região para outra devido às contenções anatômicas (HALL, 2000).

Kapandji (1990, p.80), relata que durante a flexão o corpo da vértebra suprajacente inclina-se e desliza para frente, fazendo assim diminuir a espessura do disco na sua parte anterior a aumentar na parte posterior. O núcleo pulposo é “empurrado para trás”, aumentando portanto sua pressão sobre as fibras posteriores do anel fibroso. Paralelamente, as apófises articulares inferiores da vértebra superior deslizam para cima e tendem a se liberar das apófises articulares superiores da vértebra inferior; a cápsula e os ligamentos desta articulação estão, assim, sob tensão máxima, assim como todos os ligamentos da arco posterior: ligamento amarelo, interespinhal, supraespinhal e longitudinal posterior. Esta tensão limita, de forma definitiva o movimento de flexão.

Durante a extensão o corpo da vértebra suprajacente inclina-se para trás e recua, fazendo com que o disco intervertebral diminua na sua parte posterior, e aumente na sua parte anterior. O núcleo pulposo é “empurrado” para frente, entrando assim em tensão o anel fibroso. Simultaneamente entra em tensão o ligamento longitudinal anterior, e o ligamento longitudinal posterior é relaxado, pode-se observar que as

apófises articulares inferiores da vértebra superior se introduzem mais profundamente entre as apófises articulares superiores da vértebra inferior. Portanto o movimento de extensão é limitado por saliências ósseas no nível do arco posterior e a tensão do ligamento longitudinal anterior.

Durante a flexão lateral, o corpo da vértebra suprajacente inclina-se para o lado da concavidade da flexão, tornando o disco mais espesso do lado da convexidade. O núcleo pulposo desloca-se ligeiramente para o lado da convexidade. Ocorre também uma tensão no ligamento intertransversal no lado da convexidade, e a sua distensão no lado da concavidade. Numa vista posterior é possível observar um deslizamento das apófises articulares. No lado da convexidade a apófise articular da vértebra superior se eleva, e no lado da concavidade ela se abaixa. Portanto ocorre simultaneamente uma distensão dos ligamentos amarelos e da cápsula articular zigapofisária no lado da concavidade, e uma tensão dos mesmos elementos no lado da convexidade (KAPANDJI, 1990).

Na rotação as facetas articulares superiores das vértebras lombares olham para trás e para dentro. Elas estão talhadas sobre a superfície de um mesmo cilindro cujo centro está situado atrás das facetas articulares aproximadamente na base da apófise espinhos. Assim quando a vértebra superior roda sobre a vértebra inferior e o movimento de rotação se efetua em volta deste centro, ocorrendo um deslizamento do corpo da vértebra superior em relação ao da vértebra subjacente. O disco intervertebral não é, assim, solicitado em torção axial, mas em “tesoura”; isso explica porque a rotação axial na coluna lombar é muito fraca, ou seja devido à orientação das facetas articulares (KAPANDJI, 1990).

2.4 Ações Musculares

Existem numerosos pequenos músculos constituindo o grupo muscular extensor, importante para levantar o tronco e manter uma postura ereta. Eles podem ser classificados em eretores da espinha (iliocostal longo, espinhal) e em músculos posteriores profundos ou paravertebrais (intertransversais, interespinhais, rotadores,

multifido). Esses músculos são pareados e criam extensão quando ativados bilateralmente ou criam rotação ou flexão lateral quando ativados unilateralmente.

O movimento de extensão também é produzido pelas contribuições dos músculos vertebrais profundos e outros músculos específicos de cada região.

Além da extensão do tronco esses músculos também servem para suportar a coluna vertebral, manter sua rigidez e produzir alguns movimentos mais finos no segmento móvel.

Os músculos eretores da espinha e multifido são constituídos de 57 a 62% de fibras musculares do Tipo I, tendo também porções de fibras do Tipo IIa e IIb, são versáteis funcionalmente pois podem gerar movimentos rápidos forçados e, ao mesmo tempo, serem resistentes à fadiga para manutenção de posturas por longos períodos de tempo (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

A flexão é livre na região cervical, limitada na região torácica e livre na região lombar. Os músculos flexores anteriores são específicos para cada região e não percorrem toda a coluna como ocorre com os músculos extensores posteriores.

A flexão da coluna lombar é gerada pelos músculos abdominais, além de criar a flexão do tronco eles aumentam a pressão intra-abdominal quando se contraem, isso diminui a força compressiva sobre a coluna e reduz a atividade dos músculos eretores da espinha. Sua composição nas fibras musculares é similar com os eretores da espinha permitindo assim o mesmo tipo de versatilidade na produção de movimentos.

Existem dois outros músculos que contribuem para a flexão do tronco: o iliopsoas, que insere nos corpos anteriores das vértebras lombares no lado de dentro do ílio; e o quadrado lombar que forma a parede lateral do abdome e corre da crista ilíaca até a última costela, sendo responsável por manter a posição pélvica no lado que está fazendo o balanceio na caminhada.

A flexão na região torácica é limitada e ocorre como resultado da flexão desenvolvidas pelos músculos das regiões lombar e cervical. Na região cervical, existem cinco pares de músculos produzindo flexão, caso todos os músculos de cada par se contraíam. Se somente um dos músculos no par se contrair o resultado será o movimento nas três direções, incluindo flexão, rotação e flexão lateral.

A flexão lateral da coluna é gerada pela contração dos músculos dos dois lados da coluna vertebral, com a maior da atividade no lado em que ocorre a flexão lateral. A maior parte da atividade na flexão do tronco ocorre nos músculos eretores e nos músculos profundos intertransverso e interespinhais contralaterais. O quadrado lombar e os abdominais também contribuem para a flexão lateral (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

Na região cervical o movimento de flexão lateral é facilitado pelas contrações unilaterais do esternocleidomastoideo, escalenos e músculos anteriores profundos.

A rotação do tronco é mais complicada quanto às ações musculares, pois é produzida pelos músculos dos dois lados da coluna vertebral. Na região lombar, ficam ativos o multifido e os músculos rotadores no lado para onde a rotação ocorre, enquanto no outro lado ficam ativos o longuíssimo e o iliocostal. Os abdominais exibem um padrão similar com o oblíquo interno ficando ativo no lado da rotação e o oblíquo externo ficando também ativo no lado oposto da rotação (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

3.0 METODOLOGIA

Esta é uma pesquisa de campo, pois consiste, na observação dos fatos tal como ocorrem espontaneamente, na coleta de dados e no registro de variáveis presumivelmente relevantes para posteriores análises. O isolamento e controle das variáveis supostamente relevantes tornam-se difícil, mas permite o estabelecimento de relações constantes entre determinada condição (variáveis independente) e determinados eventos (variáveis dependente), observados e comprovados (RUIZ, 1979).

3.1 População de Amostra

Inicialmente todos os sujeitos foram informados do procedimento de avaliação necessária e consentiram em participar do estudo de forma voluntária. A amostra foi composta por 10 indivíduos do sexo masculino (idade = $20,85 \pm 1,96$ anos) da equipe de voleibol universitária da Universidade Federal do Paraná. Os atletas que constituíram a amostra possuem no mínimo um ano de experiência na prática do voleibol, visando dessa maneira diminuir as diferenças de técnicas para não interferir nos resultados obtidos.

3.2 Procedimentos Experimentais

Os sujeitos participaram de três sessões, realizadas no ginásio do Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Paraná.

A primeira sessão foi destinada a familiar e treinar os sujeitos com os procedimentos de medidas, a fim de garantir a redução de erros de medidas (RODACKI, 2001).

A segunda sessão foi constituída por um circuito, simulando a realização de um set de uma partida de voleibol, garantindo assim o controle da realização da variável salto.

Esse circuito foi determinado através de um estudo quantitativo de saltos verticais em atletas de voleibol (BARRIEL, 2004) e por scout da equipe. O estudo feito por Barriel (2004) quantificou o número de saltos que a equipe masculina da Ulbra realizou durante a Superliga Nacional 2002/2003, em média $117,42 \pm 30,17$ por set, relatando a proporção de saltos para cada gesto técnico (saque – 19,7%, ataque – 19,23%, finta - 8,08%, bloqueio – 39,37% e levantamento – 13,62%). A partir desses dados foi possível determinar uma média na execução dos movimentos que envolvem saltos por atleta, para padronizar o volume de saltos durante a sessão. O scout foi feito através da gravação do jogo UFPR X São Miguel do Iguaçu que ocorreu nos Jogos Universitários Estaduais de 2005. Foram feitos o levantamento dos saltos realizados e o intervalo de tempo entre essas ações. A partir dos intervalos constatados e a quantificação da realização de saltos foi montado o circuito da seguinte maneira: bloqueio, intervalo 5s, ataque, intervalo 30s, bloqueio, intervalo 30s, bloqueio, deslocamento lateral, bloqueio, intervalo 25s, finta, intervalo 30s, saque em suspensão. Essa seqüência foi repetida 3 vezes com intervalo de 3 minutos, que representa a passagem do jogador pelo fundo de quadra, nesse período os sujeitos realizaram manchetes com deslocamento lateral de forma não contínua. O circuito ao total teve uma duração de 15 minutos. Os sujeitos tiveram a variação medida antes e após serem submetidos ao circuito.

A terceira sessão constituiu de outra atividade dinâmica, uma caminhada de 15 minutos. Da mesma maneira os sujeitos foram avaliados antes e após a realização da atividade.

No início das sessões experimentais, os sujeitos permaneceram 20 minutos na posição de Fowler (decúbito dorsal, com as coxas flexionadas aproximadamente 45°, apoiada sobre um suporte). Estudos demonstram que o tempo de repouso na posição de Fowler recupera a máxima estatura dos sujeitos (TROUP e EDWARDS, 1985; RODACKI, 2003) reduzindo o efeito de variações circadianas na altura do disco (REILLY et al, 1984) e de qualquer atividade física que pode ter sido imposta antes do experimento.

Em seguida os sujeitos foram posicionados no estadiômetro e a primeira medida de estatura foi tomada (PRÉ). Medidas de variação de estatura (PÓS) foram tomadas imediatamente ao final de cada sessão. Realizado por uma primeira sessão para a familiarização do método, sendo um pequeno período de treinamento para garantir medidas precisas de variações (STOTHART e MCGILL et al. 2000 e RODACKI, 2001).

Para aferir as variações na altura dos discos intervertebrais foi utilizado um estadiômetro descrito por Rodacki (2001). Sendo um aparelho que permite verificar indiretamente a variação dos discos intervertebrais através de mensurações precisas da variação da estatura.

O estadiômetro consiste em uma armação metálica rígida, inclinada posteriormente em um ângulo de 15° em relação a vertical. O avaliado se posiciona dentro desse aparelho na posição em pé, mantendo uma postura estabilizada e com o peso corporal distribuído de forma similar entre membros inferiores. Em seguida os contornos dos pés são demarcados sobre a superfície plantar do estadiômetro. Para prevenir ajustes posturais durante as medidas, algumas hastes são encostadas sobre a superfície da pele relativa aos seguintes pontos anatômicos: maior protuberância posterior da cabeça (occipital); maior profundidade da curvatura da lordose cervical (ao nível da vértebra C4); o ponto de maior proeminência da cifose torácica (ao nível da vértebra T7); o ponto médio da depressão da lordose lombar (ao nível de L4); o ápex das nádegas (aproximadamente na crista média do sacro). Dessa forma é possível controlar as curvaturas da coluna vertebral durante as medidas de variação da estatura, independentemente do perfil da coluna vertebral do sujeito.

Para controlar a movimentação da cabeça, utilizou-se de um dispositivo composto por óculos (sem lente) que possui dois emissores de raios laser acoplados em suas laterais. O controle horizontal e vertical da posição da cabeça é efetuado pelo alinhamento da luz emitida dos emissores laser sobre duas pequenas marcas de referência ajustáveis, posicionada na superfície de projeção do estadiômetro, colocada aproximadamente 500 – 700 mm acima das cabeças dos sujeitos. O posicionamento e reposicionamento da cabeça na mesma posição é garantido ao reposicionar os feixes

de luzes com as marcas de referência. O controle da posição da cabeça é efetuado através de um espelho colocado à frente dos sujeitos. O óculos é fixado na cabeça por uma tira elástica, a fim de manter uma pressão relativamente constante e evitar pequenos deslocamentos que pudessem afetar as medidas.

Após os ajustes posturais, a haste de medição de um transdutor digital de variação linear é posicionada por gravidade sobre o centro da superfície da cabeça. Este equipamento possui uma acuracidade linear de 0,05 mm sobre uma amplitude de medição de 50 mm. O ponto de contato da haste do transdutor é demarcado sobre a superfície da cabeça para garantir maior precisão de medidas.

3.3 Análise Estatística

Os dados obtidos foram submetidos a uma análise descritiva padrão (média e desvio padrão). Os dados foram submetidos ao teste de Kolmogorov-Smirnov para garantir a normalidade dos dados. Os testes estatísticos foram realizados no software Statistica, versão 5.5, sendo as variáveis testadas em um nível de significância de $p < 0,01$.

4.0 DADOS E RESULTADOS

Na sessão do circuito, que simulou um set de voleibol, constatou-se que todos os sujeitos avaliados tiveram uma redução na estatura, conforme Tabela 1.

Sujeitos	PRÉ(mm)	PÓS(mm)	Variação(mm)
1	13,35	21,25	7,9
2	18,25	22,7	4,45
3	26,35	31,95	5,6
4	55,35	62,25	6,9
5	11,3	18,85	7,55
6	40,5	48,4	7,9
7	34,35	42,05	7,7
8	18,8	26,75	7,95
9	32,55	37,45	4,9
10	30,8	36,6	5,8

Tabela 1. Variação da estatura ao realizar o circuito.

Após a realização da sessão com o circuito encontrou-se uma redução média de estatura de $6,88 \pm 1,42\text{mm}$. Sendo a perda máxima de 7,95mm e a mínima de 4,45mm.

A redução da estatura após terceira sessão, na qual foi realizada a caminhada de 15 minutos, encontra-se na Tabela 2.

Sujeitos	PRÉ(mm)	PÓS(mm)	Variação(mm)
1	34,8	37,05	2,25
2	14,2	15,85	1,65
3	19,4	21,2	1,8
4	26,3	28,75	1,95
5	43,05	45,15	2,1
6	27,6	30,25	2,65
7	21,1	23,6	2,5
8	23,25	26,15	2,9
9	14,05	16,9	2,85
10	31,55	33,1	1,55

Tabela 2. Variação da estatura ao realizar caminhada de 15min.

Após a realização da caminhada encontrou-se uma redução média de estatura de $2,22 \pm 0,49\text{mm}$. Sendo a perda máxima de 2,9mm e a mínima de 1,55mm.

5.0 DISCUSSÃO

Os estudos realizados sobre o efeito de cargas compressivas sobre a coluna vertebral têm demonstrado uma relação linear entre as cargas aplicadas e a perda na estatura (EKLUND e CORLETT at al. 1984, ALHOFF at al. 1992), quanto maior o estresse compressivo aplicado sobre a coluna vertebral maior será a perda de estatura (ADAMS e HUTTON at al. 1983).

Essa diminuição é conseqüência da redução do espaço intervertebral decorrente da perda de altura do disco intervertebral pelas deformações radiais do ânulo fibroso e extravasamento do fluido do disco intervertebral (DEZAN, 2005).

No presente estudo observamos que a perda ao realizar a série de exercícios que simularam um set de voleibol ($6,66 \pm 1,35$ mm) é superior ao encontrado na realização da caminhada ($2,22 \pm 0,49$ mm), o que significa que a atividade voleibol tem uma intensidade maior de estresse ao disco intervertebral por ter um nível de impacto maior.

Não há pesquisas específicas na literatura que relacionam a perda da estatura com a prática do voleibol, porém há varias que relacionam essa perda com saltos. Fowler, Lees e Reilly (1997) realizaram um estudo com saltos, os sujeitos se utilizaram dois métodos: saltos pliométricos de um plano elevado (28 cm) e exercícios com aparelho pendular. Em ambos os métodos eles realizaram 50 repetições divididos em 5 séries de 10 saltos com 30 segundos de recuperação entre as séries. Os autores relataram uma perda de $2,7 \pm 0,8$ mm para saltos pliométricos e $1,8 \pm 0,7$ mm para o exercício com aparelho pendular. Os valores da variação da estatura encontrados nessa pesquisa são menores que na realização da simulação do set, mesmo realizando um volume maior de saltos (50saltos) do que na realização do circuito (21saltos). Isso pode ser decorrente da especificidade da metodologia aplicada, o que gera uma não normalidade dos dados coletados, por exemplo: na pesquisa de Fowler, Lees e Reilly (1997) os sujeitos não permaneceram na posição de Fowler antes das sessões o que acarreta em uma perda menor pois os discos já sofreram ação das forças compressivas envolvidas diariamente. Outro fator que interfere é especificidade dos movimentos

realizados no voleibol, onde há uma grande exigência do músculo erector da espinha na flexão (fase excêntrica) e extensão (fase concêntrica) do tronco, movimento este utilizado principalmente para ataque e saque em suspensão. Alexander et al. (1985), relata que a força gerada pelo erector da espinha soma-se com a força compressiva no disco intervertebral causando maior deformação e perda de altura do disco intervertebral.

6.0 CONCLUSÃO

Exercícios de salto causam uma significativa variação na estatura (BOOCOOCK at al., 1990 e FOWLER at al.,1994) , podendo potencializar prejuízos a coluna vertebral. Hirsch at al. (1955) e Hoeller at al. (1984) relatam que quando o disco sofre uma compressão contínua sua capacidade de absorver impacto é reduzida e aumenta a sua rigidez, tornando o disco mais propenso a desencadear e/ou acelerar o desenvolvimento de processos degenerativos do disco intervertebrais e outros problemas que possam desencadear lombalgias.

Por isso é importante a realização de pesquisas para identificar a intensidade de trabalho nas atividades esportivas, para que não haja um estresse maior do que o necessário para as estruturas e que os treinos sejam condizentes com as situações vivenciadas no jogo.

REFERÊNCIAS

- ADAMS, M. A. **Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance.** Clinical Biomechanics, Vol 10, pp. 3-19, 1995.
- CAMPOS, M. A. **Exercícios Abdominais: uma abordagem prática e científica.** Rio de Janeiro: Sprint, 2002.
- DUNLOP, R. B.; ADAMS, M. A. e HUTON, W. C. **Disc Mechanics abd Lumbar Facet Joits. The Journal of Boné and Joint Surgery.** V. 66, n. 5, p. 106-110. 1984.
- DEZAN, V. H. **Comparação dos Efeitos compressivos do disco Intervertebral nas Condições de Levantamento de peso nas posições sentada e em pé.** Jornal Brasileiro de Biomecânica. Ano 4, nº 7, Novembro.2003
- FOWLER, N. E.; LESS, A. e REILLY, T. **Changes in Stature Following Pliometrics Drop-jump and Pendulum Exercises. Ergonomics.** V.40, p. 1279-1286. 1987.
- HALL, S. J. **Biomecânica Básica.** 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- HAMILL, J. e KNUTZEN, K. M. **Base Biomecânicas do Movimento Humano.** 1ª ed. São Paulo: Editora Manole, 1999
- KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular: esquemas comentados de mecânica humana - tronco e coluna vertebral,** v.3. São Paulo: Manole, 1990.
- KNOPLICH, J. **Enfermidades da Coluna Vertebral.** 3.ed. São Paulo: Robe Editorial, 2003.
- KOELLER, W. et. al. **Biomechanical Properties of Human Intervertebral Discs Subjected to axial Synamic Compression: Influence of Age and Degeneration.** Journal of Biomechanics. V.19, n. 10, p. 119-124. 1986.
- REYLLI, T.; TROUP, J. D. G. **Circadian Variation in Human Stature.** Chronobiology Internation. V. 1, p. 121-126, 1984.
- RODACKI, C. **Measurement Variability in Determining Stature in Sitting and Standing Postures.** Ergonomics. V.44, n. 12, p. 1076-1085, 2001.
- TRIBASTONE, F. **Tratado de Exercícios Corretivos: aplicados á reeducação motora postural.** São Paulo: Manole, 2001.