

**SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA
CURSO DE MESTRADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

CRISTINE MARIA WEIDLE

**O COMPORTAMENTO DA COLUNA VERTEBRAL
SOB TRAÇÃO MECÂNICA**

Dissertação de Mestrado defendida
como pré-requisito para a obtenção do
título de Mestre em Educação Física, no
Departamento de Educação Física,
Setor de Ciências Biológicas da
Universidade Federal do Paraná.



**CURITIBA
2004**

CRISTINE MARIA WEIDLE

**O COMPORTAMENTO DA COLUNA VERTEBRAL SOBRE
TRAÇÃO MECÂNICA**

Dissertação de Mestrado defendida como pré-requisito para a obtenção do título de Mestre em Educação Física, no Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki

AGRADECIMENTOS

A produção desta dissertação não teria sido possível sem a assistência, orientação e o suporte de várias pessoas, que eu gostaria de agradecer formalmente aqui.

Eu agradeço muito ao meu orientador Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki, que me deu a oportunidade de começar esta dissertação, que forneceu o seu apoio incondicional, orientação científica e o incentivo pessoal passado para mim neste período de estudo.

Também agradeço muitíssimo a todos os indivíduos que despenderam o seu tempo e tiveram muita paciência para participar deste estudo. Sem eles nada seria possível.

Gostaria de agradecer a assistência das Faculdades Dom Bosco pelo empréstimo do equipamento de tração e do Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Paraná.

Eu agradeço com todo amor a minha família, em especial a minha irmã, Carina Maria Weidle, pelo seu amor, carinho e o encorajamento passado neste período.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	vi
RESUMO.....	vii
ABSTRACT.....	vii
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 OBJETIVOS E HIPÓTESES.....	4
3 REVISÃO DE LITERATURA.....	7
3.1 Estrutura e anatomia da coluna vertebral.....	7
3.2 Unidade funcional.....	11
3.3 Discos Intervertebrais.....	12
3.4 Propriedades dos discos intervertebrais.....	14
3.5 O comportamento mecânico das unidades funcionais.....	17
3.6 Efeitos da postura e na altura do disco com distribuição de stress na coluna lombar.....	23
3.7 Tração Vertebral.....	25
3.7.1 Tipos de Tração Vertebral.....	27
3.7.2 Indicações e contra-indicações da tração vertebral.....	29
3.7.3 Estudos sobre tração vertebral.....	32
4 METODOLOGIA.....	42
4.1 Métodos.....	42
4.2 Procedimentos experimentais.....	43
4.3 Posição de tração.....	46
4.4 Estadiômetro.....	47

4.5	Análise estatística.....	50
5	RESULTADOS.....	52
5.1	Medidas de Variação da Estatura.....	52
5.2	Ganhos de estatura.....	52
5.3	Perda de estatura.....	53
5.4	Taxas de variação da estatura.....	54
5.4.1	Taxas de ganho de estatura.....	54
5.4.2	Taxa de perda de estatura.....	56
6	DISCUSSÃO.....	58
6.1	Ganho e taxa de ganho de estatura.....	58
6.2	Perda e taxa de perda de estatura.....	63
7	CONCLUSÃO E RECOMENDAÇÕES.....	67
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	70
	APÊNDICE.....	76

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – CURVATURAS DA COLUNA VERTEBRAL.....	8
FIGURA 2 – VÉRTEBRA LOMBAR.....	10
FIGURA 3 – UNIDADE FUNCIONAL.....	11
FIGURA 4 – DISCO INTERVERTEBRAL.....	13
FIGURA 5 – MESA DE TRAÇÃO.....	44
FIGURA 6 – DESENHO EXPERIMENTAL	46
FIGURA 7 - APLICAÇÃO DO PROCEDIMENTO DE TRAÇÃO.....	47
FIGURA 8 - ESQUEMA REPRESENTATIVO DOS CONTROLES POSTURAIIS (ESQUERDA) E UM SUJEITO SENDO MEDIDO NO ESTADIÔMETRO (DIREITA).....	49
FIGURA 9 - GANHOS MÉDIOS NAS CONDIÇÕES DE 0%, 30% E 60% DO PESO CORPORAL.....	53
FIGURA 10 - PERDAS MÉDIAS NAS CONDIÇÕES DE 0%, 30% E 60% DO PESO CORPORAL.....	54
TABELA 1 – ESTUDOS SOBRE TRAÇÃO VERTEBRAL EM FUNÇÃO DO TEMPO E DA CARGA DE TRAÇÃO.....	41
TABELA 2 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DOS INTERVALOS DOS PROCEDIMENTOS UTILIZADOS EM CADA SESSÃO DE TRAÇÃO (0%, 30% E 60%).....	45
TABELA 3 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DOS INTERVALOS DOS PROCEDIMENTOS DO PERÍODO DE RECUPERAÇÃO UTILIZADOS EM CADA SESSÃO DE TRAÇÃO (0, 30 E 60%).....	45

RESUMO

Este estudo analisou o comportamento mecânico da coluna vertebral sob diferentes cargas de tração (0, 30 e 60% do peso corporal). Quinze sujeitos saudáveis do sexo masculino tiveram medidas a variação de estatura a cada 7 minutos durante 42 minutos de tração. A tração foi imposta através de uma mesa pneumática, enquanto que as variações de estatura foram determinadas por meio de um estadiômetro de precisão. Os ganhos de estatura seguiram a um modelo linear. A condição de tração de 60% do peso corporal propiciou os maiores aumentos de estatura em comparação as outras condições experimentais. Todavia, tais ganhos somente foram observados a partir do 21^o minuto de aplicação da tração. Após o período de tração os sujeitos permaneceram em pé e a variação de estatura foi monitorada a cada 5 minutos durante 45 minutos. Observou-se que a estatura retornou a condição inicial ao final do protocolo de forma exponencial. A análise do modelo exponencial revelou que os maiores ganhos da estatura foram obtidos na primeira metade da fase de recuperação após as cargas de 60% do peso corporal. Conclui-se que a condição de tração de 60% do peso corporal produziu os maiores ganhos na estatura em comparação às outras condições experimentais.

Palavras-chave: estatura, discos intervertebrais, tração vertebral, dores nas costas.

ABSTRACT

This study analysed the mechanical behaviour of the vertebral column under different traction loads (0, 30 and 60% body weight). Fifteen healthy male subjects had their stature variation measurements taken in intervals of 7 minutes during 42 minutes of traction. Traction was imposed in a pneumatic traction device, while stature variations were measured in a special stadiometer. The traction of 60% body weight provided the largest increases in stature in comparison to other experimental conditions. However, such gains were detected only from the 21st minute of traction application. After traction subjects were asked to remain in a standing position and stature variation was monitored each 5 minutes during 45 minutes. It was observed that the initial stature was regained at the end of the experimental protocol in an exponential profile. The analysis of the exponential model revealed that the largest gains of stature were obtained during the first part of the recovery period, after the loads of 60% body weight. It was concluded that the traction load of 60% body weight caused the largest stature gains in comparison to the other experimental conditions.

Key-words: stature, intervertebral discs, spinal traction, back pain.

1 INTRODUÇÃO

A tração vertebral (cervical, dorsal ou lombar) é um procedimento amplamente utilizado no tratamento fisioterápico para o alívio de certas condições clínicas da coluna vertebral que são causadas pela redução do espaço intervertebral. A perda de altura dos discos intervertebrais é um comportamento biomecânico natural das unidades funcionais, porém existem certas condições em que a diminuição de altura dos discos intervertebrais excede o normal e então, tem-se um quadro de dor por compressão de estruturas nervosas ou compressão de estruturas articulares facetárias ou do corpo vertebral.

Assim, o objetivo da tração é produzir uma separação dos corpos vertebrais, promovendo um aumento da negatividade da pressão hidrostática dos discos intervertebrais (RODRIGUES, 1998) para que estes absorvam fluídos e reganhem altura (RAMOS e MARTIN, 1994). O aumento no espaço intervertebral visa reduzir a protusão dos discos intervertebrais e aliviar o estresse mecânico colocado sobre certas estruturas vertebrais (como as terminações nervosas e facetas articulares) que podem provocar dor (RODRIGUES, 1998).

Apesar do grande número de formas e métodos de tração (tração contínua, sustentada ou intermitente, gravitacional, inversão gravitacional e auto-tração) (SAUNDERS, 1983; NOSSE, 1978; OUDENHOVEN, 1978) utilizados para a tração da coluna vertebral ainda não são bem definidos os parâmetros relativos à magnitude e ao tempo de aplicação das cargas de tração. Alguns estudos sugerem que as cargas de tração devem ser prescritas em função da massa corporal e afirmam que cargas de aproximadamente 10% do peso corporal são satisfatórias para promover uma separação vertebral (MAITLAND, 1986; PAL et al, 1986;

TWOMEY, 1985). Outros estudos (MESZAROS et al., 2000; NOSSE, 1978; OUDENHOVEN, 1978) utilizam cargas muito maiores, como a tração gravitacional, a inversão gravitacional e a carga de 60% do peso corporal. Tal discrepância sugere que os parâmetros utilizados para a prescrição das cargas precisam de critérios mais objetivos para serem estabelecidos.

Alguns estudos sugerem que tempos menores da aplicação da tração vertebral são suficientes para obter uma separação dos corpos vertebrais; Alguns estudos sugerem a aplicação de 5 a 10 minutos de tração (COLACHIS e STROHM, 1969; MAITLAND, 1986; MESZAROS et al., 2000). Outro sugere 15 minutos de tração (ONEL et al., 1987) e outro estudo ainda, relata aplicação de tração de forma mais fracionada, 5, 10 e 15 minutos (BRIDGER; OSSEY e FOURIE, 1989). Outro estudo indica 30 minutos de aplicação de tração gravitacional (OUDENHOVEN, 1978) ou 30 minutos na mesa de tração (RAMOS e MARTIN, 1994), 3 a 4 horas com períodos de repouso de 15 a 20 minutos (GUPTA e RAMARO, 1978). O tempo em que estas cargas são aplicadas varia de acordo com a patologia, mas de modo geral cada estudo coloca um tempo aleatório, não precisando a explicação da escolha deste tempo de tração, ou seja, o fator tempo também não está claramente definido e precisa ser estudado.

O tempo de duração dos benefícios da aplicação de tração mecânica sobre a coluna vertebral não é totalmente esclarecido, uma vez que as forças que tendem a reduzir o espaço intervertebral são impostas imediatamente após o término da aplicação das forças de tração. Um estudo demonstrou que a recuperação pós-tração pode ocorrer em até 20 minutos após o término da aplicação de forças externas adicionais (BOOCOOCK et al., 1990) e demonstraram aumentos importantes no comprimento total da coluna vertebral após um período de inversão gravitacional.

Parece existir uma relação importante de interação entre a magnitude e o tempo de aplicação das cargas de tração impostas sobre a coluna vertebral.

A definição entre as relações de carga e tempo de aplicação das forças de tração *in vivo* é de fundamental importância para a compreensão das modificações e adaptações da coluna vertebral à tração. O conhecimento destas relações pode auxiliar a prescrição deste procedimento e os seus benefícios sejam alcançados.

O objetivo deste estudo é determinar o comportamento dos discos intervertebrais submetidos às cargas de tração. Este estudo tem como objetivos específicos a definição dos parâmetros que determinam a magnitude da carga de tração, bem como a definição do tempo de aplicação das cargas de tração e determinação do tempo de duração dos benefícios da tração mecânica sobre a coluna vertebral.

2 OBJETIVOS E HIPÓTESES

Esta dissertação compreende um estudo sobre o comportamento mecânico da coluna vertebral durante e após a aplicação de tração com cargas de 0%, 30% e 60% do peso corporal. O objetivo principal é:

Determinar o efeito da aplicação de diferentes cargas da tração sobre o comprimento da coluna vertebral em sujeitos saudáveis do sexo masculino utilizando medidas de variação da estatura como critério.

Os seguintes objetivos específicos foram levantados e as respectivas hipóteses testadas:

1. Determinar os efeitos da magnitude da carga de tração (0%, 30% e 60% do peso corporal) sobre a coluna vertebral:

Hipótese H₁: Os ganhos de estatura seguem um modelo exponencial em todas as condições experimentais.

Hipótese H₂: Os ganhos de estatura são proporcionais à magnitude das cargas de tração.

2. Determinar o efeito do tempo de aplicação das cargas de tração sobre a coluna vertebral:

Hipótese H₃: O ganho da estatura é proporcional ao tempo da aplicação das cargas de tração.

3. Determinar a taxa de ganho da estatura em função das cargas de tração (0%, 30% e 60% do peso corporal)

Hipótese H₄: A taxa de aumento do comprimento da coluna vertebral é proporcional à magnitude das cargas de tração.

4. Determinar a taxa de perda da estatura após a tração:

Hipótese H₅: A perda da estatura após a aplicação dos procedimentos de tração é proporcional ao tempo de recuperação.

Hipótese H₆: A perda de estatura será a mesma ao final do procedimento de tração, independente da magnitude da carga de tração.

Hipótese H₇: A perda de estatura ajusta-se a um modelo exponencial.

Hipótese H₈: O aumento do comprimento da coluna vertebral decorrente da aplicação de tração são transientes e duram menos do que 45 minutos.

Os resultados do presente estudo poderão ajudar a prescrição de protocolos de tração para aumentar o espaço intervertebral de forma a atenuar sintomas de

lombalgias. Desta forma, é necessário analisar o comportamento da descrição da resposta da coluna vertebral durante e após a aplicação de diferentes cargas de tração em função do tempo.

3 REVISÃO DE LITERATURA

As conseqüências da tração vertebrals foram estudadas nas últimas quatro décadas e seus efeitos e importância têm sido discutidos. A compreensão das mudanças nas propriedades biomecânicas dos discos intervertebrais submetidos à tração vertebral é necessária para que os procedimentos possam ser aplicados de forma eficiente. Desta forma o entendimento dos fatores biomecânicos que agem sobre o disco intervertebral tornam-se importantes para o avanço científico e que os protocolos de tração possam ser elaborados a partir de indicadores mais consistentes.

A proposta deste capítulo é apresentar a descrição anatômica e biomecânica da coluna vertebral a fim de facilitar o entendimento dos fatores que influenciam a tração e sua recuperação aos esforços mecânicos.

3.1 Estrutura e anatomia da coluna vertebral

A coluna vertebral é um complexo estrutural cuja principal função é proteger a medula espinhal e transferir cargas entre cabeça e membros (NORDIN, M.; WEINER, 2001). É formada por trinta e três vértebras divididas em cinco regiões: cervical, torácica, lombar, sacral e cóccix. Numa vista posterior, a coluna é normalmente vertical. Na vista lateral, a coluna tem quatro curvaturas, duas lordoses e duas cifoses, que vão garantir a maior estabilidade e resistência da coluna vertebral (WATKINS, 1999; DÂNGELO e FATTINI, 1998).

As regiões cervicais e lombares são convexas anteriormente (lordóticas) e a torácica e sacral são convexas posteriormente (cifóticas). A lordose cervical

desenvolve-se depois do nascimento e durante o desenvolvimento normal do lactente, como no levantar a cabeça em posição prona e quando adquire a posição sentada. A curva lordótica lombar é formada pela tensão do músculo psoas e é formada quando a criança aprende a ficar em pé e andar. Todas as curvaturas da coluna vertebral já estão formadas ao final de dez anos e sua disposição promove a distribuição do estresse e de cargas (LEHMKUHL et al, 1997; WATKINS, 1999). A Figura 1 representa o arranjo das vértebras e das curvaturas da coluna vertebral.

FIGURA 1 – CURVATURAS DA COLUNA VERTEBRAL



FONTE: Sobotta Atlas of Human Anatomy, 2001.

As vértebras apresentam uma estrutura básica, sendo constituída 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, em formato de cilindro e com superfícies superior e inferior planas. A parte posterior do anel denominado arco vertebral, consiste de um par de pedículos e um par de lâminas. Os pedículos projetam-se posteriormente da parte superior do contorno posterior do corpo vertebral e se unem às lâminas que se fundem no plano medial. O ponto de fusão das lâminas no plano medial projeta-se posteriormente o processo espinhoso. No ponto de fusão dos pedículos com lâminas projetam-se três processos adicionais com diferentes posições: o processo transverso, lateralmente; o processo articular superior, cranialmente; e o processo articular inferior, caudalmente. Estes dois últimos processos apresentam uma faceta articular. As quatro facetas 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).

As vértebras cervicais têm o forame transverso, onde passa a artéria vertebral (C₁-C₆), os processos espinhosos pequenos e bífidos, com exceção de C₇, um corpo pequeno com um diâmetro lateral maior e os foramens vertebrais são grandes e com formato triangular (MOORE, 1994; LATARGET e RUIZ LIARD, 1993).

As vértebras torácicas aumentam de tamanho gradualmente e têm processos espinhosos grandes e inclinados para baixo. Os corpos vertebrais são grandes e os foramens vertebrais pequenos e circulares. As facetas costais das vértebras torácicas ficam ao lado do corpo da vértebra e nos processos transversos.

As vértebras lombares têm um corpo vertebral bem maior que as vértebras torácicas. Os pedículos são fortes e dirigidos posteriormente, além das lâminas serem espessas e os forâmens vertebrais triangulares. Os processos espinhosos são planos e dirigidos para trás (DÂNGELO e FATTINI, 1998). As vértebras lombares são representadas na Figura 2.

FIGURA 2 –VÉRTEBRA LOMBAR



FONTE: Sobotta Atlas of Human Anatomy, 2001.

As vértebras atípicas estão localizadas na coluna cervical e sacral. As cervicais são o atlas (C_1) e o áxis (C_2). O atlas não possui corpo vertebral e processo espinhoso. O forame medular consiste em arcos anteriores e posteriores e uma massa óssea para cada lado. O áxis apresenta o processo odontóide sobrepondo-se e representando o corpo do atlas (MOORE, 1994).

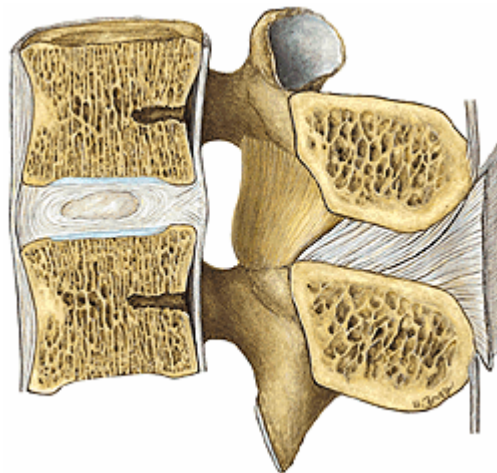
Na região sacral são cinco vértebras rudimentares fundidas para formar um único osso, em forma de cunha. A borda superior articula-se com L_5 e inferiormente com o cóccix. Lateralmente articula-se com a pelve. A margem superior e anterior

projetam-se anteriormente formando o promontório do sacro. O hiato sacral é formado pelas lâminas de S₅ ou S₄ por deixarem de se encontrar na linha média. Existem quatro pares de forâmens. A região coccigeana é pequena, de forma triangular, formada pela fusão de duas vértebras (LATARGET e RUIZ LIARD, 1993).

3.2 Unidade funcional

A unidade funcional da coluna vertebral consiste em um conjunto formado por duas vértebras adjacentes e um disco intervertebral interposto (NORDIN, M. WEINER, S. S., 2001). A Figura 3 representa uma unidade funcional da coluna vertebral. É uma estrutura especializada em suportar cargas internas e cargas externas devido às suas características biomecânicas de viscoelasticidade (PRESCHER, 1998).

FIGURA 3 – UNIDADE FUNCIONAL



FONTE: Sobotta Atlas of Human Anatomy, 2001.

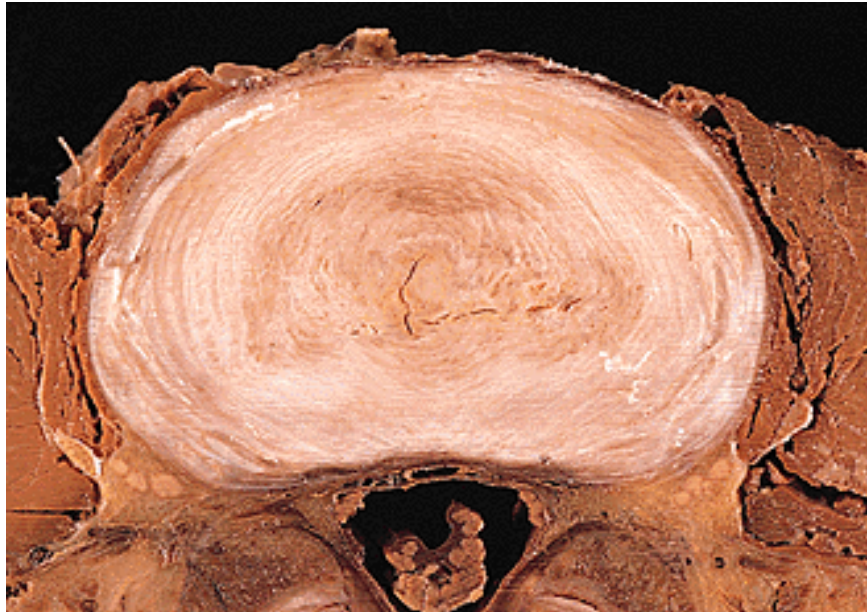
As vértebras articulam-se umas com as outras de modo a conferir rigidez, mas também flexibilidade à coluna, que são características necessárias para o as funções de suporte de peso, movimentação do tronco, equilíbrio e postura. A principal articulação entre as vértebras está localizada ao nível do corpo vertebral, e ocorre por meio do disco intervertebral. Além disso, as vértebras também se articulam umas às outras por meio dos processos articulares dos arcos vertebrais e de um conjunto de ligamentos. Os músculos também assumem um papel importante e auxiliam na manutenção do alinhamento das vértebras (DÂNGELO e FATTINI, 1998; PRESCHER, 1998).

3.3 Discos intervertebrais

Os discos intervertebrais são responsáveis pela quarta parte do comprimento da coluna vertebral e no total são vinte e três discos, sendo que não existem discos na região entre C₁-C₂ e a articulação sacro-coccigeana (MOORE, 1994).

Apesar de não existir uma delimitação clara entre núcleo e anel fibroso, o disco intervertebral é morfologicamente separado em três partes: o núcleo pulposos que ocupa cerca de 50 a 60% da área de todo disco; o anel fibroso; e as duas superfícies articulares vertebrais (PRESCHER, 1998). A Figura 4 demonstra os componentes do disco intervertebral.

FIGURA 4 – DISCO INTERVERTEBRAL



FONTE: Sobotta Atlas of Human Anatomy, 2001.

O núcleo pulposo é uma massa gelatinosa oval que ocupa a região central do disco e é composto por 90% de água e o restante por proteoglicanas e colágeno do tipo II. O colágeno tipo II possui a capacidade de absorver forças compressivas que são importantes para a distribuição das cargas compressivas da coluna vertebral. As proteoglicanas são proteínas unidas por uma cadeia de polissacarídeos (glicosaminas) que agregam condroitina-sulfato (MOSKOVICH, 2001). Prescher (1998), afirma que a parte posterior do disco intervertebral jovem contém condroitina-4-sulfato, condroitina-6-sulfato e sulfato de queratina. Essa alta proporção de glicosaminoglicanas e a baixa proporção de fibras garantem uma ao núcleo uma capacidade atrair água. A quantidade de água no interior do núcleo depende da idade (MOSKOVICH, 2001; PRESCHEER, 1998) e do estado de degeneração do disco intervertebral (PRESCHEER, 1998).

O anel fibroso é composto por camadas de tecido colagenoso e fibrocartilagem e ancorado firmemente às vértebras adjacentes através das fibras de Sharpey. As fibras do anel fibroso são dispostas de forma oblíqua entre as vértebras de modo que sucessivas camadas perpendiculares sobrepõem-se umas sobre as outras. Numa vista horizontal, as fibras dos discos intervertebrais são posicionadas em forma helicoidal. Esta orientação garante a elasticidade do disco perante cargas de compressão (NORDIN e WEINER, 2001; PRESCHER, 1998). O anel fibroso é formado por 78% de água em discos de sujeitos jovens. É formado por 60% de fibras de colágeno tipo II e 40% de fibras de colágeno tipo I (MOSKOVICH, 2001). Prescher (1998) afirma que as camadas mais externas têm fibras colágenas do tipo I e camadas mais internas têm fibras de colágeno tipo II.

3.4 Propriedades mecânicas dos discos intervertebrais

A coluna vertebral está constantemente submetida a forças compressivas resultantes da ação da gravidade e cargas externas. Estas forças compressivas estão distribuídas ao longo da coluna vertebral que constitui um eficiente sistema biomecânico. Este sistema possui propriedades quantitativas que são a pressão intradiscal, a elasticidade, a viscosidade e a histerese.

A medida da pressão intradiscal oferece o único meio direto para determinar as condições de carregamento na coluna vertebral humana. A complexidade de tais medidas *in vivo* é significativa. Quase todo o conhecimento presente de pressão de disco *in vivo* na coluna lombar foi gerado nos estudos por Nachemson (1960), que foi o pioneiro neste tipo de estudo. Os resultados dos estudos de Nachemson (1960;

1981) formam a base do conhecimento e são referência para se entender as condições de carregamento da coluna vertebral humana, *in vivo*.

Pesquisas envolvendo a pressão intradiscal têm uma grande complexidade porque necessitam de procedimentos cirúrgicos para a colocação de uma agulha-guia que possui um transdutor de pressão em seu interior. Esta agulha é colocada no interior do núcleo pulposo, de onde se registram as medidas da pressão. Este tipo de experimento é invasivo e envolve alto custo, pois requer pessoal especializado, sala de porte cirúrgico, equipamentos e materiais cirúrgicos, além do consentimento do sujeito de passar pelos riscos e desconforto associados ao processo do experimento.

Os efeitos da postura sobre a pressão intradiscal (em pé e sentado) são diretamente proporcionais à magnitude da carga aplicada e é influenciada por muitos fatores internos, como por exemplo, as atividades musculares do tronco, a postura, o peso de corpo, o tamanho do disco e externos. Desta forma torna-se difícil estabelecer padrões de carga sobre a coluna vertebral na posição sentado que na posição de pé (SATO; KIKUCHI e YONEZAWA, 1999).

A capacidade de deformação dos discos intervertebrais quando submetidos a condições de estresse e de retornar ao seu estado inicial denomina-se elasticidade e viscoelasticidade. Quando o disco intervertebral é submetido a uma carga compressiva, o componente elástico do disco deforma-se instantaneamente ao suportar a carga. Quando a carga é removida, o disco intervertebral tende a voltar a sua condição e forma inicial. Para um material elástico como o disco intervertebral, a energia fornecida para a deformação da estrutura fica armazenada sob forma de energia potencial e após a retirada da carga compressiva, a energia potencial é

convertida ao seu estado inicial. O percurso de carga e descarga de material elástico indica baixos níveis de dissipação de energia (WATKINS, 1999).

A capacidade do disco intervertebral em resistir às forças aplicadas depende das propriedades dos materiais do disco intervertebral. Num sistema elástico perfeito, as mudanças elásticas são proporcionais às mudanças das cargas aplicadas. A quantidade de deformação do disco intervertebral decresce de acordo com a carga aplicada (VAN DIEËN et al, 1994).

A deformação dos discos depende da magnitude das cargas externas aplicadas. Os discos comportam-se elasticamente em carga de impacto e em cargas de longa duração atuam viscoelasticamente. A capacidade dos discos intervertebrais de responderem ao carregamento é reduzida quando a capacidade elástica dos discos é diminuída (ÖZKAYA e LEGER, 2001).

Nos materiais viscoelásticos, a força imposta ao material é restituída e o material tende a voltar a sua posição original, no qual o tempo de retorno depende das características físicas do material empregado (ÖZKAYA e LEGER, 2001). O retorno do material a sua condição inicial em função do tempo chama-se histerese e corresponde à capacidade de alguns materiais em se modificar em função do estresse imposto por uma determinada carga.

Num plano cartesiano, onde o eixo x é o tempo e o y é a quantidade de deformação, a quantidade da energia absorvida no carregamento e a quantidade de energia liberada formam curvas (que podem se deformar de acordo com a carga imposta). Estas curvas são simétricas tanto para a fase de carregamento quanto para descarregamento e a área formada entre estas curvas representa a energia dissipada que se chama área de histerese (WATKINS, 1999).

A extensão da área de histerese dos discos intervertebrais depende de suas propriedades viscoelásticas. Em geral, os materiais de absorção retornam muito lentamente ao seu ponto inicial ao final da fase de descarregamento, quando comparada à quantidade de energia absorvida durante a aplicação de cargas. Desta forma, o tempo de aplicação e a magnitude das cargas impostas são fatores determinantes. (WATKINS, 1999).

3.5 O comportamento mecânico da unidade funcional

Os discos intervertebrais são capazes de suportar forças compressivas, rotacionais e de flexão aplicadas sobre a coluna. Os discos intervertebrais são os principais elementos responsáveis pela absorção das as cargas compressivas. Sob o ponto de vista mecânico, o núcleo pulposo se compara a um fluido incompressível (NACHEMSON, 1981).

A função do núcleo pulposo (absorção de cargas) é mais efetiva devido seu alto grau de hidratação. Todavia, a quantidade de água contida no interior do disco depende diretamente da integridade dos discos intervertebrais, mais precisamente da integridade das proteoglicanas. Quando o disco é achatado, suportando elevadas cargas de trabalho, o seu fluído é absorvido. O núcleo assume o papel mecânico principal comparado com o restante do disco e mantém-se sob constantes pressões compressivas. As fibras do anel fibroso, que são elásticas, e também auxiliam na redução dos estresses mecânicos aplicados sobre a coluna. (BRINCKMANN e GROOTENBERG, 1983).

Perda de fluido e alterações estruturais dos discos intervertebrais são propostas como uma possível explicação do mecanismo de perda de altura dos discos intervertebrais.

O mecanismo estrutural sugere que o núcleo pulposo absorve todas as forças compressivas e transmite uniformemente estas forças para o anel fibroso, superfícies articulares, ligamentares e ósseas resultando numa diminuição da altura do disco (BRINCKMANN e GROOTENBERG, 1983). Este mecanismo sugere que o núcleo pulposo propulsa lateralmente, colocando em tensão as fibras do anel fibroso, convertendo-se numa força de compressão horizontal. O stress tênsil absorvido pelas fibras do anel fibroso varia de quatro a cinco vezes em relação à magnitude da carga axial aplicada (NACHEMSOM, 1960).

O exato mecanismo de perda de fluido dos discos intervertebrais não é bem esclarecido, porém sabe-se que a perda de fluido é regulado pelas variações da pressão intradiscal. Quando a pressão intradiscal aumenta, uma certa quantidade de fluido é expelido para fora dos discos intervertebrais através das superfícies articulares, causando uma diminuição da altura do disco. Quando a carga é removida, o gradiente de pressão reverte-se, o fluido penetra para o interior do disco e reganha a sua altura (KRAMER, 1985).

Existem indicações para ambos mecanismos (perda de fluido e deformação elástica) fazem com que o disco perca altura. Um estudo demonstrou através do uso de forças compressivas similares ao peso do corpo em espécimes cadavéricas e obteve-se a perda de altura dos discos intervertebrais ao longo das quatro horas do período de teste. (ADAMS e HUTTON, 1985). Estimou-se que aproximadamente

dois terços do peso perdido do disco foi pela expulsão do fluido e a outra parte (um terço) é através de deformação elástica.

No mesmo estudo, foi sugerido que o núcleo pulposo e o anel fibroso dispõem de uma estrutura lamelar regular, como se o fluido fosse pressurizado. O lado externo do anel fibroso tem uma sólida formação fibrosa e atua “segurando” todo o disco. Quando o disco é comprimido, a pressão hidrostática dentro do núcleo pulposo causa uma compressão na superfície articular do corpo vertebral. Na parte interna e no meio do anel fibroso permanece a compressão e o disco expande-se radialmente. Como o núcleo reduz seu volume, a pressão hidrostática é reduzida e conseqüentemente o anel fibroso resiste mais às cargas de compressão, expandindo-se lateralmente. Como resultado da deformação radial e da perda de fluido, o disco intervertebral perde altura (ADAMS e HUTTON, 1985).

A perda de fluido através do núcleo pulposo foi demonstrada *in vivo* (BOTSFORD; ESSES e OGLIVIE-HARRIS, 1994) e a expansão do anel fibroso também já foi demonstrada (SIMON; WU e CARLTON, 1985). Houve um estudo (KÖELLER; FUNKE e HARTMANN, 1984) que demonstrou uma unidade funcional submetida por seis horas de compressão axial e constatou que a diminuição e a recuperação da altura do disco estão associadas com a extensão e contração das fibras do anel fibroso e não com a perda do fluido. Usando técnicas de ressonância magnética, estudiosos mensuraram a variação diurna de volume, tamanho e diâmetro dos discos intervertebrais lombares (L₃-L₄, L₄-L₅ e L₅-S₁) *in vivo* e observaram diminuições significativas destas variáveis e concluíram que a redução da altura do disco está associada com a perda de fluido e não com a propulsão do disco que foi considerada mínima (BOTSFORD; ESSES e OGLIVIE-HARRIS, 1994).

Outros sugerem que a expansão radial do disco é uma importante causa da diminuição da altura do disco em cadáveres autores (KÖELLER; FUNKE e HARTMANN, 1984; BOTSFORD; ESSES e OGLIVIE-HARRIS, 1994), mas outros autores já contestam tal afirmação (BRINCKMANN et al., 1983; ADAMS et al., 1990).

Durante as atividades normais diárias, com o tronco numa posição ortostática, a coluna vertebral é constantemente submetida a torques e forças no plano perpendicular ao disco (compressão e tensão) e também no plano paralelo ao disco (torção). Como já foi comentada, a viscoelasticidade é a propriedade que o material tem de deformar-se gradualmente em resposta a uma carga e retornar a posição original após a retirada da carga. Portanto, quando os discos intervertebrais são submetidos a cargas compressivas por curtos períodos de tempo, os componentes elásticos do disco permitem a deformação imediata cuja magnitude é diretamente proporcional à carga. Quando a carga é removida os discos intervertebrais gradualmente retornam a sua posição inicial. O tamanho da força suportada pelos discos intervertebrais em relação à carga depende da magnitude da carga e como o disco se apresenta na fase pré-carga (ADAMS et al., 1994). Quanto maior a altura do disco durante a posição pré-carga, mais eficiente será sua resposta à carga e mais baixa será a força experimentada pelo disco durante a carga. Este efeito de “almofada” é referido como uma absorção do choque e está presente durante a oscilação da carga e na mudança de postura e forças produzidas pelo corpo em movimento (exemplo: caminhada e exercícios).

Um período prolongado de carregamento de carga causa, com adição da resposta elástica, causa um estreitamento e desgaste dos discos intervertebrais (MARKOLF e MORRIS, 1972). Alguns estudos concluem que a razão da redução do

tamanho do disco em relação ao tempo é uma relação não-linear, com grandes perdas ocorridas no estágio inicial da carga. O tamanho do disco diminui lentamente, até que a pressão do disco e a carga atinjam o equilíbrio. A extensão da redução do disco por períodos prolongados de cargas compressivas depende da magnitude e a duração da carga. Quanto maior a magnitude e a duração da carga, maior será o tempo de recuperação ao estágio inicial. Isto é demonstrado em colunas vertebrais saudáveis, que a redução da espessura dos discos intervertebrais, durante atividade de vida diária, não é maior que 15% da espessura máxima de todos os discos (KAZARIAN, 1975; KÖELLER; FUNKE e HARTMANN, 1986; DEZAN et al., 2003).

A força compressiva é resistida amplamente pelo disco intervertebral e experimentos em cadáveres confirmaram que grandes forças compressivas não são normalmente transmitidas para o arco neural, porque a relação entre a aplicação de forças compressivas e pressão intradiscal é pouco afetada quando o arco neural é retirado (ADAMS e DOLAN, 2001). Existem problemas experimentais, pois a grande parte são estudos cadavéricos e as estruturas que são retiradas podem exercer influência e também porque as peças são colocadas em geladeiras ou congelados e depois reidratados, o que alteram as características das estruturas analisadas (ADAMS; DOLAN e HUTTON, 1987; ADAMS e DOLAN et al., 1996).

Entretanto, existem três fatores podem contribuir para o estresse de sustentação de carga aplicado sobre o arco neural:

- a) Estreitamento patológico do disco;
- b) Longos períodos de carga;
- c) Posturas lordóticas.

O efeito do arco neural sob estresse provém do fato que as superfícies articulares estão em posição contrárias e fecham-se progressivamente. Quando os três fatores estão combinados; a degeneração do disco, horas suportando cargas compressivas e posturas lordóticas fazem com que o arco neural suporte 70% de forças compressivas de 1KN (DUNLOP; ADAMS e HUTTON, 1984, ADAMS e DOLAN, 2001).

A resistência à compressão pelos arcos neurais é atribuída às superfícies cartilaginosas dos processos articulares que resistem à maioria das forças de torque anterior agindo sobre uma vértebra lombar. Porém, em um disco patológico pode haver uma intrusão óssea entre o processo articular inferior de uma vértebra e a lâmina da vértebra acima. A força compressiva espinhal pode ser conduzida também pelo processo espinhoso adjacente, mas isto provavelmente depende da forma precisa do processo espinhal (ADAMS e DOLAN, 2001).

Existem estresses compressivos na parte média do anel e na parte posterior do núcleo. Discos altamente hidratados com idade de 30 anos e tendo uma excelente bagagem de fluidos se comportam como uma fibra sólida na tensão, em pessoas mais velhas e discos mais degenerados mostraram um pequeno aumento hidrostático e um aumento da área de compressão dentro do anel (BOTSFORD; ESSES e OGLIVIE-HARRIS, 1994). O tamanho e localização da concentração de compressão nestes anéis variam de acordo com a postura adotada e o histórico de cargas (ADAMS e DOLAN, 2001).

3.6 Efeitos da postura e na altura do disco com distribuição de estresse na coluna lombar

Diferentes posturas mudam a curvatura no plano sagital da coluna lombar e alteram o ângulo e a pressão intradiscal de uma vértebra sobre a outra. Pequenos ângulos de extensão ou flexão mudam a distribuição de estresse e têm um efeito na tensão dos ligamentos intervertebrais. Particularmente, os que estão posicionados próximos do centro do disco atuam no sentido de aumentar a compressão nos discos intervertebrais objetivando o não extravasamento (ligamento longitudinal anterior e posterior). Mudanças na postura e nas alturas dos discos quando estão combinados podem influenciar a distribuição de estresse compressivo dos próprios discos intervertebrais (ADAMS e DOLAN, 2001; BRINCKMAN e GROOTENBERG, 1991).

Os efeitos da postura podem ser exagerados quando a altura dos discos é reduzida, seja em condições patológicas ou sustentando cargas. Experimentos com cadáveres mostraram que os discos submetidos à sustentação de cargas compressivas, a redução da sua altura foi de 20%, similar à variação diurna normal *in vivo* (BOTSFORD; ESSES e OGLIVIE-HARRIS, 1994) A água contida dentro do núcleo e anel fibroso foi perdida de 20 a 30 % e expelida para fora dos anéis. Este diferencial de água perdida tem um efeito marcante na pressão intradiscal, a pressão no núcleo cai 36% e o pico de compressão no anel aumenta muito (NACHEMSON, 1981; ADAMS e DOLAN, 1996).

As paredes do anel do disco estão sujeitas a aumentos diretos pela compressão e ocasiona o deslocamento radial das paredes. Em discos

degenerados, onde ele já está comprimido e desidratado, a distribuição de pequenas cargas nos movimentos de flexão e extensão muda pouco. Somente no 2º de extensão pode aumentar significativamente a concentração de estresse compressivo dentro do anel posterior. Similarmente, nas flexões totais, o estresse de compressão está no anel anterior. Em uma flexão lombar moderada, a tendência é de igualar o estresse compressivo em todo disco. Discos jovens altos 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, porém concentração de stress aparece nos discos posicionados em posturas extremas (ADAMS e DOLAN, 2001; ADAMS, 1994).

Normalmente, a concentração de estresse dentro do anel posterior aumenta à medida que aumenta o ângulo de extensão, mas isto nem sempre é verídico. Outra implicação das mudanças internas dentro dos discos intervertebrais é a relação da pressão nuclear com as cargas compressivas. Esta relação tem sido usada para medir o tamanho da força que atua na coluna lombar *in vivo* e dependerá do histórico de forças compressivas atuantes e o tempo diário que a força compressiva atua sobre o segmento (ADAMS e DOLAN, 2001).

Variações na altura do disco e postura também afetam a distribuição de estresse tênsil nas estruturas da coluna lombar. Na altura diurna do disco existe uma redução de dois milímetros da tensão nos tecidos colagenosos o que permite que as vértebras se posicionem firmemente umas sobre as outras. Isto terá um grande efeito nas fibras curtas do anel e nas fibras longas dos ligamentos. As fibras muito longas dos músculos e das fâscias serão afetadas mais tarde (MC NALLY; ADAMS e GOODSHIP, 1993). Com resultado "deformação – achatamento" causado nos

discos, uma baixa resistência aos momentos de flexão que acontecem na coluna, e os ligamentos resistem um pouco mais. Isto é, o anel resiste mais fortemente aos momentos de flexão pela manhã, quando o disco perde lentamente fluido. O efeito é visualizado melhor pelo fato que as fibras colágenas do anel e ligamentos intervertebrais atuam com braços de força mais curtos sobre o centro de rotação do disco e os músculos tem braços de força maiores, e em geral a menor carga compressiva no disco continua sendo resistida da mesma forma da flexão (ADAMS; DOLAN e HUTTON, 1987; MC NALLY; ADAMS e GOODSHIP, 1993).

Estes efeitos talvez expliquem o porquê que as flexões severas e cargas compressivas podem causar nos discos a tendência de prolapsar principalmente se os discos estão extremamente hidratados, mas não depois de eles terem suportado achatamento espinhal. Isto é enfatizado pelo fato de que os discos degenerados não podem induzir a prolapso. (MC NALLY; ADAMS e GOODSHIP, 1993; ADAMS e DOLAN, 2001).

3.7 Tração vertebral

Nas patologias da coluna vertebral como as lombalgias, as ciatalgias, as hérnias discais e a degeneração discal são utilizados vários meios terapêuticos para reduzir o processo inflamatório e aumentar aporte sanguíneo regional, diminuindo assim as dores causadas pela redução do espaço intervertebral. Os procedimentos fisioterápicos usados comumente são o ultra-som, diatermia por ondas curtas, técnicas de estimulação elétrica, manipulações vertebrais e acupuntura. Já os fármacos utilizados para aliviar a dor são o uso de corticóides, a administração de

agentes antiinflamatórios, as injeções de esteróides e os relaxantes musculares. (RAMOS e MARTIN, 1994). Todos os agentes fisioterápicos têm problemas na quantificação dos seus benefícios, pois aliviam os sintomas, mas o problema primário que é a diminuição do espaço intervertebral não é atingido, além de existirem muitas controvérsias no modo que essas várias técnicas terapêuticas são utilizadas.

Como a causa de muitas dessas patologias é a diminuição do espaço discal e para aumentar este espaço é preciso um método quantificável que permite o aumento (negativo) da pressão hidrostática intradiscal, promovendo um aumento da altura dos discos intervertebrais e ocasionando a separação vertebral. A única terapia que foi aprovada como um método que dispensa a intervenção cirúrgica e que produz aumento da pressão hidrostática e promove alívio nas estruturas intrínsecas (discos intervertebrais e facetas articulares) da coluna é a tração vertebral (RAMOS e MARTIN, 1994), que é um conjunto de duas forças mecânicas contrárias aplicadas através da coluna vertebral.

A tração vertebral (cervical, dorsal ou lombar) é um procedimento fisioterápico amplamente utilizado no tratamento e no alívio de certas condições clínicas da coluna vertebral que são causadas pela redução do espaço intervertebral (determinadas pela perda de altura dos discos intervertebrais) (KRAUSE et al., 2000). Assim, o objetivo da tração é produzir uma separação dos corpos vertebrais, promovendo um aumento da pressão hidrostática negativa dos discos intervertebrais para que estes absorvam fluido e reganhem altura. O aumento no espaço intervertebral visa aumentar a altura dos discos intervertebrais para aliviar a o estresse colocado sobre certas estruturas vertebrais, como as terminações nervosas e facetas articulares que podem provocar dor (RODRIGUES, 1998).

A tração alivia o espasmo muscular devido ao seu efeito semelhante a uma massagem sobre músculos e estruturas ligamentares e capsulares. Reduz o intumescimento, melhora a circulação sobre os tecidos e evita a formação de aderências entre as bainhas das raízes nervosas e estruturas capsulares adjacentes. O estiramento em torno dos tecidos em torno da raiz nervosa possibilita um fluxo circulatório livre que melhora a nutrição em torno do nervo e propiciando a remoção de metabólitos e exudados produzidos por inflamação de baixo grau. Além disso, a mobilização das articulações facetárias auxilia a lubrificação e a nutrição do disco intervertebral (RODRIGUES, 1998).

3.7.1 Tipos de Tração Vertebral

A tração vertebral contínua é aplicada por várias horas e requer a utilização de pequenas cargas (BORENSTEIN; WIESEL e BODEN, 1995). Este tipo de tração tem sido reportado (SAUNDERS, 1983) como não eficaz para a separação das estruturas vertebrais, porque os sujeitos não toleram cargas mais altas que poderiam causar uma separação intervertebral importante.

A tração sustentada ou estática é aplicada por tempos breves, em períodos de até trinta minutos. A curta duração deste tipo de tração é geralmente compensada por um aumento na magnitude da carga de distração. Para o uso da tração lombar sustentada é utilizada uma mesa partida ao meio para reduzir os efeitos da fricção no instante da tração e reduzir o desconforto ao sujeito. A carga de tração pode ser aplicada por meio de pesos suspensos ou por um dispositivo

mecânico que aciona a força necessária para a tração (SAUNDERS, 1983; BORENSTEIN; WIESEL e BODEN, 1995).

A tração intermitente envolve a utilização de um dispositivo mecânico que aplica a força necessária para a tração, que é alternada com breves períodos de repouso. Também é utilizada uma mesa partida para reduzir fricção à tração (COLACHIS e STROHM, 1969; SAUNDERS, 1983; BORENSTEIN; WIESEL e BODEN, 1995). Um dos maiores inconvenientes deste tipo de tração é que os efeitos dos períodos de repouso não são conhecidos e podem influenciar a resposta da coluna vertebral à tração.

A tração manual é aplicada pela ação do terapeuta que exerce uma força de tração manual sobre a coluna vertebral do sujeito. Este tipo de tração é normalmente aplicado por alguns segundos de duração ou pode ser aplicado como um tracionamento rápido súbito (SAUNDERS, 1983; BORENSTEIN; WIESEL e BODEN, 1995).

A tração posicional é aplicada colocando o paciente em diversas posições. Alguns elementos, tais como travesseiros, blocos, ou sacos de areia podem ser utilizados para promover um tracionamento longitudinal nas estruturas vertebrais (SAUNDERS, 1983; BORENSTEIN; WIESEL e BODEN, 1995). Tanto a tração manual quanto a tração posicional possuem o inconveniente de mensurar a força de tração, que é aplicado pelo terapeuta. Desta forma, os resultados decorrentes destes tipos de procedimento são difíceis de analisar.

A auto-tração é executada pelo próprio paciente puxando seus membros inferiores pelos seus braços, num movimento de flexão do quadril e joelhos. A direção da tração pode ser alterada pelo próprio paciente e também variações de tratamento (SAUNDERS, 1983; BORENSTEIN; WIESEL e BODEN, 1995). Sugere-

se que a auto-tração tenha duração de uma hora ou mais, porém não se encontra uma explicação para tal afirmação. A dificuldade em controlar a magnitude das cargas neste tipo de tração torna difícil a interpretação dos resultados deste tipo de tração.

A tração gravitacional é produzida pelo peso corporal associado à gravidade, que fornece a força de tração para causar aumento dos espaços intervertebrais. Este tipo de tração é geralmente realizado através de correias especiais que fixam a pelve, ou por meio de “botas” que prendem aos tornozelos, na intenção de reverter a ação da gravidade, colocando o indivíduo em uma posição invertida (OUDENHOVEN, 1977; NOSSE, 1978; SAUNDERS, 1983; BORENSTEIN; WIESEL e BODEN, 1995; BOOCOOCK et al., 1990).

3.7.2 Indicações e contra-indicações da tração vertebral

Tração espinal é indicada para o tratamento de hérnias discais, protusão discal, disfunção articular e outras doenças degenerativas (SAUNDERS, H. D., 1982).

As contra-indicações da tração são para:

- Doença estrutural secundária a tumor, devido ao cuidado de não produzir nenhuma complicação clínica como fraturas;
- Infecção pela provável disseminação de microorganismos piogênicos;
- Em pacientes com problemas vasculares de qualquer condição, principalmente nas trações gravitacionais;
- As cardiopatias, toracoplastias, distúrbios respiratórios graves, pelo efeito compressivo dos cinturões torácicos da tração;

- Nos processos anquilosantes da coluna vertebral, pela provável fratura dos sindesmófitos;

- Na osteoporose, pela fragilidade óssea da coluna vertebral que pode levar a fraturas (SAUNDERS, 1982; RODRIGUES, 1998).

A tração tem a indicação de melhorar os sinais e sintomas de uma lombalgia ocasionada por efeitos mecânicos (MESZAROS et. al., 2000; RODRIGUES, 1998; TWOMEY, 1985; PAL et al., 1986; KRAUSE et al., 2000). Assim, a tração proporciona a separação dos corpos vertebrais possibilitando um aumento de fluxo de líquido nas estruturas capsulares, melhorando a nutrição dos discos intervertebrais. (RODRIGUES, 1998), e também tem seus efeitos neurofisiológicos pela modulação do estímulo nociceptivo de maneira descendente ou ascendente (KRAUSE, 2000).

A divisão da tração pelos seus efeitos mecânicos e neurofisiológicos é uma divisão artificial, talvez pelo fato que os seus efeitos ocorram pela combinação dos dois. Por exemplo, o efeito mecânico da separação vertebral deve induzir a mudanças neurofisiológicas que são responsáveis pelo alívio de dor (KRAUSE, 2000).

Déficits neurológicos são acompanhados de dor radicular e surgem de um acordo mecânico de isquemia e inflamação do nervo espinhal, gânglio dorsal roto e complexo neural roto. Essas três variáveis associadas com as anormalidades como lesões intervertebrais e invasões osteopáticas dentro do forame intervertebral. Mudanças histológicas sugerem a presença de inflamação nas articulações apofisiárias e mudanças vasculares são reportadas nos nervos espinhais dos pacientes com comprometimento neurológico sensório-motor, essas mudanças resultam na obstrução de capilares venosos e a produção de isquemia e por último a

fibrose. Estas alterações são acompanhadas pelo teste positivo de elevação do membro inferior e redução da mobilidade espinhal.

Estas mudanças patológicas são reportadas com acompanhamento do déficit neurológico e poderiam teoricamente ser aliviadas pela tração. A separação do forame intervertebral poderia reduzir a dor radicular e normalizar os déficits neurológicos e aliviar a pressão direta ou das forças de contato que sensibilizam os tecidos neurais (COLACHIS e STROHM, 1969; TWOMEY, 1985).

A tração pode diminuir os impulsos ectópicos gerados por compressão ganglionar ou por aumentar o diâmetro das estruturas que estão sendo afetadas, assim a tração constitui um estímulo mecânico adequado para o alívio de dor (KRAUSE et al. 2000).

Abaixo, segue uma relação de efeitos clínicos da tração e também alívio de sinais e sintomas, de acordo com Krause (2000):

- a) Normalização do déficit neurológico e alívio da dor radicular;
- b) A separação intervertebral *in vivo*;
- c) Acomodação dos geradores de impulsos ectópicos;
- d) Redução da protusão do disco intervertebral;
- e) Alteração da pressão intradiscal;
- f) Melhora do teste de elevação de membro inferior;
- g) Alívio da dor.

3.7.3 Estudos sobre tração vertebral

Estudos sobre tração vertebral sob a coluna vertebral têm sido efetuados a mais de quatro décadas e estes são mais comumente ligados à avaliação do alívio da dor, pela redução de déficits neurológicos ou pelo aumento da mobilização vertebral.

Existem muitas controvérsias sobre a aplicação da tração. Alguns problemas estão associados aos procedimentos experimentais que não são muito definidos, como por exemplo, populações heterogêneas, aplicação de outros tratamentos junto com a tração, várias modalidades de tração em um mesmo desenho experimental e dificultam a interpretação dos resultados.

Um dos estudos pioneiros sobre tração foi de Colachis e Strohm (1969). Eles estudaram os efeitos da tração em dez sujeitos de 22 a 25 anos de idade, sem história de trauma ou moléstia da coluna vertebral. No desenho experimental do seu estudo efetuaram-se cargas que variaram de 50 e 100 libras (22,6 e 45,3 kg). Todos os sujeitos eram posicionados na posição de supino com o quadril e joelhos flexionados entre 65° a 70°. Inicialmente, a coluna lombar do sujeito foi radiografada na posição de supino e na mesma posição os sujeitos eram tracionados com uma carga de 22,6 Kg por dez segundos de tração com cinco segundos de repouso, ou seja, foram aplicados quinze minutos de tração intermitente. Após a aplicação desta primeira carga, foi imposto um repouso de dez minutos, que foi seguido da aplicação de uma segunda carga de tração de 45,3 Kg com os mesmos intervalos de repouso. Finalmente, os cinco sujeitos que compuseram a amostra foram tracionados continuamente por um período de cinco minutos, com uma carga de 45,3 Kg. Uma série de radiografias foi efetuada na posição supina imediatamente após a aplicação

da primeira carga de tração, após o repouso, após a segunda carga de tração e após dez minutos do término dos procedimentos de tração. Nos cinco sujeitos que foram submetidos à tração contínua, as radiografias foram tomadas após o tracionamento e após dez minutos de repouso. Colachis e Strohm (1969) demonstraram que as mensurações dos ângulos posteriores dos corpos vertebrais aumentavam, principalmente após utilizarem 45,3 Kg de carga. A altura do espaço intervertebral persistia após o período de dez minutos de repouso ao final do processo de tração. Baseados nos resultados deste estudo constatou-se que houve a separação intervertebral, porém existem erros que se cometem ao longo das séries de radiografias e também as cargas aplicadas durante a tração se dissipam através dos tecidos. Os resultados são de difícil interpretação visto que a utilização de duas cargas diferentes de tração aplicadas durante o procedimento. Desta forma, não foi possível determinar se a carga de 45,3 Kg foi a mais efetiva ou se o aumento do espaço posterior das vértebras lombares ocorreu em função de um efeito cumulativo das cargas (22,6 e 45,3 Kg, respectivamente). O período de repouso imposto entre os procedimentos de tração também dificulta a interpretação dos resultados.

Gupta e Ramarao (1978) utilizaram epidurografia para estudar os efeitos da tração vertebral nos indivíduos com protusão discal. Neste estudo, foram estudados quatorze indivíduos com prolapso do disco intervertebral em um ou vários níveis da coluna lombar e que apresentavam teste de elevação do membro inferior positivo e limitado, cuja dor não havia aliviado de sete a dez dias de repouso. O desenho experimental deste estudo consistiu na aplicação de cargas de tração intermitente de 60 a 80 libras (27 a 36 Kg) aplicados por três a quatro horas com intervalos de quinze a vinte minutos de repouso durante dez a quinze dias. Gupta e Ramarao

(1978) demonstraram reduções das protrusões discais lombares em nove entre doze casos. Em apenas dois casos os resultados da tração foram considerados como medianos (melhora significativa dos sintomas, mas os achados radiológicos na epidurografia não desapareceram) e em dois casos como pobres (não houve nem melhora clínica e nem na epidurografia) e em dez casos tiveram bons resultados (melhora dos sintomas e os achados na epidurografia desapareceram). Uma melhora dos sintomas da dor foi encontrada naqueles pacientes que apresentaram reduções das protrusões discais. A idade dos sujeitos, o tempo de lesão e os critérios de seleção das cargas de tração não foram estabelecidos e causam dificuldades na interpretação dos achados. Um outro fator que dificulta a interpretação dos resultados é a falta do estabelecimento de parâmetros temporais de aplicação das cargas.

Le Blanc et al. (1994) fez um estudo com astronautas em treinamento espacial que ficavam dezessete semanas em absoluto repouso e os pesquisadores faziam as medições dos volumes dos discos intervertebrais através de ressonância magnética. Mostrou-se que a diminuição da carga externa (força gravitacional) causa um desequilíbrio do fluido dos discos intervertebrais e assim, o líquido entra para o interior dos discos intervertebrais (núcleo pulposo) fazendo com que o volume discal torne-se maior e no decorrer dos dias em que os astronautas estão em treinamento os volumes discais estão em equilíbrio com a nova carga externa, mas apresentam um volume maior do que em condições normais.

O estudo de Onel et al. (1985) utilizou a tomografia computadorizada para investigar os efeitos da tração em hérnias discais lombares. Neste estudo foram aplicadas cargas de tração sobre a coluna vertebral de 45 Kg em trinta pacientes com hérnias lombares discais. As alterações do espaço intervertebral foram

monitoradas através de um aparelho de tomografia computadorizada, que registrou imagens antes e durante a aplicação da tração e puderam registrar as mudanças ocorridas durante o tratamento. Os seus achados indicam que a tração de 45 Kg é efetiva para a produção de um alongamento dos ligamentos anteriores e posteriores da coluna vertebral e constataram, que existe um efeito de sucção da hérnia discal sob tração na maioria dos casos.

Ramos e Martin (1994) estudaram a alteração da pressão discal no segmento lombar em cargas de tração intermitente de 50 e 100 libras (22,6 a 45,3 kg) em cinco sujeitos com hérnias discais lombares. O número de sujeitos foi pequeno em virtude da necessidade de intervenção cirúrgica e todos procedimentos que envolvem uma cirurgia (consentimento do paciente, anestesia, assepsia, etc...). A tração foi executada por aproximadamente trinta minutos durante dez a quinze dias para que o sujeito se ambientasse com a tração, onde ele permanecia seguro pelos quadris através de um cinturão e o próprio sujeito segurava com as mãos uma barra fixa durante a tração. Na última aplicação de tração aconteceram todos os procedimentos cirúrgicos para a colocação da cânula com um transdutor de pressão no espaço L₄-L₅ do sujeito. O posicionamento dos sujeitos era em decúbito ventral em cima de uma mesa de tração com uma maca partida ao meio para diminuir a fricção durante o tracionamento e diminuir o desconforto do sujeito. Constatou-se através da diferença das pressões intradiscais que havia uma redução significativa da alteração da pressão intradiscal durante a tração vertebral. A extensão da descompressão mostrou a relação inversa da tensão aplicada e da pressão hidrostática.

Bridger, Ossey e Fourie (2000) verificaram os efeitos da tração na estatura de dez sujeitos obesos ou com história pregressa de lombalgia com idades entre 21

a 31 anos, utilizando um aparelho de medição de mínimas variações de estatura chamado estadiômetro. A carga de tração foi estabelecida de um terço do peso corporal dos sujeitos. O desenho experimental do experimento foi de duas condições. A primeira foi cinco, dez e quinze minutos de tração de um terço do peso corporal e a segunda, cinco, dez e quinze minutos em decúbito dorsal sem tração. O resultado foi que não existe diferença significativa entre a tração de um terço do peso corporal e da postura deitada, porém ambas tiveram aumentos na estatura. Outra verificação do estudo foi que o aumento da estatura é tempo-dependente.

Em alguns estudos foram avaliados através de testes de reprodutibilidade da dor e angulações. Pal et al. (1986) avaliou o grau de alteração neurológica em quarenta e um pacientes com lombalgias e ciatalgias, os quais foram divididos em dois grupos experimentais. Os critérios de escolha para os sujeitos que participaram do estudo foram a resposta dos pacientes a um teste visual de avaliação da dor, a quantidade de comprimidos que tomavam durante vinte e quatro horas para o alívio de dor e antiinflamatórios e o teste de elevação de membro superior com um inclinômetro para obter a angulação do teste e grau de alteração neurológica de membros inferiores. Um grupo foi submetido a uma carga de 5,5 Kg (tração simulada), enquanto o outro grupo foi submetido a uma carga de tração de 8,2 Kg (tração propriamente dita). As cargas de tração foram determinadas de acordo com o peso corporal, porém os autores não explicitaram os critérios utilizados para a escolha destas cargas. Ambos os grupos tiveram melhoras significativas com a tração após um período de três semanas (melhora da dor, diminuição da ingestão de analgésicos). Tais melhorias foram atribuídas a efeitos psicológicos visto que os ganhos foram similares das cargas “simuladas” e “de tração propriamente dita”. Os efeitos psicológicos talvez não sejam reais visto a ingestão de drogas analgésicas

que ocorreu simultaneamente a realização dos procedimentos de tração. Um outro fator que dificulta a interpretação dos resultados é que a diferença entre as cargas de “tração simulada” e de “tração propriamente dita” é pequena (2,7 Kg).

Meszaros et al. (2001), utilizaram cargas de 10%, 30% e 60% do peso corporal em pacientes com lombalgias e/ou com sintomatologia radicular. Neste experimento o teste da elevação do membro inferior foi utilizado como critério para observar as melhorias decorrentes dos procedimentos de tração. O teste de elevação do membro inferior antes e após cinco minutos de tração contínua foi utilizado. Neste teste um dos segmentos inferiores foi elevado até a posição sem dor e o ângulo de elevação do membro inferior foi medido. As cargas de tração corresponderam a 10%, 30% e 60% do peso corporal. Os autores concluíram que cargas de tração de 30 e 60% do peso corporal são mais efetivas para a diminuição da dor e possibilitam um maior grau de elevação dos membros inferiores nos pacientes com lombalgias e/ou com sintomatologia radicular.

O estudo de Twomey (1985) demonstrou a separação intervertebral através de vinte e três colunas lombares masculinas removidas de indivíduos de 18 a 84 anos e colocadas em solução salina para manter a hidratação dos tecidos. Puderam-se estudar seus achados nas mudanças de altura do segmento lombar a uma determinada carga de 9 Kg por trinta minutos. O estudo foi dividido em duas condições. Na primeira os espécimes foram divididos em três grupos menores de acordo com a idade: jovens (18-35 anos); adultos (36-59 anos); e idosos (acima de 60 anos) e na segunda condição foram classificados na qualidade do disco intervertebral, segundo a classificação de Rolander. De 0 a 3 (de acordo com o grau de degeneração discal). Os discos bons tem classificação 0 a 1 de Rolander; discos médios com classificação 2 de Rolander e discos pobres com classificação 3 de

Rolander. Cada espécime foi preso no qual o sacro e L₁ estavam seguros por um grampo especial e foram tracionados a uma carga de 9 Kg, através de um aparelho (Kimógrafo). No estudo pode-se medir a altura do segmento lombar na posição inicial, após a tração de trinta minutos e depois de 30 minutos de tração removida (pós-tração). A maior parte da separação intervertebral dos seus espécimes já acontecia quando fletiam-se as mesmas, simulando a retificação da lordose (ganhando uma média de 3 mm de aumento de altura, comparado aos 7,5 mm de aumento de altura após a tração) simulando uma típica posição de tração em que os membros inferiores são fletidos sobre o abdome, concordando com Lee e Evans (1993). Os resultados mais interessantes que este estudo demonstra que não existiam diferenças entre os grupos etários sob tração, mas existiu uma diferença significativa entre os grupos da classificação da qualidade do disco. Os discos bons tiveram um grande aumento da tração comparado aos outros dois grupos. Portanto, não existe correlação entre idade e discos saudáveis. A recuperação dos espécimes foi independente da idade ou do estado de degeneração. Apesar de ser um estudo *in vitro*, foi um estudo que se preocupou com a recuperação após a tração e pode-se avaliar as perdas que os espécimes tiveram neste procedimento.

Alguns estudos biomecânicos sobre a tração foram de Judovich e Nobel (1957) e mais recentemente Lee e Evans (2001). Judovich e Nobel (1957) se preocuparam mais com os aspectos mecânicos da tração e apresentação dos vetores que compõem a força e a resistência da tração. Basearam-se na porcentagem do peso corporal e calcularam a força que seria necessária para o tracionamento da coluna lombar de pontos diferentes, como a tração pelos pés, joelhos e quadris. Por exemplo, para tracionar-se a coluna lombar de um determinado sujeito com um cinturão que segura o tórax e o outro que segura os pés

do sujeito, a carga será muito maior que em um outro sujeito que tem cinturões que seguram o tórax e o quadril. Também determinaram que a superfície de contato do corpo com a mesa gera uma outra resistência que diminui a força de tração, assim a adoção de uma mesa partida ao meio fará com que minimize essa força de resistência, meio muito utilizado nos dias atuais.

Lee e Evans (2001) acompanharam o raciocínio dos autores citados anteriormente e analisaram teoricamente o momento de flexão da coluna e a tração axial da coluna vertebral e concluíram que esta atitude de flexão de membros inferiores é mais efetiva para o alongamento dos tecidos posteriores da coluna vertebral. Reduz a pressão de intradiscal por um aumento da tensão do anel posterior e o alongamento do ligamento longitudinal posterior, e também afirmou que desta maneira o momento de flexão produzido pela tração, terá um efeito no tamanho do foramen intervertebral.

Krause et al. (2000) escreveram um artigo de revisão das evoluções e aplicações recomendadas para o tratamento da tração. O artigo apresenta uma descrição das várias pesquisas relacionadas à tração e a opinião do autor com relação aos aspectos não relacionados ou não bem interpretados na literatura, como por exemplo: a relativa eficácia dos vários modelos de aplicação (contínua e intermitente, manual ou motorizada); a força aplicada (magnitude da carga); a duração (tempo); e a frequência do tratamento permanecem pouco investigados. Muitas questões metodológicas precisam de outras investigações para melhor estabelecer critérios mais claros relativos à seleção da aplicação de tração, que inclui a técnica de tração, determinação da carga de tração apropriada.

Em todos estes estudos envolvendo tração vertebral existiu uma preocupação sob a ação da tração vertebral em virtude das cargas, tempo, postura

adotada e avaliação da dor. Apesar de alguns parâmetros já terem sido efetuados relativos à magnitude da tração, não se tem critérios mais definidos da carga em relação ao tempo. Em que momento a separação dos corpos vertebral *in vivo* acontece, então, necessita estabelecer critérios mais objetivos em relação à magnitude e ao tempo de aplicação das cargas de tração. Nestes estudos, a recuperação *in vivo* dos sujeitos após a tração não foi descrita. A compreensão das modificações e adaptações da coluna vertebral à tração e no período de recuperação da tração é de fundamental importância para a determinação da duração de seus efeitos.

Na Tabela 1 têm-se os principais estudos sobre tração vertebral em função do tempo e da carga utilizada.

TABELA 1 – ESTUDOS SOBRE TRAÇÃO VERTEBRAL EM FUNÇÃO DO TEMPO E DA CARGA DE TRAÇÃO

AUTOR	TIPO DE TRAÇÃO	CARGA UTILIZADA	TEMPO
COLACHIS, S. C.; STROHM, B. R. (1969)	Intermitente e contínua	22,65 e 45,3 kg	5 a 10 m
TWOMEY (1985)	Contínua	9 Kg (<i>in vitro</i>)	30 m
BRIDGER; OSSEY e FOURIE (1989)	Auto-tração e intermitente	1/3 do peso corporal	5, 15, 25 m
MESZAROS; OLSON; KULIG; CREIGHTON; CZARNECKI (2000)	Contínua	10, 30, 60% do peso corporal	5 m
PAL; MANGION; HOSSAIN; DIFFEY (1985)	Contínua	5,5 – 8,2 Kg 1,2 – 1,8 Kg	-
RAMOS e MARTIN (1994)	Contínua	22,65 e 45,3 kg	30 m
ONEL; TUZLACI; SARI; DEMIR (1987)	Contínua	45 Kg	15 m

Nota: Foram incluídos apenas estudos que controlaram parâmetros de carga e/ou tempo de aplicação da tração.

4 METODOLOGIA

Este capítulo tem como objetivo descrever os métodos e procedimentos empregados para o estudo das respostas mecânicas da coluna vertebral durante e após a aplicação de tração mecânica com cargas de 0%, 30% e 60% do peso corporal. Tais variações tem sido efetuadas através de um equipamento denominado estadiômetro (EKLUND e CORLETT, 1984). O estadiômetro parte da premissa de que a variação da estatura pode ser atribuída às mudanças que ocorrem nos altura dos discos intervertebrais (EKLUND e CORLETT, 1984; DEZAN et al., 2003), que correspondem a aproximadamente um terço do comprimento da coluna vertebral.

4.1 Métodos

Os sujeitos foram recrutados da comunidade local através de cartazes e folders, os quais, antes de iniciar o estudo, receberam um formulário de consentimento (apêndice 1) no qual, explicava os procedimentos a serem adotados durante o experimento. Fizeram parte da amostra sujeitos saudáveis do sexo masculino (15 sujeitos; $23,13 \pm 5,77$ anos; $1,80 \pm 0,17$ m; $73,65 \pm 10,23$ Kg) que não foram qualificados como portadores de problemas crônicos da coluna vertebral, ou seja, com mais de um episódio de lombalgia nos doze meses que precederam o início do estudo. A utilização de sujeitos do sexo masculino se deve ao fato de as mulheres podem sofrer certas variações hormonais do ciclo sexual feminino que influenciem o comportamento da coluna vertebral e dificulte a interpretação dos resultados (RODACKI, 2001). Todos os voluntários foram informados sobre os procedimentos experimentais e assinaram um termo de consentimento de

participação livre e esclarecido antes do início do estudo (apêndice 1). Os procedimentos conduzidos neste estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Paraná.

Os sujeitos que reportaram ocorrência de lombalgias nos últimos doze meses que precederam o estudo foram excluídos do estudo. Os sujeitos foram treinados no estadiômetro até que as medidas de variação de estatura apresentassem um desvio padrão inferior a 0.5 mm, em cinco medidas consecutivas. Alguns estudos (DEZAN et al., 2003; RODACKI, 2001; BRIDGER; OSSEY e FOURIE, 1990) têm demonstrado que desvio padrão de 0.5 mm tem sido atingido em apenas uma única sessão de familiarização.

4.2 Procedimentos experimentais

Após a sessão que permitiu com que os sujeitos se familiarizassem com o estadiômetro, três sessões experimentais foram executadas. No início de cada sessão experimental, os sujeitos foram submetidos a um breve período de atividade física moderada que visou reproduzir as cargas de trabalho diárias impostas sobre a coluna vertebral. A atividade física compreendeu uma caminhada por 30 minutos em ritmo volicional, na qual os sujeitos transportaram uma carga equivalente a 10% do peso corporal através de uma mochila de duas alças (*backpack*) colocada nas costas dos sujeitos. A estatura inicial dos sujeitos foi medida ao final da atividade física, depois de um breve período (1,5 minutos) na posição em pé. A manutenção dos sujeitos nesta posição visou permitir que algumas estruturas corporais se deformem e atinjam equilíbrio (FOREMAN e LINGE, 1989). Após a determinação da estatura inicial dos sujeitos, os procedimentos de tração foram impostos. As cargas

de tração corresponderam a 0%, 30% e 60% do peso corporal e foram aplicadas através de um aparelho específico para a tração (Saunders Lumbar HomeTrac Deluxe – Figura 5), as quais foram aplicadas em sessões distintas e separadas entre si por um período de, no mínimo, 48 horas. A ordem de aplicação das cargas foi aleatória.

FIGURA 5 – MESA DE TRAÇÃO



Durante as sessões de tração, as cargas foram aplicadas em períodos contínuos de 7 minutos. Ao final de cada período de tração, os sujeitos eram removidos da mesa de tração e avaliados no estadiômetro. Os sujeitos saíam da mesa de tração utilizando-se de uma estratégia elaborada para impor o menor estresse possível sobre a coluna. Os sujeitos eram solicitados a assumir uma posição de decúbito lateral e levantar lentamente, antes de permanecerem em pé por um minuto e trinta segundos, quando então eram posicionados no estadiômetro.

Estes procedimentos foram repetidos até o final do 42^o minuto, de forma que seis medidas repetidas foram obtidas durante a tração (T₇, T₁₄, T₂₁, T₂₈, T₃₅, T₄₂). A Tabela 2 demonstra esquematicamente os intervalos dos procedimentos utilizados em cada sessão experimental.

TABELA 2 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DOS INTERVALOS DOS PROCEDIMENTOS UTILIZADOS EM CADA SESSÃO DE TRAÇÃO (0, 30 E 60%).

PERÍODO DE TRAÇÃO											
Atividade	T1	*	T2	*	T3	*	T4	*	T5	*	T6
Tempo	7 m		7 m		7 m		7 m		7 m		7 m

NOTA: Tempo de acomodação de estruturas (1,5 minutos).

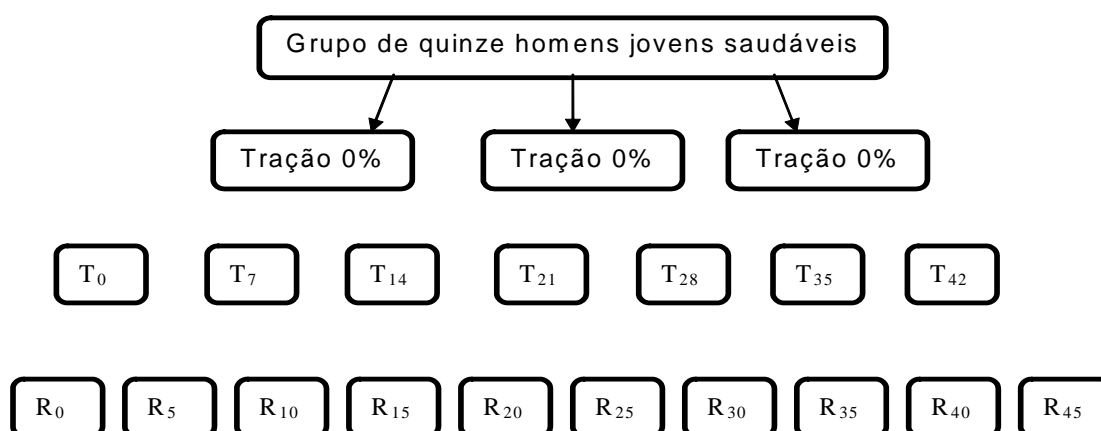
Ao final do período de tração os sujeitos foram solicitados a caminhar pelo laboratório em uma velocidade de deslocamento selecionada pelos próprios sujeitos (caminhada volicional) por um período de 45 min. As medidas de variação da estatura foram tomadas em intervalos de 5 min, de forma que nove medidas repetidas foram tomadas (R₅, R₁₀, R₁₅, R₂₀, R₂₅, R₃₀, R₃₅, R₄₀, e R₄₅) neste período de recuperação. A tabela 3 demonstra esquematicamente os intervalos dos procedimentos utilizados no período de recuperação em cada sessão experimental. A Figura 6 demonstra o desenho experimental do estudo.

TABELA 3 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DOS INTERVALOS DOS PROCEDIMENTOS DO PERÍODO DE RECUPERAÇÃO UTILIZADOS EM CADA SESSÃO DE TRAÇÃO (0, 30 E 60%).

PERÍODO DE RECUPERAÇÃO																	
Atividade	R1	*	R2	*	R3	*	R4	*	R5	*	R6	*	R7	*	R8	*	R9
Tempo	5 m		5 m		5 m		5 m		5 m		5 m		5 m		5 m		5 m

NOTA: Tempo de acomodação de estruturas (1'30'')

FIGURA 6: DESENHO EXPERIMENTAL



NOTA 1: T₀, T₇, T₁₄, T₂₁, T₂₈, T₃₅, T₄₂ representam as séries de medidas repetidas do período de tração.

NOTA 2: R₀, R₅, R₁₀, R₁₅, R₂₀, R₂₅, R₃₀, R₃₅, R₄₀, R₄₅, representam as séries de medidas repetidas do período de recuperação.

4.3 Posição de tração

Para os procedimentos de tração, os sujeitos foram posicionados na mesa de tração em decúbito dorsal e tiveram ajustados os cinturões pélvicos e torácicos de modo a fixar os segmentos corporais à mesa de tração. Após a colocação dos cintos de fixação, os sujeitos flexionavam seus joelhos e os tinham seus membros inferiores colocados sobre uma superfície de repouso. Tal posição induzia os sujeitos a manter um ângulo aproximado de 90° entre a coxa e o tronco. Na Figura 7 tem-se a demonstração da posição de tração. Os mesmos procedimentos foram adotados para a condição de tração de 0%, porém, nenhuma carga foi aplicada. Existe a recomendação da utilização desta postura para a aplicação dos procedimentos de tração, pois tal posição induz a uma retificação da curvatura lombar e propicia maior eficiência da força de tração (LEE e EVANS, 2001).

As cargas de tração foram controladas por meio de um manômetro. O equipamento de tração foi previamente calibrado por meio de um dinamômetro. A Figura 6 demonstra a aplicação de tração em um dos sujeitos.

FIGURA 7 – APLICAÇÃO DO PROCEDIMENTO DE TRAÇÃO.



4.4 Estadiômetro

O estadiômetro consiste em uma armação de metal com uma angulação em relação ao plano vertical de 15° . Nesta armação metálica, existem cinco vigas horizontais que se movem verticalmente (para cima e para baixo). No meio de cada viga existe um pequeno disco achatado que se move para frente e para trás, perpendicularmente ao sujeito posicionado. Estes arranjos estão colocados para suportar os seguintes pontos anatômicos: a protuberância posterior da cabeça, o meio da lordose cervical, a parte mais proeminente da cifose dorsal, o meio do ponto profundo lordose lombar, o ápice das nádegas, aproximadamente na crista sacral

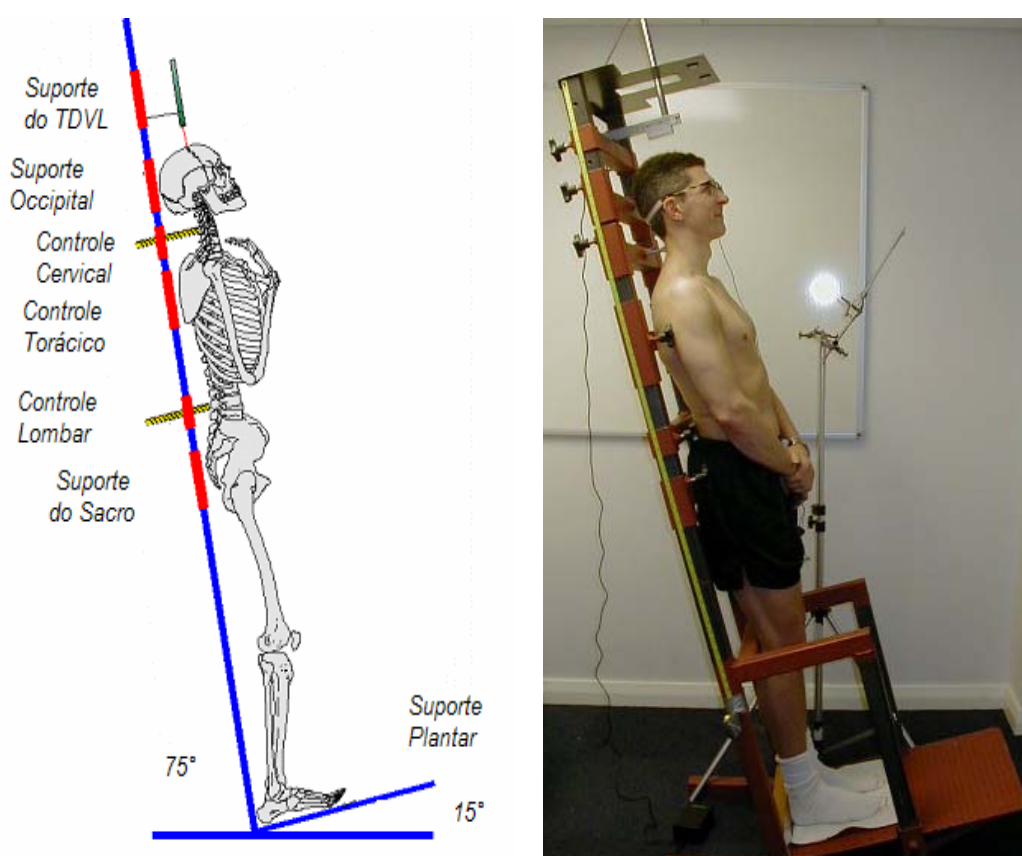
mediana. Estes cinco pontos de controle postural apóiam os sujeitos numa postura constante durante as medições. A posição dos pés é controlada através do desenho do contorno dos pés, que são colocados em um ângulo aproximado de 20° em relação ao plano sagital, com os calcanhares apoiados em um suporte posterior. Juntos estes controles posturais ajustáveis delimitam o perfil das curvas da coluna vertebral no plano sagital, enquanto mantêm e reposicionam os contornos das costas numa postura constante relativa através de repetidas medições.

Uma sexta barra horizontal posicionada com o propósito de segurar um aparelho digital para medidas de variação linear de alta resolução (TDVL). O aparelho é colocado acima do sujeito no ápice de sua cabeça, aproximadamente cinco centímetros da sua cabeça em uma estrutura ajustável a cada sujeito para a mensuração da postura. O TDVL (Solartron DC 50, modelo RS 646-511) é montado numa estrutura rígida, mas ajustável, posicionado no topo do estadiômetro no meio da sexta barra horizontal e é posicionado de modo que coincida com a linha longitudinal do eixo da coluna espinhal. (RODACKI et al., 2001).

Para controlar os movimentos da cabeça, utilizou-se de um dispositivo composto por uma armação de óculo (sem lentes) que possui dois emissores de raios laser (classe 2, comprimento de onda 630-680 nm e saída máxima < 1 m W) acoplados em suas laterais. O peso deste equipamento é desprezível. O controle horizontal e vertical da posição da cabeça foi efetuado pelo alinhamento da luz emitida por dois emissores laser sobre duas pequenas marcas de referência (2,0 mm) ajustáveis, posicionadas na superfície de projeção do estadiômetro, colocada aproximadamente 500 a 700 mm da cabeça dos sujeitos. O posicionamento e o reposicionamento da cabeça na mesma posição foram garantidos ao reposicionar os feixes de luz com as marcas de referência. O controle de cabeça foi efetuado

através de um espelho (200 X 150 mm) colocado a frente do sujeito. O óculo foi fixado à 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 do transdutor digital de variação linear foi posicionada por gravidade sobre o centro da superfície da cabeça. Este equipamento possui uma acuracidade linear de 0,05 mm. O ponto de contato da haste do transdutor foi demarcado sobre a superfície da cabeça para garantir maior precisão de medidas. A Figura 8 ilustra o controle postural durante as medidas de variação de estatura.

FIGURA 8: ESQUEMA REPRESENTATIVO DOS CONTROLES POSTURAIS (ESQUERDA) E UM SUJEITO SENDO MEDIDO NO ESTADIÔMETRO (DIREITA).



NOTA: Diagrama esquemático do estadiômetro. Adaptado de RODACKI et al., 2003.

4.4 Análise estatística

Em cada uma das sessões experimentais, os sujeitos foram medidos antes e após a aplicação da tração. A fim de comparar os resultados entre as variações de estatura, as medidas de variação de estatura foram normalizadas em relação à estatura dos sujeitos, tomadas no início do experimento. Desta forma, as variações da estatura foram expressas em relação à estatura dos sujeitos.

O teste de Kolmogorov-Smirnov foi utilizado e confirmou a normalidade dos dados. A análise dos efeitos das diferentes cargas e do tempo de tração sobre as variações na estatura que foram executadas através de uma ANCOVA two-way para medidas repetidas em um dos fatores [3 cargas (0%, 30% e 60%) x 6 períodos de tração (T_7 , T_{14} , T_{21} , T_{28} , T_{35} , T_{42})], levando a condição inicial como variável covariada. A condição inicial foi determinada após a realização da atividade física e o período de tração. A duração do efeito da tração sobre a coluna vertebral foi analisada através de uma ANCOVA para medidas repetidas em um dos fatores [3 cargas (0%, 30% e 60%) x 9 períodos de recuperação (R_5 , R_{10} , R_{15} , R_{20} , R_{25} , R_{30} , R_{35} , R_{40} , e R_{45})], levando-se o ganho de estatura ao final do período de tração como co-variada. O teste de Keuls-Neuman foi aplicado para determinar onde as diferenças ocorreram. Os testes estatísticos tiveram nível de significância de $p < 0.05$.

Para verificar a existência de diferentes taxas de variação de estatura durante as séries de tração e recuperação, os perfis de variação da estatura foram normalizados. A normalização dos dados foi efetuada através de uma equação exponencial e teve como objetivo reduzir pequenos erros de medida que tenham ocorrido durante a determinação da variação da estatura. Considera-se que tal procedimento não possui um efeito pronunciado sobre os dados visto que os

coeficientes de determinação (R^2) das equações obtidas tem sido descritos como elevados (DEZAN et al., 2003). Os perfis de variação da estatura normalizados foram submetidos a uma análise de regressão não-linear do tipo Piecewise-Breakpoint. Esta análise de regressão baseia-se no método dos mínimos quadrados para estimar um ponto de deflexão (*breakpoint*), no qual as curvas exponenciais são divididas em dois segmentos de reta. O primeiro segmento de reta (anterior ao *breakpoint*) tem sido associado à perda rápida de altura do disco intervertebral (componente rápido; deformação elástica) enquanto que o segundo segmento de reta (posterior ao *breakpoint*) tem sido associado a um componente lento de deformação do disco intervertebral (componente lento; deformação viscosa) (WATKINS, 1999; DEZAN et al, 2003). Os coeficientes de inclinação das retas derivadas da curva exponencial de ganho e perda de estatura foram calculados e comparados através de uma análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas. Para determinar aonde ocorreram as diferenças entre os coeficientes de inclinação das retas foi utilizado o teste de Keuls-Neuman. As equações de regressão linear usadas para determinar perda e ganho de estatura em função da carga e do tempo foram preditas a partir dos perfis de variação de estatura normalizados. As variáveis foram testadas com um nível de significância de $p < 0,05$. Foi utilizado o pacote estatístico Statistica.

5 RESULTADOS

5.1 Medidas de Variação da Estatura

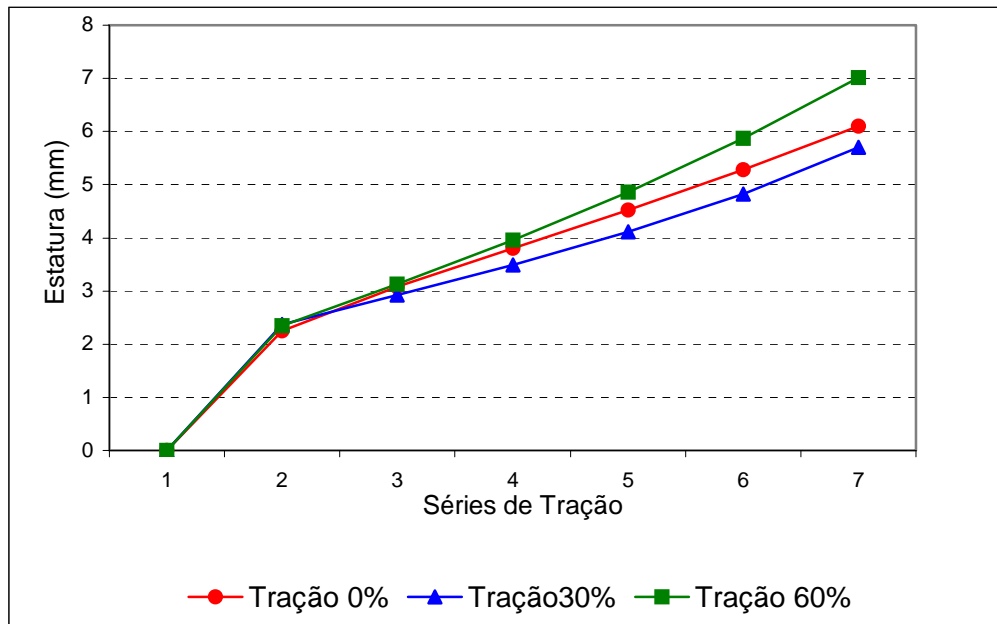
O desvio-padrão médio das medidas de variação de estatura obtidas durante a sessão de familiarização foi de $0,43 \pm 0,06$ mm, ao final da décima série de medidas. A magnitude deste desvio revela que os sujeitos responderam bem ao treinamento e foram considerados como treinados para serem medidos no equipamento (RODACKI, et al., 2001; RODACKI; RODACKI e FOWLER, 2003).

5.2 Ganhos de estatura

Os ganhos de estatura foram obtidos através de cargas de tração mecânica de 0, 30 e 60% do peso corporal. Nenhum sujeito reportou desconforto ou dor durante o experimento.

Os aumentos de estatura no final das séries de tração (0, 30, e 60% do peso corporal) foram de $6,09 \pm 1,89$, $5,70 \pm 1,88$ e $7,01 \pm 1,98$ mm, respectivamente. O aumento de estatura observado na tração com carga de 60% do peso corporal foi maior quando comparada às outras cargas de tração ($p < 0,05$). Não houveram diferenças significativas nos ganhos de estatura entre as condições de tração de 0% e 30% do peso corporal ($p > 0,05$). As variações da estatura em função das cargas de tração (0%, 30% e 60%) podem ser observadas na Figura 9.

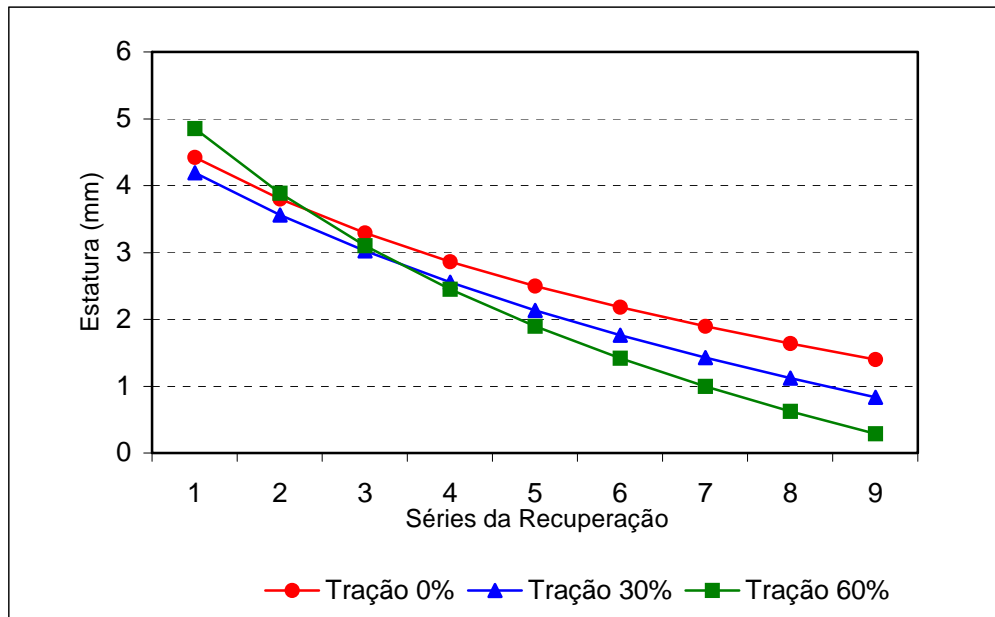
FIGURA 9 - GANHOS MÉDIOS NAS CONDIÇÕES DE 0%, 30% E 60% DO PESO CORPORAL



5.3 Perda de estatura

As diminuições de estatura ocorridas durante o período de recuperação nas condições experimentais de 0%, 30%, 60% foram de $3,01 \pm 1,09$, $3,35 \pm 1,35$ e $4,56 \pm 1,51$ mm, respectivamente. A diminuição de estatura observada após a aplicação da tração na condição de 60% do peso corporal ao final do período de recuperação, foi maior quando comparada às outras condições ($p < 0,05$). Não foram detectadas diferenças ($p > 0,05$) após o período de recuperação entre as condições de tração de 0% e 30% do peso corporal. As perdas da estatura ao final do período de recuperação encontram-se descritas na Figura 10.

FIGURA 10 - PERDAS MÉDIAS NAS CONDIÇÕES DE 0%, 30% E 60% DO PESO CORPORAL



A recuperação da estatura foi incompleta em relação a estatura inicial do experimento em todas as condições experimentais. Em média, os sujeitos perderam 49,0, 58,7 e 65% dos ganhos de estatura decorrentes dos procedimentos de tração.

5.4 Taxas de variação da estatura

5.4.1 Taxas de ganho de estatura

Os perfis de variação da estatura revelaram que os ganhos de estatura foram lineares em todas as condições de tração ($p > 0,05$), exceto na condição de tração de 60%, que apresentou uma variação mais acentuada a partir do 21º minuto ($p > 0,05$). Os coeficientes da variação da estatura das condições de 0%, 30% e 60% não diferiram ao longo da aplicação das cargas até o 21º minuto ($p > 0,05$). A

equação que descreve os ganhos na estatura em todas as condições experimentais até o 21º minuto está descrita na equação (1)

$$\text{Ganho}_{21^{\circ} \text{ min}} (\text{mm}) = 1,211329 + 0,137690 * \text{tempo} \quad (\text{Equação 1})$$

Os maiores valores dos coeficientes das taxas de variação de estura na condição de 60% após o 21º minuto, indicam que os ganhos obtidos nesta condição foram mais acentuados do que aqueles apresentados nas outras condições experimentais ($p > 0,05$). A equação linear que descreve a perda de estatura após o 21º minuto nas condições experimentais de 0%, 30% e 60%, encontram-se descritas nas equações (2, 3, 4), respectivamente

$$\text{Ganho}_{0\% \ 21^{\circ} \text{ min}} (\text{mm}) = 1,370667 + 0,112232 * \text{tempo} \quad (\text{Equação 2})$$

$$\text{Ganho}_{30\% \ 21^{\circ} \text{ min}} (\text{mm}) = 0,919612 + 0,113268 * \text{tempo} \quad (\text{Equação 3})$$

$$\text{Ganho}_{60\% \ 28^{\circ} \text{ min}} (\text{mm}) = 0,532245 + 0,153833 * \text{tempo} \quad (\text{Equação 4})$$

A análise de variância demonstrou que os coeficientes de inclinação anteriores ao *breakpoint* (TX_{TR1}) no período de tração são iguais ($b = 0,137690$) entre todas as condições e os coeficientes de inclinação posteriores ao *breakpoint* (TX_{TR2}) são diferentes. A maior taxa foi na condição de 60% do peso corporal e taxas iguais nas condições de 0 e 30% do peso corporal ($p < 0,05$).

5.4.2 Taxa de perda de estatura

Os perfis da perda de estatura revelaram os decréscimos ocorrerem através de um modelo exponencial negativo em todas as condições experimentais. As taxas de perda de estatura foram analisadas de forma fracionada, ou seja, através de dois componentes lineares que determinam um componente anterior ($TX_{REC\ 1}$) e um posterior ($TX_{REC\ 2}$) a um *breakpoint*.

Ao comparar os coeficientes de inclinação no período de recuperação entre as condições, observou-se uma maior perda de estatura na condição de 60% do peso corporal. Tais diferenças indicam que a perda de aproximadamente 50% mais acentuada na condição de 60% do que nas demais condições ($p < 0,05$). Não foram encontradas diferenças nos coeficientes de perda de estatura na primeira parte da recuperação entre as condições de 0% e 30% ($p < 0,05$). As equações lineares que descrevem a perda de estatura nas condições de 0%, 30% e 60%, anteriores ao *breakpoint* estão descritas nas equações (5, 6 e 7) respectivamente.

$$\text{Perda}_{TX_{TREC1\ 0\%}} = 4,883987 - 0,103378*t \quad (\text{Equação 5})$$

$$\text{Perda}_{TX_{TREC1\ 30\%}} = - 4,692685 - 0,108849*t \quad (\text{Equação 6})$$

$$\text{Perda}_{TX_{TREC1\ 60\%}} = - 5,567061 - 0,159735*t \quad (\text{Equação 7})$$

Não foram encontradas diferenças significativas nos coeficientes de perda de estatura posteriores ao *breakpoint* ($TX_{REC\ 1}$) e um posterior ($TX_{REC\ 2}$) a um *breakpoint*.

As equações lineares que descrevem a perda de estatura após o breakpoint nas as condições experimentais de 0, 30 e 60%, encontram-se descritas nas equações (8, 9 e 10), respectivamente.

$$\text{Perda}_{\text{TXTREC2 } 0\%} = 3,837596 - 0,054703*t \quad (\text{Equação 8})$$

$$\text{Perda}_{\text{TXTREC2 } 30\%} = - 3,737804 - 0,06238*t \quad (\text{Equação 9})$$

$$\text{Perda}_{\text{TXTREC2 } 60\%} = - 3,854694 - 0,080355*t \quad (\text{Equação 10})$$

6 DISCUSSÃO

O pequeno desvio padrão observado durante a sessão de familiarização confirma a indicação de vários estudos (BRIDGER; OSSEY e FOURIE, 1990; DEZAN et al., 2003; RODACKI et al., 2001; RODACKI; RODACKI e FOWLER, 2003) que reportam que as medidas precisas de variação de estatura podem ser obtidas após um curto período de treinamento. A literatura descreve valores de 0.5 mm como sendo adequados para a medição de variação de estatura (ALTHOFF et al., 1992). Desta forma, o erro de medição encontrado no presente estudo pode ser considerado como adequado. Os erros nas medidas associados aos procedimentos de medida no período de familiarização podem ter sido ainda menores, visto que é difícil diferenciar erros referentes aos procedimentos metodológicos da variação (real) de estatura, que podem ter ocorrido em função da constante da ação da gravidade sobre os tecidos, apesar do curto período da sessão de familiarização (10 a 15 minutos).

6.1 Ganho e taxa de ganho de estatura

Os procedimentos de tração têm sido aplicados com o objetivo de aumentar a altura do disco e o espaço intervertebral. O aumento na altura do disco durante o processo de tração se processa pelo aumento da pressão hidrostática negativa, que se torna cada vez mais negativa (RAMOS e MARTIN, 1994). O aumento na pressão hidrostática negativa faz com que o fluido seja absorvido pelo disco intervertebral causando ganhos em sua altura e volume (LE BLANC, 1983), além de favorecer o

alongamento dos ligamentos longitudinal anterior e posterior da coluna vertebral (ONEL et al., 1989).

O ganho de estatura nas condições de tração 0% e 30% do peso corporal apresentou um perfil linear durante todo o período de aplicação das cargas. A condição de 60% do peso corporal também apresentou um perfil linear até o 21º minuto de tração, porém tal perfil não foi mantido durante o final do período de tração (após o 21º minuto). A mudança no comportamento da estatura após o 21º minuto indica que a coluna vertebral não segue um modelo linear durante todo o período de tração. Desta forma, a hipótese que afirma que os ganhos de estatura seguem um modelo exponencial em todas as condições experimentais (H_1) foi rejeitada. A manutenção deste perfil linear ao final do protocolo de tração (42 minutos) nas condições de 0% e 30% do peso corporal indica que a estatura dos sujeitos poderia ser aumentada ainda mais em todas as condições experimentais. Os efeitos do uso da tração por períodos prolongados não são bem conhecidos. Estudos envolvendo astronautas (LE BLANC et al., 1993), onde as cargas aplicadas sobre a coluna vertebral foram reduzidas durante uma semana em simulações de vôos espaciais, têm reportado ganhos de estatura de até 70 mm. Sintomas adversos (desconforto e dor) às mudanças adaptativas dos discos intervertebrais e vértebras que ocorrem em função da ausência do estresse gravitacional foram observados. Tais achados sugerem cautela na condição de estresse de tração por períodos muito longos e/ou repetidos freqüentemente.

Os ganhos de estatura do presente estudo são comparáveis aos reportados por Boocock et al (1990) – 5,18 mm, por Leatt; Reilly e Troup (1986) – 4.18 mm e por Reilly et al. (1991) – 3,5 mm, que submetem os sujeitos a atividades com diferentes cargas de inversão gravitacional. Todavia, os resultados do presente

estudo foram bastante menores do que aqueles reportados por Bridger; Ossey e Fourie (1989) – 8,94 mm, que utilizaram procedimentos similares para comparar o ganho de estatura após a aplicação de cargas de tração. As diferenças entre o presente estudo e os experimentos realizado por Bridger; Ossey e Fourie (1989) podem ser explicadas por diversos fatores, um deles seria o estresse provocado pelos movimentos de saída e recolocação dos sujeitos na mesa de tração e manutenção da posição em pé, necessária para as várias tomadas de variação da estatura (seis medidas), que podem ter causado uma maior perda de estatura nos sujeitos, do que aquela detectada por Bridger; Ossey e Fourie (1989), que mediram os sujeitos apenas três vezes durante o protocolo de tração. Além disso, diferenças nos protocolos de medição e erros de posicionamento da cabeça associados ao tipo do equipamento (Rodacki et al., 2001), podem ter influenciado a quantificação dos ganhos de estatura.

No presente estudo, a aplicação de tração vertebral, independente da magnitude das cargas utilizadas, causou um aumento de estatura em todos os sujeitos. A similaridade encontrada nos ganhos de estatura nas condições de 0% e 30% pode ter sido ocasionada por mecanismos reflexos de proteção. A contração muscular pode ter aumentado o estresse compressivo sobre os discos intervertebrais e impedido que as forças de tração pudessem ter um efeito mais pronunciado sobre a coluna vertebral (EKLUND e CORLETT, 1984). Provavelmente, a ausência de atividades reflexas de proteção na condição de 0% favoreceu a redução das forças compressivas que atuam sobre o disco intervertebral e facilitaram o ganho de estatura de maneira similar àquela observada nas cargas de tração de 30%. Os achados de Boocock et al. (1990) reportam uma relação inversa entre os ganhos de estatura e a massa corporal de sujeitos submetidos à inversão

gravitacional e reforçam os resultados do presente estudo. A menor capacidade de ganhar estatura detectada em sujeitos de maior massa corporal foi atribuída à inabilidade dos sujeitos em relaxar durante o procedimento de tração. O estudo de Reilly et al., (1991) também reportou resultados semelhantes, onde a inversão gravitacional (90° - inversão completa) causou ganhos de estatura menores do que os encontrados em inversão gravitacional menos intensa (50° - inversão parcial). Estudos eletromiográficos podem prover evidências para testar tais argumentos. Krause et al., (2000) confirma estes achados, afirmando que a tração efetuada com pequenas cargas (entre 0 e 30% do peso corporal) não são suficientes para ocasionar uma separação vertebral, uma vez que estas forças são dissipadas pelos tecidos periarticulares.

Na condição de 60%, a estatura média dos sujeitos aumentou significativamente em comparação as outras condições e revelou que a magnitude da carga de tração somente possui um efeito importante sobre a coluna a partir de um determinado limiar. Desta forma, a hipótese que os ganhos de estatura são proporcionais à magnitude das cargas de tração (H₂) foi rejeitada. Tais aumentos na estatura somente ocorreram a partir do 21º minuto de tração, quando as taxas de ganho foram bem mais pronunciadas. Esses achados sugerem que, além da magnitude das cargas, o tempo de aplicação também é um fator importante a ser considerado quando se pretende promover aumentos no comprimento vertebral. Portanto, aceita-se a hipótese (H₃) que o ganho da estatura é proporcional ao tempo da aplicação das cargas de tração. Pode-se especular que no início da tração de 60%, os sujeitos conseguiram resistir (reflexa ou voluntariamente) ao estímulo de separação vertebral. Não se sabe se a partir do 21º minuto os sujeitos conseguiram relaxar (efeito de familiarização) e permitiram que a tração pudesse atuar sobre a

coluna de forma mais eficaz. A proposição de que exista um efeito de familiarização não pode ser totalmente descartado, porém, se houvesse um efeito importante deste processo, tais ganhos também seriam evidenciados nas taxas de ganho da carga de 30%. Outros mecanismos podem estar presentes e explicar os ganhos de estatura após a metade do protocolo de tração. Uma explicação para este efeito pode ser proposta a partir de como os discos intervertebrais respondem ao estímulo de separação vertebral. Durante a primeira fase da tração, os aumentos do disco intervertebral podem ter ocorrido pela entrada gradual de fluído para o interior do disco. Ramos e Martin (1994) demonstraram que a pressão hidrostática negativa do disco intervertebral aumenta em função das cargas de tração e causam uma grande absorção de líquido pelo núcleo pulposo. Durante a aplicação destas cargas de tração os ganhos de estatura seriam causados pela absorção lenta de fluídos para o interior do disco, enquanto as paredes do ânulo fibroso são tensionadas na direção central do disco intervertebral. Desta forma, as primeiras deformações longitudinais da coluna poderiam estar muito mais associadas às variações de pressão do disco intervertebral do que à deformação dos componentes elásticos do disco, como o anel fibroso e ligamentos. Ao longo do protocolo de tração, a gradual absorção de fluído causa uma redução da pressão hidrostática negativa e os elementos elásticos do disco intervertebral começam a serem deformados mais intensamente. Tal mecanismo poderia explicar a maior taxa de ganho de estatura observado a partir do 21º minuto de tração na condição de 60% do peso corporal. A ausência de diferenças na taxa de ganho de estatura na condição de 30% do peso corporal pode ser explicada pela diferença na magnitude da força de tração. A força de tração na condição de 30% do peso corporal pode não ter sido suficiente para provocar uma

deformação nos elementos elásticos do disco intervertebral que produzissem um efeito detectável na estatura dos sujeitos.

O presente estudo demonstrou que as cargas de 60% são mais eficientes em comparação as cargas de 0% e 30% do peso corporal, que não demonstraram um efeito acentuado do procedimento de tração sobre a coluna vertebral. Assim, a hipótese que a taxa de ganho é proporcional à magnitude das cargas de tração não foi confirmada e levou a rejeição de H_4 . A rápida restauração das propriedades dos discos é relevante para o planejamento de atividades envolvendo sujeitos com problemas nas costas e que necessitam de uma rápida restauração do espaço intervertebral. Estudos constataram que carga de 60% do peso corporal é mais efetiva para sujeitos com lombalgias com sintomas radiculares (ONEL et al., 1985; MEZSAROS et al., 2000). Outros estudos que relacionem os efeitos do tracionamento sobre sujeitos portadores de dores nas costas são necessários para determinar se os ganhos de estatura preditos pelas equações propostas neste estudo são aplicáveis e quais ganhos de estatura podem reduzir o desconforto e as lombalgias.

6.2 Perda e taxa de perda de estatura

Poucos estudos relacionaram o comportamento mecânico da coluna vertebral após a o aumento de espaço intervertebral, induzido por tração mecânica. Os experimentos que têm analisado o efeito de cargas compressivas sobre a coluna vertebral têm demonstrado uma relação exponencial negativa entre as cargas aplicadas e a perda de estatura (ALTHOFF et al. 1992; EKLUND e CORLETT, 1994; TYRRELL; REILLY e TROUP, 1985).

A perda da estatura é uma consequência da diminuição dos espaços intervertebrais e tem sido utilizada como parâmetro de sobrecarga (VAN DIEËN et al. 1994, REILLY; TYRRELL e TROUP, 1984). Alguns estudos sugerem que, quanto maior o estresse compressivo sobre a coluna vertebral, maior será a redução da altura sobre os discos intervertebrais, conseqüentemente, maior será a perda de altura (ADAMS e HUTTON, 1983; DUNLOP; ADAMS e HUTTON, 1984). As perdas de altura observadas no presente estudo são difíceis de comparar com aquelas descritas em outros estudos, visto que o tempo de aplicação e a magnitude da carga são diferentes.

No presente estudo, a perda de estatura aconteceu em todas as condições. Esses resultados demonstraram que a perda da estatura após a aplicação dos procedimentos de tração é proporcional ao tempo de recuperação e levam à aceitação da hipótese H_5 . Porém as taxas posteriores ao *breakpoint* demonstraram que as taxas são iguais. A perda de estatura da condição de 60% do peso corporal (TX_{REC1}) foi maior, porém a estatura dos sujeitos nesta condição também era maior. Apesar de alguns estudos terem sido desenvolvidos com a intenção de analisar principalmente a magnitude das perdas na altura dos discos intervertebrais, poucos são aqueles que analisaram as taxas de perda *in vivo* após a tração. A análise das taxas de variação de altura dos discos intervertebrais *in vivo* em função da tração pode auxiliar na compreensão das alterações fisiológicas e mecânicas que ocorrem em função da tração vertebral. Portanto, rejeita-se a hipótese H_6 que propõe que a perda da estatura seria a mesma ao final do procedimento de tração, independente da magnitude da carga de tração.

Estudos têm relatado que os discos intervertebrais se deformam de forma exponencial, sendo que as maiores perdas de altura ocorrem no início da aplicação

da carga (DEZAN et al., 2003; KÖELLER; FUNKE; HARTMANN, 1986) e as menores perdas ocorrem no final do período da carga. A elevada taxa de perda que ocorre no início da aplicação de carga pode ser atribuída ao aumento da pressão hidrostática que ocorre no interior (núcleo pulposo). O aumento da 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 pulposo não pode ser expelido rapidamente e grande parte das forças compressivas é rapidamente transmitida e absorvida pelo anel fibroso. Desta forma, estas forças causam deformações radiais do anel fibroso e apenas uma fração de fluido do disco intervertebral é expelida. As características elásticas do anel fibroso garantem que forças abruptas seriam absorvidas de forma rápida, sem que haja perda acentuada de fluido. Todavia, quando as cargas compressivas são impostas por um prolongado período de tempo (ex: cargas de sustentação de 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 anel fibroso.

Os achados de Botsford; Esses e Oglive-Harris (1994) revelam pequena ou insignificante deformação elástica dos discos intervertebrais durante prolongados períodos de sustentação do peso corporal. Tais mecanismos explicam o componente de deformação rápida (predominantemente elástica) e lenta (predominantemente viscosa) dos discos intervertebrais (WATKINS, 1999) e garantem o comportamento viscoso da coluna vertebral a fim de que as cargas de diferentes naturezas (cargas constantes ou gravitacionais e cargas súbitas ou de impacto) sejam absorvidas pela coluna vertebral de maneira eficiente.

Rodacki; Rodacki e Fowler (2003) demonstraram que as dores nas costas estão associadas com a incapacidade dos sujeitos em recuperar estatura, e não com a

magnitude das perdas de estatura dos sujeitos. Desta forma, as perdas de estatura após a recuperação da tração revelam que os efeitos deste tipo de procedimento são bastante transientes. A taxa de reganho da estatura demonstrou que o efeito da tração permaneceu durante o período de recuperação. Uma projeção do modelo linear de perda de estatura indica que a estatura inicial dos sujeitos somente seria atingida após 70, 60 e 50 minutos para as condições de 0%, 30% e 60% do peso corporal, respectivamente. Portanto, os efeitos das cargas de tração demonstraram efeitos transientes, porém superiores aqueles observados durante os 45 minutos, durante os quais a perda de estatura foi monitorada. Portanto, rejeita-se a hipótese H_8 . Caso a tração for aplicada como um método para promover a separação dos corpos vertebrais, é recomendável que tais procedimentos sejam repetidos em intervalos de 60 minutos. A aplicação das equações de ganho e perda de estatura propostas no presente estudo requer cautela quando aplicadas a sujeitos com lombalgia, visto a maior ativação muscular da musculatura lombar reflexa presente nestes sujeitos (MESZAROS et al., 2000), que pode afetar o comportamento mecânico dos discos intervertebrais. Ainda se faz necessário observar outros fatores intervenientes, tais como idade, patologias e degeneração dos discos intervertebrais.

7 CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

O presente estudo analisou o comportamento da coluna vertebral sob tração em sujeitos saudáveis em função do tempo e magnitude da carga, utilizando medidas de variação da estatura como critério. A determinação destes efeitos podem auxiliar a elaboração de futuros protocolos de aplicação de tração em indivíduos com lombalgias, nos quais a tração mecânica da coluna tem sido freqüentemente aplicada.

O ganho de estatura obtido nas três condições de tração apresentou um perfil exponencial entre as condições durante o período de aplicação das cargas de tração. As condições de 0% e 30 % do peso corporal apresentaram curvas com perfis bastante similares, todavia, a condição de 60% do peso corporal indicou um aumento maior da estatura em comparação com as outras condições de tração. A similaridade encontrada nos ganhos de estatura nas condições de 0% e 30% pode ter sido ocasionada por mecanismos reflexos de proteção. A contração reflexa dos músculos que atuam ao redor da coluna vertebral pode ter ocorrido e reduzido o efeito que as forças de separação teriam sobre os discos intervertebrais na condição de tração de 30% do peso corporal.

Na condição de tração de 60% do peso corporal, a estatura média dos sujeitos aumentou significativamente em comparação as outras condições e revelou que a magnitude da carga de tração somente possui um efeito importante sobre a coluna vertebral. Todavia, tal efeito somente foi observado a partir do 21º minuto de tração, quando as taxas de ganho foram bem mais pronunciadas em comparação com as demais condições. Pode-se especular que tais ganhos de estatura seriam causados pela absorção de fluídos para o interior do disco. No início da aplicação

das cargas de tração o retorno de fluídos (influxo) é lento e não permite que os discos sejam distendidos de maneira imediata. Desta forma, as tensões iniciais podem ter sido aplicadas sobre as paredes do ânulo fibroso que seriam tensionadas para o centro do disco intervertebral, assumido uma orientação longitudinal em relação à coluna vertebral. A mudança na posição das paredes do ânulo fibroso causadas pelas cargas de tração pode ter propiciado uma maior resistência das fibras de colágeno às forças de separação. Assim, as primeiras deformações longitudinais da coluna poderiam estar muito mais associadas às variações de pressão do disco intervertebral do que a uma deformação importante dos componentes elásticos do ânulo fibroso do disco.

Independente da magnitude das cargas de aplicadas, a tração demonstrou ser um método eficiente para promover um aumento do espaço intervertebral, o qual foi evidenciado por ganhos na estatura.

Ao comparar a magnitude da deformação dos discos intervertebrais ao longo das séries de recuperação, verificou-se uma queda na estatura dos sujeitos em todas as condições experimentais. Apesar da perda de estatura ter ocorrido em todas as condições, a condição de 60% do peso corporal apresentou uma maior taxa de perda de estatura. Observou-se, porém que os maiores ganhos de estatura durante a tração foram obtidos nesta condição. Desta forma, a maior perda de estatura nos primeiros instantes após a tração pode ser explicada pelos maiores ganhos de estatura obtidos em decorrência da tração. Tais achados permitem sugerir o estudo de protocolos de tração, onde as séries iniciais sejam aplicadas com maiores cargas de tração e as séries com cargas mais baixas, ou até mesmo sem a aplicação de cargas.

Quando as taxas de coeficiente das três cargas de tração foram comparadas na segunda fase do período de recuperação, aproximadamente após 20 minutos, verificou-se que tais taxas de perda de estatura foram bastante similares.

A aplicação das equações de ganho e perda de estatura propostas no presente estudo requer cautela quando aplicadas a sujeitos com lombalgia. O controle de fatores intervenientes, tais como idade, patologias e degeneração dos discos intervertebrais podem afetar o ganho e a perda da estatura durante e após a tração e devem ser considerados quando da aplicação das equações preditivas de variação da estatura. A validação destas equações se faz necessária antes que os profissionais da área saúde as apliquem de maneira generalizada.

Estudos futuros devem buscar analisar o comportamento da coluna vertebral sob tração em indivíduos com lombalgias com patologias para as quais os procedimentos de tração sejam indicados. A análise da resposta muscular também constitui uma possibilidade atrativa para confirmar as especulações de que a ação muscular pode influenciar diretamente os procedimentos de tração.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modelling. **Clinical Biomechanics**, v. 16, s. 1, p. S8-S16, 2001.

ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Time-dependent changes in the lumbar spine's resistance to bending. **Clinical Biomechanics**, v. 11, p.194-200, 1996.

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

ADAMS, M. A.; MC NALLY D. S.; CHINN H.; DOLAN P. Posture and the Compressive Strength of the Lumbar Spine. **Clinical Biomechanics**. V. 9, p. 5-14. 1994.

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, p. 266-270, 1990.

ADAMS, M. A.; DOLAN, P; HUTTON, W. C. Diurnal variations in the stress on the lumbar spine. **Spine**. V. 12, p. 130-137, 1987.

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

ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. Effect of posture on Fluid content Of Lumbar Intervertebral Disc. **Spine**. v. 8, p. 665-671, 1983.

ALTHOFF, I.; BRINNCKMANN, P.; FORBIN, W. DANDOVER, J.; BURTON, K. An Improved Method of Stature Measurement for quantitative Determination of Spinal Loading: Application to sitting Posture and Whole Body Vibration. **Spine**. v. 17, n. 6, p. 53-60, 1992.

BOOCOCK, M. G.; GARBUTT, G.; LINGE, K.; REILLY, T.; TROUP, J. D. G. Changes in stature following drop jumping and post-exercise gravity inversion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 22, p. 385-390, 1990.

BORENSTEIN, D. G.; WIESEL, S. W.; BODEN, S. D. **Low Back Pain: Medical Diagnosis and Comprehensive Management** 2ª ed. Philadelphia: Editor W. B. Saunders, p. 374 – 383, 1995.

BOTSFORD, D.; ESSES, S. I.; OGLIVIE-HARRIS, D. J. In vivo diurnal variation in vertebral volume and morphology. **Spine**, v. 19, p. 935-940, 1994.

BRICKMANN, P.; GROOTENBERG H. Change os disc height, radial disc bulge and intradiscal pressure from disectomy: an in vitro investigation in human lumbar disc. **Spine**, v. 16, p. 641-646, 1991.

BRICKMANN, P.; FROBIN, W.; HIERHOLZER, E.; HORST, M. Deformation of the vertebral end plate under axial loading of the spine. **Spine**, v. 8, p. 851-859, 1983.

BRIDGER, R.S.; OSSEY, S. FOURIE, G. Effect of lumbar traction on stature. **Spine**, v.15, n.6, p.522-524, 1990.

COLACHIS, S. C.; STROHM, B. R. Effects in intermittent traction on separation of lumbar vertebrae, archives of physical medicine and rehabilitation, maio, p. 521-258, 1969.

DÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar** 2ª ed. São Paulo: Editora Atheneu, p. 374 – 383, 1998.

DEZAN, V. 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. **Brazilian Journal of Biomechanics** v. 4, n. 7, p. 41-49, 2003.

DUNLOP, P. B. ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. Disc Space narrowing and the Lumbar Facet Joints. **The Journal of Bone And Joint Surgery**. v. 66, n. 5, p. 706-710, 1984.

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

FOREMAN, T. LINGE, K. The Importance of heel Compression in the Measurement of Diurnal Stature Variation. **Applied Ergonomics**. v. 4, n. 299-300, 1989.

GUPTA R. C. RAMARO S. V. Epidurography in reduction of lumbar disc prolapse by Traction. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** v. 59, p. 322-327, 1978.

JUDOVICH, B.; NOBEL, G. R. Traction therapy, a study of resistance forces. **American Journal of Surgery**, v. 93, p. 108-114, 1957.

KAZARIAN, L. E. Creep characteristics of the human spinal column. **Orthopaedic Clinics of North America**, v. 6, p. 3-18, 1975.

KÖELLER, W.; FUNKE, F.; HARTMANN, F. Biomechanical behaviour of human intervertebral disc subject to long lasting axial loading. **Biorheology**, v. 21, p. 675-686, 1984.

KRAMER, J. Dynamic characteristics of the vertebral column, effects of prolonged loading. **Ergonomics**, v. 28, p. 95-97, 1985.

KRAUSE, M.; RESHAUGE, K. M. DESSEN, M. BOLAND, R. Lumbar spine traction: evaluation of effects and recommended application for treatment. **Manual Therapy**, v. 5(2), p. 72-81, 2000.

LATARGET, M; RUIZ LIARD, A. Coluna vertebral. In: _____. **Anatomia Humana**. 2. ed. São Paulo: Medicina Panamericana Editora Brasil Ltda, 1993. p. 29-49.

LE BLANC, A. D.; EVANS, H. J.; SCHNEIDER, V. S.; WENDT, R. E.; HEDRICK, T. D. Changes in intervertebral cross-sectional area with bed rest and space flight. **Spine**, v.19, n. 7, p.812-817, 1994.

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.

LEE R. Y. W. EVANS J. H. Loads in the Lumbar Spine During Traction Therapy. **Australian Journal of Physiotherapy**. v. 47, p. 102-108, 2001.

LEHMKUHL, L. D.; Weiss, E. L.; Smith, L. K. (1997) **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom** 5^a ed. São Paulo: Ed. Manole Ltda, p.418 – 440.

MAITLAND, G. D. (1986) **Manipulação Vertebral**: 5^a ed. São Paulo: Ed. Médica Panamericana, p. 336 – 337, 1986.

MARKOLF, K. L.; MORRIS, J. M. The structural components of the intervertebral disc. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 56, p. 675-687, 1974.

MC NALLY D. S.; ADAMS, M. A.; GOODSHIP A. E. Can intervertebral disc prolapse be predicted from disc mechanics. **Spine**, v. 18, s. 11, p. 524-531, 1993.

MESZAROS, T.F.; OLSON, R.; KULIG, K.; CREIGHTON, D.; CZARNECKI, E. Effect of 10%, 30%, and 60% body weight traction on the straight leg raise test of symptomatic patients with low back pain. **Journal of Orthopaedics in Sports Physical Therapy**, v.30, n.10, p.595-601. 2000.

MOORE, K. L. Coluna Vertebral. In: _____. **Anatomia Orientada para a Clínica**. 3. ed. Rio de Janeiro, 1994. p. 288-313.

MOSKOVITH, R. Biomechanics of the cervical spine. In: **Basis Biomechanics of the Musculoskeletal System**. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2001. p. 287-314.

NACHEMSON, A. L. Disc pressure measurements. **Spine**. v.6, p. 93-97, 1981.

NACHEMSON, A. L. Lumbar intradiscal pressure. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, s. 43, p. 1960.

NORDIN, M. WEINER, S. S. Biomechanics of the lumbar spine. In: **Basis Biomechanics of the Musculoskeletal System**. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2001. p. 257-281.

NOSSE, L. J. Inverted Spinal Traction. **Arch. Phys. Med. Rehabil**. v. 59, p. 367-370, 1978.

OUDENHOVEN, R. C. Gravitational Lumbar Traction. **Arch. Phys. Med. Rehabil**. v. 59, p. 510-212, 1978.

ONEL, D., TUZLACI, M., SARI, H., DEMIR K. Computed Tomographic Investigation of the Effect of Traction on Lumbar Disc Herniations. **Spine**. V. 14, n. 1 p. 82-90, 1989.

ÖZKAYA, N. LEGER, D. Introduction to Biomechanics: Basis terminology and Concepts. In: **Basis Biomechanics of the Musculoskeletal System**. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2001. 10-13.

PAL, B., MANGION, P., HOSSAIN, M. A., DIFFEY, B.L. A controlled trial of continuous lumbar traction in the treatment of back pain and sciatica. **British Journal of Rheumatology**. v.25, n. 2, p. 181-183,1986.

PRESHER, A. Anatomy and pathology of the aging the spine. **European Journal of Radiology**. V. 27 p. 181-195, 1998.

PUTZ, R., PABST, R., WEIGLEIN, A. H., TAYLOR, A. N. **Sobotta Atlas of Human Anatomy**, Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2001. 1 CD-ROM

RAMOS G.; MARTIN W. effects of vertebral axial decompression on intradiscal pressure. **Journal Neurosurgery**. V. 81, p. 350-353, 1994.

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. D. G. Circadian Variation in Human Stature. **Cronobiology International**. v. 1, p. 121-126. 1984.

RODACKI, C. L. N.; RODACKI, A. L. F.; FOWLER, N. E. Spinal shrinkage and recover in women with and without low back pain. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** (in press). 2003.

RODACKI, C. L. N. **The inter-relationships between low-back pain, spinal shrinkage and recovery in pregnant and non-pregnant women**. Alsager, United Kingdom, 2001. 128 f. Dissertação (mestrado em Ciências do Esporte e Exercício) - Department of Exercise and Sport Sciences, The Manchester Metropolitan University.

RODACKI, C. L. N.; RODACKI, A. L. F.; FOWLER, N. E.; BIRCH, K. Measurement variability in determining stature in sitting and standing postures. **Ergonomics**, v. 44, n. 12, p. 1076-1085, 2001.

RODRIGUES, E. M. (1998) **Manual de recursos terapêuticos** Rio de Janeiro: Livraria e Editora Revinter.

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

SAUNDERS, H. D. Use of spinal traction in the treatment of neck and back conditions. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. n. 179, p. 31-38, 1982.

SIMON, B. R.; WU, J. S.; CARLTON, M. W. Proelastic dynamic structural model of Rhesus spinal motion segments. **Spine**, v. 10, p. 495-507, 1985.

TWOMEY, L.T. Sustained lumbar traction: an experimental study of long spine segments. **Spine**, v.10, p.146-149, 1985.

TYRRELL, A. R.; REILLY, T; TROUP, J. D. G. Circadian variation in stature and the effect of spinal loading. **Spine**, v. 10, p.161-164, 1985.

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

VAN DIËËN, J. H.; TOUSSAINT, H. M.; STAM, C.; HOL, J. Viscoelasticity of the individual spine. **Clinical Biomechanics**, v. 9, p.61-63, 1994.

WATKINS, J. Joints of the Axial Skeleton. WATKINS, J. In: **Structure and function of the musculoskeletal system**. Champaign: Human mechanics, 1999. p.140-161; 289-291.

APÊNDICE 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO

Pesquisadores responsáveis: Prof Dr André Luiz Felix Rodacki e Cristine Maria Weidle

Este é um convite especial para você participar voluntariamente do estudo “A TRAÇÃO MECÂNICA SOBRE A COLUNA VERTEBRAL”. Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar 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

A tração sobre a coluna vertebral é um procedimento comum no tratamento de uma série de problemas relacionados nas costas e está baseado na hipótese de que uma força externa (de tração) pode causar um aumento temporário no espaço intervertebral (o espaço existente entre dois discos intervertebrais). O aumento do espaço intervertebral tem sido apontado como um dos fatores de diminuição das dores nas costas devido ao alívio que este procedimento pode causar em certas estruturas (ex.: raízes nervosas). Todavia, a carga e o tempo de aplicação da tração precisam ser prescritos com base em estudos que quantifiquem objetivamente tal fenômeno.

PROCEDIMENTOS

Ao participar deste experimento, você se compromete a comparecer em duas ou três sessões experimentais, nas quais a sua estatura será medida em um equipamento especial (chamado estadiômetro). O estadiômetro é um equipamento que pode detectar pequenas variações da estatura, a fim de analisar como os seus discos intervertebrais se comportam em função das cargas impostas durante a atividade física. Para que as medidas sejam tomadas com precisão, você deverá comparecer a uma ou duas sessões de familiarização com o equipamento e com os procedimentos utilizados. Estas sessões prévias duram aproximadamente 45-60 minutos. Todas as medidas tomadas no estadiômetro são externas (sobre a pele) e não causam dor. Após o período de familiarização, você deverá comparecer ao nosso laboratório para três visitas. Nestas visita, você será submetido a um procedimento de tração, o qual será aplicado em um equipamento específico para este propósito, chamado mesa de tração. Cargas de 30 e 60% do seu peso corporal serão aplicados em cada uma das sessões por um período de 7 minutos, durante 42 minutos (6 séries de aplicação). Entre cada período de aplicação da carga você será medido no estadiômetro. Ao final da aplicação das cargas de tração, você será solicitado a caminhar pelo laboratório por um período de 45 minutos, durante os quais, serão tomadas as medidas no estadiômetro em intervalos de 5 minutos.

Estudos com tração já foram efetuados com cargas similares (30 e 60% do peso corporal) com sujeitos portadores de lombalgias e não foi verificada nenhuma dor após o uso da tração. Cada sessão experimental dura aproximadamente 90 minutos e não é esperado o aparecimento de desconforto

ou dor, todavia, você deverá solicitar ao pesquisador que o experimento seja interrompido caso sinta qualquer sintoma de desconforto ou dor.

BENEFÍCIOS

Este projeto visa melhorar a compreensão das propriedades mecânicas da coluna vertebral em diferentes faixas etárias em função de diferentes cargas e tempos de tração. Desta forma, sua contribuição pode nos auxiliar a compreender o comportamento mecânico da coluna vertebral em função da cargas e de seu tempo de aplicação para que os objetivos deste tipo de tratamento sejam alcançados.

DESPESAS/ RESSARCIMENTO DE DESPESAS DO VOLUNTÁRIO

Todos os sujeitos envolvidos nesta pesquisa são isentos de custos.

PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA

A sua participação neste estudo é *voluntária* e você terá plena e total liberdade para desistir do estudo a qualquer momento, sem que isso acarrete qualquer prejuízo para você.

GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE

As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida. O pesquisador garante que seu nome não será divulgado sob hipótese alguma.

ESCLARECIMENTO DE DÚVIDAS

Você pode e deve fazer todas as perguntas que julgar necessárias antes de concordar em participar do estudo.

PREJUÍZOS / RISCOS

No decorrer do experimento, o voluntário não sentirá dor alguma somente a sensação de tracionamento que é tolerável e agradável. Se em algum momento a tração trazer o desconforto do voluntário, o experimento será cancelado sem nenhum dano a sua integridade física.

COMITÊ DE ÉTICA DO SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS

Fui informado que este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética do Setor de Ciências Biológicas e que no caso de qualquer problema ou reclamação em relação à conduta dos pesquisadores deste projeto, poderei procurar o referido Comitê, localizado na Direção do Setor de Ciências Biológicas, Centro Politécnico, Universidade Federal do Paraná.

Diante do exposto acima eu, _____ abaixo assinado, declaro que fui esclarecido sobre os objetivos, procedimentos e benefícios do presente estudo. Concedo meu acordo de participação de livre e espontânea vontade. Foi-me assegurado o direito de abandonar o estudo a qualquer momento, se eu assim o desejar. Declaro também não possuir nenhum grau de dependência profissional ou educacional com os pesquisadores envolvidos nesse projeto (ou seja os pesquisadores desse projeto não podem me prejudicar de modo algum no

trabalho ou nos estudos), não me sentindo pressionado de nenhum modo a participar dessa pesquisa.

Curitiba, ____ de _____ de 2002.

Sujeito

RG

Pesquisador

RG