UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DANÇA
BACHARELADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Aldo Antonio Seffrin Neto

ADAPTAÇÕES GEOMÉTRICAS DA COLUNA LOMBAR DURANTE O EXERCÍCIO LEVANTAMENTO TERRA EXECUTADO COM AS TÉCNICAS TRADICIONAL E SUMÔ

Goiânia
2016

Aldo Antonio Seffrin Neto

ADAPTAÇÕES GEOMÉTRICAS DA COLUNA LOMBAR DURANTE O EXERCÍCIO LEVANTAMENTO TERRA EXECUTADO COM AS TÉCNICAS TRADICIONAL E SUMÔ

Monografia submetida à Faculdade de Educação Física e Dança da Universidade Federal de Goiás como requisito para finalização do curso de Bacharelado em Educação Física.
Orientador: Prof. Dr. Mario Hebling Campos.

Goiânia

2016

Este trabalho é dedicado à minha família, meus professores e colegas de classe.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a todos que tem acompanhado e torcido para que minha caminhada acadêmica seja bem sucedida. Neste curto passo que se encerra, após 3 anos, pude realizar uma imersão nas questões se relacionam com a Educação Física e, sem dúvidas, foi um período muito enriquecedor.

Agradeço aos professores pela dedicação cotidiana, por todas as orientações, conselhos e instruções. Reconheço no esforço de vocês a intenção de fazer cumprir a missão desta Universidade 'gerar, sistematizar e socializar o conhecimento e o saber, formando profissionais e indivíduos capazes de promover a transformação e o desenvolvimento da sociedade'. Em especial, agradeço ao Prof. Mário Hebling Campos por promover no Laboratório de Avaliação do Movimento Humano um ambiente capaz de estimular a vocação científica, incentivar novos talentos e por aceitar contribuir de maneira tão significativa em minha formação. Vocês me ajudaram a moldar a minha personalidade e me incentivaram incessantemente no desafio de aprender.

Evidentemente, tenho de agradecer aos amigos e colegas de sala que estiveram e continuarão ao meu lado na Universidade e fora dela, foram anos de diversão e aprendizagem. Agradeço ao Filipe Albernaz por toda a orientação e inspiração que me ofereceu, ao Yullen Hevert pela ajuda e parceria neste e em tantos outros projetos. Sem vocês a caminhada seria mais longa e menos proveitosa, tive sorte de fazer parte da lendária BAC 06, tenho certeza que todos recordaremos saudosamente desta época maravilhosa. Muitos dos meus companheiros tornar-se-ão profissionais de referência, não apenas na Educação Física, mas em qualquer área que se aventurarem.

Mas, acima de tudo, reconheço que o que tornou possível este passo foi o apoio, orientação e segurança proporcionada por meus familiares. Durante tempos difíceis eles se fizeram presentes, me ampararam e estiveram sempre próximos, mesmo que, por vezes, separados por algumas centenas de quilômetros. Eu pude me assentar na força e encorajamento dos meus avós (Waldemira, Aldo e Tereza), meus pais (Aldo e Maria de Fátima) e irmãos (Mirian e Willian) tenho certeza que todos torceram, oraram e pediram por mim, este ambiente positivo foi essencial para o sucesso desta empreitada. Estar longe de minha família torna-se cada vez mais difícil ao longo dos anos e estou ansioso para passar um tempo com vocês e fazer as coisas simples, almoçar no domingo na casa da Vó Nina, bater papo com meus primos, tios e irmãos.

Minha companheira, Larissa, foi uma parceira indefectível nesta jornada. Reconheço todos os sacrifícios que fez, aceitar mudar-se para longe de sua família, mudar sua carreira profissional e em grande parte do tempo prover sozinha os recursos financeiros necessários para que eu pudesse me dedicar aos estudos. Passamos por inúmeros desafios e tribulações, mas você se manteve ao meu lado, guerreira, como aliada e como guia. Talvez você não saiba, mas tem sido a principal responsável por transformar aquele menino da vizinhança em um homem cheio de sonhos e realizações. Amo-te.

Finalmente, gostaria de agradecer aos meus irmãos de outras mães (Hugo, Lucas, Vitor, Pri, Alemão, Léo, Gú, Pedro, Prego, Piruquinha, Erick, Tay) e para todos amigos de Jacareí, principalmente da quebrada, saudoso Jardim do Portal. Salve! (SIL). Vocês foram fundamentais em proporcionar momentos de descontração e união que me deram força para atravessar imensas barreiras. Obrigado!

O degrau da escada não foi inventado para repousar, mas apenas para sustentar o pé o tempo necessário para que o homem coloque o outro pé um pouco mais alto.

(Aldous Huxley)

RESUMO

O levantamento terra é um exercício resistido que pode gerar grandes cargas na coluna lombar. Este trabalho teve o objetivo de analisar o comportamento da curvatura geométrica da coluna vertebral lombar durante o levantamento terra executado com as técnicas tradicional e sumô. Por meio de uma análise estereofotogramétrica foi computada a posição de marcadores retro-refletivos posicionados no dorso de 8 homens e 5 mulheres (28,7 ± 9,5 anos, 1,72 ± 0,11 m, 72,02 ± 11,78 Kg, [Média ± Desvio Padrão]). A postura vertebral foi mensurada durante um minuto de marcha em uma esteira a 5 km/h e durante duas séries de execuções do levantamento terra com 70% da carga de uma repetição máxima, sendo uma série com a técnica tradicional e outra com a sumô. As séries foram realizadas até a falha concêntrica, houve um sorteio para a ordem das técnicas e cinco minutos de intervalo entre elas. A posição espacial dos marcadores foi rastreada com o sistema *Dynamic Posture*. Para comparar as técnicas de exercício, foi computada a inclinação anterior do tronco, o ângulo lombar sagital e o método Brenzikofer foi empregado para computar a curvatura geométrica da coluna vertebral no plano sagital do tronco, em cada instante dos exercícios. A postura média apresentada na marcha (Curva Neutra) foi subtraída das posturas apresentadas no levantamento terra, de forma que valores positivos de ângulo e curvatura lombar significaram flexão da coluna lombar a partir da lordose Neutra. Foi realizado um teste t de Student pareado para avaliar se houve diferença entre os valores médios e calculada a medida da magnitude do efeito Cohen (d), quando apresentou diferença significativa. Os resultados mostraram que houve uma flexão anterior da região lombar inferior tanto para a técnica tradicional 6,47 ± 2,54 m^{-1}, quanto na técnica sumô 6,08 ± 2,21 m^{-1}. Houve uma redução de 12% na flexão lombar com a técnica sumô e essa redução foi considerada significativa ($p = 0,0437$), porém de pequeno efeito ($d = 0,2$). A inclinação máxima do tronco foi reduzida quando escolhida a técnica sumô 34,48° ± 10,35° para tradicional 20,25° ± 7,33°, essa redução foi considerada significativa ($p = 0,0001$) e de grande efeito ($d = 1,5$), e o pico de curvatura no plano frontal também foi reduzido ao escolher a técnica sumô 2,14 ± 1,11 m^{-1} em relação a tradicional 2,53 ± 1,28 m^{-1}, essa redução também foi considerada significativa ($p = 0,0368$), porém de pequeno efeito ($d = 0,3$). Os dados apresentados apontam que a coluna lombar é menos sobrecarregada com a técnica sumô, além disso, apresenta padrões distintos em diferentes níveis da coluna vertebral.

Palavras-chave

Coluna vertebral, Tronco, Biomecânica, Cinemática, Levantamento terra.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Técnicas de levantamento terra (a) Técnica Tradicional (b) Técnica Sumô - (CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991)..... 4
Figura 2 – Sequência do movimento no levantamento terra - (BROWN; ABANI, 1985) 4
Figura 3 – Visão geral da coluna vertebral - (NETTER, 2000) 5
Figura 4 – Características gerais das vértebras – (SOBOTTA, 2000) 6
Figura 5 – Curvaturas da coluna vertebral – Plano Sagital 7
Figura 6 – Curvaturas da coluna vertebral – Plano Frontal..... 7
Figura 7 – Marcadores retrorrefletivos..... 13
Figura 8 – Descrição das variáveis angulares (a) Ângulo Lombar Sagital; (b) Ângulo Lombar Frontal (c) Torção Lombar 16
Figura 9 – (a) Ajuste de curva sagital e (b) Curvatura geométrica sagital; (c) Ajuste de curva frontal e (d) Curvatura geométrica frontal 17
Figura 10 – Curva Neutra e posturas apresentadas no ciclo de movimento do levantamento terra tradicional (esquerda) e sumô (direita) 18
Figura 11 – Comportamento ao longo do ciclo de movimento da inclinação do tronco (gráfico inferior), do angulo lombar sagital (gráfico central) e da curvatura geométrica na região lombar inferior (gráfico superior)..... 19

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos participantes..... 12
Tabela 2 – Variáveis posturais – Plano Sagital..... 20
Tabela 3 – Variáveis posturais– Plano Frontal..... 21
Tabela 4 – Variáveis posturais – Plano Transverso..... 22
Tabela 5 – Número de repetições..... 22

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 1

2. REVISÃO DE LITERATURA 3

2.1. LEVANTAMENTO TERRA 3

2.2. ASPECTOS ANATÔMICOS E MODELOS BIOMECÂNICOS DE ANÁLISE DA POSTURA VERTEBRAL EM MOVIMENTO 5

2.3. RECOMENDAÇÕES PARA O TREINAMENTO DA REGIÃO LOMBAR 9

3. MATERIAIS E MÉTODOS 12

3.1. PARTICIPANTES DO ESTUDO 12

3.2. PROTOCOLO EXPERIMENTAL 12

3.3. MEDIÇÃO DA COLUNA VERTEBRAL E REDUÇÃO DE DADOS 14

3.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA 16

4. RESULTADOS 17

5. DISCUSSÃO 23

5.1. INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS 23

5.2. APLICAÇÕES PRÁTICAS 25

6. CONCLUSÕES 26

7. REFERÊNCIAS 27

1. INTRODUÇÃO

O levantamento terra é um importante exercício para desenvolvimento de força e promoção de hipertrofia muscular, amplamente adotado por atletas de alto rendimento durante o período de treinamento ou reabilitação (ESCAMILLA; FRANCISCO, 2000). Nos últimos anos, vem ganhando espaço na rotina semanal de treinamento de pessoas comuns, não atletas, que praticam o treinamento resistido para fins estéticos, lazer, melhora da qualidade de vida ou por recomendação médica. Além disso, vem sendo inclusive adotado em programas de reabilitação pós-operatória, tal como a reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho (ESCAMILLA; FRANCISCO, 2000).

O exercício de levantamento terra implica em elevar do solo uma carga, como por exemplo, uma barra com anilhas de halterofilismo, gerando sobrecargas na coluna vertebral (CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991). Durante tarefas de levantamento a musculatura posterior da coluna vertebral produz intensos torques extensores nas articulações lombares para se contrapor ao torque flexor gerado pelo peso da parte superior do corpo e do peso a ser elevado (LIEBENSON, 2003; SCHOENFELD, 2010). Quanto mais horizontal é a orientação o tronco, maior carga é experimentada pela região lombar inferior (HARTMANN; WIRTH; KLUSEMANN, 2013).

O risco de lesões na coluna está diretamente relacionado com as enormes forças envolvidas que dependem da técnica de levantamento (BURGESS-LIMERICK, 2003; LIEBENSON, 2003; SCHOENFELD, 2010; ZATSIORSKY; KRAEMER, 2008). Neste sentido, a literatura relata haver duas principais técnicas para execução deste exercício: o levantamento tradicional e o sumô (ESCAMILLA et al., 2002; MCGUIGAN; WILSON, 1996). No entanto, a eficácia e segurança de uma técnica em relação a outra permanece pouco compreendida.

Devido à natureza invasiva dos métodos existentes (NACHEMSON; MORRIS, 1964; SRBINOSKA et al., 2013) que poderiam ser utilizados para quantificação direta das cargas na coluna durante tarefas de levantamento de cargas, os pesquisadores têm investigado este problema por meio de cálculos indiretos a partir de dados cinemáticos obtidos com cinemetria (CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991; MCGUIGAN; WILSON, 1996). O alinhamento sagital da coluna vertebral pode ser bem estimado de forma não invasiva por meio de cinemetria (RANAVOLO et al., 2013). A curvatura da coluna vertebral é outra importante variável técnica que está relacionada com as cargas incidentes na coluna vertebral. Curvaturas moderadas minimizam sobrecargas na região lombar durante movimentos em que

a coluna vertebral é submetida à compressão (ADAMS et al., 1994; MCGILL, 2011; SRBINOSKA et al., 2013). A realização de exercícios com a coluna lombar em postura neutra, com manutenção da lordose lombar, favorece a ação da musculatura extensora lombar para redução das forças de cisalhamento nos discos intervertebrais (MCGILL; HUGHSON; PARKS, 2000).

A curvatura geométrica (BRENZIKOFER et al., 2000) lombar média apresentada na locomoção, denominada Curva Neutra em Campos et al. (2015), pode ser um bom critério para definir a curvatura moderada, ideal em situações de sobrecarga lombar como o levantamento terra. Estudo anterior (SCANNELL; MCGILL, 2003) mostrou que a Curva Neutra apresentada na marcha se encontra dentro da zona neutra (PANJABI, 2003).

A técnica sumô está associada a uma diminuição da força de cisalhamento na articulação intervertebral no nível de L4/L5 (CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991), a uma postura mais ereta no exercício, menor flexão do quadril e a uma elevação da barra mais próxima do corpo durante o movimento (MCGUIGAN; WILSON, 1996). Estes dados, são indicativos de que a técnica sumô gera menor carga na região lombar. No entanto, os autores do presente estudo não encontraram trabalhos sobre a curvatura vertebral no levantamento terra.

Considerando os motivos anunciados nesta introdução, este trabalho teve o objetivo de analisar o comportamento da curvatura geométrica da coluna vertebral lombar durante o levantamento terra executado com as técnicas tradicional e sumô. Este trabalho pautou-se na hipótese de que a técnica sumô de levantamento terra possibilita manter a postura vertebral mais próxima da postura neutra e é mais segura para a coluna lombar do que a técnica tradicional de levantamento terra.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. LEVANTAMENTO TERRA

O levantamento terra consiste em levantar do solo uma carga, corriqueiramente nas academia de ginástica uma barra com anilhas, o que notavelmente pode gerar sobrecargas na coluna vertebral (CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991). Diversas técnicas são utilizadas para completar essa tarefa de levantamento e na literatura podemos observar a realização deste exercício a partir de duas técnicas de execução recorrentes conhecidas como tradicional e o sumô (MCGUIGAN; WILSON, 1996).

A técnica tradicional (Figura 1a) pode ser caracterizada pelos pés posicionados aproximadamente em baixo da barra, afastados tendo como referência a distância dos ombros, , dessa forma, a barra é elevada a partir de uma extensão dos joelhos, quadris e coluna vertebral, fazendo com que o conjunto de pesos se movimente para cima (Figura 2), descrevendo uma trajetória paralela e próxima à tíbia, até a posição ereta do tronco (DELAVIER, 2002; ESCAMILLA et al., 2001; ESCAMILLA; FRANCISCO, 2000; MCGUIGAN; WILSON, 1996)

A técnica sumô (Figura 1b) pode ser caracterizada por um maior afastamento lateral dos pés proporcionado por uma rotação lateral e abdução dos quadris, o que possibilita alcançar a barra no solo com uma menor inclinação anterior do tronco (CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991). Também a partir um movimento extensão dos joelhos, quadris e coluna vertebral, o conjunto de pesos é deslocado rente a tíbia até a posição ereta do tronco (ESCAMILLA et al., 2001; ESCAMILLA; FRANCISCO, 2000; MCGUIGAN; WILSON, 1996)

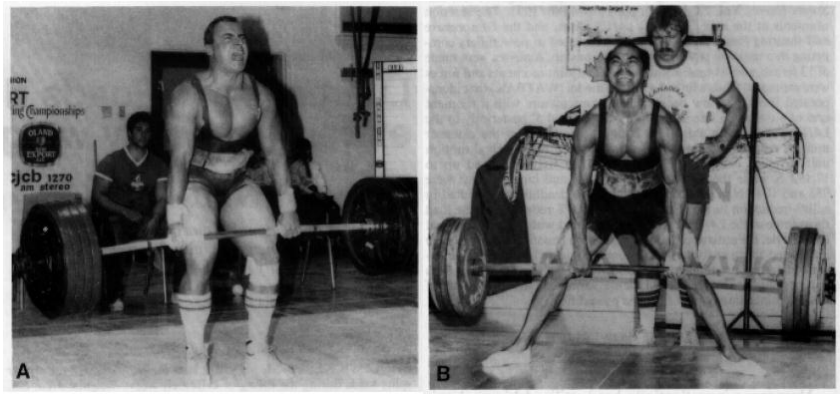

Figura 1 – Técnicas de levantamento terra (a) Técnica Tradicional (b) Técnica Sumô - (CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991).

Por fim, em ambas as técnicas, a pegada das mãos na barra pode acontecer na posição invertida (mista), supinada ou pronada. Além disso, é usual destacar três eventos ao longo do ciclo de movimento do levantamento terra: saída, subida e arremate (Figura 2), respectivamente caracterizados pelos instantes em que as anilhas deixam o solo, a barra se encontra na altura do epicôndilo lateral do fêmur e o instante que o joelho se estende (BROWN; ABANI, 1985; ESCAMILLA et al., 2001).

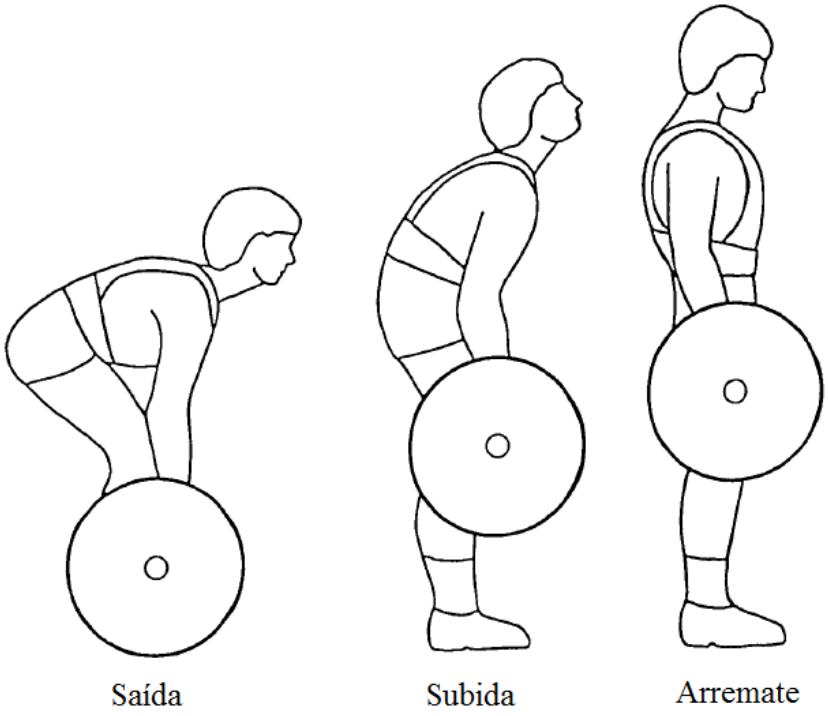

Figura 2 – Sequência do movimento no levantamento terra - (BROWN; ABANI, 1985).

2.2. ASPECTOS ANATÔMICOS E MODELOS BIOMECÂNICOS DE ANÁLISE DA POSTURA VERTEBRAL EM MOVIMENTO

A coluna vertebral é constituída por uma sobreposição de 33 vértebras (Figura 3), da base do crânio até a pelve, compondo o esqueleto axial, juntamente com os arcos costais, esterno e cabeça. É comum sua divisão em cinco regiões, cervical, torácica, lombar, sacro e cóccix que possuem mais frequentemente 7, 12, 5, 5 e 4 vértebras, respectivamente (HALL, 2009).

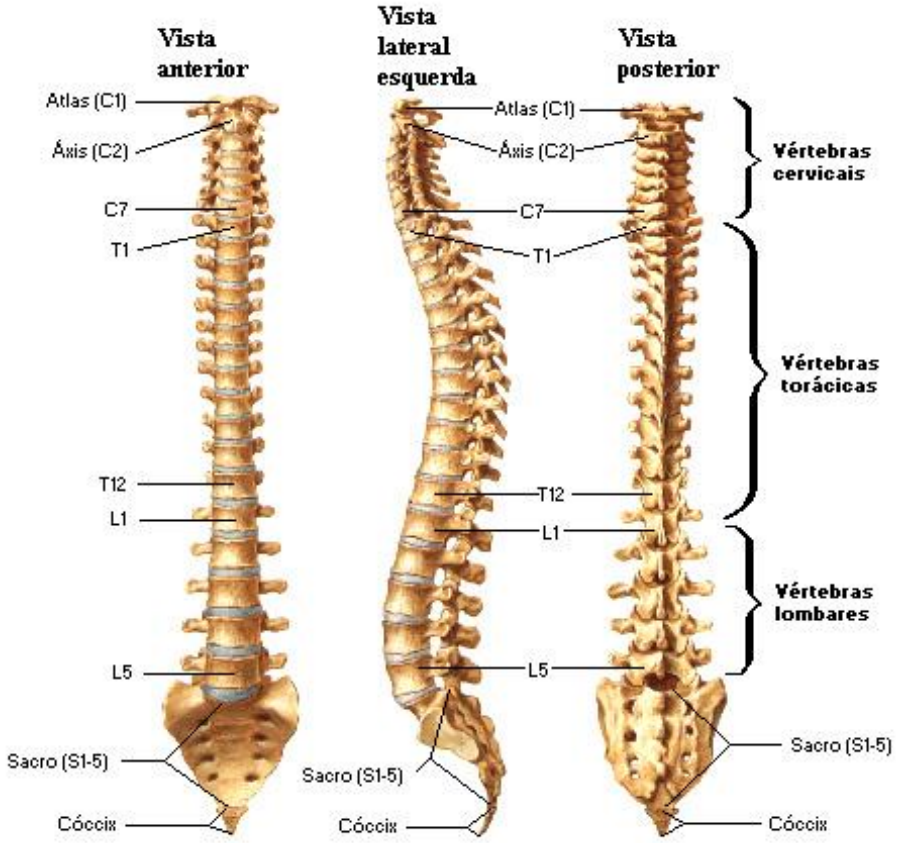

Figura 3 – Visão geral da coluna vertebral - (NETTER, 2000).

Em linhas gerais, os elementos que compõe a coluna são as estruturas ósseas, representadas pelas vértebras que apresentam um corpo cilíndrico anterior chamado corpo vertebral e um segmento dorsal chamado arco vertebral (Figura 4). Os discos intervetebrais, estruturas presentes a partir da segunda vértebra cervical até a região sacral, separam vértebras contíguas. Os discos intervertebrais são compostos por um região central chamada núcleo pulposo, que tem característica flexível e macia, e uma periférica denominada anel fibroso, firme, fibrocartilaginosa, e é responsável por permitir movimentações e absorção de impactos (MIELE; PANJABI; BENZEL, 2012). Duas articulações facetarias, também

compõe a articulação entre duas vértebras adjacentes e suas orientações facilitam ou limitam graus de movimento da coluna (MIELE; PANJABI; BENZEL, 2012).

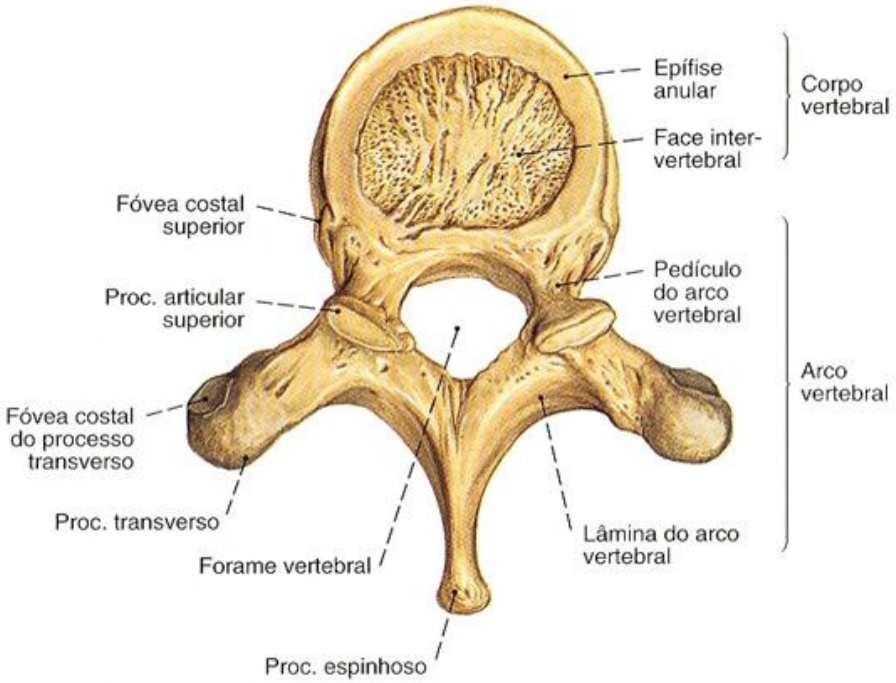

Figura 4 – Características gerais das vértebras – (SOBOTTA, 2000).

Ao analisar a coluna vertebral lateralmente, no plano sagital, é possível observar suas curvaturas fisiológicas. Estas curvaturas quando se apresentam convexas ventralmente recebem o nome de lordose e, quando côncavas, cifose. Descrevendo estas curvaturas ao longo da coluna, em sentido craniocaudal, podemos identificar a curvatura lordótica da região cervical, logo abaixo da base do crânio, seguida pela curvatura cifótica da região torácica, depois a curvatura lordótica da região lombar, a curvatura cifótica na região sacrococcígea (Figura 5).

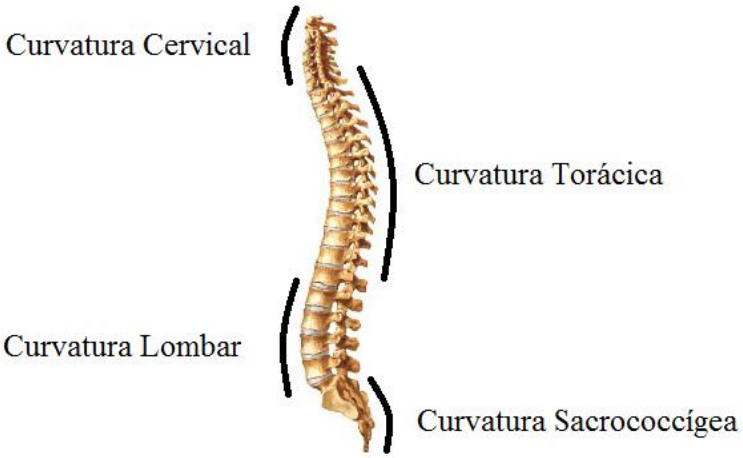

Figura 5 – Curvaturas da coluna vertebral – Plano Sagital.

No plano frontal, uma coluna ideal não apresenta curvatura, mas pequenas curvas são comuns. Contudo, grandes desvios laterais recebem o nome de escoliose (Figura 6) e caracterizam quadros patológicos que devem ser diagnosticados precocemente para tratamento.

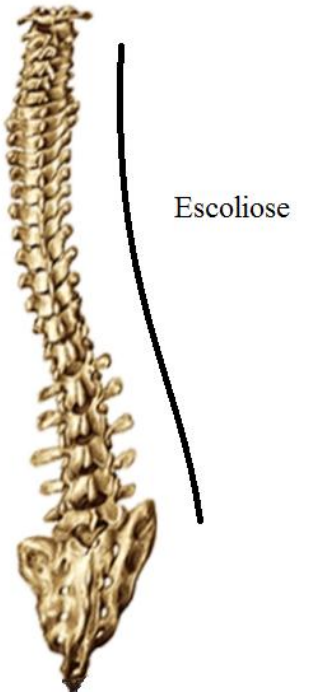

Figura 6 – Curvaturas da coluna vertebral – Plano Frontal.

Durante tarefas dinâmicas, como o treinamento resistido, o comportamento geométrico da coluna vertebral deve ser avaliado cuidadosamente para aumentar asegurança. Assim, elementos ósseos e os discos vertebrais da estrutura vertebral devem ser controlados e estabilizados por ligamentos e músculos(MIELE; PANJABI; BENZEL, 2012). Este

relacionamento entre estruturas anatômicas durante o exercício é objeto de investigações biomecânicas relevantes. No entanto, faz-se necessário compreender as aplicações e limitações das abordagens laboratoriais científicas para investigar os exercícios físicos que geram cargas na coluna vertebral (MCGILL, 2011). A região lombar apresenta uma complexidade mecânica que dificulta medidas diretas *in vivo*, que costumam ser extremamente invasivas (NACHEMSON; MORRIS, 1964; SRBINOSKA et al., 2013). Com isso, estratégias diversas são utilizadas para estimá-las e algumas abordagens tem se mostrado eficientes a partir de dados cinemáticos obtidos com cinemetria (CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991; MCGUIGAN; WILSON, 1996).

No entanto, a maior parte das pesquisas encontradas sobre a postura vertebral no levantamento terra utiliza apenas variáveis angulares a partir de análise de vídeos (BROWN; ABANI, 1985; CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991; ESCAMILLA et al., 2001; MCGUIGAN; WILSON, 1996). A análise tridimensional foi realizada em apenas um estudo (ESCAMILLA; FRANCISCO, 2000). Além disso, a reconstrução do comportamento da coluna a partir da posição de marcadores retro-refletivos posicionados no dorso dos participantes ao executar o levantamento terra não foi utilizada anteriormente na literatura. Nos modelos angulares, adotados para avaliar as adaptações geométricas da coluna vertebral, as informações são obtidas a partir de regiões isoladas ou segmentadas da coluna, o que destoa significativamente de situações reais, já que a coluna é composta por um enfileiramento de vertebras e, de forma global, se assemelha mais a uma curva (CAMPOS, 2010). Dessa forma, é impossível obter uma visão geral detalhada da geometria vertebral que permita escolher regiões específicas e analisá-las separadamente.

As variáveis angulares são pouco eficientes para descrever a curvatura vertebral (VRTOVEC; PERNUS; LIKAR, 2009). A ineficiência desta técnica se fundamenta no modelo geométrico adotado, não compatível com a coluna, de tal forma que duas colunas com concavidades diferentes podem apresentar o mesmo ângulo (VRTOVEC; PERNUS; LIKAR, 2009; WHITE, A. A.; PANJABI, 1990), e no fato das variáveis angulares serem sensíveis a erros derivados do processo de medição (CAMPOS, 2010).

Portanto, analisar a coluna projetada no plano dos aparelhos de medida como realizado anteriormente (BROWN; ABANI, 1985; CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991; ESCAMILLA et al., 2001; MCGUIGAN; WILSON, 1996) pode gerar erros de perspectivas. A resolução espacial permitida por cada tecnologia também está fortemente relacionada com o grau de reprodutibilidade e capacidade descritiva dos métodos (VRTOVEC; PERNUS; LIKAR, 2009). Erros também podem ser cometidos devido a limitada capacidade humana em

identificar precisamente as estruturas anatômicas da coluna que definem o modelo adotado, principalmente, a partir de imagens de vídeo.

Um avanço pode ser observado na tentativa de descrever a postura vertebral em situações dinâmicas (BRENZIKOFER et al., 2000) onde são colocados adesivos retro-refletivos planos na pele para identificação da linha formada pelos processos espinhosos das vértebras no dorso. Este método adota um sistema baseado em câmeras de luz visível para medir a posição tridimensional destes marcadores (CAMPOS, 2010). A linha formada pela sequência desses pontos ao longo da coluna é obtida com ajuste polinomial e a forma geométrica desse polinômio é quantificada pelo cálculo da curvatura geométrica bidimensional (CAMPOS, 2010). Dessa forma, em cada instante registrado pelas câmeras, a postura vertebral é descrita pela curvatura geométrica bidimensional das projeções da coluna nos planos frontal e sagital.

A partir do método de Brenzikofer et al. (2000) é possível identificar um componente individual e estável denominado Curva Neutra (CAMPOS et al., 2015) definida como a curvatura geométrica bidimensional média apresentada no ciclo da passada. Subtraindo a Curva Neutra das curvaturas apresentadas no levantamento é possível identificar outro elemento descritivo do formato da coluna, relativo às adaptações da postura vertebral apresentadas no ciclo do levantamento, cuja amplitude de variação pode variar de acordo com a técnica adotada pelo participante. Além disso, a partir da avaliação postural com curvatura geométrica é possível identificação de diferentes alturas ou níveis vertebrais (CAMPOS, 2010).

Contudo, nota-se que no estudo do movimento com métodos não invasivos a descrição da postura da coluna através da curvatura geométrica tem se mostrado adequada e tem propiciado identificação de importantes aspectos da postura humana em exercícios dinâmicos (CAMPOS et al., 2015, 2016; DEPRÁ, 2004). Limitações do métodos podem se relacionar com o grande número de marcadores necessários para quantificar a curvatura geométrica (CAMPOS, 2010) e também o sistema de captura de movimento adotado para quantificar a posição destes marcadores.

2.3. RECOMENDAÇÕES PARA O TREINAMENTO DA REGIÃO LOMBAR

Exercícios prescritos para o fortalecimento das estruturas passivas e músculos mecanicamente relacionados à estabilização e movimentação da coluna lombar normalmente são descritos como ferramentas para reabilitação da coluna lombar após lesão, para a prevenção de lesões ou como parte de um treinamento destinado ao aumento da performance

em alguma aptidão física. Como todo exercício, aqueles destinados ao fortalecimento da região lombar devem preconizar submeter as estruturas, sadias ou lesionadas, a um estresse tal que resulte em uma adaptação positiva. Os programas de treinamento mais efetivos são arquitetados de maneira a otimizar o sistema de controle motor para ativar os estabilizadores vertebrais, progredindo para o treinamento de resistência e, por fim, aprimorando a força e a flexibilidades (MCGILL, 2011). Profissionais de Educação Física que pretendem atuar com atividades que objetivem ajudar pessoas que desejam aprimorar suas aptidões ou se recuperar de uma lesão lombar devem conhecer os parâmetros laboratoriais e clínicos para orientar suas intervenções adequadamente.

A eficiência de programas de treinamento e reabilitação da região lombar é bastante controversa, existem relatos com resultados positivos, inexpressivos e até mesmo negativos (FAAS, 1996; KOES et al., 1991). Estes dados, nos levam a crer que a terapia a partir do exercício não é, indiscutivelmente, melhor do que outros tratamentos conservadores para dor nas costas (KOES et al., 1991). Além disso, suportam que na dor lombar aguda, a terapia com exercícios é ineficaz, enquanto na dor lombar subaguda, exercícios com um programa de atividade graduada para dor crônica nas costas, merecem atenção (FAAS, 1996). No entanto, vale ressaltar que a discrepância em relação a eficiência observada entre diferentes estudos provavelmente deve-se à complexidade estrutural da região lombar que dificulta a prescrição de exercícios por exigir uma compreensão aprofundada das cargas resultantes de diferentes atividades (MCGILL, 2011). Segundo McGill (2011), existem evidências concretas que suportam a contribuição do exercício para a melhora e recuperação das estruturas teciduais, por ser capaz de estimular a hipertrofia tecidual, tornar mais lenta e até reverter condições degenerativas, enfatizar o benefício nutricional para os discos intervertebrais e ser mais eficaz do que intervenções cirúrgicas, repouso em leito ou programas de flexibilidade simples, conforme achados (HOLM; NACHEMSON, 1983; RICHARDSON et al., 1999; VIDEMAN, 1987; VIDEMAN et al., 1995).

As lesões lombares não são, normalmente, caracterizadas por um único evento, uma sucessão de eventos precede o evento que culminou em lesão com cargas excessivas que reduziram gradualmente o nível de tolerância a uma falha tecidual (MCGILL, 1997). As vértebras lombares podem apresentar diferentes lesões, como por exemplo, sofrer fraturas em suas placas terminais com danos das trabéculas adjacentes decorrentes de uma falha óssea provocada por cargas compressivas, mesmo quando em posição neutra (BRINCKMANN; BIGGEMANN; HILWEG, 1989; FYHRIE; SCHAFFLER, 1994; MCGILL, 2011). Os discos intervertebrais podem ser acometidos por hérnias discais (MCGILL, 2011), associadas

fortemente a ocupações sedentárias e a posição sentada (VIDEMAN; NURMINEN; TROUP, 1990). Os ligamentos, podem sofrer avulsão ou rupturas, no entanto, este tipo de lesão é mais associada a eventos traumáticos de alta energia (MCGILL, 2011). Além disso, outras estruturas como as facetas e o arco neural, podem apresentar falhas decorrentes de ciclos rápidos entre extensão e flexão (MCGILL, 2011).

A curvatura vertebral neutra apresentada por McGill (2011) como parâmetro para reduzir o risco de lesões nos parece se relacionar fortemente aos achados da curvatura geométrica (BRENZIKOFER et al., 2000) lombar média apresentada na locomoção, denominada Curva Neutra em Campos et al. (2015), já mencionada como um bom critério para definir a curvatura moderada, ideal em situações de sobrecarga por ter sido descrita anteriormente (SCANNELL; MCGILL, 2003) dentro da zona neutra (PANJABI, 2003). Portanto, a recomendação geral de preservar a curvatura lombar normal similar a postura ereta figura como diretiva comum em diferentes tipos de exercício, sejam, aeróbios, de flexibilidade ou de força e resistência muscular.

Especificamente para o treinamento resistido, vale ressaltar que resistência muscular promove um fator de proteção maior que a força muscular (ALARANTA et al., 1995), portanto exercícios de resistência devem preceder exercícios de fortalecimento em um programa de treinamento (MCGILL, 2011). Outra característica corrente neste tipo de treinamento que merece atenção é o uso de cintas abdominais. Segundo McGill (1993), este recurso parece não promover qualquer benefício para aqueles que nunca sofreram lesões lombares, e os que sofreram lesões enquanto utilizavam a cinta tendem a desenvolver lesões ainda mais sérias, além disso, elas elevam a pressão intra-abdominal e a pressão arterial, e parecem alterar o padrão de levantamento resultando em uma alteração positiva ou negativa em relação as cargas que atuam na coluna.

Contudo, quando se prescreve ou executa um programa de treinamento para a coluna lombar é importante respeitar as condições do indivíduo, evitando situações dolorosas, já que o axioma de que não há ganho sem dor não se aplica ao caso (MCGILL, 2011). Além disso, há de se lembrar que as sessões de treino não precisam necessariamente enfatizar a força e pode-se incluir exercícios voltados para componentes cardiovasculares, visto que, exercícios como a marcha se revelaram efetivos tanto na reabilitação quanto na prevenção de lesões (NUTTER, 1996), e é necessário paciência já que o aumento da função e redução da dor podem demorar cerca de três meses (MANNICHE et al., 1988).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. PARTICIPANTES DO ESTUDO

Participaram voluntariamente deste estudo, 13 pessoas, 8 homens e 5 mulheres (Tabela 1), da comunidade da Universidade Federal de Goiás, sede do Laboratório de Avaliação do Movimento Humano, onde ocorreu a coleta de dados. Todos assinaram um Termo de Consentimento Livre Esclarecido associado a este projeto de pesquisa, que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade (Parecer n° 961.140) e que está de acordo com a Declaração de Helsinki.

Tabela 1 – Características dos participantes

	Idade (anos)	Altura (m)	MC(Kg)	Carga (Kg)	RelCarga (%)
Média	28,7	1,72	72,02	72,46	100,5
DP	9,5	0,11	11,78	24,79	30,7
Mínimo	19	1,51	52,2	30	46,5
Máximo	43	1,88	92,9	115	153,3

Desvio Padrão (DP); Massa corporal (MC) em quilogramas (Kg); Carga utilizada no experimento em ambas as técnicas (Carga) em quilogramas (Kg), Carga (relativa ao PC) utilizada no experimento (RelCarga).

Para a realização do experimento os participantes utilizaram roupas adequadas à prática esportiva, com a necessidade de ficar com o dorso desnudo. As mulheres utilizaram biquíni ou top com tiras estreitas no dorso. Utilizou-se o calçado que o voluntário normalmente usa durante suas sessões de treinamento. Todos os participantes se declararam praticantes de treinamento resistido (musculação) há no mínimo dois anos, com frequência mínima de três vezes por semana, além de ter o exercício levantamento terra em algum momento de sua periodização. Deveriam também, não ter sofrido nenhuma lesão ortopédica no último ano.

3.2. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Por meio de técnicas de anatomia palpatória (TIXA, 2000), marcadores adesivos retrorrefletivos (planos, retangulares [12x8 mm]) foram posicionados no dorso para identificação de acidentes anatômicos. Foram posicionados marcadores no ponto de intersecção entre a borda medial e a espinha da escápula (SS) do lado esquerdo e direito; no ângulo inferior da escápula (SI) esquerda e direita; nas espinhas ilíacas póstero-superiores (PSIS); no processo espinhoso da segunda vértebra sacral (S2); quarta vértebra lombar (L4); décima-segunda, sexta e primeira vértebra torácica (T12, T6 e T1). Além destes, pares de marcadores, que foram utilizados como pontos referência durante a análise, foram

posicionados bilateralmente e na altura dos processos espinhosos de L4, T12, T6 e T1, seguindo o alinhamento das PSIS. Depois de identificar estes pontos, a linha definida pelos processos espinhosos das vértebras foi preenchida com marcadores regularmente posicionados aproximadamente a cada 2,5 cm (Figura 7).

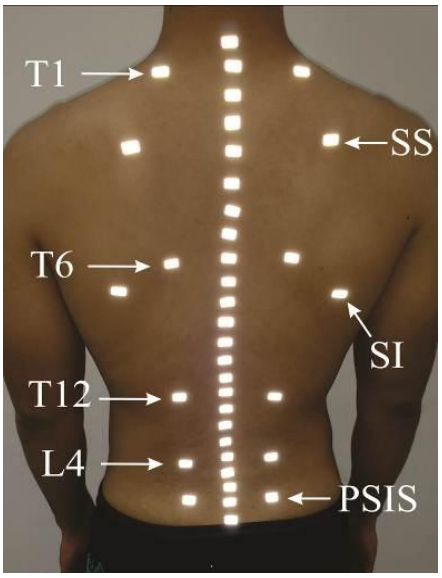

Figura 7 – Marcadores retrorrefletivos.

Após os procedimentos de marcação, os participantes foram submetidos a um aquecimento geral em esteira ergométrica (Brudden – Movement LX 160, Brasil) compreendido por um minuto de marcha (5 $km.h^{-1}$) e dois minutos de corrida (9 $km.h^{-1}$). A marcha possibilitou a quantificação da Curva Neutra de cada participante (CAMPOS et al., 2015).

Depois do aquecimento geral, cada voluntário foi direcionado a um aquecimento específico. Neste, realizou duas séries de 5 repetições cada, de meio agachamento, utilizando uma carga de 50% da carga declarada de treino. Após, foi submetido a um teste de uma repetição máxima (1RM) de levantamento terra, executado com a técnica habitualmente adotada nos treinamentos do voluntário. A carga utilizada no teste de 1RM foi estimada a partir do relato de cada participante e caso houvesse necessidade de alteração da carga, houve um intervalo de recuperação entre séries de no mínimo de 5 minutos. Nenhum voluntário ultrapassou cinco tentativas, antes de realizar o teste de 1RM com a carga correta, além disso, todos escolheram a técnica tradicional para esta tarefa.

Após o teste de 1RM, instruções padronizadas foram oferecidas objetivando instruir o voluntário a respeito das técnicas de execução do movimento e em observação aos procedimentos sugeridos na literatura (BROWN; WEIR, 2001; MATUSZAK et al., 2003;

SIMÃO et al., 2004). Após 5 min de recuperação do teste de 1RM, realizou-se uma série com cada técnica. A ordem das series foi sorteada de tal forma que metade da amostra iniciou com uma das duas técnicas. Adotou-se a carga de 70% de 1 RM para as duas técnicas, escolhida por ser apontada como o ponto de máxima força de potência na execução do levantamento terra (BLATNIK et al., 2014). Os participantes realizaram o maior número de repetições possíveis nestas series, até a falha concêntrica, houve um intervalo de recuperação de 5 min entre as séries.

Todos os participantes escolheram livremente a pegada na barra, podendo ser invertida, pronada ou supinada, e seguiram as regras atualizadas da Federação Internacional de Powerlifting, para execução do movimento.

3.3. MEDIÇÃO DA COLUNA VERTEBRAL E REDUÇÃO DE DADOS

O método descrito em Campos et al. (2015) foi adotado para medição da curvatura geométrica da coluna vertebral. Este método é baseado no rastreamento automático e reconstrução tridimensional dos marcadores retrorrefletivos, com câmeras de vídeo.

Iluminadores com quatro leds 3W de alta potência foram posicionados próximos às lentes de três filmadoras (Mini-DV – Panasonic NV-GS320, Japão), usadas para registrar o movimento a 60 Hz. Antes do experimento, o foco, shutter speed (1/500) e todos outros parâmetros das câmeras foram regulados e configurados para o ajuste manual com objetivo de realçar o brilho dos marcadores nas imagens.

O processamento de imagens para medição da posição espacial dos marcadores foi realizado no software Dynamic Posture (CAMPOS, 2010) desenvolvido em Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, EUA). Em cada quadro de cada vídeo coletado, para todas as câmeras, as coordenadas bidimensionais do centroide dos marcadores foram calculadas a partir de seus respectivos baricentros (GRUEN, 1997). A calibração do sistema foi realizada através do registo de pontos com uma localização conhecida, que permitiu a reconstrução tridimensional utilizando o método de transformação linear direta (ABDEL-AZIZ; KARARA, 1971). Esta configuração de medição mostra que o sistema tem um erro sistemático de 0,51 mm e um erro aleatório de 0,61 mm (CAMPOS et al., 2015). O sistema de referência global do laboratório foi definido como: eixo vertical Z (para cima), eixo anteroposterior horizontal X (para a frente) e Y eixo mediolateral (à esquerda).

Após a reconstrução tridimensional, os dados foram suavizados com o filtro LOESS, com janela de 10 dados (CUNHA; LIMA FILHO, 2003). Cada ciclo de passada (definido entre

toques sucessivos do pé direito na esteira) e de levantamento terra (definido entre sucessivas retiradas das anilhas do solo) foi normalizado em 101 pontos no tempo, representando posições de 0 a 100% do ciclo completo de movimento. Nas análises de cada participante, foi utilizado um ciclo médio de todos os ciclos de passada e um ciclo médio para cada técnica de levantamento terra, descartados o primeiro e o último ciclo de cada série.

Os seguintes eventos foram identificados para análise: saída, subida e arremate, respectivamente caracterizados pelos instantes em que as anilhas deixam o solo, a barra se encontrava na altura do epicôndilo lateral do fêmur e o instante que o joelho se estendia (BROWN; ABANI, 1985; ESCAMILLA et al., 2001).

Em cada instante dos ciclos médios dos movimentos, as coordenadas 3D de todos os marcadores da coluna vertebral entre S2 e T6 foram descritas em um sistema local de referência no tronco (CAMPOS et al., 2015) com origem em T12. O vetor com origem em S2 e extremidade em T6 definiu a orientação do eixo longitudinal z (para cima). Um vetor auxiliar y' foi definido com origem na PSIS direita e extremidade na PSIS esquerda. O produto vetorial entre y' e z definiu o eixo sagital local do tronco x (para frente) e o produto vetorial entre z e x definiu o eixo transversal local do tronco y (para esquerda).

A inclinação do tronco foi calculada (CAMPOS et al., 2016) de tal forma que 0º indicou que o tronco estava na horizontal e 90º indicou que o tronco estava na vertical.

Neste trabalho, a posição dos marcadores da coluna foi projetada no plano sagital local do tronco, normal a y, para cálculo do ângulo lombar sagital (α) (Figura 8a) e da curvatura geométrica sagital no nível de L1, L3 e L5 que corresponderam a altura das regiões lombar superior (Ksup), central (Kcent) e inferior (Kinf). A posição dos marcadores projetada no plano frontal do tronco possibilitou o cálculo do ângulo lombar frontal (β) (Figura 8b) e do pico de curvatura lombar frontal. A torção da região lombar (θ) foi computada pela projeção de dois vetores auxiliares no plano transversal, pelo vetor auxiliar y', já mencionado, definido com origem na PSIS direita e extremidade na PSIS esquerda e o vetor auxiliar y'', definido com origem no marcador bilateral direito na altura de T12 do tronco e extremidade no marcador bilateral esquerdo na altura de T12 (Figura 8c).

Uma vez que cada pessoa apresentou uma postura bastante particular, a Curva Neutra foi utilizada como referência de postura ótima no plano sagital. O valor da postura obtida na Curva Neutra foi subtraída dos valores encontrados no levantamento terra. Então, a Curva Neutra correspondeu à 0º (ângulo lombar sagital) e 0 m^{-1} (curvatura). Valores positivos indicaram flexão e negativos extensão lombar em relação à Curva Neutra.

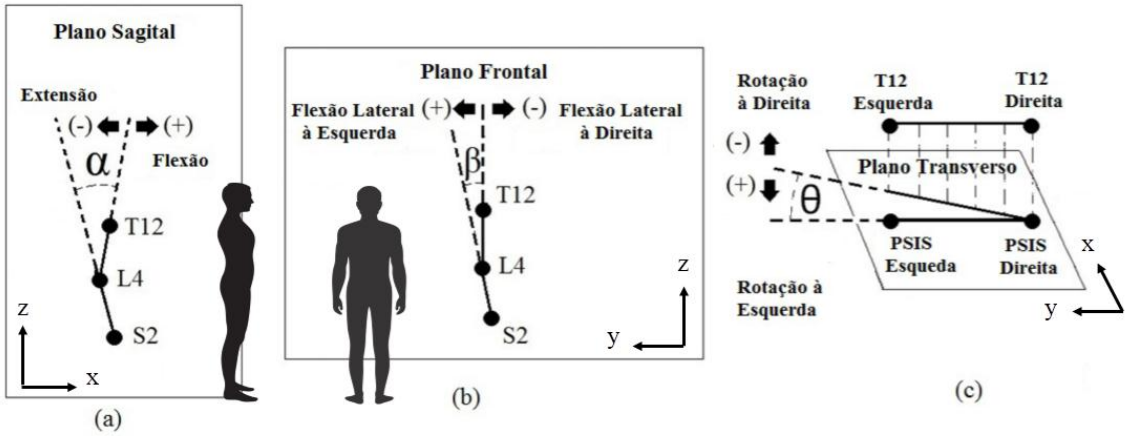

Figura 8 – Descrição das variáveis angulares (a) Ângulo Lombar Sagital; (b) Ângulo Lombar Frontal (c) Torção Lombar.

3.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi verificado que cada conjunto de dados apresentou distribuição normal, com o teste Shapiro-Wilk, e que as variâncias dos conjuntos de dados eram homogêneas, por meio do teste F. Para avaliar se houve diferença entre os valores médios das variáveis posturais obtidas em cada técnica de levantamento terra, foi realizado um teste t de Student pareado. Quando o teste t apresentou diferença significativa, foi calculada a medida da magnitude do efeito Cohen (d), sendo considerado: $0.2 \leq d < 0.5$, Pequeno efeito; $0.5 \leq d < 0.8$, Médio efeito; $0.8 \leq d$, Grande efeito (CARDOSO; MELLO; FREITAS, 2013). Os resultados do teste t foram apresentados no seguinte formato: [valor de P (graus de liberdade); valor de t; valor de d]. A análise de dados foi realizada em Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, EUA), exceto o teste Shapiro-Wilk que foi realizado online (SCISTATCALC, 2016). Adotou-se o nível de significância de 5%.

4. RESULTADOS

Após a reconstrução 3D da posição dos marcadores, a curvatura geométrica bidimensional da coluna vertebral foi calculada. São exemplificados na figura 9, os procedimentos de ajuste de curva (9a - Sagital; 9c - Frontal) e as respectivas curvaturas geométricas bidimensionais (9b; 9d) em um instante do ciclo padrão da passada da marcha. No plano sagital, notavelmente a região lombar (eixo longitudinal <0) foi côncava posteriormente e apresentou uma curvatura geométrica negativa. A altura das regiões lombar superior (Ksup), central (Kcent) e inferior (Kinf) são indicadas a partir da posição das vértebras L1, L3, L5, respectivamente. No plano frontal é possível verificar o local do pico de curvatura lombar, o maior valor absoluto de curvatura geométrica.

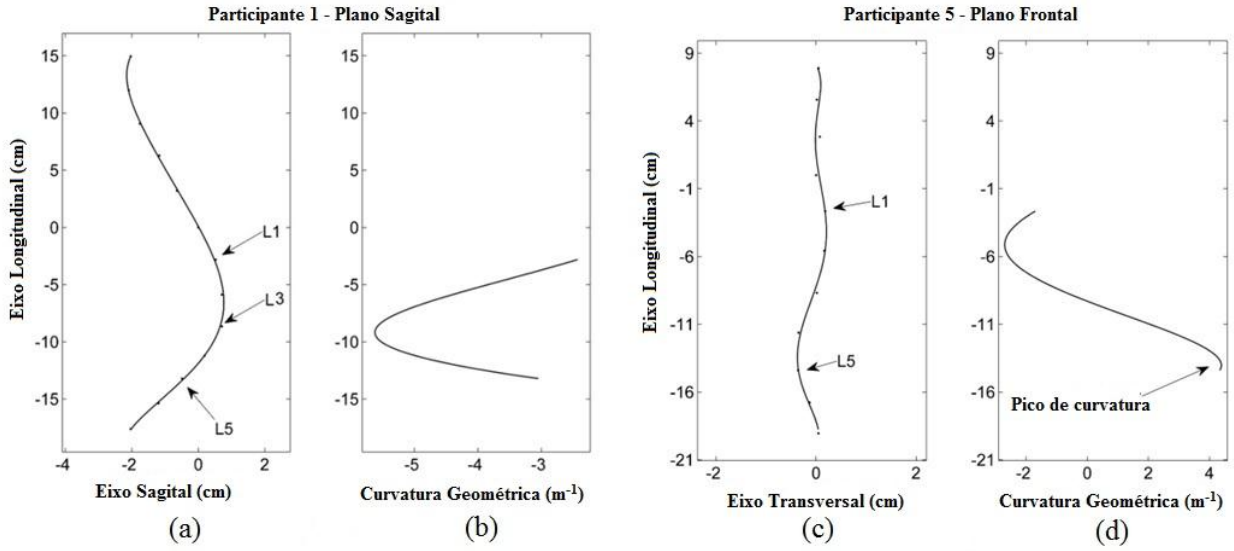

Figura 9 – (a) Ajuste de curva sagital e (b) Curvatura geométrica sagital; (c) Ajuste de curva frontal e (d) Curvatura geométrica frontal.

Para cada voluntário, a postura lombar média apresentada na marcha foi calculada e caracterizou a Curva Neutra no plano sagital. Esta está exemplificada na figura 10, juntamente com as posturas observadas em cada instante do ciclo de movimento do levantamento terra com a técnica tradicional (esquerda) e sumô (direita). Pode-se observar que na região lombar inferior, a curvatura da Curva Neutra é mais negativa do que todas as posturas apresentadas no ciclo de levantamento terra. Esse efeito é mais destacado na técnica tradicional. No plano frontal a postura neutra da coluna foi considerada aquela sem curvatura e no plano transversal a postura neutra foi considerada aquela sem torção da coluna.

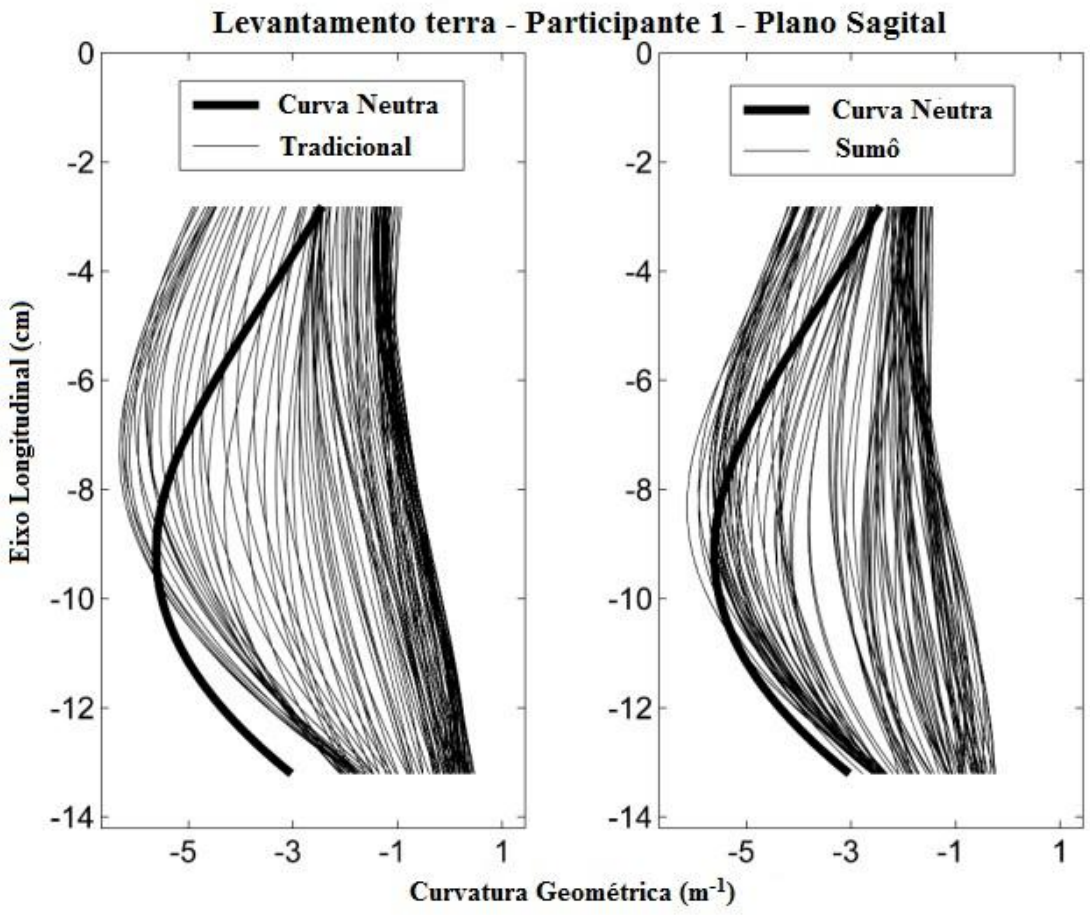

Figura 10 – Curva Neutra e posturas apresentadas no ciclo de movimento do levantamento terra tradicional (esquerda) e sumô (direita).

A figura 11 apresenta o ciclo médio de movimento de todos os participantes para inclinação de tronco (gráfico inferior), ângulo lombar sagital (gráfico central) e curvatura sagital para região lombar inferior (gráfico superior). A saída ocorreu em 0% do ciclo, a transposição dos joelhos ocorreu entre 10 e 20% (evento indicados no gráficos) e o arremate entre 40 e 50% do ciclo (indicado nos gráficos). Observa-se que o tronco se encontrava inclinado anteriormente na saída, elevou-se durante a subida, ficando aproximadamente vertical (90°) no arremate voltou a inclinar-se anteriormente até o final do ciclo. Tanto o ângulo lombar, quanto a curvatura geométrica da região lombar inferior indicaram que a região lombar estava flexionada no início e no final do ciclo, sendo estendida no arremate.

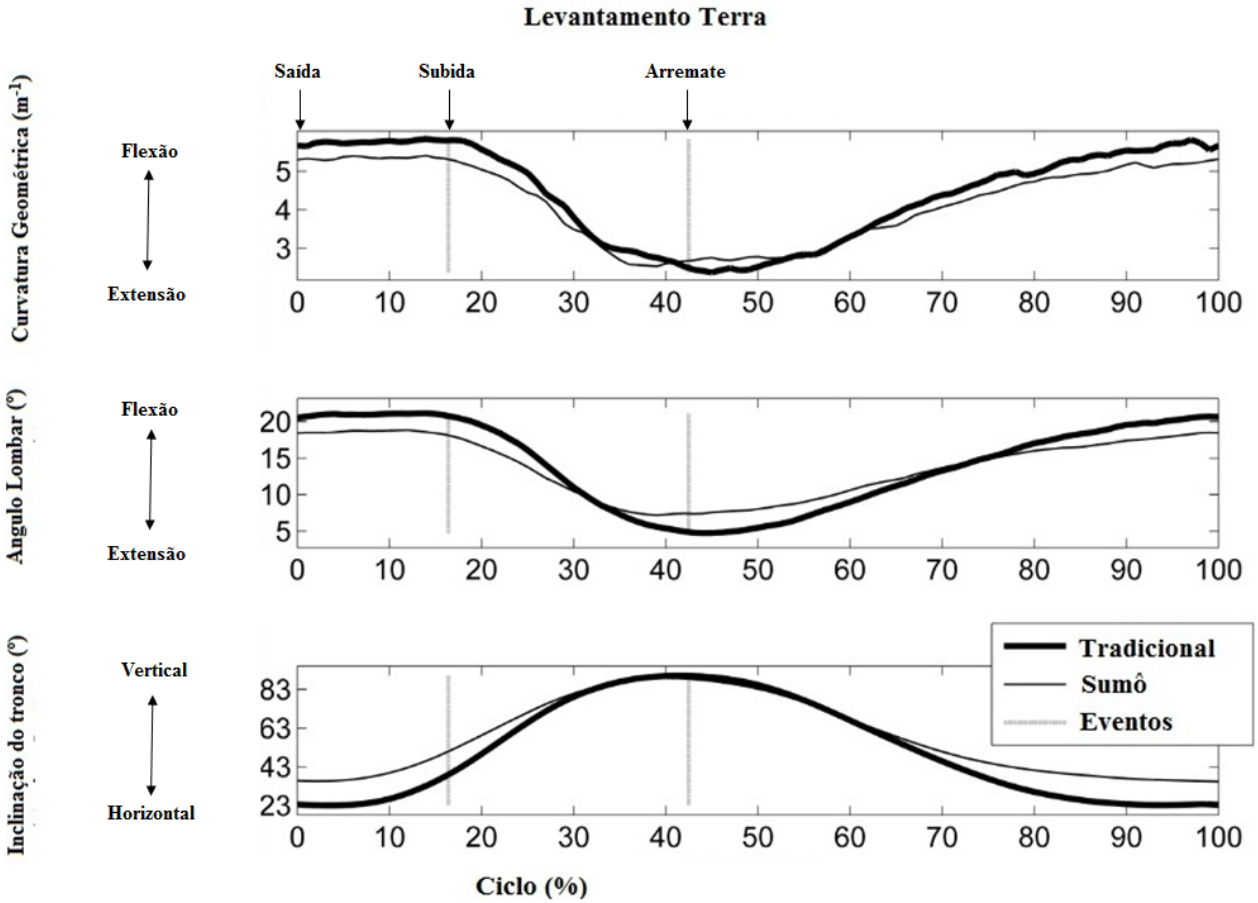

Figura 11 – Comportamento ao longo do ciclo de movimento da inclinação do tronco (gráfico inferior), do angulo lombar sagital (gráfico central) e da curvatura geométrica na região lombar inferior (gráfico superior).

A tabela 2 sumariza os valores encontrados para as variáveis posturais no plano sagital. Neste plano, foi identificado o valor apresentado para cada variável nos eventos do ciclo, além do valor máximo apresentado em todo o ciclo.

Tabela 2 – Variáveis posturais – Plano Sagital

Variáveis		Eventos			
		Saída	**Subida**	**Arremate**	**Máximo**
Ksup (m^{-1})	T	5,64 ± 2,38 (9,70/2,47)	5,95 ± 2,67 (11,76/2,42)	5,14 ± 2,31 (10,18/2,45)	6,37 ± 2,70 (11,76/2,49)
	S	5,29 ± 2,10 (8,41/2,45)	5,64 ± 2,26 (10,57/2,59)	4,94 ± 2,05 (9,39/2,41)	6,09 ± 2,29 (10,58/3,20)
P		0,10	0,16	0,36	0,22
t		1,77	1,50	0,95	1,28
Kcent (m^{-1})	T	2,42 ± 2,60 6,50 -1,29	2,43 ± 2,45 (6,90/-1,73)	1,66 ± 2,07 (6,78/-2,41)	2.88 ± 2,53 (7,22/-0,74)
	S	2,75 ± 2,51 7,00 -0,81	2,87 ± 2,13 (6,93/0,48)	2,33 ± 2,01 (6,39/0,46)	3,29 ± 2,39 (7,00/0,57)
P		0,21	0,20	0,1161	0,1418
t		-1,32	-1,34	-1,70	-1,57
Kinf (m^{-1})	T	5,64 ± 2,21 9,79 2,47	6,02 ± 2,50 (11,86/2,36)	5,24 ± 2,22 (10,19/2,30)	6,47 ± 2,54 (11,86/2,47)
	S	5,27 ± 2,02 8,31 2,59	5,64 ±2,18 (10,48/2,67)	4,9 5± 1,98 (9,24/2,35)	6,08 ± 2,21 (10,48/3,05)
P		0,0352	0,0295	0,11	0,0437
t		2,37	2,47	1,73	2,25
d		0,2	0,2	-	0,2
Interpretação		Pequeno	Pequeno	-	Pequeno
TI (°)	T	23,60 ± 9,30 (41,23/9,66)	33,52 ± 4,80 (40,74/24,39)	91,32 ± 7,02 (100,80/77,68)	20,25 ± 7,33 (35,83/8,99)
	S	35,85 ± 10,06 (54,58/23,12)	48,27 ± 7,81 (58,52/30,57)	89,75 ± 7,04 (102,50/74,41)	34,48 ± 10,35 (53,85/21,45)
P		0,0005	0,0000	0,12	0.0001
t		-4,72	-6,79	1,66	-5,84
d		-1,26	-2,28	-	-1,59
Interpretação		Grande	Grande	-	Grande
α (°)	T	20,30 ± 6,85 (30,38/8,58)	20,94 ± 6,70 (30,87/10,39)	4,39 ± 5,51 (17,50/-4,21)	25,10 ± 7,05 (36,46/13,63)
	S	18,21 ± 5,36 (25,61/9,60)	18,48 ± 5,31 (25,74/10,73)	6,75 ± 5,70 (17,60/1,57)	26,74 ± 11,24 (59,32/15,52)
P		0,0222	0,0018	0,0165	0,52
t		2,62	3,98	-2,78	-0,66
d		0,3	0,4	0,4	-
Interpretação		Pequeno	Pequeno	Pequeno	-

Os valores foram expressos no formato de média ± Desvio Padrão (Valor Máximo/Valor Mínimo); Curvatura Geométrica (K); Lombar superior (sup); Lombar central (cent); Lombar inferior (inf); Ângulo Lombar Sagital (α); Inclinação do Tronco (TI); Técnica Tradicional (T); Técnica Sumô (S); Resultados do teste t pareado (t, P), 12 graus de liberdade; Magnitude do Efeito (d); Interpretação da magnitude do Efeito (Interpretação).

Os resultados no plano sagital (Tabela 2) mostram que o pico de inclinação anterior do tronco foi grande para ambas a técnicas, porém o levantamento tradicional apresentou maior intensidade, que ficou mais próximo da horizontal. O sumô apresentou um grande efeito de diminuição desta inclinação. O ângulo lombar sagital mostrou que ambas as técnicas acarretaram uma flexão lombar no exercício em relação à Curva Neutra e que a técnica sumô possibilitou um pequeno efeito de atenuação desta flexão. Esse comportamento ocorreu na região lombar inferior e não nas outras duas, como se pode notar pelos valores de curvatura geométrica.

No plano frontal (Tabela 3) foi calculado o maior valor absoluto de curvatura geométrica e do ângulo lombar que representaram desvios laterais na coluna. O ângulo lombar não apresentou diferença entre as técnicas, mas o pico de curvatura absoluta mostrou que a técnica sumô possibilitou um pequeno efeito de atenuação dos desvios lateral da região lombar.

Tabela 3 – Variáveis posturais– Plano Frontal

	Técnicas	
	T	**S**
KOF (m^{-1})	2,53 ± 1,28 (5,27/1,03)	2,14 ± 1,11 (5,03/0,86)
P	0,0368	
t	2,35	
d	0,3	
Interpretação	Pequeno	
β (°)	3,78 ± 2,20 (8,91/1,44)	3,69 ± 1,41 (6,43/1,72)
P	0,87	
t	0,16	

Os valores foram expressos no formato de média ± Desvio Padrão (Valor Máximo/Valor Mínimo); Curvatura Geométrica Lombar Geral Frontal (KOF); Ângulo Lombar Frontal (β); Técnica Tradicional (T); Técnica Sumô (S); Resultados do teste t pareado (t, P), 12 graus de liberdade; Magnitude do Efeito (d); Interpretação da magnitude do Efeito (Interpretação).

Os dados para o plano transverso (Tabela 4) indicaram não haver diferença entre as técnicas.

Tabela 4 – Variáveis posturais – Plano Transverso

	Técnicas	
	T	**S**
θ (m^{-1})	7,70 ± 1,72 (9,82/4,90)	7,87 ± 2,79 (14,03/4,72)
P	0,8494	
t	-0,19	

Os valores foram expressos no formato de média ± Desvio Padrão (Valor Máximo/Valor Mínimo); Torção da região lombar (θ); Técnica Tradicional (T); Técnica Sumô (S); Resultados do teste t pareado (t, P), 12 graus de liberdade.

Em adição aos achados das variáveis posturais, parâmetros do treinamento podem ser uma ferramenta complementar auxiliando atletas e profissionais na escolha da técnica mais adequada, resumimos (Tabela 5) informações que dizem respeito ao número de repetições realizadas pelos participantes, também não houve diferença entre as técnicas.

Tabela 5 – Número de repetições

	Técnicas	
	T	**S**
Repetições	10,23 ± 4,02 (16/4)	9,61 ± 4,65 (18/4)
P	0,32	
t	2,18	

Os valores foram expressos no formato de média ± Desvio Padrão (Valor Máximo/Valor Mínimo); Número de repetições realizadas (Repetições); Técnica Tradicional (T); Técnica Sumô (S); Resultados do teste t pareado (t, P), 12 graus de liberdade.

5. DISCUSSÃO

Este estudo teve o objetivo de avaliar se a técnica sumô é mais segura para a coluna lombar do que a técnica tradicional de levantamento terra através de uma análise estereofotogramétrica, computando a posição de marcadores retro-refletivos posicionados no dorso como proposto em Campos (CAMPOS et al., 2016).

Trabalhos prévios estimaram que a técnica sumô está associada a uma diminuição da força de cisalhamento na articulação intervertebral no nível de L4/L5 (CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991), a uma postura mais ereta no exercício, menor flexão do quadril e a uma elevação da barra mais próxima do corpo durante o movimento (MCGUIGAN; WILSON, 1996). Estes dados, são indicativos de que a técnica sumô gera menor carga na região lombar, contudo, a maior inclinação anterior do tronco indica uma maior produção de força na musculatura extensora da região lombar com a técnica tradicional (para uma mesma carga de exercício), o que pode ser o objetivo de um programa de treinamento, já que o número de repetições foi similar entre as técnicas.

Os dados apresentados ineditamente neste estudo mostraram que durante o levantamento terra a curvatura lombar tem padrões distintos em diferentes níveis da coluna vertebral, dependendo da técnica de exercício. A região lombar apresenta uma flexão em relação a Curva Neutra nas fases de saída e subida, mas para a lombar inferior a flexão é menor quando escolhida a técnica sumô, confirmando nossa hipótese. Vale ressaltar que apesar da recomendação da manutenção da Curva Neutra, a flexão lombar é natural e em atividades cotidianas aceitável. Além disso, a inclinação do tronco também é reduzida ao utilizar a técnica sumô, corroborando os achados de McGuigan e Wilson (1996). Ainda cabe notar que os desvios laterais são minimizados ao adotar a técnica sumô.

5.1. INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

A coluna vertebral lombar apresenta um complexo relacionamento entre suas estruturas musculares e ósseas, além das estruturas passivas do tronco (MCGILL, 2011). Soma-se a este quadro o fato do Levantamento Terra permitir variações de execução que podem conduzir a interpretações controversas. Portanto, os resultados apontados neste estudo devem ser interpretados com cuidado, faremos a seguir algumas suposições sobre as cargas que afetam a coluna vertebral lombar durante a tarefa de levantamento com as distintas técnicas.

Morfologicamente, a parte anterior do anel fibroso é maior do que a parte posterior (GALANTE, 1967) indicando que a força de compressão pode ser simetricamente distribuída

durante posturas lombares lordóticas. A flexão lombar pode levar a uma distribuição de tensões assimétricas no disco intervertebral lombar, com uma tensão mais elevada na região anterior do anel fibroso (ADAMS; HUTTON, 1985b; ZATSIORSKY; KRAEMER, 2008), o que aumenta a pressão hidrostática no núcleo pulposo do disco, aumentando o risco de herniação (ADAMS; HUTTON, 1985b).

A herniação é produzida mais consistentemente durante muitos ciclos de compressão, flexão e cargas de torção combinadas e tende a ocorrer em pessoas mais jovens, mesmo que não exibam sinais macroscópicos visíveis de degeneração (ADAMS; HUTTON, 1985a; GORDON et al., 1991). Em resumo, a herniação discal pode ser um resultado da aplicação de cíclica de cargas prolongadas e contínuas em posturais vertebrais desviadas (MCGILL, 2011). O centro da zona neutra descrito por Panjabi (2003) parece ser um bom parâmetro para definir a curvatura ideal para as tarefas de levantamento. Provavelmente, a tensão é distribuída uniformemente nos discos na Curva Neutra, que assumimos estar dentro da zona neutra.

Ao inclinar o tronco para a frente durante o levantamento, a musculatura paravertebral produz grandes momentos extensores sobre as articulações da coluna vertebral lombar para superar o momento flexor provocado pelo peso da parte superior do corpo e barra (LIEBENSON, 2003; SCHOENFELD, 2010). Fato que corrobora a recomendação de Brown e Abani (1985) e McGill (2011) de adotar uma postura mais vertical durante as tarefas de levantamento. Quanto maior é a inclinação para a frente do tronco, maior é a atividade do músculo para trás, levando a cargas de compressão mais elevadas na coluna lombar (SCHOENFELD, 2010). Os resultados do presente estudo corroboram estudos anteriores que também relataram uma maior inclinação para a frente do tronco durante a utilização da técnica tradicional (BROWN; ABANI, 1985; CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991; ESCAMILLA; FRANCISCO, 2000).

Por um lado, a inclinação anterior do tronco aumentada é um indicativo de sobrecarga da coluna no exercício (BAZRGARI; SHIRAZI-ADL; ARJMAND, 2007). Mas por outro lado, maior inclinação anterior do tronco indica que a musculatura extensora da região lombar deve ter produzido mais força para uma mesma carga de exercício com a técnica tradicional, fato que pode ser objetivo de um programa de treinamento, já que ambas apresentam número de repetições realizadas similar. Contudo, a flexão lombar reduzida evidenciada na técnica sumô indica menor sobrecarga nas estruturas passivas da coluna. Além de apresentar uma distribuição de pressão menos assimétrica no disco intervertebral, a postura menos flexionada favorece a ação dos músculos extensores para atenuação das forças de cisalhamento anteriores

sobre a coluna vertebral (MAWTSON; BOOCOCK, 1996; MCGILL; HUGHSON; PARKS, 2000; POTVIN; NORMAN; MCGILL, 1991).

5.2. APLICAÇÕES PRÁTICAS

Os dados apresentados no presente estudo mostraram que para diminuir a flexão lombar e os desvios laterais da coluna lombar, assim como para reduzir a inclinação anterior do tronco, deve-se escolher a técnica sumô para executar o levantamento terra. É possível supor que a coluna lombar inferior é mais sobrecarregada durante a técnica tradicional.

No entanto, os resultados mostraram que a coluna lombar apresentou uma flexão em ambas as técnicas. A curvatura da região lombar inferior e o ângulo lombar sagital não mostraram grandes diferenças (efeitos pequenos) entre as técnicas sumô e tradicional, com exceção da inclinação do tronco (grande efeito). Então, pessoas que não podem flexionar a coluna lombar, como aquelas que têm hérnia de disco, é melhor não executar o levantamento terra. Deve-se levar em conta as características de cada pessoa na escolha da técnica de levantamento (ADAMS; HUTTON, 1985b). É conveniente lembrar que para aqueles envolvidos em atividades que exigem rendimento máximo, outros fatores podem ser decisivos ao escolher a técnica a ser utilizada.

6. CONCLUSÕES

Este estudo objetivou analisar o comportamento da curvatura geométrica da coluna lombar durante o levantamento terra ao utilizar as técnicas tradicional e sumô. Os dados mostraram que durante a execução do ciclo do levantamento, independentemente da técnica adotada, o tronco é inclinado anteriormente e a coluna lombar apresenta uma flexão intensa. Contudo, a técnica sumô possibilita um efeito de atenuação desta flexão, especificamente na região lombar inferior, e uma grande diminuição da inclinação do tronco.

Estes dados apontam que a coluna vertebral é menos sobrecarregada durante o levantamento terra executado com a técnica sumô. Embora os dados apresentados sejam relevantes do ponto de vista prático, estudos adicionais com outras populações e cargas de trabalho são necessários para melhorar o conhecimento sobre o exercício levantamento terra em diferentes contextos, como o treinamento esportivo de alto nível.

7. REFERÊNCIAS

ABDEL-AZIZ, Y. I.; KARARA, H. M. Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry. **Urbana, IL: American Society of Photogrammetry**, p. 1–18, 1971.

ADAMS, M. A. et al. The clinical biomechanics award paper 1993 Posture and the compressive strength of the lumbar spine. **Clinical Biomechanics**, v. 9, n. 1, p. 5–14, 1994.

ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. Gradual disc prolapse. **Spine**, v. 10, n. 6, p. 524–31, 1985a.

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

ALARANTA, H. et al. Static back endurance and the risk of low-back pain. **Clinical biomechanics**, v. 10, n. 6, p. 323–324, set. 1995.

BAZRGARI, B.; SHIRAZI-ADL, A.; ARJMAND, N. Analysis of squat and stoop dynamic liftings: Muscle forces and internal spinal loads. **European Spine Journal**, v. 16, n. 5, p. 687–699, 2007.

BLATNIK, J. A. et al. Effect of Load on Peak Power of the Bar, Body and System during the Deadlift. **Journal of sports science & medicine**, v. 13, n. 3, p. 511–5, set. 2014.

BRENZIKOFER, R. et al. Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 1, n. 1, p. 21–26, 2000.

BRINCKMANN, P.; BIGGEMANN, M.; HILWEG, D. Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. **Spine**, v. 14, n. 6, p. 606–10, jun. 1989.

BROWN, E. W.; ABANI, K. Kinematics and kinetics of the dead lift in adolescent power lifters. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 17, p. 554–566, 1985.

BROWN, L. E. E. E.; WEIR, J. P. ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. **Journal of Exercise Physiology**, v. 4, n. 3, p. 1–21, 2001.

BURGESS-LIMERICK, R. Squat, stoop, or something in between? **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 31, n. 3, p. 143–148, 2003.

CAMPOS, M. H. **Sistema de análise de movimento para avaliação da postura vertebral durante a corrida no teste de esforço máximo incremental**. [s.l.] Universidade Estadual de Campinas, 2010.

CAMPOS, M. H. et al. The geometric curvature of the spine of runners during maximal incremental effort test. **Journal of biomechanics**, v. 48, n. 6, p. 969–75, 13 abr. 2015.

CAMPOS, M. H. et al. The geometric curvature of the lumbar spine during restricted and unrestricted squats. **The Journal of sports medicine and physical fitness**, v. 414, n. August, 2016.

CARDOSO, T. DA S. G.; MELLO, C. B. DE; FREITAS, P. M. DE. Uso de Medidas Quantitativas de Eficácia em Reabilitação Neuropsicológica. **Psicologia em Pesquisa**, v. 7, n. 1, p. 121–131, jun. 2013.

CHOLEWICKI, J.; MCGILL, S. M.; NORMAN, R. W. Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. **Official Journal of the American College of Sports Medicine**, v. 23, n. 10, p. 1179–1186, 1991.

CUNHA, S. A.; LIMA FILHO, E. C. Metodologia para a suavização de dados biomecânicos por funções não paramétricas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 1, n. 6, p. 23–28, 2003.

DELAVIER, F. **Guia dos Movimentos de Musculação / Abordagem Anatômica**. 3. ed. São Paulo: Monole, 2002.

DEPRÁ, P. P. **Adaptações da Geometria da Coluna Vertebral e do Dorso Durante a Corrida**. [s.l.] Universidade Estadual de Campinas, 2004.

ESCAMILLA, R. F. et al. Biomechanical analysis of the deadlift during the 1999 Special Olympics World Games. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, p. 1345–1353, 2001.

ESCAMILLA, R. F. et al. An electromyographic analysis of sumo and conventional style deadlifts. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 34, n. 17, p. 682–688, 2002.
ESCAMILLA, R.; FRANCISCO, A. **A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadliftsMedicine and science in sports and exercise**, 2000. Disponível em: <http://www.setantacollege.com/wp-content/uploads/Journal_db/A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts..pdf>
FAAS, A. Exercises: which ones are worth trying, for which patients, and when? **Spine**, v. 21, n. 24, p. 2874-8-9, 15 dez. 1996.
FYHRIE, D. P.; SCHAFFLER, M. B. Failure mechanisms in human vertebral cancellous bone. **Bone**, v. 15, n. 1, p. 105–9, 1994.
GALANTE, J. O. Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus. **Acta orthopaedica Scandinavica**, p. Suppl 100:1-91, 1967.
GORDON, S. J. et al. Mechanism of disc rupture. A preliminary report. **Spine**, v. 16, n. 4, p. 450–6, abr. 1991.
GRUEN, A. Fundamentals of videogrammetry — A review. **Human Movement Science**, v. 16, n. 2, p. 155–187, 1997.
HALL, S. **Biomecânica básica**. 5. ed. Barueri: Manole, 2009.
HARTMANN, H.; WIRTH, K.; KLUSEMANN, M. Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load. **Sports medicine**, v. 43, n. 10, p. 993–1008, out. 2013.
HOLM, S.; NACHEMSON, A. Variations in the nutrition of the canine intervertebral disc induced by motion. **Spine**, v. 8, n. 8, p. 866–74, 1983.
KOES, B. W. et al. Physiotherapy exercises and back pain: a blinded review. **BMJ (Clinical research ed.)**, v. 302, n. 6792, p. 1572–6, 29 jun. 1991.
LIEBENSON, C. Activity modification advice: part II – squats. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 7, n. 4, p. 230–232, 2003.
MANNICHE, C. et al. Clinical trial of intensive muscle training for chronic low back pain. **Lancet**, v. 2, n. 8626–8627, p. 1473–6, 1988.
MATUSZAK, M. E. et al. Effect of rest interval length on repeated 1 repetition maximum back squats. **Journal of strength and conditioning research**, v. 17, n. 4, p. 634–7, nov. 2003.
MAWTSON, G. A.; BOOCOCK, M. G. The effect of lumbar posture on spinal loading and the function of the erector spinae: implications for exercise and vocational rehabilitation. **New Zealand Journal of Physiotherapy**, v. 40, n. 3, p. 250–255, 1996.
MCGILL, S. M. Abdominal belts in industry: a position paper on their assets, liabilities and use. **American Industrial Hygiene Association journal**, v. 54, n. 12, p. 752–4, dez. 1993.
MCGILL, S. M. The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic. **Journal of biomechanics**, v. 30, n. 5, p. 465–75, maio 1997.
MCGILL, S. M. Exercícios para a região lombar: Prescrição para as costas sadias e recuperação de uma lesão. In: ROITMAN, J. L. et al. (Eds.). . **Manual de pesquisa das deiretrizes da ACSM para os testes de esforço e sua prescrição / American College of Sports Medicine**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.
MCGILL, S. M.; HUGHSON, R. L.; PARKS, K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. **Clinical biomechanics**, v. 15, n. 10, p. 777–80, dez. 2000.
MCGUIGAN, M. R. M.; WILSON, B. D. Biomechanical Analysis of the Deadlift. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 10, n. 4, p. 250–255, nov. 1996.
MIELE, V. J.; PANJABI, M. M.; BENZEL, E. C. Anatomy and biomechanics of the spinal column and cord. In: [s.l: s.n.]. p. 31–43.
NACHEMSON, A.; MORRIS, J. M. IN VIVO MEASUREMENTS OF INTRADISCAL PRESSURE. DISCOMETRY, A METHOD FOR THE DETERMINATION OF PRESSURE IN THE LOWER LUMBAR DISCS. **The Journal of bone and joint surgery. American**

volume, v. 46, p. 1077–92, jul. 1964.
NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.
NUTTER, P. Aerobic exercise in the treatment and prevention of low back pain. **Occupational medicine**, v. 3, n. 1, p. 137–45, 1996.
PANJABI, M. M. Clinical spinal instability and low back pain. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 13, n. 4, p. 371–9, ago. 2003.
POTVIN, J. R.; NORMAN, R. W.; MCGILL, S. M. Reduction in anterior shear forces on the L 4L 5 disc by the lumbar musculature. **Clinical biomechanics**, v. 6, n. 2, p. 88–96, maio 1991.
RANAVOLO, A. et al. Modelling the spine as a deformable body: Feasibility of reconstruction using an optoelectronic system. **Applied ergonomics**, v. 44, n. 2, p. 192–9, mar. 2013.
RICHARDSON, C. et al. **Therapeutic Exercise For Spinal Segmental Stabilization in Low Back Pain**. Edimburgo: Churchill Livingstone, 1999.
SCANNELL, J. P.; MCGILL, S. M. Lumbar Posture—Should It, and Can It, Be Modified? A Study of Passive Tissue Stiffness and Lumbar Position During Activities of Daily Living. **Physical Therapy**, v. 83, n. 10, 2003.
SCHOENFELD, B. J. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. **Journal of strength and conditioning research**, v. 24, n. 12, p. 3497–506, dez. 2010.
SCISTATCALC. **SCISTATCALC**. Disponível em: <http://scistatcalc.blogspot.com.br/2013/10/shapiro-wilk-test-calculator.html>. Acesso em: 25 jul. 2016.
SIMÃO, R. et al. Influência dos diferentes protocolos de aquecimento na capacidade de desenvolver carga máxima no teste de 1RM. **Fitness & Performance Journal**, v. 3, n. 5, p. 261–265, 1 set. 2004.
SOBOTTA, J. **Atlas de Anatomia Humana**. 21. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
SRBINOSKA, H. et al. Correlation between back shape and spinal loads. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 11, p. 1972–5, 26 jul. 2013.
TIXA, S. **Atlas de anatomia palpatória do membro superior: investigação manual de superfície**. São Paulo: Monole, 2000.
VIDEMAN, T. Experimental models of osteoarthritis: the role of immobilization. **Clinical Biomechanics**, v. 2, n. 4, p. 223–229, nov. 1987.
VIDEMAN, T. et al. The long-term effects of physical loading and exercise lifestyles on back-related symptoms, disability, and spinal pathology among men. **Spine**, v. 20, n. 6, p. 699–709, 15 mar. 1995.
VIDEMAN, T.; NURMINEN, M.; TROUP, J. D. G. Lumbar Spinal Pathology in Cadaveric Material in Relation to History of Back Pain, Occupation, and Physical Loading. **Spine**, v. 15, n. 8, p. 728–40, 1990.
VRTOVEC, T.; PERNUS, F.; LIKAR, B. A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. **European spine journal**, v. 18, n. 5, p. 593–607, maio 2009.
WHITE, A. A.; PANJABI, M. M. **Clinical biomechanics of the spine**. [s.l.] Lippincott, 1990.
ZATSIORSKY, V. M.; KRAEMER, W. J. **Ciência e Prática do Treinamento de Força**. 2. ed. São Paulo: Phorte, 2008.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DANÇA
BACHARELADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

ADAPTAÇÕES GEOMÉTRICAS DA COLUNA LOMBAR DURANTE O EXERCÍCIO LEVANTAMENTO TERRA EXECUTADO COM AS TÉCNICAS TRADICIONAL E SUMÔ

Monografia submetida à Faculdade de Educação Física e Dança da Universidade Federal de Goiás como requisito para finalização do curso de Bacharelado em Educação Física.
Orientador: Prof. Dr. Mario Hebling Campos.

Esta Monografia foi revisada após a defesa em banca e está aprovada.

Goiânia, dezembro de 2016

_____
Prof/a. (orientador/a)

sistema de bibliotecas ufg

UFG UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS

TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR AS MONOGRAFIAS ELETRÔNICAS REPOSITÓRIO INSTITUCIONAL DE MONOGRAFIAS DA UFG – RIUFG

1. Identificação do material bibliográfico monografia:
[x] Graduação [ ] Especialização

2. Identificação do Trabalho de Conclusão de Curso

Autor (a):	Aldo Antonio Seffrin Neto
E-mail:	netoseffrin@gmail.com
Seu e-mail pode ser disponibilizado na página? [x]Sim [ ] Não	
Título:	Adaptações geométricas da coluna lombar durante o exercício levantamento terra executado com as técnicas tradicional e sumô.
Palavras-chave:	Coluna vertebral, Tronco, Biomecânica, Cinemática, Levantamento terra.
Título em outra língua:	Geometric adaptations of the lumbar spine during the deadlift exercise executed with the traditional and sumo techniques.
Palavras-chave em outra língua:	Spine, Trunk, Biomechanics, Kinematics, Deadlift.
Data defesa: (dd/mm/aaaa)	09/12/2016
Graduação/Curso Especialização:	Bacharelado em Educação Física
Orientador (a)*:	Mário Hebling Campos

*Necessita do CPF quando não constar no SisPG

DECLARAÇÃO DE DISTRIBUIÇÃO NÃO-EXCLUSIVA

O referido autor:

a) Declara que o documento em questão é seu trabalho original, e que detém prerrogativa de conceder os direitos contidos nesta licença. Declara também que a entrega do documento não infringe, tanto quanto lhe é possível saber, os direitos de qualquer outra pessoa ou entidade.

b) Se o documento em questão contém material do qual não detém os direitos de autor, declara que obteve autorização do detentor dos direitos de autor para conceder à Universidade Federal de Goiás os direitos requeridos por esta licença, e que esse material cujos direitos são de terceiros está claramente identificado e reconhecido no texto ou conteúdo do documento em questão.

Termo de autorização

Na qualidade de titular dos direitos do autor do conteúdo supracitado, autorizo a Biblioteca Central da Universidade Federal de Goiás a disponibilizar a obra, gratuitamente, por meio do Repositório Institucional de Monografias da UFG (RIUFG), sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou download, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data, sob as seguintes condições:

Permitir uso comercial de sua obra? (x) Sim ( ) Não
Permitir modificações em sua obra?
( ) Sim
( ) Sim, contando que outros compartilhem pela mesma licença .
(x) Não
A obra continua protegida por Direito Autoral e/ou por outras leis aplicáveis. Qualquer uso da obra que não o autorizado sob esta licença ou pela legislação autoral é proibido.

Local e Data: Goiânia 23/12/2016

Assinatura do Autor e/ou Detentos dos Direitos Autorais