

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

Yullen Hevert Correa dos Santos

**ANÁLISE DO EFEITO DA CARGA DO EXERCÍCIO LEVANTAMENTO TERRA  
NA CURVATURA LOMBAR**

Goiânia  
2017

Yullen Hevert Correa dos Santos

**ANÁLISE DO EFEITO DA CARGA DO EXERCÍCIO LEVANTAMENTO TERRA  
NA CURVATURA LOMBAR**

Monografia apresentada à Faculdade de Educação Física e Dança da Universidade Federal de Goiás como requisito para finalização do curso de Educação Física Bacharelado.

Orientador: Prof. Dr. Mário Hebling Campos

Goiânia  
2017

Este trabalho é dedicado à minha família, esposa, mãe e irmãos, e também aos meus professores e colegas de classe. E em especial ao meu filho Isaac.

## AGRADECIMENTOS

Inicialmente agradeço a Deus por me proporcionar diversas oportunidades de crescimento e me dar forças em momentos de dificuldade...

À minha família, pelo sacrifício realizado para que eu tivesse a oportunidade entrar em uma Universidade Federal, e pelos diversos momentos em toda a minha vida em que me deram conforto, carinho, sabedoria e tantas outras bênçãos, e por serem tudo o que eu tenho de precioso.

Sou grato à Universidade Federal de Goiás que por alguns anos me proporcionou uma vasta gama de conhecimento e sabedoria, bem como uma grande quantidade de amizades que possivelmente levarei para vida toda.

Reconheço e agradeço fortemente a oportunidade dada pelo meu orientador e professor Mário Hebling Campos de me permitir ter entrado em seu laboratório, acreditado em meu potencial e me estimulado a vocação à pesquisa e ter me permitido a realização de meu trabalho de conclusão de curso em uma de suas linhas de produção científica. Sou grato também pela vasta experiência, conhecimento e amizades fornecidas.

Claramente não perco a oportunidade de agradecer aos meus amigos e colegas de classe, em especial ao Aldo Seffrin pela grande ajuda na aquisição de dados desta e de outras pesquisas e também às outras empreitadas realizadas, do mesmo modo a todo auxílio e contribuição durante toda a minha graduação em Educação Física, e ao Filipe Albernaz pela sabedoria e orientação oferecidas. Agradeço também a toda turma pertencente ao bacharelado 6, turma essa que deixou minha graduação interessante, divertida e estimulante.

Quero também agradecer a todos os professores da FEFD pelo conhecimento oferecido, em especial a professora Ana Márcia Silva, que no início de minha jornada dentro da graduação de Educação Física me permitiu entrada no LABPHYSIS, local onde aprendi o quanto é difícil enumerar, mas posso dizer que se não fosse esta oportunidade, provavelmente hoje eu não teria buscado e alcançado várias de minhas conquistas e almejos. Agradeço também ao professor Carlos Alexandre pelo seu domínio em diversas áreas de pesquisa e por ter me disponibilizado em suas disciplinas oferecidas durante a minha graduação, singularmente a disciplina de Núcleo Temático.

Agradeço a minha esposa Yasmin, por me auxiliar cotidianamente, dando-me amor e carinho, e ao meu filho Isaac que é fonte de inspiração para que eu possa seguir em frente.

A todos que participam e participaram de minha vida “MUITO OBRIGADO!”

“Todo homem que encontro é superior a mim em alguma coisa. E nesse particular eu aprendo com ele ...”

(Ralph Waldo Emerson)

## RESUMO

Esta pesquisa teve como objetivo a análise do comportamento da curvatura da coluna vertebral no teste de 1RM do exercício de levantamento terra, em comparação à execução deste exercício com carga de 70% de 1 RM. Com a utilização de adesivos retrorrefletivos aderidos à pele no alinhamento dos processos vertebrais, 11 voluntários, 8 homens e 3 mulheres ( $26,7 \pm 8,8$  anos,  $1,75 \pm 0,09$  metros,  $74,5 \pm 10,7$  [Média  $\pm$  Desvio Padrão]) foram submetidos à execução de uma marcha a 5 Km/h na esteira, onde obteve-se a Curva Neutra da coluna vertebral, posteriormente realizaram o exercício levantamento terra em um teste de 1 RM, em seguida executaram o exercício com 70% desta carga. Estas execuções foram filmadas através de três câmeras e os vídeos obtidos foram utilizados para a análise cinemática e a identificação da posição espacial dos marcadores se deu pelo processamento das imagens pela utilização do software *Dynamic Posture*. Com os dados adquiridos durante a execução nas duas variações da carga de levantamento terra, reduzidas da Curvatura Neutra, observou-se que para as curvaturas presentes nas vertebbras lombares L1, L3 e L5, a execução de 1 RM do exercício foram maiores, da mesma forma observada na inclinação do tronco e lombar. Os dados adquiridos apontam que a coluna vertebral é mais sobrecarregada durante a execução de 1 RM em comparação a 70%.

**Palavras chave:** Coluna vertebral, Levantamento terra, Teste de 1 RM, Cinemática, Biomecânica.

## LISTAS DE FIGURAS

Figura 1: Fases do levantamento terra.....	8
Figura 2 - Ilustração dos três planos anatômicos da coluna vertebral humana (frontal, sagital e posterior).....	10
Figura 3 – Vista superior da vértebra lombar.....	11
Figura 4 – Disco intervertebral.....	12
Figura 5 – Ilustração do método de invasivo por agulhas.....	15
Figura 6 – Representação do dorso através de moire fotografia.....	17
Figura 7 – Ilustração dos marcadores retrorrefletivos no dorso de um voluntário.....	24
Figura 8 - Posicionamento das câmeras referentes ao centro de realização dos exercícios. Adaptação de Campos, 2010. ....	26
Figura 9 - Imagem dos calibradores obtido pela câmera frontal central.....	27
Figura 10 - Descrição das variáveis angulares plano sagital. ....	29
Figura 11 – Ilustração dos resultados obtidos por meio das derivações.....	31
Figura 12 - Inclinação do Tronco entre 0 a 100 % da realização do exercício.....	32
Figura 13 - Diferenças na inclinação da postura lombar nas duas variações da carga durante o levantamento terra. ....	33
Figura 14 - Comportamento da curvatura da vértebra L1 durante o exercício.....	34
Figura 15 - Comportamento da curvatura da vértebra L3 durante o exercício.....	34
Figura 16 – Comportamento da curvatura da vértebra L5 durante o exercício.....	35

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1: Características dos voluntários.....	22
Tabela 2: Cargas máximas validas no teste de 1RM.....	25
Tabela 3: Dados posturais gerais do final do ciclo do movimento.....	36
Tabela 4: Dados encontrados no final do ciclo de movimento.....	36

## SUMÁRIO

<b>1.</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>3</b>
1.1	OBJETIVOS.....	4
<b>2.</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>5</b>
2.1	TESTE DE UMA REPETIÇÃO MÁXIMA.....	5
2.2	LEVANTAMENTO TERRA.....	7
2.3	COLUNA VERTEBRAL.....	9
2.4	MÉTODOS DE ANÁLISES DA COLUNA.....	13
<b>2.4.1</b>	<b>Curvatura geométrica e curva neutra da coluna.....</b>	<b>20</b>
<b>3.</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>22</b>
3.1	AMOSTRA.....	22
3.2	PROCEDIMENTOS DE DEMARCAÇÃO.....	22
3.3	PROTOCOLO DE EXERCÍCIOS.....	24
3.4	PROCEDIMENTOS DE FILMAGENS E AQUISIÇÃO DE DADOS.....	26
3.5	ANÁLISE DA COLUNA NOS EXERCÍCIOS.....	28
3.6	ANÁLISE ESTÁTISTICA .....	30
<b>4.</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>31</b>
<b>5.</b>	<b>DISCUSSÕES.....</b>	<b>37</b>
<b>6.</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>39</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>40</b>

## 1. INTRODUÇÃO

O levantamento terra é considerado um dos melhores testes de força corporal geral e tem sido utilizado para o treinamento de força de diversos atletas há vários anos, sendo também a última das três modalidades nas competições de *powerlifting* (GROVES, 2002). É visto também que esse exercício é comumente prescrito e utilizado em academias de musculação em geral, devido a sua capacidade de fortalecer diversos músculos do tronco e dos membros inferiores (MCGUIGAN; WILSON, 1996; ESCAMILLA et al., 2000; GROVES, 2002; BEZERRA, et al., 2013).

O exercício levantamento terra consiste em erguer uma carga do solo, e está associado a altas cargas na coluna lombar, sendo intimamente ligado a dores relatadas por praticantes de esportes de força (SIEWE et al., 2011). Se realizado de forma inadequada, pode expor a região lombar a um estresse potencialmente lesivo (MCGUIGAN; WILSON, 1996). Durante a execução deste exercício com altas cargas, a produção de uma grande quantidade de forças produzidas pelos músculos posteriores de tronco aumentam o estresse nas articulações da coluna vertebral durante a execução deste movimento (ESCAMILLA et al., 2000; GROVES, 2002; SIEWE et al., 2011).

A possibilidade de lesão na coluna vertebral durante a execução de um exercício como o levantamento terra pode ser aumentada de acordo com a carga de execução, como por exemplo, nos testes de força de uma repetição máxima (1 RM), ou em treinamentos com altas cargas de execução (SIEWE, et al., 2011). Para mensuração de tais variáveis sobre o comportamento da coluna vertebral, a medição direta das cargas na coluna vertebral implica em procedimentos invasivos. Uma alternativa para avaliar as características posturais de exercícios como o levantamento terra é a utilização de cinemetria (CAMPOS et al., 2016).

No trabalho realizado por Campos et al., (2016) foram observados o comportamento da curvatura geométrica da coluna vertebral durante diferentes modos de execução de agachamento com a utilização de métodos de cinemetria. Mediram a posição espacial de marcadores retrorrefletivos posicionados na pele dorsal sob os processos espinhosos das vértebras. A representação geométrica do formato da coluna se deu pela projeção bidimensional no plano sagital dos marcadores e o ajuste de um polinômio.

Os autores deste trabalho não encontraram na literatura dados sobre o comportamento da curvatura geométrica da coluna vertebral durante a execução do levantamento terra,

comparando diferentes cargas de execução. Deste modo, este estudo pretende investigar por meio de cinemetria, o efeito que a carga de execução tem sobre o comportamento da curvatura vertebral durante o exercício de levantamento terra.

## 1.1. OBJETIVOS

### **Objetivo Geral**

Analisar a diferença no comportamento da curvatura da coluna vertebral durante a execução do exercício levantamento terra em um teste de 1 RM em comparação a 70% de 1 RM em relação a Curva Neutra no plano sagital.

### **Objetivos específicos**

Verificar e descrever as diferenças no comportamento da coluna vertebral de acordo com a inclinação do tronco.

Observar as variações da curvatura em diferentes vertebrae da coluna lombar em relação a carga de execução do exercícios levantamento terra.

Investigar as adaptações da curvatura vertebral referentes a o teste de 1 RM e com 70% da carga no exercício levantamento terra.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1. TESTE DE UMA REPETIÇÃO MÁXIMA.

Força muscular máxima pode ser definida como a capacidade máxima de um músculo ou grupamento muscular de realizar tensão em uma certa velocidade e padrão de movimento contra uma determinada resistência (KNUTTGEN; KRAEMER, 1987 *apud* MACÍAS; CRUZ, GUERRA, 2006; KENNEY; WILMORE, COSTILL, 2013). Frequentemente, a força muscular é mensurada pelo teste de uma repetição máxima (1RM) que se trata de um procedimento que permite a estimativa indireta da força muscular a partir da carga máxima levantada em exercícios com pesos livres ou máquinas (VERDIJK et al., 2009), que operacionalmente é determinado como a maior carga que pode ser movida por uma amplitude específica de movimento uma única vez com execução correta (PEREIRA; GOMES, 2003).

De acordo com Pereira e Gomes (2003), os testes de força máxima são pouco utilizados na prescrição de exercícios em locais comuns de treinamento físico como academias e/ou clubes, devido à dificuldade de execução e tempo gasto para realização do teste. Contudo, segundo Andrade e Mascarin (2016) este é um dos testes mais realizados pelos profissionais voltados a área do esporte. Além disso, os testes de força assumem suas principais aplicações na investigação científica (PEREIRA; GOMES, 2003; DIAS, 2013) e em provas de levantamento de peso (ESCAMILLA et al., 2000).

Dias et al. (2013) relatam que há baixa incidência de lesões durante a aplicação de testes de 1RM. Em geral os programas de treinamento de força têm uma pequena incidência de lesões que diminui ainda mais ao se adotar procedimentos de segurança (FLECK; KRAEMER, 2006)

Na literatura existem determinados procedimentos para que haja menores casos de lesões durante a realização dos testes. Alguns destes são apontados por Fleck; Kraemer (2006), para a segurança em geral como: instrução informativa e adequada para realização dos testes, respiração controlada, auxílio supervisionado por indivíduos que não estejam submetidos a avaliação para prevenção de possíveis erros e lesões e informação e familiarização sobre a técnica adequada.

Durante a execução de alguns exercícios de agachamento e/ou levantamento terra, a execução inadequada pode expor a região lombar a um estresse potencialmente lesivo

(MCGUIGAN; WILSON, 1996). É relatado que atletas de levantamento de peso de ambos os sexos apresentam a mesma possibilidade de sofrer situações de emergência médica em relação à população em geral e aos praticantes de outras modalidades desportivas (BECERRO; GUTIERREZ, 1999)

Para a determinação de 1RM, o indivíduo deve selecionar uma carga que já tenha a capacidade de levantar pelo menos uma vez. Depois de um aquecimento adequado, ele deve tentar executar uma repetição (SIMÃO et al., 2004, DIAS et al., 2013) e, por meio do relato da sensação subjetiva de esforço, uma nova carga será acrescentada ao exercício para que dentro de 4 ou 5 minutos de descanso se realize uma nova tentativa de execução do exercício. Esse procedimento deve ser repetido em no máximo 5 tentativas, se acaso os indivíduos sujeitos ao teste não forem capazes de executar a tarefa em uma das tentativas. A última carga levantada representa seu 1 RM dentro do exercício em questão, mas se dentro das tentativas limites de execução não houver falha em uma das tentativas o teste neste dia se torna invalidado (QUEIROGA, 2005; KENNEY; WILMORE, COSTILL, 2013).

Durante a realização do teste é necessário que haja motivação e encorajamento adequado por parte dos avaliadores para a realização do teste (DIAS et al., 2005). O questionamento sobre a sensação subjetiva de esforço relacionada é um importante recurso de feedback para a adição de nova carga. Por parte do avaliado existe a necessidade de se estar em elevada concentração. Desta maneira é interessante salientar a necessidade de se evitar ambientes com alta concentração de pessoas e de ruídos (PEREIRA; GOMES, 2003, DIAS et al., 2005, VERDIJK et al., 2009, DIAS et al., 2013).

Por ser um método já consolidado em pesquisas científicas, existem protocolos e informações necessárias aos pesquisadores como: 1 - o teste de 1 RM não é recomendado para iniciantes, adolescentes e idosos se estes não tiverem minimamente habituados ao treinamento com altas cargas e 2 - não é recomendado a pessoas portadoras de doenças crônico degenerativas ou em estágios de recuperação de enfermidades ou lesões (DIAS et al., 2005).

Queiroga (2005) relata diversos fatores que dificultam o uso dos testes de 1RM como: receio de provocar alguma lesão no avaliado, muito tempo de aplicação, o teste é muito desagradável para qualquer pessoa que não esteja habituada com o tipo de esforço proporcionado pelo teste ressalvando que a força muscular não é uma capacidade geral e um único teste pode ser insuficiente para sua mensuração, sendo necessário a realização de testes

adicionais. Contudo é relatado que os testes de 1 RM indicam boa confiabilidade em experimental (PEREIRA; GOMES, 2003).

## 2.2. LEVANTAMENTO TERRA

O levantamento terra é considerado um dos melhores testes de força corporal geral e tem sido utilizado para o treinamento de força de atletas a diversos anos (GROVES 2002). Sendo constituído por gestos técnicos similares aos movimentos iniciais executados nas provas da modalidade Olímpica de Levantamento de Peso e também como um dos exercícios obrigatórios dentro das competições de *powerlifting*, é considerado um exercício de cadeia cinética fechada para os membros inferiores (ESCAMILLA; FRANCISCO, 2000; GROVES, 2002).

As variações do levantamento terra geralmente são prescritas por profissionais relacionados ao treinamento de força e condicionamento físico para o fortalecimento de diversos músculos pertencentes aos membros inferiores, quadris e tronco (GROVES, 2002; BEZERRA, et al., 2013). As duas variações deste exercício geralmente utilizadas em competições de *powerlifting* são conhecidas como levantamento terra convencional e sumo (MCGUIGAN, WILSON, 1996; GROVES, 2002). Esta seção será direcionada a explicação da técnica convencional de levantamento terra.

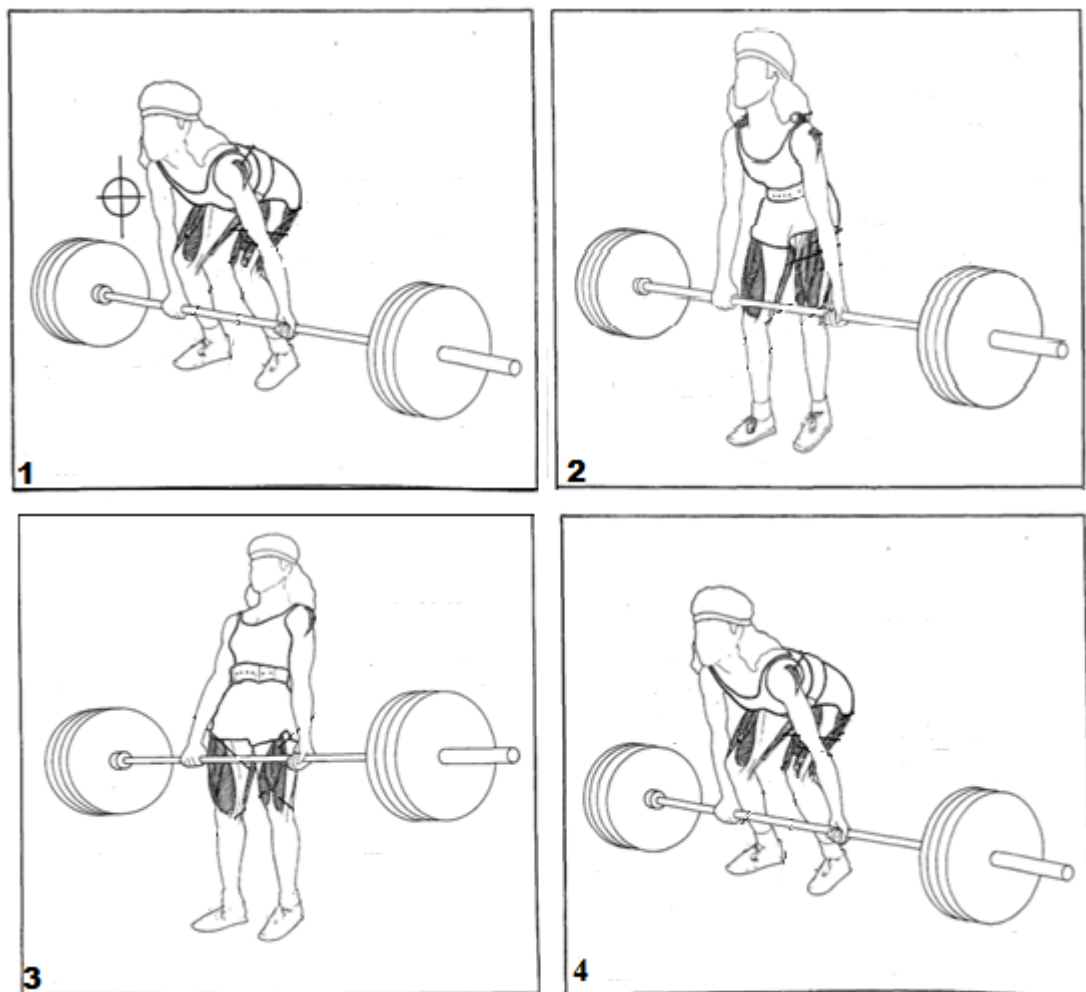
O exercício de levantamento terra implica em elevar do solo objetos como por exemplo uma barra com anilhas, gerando sobrecargas na coluna vertebral (CHOLEWICKI et al., 1990). Para a execução do levantamento terra “convencional”, o executante deve se aproximar da barra até tocá-la com as tíbias ou próximo o suficiente até que os pés estejam posicionados abaixo da barra, afastados lateralmente, tendo como referência a distância dos ombros, os braços devem estar pendentes e estendidos, os antebraços devem tocar levemente a lateral de cada perna, e as mãos devem agarrar a barra a escolha do executante seja em supinação, pronação e ou alternada (DELAVIER, 2002; RODRIGUES; CARNAVAL, 2002; GROVES, 2002).

Em seguida, o executante deve erguer a cabeça e olhar a frente em linha reta, os braços retos e os ombros altos e aproximando as escápulas uma da outra, pois de acordo com Groves (2002), este posicionamento permite ao levantador menor estresse lombar porque desta forma as pernas serão responsáveis pela maior parte do levantamento. A partir deste posicionamento

o executante eleva a barra com extensão dos joelhos e do quadril juntamente com a extensão da coluna vertebral, fazendo com que a barra perpassse ao longo da tíbia até a posição ereta do tronco (DELAVIER, 2002; RODRIGUES; CARNAVAL, 2002).

A execução do levantamento terra pode ser separada em quatro momentos: inicial ou saída, transposição dos joelhos, arremate (ESCAMILLA et al., 2000; ESCAMILLA et al., 2001) e abaixamento até o chão ou “recolocação da barra ao solo”, que consiste na realização do movimento em sua parte excêntrica, controlando a flexão de joelhos e quadris, mantendo as costas retas. Para tal se faz necessário manter a barra próxima às coxas, aos joelhos e às tíbias durante a realização desta parte do movimento (GROVES, 2002) como representado na figura 1 abaixo:

**Figura 1: Fases do levantamento terra.**



Imagens de representação das partes de um ciclo de movimento do exercício. Parte inicial saída “1”, transposição dos joelhos “2”, arremate “3” e recolocação da barra ao solo “4”. Fonte: Adaptada de Gotshalk (1985).

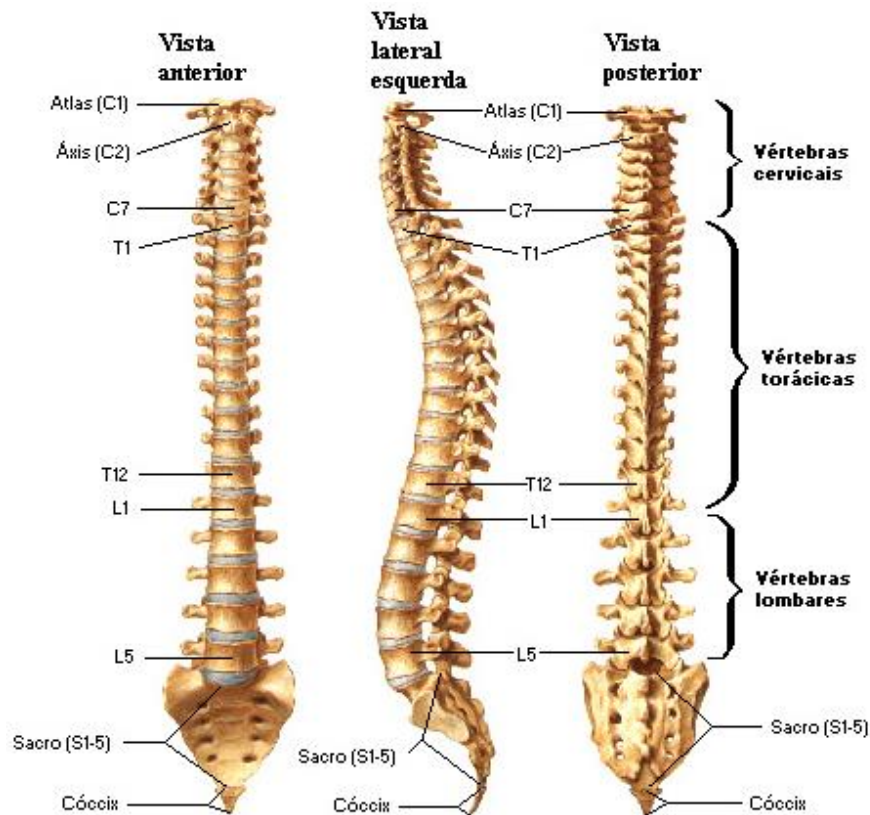
De acordo com Siewe e colaboradores (2011), as elevadas forças de compressão na altura das vértebras lombares L4 e L5, em competidores de *powerlifting* pode estar diretamente ligado a dores que estes sentem ao executarem o exercício levantamento terra dito convencional e o profissional de saúde deve levar em conta que estas dores podem não indicar com grande certeza a necessidade de interrupção do treinamento, mas um fator de alerta de uma possível lesão. Contudo, estes autores apontam que a taxa de lesão deste esporte em comparação com outros diversos é relativamente baixa.

### 2.3. COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral é formada pela superposição de 33 vértebras, cada uma dessas vértebras conferem à coluna funções de sustentação, transferência de carga e proteção (DEPRÁ, 2004). Estão situadas na parede dorsal do tronco, ao longo do plano mediano. A coluna é distinguida em cinco regiões: cervical com 7 vértebras presentes, torácica 12 vértebras, lombar 5, sacral 5 vértebras fundidas e coccígea 4 vértebras também fundidas (DANGELO; FANTINNI, 2000, ERHART, 2009).

No seu conjunto a coluna vertebral apresenta, geralmente no plano sagital, quatro curvas de direções opostas que se alternam relativamente com a posição ereta do homem conhecidas como duas lordoses e duas cifoses (UETAKE et al., 1998). As cervicais se dispõem formando uma curva convexa anterior (lordose cervical), as torácicas constituem em outra curva convexa posteriormente (cifose torácica), as vértebras lombares repetem a convexidade anterior (lordose lombar), e a sacrococcígea forma por sua vez outra cifose com seu nome, (DANGELO; FANTINNI, 2000, ERHART, 2009). A estrutura presente nas curvas da coluna realiza funções de dissipação das forças que agem sobre o corpo e também permite o equilíbrio do corpo (HALL, 2009; MCGILL, 2011).

**Figura 2 - Ilustração dos três planos anatômicos da coluna vertebral humana (frontal, sagital e posterior)**

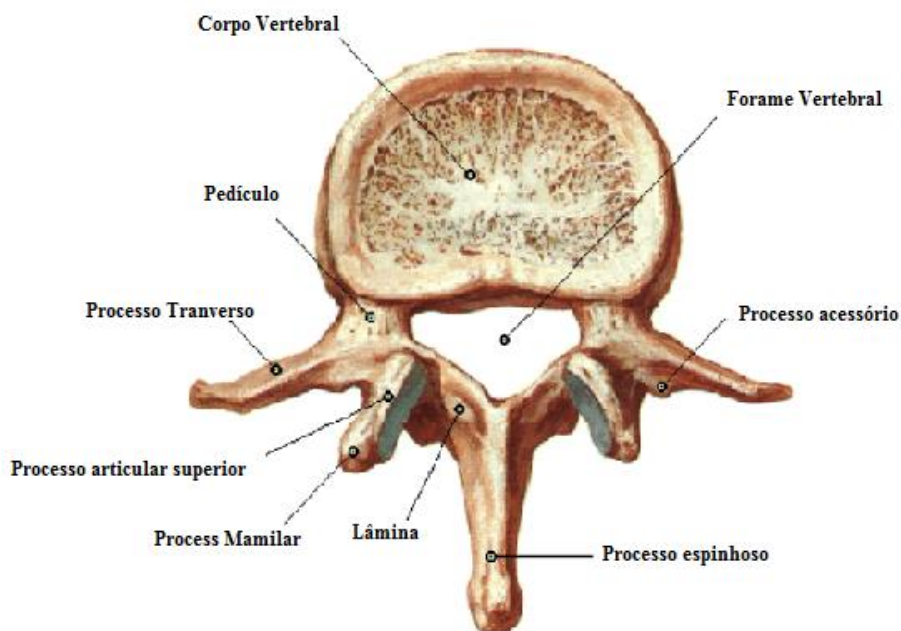


Na imagem referente à vista lateral esquerda “plano sagital”, é possível visualizar as quatro curvas. A lordose cervical pode ser visualizada pela curva presente entre a vértebras referentes a C1 e a C7, a cifose torácica entre T1 e T12 respectivamente, enquanto a lordose lombar se refere a curva entre L1 e L5. Fonte: Netter (2000).

As vértebras são frequentemente consideradas rígidas e a maior parte da movimentação realizada pela coluna ocorre nos discos. Tanto os discos quanto as vértebras agem como absorvedoras dos choques de impacto juntamente com a totalidade de suas curvaturas presentes (CAMPOS, 2005, HALL, 2009, MCGILL, 2011). Cada uma destas vértebras possui arquitetura que confere à coluna função de proteção suporte, transferência de carga e movimentação (DEPRÁ, 2004). Os movimentos articulares das vértebras dependem do grau de funcionamento dos discos intervertebrais, dos músculos e dos ligamentos, sendo que os envoltos na coluna

contribuem para limitar os movimentos com a finalidade de fornecer estabilidade desta (NORDIN; FRANKEL, 2004).

**Figura 3 – Vista superior da vértebra lombar**



Fonte: Netter (2000).

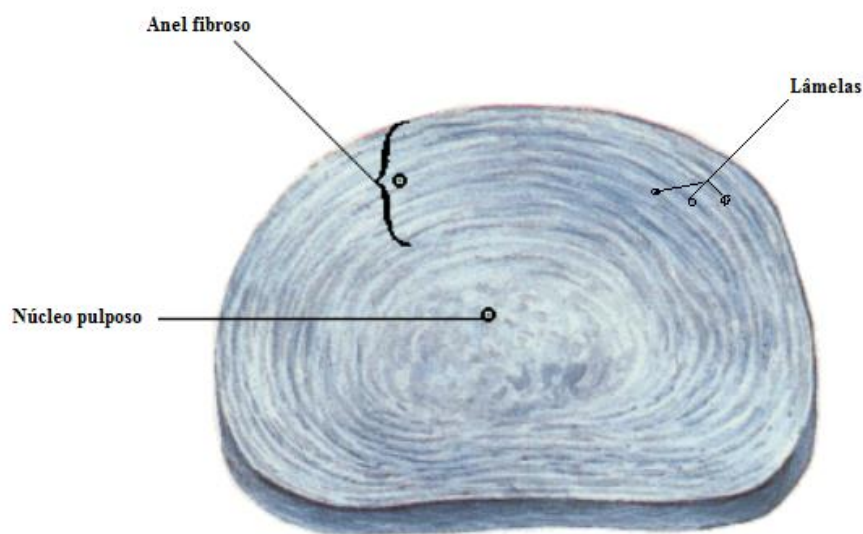
Cada vértebra com exceção das C1 atlas e C2 áxis e as vértebras sacrais e as coccígeas contém diversas estruturas semelhantes como: o corpo vertebral, os processos transversos e um processo espinhoso (DANGELO; FANTINNI, 2000, ERHART, 2009). Estas vértebras são recobertas de ligamentos amarelos, cápsulas articulares, ligamentos interespinhais, discos intervertebrais entre outros. Algumas de suas funções são de permitir a mobilidade e estabilização destas estruturas (KAPANDJI, 2000, DANGELO; FANTINNI, 2000, ERHART, 2009, NORDIN; FRANKEL, 2009, HALL, 2009).

Os discos intervertebrais são formados por fibrocartilagens que conferem rigidez, flexibilidade e amortecimento das forças de compressão ao longo da coluna (GALANTE, 1967, MIELE; PANJABI; BENZEL, 2012). O disco intervertebral é constituído pelo anel fibroso na

região periférica formado por uma série de lamelas circulares concêntricas, sendo que estas são mais espessas anteriormente e mais numerosas posteriormente, e pelo núcleo pulposo encontrado no interior e centralmente do disco intervertebral (GALANTE, 1967; KAPANDJI, 2000).

O anel fibroso apresenta maior espessura anteriormente nas vértebras lombares, o que confere a esta região sua respectiva curva. O mesmo também é responsável pela realização da maioria das movimentações e absorções de impactos das placas de cartilagem acima e abaixo, realizando também a contenção do núcleo pulposo que se trata de um gel semifluido com característica flexível e macia e se dispõe centralmente em todos os discos intervertebrais, exceto aos pertencentes a zona lombar da coluna (GALANTE, 1967, NORDIN; FRANKEL 2009, MIELE; PANJABI; BENZEL, 2012).

**Figura 4 – Disco intervertebral**



Fonte Adaptada: Netter (2000).

O tronco e a coluna vertebral são partes ativas da mecânica da locomoção humana (DEPRÁ; CAMPOS, BRENZIKOFER, 2012). A coluna apresenta seis graus de liberdade e permite movimentos nos três planos que ocorrem com a soma dos movimentos de cada vértebra participante do movimento. No plano sagital realiza movimentos de flexão anterior, extensão posterior, no plano frontal ocorre inclinação lateral direita, inclinação lateral esquerda, e no plano transversal desempenha rotação para direita e rotação para esquerda, além de movimentos

conjugados como a flexão anterior com rotação entre outros (KAPANDJI, 2000, NORDIN; FRANKEL, 2009, HALL, 2009).

A coluna vertebral é um componente essencial na locomoção de vertebrados (GRACOVETSKY; IACONO, 1988). E todo movimento realizado pela coluna exige de seus ligamentos certo grau de deformidade. Durante os movimentos de flexão anterior, os ligamentos interespinhosos são submetidos a uma grande deformação, seguido da deformação dos ligamentos capsulares e dos ligamentos amarelos. Nos movimentos de extensão o ligamento longitudinal anterior suporta a deformação, no decorrer do movimento de inclinação lateral o ligamento transverso é responsável por suportar a maior deformação seguido pelos ligamentos capsulares e amarelos em menores graus, e no movimento de rotação os ligamentos capsulares das articulações facetarias suportam a maioria das deformações (PANJABI; GOEL; TAKATA, 1982).

Além da descrição anatômica da coluna vertebral e de suas funções, se faz necessário entender quais metodologias podem ser empregadas para avaliar o seu comportamento.

#### 2.4. MÉTODOS DE ANÁLISE DA COLUNA VERTEBRAL.

A coluna vertebral é fundamental para a dinâmica postural sendo responsável pela interligação entre os segmentos corporais, pois quase todos os movimentos corporais envolvem uma coordenação sinérgica entre os membros e a coluna. Dessa forma o funcionamento da coluna pode ser diretamente relacionado com a qualidade de vida (CAMPOS, 2005). Sendo que o estilo de vida das pessoas podem estar associados a fatores de risco e possíveis disfunções na coluna (MACFARLANE; JONES, HANNAFORD, 2006).

A execução de movimentos em postura neutra da coluna vertebral ou em posturas próximas a ela podem provir a opção mais adequada para a realização de movimentos visando maior segurança e menor desgaste de suas estruturas (MCGILL, 2011). Lesões provocadas na coluna vertebral não necessariamente podem ser associadas a algum tipo de exercício e/ou atividade física, mas sim a um conjunto de fatores associados (MCGILL, 2011). Há evidências de que a participação regular de exercícios físicos estão associados a menores dores nas costas na idade adulta, apesar de um aumento nas alterações degenerativas nas espinhas lombares de atletas de alguns esportes como as corridas (VIDEMAN et al., 1995).

A quantificação da postura da coluna vertebral implica em realizar medidas das posições de diversos acidentes anatômicos presentes no dorso, descrevendo desta maneira a relação geométrica entre estas partes (CAMPOS, 2010). Para Vrtovec; Pernus e Likar (2009), a curvatura apresentada pela coluna é considerada um importante parâmetro postural, para tal duas formas de modelagem têm se destacado para o estudo da coluna vertebral em movimento. A primeira forma de modelagem simplifica a coluna ao representá-la por meio de segmentos considerados rígidos e entre estes segmentos analisa os padrões de movimentos angulares. Enquanto isso, a segunda forma de modelagem consiste em descrever a coluna como uma curva contínua no espaço (BRENZIKOFER, 2000; PAULA, 2009; DEPRÁ; CAMPOS, BRENZIKOFER, 2012).

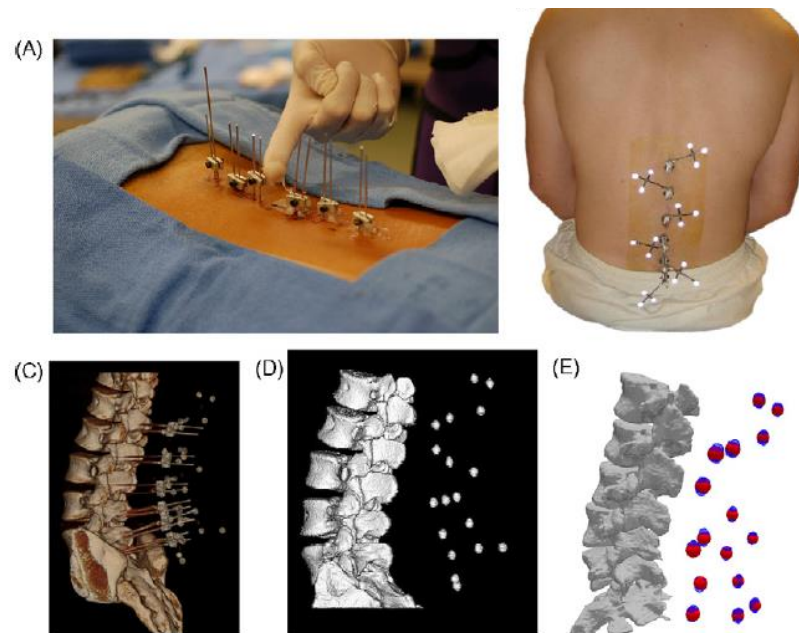
Existem dois métodos de avaliação da coluna vertebral que possibilitam entender a modelagem de seus segmentos e a descrição da coluna como uma curva contínua no espaço, os métodos invasivos e os métodos não invasivos (CAMPOS, 2010).

As metodologias invasivas de análise da coluna permitem a medição direta das posições dos ossos e suas estruturas (CAMPOS, 2010). Destes métodos destacamos as análises radiográficas que são utilizadas para posturas estáticas, sendo mais comum a mensuração bidimensional da coluna por meio de aparelhos de raios-X e as análises tridimensionais que são realizadas por tomografias computadorizadas (VRTOVEC; PERNUS, LIKAR, 2009; CAMPOS, 2010). Contudo, segundo Vrtovec; Pernus e Likar (2009) a mensuração direta das estruturas ósseas exibe baixa repetitividade entre avaliadores, assim como baixa representatividade das medidas posturais presentes na coluna.

Neste contexto Chiou e colaboradores (1996), realizaram a comparação de dois tipos de análise da coluna na altura das cinco vertebrae lombares e a primeira vertebra sacral para análise da estática de flexão de tronco. Para isso analisaram 45 voluntários de ambos os sexos, utilizaram como protocolo invasivo a radiografia, enquanto para a quantificação indireta da postura demarcaram a coluna com marcadores refletivos e para obtenção dos resultados desta medidas foram realizados cálculos de equações de regressões não lineares. Como resultado da comparação entre as duas técnicas de análises, relatou que para este tipo de modelo a análise radiográfica apresenta vantagem, mas que para avaliação de movimentos este tipo de técnica não é adequada pois apresenta um número limitado de medidas e ainda expõem os voluntários à radiação desnecessária.

Outro tipo de método invasivo da coluna é relatado por Rozulmalski e colaboradores (2009). Neste método é utilizado a fixação de agulhas diretamente inseridas nas estruturas ósseas, juntamente com a utilização de marcadores retrorrefletivos conforme a figura abaixo:

**Figura 5 – Ilustração do método de invasivo por agulhas**



“A” Inserção das agulhas na sala cirurgia, “B” fixação dos marcadores, “C” Digitalização computadorizada da coluna lombar, “D” Digitalização e segmentação da tomografia computadorizada, “E” sincronização dos dados com os dados adquiridos com a captura de movimento. (ROZULMASKI et al., 2009).

Para realização deste estudo, Rozulmalski e colaboradores (2009) utilizaram informações adquiridas por 10 voluntários adultos assintomáticos e as informações adquiridas foram processadas através de softwares (*Analyze 7.0, Analyze Direct, Lenexa, KS, USA*). Durante os procedimentos cirúrgicos todos receberam administração de anestésicos para a colocação das agulhas, mas assim mesmo todos os voluntários relataram desconforto e dor durante a realização dos testes.

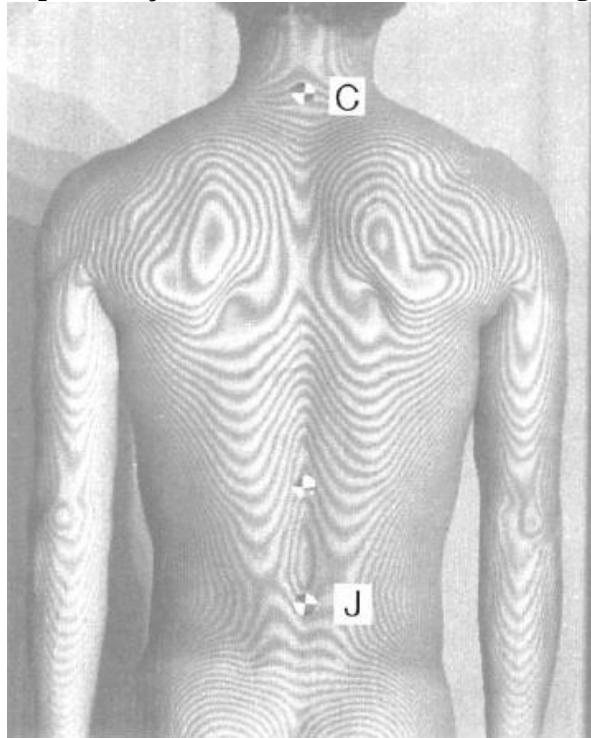
Por fim, Rozulmaski e colaboradores (2009) relatam que a realização neste tipo de análise os avaliadores precisam levar em conta os sintomas de desconforto e dor dos voluntários e outros riscos atribuídos por este tipo de teste. Custos e logística também devem ser avaliados desde o tempo em uma sala de operação individual à tomografia computadorizada e várias horas no laboratório de captura de movimento são necessários.

Segundo Fuller e colaboradores (1997) estes tipos de análises por meio da fixação de agulhas sobre a pele são inadequadas para representar os movimentos dos ossos, pois os marcadores utilizados são rígidos e não possibilitam a observação de movimentos como os de rotação. Além disso, a inserção das agulhas pode provocar alterações nos padrões de movimento devido à sensação de dor e possíveis infecções. Outro fator relevante é a possibilidade destes instrumentos se afrouxarem durante a realização dos testes e prejudicar a qualidade dos testes.

Por estes e alguns outros problemas de se utilizar métodos invasivos de análises do movimento da coluna vertebral, outros artifícios para mensuração indireta da coluna foram surgindo. O elevado número de graus de liberdade apresentado pela coluna vertebral tem levado diversos pesquisadores a proporem e desenvolverem diferentes modelos e metodologias simplificadas para quantificar de maneira indireta estas variáveis associadas (CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991; MCGUIGAN; WILSON, 1996; UETAKE et al., 1998; ESCAMILLA et al., 2001; DEPRÁ; CAMPOS, BREZIKOFER, 2012).

Dos métodos indiretos de avaliação da coluna podemos destacar os que utilizam medidas fotográficas de Moiré (UETAKE et al., 1998) que se tratam de um tipo de análise que utilizam padrões por meio de franjas oscilatórias que conseguem por exemplo quantificar a deformação ou movimento de um objeto qualquer. Como por exemplo a figura 6:

**Figura 6 – Representação do dorso através de moire fotografia**



**Fonte: (UETAKE et al., 1998).**

Com este tipo de análise, Uetake et al., (1998) conseguiram analisar e comparar a curvatura da coluna vertebral em repouso de 380 indivíduos de diferentes modalidades esportivas como rugby, natação, futebol, kendo entre outros esportistas e também de não praticantes, constatando que as curvaturas vertebrais de diferentes desportistas têm características distintas a depender da modalidade praticada e que a forma da curvatura em repouso se difere a sua forma durante a realização de alguma atividade esportiva. E a forma dos corpos vertebrais e dos discos intervertebrais de praticantes de atividades físicas podem se adaptar gradualmente a depender das atividades realizadas de forma crônica.

Apesar dos dados adquiridos por meio deste tipo de análise terem proximidade com a necessidade apresentada, para nossa realidade de pesquisa não é viável tal direcionamento de estudo, devido à dinâmica de nossas estruturas e a dificuldade de representatividade do método, que apresenta grande grau de dificuldade ao se avaliar movimentos.

Assim, outra metodologia não invasiva passível de utilização pode ser representada por meio das análises angulares de movimento. Esta baseia-se na análise de vídeos e, de acordo com parte dos estudos por nós visitados sobre a análise da coluna, pode ser utilizado para a análise da realização do exercício levantamento terra (MCGUIGAN; WILSON, 1996;

CHOLEWICKI; MCGILL; NORMAN, 1991; ESCAMILLA et al., 2001). Salienta-se que este método emprega a observação de alguns pontos de interesse na coluna e através desses pontos é calculado os valores angulares encontrados.

Contudo, as variáveis angulares têm se mostrado pouco eficientes para descrever a curvatura vertebral e são sensíveis a erros provenientes do processo de medição. Mesmo com o uso de imagens médicas que permitem visualizar as estruturas ósseas da coluna, analisar a coluna projetada no plano dos aparelhos de medida pode gerar erros de perspectivas (VRTOVEC; PERNUS, LIKAR, 2009). Outro problema relacionado às medidas angulares advém da limitada capacidade humana de identificar as estruturas da coluna mesmo com a utilização de análises radiográficas.

Outra dificuldade deste tipo de análise ao se avaliar a coluna vertebral de diferentes indivíduos é a possibilidade de inferir resultados errôneos, visto que devido ao emprego de alguns pontos em específico perde-se diversas outras características presentes na coluna em seu decorrer, pois curvas mais ou menos acentuadas, por exemplo, podem apresentar valores angulares similares. Logo, uma boa alternativa é a utilização da curvatura geométrica bidimensional (CAMPOS, 2010).

Diversas pesquisas sobre a observação das curvaturas presentes na coluna vertebral em movimento utilizaram métodos não invasivos por meio de análises bi e tridimensionais, (BRENIKOFEK et al., 2000; ESCAMILLA; FRANCISCO, 2000; DEPRÁ, 2004; PAULA, 2009; CAMPOS, 2010; PAULA et al., 2011, CAMPOS et al., 2015; CAMPOS et al 2016). E outras tantas apontam a necessidade de tais tipos de análises (MCGILL, 2012). Campos (2010) relata que há diversos métodos de análises, mas que há poucas avaliações de baixo custo.

Brenzikofek (2000) apresentou uma metodologia capaz de demonstrar os padrões de comportamento nos planos frontal, sagital e transversal da coluna através da demarcação por meio de marcadores retrorrefletivos da linha, apresentada pelos processos espinhosos da coluna na pele do dorso dos indivíduos e filmagens por meio de câmeras. Para tal procedimento foi necessário a utilização de técnicas de anatomia palpatória, compreensão e manipulação de softwares para compilação dos dados obtidos utilizando de conceitos de curvaturas as curvas matemáticas.

Na mesma linha de trabalho apresentada inicialmente por Brenzikofek (2000), outros pesquisadores surgiram e deram prosseguimento no avanço desta metodologia. Apontaremos brevemente alguns estudos de autores que tiveram êxito na utilização destas metodologias.

Deprá (2004) apresentou seu estudo sobre as possíveis adaptações da geometria da coluna vertebral e do dorso durante a corrida. Este estudo avaliou 10 atletas de corrida onde metade destes eram fundistas e outra metade velocistas, com a média de tempo de 5 anos envolvidos com estas práticas. Neste estudo foi percebido as adaptações da coluna vertebral frente ao aumento da intensidade na corrida, além das diferenças de mobilidade vertebral comparando diferentes planos de observação. As diferenças de intensidade da corrida demonstraram maior grau de movimento no plano transversal, indicando que possivelmente isto acontece para garantir o equilíbrio do corpo, demonstrando assim que a curva neutra é um dado individual de cada pessoa analisada.

Com metodologia semelhante, Campos (2005) avaliou as adaptações geométricas da coluna durante a marcha. Para isso utilizou informações retiradas através de 4 indivíduos, com propósito de desenvolver e testar um método para discriminar e quantificar duas características cinemáticas da coluna vertebral durante a marcha: a Curva Neutra e o Componente Oscilatório. Revelando que a Curva neutra é intrínseca, peculiar ao sujeito e pouco afetada pela velocidade da marcha, proporcionando relevantes informações sobre a situação da coluna vertebral de cada pessoa devido a características individuais. E o Componente Oscilatório mostra o efeito das adaptações da coluna à prática da atividade física, endossando a possibilidade da utilização deste método de avaliação para pesquisas de diferentes áreas que tenham a coluna como objeto de observação.

Paula (2009) investigou as diferenças do comportamento da coluna vertebral em duas situações: em marcha e na corrida. Neste estudo foram avaliados 23 indivíduos e foi percebido que durante a marcha e a corrida no plano sagital, as curvas torácicas e lombares da grande maioria dos voluntários demonstraram diferenças significativas entre as duas velocidades e que durante a marcha a maior parte dos voluntários demonstraram maiores curvaturas lombares e torácicas, em comparação à corrida, cogitando a possibilidade de explicação deste fenômeno como uma estratégia neuromotora para preservação da coluna vertebral, pois segundo ele velocidades mais intensas de locomoção obrigam a coluna a se movimentar mais frequentemente e em maiores amplitudes.

Campos (2010) realizou uma pesquisa mais profunda sobre esta ferramenta a fim de aprimorar e desenvolver um sistema automático de análise para o rastreamento automático de marcadores posicionados no dorso para mensuração da Curvatura Geométrica em duas dimensões da postura da coluna vertebral em movimento. Para tal foi construído em ambiente

MatLab o software denominado *Dynamic Posture*. Este software facilitou fortemente o processamento dos dados adquiridos. Outros aparatos também foram confeccionados como os iluminadores de LED para serem acoplados às câmeras de filmagem e os adesivos retrorrefletivos. Além dos ganhos tecnológicos apresentados, esta pesquisa ainda conseguiu identificar o comportamento da curva neutra e a postura média durante todo um teste de esforço incremental na esteira. Visualizamos que uma grande vantagem desta pesquisa foi a elaboração tecnológica devido a seu baixo custo e possivelmente fácil acesso para diferentes locais voltados às práticas corporais.

Posteriormente ao trabalho supracitado, Campos e seus colaboradores (2016) descreveram a diferença de comportamento da curvatura geométrica da coluna vertebral durante dois modos de realização do exercício de agachamento, sendo esta realização mediada com ou sem restrição da passagem do joelho das pontas dos pés. Como resultado desta pesquisa, pode ser inferido que para preservação das curvaturas da coluna vertebral, sendo esta mais próxima à neutra, sugere-se a utilização de agachamentos que possibilitem a passagem dos joelhos das pontas dos pés. Por outro lado, caso a intenção seja de preservação das articulações presentes nos joelhos, a restrição do movimento se torna interessante.

Naves (2016), por sua vez, realizou uma pesquisa pioneira com a intenção de analisar uma possível relação entre o comportamento da curvatura da coluna vertebral e os limiares de lactato em um teste de esforço progressivo. Neste pontapé inicial sobre uma possível similaridade entre os dois testes, foram encontradas possíveis relações entre eles, tendo o potencial de indagar sobre um possível limiar postural, mas para tal confirmação novas pesquisas devem ser realizadas.

De nenhuma maneira tentaremos por meio desta revisão esgotar os assuntos apresentados dentro de respectivas pesquisas. A intenção primeira é a de apresentar subsídio para a escolha da metodologia empregada neste estudo, pois devido ao existo destas pesquisas, selecionamos este tipo de metodologia para análise.

#### **2. 4. 1. Curvatura geométrica e curva neutra da coluna**

A representação geométrica da coluna pode ser definida pelo conjunto de marcadores presentes no dorso e suas projeções bidimensionais. Quantitativamente, a curvatura geométrica é representada pelo inverso do raio do círculo osculante a uma curva qualquer. (PAULA, 2009;

DEPRÁ; CAMPOS, BRENZIKOFER, 2012). As quatro curvas da coluna vertebral podem ser mensuradas através das curvaturas geométricas bidimensionais para uma curva dada por uma função parametrizada. O cálculo da curvatura bidimensional é realizado por meio da primeira e segunda derivada de uma função polinomial, os valores obtidos por estas funções matemáticas disponibilizam o comportamento no plano sagital de convexidade para frente nos valores positivos, e para trás representam os valores negativos (DEPRÁ, 2004; CAMPOS, 2010; DEPRÁ; CAMPOS, BRENZIKOFER, 2012).

Metodologicamente existe grande dificuldade de se adquirir a curvatura neutra devido a erros ou impossibilidades estruturais, como tipo de análise e seus instrumentos (MCGILL, 1997, BRENZIKOFER et al., 2000). Panjabi (2003) indica a possibilidade de haver um ponto onde as cargas presentes na coluna são mínimas, pois há uma faixa central na variação angular onde há menor rigidez das articulações da coluna, este ponto central pode ser indicado como zona neutra.

Durante o movimento de caminhada e corrida, a coluna apresenta certo grau de mobilidade, apresentando variações oscilatórias. A média destas variações pode ser denominada como curva neutra da coluna (BRENZIKOFER, 2000; DEPRÁ, 2004; CAMPOS, 2005; CAMPOS, 2010; DEPRÁ; CAMPOS, BRENZIKOFER, 2012). Segundo Scannell e McGill (2003), a curva neutra da coluna se encontra dentro da zona neutra apresentada por Panjabi (2003).

Para mensuração da curva neutra de um indivíduo, deve-se selecionar uma velocidade e realizar a contagem de certo número de ciclos de passadas, de acordo com o contato de um dos pés ao solo e calcular a média do ciclo oscilatório apresentado pela coluna em algum dos eixos de observação (DEPRÁ, 2004). A curva neutra é permanente e típica de cada indivíduo e que não é afetada pela velocidade (CAMPOS, 2005; DEPRÁ; CAMPOS, BRENZIKOFER, 2012).

Neste contexto, o entendimento e a mensuração da curva neutra da coluna vertebral é importante, pois a partir dela se torna possível quantificar as taxas de variações que um movimento realiza, comparando a partir de um ponto teoricamente neutro.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1. AMOSTRA

Este estudo e os protocolos utilizados foram submetidos e aprovados pelo comitê de Ética em Pesquisa da UFG (Parecer n° 961.140). Os testes foram realizados na Faculdade de Educação Física e Dança da UFG, dentro do Laboratório de Avaliação do Movimento Humano (LAMOVIH).

Participaram como voluntários para esta pesquisa 11 indivíduos, 8 homens e 3 mulheres com faixa etária ampla entre 19 e 41 anos praticantes de musculação (Ver Tabela 1) com no mínimo 2 anos de prática, com experiência no exercício levantamento terra, e todos informaram não terem sofrido nenhum tipo de lesão ortopédica no último ano.

Dentro do laboratório os voluntários foram informados sobre os procedimentos experimentais, e logo após realizaram leitura e assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido. Seguidamente, foram realizadas medidas de massa corporal com a utilização de uma balança digital (modelo: GTech Glass Pro), e a altura dos voluntários com a utilização de um estadiômetro de parede trena compacto (modelo: SECA 206).

**Tabela 1 - Características dos voluntários**

	<b>Idade(anos)</b>	<b>Altura(m)</b>	<b>Massa (Kg)</b>
<b>Mínimo</b>	19	1,62	56,4
<b>Máximo</b>	41	1,88	92,9
<b>Média</b>	26,7	1,75	74,5
<b>Desvio Padrão</b>	8,8	0,09	10,7

#### 3.2. PROCEDIMENTOS DE DEMARCAÇÃO

Durante todo o protocolo de avaliação os voluntários permaneceram de costas desnudas, utilizando calçados e bermudas apropriados para realização dos exercícios. No caso das mulheres, elas faziam uso de tops ou biquínis estreitos na parte posterior. Estas vestimentas foram necessárias para que possibilitasse a demarcação dos pontos de interesse na coluna vertebral dos indivíduos e a visualização de seus movimentos realizados durante todo o teste de

acordo com os protocolos apontados por Deprá, 2004; Campos, 2010; Campos, et al., 2015; Campos, et al., 2016.

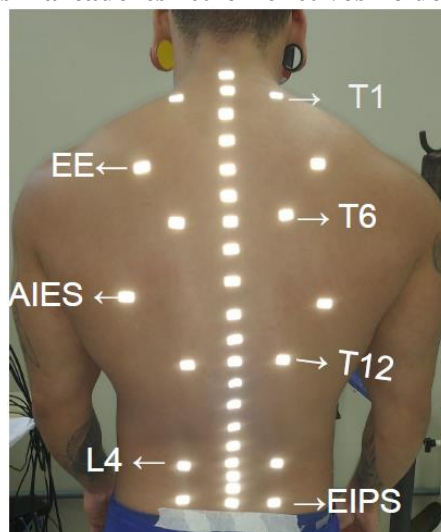
A identificação dos pontos de interesse na coluna deu-se por meio de técnicas de anatomia palpatória, através da utilização de demarcadores adesivos retrorrefletivos (planos, retangulares [12x8 mm]), colocados em acidentes ósseos específicos da coluna e dorso dos voluntários. Este modelo por marcadores permite notar a curva que os processos espinhosos das vértebras desenham na pele do dorso (BRENZIKOFER et al., 2000; DEPRÁ, 2004; CAMPOS, 2005; CAMPOS, 2010).

Para iniciar os procedimentos de demarcação da coluna os voluntários se posicionavam em pé de postura ereta de acordo com Tixa (2000) *apud* Campos (2010). O primeiro ponto de interesse se refere à identificação da sétima vértebra cervical (C7) e a primeira vértebra torácica (T1). Para tal, os voluntários realizavam flexão frontal de pescoço, para que desta maneira facilitasse o reconhecimento dos processos espinhosos de cada uma destas vértebras. O avaliador colocou o dedo sobre a vértebra T1, e fora solicitado para que os voluntários voltassem à posição inicial do pescoço. De imediato, nesta posição houve a fixação de um adesivo retrorrefletivo na posição identificada de T1 e dois adesivos posicionados bilateralmente equidistantes do primeiro.

Posteriormente, foi identificado a sexta e décima segunda vértebra torácica (T6 e T12), realizando a contagem por palpação dos processos espinhosos de cada vértebra até a sua altura no dorso. Depois foram colocados adesivos referentes a estas alturas juntamente com marcadores bilaterais. Foram colocados marcadores bilaterais nos pontos de intersecção entre as bordas mediais e as espinhas das escápulas (EE), e também nos ângulos inferiores das escapulas (AIES).

Em seguida, foi realizado a identificação dos processos espinhosos referentes à quarta vértebra lombar (L4), a marcação bilateral e segunda vértebra sacral (S2) e realizado marcação bilateral sobre a superfície proeminente da espinha ilíaca pósterio-superior (EIPS). Os marcadores bilaterais serviram como pontos de referências nas análises e de controle, utilizados a posteriori no rastreamento dos dados (CAMPOS, 2010). Depois desta última identificação ocorreu a demarcação ao longo de toda espinha dorsal dos voluntários de marcadores posicionados com distâncias de aproximadamente 2,5 centímetros entre cada adesivo (Figura 7).

**Figura 7 – Ilustração dos marcadores retrorrefletivos no dorso de um voluntário.**



**Fonte: Elaborada pelos autores**

### 3.3. PROTOCOLO DE EXERCÍCIOS

Depois da finalização do procedimento de demarcação da coluna, cada participante foi submetido individualmente a uma bateria de exercícios compostos, inicialmente da realização de um aquecimento geral em esteira ergométrica (Brudden – Movement LX 160, Brasil) com inclinação fixa em 1% em uma velocidade de marcha fixa de 5 km/h durante 1 minuto. Com este protocolo foi considerado e registrado a postura média dos voluntários e encontrado através da marcha dos participantes a Curva Neutra no plano sagital (PAULA, 2009; CAMPOS, 2010; CAMPOS, 2015).

Subsequentemente, foi realizado mais duas séries de 1 minuto de duração na velocidade 9km/h. Em seguida os indivíduos realizaram duas séries do exercício agachamento, com cinco repetições a 50% da carga utilizada em seus treinos, com a utilização de uma barra com anilhas. Estes protocolos foram de acordo com alguns apontamentos sobre as possíveis alterações fisiológicas vantajosas promovidas pela utilização do aquecimento, pois dessa maneira pode-se solicitar menor trabalho cardiovascular e maior adaptação frente a alguma atividade extenuante (SIMÃO et al., 2004; DI ALENCAR; MATIAS, 2010; DIAS et al., 2013).

Em seguida os voluntários realizaram o teste de 1RM, do exercício levantamento terra, que consistiu em no máximo 5 tentativas de 5 minutos de recuperação entre as tentativas, seguindo os apontamentos de segurança e estímulo relatados anteriormente por Queiroga, 2005; Kenney; Wilmore; Costill, 2013; Simão et al., 2004, Dias et al., 2013. Juntamente com as

indicações para o conforto e concentração dos avaliados como por exemplo: a redução de ruídos e o controle de número de pessoas no local de avaliação (PEREIRA; GOMES, 2003, DIAS et al, 2005, VERDIJK et al., 2009, DIAS et al., 2013). Para cada tentativa completada, houve a adição de um percentual de carga segundo a percepção de esforço relatada pelo voluntário. As séries foram repetidas até que não se conseguisse erguer o peso, sendo que a última repetição válida as cargas levantadas foram consideradas como a carga para 1 RM e estão descritas na Tabela 2.

Para este estudo os pesquisadores utilizaram as filmagens da última tentativa válida do levantamento terra durante o protocolo de 1 RM. Separando os registros de filmagens durante um ciclo da execução do movimento, referentes ao descolamento da barra com as anilhas da solo parte inicial “Saída”, passagem da barra da linha dos epicôndilos laterais “Transposição de joelhos” e o posicionamento em postura ereta “Arremate” (ESCAMILLA; FRANCISCO, 2000, ESCAMILLA et al., 2001) e “recolocação da barra ao solo” (GROVES, 2002).

Por último os voluntários realizaram um protocolo de uma série de várias repetições com 70% da carga máxima realizada anteriormente. A partir desta série analisamos as filmagens da primeira repetição.

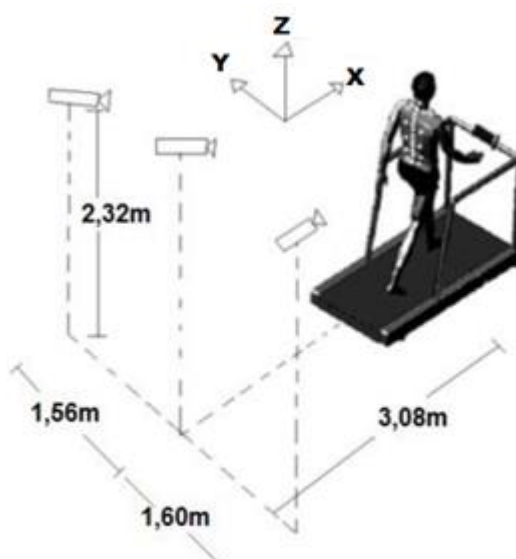
**Tabela 2 – Cargas máximas validas no teste de 1RM**

<b>Voluntários</b>	<b>Carga (kg)</b>
<b>V01</b>	146
<b>V02</b>	94
<b>V03</b>	125
<b>V04</b>	90
<b>V05</b>	165
<b>V06</b>	125
<b>V07</b>	70
<b>V08</b>	115
<b>V09</b>	155
<b>V10</b>	95
<b>V11</b>	125
<b>Média</b>	118,6
<b>Mínimo</b>	70
<b>Máximo</b>	165
<b>Desvio padrão</b>	29,5

### 3.4. PROCEDIMENTOS DE FILMAGENS E AQUISIÇÃO DE DADOS

No decorrer de todos os exercícios realizados, ocorreu o registro do movimento do dorso dos participantes a sessenta quadros por segundo (60 Hz) por meio da utilização de três câmeras filmadoras (Mini-DV – Panasonic NV-GS320, Japão), com iluminadores com quatro leds 3W de alta potência acoplados em cada uma delas, posicionadas posteriormente aos voluntários e seus registros foram salvos diretamente em um computador.

O posicionamento das três câmeras foi antecipadamente preparado, visando o melhor registro dos pontos anatômicos de interesse na pesquisa. Uma das câmeras fora posicionada pósterio-superior centralmente ao dorso dos avaliados, e as outras duas posicionadas pósterio-superior em posições de visualização laterais aos pontos de interesse, (CAMPOS, 2010). O sistema de referência global do laboratório foi definido como: eixo vertical Z (para cima), eixo pósterio-anterior horizontal X (para a frente) e Y eixo lateral horizontal (à esquerda) conforme a figura 8.



**Figura 8 - Posicionamento das câmeras referentes ao centro de realização dos exercícios. Adaptação de Campos, 2010.**

Estas câmeras foram calibradas através da utilização de vinte quatro esferas envoltas de adesivos retrorreflexivos dispostas ao longo de quatro fios de prumo fixados ao teto do

laboratório, com distâncias entre estas esferas de 40 cm ( $\pm 0.5$ ). Estes foram utilizados como pontos de referências, pois estavam posicionados em pontos espaciais conhecidos do laboratório. Conforme a figura 9.

**Figura 9 - Imagem dos calibradores obtido pela câmera frontal central**



**A posição e as coordenadas destes pontos foram previamente mensuradas.**

A filmagem dos calibradores em pontos imóveis permitiram obter parâmetros de calibração para cada uma das câmeras compatíveis com o movimento executado pelo dorso durante os exercícios. (PAULA, 2009; CAMPOS, 2010).

Depois dos registros e aquisições das filmagens das coletas realizadas, 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). Estes parâmetros foram empregados para reconstrução tridimensional da posição espacial dos marcadores, utilizando o método de transformação linear direta DLT (ABDEL-AZIS; KARARA, 1971). Neste modelo de calibração exibe um fator de erro sistemático de 0,51 milímetros e um erro aleatório de 0,61 mm (CAMPOS et al., 2015).

Após a reconstrução os dados foram suavizados com filtro LOESS com janela de cinco quadros (CUNHA; LIMA FILHO, 2003). Posteriormente à suavização das coordenadas, cada ciclo de passada na marcha foi definido entre toques sucessivos do pé direito na esteira. Para cada participante foi utilizado um ciclo médio de todos os ciclos de passadas. Para o exercício levantamento terra, cada ciclo foi normalizado no tempo com 101 pontos de 0 a 100% com interpolação com uma função *spline*. Cada ciclo do levantamento terra consistiu na retirada das anilhas do solo e sua recolocação.

A identificação da posição espacial dos marcadores se deu pelo processamento das imagens pela utilização do software *Dynamic Posture* desenvolvido em Matlab® (*The MathWorks*, Natick, Massachusetts, EUA) (CAMPOS, 2010). O sistema *Dynamic Posture* foi adotado para mensurar a localização espacial de marcadores posicionados nas Espinhas Ilíacas Pósteros Superiores (EIPS), segunda vértebra sacral (S2), quarta vértebra lombar (L4), décima segunda vértebra torácica (T12) e outros marcadores posicionados na linha definida pelos processos espinhosos lombares. Os demais pontos não foram utilizados nesta pesquisa devido a algumas perdas durante o ciclo de execução do movimento avaliado.

### 3.5. ANÁLISE DA COLUNA NOS EXERCÍCIOS

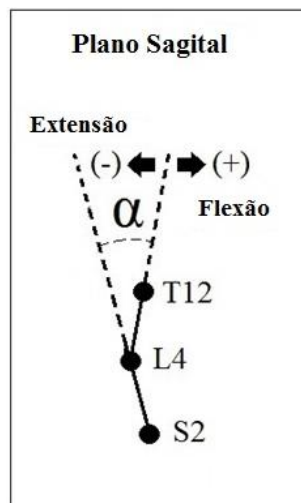
A curva da coluna vertebral foi representada pela linha definida pelos marcadores através das suas projeções bidimensionais. No plano sagital a curvatura geométrica bidimensional permite quantificar a forma dessas curvas ao longo da coordenada vertical em cada instante registrado do movimento realizado (CAMPOS, 2005).

A disposição dos marcadores na coluna foi projetada no plano sagital do tronco, normal ao eixo y para se calcular o ângulo lombar sagital ( $\alpha$ ), nas alturas de L1, L3 e L5 conforme a figura 10. Durante a realização do exercício levantamento terra em diferentes cargas observadas, o padrão de comportamento da coluna dos indivíduos demonstrou grande diferença ao se comparar com o padrão apresentado pela curvatura neutra da coluna vertebral. Devido a isto os valores encontrados na curvatura neutra na marcha dos voluntários foram subtraídos dos valores identificados no exercício levantamento terra.

Neste trabalho, a postura média na região lombar apresentada na marcha foi considerada como Curva Neutra ou  $0^\circ$  (ângulo lombar sagital) e  $0 \text{ m}^{-1}$  (curvatura) dos

participantes, no plano sagital. Essa postura foi subtraída do ângulo lombar e das curvaturas geométricas, de tal forma que valores positivos destas variáveis indicaram flexão lombar enquanto que os valores negativos representaram extensão (DEPRÁ; CAMPOS, BREZIKOFER, 2012, CAMPOS et al 2015, CAMPOS et al., 2016). Foram utilizados polinômios de terceiro grau para o cálculo da curvatura geométrica. O ajuste foi feito de S2 a T12. Para alguns voluntários, todos os pontos acima de T12 foram ocluídos durante o movimento devido ao grau de inclinação do tronco, que resultou na impossibilidade de visualização destes pontos. O cálculo da inclinação do tronco no plano sagital indicou que com  $0^\circ$  o tronco se apresentava em postura vertical “ereta” e com  $90^\circ$  se encontrava em postura horizontal.

**Figura 10 - Descrição das variáveis angulares plano sagital.**



### 3.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Através do teste Shapiro-Wilk, foi verificado que os dados são descritos por uma distribuição normal, sendo realizado online através (SCISTATCALC, 2016). Nos conjuntos de dados obtidos, as variâncias são homogêneas, sendo esse resultado alcançado pelo teste F.

Para testar a hipótese nula ( $H_0$ ), na qual não existe diferença entre os valores médios das variáveis posturais obtidas durante o levantamento terra em diferentes cargas, foi utilizado o teste t de Student para amostras pareadas. Sendo a hipótese nula ( $H_0$ ) do teste t de Student rejeitada ao nível de 5% de significância, foi feito uma análise estatística mais detalhada por meio de cálculo da medida da magnitude do efeito Cohen (d) (CARDOSO; MELLO; FREITAS, 2013). A análise de dados foi realizada em Matlab®.

#### 4. RESULTADOS

Após a reconstrução tridimensional da posição espacial dos marcadores, foi realizado um ajuste polinomial de 3º sobre os pontos projetados no plano sagital do tronco. Com os polinômios representativos da coluna, foi calculada a curvatura geométrica bidimensional por meio da equação 1.

$$K(z) = P''(z) / [1 + P'(z)^2]^{3/2}$$

O cálculo da curvatura geométrica bidimensional  $K(z)$  é realizado a partir da primeira  $P'(z)$ , e segunda  $P''(z)$  derivadas da função polinomial  $P(z)$  em relação ao parâmetro  $(z)$ . (DEPRÁ; CAMPOS, BREZIKOFER, 2012). Como ilustrado na figura 11.

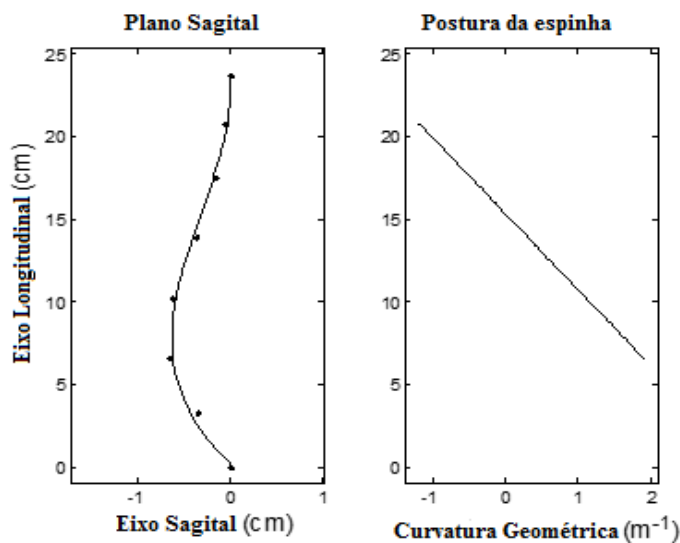


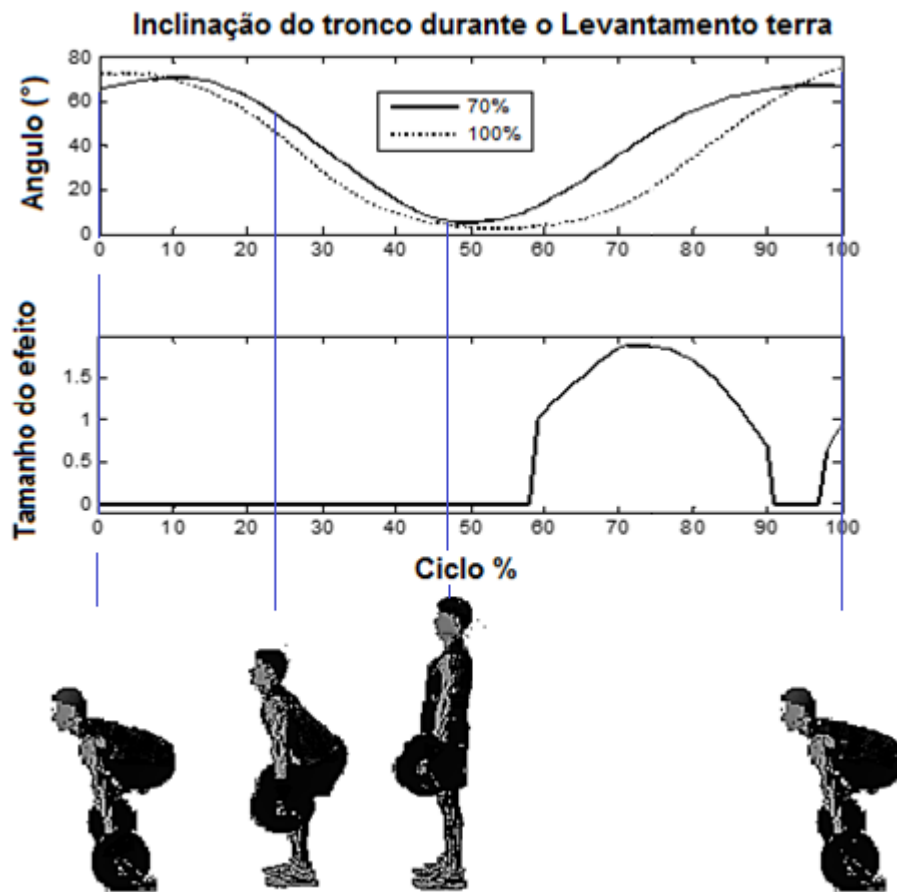
Figura 11 – Ilustração dos resultados obtidos por meio das derivações

Através dos dados obtidos durante a marcha foram estabelecidas as Curvas Neutras dos voluntários no plano sagital. Sendo estas reduzidas dos valores apresentados durante a realização do exercício de levantamento, como apresentado nos gráficos das imagens a seguir.

Na figura 12 é demonstrado que tronco iniciou o ciclo inclinado para frente “saída”, sem distinção entre as cargas de 70% e 100% (1RM) e ocorreu a “transposição de joelhos” por volta de 20 a 30% do ciclo de movimento. É indicado também que a extensão do tronco se completou por volta de 40 a 50% do ciclo em posição ereta do tronco “arremate”. Após a metade

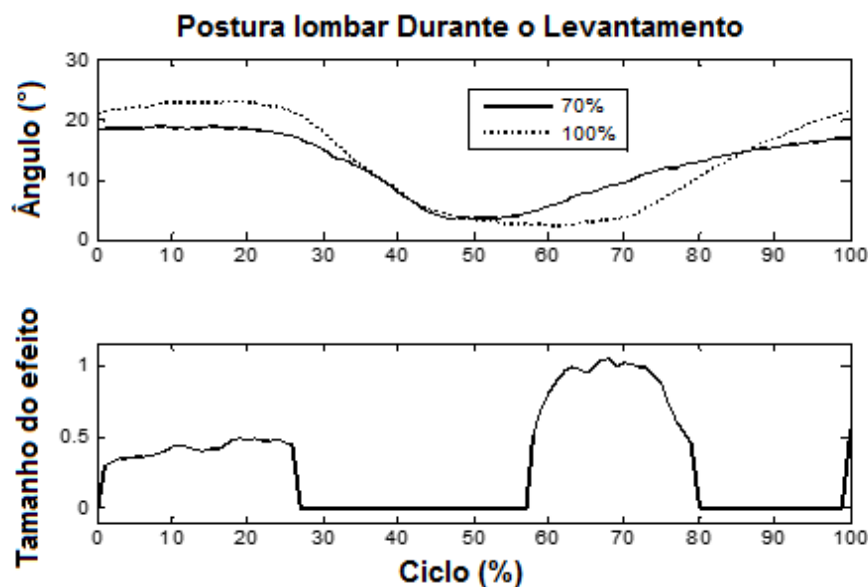
do movimento, o tronco voltou a se inclinar anteriormente nas duas situações, mas em 70% essa inclinação que proporcionou um período de maior flexão ( $p < 0,05$ ) nesta situação em relação à 1RM. Apesar de poder ser considerada uma grande diferença (grande efeito), pois  $d > 0,08$ , não ocorreu no momento de máxima inclinação. Na parte final do ciclo, após 90%, a inclinação do tronco passou a ser maior em 1RM e atingiu um pico de flexão anterior no instante final do ciclo. Possivelmente esse instante final é o de maior aplicação de carga na coluna, devido ao pico de inclinação anterior.

**Figura 12 - Inclinação do Tronco entre 0 a 100 % da realização do exercício**



Os valores em porcentagens acima são referentes à carga de execução. Ilustrações representam as 4 fases de levantamento (Saída, Transposição de Joelhos, Arremate e Recolocação da barra ao solo) durante todo o ciclo observado.

O ângulo lombar está descrito na figura 13, demonstrando maior ângulo na flexão anterior desta região dos participantes durante o levantamento terra em 1RM em comparação à carga de 70% até por volta de 35% do ciclo de movimento equivalente à saída, transposição de joelhos e uma posição próxima ao arremate. Posterior a 35% do ciclo de movimento o comportamento nas duas variações se assemelha pois se encontrava em postura ereta do tronco, o que equivale ao arremate no ciclo de movimento. Após 50% do ciclo os comportamentos das duas variações começaram a se distinguir significativamente, demonstrando maior inclinação, entre 50% a 90% do ciclo de movimento para a execução com menor carga. Posteriormente a 90% do ciclo a inclinação do tronco com 1 RM ficou maior.



**Figura 13 - Diferenças na inclinação da postura lombar nas duas variações da carga durante o levantamento terra.**

As diferenças de comportamento da curvatura da coluna vertebral nas alturas de L1, L3 e L5, serão demonstradas mais especificamente nos gráficos das figuras a seguir:

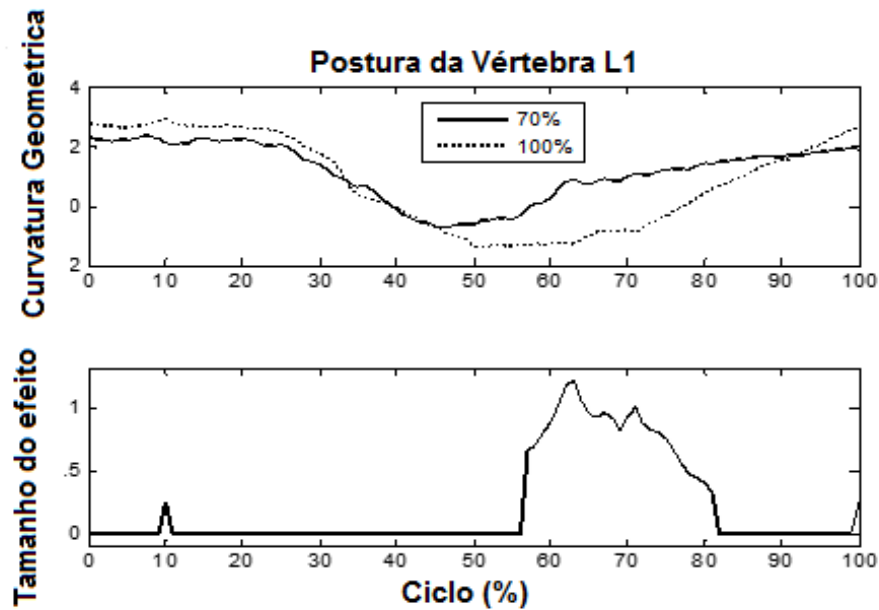


Figura 14 - Comportamento da curvatura da vértebra L1 durante o exercício.

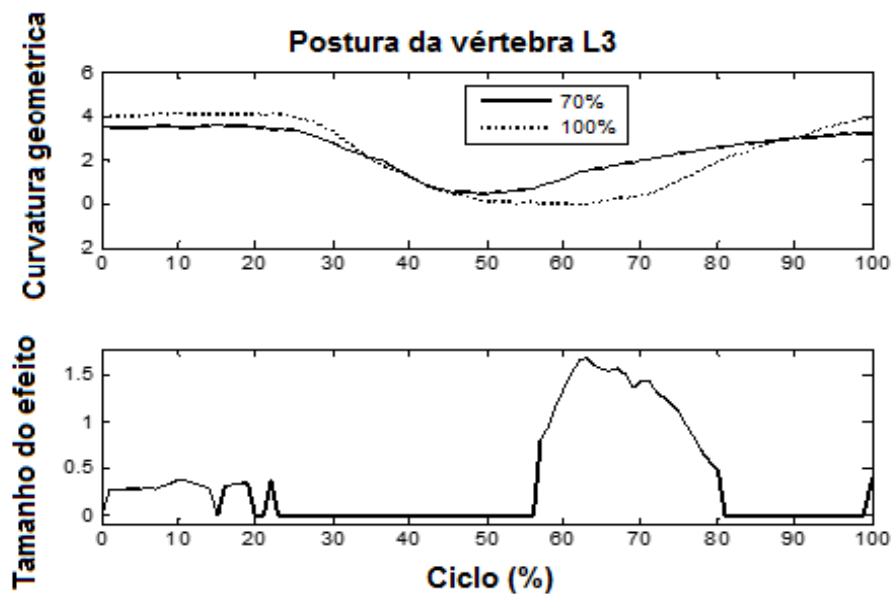


Figura 15 - Comportamento da curvatura da vértebra L3 durante o exercício.

As variações na curvatura da coluna nas regiões respectivas a L1 e L3 durante todo o ciclo de movimento do exercício se assemelham, como está representado nas figuras 14 e 15. De maneira geral, ocorreram três intervalos durante o ciclo de movimento do levantamento

terra em que houve diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre a postura no exercício com 70% de 1RM e o teste de 1RM. Na posição de saída, a coluna ficou mais flexionada durante 1RM. Entre 55 a aproximadamente 90% do ciclo de movimento foram observadas maiores curvaturas nas vértebras L1 e L3 com carga de execução de 70% de 1 RM, mas posteriormente ao final do ciclo essa diferença foi atenuada mostrando não haver diferenças significativas da comparação da curvatura presentes nestas vértebras.

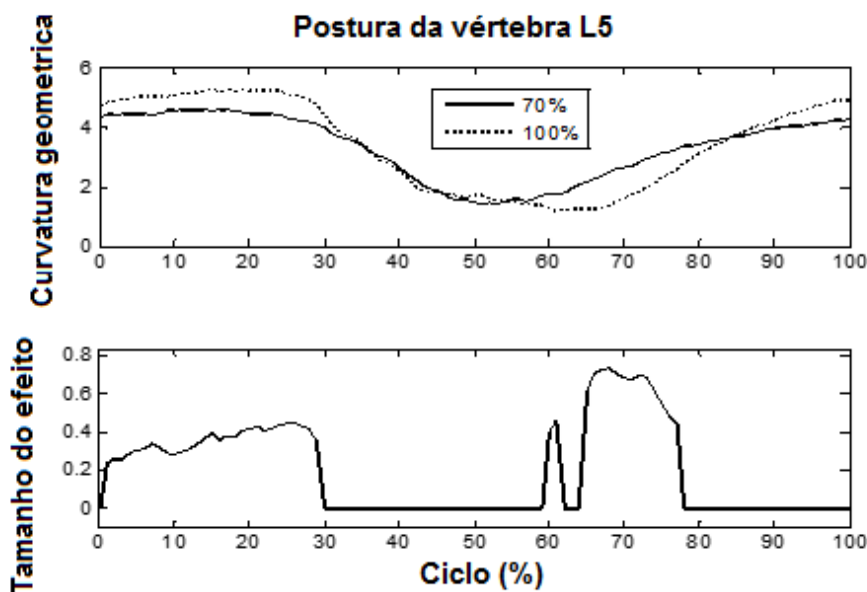


Figura 16 – Comportamento da curvatura da vértebra L5 durante o exercício.

Na figura 16 foi demonstrado maiores diferenças na curvatura da vértebra L5, entre 0 a 30% do ciclo com maiores valores de curvaturas para carga máxima de execução e posteriormente entre 59 a 79% do ciclo onde houve maiores graus de curvatura para 70% da carga.

Na tabela a seguir optou-se por demonstrar as variações ocorridas durante o final do ciclo de movimento porque, exceto para L5, que apresentou a maior flexão de 1RM (maior Cohen d) em relação à 70% no instante de 27% do ciclo, as demais variáveis se demonstraram semelhantes.

Tabela 2 - Dados posturais gerais do final do ciclo do movimento.

	Tronco		Ângulo Lombar		K L5		K L3		K L1	
	70%	1RM	70%	1RM	70%	1RM	70%	1RM	70%	1RM
<b>Voluntários</b>										
<b>V01</b>	43,12	62,76	15,71	21,14	1,96	3,85	3,32	4,17	3,04	3,87
<b>V02</b>	60,70	79,26	22,29	20,00	4,11	4,84	4,40	4,24	3,54	4,13
<b>V03</b>	68,19	78,35	28,93	28,53	4,13	4,59	6,61	6,50	7,43	7,12
<b>V04</b>	55,27	65,18	16,78	24,85	5,10	6,34	3,00	3,97	1,51	1,72
<b>V05</b>	68,97	80,34	22,29	20,65	4,48	4,31	4,16	3,96	3,20	3,28
<b>V06</b>	61,74	77,08	25,36	31,47	5,19	5,90	2,81	3,67	-0,12	0,68
<b>V07</b>	67,17	66,67	15,60	37,44	7,02	8,28	2,95	6,43	0,65	4,02
<b>V08</b>	65,88	78,60	8,49	12,86	2,21	3,51	1,52	2,25	0,67	1,66
<b>V09</b>	71,31	85,25	13,44	17,59	2,01	2,64	3,63	3,93	5,51	5,34
<b>V10</b>	83,43	79,17	18,36	20,62	7,23	7,69	3,67	3,95	0,71	0,73
<b>V11</b>	83,76	78,10	2,69	3,15	3,40	3,81	0,42	0,41	3,77	3,23
<b>Mínimo</b>	<b>43,12</b>	<b>62,76</b>	<b>2,69</b>	<b>3,15</b>	<b>1,96</b>	<b>2,64</b>	<b>0,42</b>	<b>0,41</b>	<b>-0,12</b>	<b>0,68</b>
<b>Máximo</b>	<b>83,76</b>	<b>85,25</b>	<b>28,93</b>	<b>37,44</b>	<b>7,23</b>	<b>8,28</b>	<b>6,61</b>	<b>6,50</b>	<b>7,43</b>	<b>7,12</b>
<b>Média</b>	<b>66,32</b>	<b>75,52</b>	<b>17,27</b>	<b>21,66</b>	<b>4,26</b>	<b>5,07</b>	<b>3,32</b>	<b>3,95</b>	<b>2,72</b>	<b>3,25</b>
<b>Desv. Pad.</b>	<b>11,60</b>	<b>7,21</b>	<b>7,50</b>	<b>9,19</b>	<b>1,83</b>	<b>1,78</b>	<b>1,58</b>	<b>1,68</b>	<b>2,33</b>	<b>1,97</b>

“K” Curvatura geométrica,

Os valores dispostos nesta tabela demonstraram diferentes variáveis posturais do momento final do exercício levantamento terra. Para comparar a diferença entre as cargas de execução foi utilizado o Teste T de Student para os dados pareados, e em seguida foi calculado a medida da magnitude do efeito com a medida estatística de Cohen (d) conforme a tabela 4.

Tabela 3 – Dados encontrados no final do ciclo de movimento

	Θ Tronco	Θ Lombar	K L5	K L3	K L1
<i>p</i>	0,0060	0,0330	0,0008	0,0434	0,0316
<i>t</i>	-3,4751	-2,4714	-4,7379	-2,3108	-2,4976
<i>(d)</i>	0,9528	0,5479	0,4492	0,4492	0,2594
<b>Int. M. E</b>	<b>Grande</b>	<b>Médio</b>	<b>Pequeno</b>	<b>Pequeno</b>	<b>Pequeno</b>

Ângulo “ $\Theta$ ”, Curvatura “K”, resultados do teste t pareado “*p*” e “*t*”, a magnitude ou tamanho do efeito p “*(d)*”.

“Int. M.E.” Interpretação da magnitude do efeito.

## 5. DISCUSSÃO

De acordo com objetivos e por meio das análises realizadas, percebeu-se que o padrão motor referente ao comportamento da coluna vertebral durante a realização do exercício de levantamento terra apresentou algumas diferenças entre as cargas de execução. Quando o exercício foi realizado com maior carga foi possível observar maiores graus de inclinação do tronco durante a execução do exercício inicialmente e no final do movimento. Para as vértebras L1 e L3, suas referentes curvaturas comparadas apresentaram pequeno efeito. Para L5 foi possível observar curvaturas maiores para 1 RM até próximo a 50% do movimento. Ao fim do ciclo de movimento esta vértebra apresentou pequeno efeito estático ao comparar as variações.

Na literatura estudada foi visto as diferenças de comportamento da coluna vertebral entre diferentes técnicas de levantamento terra (MCGUIGAN; WILSON, 1996, ESCAMILLA; FRANCISCO, 2000, ESCAMILLA et al., 2001, CHOLEWICKI; MCGILL, NORMAN, 2014), assim como as alterações proporcionadas pelas cargas de execução do exercício, as forças de compressão promovidas na coluna, vértebras ligamentos e discos intervertebrais (CHOLEWICKI; MCGILL, NORMAN, 2014). Neste contexto, a análise realizada permitiu mensurar o comportamento da curvatura geométrica, as alterações e as diferenças entre ambas as cargas. Assim, percebeu-se que a posição do tronco e o comportamento das vértebras lombares são similares em ambas as cargas 70% de 1 RM e 100% de 1 RM, tendo como diferença significativa a parte final do movimento, onde algumas estruturas como os ligamentos presentes na coluna, os discos intervertebrais e os músculos dessa região podem ser afetados (MCGILL, 1997; NORDIN; FRANKEL, 2004).

Os discos intervertebrais são reorganizados de acordo com o movimento e/ou posição coluna (GALANTE, 1967, PANJABI; GOEL, TAKATA, 1982; MIELE; PAJABI, BENZEL, 2012). A flexão de tronco com carga altas pode sugerir possíveis lesões dessas estruturas, pois a realização do exercício levantamento terra promove mudanças posturais significativas expondo os discos intervertebrais a maiores tensões, fazendo com que o líquido presente no núcleo pulposo realize compressão anterior aos anéis fibrosos, região que possibilita maiores casos de extravio do líquido sinovial devido à suas estruturas anatômicas (GALANTE, 1967, VIDEMAN et al., 1995, MCGILL, 1997, NORDIN; FRANKEL, 2004, MCGILL, 2011) e possíveis herniações (ADAMS; HUTTON, 1985).

As forças resultantes nas articulações vistas no plano sagital podem ser analisadas por seus dois componentes perpendiculares, ou seja, a força de compressão no sentido axial à placa final do corpo vertebral, e a força anteroposterior (CAMPOS et al., 2016). O movimento de inclinação anterior faz com que as musculaturas paravertebrais realizem grande momentos de extensão na coluna vertebral lombar, para contrapor o movimento de flexão causado pelo peso presente na parte superior do corpo (LIEBENSON, 2003; SCHOENFELD, 2010). Comparando as duas cargas avaliadas, os momentos de extensão compensatória se tornaram maiores no teste de 1 RM e o aumento da inclinação do tronco faz com que a atividade muscular traseira aumente levando a coluna lombar a maiores cargas compressivas (SCHOENFELD, 2010)

No presente estudo, a correlação da carga com o grau de inclinação do tronco e a curvatura das vértebras L1, L3 e L5 ficou bastante explicitada no final do movimento, fato que pode ser avaliado pelos profissionais vinculados ao treinamento de força, como por exemplo os profissionais de Educação Física na prescrição de exercícios. Mesmo que os indicativos de lesões para este tipo de prática sejam considerados pequenos (BECERRO; GUTIERREZ, 1999; FLECK; KRAEMER 2006; MCGILL, 2011; SIEWE et al., 2011), a realização crônica de movimentos que se mostram prejudiciais para a coluna vertebral deve ser repensada, uma vez que estes aumentam desnecessariamente os fatores de lesão.

Para prescrição deste tipo de exercício além da carga se faz necessário observar variações que promovam menores graus de inclinação de tronco, possibilitando a manutenção da coluna vertebral em posturas mais próximas da neutra (MCGILL, 2011, CAMPOS et al., 2016), pois de acordo com Campos et al., (2016) a realização de exercícios mais próximos da Curva Neutra da coluna podem reduzir a possibilidade danos a ela.

O exercício levantamento terra, em especial com altas cargas, exhibe maiores graus de curvatura presentes na quinta vértebra lombar e de acordo com Siewe et al., (2011), juntamente com a quarta vértebra lombar, estas vértebras, durante a execução deste exercício são as mais sobrecarregadas. Além disso, são as vértebras mais propícias em gerar lesões devido à sua estrutura anatômica (MCGILL, 2011).

## 6. CONCLUSÃO

O caráter não invasivo dessa metodologia de análise da coluna corroborou com os apontamentos realizados por Campos (2005) sobre a possibilidade de se utilizar este método para avaliação de diferentes movimentos corporais. Este método se mostrou eficiente pois proporcionou a investigação e análise das adaptações geométricas e o comportamento da curvatura da coluna vertebral durante a realização do exercício levantamento terra. Conforme os objetivos propostos para investigação, foi possível visualizar e comparar as diferenças motoras das duas cargas analisadas em relação às posturas lombares neutras adquiridas. Também percebemos as diferenças e similaridades comportamentais das vértebras L1, L3 e L5 e as possibilidades extenuantes da carga sobre estas e vértebras e seus respectivos discos, de acordo com o grau de inclinação do tronco.

Os dados adquiridos apontam que a coluna vertebral é mais sobrecarregada durante a execução de 1 RM em comparação a 70%. Por isso, os profissionais responsáveis pela prescrição do treinamento de força, como os profissionais de Educação Física, devem se atentar no tipo de público que realizará este exercício, com relação à carga de execução, pois existem mudanças posturais na coluna relevantes a serem observadas. Deste modo se torna necessário escolher cargas e variações do levantamento terra que possibilitem a manutenção das curvaturas da coluna vertebral mais próximas da neutra, principalmente para pessoas que apresentam algumas patologias na altura da coluna lombar.

Outros estudos avaliando o comportamento da coluna vertebral em diferentes técnicas de levantamento, bem como pesquisas de percepção de esforço relacionadas a dores na coluna com a utilização de exercícios similares ao levantamento terra, poderiam ajudar a preencher lacunas deixadas por este e outros estudos para aumentar o conhecimento relacionado a estes exercícios e possivelmente permitir realizar prescrições de exercícios de cadeia cinética fechada para membros inferiores mais detalhadas.

## 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, 1971. p. 1–18.

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

ANDRADE, Marília dos Santos; MASCARIN, Naryana Cristina. **Avaliação da função muscular**. In: ANDRADE, Marília dos Santos; LIRA, Claudio Andrade Barbosa (orgs). **Fisiologia do Exercício**. Barueri, SP: Manole, 2016. p. 365-389.

BECERRO, M. J. F.; GUTIERREZ GARCIA, J.L. **Alterações clínicas e emergências no levantamento de peso**. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. Niterói, v. 5, n. 5, Out. 1999. p. 202-206.

BEZERRA, Ewertton; et al., **Electromyographic activity of lower body muscles during the deadlift and still-legged deadlift**. *Jornal of Exercise Physiology Online*, v. 16, n. 3, jun 2013. p. 30-39.

BRENIKOFER, R., BARROS, R. M. L., LIMA FILHO, E. C., TOMA, E., BORDINI, L. S. **Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha**. *Brazilian Journal of Biomechanics*. v. 1, n. 1, 2000. p. 21-26.

CAMPOS, M. H. **Adaptações geométricas da coluna vertebral durante a marcha**. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2005.

CAMPOS, M.H., ALAMAN, L. I. F., SEFFRIN-NETO, A. A., VIEIRA, C. A., DE PAULA, M. C., LIRA, C. A. B. **The geometric curvature of the lumbar spine during restricted and unrestricted squats**. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 2016.

CAMPOS, M.H., PAULA, M.C., DEPRÁ, P.P., BREZIKOFER, R. **The geometric curvature of the spine of runners during maximal incremental effort test.** Journal of Biomechanics. 2015, p. 969-975.

CAMPOS, Mário Hebling. **Sistema de análise de movimento para avaliação da postura vertebral durante a corrida no teste de esforço máximo incremental.** Tese de Doutorado, UNICAMP, Programa de Pós-graduação em Educação Física, Campinas, 2010.

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, jun. 2013. p. 121–131.

CHIOU, W. K.; LEE, Y. H.; CHEN, W. J.; LEE, M. Y.; LIN, Y. H. **A non-invasive protocol for the determination of lumbar spine mobility.** Clinical Biomechanics. v. 11, n. 8, 1996. p. 474-480.

CHOLEWICKI, J.; MCGILL, S.M.; NORMAN, R.W. **Lumbar spine loads during the lifting of extreme heavy weights.** Med. and science in sport and exercise. 2014 Dez. p. 1179-1186.

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, 2003. p. 23–28.

DANGELO, J. G., FANTTINI, C. A. **Anatomia humana básica.** Rio de Janeiro: Atheneu, 2000.

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

DEPRÁ, P. P. **Adaptações da geometria da coluna vertebral e do dorso durante a corrida.** 2004. 154f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas. Campinas, 2004.

DEPRÁ, P. P., CAMPOS, M. H, BREZIKOFER, R. **Método para quantificar e discriminar a curva neutra da coluna vertebral e seu movimento oscilatório na marcha e na corrida.** In: NOGUEIRA, Eduardo Arantes, MARTINS, Luiz Eduardo Barreto, BREZIKOFER, René

(orgs). **Modelos Matemáticos Nas Ciências Não Exatas**, v. 2. São Paulo: Edgard Blucher. 2012. p. 115 – 128.

DI ALENCAR, Thiago Ayala Melo; MATIAS, Karinna Ferreira de Sousa. **Princípios fisiológicos do aquecimento e alongamento muscular na atividade esportiva**. Rev Bras Med Esporte, Niterói, v. 16, n. 3, Junho 2010. p. 230-234.

DIAS, Raphael Mendes Ritti et al. **Influência do processo de familiarização para avaliação da força muscular em testes de 1-RM**. Rev Bras Med Esporte. Niterói, V. 11, n. 1, Fev. 2005. p. 34-38.

DIAS, Raphael Mendes Ritti et al. **Segurança, reprodutibilidade, fatores intervenientes e aplicabilidade de testes de 1-RM**. Motriz: rev. educ. fis. Rio Claro, v. 19, n. 1, mar. 2013. p. 231-242.

ERHART, Eros Abrantes. **Erhart: elementos de anatomia humana / Li-Sie Watanabe**. 10 ed. São Paulo: Atheneu, 2009.

ESCAMILLA, R.; FRANCISCO, A. **A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts**. Medicine and science in sports and exercise, v. 32, n. 7. Jul 2000. p. 1265-1275.

ESCAMILLA, R.F., LOWRY, T.M., OSBAHR, D.C., SPEER, K.P. **Biomechanical analysis of the deadlift during the 1999 Special Olympics World Games**. Medicine and science in sports and exercise. v. 33, n. 8, 2001. p. 1345-53.

FLECK, Steven J; KRAEMER, William. J. **Fundamentos do Treinamento de Força Muscular** 3 ed. Artmed. 2006.

FULLER, J.; LIU, L. J.; MURPHY, M.C.; MANN, R.W. **A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin and pin-mounted markers**. Human Movement Science. v. 16, n. 2-3, 1997. p. 219-242.

GALANTE, Jorge O. **Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus**. Acta orthopaedica Scandinavica, 1967. p.1-91.

- GOTSHALK, Linc. **Analysis of the deadlift**. NSCA Journal, p 4-5, 74-79. 1985.
- GRACOVETSKY, S.A. IACONO, S. **Energy Transfers in the Spinal Engine**. J. Biomed Eng. V. 9, 1987. Abr. 99-114.
- GROVES, Barney. **Powerlifting Levantamentos Básicos: Técnica e treinamento para o desenvolvimento muscular atlético**. 1 ed. Barueri, SP: Manole. 2002.
- GRUEN, A. **Fundamentals of videogrammetry** - A review. Human Movement Science, v. 16, n. 2, 1997. p. 155–187.
- HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. Ed. Manole, 5ª edição, Barueri, SP, 2009.
- KAPANDJI, A.I. **Fisiologia Articular, volume 3: tronco e coluna vertebral**. São Paulo, Ed. Panamericana, 5ª edição, 2000.
- KENNEY, W. Larry.; WILMORE, Jack H.; COSTILL, David L. **Fisiologia do esporte e do exercício / W. Larry Kenney, Jack H. Wilmore, David L. Costill**. 5 ed. Barueri – SP: Manole. 2013.
- LIEBENSON, C. **Activity modification advice: part II – squats**. Journal of Bodywork and Movement Therapies, v. 7, n. 4, 2003. p. 230–232.
- MACFARLANE, G. J.; JONES, G. T.; HANNAFORD, P. C. **Managing low back pain presenting to primary care: Where do we go from here? Topical Review**. Pain, v.122, 2006. p. 219-222.
- MACÍAS, Adalberto Collazo; CRUZ, Eduardo H. Brosco; GUERRA, Mário L. Maia. **Sistema de capacidades físicas: Fundamentos teóricos, metodológicos e científicos que sustentam seu desenvolvimento no homem**. 1 ed. São Paulo: Icone, 2006.
- MCGILL, Stuart M. **Exercícios para a região lombar: Prescrição para as costas saudáveis e recuperação de uma lesão**. In: ROITMAN, Jeffrey L.; HERRIDGE, Matt; TARANTO, Giuseppe; PAULO, Antônio Francisco Dieb (orgs). **Manual de Pesquisa das Diretrizes do**

**ACSM para os testes de esforço e sua prescrição / American College of Sports Medicine.** 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011. p 122 – 132.

MCGILL, Stuart M. **The biomechanics of low back injury: Implications on current practice in industry and the clinic.** J Biomechanics. v. 30 n. 5. Mai, 1997. p. 465 – 475.

MCGUIGAN, M.R.M., WILSON, B.D. **Biomechanical Analysis of the Deadlift.** Journal of Strength & Conditioning Research. 1996 Nov; 10(4), p. 250-255.

MIELE, V. J.; PANJABI, M. M.; BENZEL, E. C. **Anatomy and biomechanics of the spinal column and cord.** Handbook of Clinical Neurology. v. 109. Out. 2012.

NAVES, João Pedro Araújo. **Associação entre limiar postural e limiar de lactato obtidos no teste de esforço progressivo máximo em esteira.** Monografia – Faculdade de Educação Física e Dança, Universidade Federal de Goiás, Goiânia. 2016.

NETTER, Frank H. **Atlas de Anatomia Humana.** 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica del sistema músculoesquelético.** 3 ed. Madrid: McGraw Hill, 2004.

PANJABI M. M., GOEL V. K., TAKATA K. **Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments. An in vitro biomechanical study.** Spine, v. 7, n 3, 1982. p. 192 – 203.

PANJABI, M. M. **Clinical spinal instability and low back pain.** Journal of electromyography and kinesiology, v. 13, n. 4. ago. 2003. p. 371–9.

PAULA, M. C. **Análise comparativa das características cinemáticas da coluna durante a marcha e a corrida.** Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

PAULA, Marcelo Costa de et al. **Efeitos de um programa de exercícios na postura vertebral de indivíduos com lombalgia.** Pensar a Prática, Goiânia, v. 14, n. 2, set. 2011. p. 1-13.

PEREIRA, Marta Inez Rodrigues; GOMES, Paulo Sergio Chagas. **Testes de força e resistência muscular: confiabilidade e predição de uma repetição máxima** - Revisão e novas evidências. **Rev Bras Med Esporte**, Niterói, v. 9, n. 5, Out. 2003. p. 325-335.

QUEIROGA, Marcos Roberto. **Testes e medidas para avaliação da aptidão física relacionada à saúde em adultos**. 1 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

RODRIGUES, Carlos E. Cossenza.; CARNAVAL, Paulo E. **Musculação, teoria e prática**. 24 ed. Rio de Janeiro: Sprint, 2002.

ROZUMALSKI, A.; SCHWARTZ, M. H.; WERVEY, R.; SWANSON, A.; DARYLL C. Dykes, D. C; NOVACHECK, T. **The in vivo three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait**. *Gait and Posture*. v.8, n.3. 2008. p. 378-384.

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, dez. 2010. p. 3497–3506

SCISTATCALC. **SCISTATCALC**. Disponível em: <<http://scistatcalc.blogspot.com.br/2013/10/shapiro-wilk-test-calculator.html>>. Acesso em: 25 jul. 2016.

SIEWE, J.; RUDAT, J.; RÖLLINGHOFF. M.; SCHLEGEL, U.J.; EYSEL, P.; MICHAEL, J.W.P. **Injuries and Overuse Syndromes in Powerlifting**. *International Journal of Sports Medicine*. Maio 17, 2011. p.703-711.

SIMÃO, R., et al. **Influência dos diferentes protocolos de aquecimento na capacidade de desenvolver carga máxima no teste de 1RM**. *Fitness & Performance Journal*. 2004; 5, p.261-265.

UETAKE, T. et al. **The vertebral curvature of sportmen.** Journal of Sports Science, v. 16, 1998. p. 621-628.

VERDIJK, L. B.; LOON, L. V.; MEIJER, K.; SAVELBERG, H. H. C. M. **One-repetition maximum strength test represents a valid means to assess leg strength in vivo in humans.** Journal of Sports Sciences, London, v. 27, n. 1, 2009. p. 59-68.

VIDEMAN, Tapio 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. mar, 1995. p. 699-709.

VRTOVEC, T.; PERNUS, F.; LIKAR, B. **A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature.** European spine journal, v. 18, n. 5, maio, 2009. p. 593–607

WILMORE, Jack H.; COSTILL, David L. **Fisiologia do esporte e do exercício.** 2 ed. São Paulo: Manole. 2001.

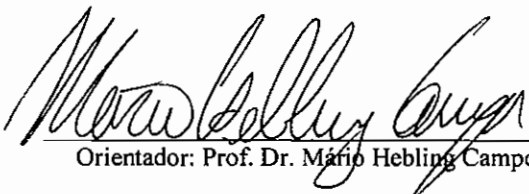
UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DANÇA

**ANÁLISE DO EFEITO DA CARGA DO EXERCÍCIO LEVANTAMENTO TERRA  
NA CURVATURA LOMBAR**

Trabalho apresentado para obtenção do título de Bacharel em Educação Física pela Universidade Federal de Goiás, sob orientação do professor Dr Mário Hebling Campos.

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

Goiânia, 03 de fevereiro de 2017



Orientador: Prof. Dr. Mário Hebling Campos

Prof. Dr. Mário Hebling Campos  
Fac. de Educação Física e Dança – UFG  
Matrícula SGPPE 176817

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

**1. Identificação do material bibliográfico monografia:**

Graduação     Especialização

**2. Identificação do Trabalho de Conclusão de Curso**

Autor (a):	Yullen Hevert Correa dos Santos
E-mail:	yullenhevert@gmail.com
Seu e-mail pode ser disponibilizado na página?	<input checked="" type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
Título:	ANÁLISE DO EFEITO DA CARGA DO EXERCÍCIO LEVANTAMENTO TERRA NA CURVATURA LOMBAR
Palavras-chave:	Coluna vertebral, Levantamento Terra, Teste de 1 RM, Cinemática, Biomecânica.
Título em outra língua:	ANALYSIS OF THE EFFECT OF LOADING THE EXERCISE DEADLIFT ON THE LUMBAR CURVATURE.
Palavras-chave em outra língua:	Spine, Deadlift, 1 RM test, Kinematics, Biomechanics.
Data defesa: (dd/mm/aaaa)	26/01/2017
Graduação/Curso Especialização:	Educação Física Bacharelado
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? ( ) Sim    (x) Não

Permitir modificações em sua obra?

( ) Sim

(x) Sim, contando que outros compartilhem pela mesma licença .

( ) 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 08 de fevereiro de 2017

Yullen Hevert Correa dos Santos

Assinatura do Autor e/ou Detentor dos Direitos Autorais