

UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DANÇA
BACHARELADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA
JÉSSICA CABRAL VASCONCELOS

**O AGACHAMENTO SMITH MINIMIZA A FLEXÃO ANTERIOR DA REGIÃO
LOMBAR**

GOIÂNIA
2017

JÉSSICA CABRAL VASCONCELOS

**O AGACHAMENTO SMITH MINIMIZA A FLEXÃO ANTERIOR DA REGIÃO
LOMBAR**

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

Orientador: Prof. Dr. Mario Hebling Campos.

GOIÂNIA

2017

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

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente ao meu Deus, meu pai celeste, pela oportunidade de estudar em uma Universidade Federal e cursar a carreira acadêmica de Educação física que sempre almejei. Ele me sustentou, encorajou e foi a pedra fundamental em minha adaptação em uma nova cidade onde estive longe da família por quatro anos; suprimo a saudade e me enchendo de fé para superar as dificuldades e desafios com firmeza e segurança. Obrigada, Senhor!

Não poderia deixar, também, de agradecer aos meus pais, Adriana e Welington, que me incentivaram e oraram pelo meu sucesso; dando-me instruções, conselhos e ensinamentos que seguramente influenciaram na construção do meu caráter e dedicação aos estudos. Renunciaram seu tempo por mim ao trabalharem incansavelmente para que eu pudesse ter a oportunidade de morar em Goiânia, sendo natural de Caldas Novas, e estudar em uma Universidade renomada. Além disso, sou grata pelos telefonemas de consolo, pelo apoio nos momentos difíceis, por chorarem comigo e, ao mesmo tempo, sorrirem comigo, pelas palavras de encorajamento, que me fizeram confiar em mim mesma e me sentir capaz. Também, por elementos simples como acompanhar atentamente as minhas notas, se importar pelo decorrer das minhas aulas e do meu dia, por tomar conhecimento dos nomes dos meus amigos, da minha locomoção em ônibus e minha administração financeira. E, por assistir minhas primeiras aulas nos projetos de extensão, simplesmente para sentir orgulho em ver a menininha de vocês se transformando em uma mulher, uma professora com uma turma cheia de 40 alunos. Vocês foram e sempre serão fundamentais para que eu concluísse essa etapa da minha vida. A vocês, papai e mamãe, minha eterna gratidão.

Agradeço ao meu irmão, Fabrício, que além de fraternidade é meu amigo. Ele foi meu companheiro nessa nova cidade e sempre esteve a minha disposição; mesmo com os horários tão comprometidos de estudos e trabalho, sendo meu suporte nessa adaptação à capital. Um exemplo de filho, estudante e profissional, sempre com palavras de motivação e encorajamento, acreditando no meu potencial mesmo quando nem eu mesma acreditava. A você, muito obrigada por incentivar meu sucesso e pelas orações.

Ao meu namorado, Matheus, por todo apoio e companhia e pelo acolhimento acalentador de sua família. E, também, pelo imenso carinho da minha segunda família: Adrianinha, Sergio, Vinicius, Camila e Ludmilla.

Aos meus professores que foram fundamentais para que eu concluísse o ensino superior com qualidade, mediante às orientações e ao conhecimento que seguramente formaram profissionais capazes de transformar a sociedade. Em especial, agradeço ao Prof. Mário Hebling Campos que, com paciência, sempre se dispôs a me orientar, ensinar e ajudar; incentivando à exposição do que há de melhor em mim. Ao Prof. Paulo Viana Gentil por me inserir em projetos científicos que, com certeza, contribuiu na qualidade da minha formação. E, ao professor da disciplina de Núcleo temático, Carlos Alexandre, pelas contribuições acerca deste trabalho. Vocês me ajudaram e me incentivaram na busca pela aprendizagem.

E por último, agradecer aos meus colegas de classe que estiveram ao meu lado nessa jornada, uma turma unida com pessoas maravilhosas que fizeram com que esse período tenha sido maravilhoso. Em especial, aos colegas Aldo e Yullen que foram fundamentais no processo de construção deste trabalho. Agradeço à Universidade Federal de Goiás, especificamente à Faculdade de Educação Física e Dança. Obrigada!

“Os que com lágrimas semeiam com júbilo ceifarão. Quem sai andando e chorando, enquanto semeia, voltará com júbilo, trazendo seus feixes. ”

Salmos 126: 5-6.

RESUMO

O agachamento é um exercício do treinamento resistido que pode gerar grandes cargas na coluna lombar. Este trabalho objetivou analisar o comportamento da curvatura geométrica da coluna vertebral durante o agachamento livre (AGL) e no Smith (AGS). Foi computada a posição de marcadores retrorefletidos posicionados no dorso de 12 homens ($22,8 \pm 2,65$ anos, $177,7 \pm 7,46$ cm, $81,4 \pm 14,99$ kg). Cada voluntário realizou trinta segundos de marcha em uma esteira a 5km/h para a mensuração da Curva Neutra (postura média apresentada na marcha), além da mensuração da postura durante execução do agachamento livre e no Smith com carga de 10RM. A posição espacial dos marcadores foi rastreada com o sistema *Dynamic Posture*. A inclinação anterior do tronco e o ângulo lombar sagital foi computada, bem como a utilização do método Brenzikofer para computar a curvatura geométrica da coluna vertebral no plano sagital. Os resultados mostraram que houve uma diminuição da flexão lombar de médio efeito no AGS na região central ($p=0.0084$; $d= 0.5114$) e pequeno efeito na região inferior ($p=0.0035$; $d=0.4124$) em relação ao AGL. Houve maior inclinação do tronco no AGL de grande efeito ($p= 0,0434$; $d=0.9081$) e maior flexão lombar na região do ângulo lombar no AGL de médio efeito ($p= 0,0013$; $d=0,6563$) em relação ao AGS. Os dados apresentados apontam que a coluna lombar é menos sobrecarregada no AGS.

Palavras chave: Coluna vertebral, Tronco, Biomecânica, Cinemática, Agachamento.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Fases do agachamento -----	4
Figura 2 - Agachamento livre -----	8
Figura 3 - Agachamento no Smith -----	8
Figura 4 - Ilustração da coluna vertebral-----	10
Figura 5 - Disco intervertebral -----	11
Figura 6 - Ilustração do posicionamento das três câmeras em relação ao voluntário da esteira -----	15
Figura 7 - Fluxograma do estudo -----	16
Figura 8 - Posicionamento dos marcadores no dorso -----	18
Figura 9 – Definição das variáveis -----	20
Figura 10 - Curva da coluna ajustada no plano sagital e a curvatura geométrica respectiva a essa coluna -----	20
Figura 11 - Comparação dos valores médios do ângulo lombar nos agachamentos -----	24
Figura 12 - Comparação dos valores médios da curvatura lombar nos agachamentos -----	24
Figura 13 – Comparação dos valores médios da inclinação do tronco nos agachamentos -----	25

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos participantes -----	14
Tabela 2. Variáveis posturais apresentadas durante a marcha -----	23
Tabela 3. Variáveis posturais apresentadas durante a o agachamento livre e o agachamento Smith -----	23

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	3
2.1 AGACHAMENTO.....	3
2.2 COLUNA VERTEBRAL	9
3. MATERIAIS E MÉTODOS	14
3.1 DESENHO EXPERIMENTAL	14
3.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL	16
3.3 MEDIÇÃO DA COLUNA VERTEBRAL E REDUÇÃO DOS DADOS	18
3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	21
4. RESULTADOS.....	22
5. DISCUSSÃO	26
5.1 APLICAÇÕES PRÁTICAS.....	29
6. CONCLUSÕES	30
7. REFERÊNCIAS.....	31

1. INTRODUÇÃO

O exercício de agachamento tem sido utilizado no treinamento de força, principalmente, para o desenvolvimento da musculatura de membros inferiores (MARCHETTI et al., 2013), gerando benefícios para atletas e não atletas (SCHOENFELD, 2010). Sabe-se também que o agachamento ocasiona a ativação intensa de diversos músculos do tronco (SCHWANBECK; CHILIBECK; GORDON, 2009), possibilitando o treinamento simultâneo dessa região.

A despeito dos benefícios que podem ser obtidos com o exercício de agachamento, o exercício está associado a cargas externas (CHANDLER; STONE, 1991). Flexão lombar (comportamento da lombar em que há a diminuição da lordose, movimento das vértebras), inclinação anterior do tronco (movimento do tronco em relação a vertical) e do sacro leva ao aumento das forças internas de compressão e cisalhamento, além de uma distribuição assimétrica das cargas nos discos intervertebrais da região lombar inferior aumentando o risco de lesões (CAMPOS et al., 2017).

A preservação da lordose lombar pode minimizar as sobrecargas na região lombar, principalmente em situações de compressão (ADAMS et al., 1994), como o agachamento. Nessa perspectiva, McGill, Hughson e Parks (2000) ressaltam que a coluna lombar em sua posição neutra possibilita a diminuição das forças de cisalhamento nos discos intervertebrais. Para minimizar o risco de herniações, é preciso realizar uma manobra para manter a curvatura lordótica (CAPOZZO et al., 1985), o que pode ser facilitado pela adoção de uma técnica de movimento que possibilite diminuir a inclinação anterior do tronco (CAMPOS et al., 2017).

Nesse sentido, estudos têm demonstrado que o agachamento no Smith está associado a uma diminuição da ativação dos eretores da coluna, pela condição de proporcionar maior estabilidade, em detrimento do agachamento livre (COTTERMAN; DARBY; SKELLY, 2005; FLETCHER; BAGLEY, 2014). No entanto, os autores do presente estudo não encontraram trabalhos sobre o comportamento da curvatura vertebral nas duas formas de executar o agachamento.

Pode-se especular que o centro da Zona Neutra (PANJABI, 2003) constitui-se como a curvatura ideal para minimizar a sobrecarga lombar em exercícios que a sobrecarregam. Scanell e McGill (2003) relataram que a postura média apresentada

na marcha fica próxima desta região. Campos et al. (2015) apresentaram um método não invasivo para quantificação desta postura média que foi denominada Curva Neutra o que torna proveitoso utilizá-la como parâmetro para avaliação do agachamento Smith.

Logo, esse trabalho teve o objetivo de analisar o comportamento da curvatura geométrica da coluna lombar durante o agachamento executado no Smith e livre. A hipótese é que o agachamento Smith possibilita manter a postura vertebral mais próxima da neutra, sendo então mais segura para a coluna lombar quando relacionado ao agachamento livre. Ao executar o agachamento no Smith, o tronco é menos inclinado para frente (BISCARINI et al., 2011), e essa menor inclinação do tronco está associado a melhor postura, ou seja, menor flexão lombar (CAMPOS et al., 2017).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 AGACHAMENTO

O treinamento de força tem sido expandido em diferentes contextos, seja para fins estéticos, atléticos e terapêuticos (MARCHETTI et al., 2013). Os benefícios do treinamento com peso estão relacionados com o aumento da força dos ligamentos e dos tendões, como também na densidade óssea, além do desenvolvimento de grandes grupos musculares (CHANDLER; SOTNE, 1991). Para além disso, o treinamento de força promove ganhos de hipertrofia, potência muscular, resistência muscular localizada (SIMÃO et al., 2006).

O exercício de agachamento é um dos exercícios mais utilizados dentro do treinamento de força. Ele proporciona o desenvolvimento do atleta, repercutindo numa melhor estabilidade das articulações. Melhora a eficiência neuromuscular e possibilita o desenvolvimento das musculaturas dos membros inferiores e dos estabilizadores de tronco. Por estes motivos, o agachamento se torna um importante exercício para diversas modalidades esportivas, além do levantamento de peso e powerlifting, como o futebol americano, atletismo (GROVES, 2002).

O agachamento é uma boa opção de exercício por ser de cadeia cinética fechada e recrutar grandes grupos musculares, e pode inclusive ser utilizado para tratamento terapêutico de lesões nos ligamentos, disfunções patelofemorais e instabilidade no joelho (SCHOENFELD, 2010).

Muitos profissionais consideram que esse exercício é essencial para um bom desenvolvimento do potencial atlético. Isso se deve pelo fato de que ele estimula o aumento muscular em diversas regiões do corpo, tanto para homens como para mulheres (CHANDLER; STONE, 1991).

Groves (2002) considera que a mecânica adequada do agachamento pode ser dividida em três fases: preparação, descida e subida (Figura 1).



Figura 1: Fases do agachamento.
Fonte: Gullet, Tillman, Gutierrez e Chow, 2009.

A fase de preparação consiste no posicionamento da barra de agachamento em uma altura próxima a metade do tórax, sobre as costas, acima dos ombros. A pegada deve ser mais larga em relação aos ombros, pressionando a barra, com a cabeça levantada, olhando para frente, com os pés apoiados no chão (GROVES, 2002).

A descida deve ocorrer como se estivesse sentando em um banco, contando com a força exercida pelos músculos abdominais, até que seja adquirida a posição paralela ao solo ou até mais baixa que isso; quando é feito o agachamento em profundidade. Durante todo o exercício é importante que o peso permaneça nos calcanhares ou no meio dos pés. Importante os cuidados em relação a uma inclinação excessiva do tronco (GROVES, 2002).

A terceira e última fase do movimento do agachamento, denominada subida, começa com a transição da descida para a posição inicial, o que exige muita contração do quadríceps para que se saia da posição baixa. Nessa fase é necessário que haja extensão de quadril e joelhos, além da inclinação do tronco até que se atinja a posição inicial, exigindo uma forte pressão dos calcanhares sobre o chão (GROVES, 2002).

Considerando a complexidade do exercício de agachamento, é essencial o entendimento da biomecânica do exercício para alcançar um bom desenvolvimento muscular, bem como reduzir a perspectiva de lesões relacionadas ao treinamento (SCHOENFELD, 2010).

Chandler (1991) traz algumas considerações para a redução de lesões relacionadas ao agachamento, dentre elas, orienta a respeito da manutenção da lordose durante a execução. Enquanto, Fairchild et al. (1993) trazem em seu estudo algumas técnicas inapropriadas de execução do agachamento que são comumente realizadas. Os erros estão geralmente associados ao posicionamento inadequado da cabeça e dos olhos, pois quando estão muito elevados pode gerar maior tensão da coluna (FAIRCHILD et al., 1993).

A mecânica ideal do agachamento pode ser comprometida por outros fatores além dos citados anteriormente. É necessário um maior cuidado quanto ao posicionamento da barra, uma vez que quando esta se encontra em desequilíbrio pode levar ao deslizamento dos pesos. Outro cuidado está relacionado a atenção para manter os calcanhares fixados no chão, uma vez que quando levantando gera maior estresse nos joelhos (FAIRCHILD et al., 1993)

A inclinação do tronco em excesso para frente (mais do que 30°) é um erro que pode ser causado normalmente pela falta de força na região das costas. Além de uma pressão na articulação do joelho quando são projetados em excesso para frente ou quando os calcanhares são levantados do chão o que gera uma posição instável. O posicionamento das barras também deve ser visto de maneira cuidadosa, uma vez que quando está posicionada muito abaixo pode levar ao executante a se encurvar muito para frente para evitar que a barra role pra baixo (GROVES, 2002).

Dores na coluna estão geralmente associadas a combinação de rotação e flexão da coluna, considerando que esse movimento não acontece no agachamento (BILLINGS; BURRY; JONES, 1977). Ou seja, os riscos de lesões na coluna podem ser resultado de outras atividades, como ginástica e futebol. As lesões que geralmente são atribuídas ao exercício de agachamento deveriam ser vistas como um problema multifatorial. O exercício de agachamento pode até mesmo reduzir lesões através do fortalecimento dos músculos, ligamentos, tendões e ossos (CHANDLER; STONE, 1991).

Os estudos têm mostrado uma incidência de lesões que estão diretamente relacionadas com treinamento com pesos, e geralmente estão associadas a coluna lombar (CAPOZZO et al., 1985). Cargas de compressão axial na coluna vertebral resultam em funções adaptativas do corpo vertebral, em longo prazo. Mas a combinação de cargas de compressão axial e forças de cisalhamento podem levar ao prolapso dos discos intervertebrais (CAPOZZO et al., 1985).

No agachamento há o aumento do risco de flexão lombar, contando que a combinação da carga de compressão axial e carga de cisalhamento aumenta o risco de herniações. Para superar/minimizar isso, é preciso uma manobra para manter a curvatura lordótica (CAPOZZO et al., 1985).

Lesões atribuídas ao exercício de agachamento são incomuns, porém uma técnica inapropriada pode levar a uma gama de lesões, especialmente quando combinado com pesos. Essas lesões advindas da execução inadequada do exercício podem incluir ruptura dos discos intervertebrais, entorses musculares e ligamentosos, espondiólise e espondilolistese (SCHOENFELD, 2010).

As anormalidades dos discos estão associadas a redução da altura dos discos. O treinamento de força tem o efeito protetor, uma vez que leva ao aumento da densidade mineral óssea, além de um desenvolvimento muscular, aumentando a rigidez, que resulta em maior estabilidade dos segmentos vertebrais (CAPOZZO et al., 1985).

No exercício de agachamento, a compressão na região lombar e a contribuição dos ligamentos é aumentada em proporção ao incremento das cargas. Além disso, quanto maior a flexão da coluna, maior será a força de cisalhamento, podendo resultar na rotação de quadril, ou seja, em agachamentos em que há maior flexão de coluna em comparação aos joelhos, há maior trabalho dos ligamentos em relação ao trabalho muscular (POTVIN; MCGILL; NORMAN, 1991).

Em agachamentos em que há maior flexão de joelhos e menor flexão de coluna, os músculos são mais ativos e pouco trabalho dos ligamentos, ou seja, há uma elevada força de compressão, porém, a força de cisalhamento é significativamente menor (POTVIN; MCGILL; NORMAN, 1991).

Mulheres possuem menor resistência a compressão dos corpos vertebrais por conta da placa final ser menor quando comparados aos homens, sendo elas então mais expostas a estresse de compressão axial. Entretanto, as mulheres apresentam uma maior capacidade de estabilização da coluna lombar, por terem maior amplitude de movimento há uma menor flexão lombar devido a flexibilidade da região lombo sacral durante o agachamento (CAPOZZO et al., 1985).

Portanto, a força dos ligamentos depende da cinemática vertebral e da carga, bem como o resultado das forças de compressão e cisalhamento na coluna vertebral dependem do recrutamento de ligamentos e músculos (POTVIN; MCGILL; NORMAN, 1991).

A técnica apropriada do agachamento mantém a postura da coluna, com os músculos de apoio submetidos a forças internas durante a execução. A coluna adapta ao estresse com a modelação do osso, tendo assim uma maior tolerância a compressão. O problema está quando há cargas de cisalhamento com a flexão da coluna o que pode resultar ao aumento dos riscos de lesões como hérnias. A força do transverso do abdômen pode aliviar essa força das vértebras, gerando assim uma maior estabilização. O recomendado é que mantenha o olhar fixo para cima para que haja uma diminuição da flexão do tronco, e assim melhorando a performance (SCHOENFELD, 2010).

A fadiga tem efeito na cinemática, uma vez que pode levar a alterações na técnica (SCHOENFELD, 2010). Tal efeito leva a redução da propriocepção tanto muscular como articular, ou seja, a coluna se mostra vulnerável a fadiga (LATTANZIO et al., 1997). Compreende-se que em situações de fadiga a tendência é uma maior flexão da coluna lombar, aumentando assim o estresse nessa região, aumentando os riscos de lesões (SASAKI et al., 2008).

Diante disso, a literatura relata haver duas formas comumente utilizadas em academias de ginástica: agachamento livre e no Smith (MARTCHETTI et al., 2013). No entanto, esse trabalho visa comparar a eficácia e segurança de uma técnica em relação a outra em relação a coluna vertebral.

O agachamento livre é um exercício popular bastante utilizado no treinamento com pesos para o desenvolvimento da musculatura inferior (Figura 2). Uma outra alternativa para a execução do agachamento é a utilização do Smith (Figura 3), que permite a execução similar, porém a barra é estabilizada em dois trilhos paralelos, sendo considerado um pouco mais estável em relação ao agachamento livre (SCHWANBECK, CHILIBECK, e GORDON, 2009).



Figura 2 – Agachamento livre (AGL)
Fonte: Elaboração própria.



Figura 3: Agachamento no Smith (AGS)
Fonte: Elaboração própria.

Marchetti et al. (2013), em seu estudo de revisão, traz algumas evidências científicas comparando os diferentes efeitos quando se executa o agachamento livre e no Smith. Apesar da maior facilidade de uso da máquina Smith, em relação ao exercício livre, a execução do agachamento livre tem sido a preferência dos fisiculturistas ou atletas de força por ser mais instável. A instabilidade ocorrida na execução do AGL está associada à maior atividade de músculos do tronco para que haja o controle postural (REISER, 2014).

2.2 COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral é composta por vértebras que estão sobrepostas com uma forma cilíndrica, sendo que cada uma é formada por duas partes principais, o corpo vertebral e o arco posterior. O corpo vertebral é a parte mais maciça da vértebra e mais larga, compondo todos os andares da coluna vertebral. O disco intervertebral é o responsável por unir esses corpos vertebrais (KAPANDJI, 1990).

A parte anterior da coluna vertebral (pilar anterior) tem a função de suporte, já a parte posterior (pilar posterior) tem um papel dinâmico quando comparado a pilar anterior, este tem um caráter estático (KAPANDJI, 1990).

A coluna vertebral é constituída por 33 vértebras, sendo dispostas em 7 vértebras cervicais, 12 torácicas e 5 lombares, 5 sacrais e 4 coccígeas (Figura 4). É capaz de realizar os seguintes movimentos básicos, tais como: inclinação para frente/ flexão; inclinação para trás/extensão; flexão lateral para direita e esquerda, além de realizar os movimentos de rotação esquerda e direita no plano transversal (MAKOFSKY, 1955; NORDIN e FRANKEL, 2004; HALL, 2009).

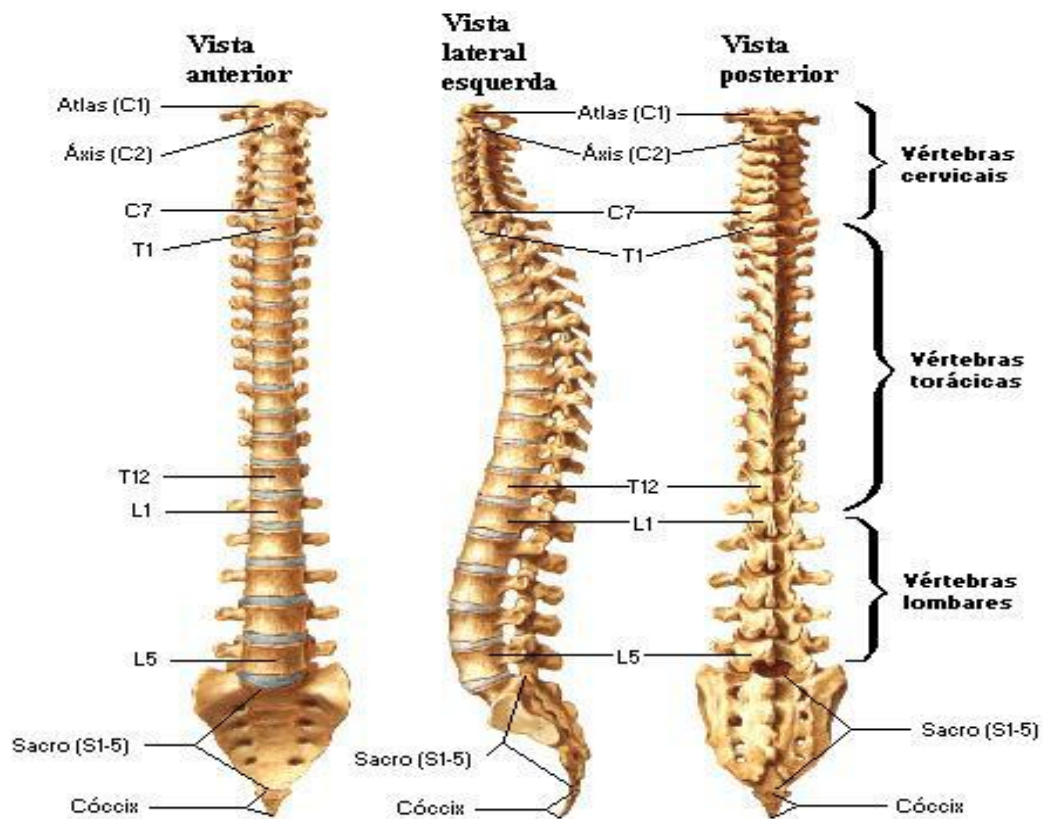


Figura 4: Ilustração da coluna vertebral

Fonte: Netter, 2000.

O disco intervertebral, responsável por unir as vértebras (Figura 5), é constituído por duas partes: núcleo pulposo e anel fibroso. O núcleo pulposo pode ser comparado a uma geléia, sendo em sua maior parte constituído por água, com o formato de uma esfera. O anel fibroso é constituído por camadas fibrosas dispostas no centro, com formato horizontal. A importância dessa estrutura entre os corpos vertebrais está relacionada aos movimentos de inclinação, rotação e deslizamento proporcionados por ele (GALANTE, 1967; KAPANDJI, 1990).

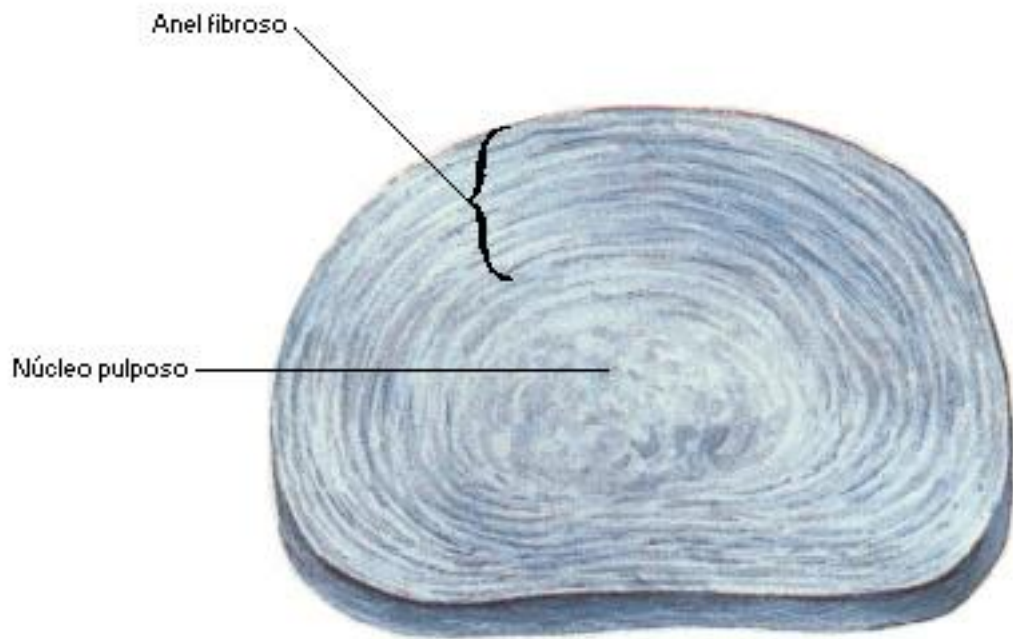


Figura 5 – Disco intervertebral.

Fonte: Netter, 2000.

A coluna vertebral é considerada como retilínea, apesar de haver uma certa curvatura transversal. É composta, em um plano sagital pelas curvaturas sacral e torácica (côncavas para frente), como também pelas curvaturas cervical e lombar (côncavas para trás). Essas curvaturas são de extrema importância por sustentar a compressão axial, uma vez que essa resistência a esse tipo de esforço é significativamente superior à de uma coluna retilínea (DANGELO e FANTINNI, 2000; KAPANDJI, 1990).

Na coluna lombar, especificamente, existe o movimento de flexão que faz com que a espessura do disco seja diminuída na parte anterior e aumentada na parte posterior, levando o núcleo pulposo seja empurrado para trás. Durante o movimento de extensão ocorre o contrário, ou seja, com a espessura maior na parte anterior (KAPANDJI, 1990).

A postura tem grande efeito na coluna, especificamente, na região lombar. A mecânica da lombar pode ser alterada, bem como a estrutura dos discos intervertebrais, principalmente quando a coluna vertebral é submetida ao movimento de flexão. Os discos intervertebrais podem sofrer difusões, além de trazer deformações no anel fibroso (ADAMS e HUTTON, 1985).

Os discos intervertebrais são diminuídos no momento em que a coluna é submetida a uma pressão axial e flexionada para frente, causando o deslizamento

forçado do núcleo para trás. Esse fato resulta em dores, quando o ligamento vertebral posterior é atingido (KAPANDJI, 1990).

“O aparecimento da hérnia discal sucede-se em geral a um esforço de levantamento de uma carga, estando o tronco inclinado para frente...” (KAPANDJI, 1990, p.124).

Os esforços de compressão axial são, em sua maioria, suportados pelos discos intervertebrais. Quando submetido a uma carga brutal, o disco pode alterar sua espessura, podendo até mesmo destruir as fibras do anel, o que pode levar a deteriorações discas após esforços violentos e repetidos (ADAMS e HUTTON, 1985; KAPANDJI, 1990).

Quando uma carga é colocada de forma constante sobre um disco vertebral, ou ao menos sem esperar um tempo mínimo de recuperação pode acontecer de o disco não conseguir recuperar a sua espessura inicial, ou seja, há um processo de desidratação e o fenômeno de envelhecimento do disco. Esse esmagamento progressivo do disco lesionado pode repercutir em perturbações nas articulações. A espessura do disco varia nos diferentes setores da coluna vertebral, sendo que na coluna lombar ele apresenta sua maior espessura, em seguida na coluna torácica e cervical, respectivamente (KAPANDJI, 1990).

O alinhamento postural está relacionado com a zona neutra, uma vez que há uma instabilidade da coluna vertebral quando há variações excessivas da zona neutra, o que pode levar a sintomas dolorosos. A zona neutra correspondente a região lombar é contemplada com uma curvatura lombar com concavidade posterior uniforme (MAKOFSKY, 1955).

O alinhamento postural é considerado precário quando há alterações seja em relação à hiperlordose (restrita a flexão) ou retificação da coluna (restrita a extensão). Há também situações de desvios laterais, geralmente associada a escoliose (MAKOFSKY, 1955).

Para que as tarefas dinâmicas sejam seguras, especificamente no treinamento resistido, é necessária a avaliação do comportamento da coluna vertebral. Dessa forma, há um maior controle da estabilização da coluna vertebral durante o exercício de agachamento.

A maior parte das pesquisas encontradas utiliza de variáveis angulares (SYCZEWSKA, 1999 apud CAMPOS, 2010), sendo um método que se distancia da realidade e apresenta pouca reprodutibilidade, uma vez que as informações são

dadas de regiões isoladas, e não de forma global, da maneira em que a coluna vertebral é constituída, com informações pouco detalhadas da geometria da coluna vertebral. Além de ser considerada sensível aos erros quanto ao processo de medição (CAMPOS, 2010).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 DESENHO EXPERIMENTAL

Este estudo e os protocolos utilizados foram submetidos e aprovados pelo comitê de Ética e Pesquisa da UFG (Parecer nº 961.140). Participaram voluntariamente deste estudo 12 homens fisicamente ativos que praticam o treinamento resistido pelo menos 6 meses, e que incluíram o exercício de agachamento em algum momento da periodização (Tabela 1). As coletas de dados foram realizadas na sede do Laboratório de Avaliação do Movimento Humano–LAMOVIH, entre junho e dezembro do ano de 2016, na Faculdade de Educação Física e Dança da UFG. Todos os voluntários assinaram um Termo de Consentimento Livre Esclarecido.

Tabela 1 – Características dos participantes

Vol	ROLM	Idade (anos)	Estatura (cm)	Massa (kg)
01	0	25	172	80,6
02	0	21	166	56,4
03	0	24	186	77,4
04	0	20	175	83,4
05	1	19	183	119
06	0	24	176	81,4
07	0	21	188	86,0
08	2	26	177	82,5
09	2	28	166	72,4
10	0	22	180	76,4
11	0	23	187	92,8
12	0	21	177	68,9
Média	-	22,8	177,7	81,4
DP	-	2,6	7,4	15,0

DP: Desvio padrão; ROLM: Roland Morris; Vol: Voluntários.

Para a realização do experimento os participantes utilizaram roupas adequadas à prática esportiva, com a necessidade de ficar com o dorso desnudo. Foi utilizado o calçado que o voluntário normalmente usa durante as sessões de treinamento resistido e que tenha prática no treinamento resistido há no mínimo 6 meses, além de ter o exercício de agachamento em algum momento de sua periodização.

Todos os voluntários do estudo responderam ao questionário Roland Morris com a finalidade de garantir que nenhum deles apresentavam dores na coluna

naquele dia que pudessem afetar na execução dos exercícios de agachamento, considerando que o ponto de corte seja 4 (SARDÁ JÚNIOR et al., 2010).

Campos (2010) desenvolveu um sistema para analisar a postura vertebral em movimento humano, a partir do rastreamento automático de marcadores retro-refletidos dispostos na coluna vertebral, utilizando apenas três câmeras de luz visível (Figura 6). O Led de alto brilho foi acoplado nas câmeras.

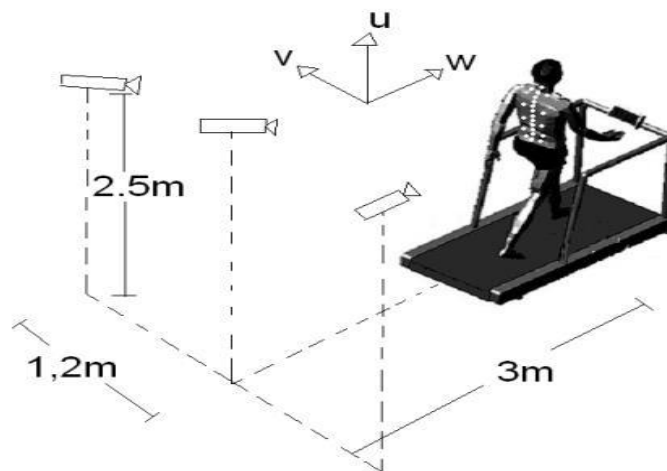


Figura 6: Ilustração do posicionamento das três câmeras em relação ao voluntário da esteira.

Fonte: Campos (2010, p. 75).

O programa para o processamento e análises das imagens foi desenvolvido em Matlab, contando como rastreamento automático. A Curva Neutra foi utilizada para determina a postura vertebral. O método proposto por Campos (2010) é considerado eficiente e de baixo custo.

O sistema automático de análise de movimento proposto por Campos (2010) mostrou vantagens, por ser um método não invasivo de medição da curvatura geométrica da coluna vertebral. O sistema utilizado para medir a curvatura geométrica é denominado *Dynamic Posture*. A tecnologia do método é de fácil acesso, por permitir a análise postural em muitos ambientes.

3.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

O fluxograma do estudo está apresentado na figura 7. Cada voluntário realizou duas visitas. O método descrito em Campos et al (2015) foi adotado para a medição da curvatura geométrica da coluna vertebral. Esse método é baseado no rastreamento automático e reconstrução tridimensional com câmeras de vídeo, de marcadores adesivos retrorrefletivos para a identificação de acidentes anatômicos no dorso. O sistema *Dynamic Posture* (CAMPOS, 2010) foi utilizado para tais procedimentos.

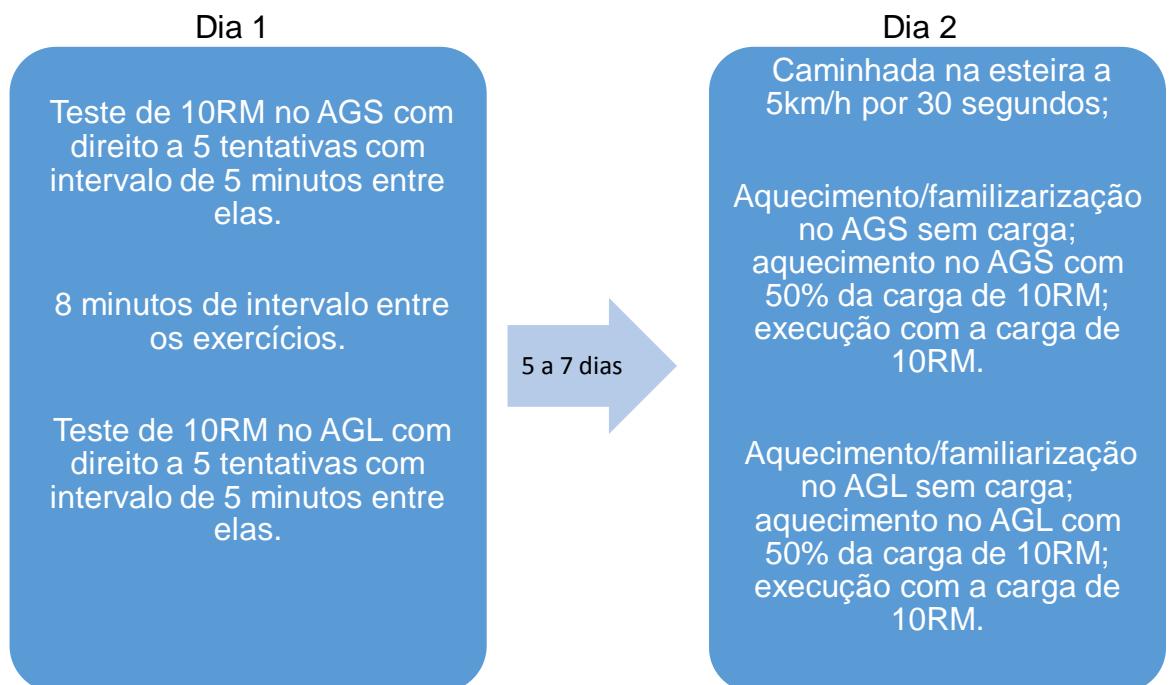


Figura 7– Fluxograma do estudo

A primeira visita dos participantes da pesquisa no LAMOVH foi destinada para a realização do teste de 10 repetições máximas (RM) no Agachamento Livre (AGL) e Agachamento no Smith (AGS). A ordem dos exercícios foi randomizada, sendo que a ordem do primeiro voluntário foi determinada por sorteio e o protocolo dos demais voluntários teve sucessivamente essa ordem invertida.

A carga utilizada no teste de 10RM foi estimada inicialmente a partir do relato da carga de treino de cada participante e caso houvesse necessidade de alteração da carga, quando ultrapassasse as 10 repetições ou não alcançasse as 10 repetições, era realizada uma nova série de 10RM, sempre com intervalo de

recuperação entre as séries de 5 minutos. Nenhum voluntário ultrapassou três tentativas.

Ainda na primeira visita, antes do teste, cada voluntário realizou uma série de aquecimento com 50% da carga estimada declarada de treino de ambos exercícios.

A segunda visita ocorreu entre cinco a sete dias depois da data da primeira visita. Inicialmente, aplicamos o questionário Roland Morris para todos os voluntários como uma medida válida para dor geral (SARDÁ JÚNIOR et al., 2010). Após, adesivos retrorrefletivos (planos, retangulares [12x8 mm]), foram posicionados no dorso para identificação de acidentes anatômicos, localizados por meio de técnicas de anatomia palpatória (TIXA, 2000). 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 pósterio-superiores (PSIS); nos processos espinhosos da segunda vértebra sacral (S2), quarta vértebra lombar (L4), décima-segunda, sexta e primeira vértebras torácicas (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 da PSIS. Depois de identificar esses pontos, a linha definida pelos processos espinhosos das vértebras foi preenchida com marcadores regularmente posicionados aproximadamente a cada 2,5cm (Figura 8).

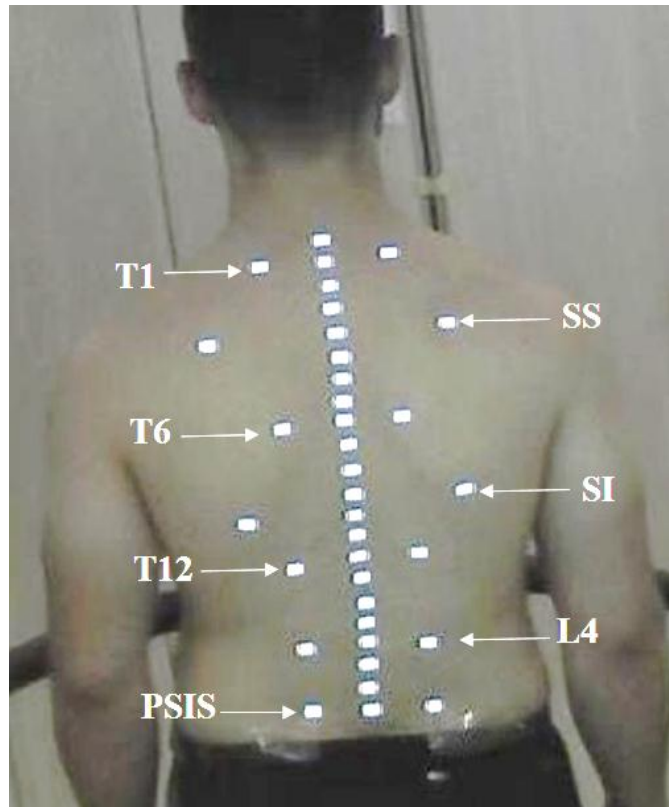


Figura 8: Posicionamento dos marcadores no dorso.

T1: primeira vértebra torácicas; T6: sexta vértebra torácica; T12: décima-segunda vértebra torácica; L4: quarta vértebra lombar; SS: ponto de intersecção entre a borda medial e a espinha da escápula; SI: ângulo inferior da escápula; PSIS: espinha ílica pósterio-superior.

Fonte: Elaboração própria.

Após os procedimentos de marcação, os participantes realizaram trinta segundos de marcha (5km/h) na esteira ergométrica. (Brudden – Movement LX 160, Brasil). Ela possibilitou a quantificação da Curva Neutra de cada participante (CAMPOS et al., 2015).

A ordem dos exercícios da segunda visita foi a mesma ordem sorteada na primeira visita. Logo, cada voluntário realizou duas séries de 10 repetições como aquecimento/familiarização antes de cada situação. Sendo que a primeira série foi realizada sem carga externa, e a segunda série com 50% da carga de 10RM.

3.3 MEDIÇÃO DA COLUNA VERTEBRAL E REDUÇÃO DOS DADOS

A medição da curvatura geométrica da coluna vertebral foi realizada com o método descrito em Campos et al. (2015). O método consiste no rastreamento automático e reconstrução tridimensional dos marcadores retrorrefletidos, com câmeras de vídeo. O movimento dos marcadores no dorso dos voluntários é

rastreado e analisado, uma vez que estes apenas refletem a luz de iluminadores, que são posicionados nas câmeras.

O método proposto em Brenzikofer et al. (2000) foi adotado para medir o formato geométrico da coluna, em que mede as posições da curva da coluna. O processamento de imagens foi realizado no software *Dynamic Posture* (CAMPOS, 2010) desenvolvido em Matlab®.

A postura dos participantes foi avaliada em um único instante obtido na postura ortostática, na postura média obtida na marcha e na postura média das posturas apresentadas no instante mais baixo (menor altura do marcador de S2) dos ciclos de agachamento, tanto para o livre quanto para o realizado no Smith.

Foram obtidas as seguintes variáveis posturais nessas quatro situações de cada participante: inclinação do tronco; ângulo lombar; curvatura lombar sagital inferior, média e superior. Quanto a inclinação do tronco, foi representado por um vetor de S2 para T6 (Figura 9). A inclinação deste vetor em relação à vertical foi avaliada como descrito em Campos et al. (2017). Zero graus correspondeu à vertical, valores positivos às inclinações anteriores do tronco e negativos posteriores.

Em relação ao ângulo lombar, a região lombar foi modelada com dois segmentos rígidos, sendo o inferior um vetor de S2 a L4 e o superior de L4 a T12. O ângulo entre esses dois vetores projetado no plano sagital local do tronco definiu a medida do ângulo lombar (Figura 9) como descrito em Campos et al. (2017).

Quanto a curvatura lombar sagital inferior, média e superior, a curvatura geométrica da coluna vertebral (BREZIKOFER et al., 2000) no plano sagital foi quantificada pelo método descrito em Campos et al. (2015) e os valores apresentados na região lombar inferior (um marcador abaixo de L4), superior (um marcador abaixo de T12) e central (na altura média entre a superior e inferior) foram analisados (Figura 10). Assim como em Campos et al. (2017), considerando que a identificação dos processos espinhosos não é exata, optou-se por não denominar os níveis vertebrais com vértebras específicas.

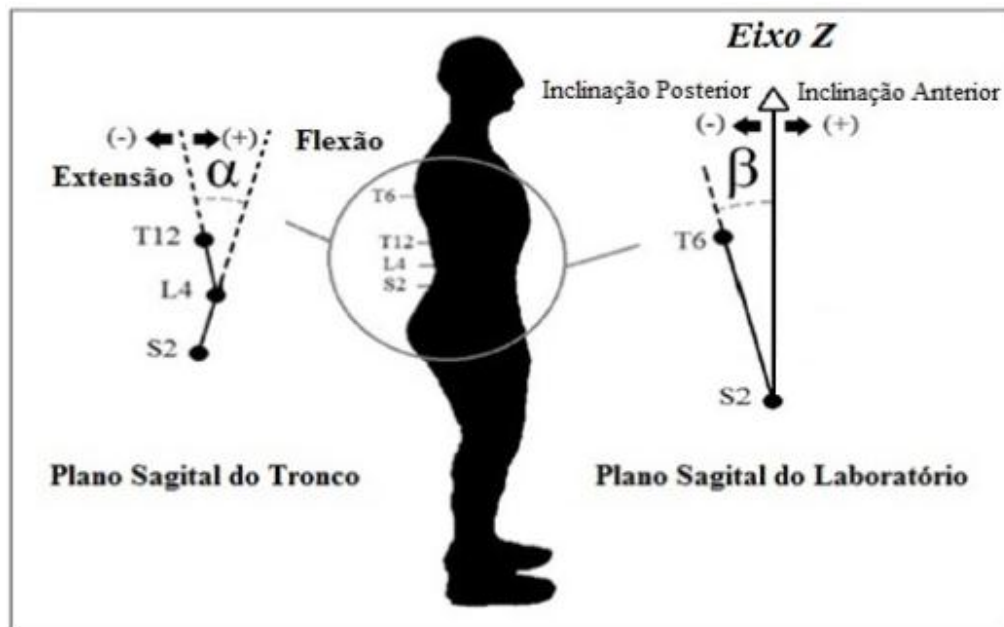


Figura 9: Definição das variáveis – α : ângulo lombar; β : inclinação do tronco.
Fonte: Campos et al. (2017, p.5)

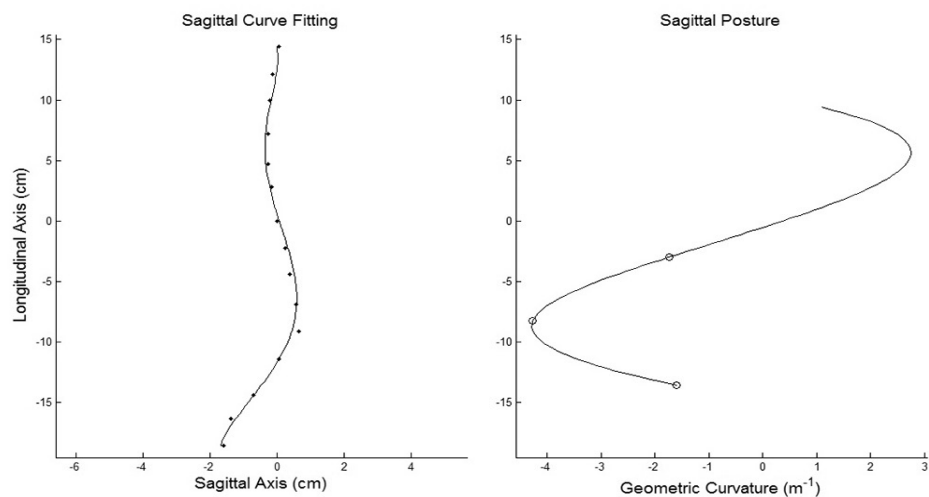


Figura 10: Curva da coluna ajustada no plano sagital e a curvatura geométrica respectiva a essa coluna.
Fonte: Campos et al. (2017, p.5)

Para as variáveis de quantificação da postura lombar (ângulo lombar sagital e curvaturas), valores negativos indicaram concavidades posteriores da região lombar, ou seja, lordose (extensão lombar) e positivos indicaram cifoses (flexão lombar).

3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O conjunto de dados foi analisado com o teste de Shapiro-Wilk, em que foi demonstrado que os dados apresentaram distribuição normal e o teste F para variâncias homogenias. O teste t de Student pareado foi utilizado para avaliar se houve diferença entre os valores médios das variáveis posturais obtidas em cada forma de agachamento. Esse teste apresentou diferença significativa em todas as variáveis ($p < 0,05$), o que levou a ser 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. A análise de dados foi realizada em Matlab®, exceto o teste Shapiro-Wilk que foi realizado online (SCISTATCALC, 2016).

4. RESULTADOS

Os valores das variáveis posturais analisadas obtidas para a postura média apresentada na marcha e para os agachamentos estão dispostos nas tabelas 2 e 3, respectivamente. Valores positivos indicam que houve aumento da flexão lombar e valores negativos aumento na lordose lombar, em relação à Curva Neutra.

Pode-se observar que na região lombar central e inferior, a média da Curva Neutra dos voluntários é mais negativa do que a média das posturas apresentadas nos ciclos de agachamento. Esse efeito é mais destacado no agachamento livre, ou seja, há maior flexão lombar nessas regiões no agachamento livre quando comparado ao agachamento no Smith, com diferença significativa de médio efeito.

Na região lombar superior, observou-se que os valores da média se tornaram mais negativos em ambas as formas de agachamento quando comparados a média dos valores apresentados da Curva Neutra na marcha, havendo maior destaque no agachamento no Smith, com diferença significativa de pequeno efeito.

Em relação a inclinação do tronco, observa-se que em todos os participantes os valores tornaram-se mais positivos no agachamento, o que indica que houve inclinação anterior do tronco quando comparado a inclinação do tronco na marcha, considerando no agachamento livre foi maior do que no Smith, considerando que houve uma maior inclinação no agachamento livre, com diferença significativa de grande efeito.

O ângulo lombar apresentou valores negativos durante a marcha. Os valores do ângulo lombar tornaram-se mais positivos no agachamento, principalmente no agachamento livre, em que houve uma maior flexão lombar quando comparado ao agachamento no Smith, com diferença significativa de médio efeito.

Tabela 2. Variáveis posturais apresentadas durante a marcha.

Vol	KLS(m ⁻¹)	KLC (m ⁻¹)	KLI (m ⁻¹)	α (°)	β (°)
v01	-1,1	-3,7	-5,6	-19,3	-4,2
v02	-0,2	-1,2	-2,9	-9,6	0,7
v03	-0,8	-1,6	-2,2	-10,9	-0,3
v04	-0,7	-2,8	-1,4	-10,5	0,8
v05	-2,9	-9,9	-4,1	-25,1	-2,8
v06	-1,3	-1,5	-7,4	-14,6	-4,9
v07	-1,7	-2,2	-2,2	-14,2	-3,5
v08	0,2	-2,9	-0,7	-11,0	-4,4
v09	0,4	-4,5	-4,6	-23,3	-4,6
v10	-4,6	-2,0	1,0	-8,6	1,0
v11	-6,3	-4,0	-1,7	-16,4	-2,3
v12	1,9	-2,3	-3,7	-12,4	-5,0
Média	-1,4	-3,2	-3,0	-14,7	-2,5
DP	2,2	2,4	2,3	5,4	2,4
Mín	-6,3	-9,9	-7,4	-25,1	-5,0
Máx	1,9	-1,2	1,0	-8,6	1,0

Vol: Voluntários; Curvatura Geométrica (K); Lombar Superior (LS); Lombar Central (LC); Lombar Inferior (LI); Ângulo Lombar (α); Inclinação do Tronco (β); Mínimo (Min); Máximo (Max); Desvio Padrão (DP).

Tabela 3. Variáveis posturais apresentadas durante a o agachamento livre e o agachamento smith.

Vol	KLS(m ⁻¹)		KLC (m ⁻¹)		KLI (m ⁻¹)		α (°)		β (°)	
	L	S	L	S	L	S	L	S	L	S
v01	-1,0	-1,3	0,0	-0,8	1,4	0,8	3,0	0,5	45,1	21,6
v02	-0,6	-0,4	0,0	0,0	1,1	1,0	2,8	2,6	41,9	43,7
v03	0,1	0,2	3,3	3,0	3,7	3,6	18,0	16,9	39,8	42,0
v04	0,3	-2,5	1,7	2,9	5,1	3,6	13,3	11,8	41,5	42,6
v05	1,4	1,2	6,6	5,4	3,4	2,6	19,6	16,7	42,2	39,0
v06	-1,5	-0,8	3,2	2,3	5,8	5,5	17,0	13,2	44,9	34,8
v07	-1,3	-2,6	2,8	1,0	3,9	3,0	19,4	9,4	34,7	33,1
v08	-2,9	-3,3	1,7	0,5	3,9	3,6	12,7	8,7	40,9	24,6
v09	-1,0	-2,5	5,4	4,5	6,4	5,7	30,8	23,9	43,9	44,7
v10	3,2	1,6	2,7	1,9	1,6	2,0	13,0	10,8	41,0	34,6
v11	4,2	2,4	5,1	3,0	4,5	3,1	19,8	10,9	43,4	43,7
v12	-2,8	-2,7	3,0	-0,1	4,8	3,3	17,1	5,6	40,4	10,9
Média	-0,2	-0,9	3,0	2,0	3,8	3,1	15,5	10,9	41,7	34,6
DP	2,2	1,9	2,0	1,9	1,7	1,5	7,6	6,4	2,8	10,6
Mín	-2,9	-3,3	0,0	-0,8	1,1	0,8	2,8	0,5	34,7	10,9
Máx	4,2	2,4	6,6	5,4	6,4	5,7	30,8	23,9	45,1	44,7
T	2.42		3.20		3.70		4.26		2.28	
P	0.0337		0.0084		0.0035		0.0013		0.0434	
D	0.3		0.5		0.4		0.6		0.9	
ES	Pequeno		Médio		Pequeno		Médio		Grande	

Voluntários (Vol); Curvatura Geométrica (K); Lombar Superior (LS); Lombar Central (LC); Lombar Inferior (LI); Ângulo Lombar (α); Inclinação do Tronco (β); Agachamento Livre (L); Agachamento no Smith (S); Mínimo (Mín); Máximo (Máx); Desvio Padrão (DP); Teste *t* pareado (*t*, *p*), 11 graus de liberdade; effect size (*d*); interpretação do effect size (ES).

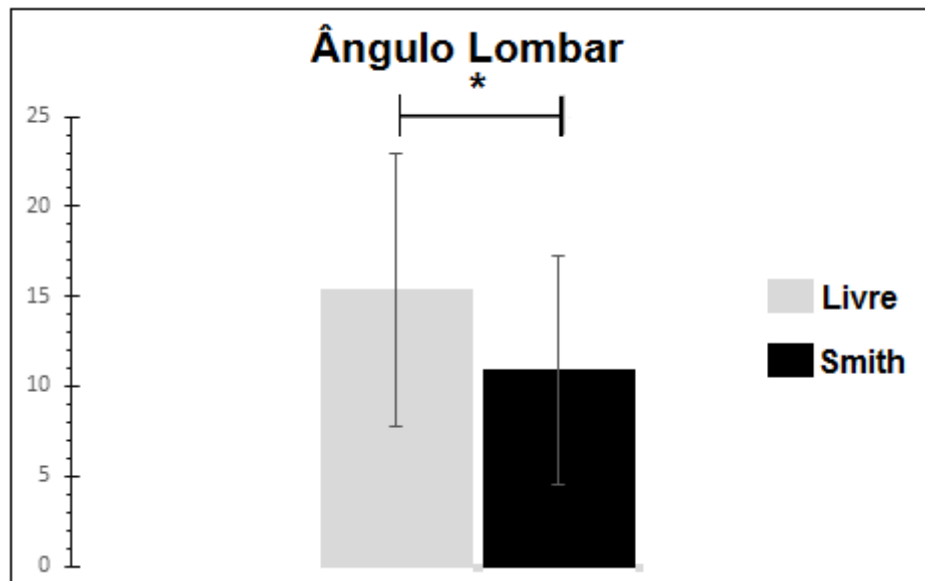


Figura 11: Comparação dos valores médios do ângulo lombar nos agachamentos.

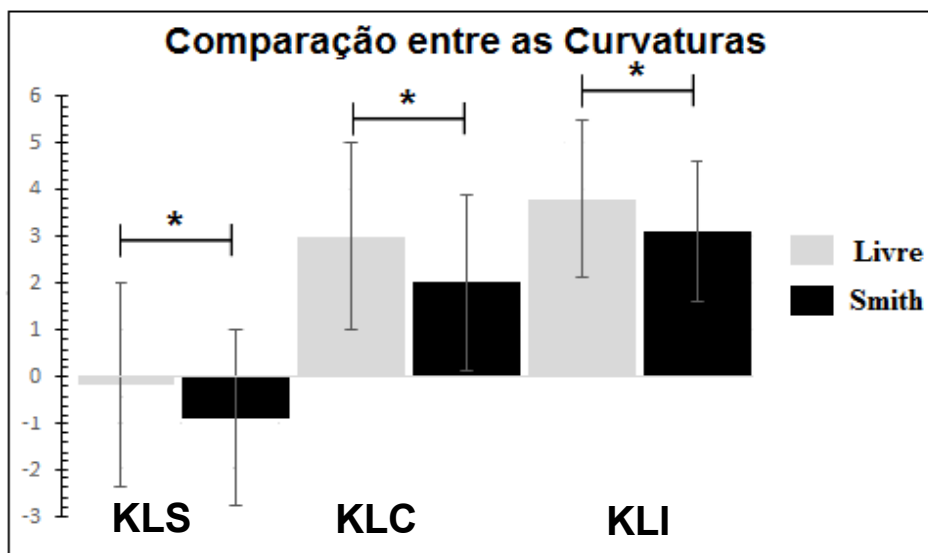


Figura 12: Comparação dos valores médios da curvatura lombar nos agachamentos.

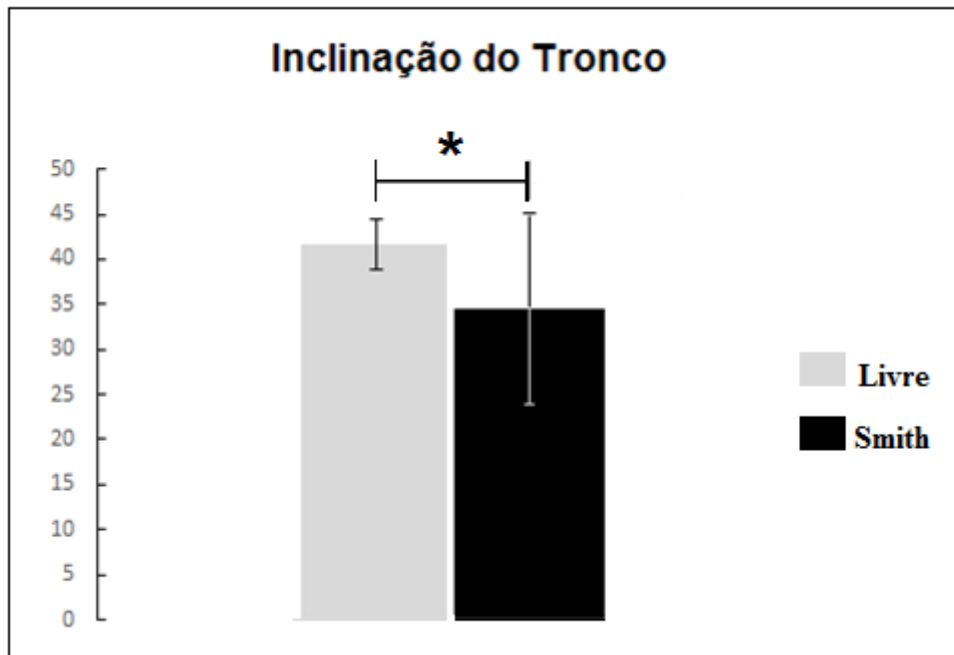


Figura 13: Comparação dos valores médios da inclinação do tronco nos agachamentos.

5. DISCUSSÃO

Este estudo teve o objetivo de avaliar se o agachamento realizado no Smith é mais seguro para a coluna lombar em comparação ao agachamento livre. Os dados confirmam essa hipótese, indicando que há uma flexão lombar em ambas as formas de agachamento, contudo o agachamento no Smith possibilita minimizar essa flexão.

Os autores deste trabalho não encontram estudos que tenham realizado a análise da postura lombar comparando as duas formas de agachamento. Russell e Phillips (2013) revelam que quando o exercício é realizado com maior inclinação do tronco, há um maior risco de lesões na coluna lombar. É visível ao observarmos as duas formas de agachamento, que no Smith há uma menor inclinação do tronco, sendo comprovado neste estudo.

Russell e Phillips (2013) consideram que ao haver maior inclinação do tronco há maior carga de cisalhamento, e Capozzo et al. (1985) considera que a combinação de cargas de compressão axial e forças de cisalhamento podem levar ao prolapso dos discos intervertebrais. Porém, não é possível observar sobre as cargas de cisalhamento nos dois agachamentos com os dados do presente estudo pois há adição de forças externas no Smith (BISCARINI et al., 2011).

McLaughlin, Lardner e Dillman (2014) em seus estudos, afirmam que além de haver maior inclinação do tronco no agachamento livre os sujeitos menos experientes com o agachamento tendem a aumentar ainda mais a inclinação do tronco, visto que sujeitos mais experientes são capazes de manter o tronco mais ereto durante a execução. Tal efeito apresenta maior destaque em agachamentos mais profundos, tendo em vista que é necessário um bom desenvolvimento dos músculos estabilizadores do movimento, por terem a maior responsabilidade em gerar maior estabilização.

Os dados apresentados no presente estudo revelaram que durante o agachamento a curvatura lombar se comporta com padrões diferentes, dependendo da altura analisada. Há uma flexão da coluna lombar nas duas formas de agachamento em relação à Curva Neutra, sobretudo no agachamento livre, que apresentou uma diferença estatisticamente significativa, ou seja, houve maior flexão da coluna quando comparado ao agachamento no Smith, com maior destaque na lombar central. A Curva Neutra é considerada como a curvatura ideal para minimizar

a sobrecarga lombar em exercícios que sobrecarregam a região, como no agachamento (PANJABI, 2013), e de acordo com os dados do presente estudo, o agachamento no Smith mais se aproxima dessa curvatura ideal.

Cotterman, Darby e Skelly (2005), e seu estudo, observaram que o agachamento no Smith há uma menor necessidade de equilíbrio quando comparado ao agachamento livre, gerando menor estresse na região da coluna vertebral. E esse menor estresse nos eretores do tronco permite uma postura mais ereta e pode aumentar a capacidade de levantarem cargas mais altas no Smith (COTTERMAN; DARBY; SKELLY, 2005).

Resultados semelhantes ao de Cotterman, Darby e Skelly (2005) foram encontrados por Fletcher e Bagley (2014) ao analisar a atividade eletromiográfica dos eretores espinhais durante as duas formas de agachamento, ao observar que o aumento da atividade desses músculos está relacionado ao aumento da instabilidade, ou seja, houve diminuição da atividade dos eretores espinhais e abdômen durante o Smith quando comparado ao agachamento livre. Em contrapartida, há estudos que não encontraram diferenças significativas quanto a ativação dos eretores espinhais nas duas formas de agachamento (ANDERSON e BEHN, 2005; SCHWANKBECK, 2009).

Apesar dos resultados de alguns estudos indicarem a maior ativação dos eretores da coluna em exercícios instáveis, como no agachamento livre em detrimento do agachamento no Smith (COTTERMAN; DARBY; SKELLY, 2005; FLETCHER; BAGLEY, 2014), há autores que revelam os benefícios gerados por exercícios de instabilidade, como o agachamento livre (SCHICK et al., 2010; LANGFORD et al., 2007).

O agachamento livre, apesar de gerar essa instabilidade, pode ser superior ao agachamento no Smith por gerar uma contração muscular mais natural e exigir uma maior demanda do levantador para controlar o movimento, com maior recrutamento muscular de sinergistas, fixadores e antagonistas e transferirem esses ganhos de força para condições da vida diária e em situações no esporte (SCHICK et al., 2010; LANGFORD et al., 2007).

Por exigir maior estabilidade de membros inferiores e do tronco, o agachamento livre pode proporcionar estímulos, uma vez que em condições de instabilidade parecem gerar atividade muscular similar ou maior de eretores da coluna (REISER; SOUZA; MASCARENHAS, 2015). Além de se mostrar vantajoso

por ser mais simples, principalmente para iniciantes que não tenham experiência com treinamento de força (KUVACIC; PADULO; MILIC, M, 2017).

Os exercícios em máquinas, como o agachamento no Smith, podem proporcionar mais segurança no sentido de ter menor probabilidade de acidentes em treinos máximos, como da barra cair e ferir o executante, além de permitir o levantamento de cargas mais altas com segurança por ter uma menor necessidade de equilíbrio (KUVACIC; PADULO; MILIC, 2017). Apesar das possíveis vantagens do AGS em relação a segurança na execução, Gallo et al. (2004) relataram problemas graves na região tóraco-lombar com dois atletas de força quando realizaram o AGS com técnica inadequada.

Para além disso, alguns cuidados devem ser tomados ao optar pelo Smith (principalmente em situações de inflexibilidade), pelo fato de que algumas máquinas de agachamento no Smith permitirem alterações da distribuição de torques entre as articulações, ou seja, em situações em que o aparelho se encontra inclinado para trás há um aumento do torque no quadril e na coluna e na articulação lombosacral; em situações em que o aparelho esteja inclinado para frente, há uma força de compressão tibiofemural aumentada; esse efeito de alterar as configurações do Smith tem sido bastante utilizado na reabilitação por descarregar estruturas articulares específicas (BISCARINI; BOTTI; PETTOROSSO, 2013).

Com os resultados deste estudo, a recomendação para pessoas que já sofreram alguma lesão na região lombar, como hérnias, o ideal é que não faça o agachamento. Atletas que se encontram nessa situação, e que talvez precisem realizar o agachamento, optem pelo agachamento no Smith por apresentar menor flexão da região lombar, sobretudo na região central; além de apresentar menor inclinação do tronco.

Campos et al. (2017) verificaram que também é possível reduzir a flexão lombar no agachamento, ao executá-lo com avanço dos joelhos em relação à ponta dos pés e que esse efeito protetor é maior na região lombar inferior. No presente trabalho verificou-se resultados similares com Smith, porém o maior efeito ocorreu na região central.

As limitações do estudo podem estar relacionadas aos testes de 10RM de ambos exercícios serem no mesmo dia, gerando um índice de fadiga elevado, apesar de que nenhum dos voluntários passaram de três tentativas e houve randomização. Outra limitação está relacionada na dificuldade de avaliar as cargas

internas, não nos permitindo afirmar se houve ou não maior carga de cisalhamento de um agachamento em relação ao outro, mesmo havendo menor inclinação do tronco no agachamento Smith. A caracterização da amostra também é um fator limitante, pelo fato de que por mais que seja sabido que os voluntários tenham no mínimo seis meses de prática no treinamento resistido, não se sabe a quanto tempo os mesmos realizam o agachamento.

5.1 APLICAÇÕES PRÁTICAS

Os dados apresentados neste estudo revelaram que para diminuir a flexão lombar, bem como a inclinação anterior do tronco, deve-se optar pela técnica de agachamento no Smith. É possível observar, a partir dos dados, que a coluna lombar inferior, central é mais sobrecarregada na técnica de agachamento livre, com maior destaque na lombar central, apesar de apresentar flexão da lombar em ambas as formas de agachamento. Tanto na região lombar inferior e superior as diferenças entre as técnicas foram de pequeno efeito. A comparação das duas técnicas apresentou grande efeito quanto a inclinação do tronco.

Com isso, compreendemos que pessoas que não podem flexionar a coluna lombar devido alguma lesão na mesma, devem evitar executar o agachamento, sobretudo o agachamento livre. Nessa perspectiva, em casos de atletas que precisem realizar o agachamento, devem-se optar pelo agachamento no Smith, quando se objetiva preservar a lordose lombar, considerando os dados deste estudo, pelo fato de que essa forma de agachamento parecer ser mais apropriada.

Estudos adicionais com outras populações são necessários para melhorar o conhecimento sobre o exercício, além de realizar análises que possam verificar a relação das duas formas de agachamento sob a perspectiva do joelho, apesar dos dados apresentados serem bastante relevantes do ponto de vista prático.

6. CONCLUSÕES

Os dados mostraram que há uma inclinação anterior do tronco, como também há uma flexão na coluna lombar em ambas as formas de agachamento, seja no agachamento livre e no Smith. No entanto, o agachamento no Smith possibilita uma diminuição desta flexão, especificamente na região central da lombar, além de uma grande diminuição da inclinação do tronco. Os dados apontam que durante o agachamento no Smith a coluna vertebral é menos sobrecarregada.

7. REFERÊNCIAS

- ADAMS, M. A; MCNALLY, D.S; CHINN, H.; DOLAN, P. Posture and the compressive strength of the lumbar spine. **The Clinical Biomechanics Award Paper**. V. 9, n. 1, p. 5 – 14, 1994.
- ANDERSON, K.; BEHM, D. G. Trunk Muscle Activity Increases With Unstable Squat Movements. **Canadian journal of applied physiology**. p.33 - 45, 2005.
- BILLINGS, R. A; BURRY, H. C.; JONES, R. Low back injuries in sport. **Rheumatology and Rehabilitation**. Rheumatology, v. 16, n. 4, 1977.
- BRENZIKOFER, R; BARROS, R. M. L.;LIMA FILHO, E. C.; TOMA, E.; BORDINI, L. S. Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 1, n.1, p. 21-26, 2000.
- BISCARINI, A.; BENVENUTI, P.; BOTTI, F.; MASTRANDREA, F.; ZANUSO, S. Modelling the joint torques and loadings during squatting at the Smith machine. **Journal of Sports Sciences**, v. 29, n. 5, p. 457 – 469, 2011.
- BISCARINI, A.; BOTTI, F. M.; PETTOROSSO, V. E. Joint torques and joint reaction forces during squatting with a forward or backward inclined Smith machine. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 29, p. 85 – 97, 2013.
- 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.; DE PAULA, M.C.; DEPRÁ, P. P.; BRENZIKOFER, R. 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.; 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**, v. 57, p. 1 - 9, 2017.
- CAPOZZO, A.; FELICI, F.; FIGURA, F.; GAZZANI, F. Lumbar spine loading during half-squat exercises. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, American College of Sports Medicine, v. 17, n. 5, p. 613 – 620, 1985.
- CHANDLER, T. J.; STONE, M.H. The Squat Exercise in Athletic Conditioning: a Review of the Literature. **N.S.C.A. Position Paper**, National Strength and Conditioning Association Journal, v. 13, n. 5, p. 51 – 58, 1991.
- COTTERMAN, M. L.; DARBY, L. A.; SKELLY, W. A. Comparison of muscle force production using the Smith machine and free weights for bench press and squat exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, p. 169 – 176, 2005.

DANGELO, J. G.; FANTTINI, C. A. **Anatomia humana básica**. Ed. Atheneu, 2000.

FAIRCHILD, D.; HILL, B.; RITCHIE, M.; SOCHOR, D. Common technique errors in the back squat. **Natl Strength Cond Assoc J**, p. 20 – 27, 1993.

FLETCHER, I. M.; BAGLEY, A. Changing the stability conditions in a back squat: the effect on maximum load lifted and erector spinae muscle activity. **Sports Biomechanics**, v. 13, n. 4, p. 380 – 390, 2014.

GALANTE, J. O. Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, p. 1 – 91, 1967.

GALLO, R. A.; REITMAN, R. D.; ALTMAN, D. T.; ALTMAN, G. T.; JONES, C. B.; CHAPMAN, J. R. Flexion-Distraction injury of the thoracolumbar spine during squat exercise with the smith machine. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 32, n.8, p. 1962 – 1967, 2004.

GROVES, B. Agachamento. In: GROVES, B. **Powerlifting: levantamentos básicos**. Ed. Manole, p. 13 – 30, 2002.

GULLETT, J. C.; TILLMAN, M. D.; GUTIERREZ, G. N.; CHOW, J. W. A Biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. **Journal of Strength and Conditioning Research**. v. 23 n. 1 p. 284 – 292, 2009.

HALL, S. **Biomecânica básica**. Ed. Manole, 2009.

KAPANDJI, I. A. Coluna Vertebral, In: KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular: esquemas comentados de mecânica humana**. Ed. Manole, p. 9 – 51, 1990.

KAPANDJI, I. A. Coluna lombar, In: KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular: esquemas comentados de mecânica humana**. Ed. Manole, p. 72 – 127, 1990.

KUVACIC, G.; PADULO, J.; MILIC, M. Smith machine exercise: the key point. **Acta Kinesiologica**, v. 11, n. 2, p. 19 - 29, 20

LANGFORD, G. A., MCCURDY, K. W.; ERNEST, J. M.; DOSCHER, M. W.; WALTERS, S. D. Specificity of machine, barbell, and water-filled log bench press resistance training on measures of strength. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, p. 1061 - 1066, 2007.

LATTANZIO, P.J., PETRELLA, R.J., SPROULE, J.R., FOWLER, P.J. Effects of fatigue on knee proprioception. **Clin J Sports Med**, P. 22–27, 1997.

MARCHETTI, P. H.; GOMES, W. A.; JUNIOR, D. A. L.; GIAMPAOLI, B.; AMORIM, M. A.; BASTOS, H. L.; ITO, D. T.; JUNIOR, G. B. V.; LOPES, C. R.; BLEY, A. S. Aspectos neuromecânicos do exercício agachamento. **Rev. CPAQV**. v. 5 n. 2, 2013.

MAKOFSKY H. W. Elementos Essenciais da Terapia Manual Vertebral. In: MAKOFSKY, H. W. **Coluna Vertebral: terapia manual**. Ed. LAB, p. 3 – 10, 1955.

MAKOFSKY H. W. Coluna Lombar. In: MAKOFSKY, H. W. **Coluna Vertebral: terapia manual**. Ed. LAB, p. 179 – 195, 1955.

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.

MCLAUGHLIN, T. M.; LARDNER, T. J.; DILLMAN, C. J. Kinetics of the parallel squat. **Research Quarterly American Alliance for Health, Physical Education and Recreation**, v. 49, n. 2 p.175 – 189, 2014.

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

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

PANJABI, M.M. Clinical spinal instability and low back pain. **Journal of electromyography and kinesiology**, v.13, n. 4, p. 137 – 145, 2003.

POTVIN, J. R.; MCGILL, S. M.; NORMAN, R.W. Trunk Muscle and Lumbar Ligament Contributions to Dynamic Lifts with Varying Degrees of Trunk Flexion. **Spine**. v. 16, n. 9, p. 1099 – 1107, 1991.

REISER, F. C.; SOUZA, W. C.; MASCARENHAS, L. P. G; GRZELCZAK, M. T. Atividade muscular de membros inferiores no exercício de agachamento. **Rev. Acta Brasileira do Movimento Humano**. v. 4, n. 4, p. 90 – 102, Jul/Set, 2014.

REISER, F. C.; SOUZA, W. C.; MASCARENHAS, L. P. G. Cinética e cinemática do agachamento na coluna vertebral: Estudo de revisão. **Rev. Uniandrade**, v.16, n.1, p. 7 - 13, 2015.

RUSSEL, P. J.; PHILLIPS, S. J. A Preliminary Comparison of front and Back Squat Exercise. **Research Quarterly for Exercise and Sport**. V. 60, n. 3, p. 201 – 208, 2013.

SARDÁ JÚNIOR, J. J.; NICHOLAS., M. K.; PIMENTA. C. A. M.; ASGHARI, A.; THIEME, A. L. Validação do Questionário de Incapacidade Roland Morris para dor em geral. **Rev. Dor**. P. 1 – 9, 2010.

SASAKI, M.; HORIO, H.; WAKASA, M.; UEMURA, S.; OSAWA, Y. Influence of quadriceps femoris fatigue on low back load during lifting of loads at different distances from the toes. **J Phys Ther Sci**, p. 81–89, 2008.

SCANNEL, J. P.; MCGILL, S. M. Lumbar Posture – Should It, and Can It, Be Modified? Study of Passive Tissue Stiffness and Lumbar Position During Activities of Daily Living. **Physical Therapy**, v. 83, n. 10, 2003.

SCHICK, E. E.; COBURN, J. W.; BROWN, L. E.. JUDELSON, D. A.; KHAMOUI, A. V.; TRAN, T. T.; URIBE, B. P. A comparasion of muscle activation between a smith

machine and free weight bench press. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, p. 779 - 784, 2010.

SCHOENFELD B. J. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. **J Strength Cond Res**, V. 24, n.12 p. 3497-3506, 2010.

SCHWANBECK, S; CHILIBECK, P. D.; GORDON, B. A comparison of Free Weight Squat to smith machine squat using Electromyography. **The Journal of Strength and Conditioning Research**. v. 0 n. 0 p. 1 – 4, 2009.

SCISTATCALC. Disponível em:

<http://scistatcalc.blogspot.com.br/2013/10/shapiro-wilk-test-calculator.html>. Acesso em: 23 jun. 2017.

SIMÃO, R.; AGUIAR, R.; MIRANDA, H.; MAIOR, A. A influência de distintos intervalos de recuperação entre série nos exercícios resistidos. **Fitness & Performance Journal**, v. 5, n. 3, p. 134 – 138, 2006.

TIXA, S. **Atlas de anatomia palpatória do membro superior: investigação manual de superfície**. São Paulo: Monole, 2000.