

EFEITO DA CARGA E DAS ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS NO AGACHAMENTO LIVRE E COM BARRA NA SAÚDE DA COLUNA VERTEBRAL E SUA ANÁLISE COMPARATIVA COM O AGACHAMENTO SMITH

Alexandre Tanure Figueiredo Junior¹
Sandra Regina Peres da Silva²
Gilberto Reis Agostinho Silva³
Kleber Mirallia de Oliveira⁴

RESUMO

A popularidade do exercício de agachamento livre, permitiu a criação de uma infinidade de consensos sobre sua segurança em relação à coluna vertebral. Baseado neste princípio, o presente estudo tem como objetivo analisar comparativamente a relação do efeito da carga e das alterações biomecânicas na prática do Agachamento Livre e Smith com barra, na saúde da coluna vertebral. Foi realizada uma revisão literária utilizando das plataformas PUBMED, SCIELO e Google Acadêmico. Inicialmente, 120 artigos foram escolhidos a partir da leitura de seus resumos, depois, 71 artigos foram escolhidos para serem analisados integralmente. Por fim, 59 artigos foram agrupados para estruturar essa revisão. Foram selecionados estudos de análises biomecânicas, cinéticas e cinemáticas do agachamento livre e Smith com barra, fornecendo informações relevantes quanto à saúde da coluna vertebral, em indivíduos saudáveis, além de outros que agregassem ao objetivo proposto. O arcabouço literário evidencia que o agachamento livre é um exercício que, quando realizado com uma técnica adequada e respeitando os princípios científicos do treinamento, será capaz de aumentar a estabilidade da coluna vertebral, pelo aprimoramento do equilíbrio muscular geral e das capacidade funcionais, além de adaptações ósseas a que são submetidos os corpos vertebrais. O agachamento Smith não apresenta o mesmo custo-benefício, sendo inferior ao livre no recrutamento muscular – que promove estabilidade e proteção à coluna vertebral – e na manutenção das curvas lordóticas da coluna. As evidências científicas suportam que o agachamento livre é um exercício seguro e benéfico para a saúde da coluna vertebral.

Palavras-chave: Agachamento, Coluna vertebral, Biomecânica.

¹ Discente do curso de Educação Física da Universidade Salgado de Oliveira (UNIVERSO), Campus Goiânia.

² Docente Curso de Educação Física da Universidade Salgado de Oliveira (UNIVERSO), Campus Goiânia. Mestre em Matemática pela Universidade Federal de Goiás, Brasil(1999).

³ Docente Curso de Educação Física da Universidade Salgado de Oliveira (UNIVERSO), Campus Goiânia. Mestre em Ciências da Saúde pela Universidade Federal de Goiás, Brasil(2013)

⁴ Docente Curso de Educação Física da Universidade Salgado de Oliveira (UNIVERSO), Campus Goiânia. Mestre em Biologia/Morfologia pela Universidade Federal de Goiás (2005).

INTRODUÇÃO

Em sua composição anatômica, a coluna vertebral apresenta 33 vértebras distribuídas em 5 regiões (cervical, torácica, lombar, sacral e coccígea) no sentido longitudinal, com curvaturas ântero-posteriores alternadas em convexa e côncava, respectivamente (DANGELO; FATTINI, 2000). Entre as vértebras se encontram os discos intervertebrais (DI), representando as articulações da coluna vertebral. Os DIs absorvem e transmitem choques, além de manterem a flexibilidade da região (BELAVY et al., 2015). No centro do DI está o núcleo pulposo, substância gelatinosa que contém proteoglicanos, capazes de reter água, e na parte periférica se encontra o ânulo fibroso, responsável por fixar o núcleo pulposo adequadamente (WILKE et al., 1999). Ao longo da vida, o DI sofre uma desidratação natural, ocasionando em uma redução no comprimento da coluna e em sua flexibilidade (RATY et al., 1999). A coluna realiza movimentos em três planos: flexão, extensão e hiperextensão no plano sagital, inclinação lateral no plano frontal, e rotação no plano longitudinal. Diversos ligamentos limitam movimentos considerados indesejáveis ou anormais (LIPPERT, 2013).

As dores na coluna lombar são uma das principais causas para afastamento do trabalho por intervenção médica (DE OLIVEIRA; SALGUEIRO; ALFIERI, 2015), e sua prevalência aumenta com o envelhecimento da população (GRANHED; MORELLI, 1988). Logo, a saúde da coluna tem muita influência no bem-estar da população, e é objeto de estudo para profissionais da área da saúde, inclusive para os professores de Educação Física. Através do exercício físico adequadamente orientado, serão menores os riscos de degenerações discais e outras anormalidades (BELAVY et al., 2015).

Dentre os exercícios realizados no treinamento de força, o agachamento livre é um dos principais, sendo muitas vezes, um pilar para o desenvolvimento de força máxima e potência muscular, capacidades altamente relacionadas ao desempenho esportivo de alto nível (HAFF; NIMPHIUS, 2012).

Além do mais, o agachamento livre também é uma excelente ferramenta para que a qualidade de vida da população seja aprimorada, já que se trata de um padrão de movimento que ensina as pessoas a lidarem com o seu peso corporal em

situações extremamente rotineiras, como sentar e levantar de uma cadeira (BOYLE, 2015). Para retirar objetos do chão, BARZGARI, SHIRAZI-ADL e ARJMAND (2007), encontraram no ato de agachar forças de compressão e cisalhamento menores na coluna lombar (CL) comparado a outros movimentos, o tornando a estratégia mais segura. Esse benefício funcional também auxilia a prevenir quedas na população idosa, já que as mesmas são influenciadas por alterações morfológicas (sarcopenia), podendo ser combatidas com exercícios capazes de criar adaptações neuromusculares que favoreçam o desenvolvimento de força e potência muscular (CADORE; PINTO; KRUEL, 2012). Crianças e adolescentes também necessitam de estratégias que objetivem melhorar as capacidades motoras, reduzindo os riscos de lesões nas práticas esportivas (FAIGENBAUM; MYER, 2010), e o agachamento livre é uma válida ferramenta nesse sentido (KEINER et al., 2013).

Para objetivos profiláticos, uma revisão de literatura realizada por Hartmann, Wirth e Klusemann (2013), evidencia os benefícios do agachamento livre na prevenção de lesões na articulação do joelho e da coluna, reforçando a capacidade adaptativa de suas estruturas a estímulos mecânicos, além das melhoras funcionais e do fortalecimento muscular que, por sua vez, aumentam a estabilidade articular. O agachamento livre trabalha eficientemente músculos profundos do tronco como os multifídeos e o transversos abdominal (MARTUSCELLO et al., 2013), o que favorece o controle postural e a estabilidade da coluna vertebral (LEE; MCGILL, 2015).

O agachamento bilateral pode ser executado em inúmeras variações, embora todas se assemelhem biomecanicamente. O exercício inicia-se na posição de pé com as articulações dos membros inferiores entendidas e a partir de então, o movimento excêntrico de agachar é realizado com flexão simultânea dos quadris, joelhos e tornozelos (BOYLE, 2015). O movimento excêntrico é cessado ao alcançar a profundidade desejada, e logo em seguida inicia-se a fase concêntrica para retornar à posição inicial, através da tripla extensão. A musculatura extensora do joelho, os extensores do quadril e o tríceps sural, são agonistas do movimento (SCHOENFELD, 2010), embora vários outros músculos do tronco e dos membros inferiores atuem de forma sinérgica para garantir o equilíbrio postural (ASPE; SWINTON, 2014).

Dentre as variações mais utilizadas do agachamento bilateral, destaca-se o agachamento livre com a barra por trás (ALT), o agachamento livre com a barra pela frente (ALF), e o agachamento Smith (AS). O ALT e o ALF se diferenciam no posicionamento da barra, o primeiro é realizado com a barra posicionada sobre a musculatura do trapézio, aproximadamente alinhada com os acrômios (GLASSBROOK et al., 2016). Já no ALF, a barra fica posicionada sobre os peitorais no nível das clavículas (YAVUZ et al., 2015). O AS simula o mesmo padrão de movimento de um ALT, só que em uma aparelhagem de barra guiada (SCHWANBECK; CHILIBECK; BINSTED, 2009). Outras variações relevantes são o “over head squat”, onde o praticante segura a barra com os braços estendidos acima da cabeça (ASPE; SWINTON, 2014), e o agachamento “taça” ou “goblet”, onde o praticante segura um halter à frente do corpo com os cotovelos flexionados, de forma semelhante ao ALF (BIRD; CASEY, 2012). O agachamento também é categorizado pela amplitude de movimento (profundidade). Nesse quesito, temos o agachamento paralelo - 60-70° de flexão de joelhos -, o meio agachamento - 80-100° de flexão de joelhos -, o quarto de agachamento - 110-140° de flexão de joelhos -, e o agachamento profundo - 40-45° de flexão de joelhos (CATERISANO et al., 2002). É importante salientar que a execução do ALT e o ALF não é dependente da utilização de barras olímpicas, que podem ser substituídas por leves bastões cilíndricos, tornando-se, inclusive, uma válida ferramenta de avaliação de deficiências biomecânicas, mesmo em indivíduos destreinados (MYER et al., 2014).

As dores na coluna são muito influenciadas por alterações posturais persistentes e mal adaptadas (CASTANHARO; DUARTE; MCGILL, 2014), ocorridas tanto em situações rotineiras como em exercícios executados com técnicas inadequadas, o que resulta em forças irregulares sobre suas estruturas, e na potencialização de desequilíbrios mioarticulares (MILLS et al., 2015). A influência genética também é considerada, através de características anatômicas, psicológicas e metabólicas (ADAMS, 1999). A coluna lombar (CL) talvez seja a região do corpo mais “atacada” entre as pessoas comuns (DE OLIVEIRA; SALGUEIRO; ALFIERI, 2015) e atletas (GRANHED; MORELLI, 1988). A maior incidência de lesões na coluna é na lombar, e as mais recorrentes são as hérnias discais, os estiramentos musculares e ligamentares, as espondiloses e as espondilólises (LAVALLE; BALAM, 2010).

Embora o agachamento oferte uma gama de benefícios, trata-se de um exercício que impõe à coluna vertebral forças compressivas, ou axiais, e forças de cisalhamento, com direção tangenciada (CAPOZZO et al., 1985). A proposta deste estudo é analisar cientificamente a influência de fatores como carga e alterações biomecânicas na potencialização ou minimização dessas forças, e o papel da magnitude das mesmas quanto à saúde da coluna vertebral. E nos mesmos quesitos, comparar o agachamento livre e Smith com barra.

1 METODOLOGIA

O presente trabalho caracteriza-se como uma revisão de literatura do tipo narrativa, que segundo Marconi e Lakatos (2003), é um tipo de investigação que aceita a subjetividade do pesquisador na seleção dos estudos e na sua interpretação, visando realizar uma análise crítica sobre o corpo literário inerente ao tema, mas sem a necessidade de esgotá-lo. O período de busca e análise literária foi realizado entre fevereiro e junho de 2017, usando as plataformas PUBMED, SCIELO e Google Acadêmico. Foram selecionados artigos publicados no período de 2003 a 2017, além de outros anteriores a esse período que fornecessem informações relevantes à essa investigação. Os estudos inclusos nessa investigação foram os que apresentaram dados capazes de correlacionar o exercício de agachamento com a saúde da coluna vertebral, ou que fornecessem informações importantes que agregassem ao objetivo proposto. Sendo assim, foram reunidas análises biomecânicas, cinéticas e cinemáticas relacionadas ao exercício de agachamento e mensurações da influência do exercício nas forças submetidas à coluna vertebral de indivíduos saudáveis. Não foram incluídos estudos com objetivos específicos de avaliar o papel do agachamento na reabilitação de indivíduos com patologias. Artigos não publicados em periódicos científicos também foram excluídos.

Inicialmente foram reunidos 157 artigos escolhidos através de seus títulos e da leitura de seus resumos. A partir daí, foram selecionados 75 estudos, de acordo com os critérios, para que fossem lidos integralmente. Por fim, um total de 59 artigos estruturam essa pesquisa. Vale destacar que além dos estudos que com conteúdos específicos a proposta dessa pesquisa, outros que fornecessem informações relevantes à proposta foram excluídos. Além disso, 6 livros alimentaram a base

teórica dessa investigação. As palavras-chave determinadas para a pesquisa foram em português: “agachamento coluna”, “agachamento biomecânica”, “levantamento de peso lesões”, “levantamento de peso coluna”. Os mesmos termos foram pesquisados em inglês: “squat spine”, “squat biomechanics”, “weightlifting injuries”, “weightlifting spine”.

2 RESULTADOS E DISCUSSÃO

2.1 Influência da carga

A primeira investigação realizada para mensurar, no agachamento, as forças compressivas (axiais) sobre a coluna vertebral foi realizada por Capozzo et al. (1985). Quatro sujeitos realizaram o ALT com amplitudes de 90° e 50° de flexão de joelhos, com cargas entre 80% e 160% do peso corporal, resultando em forças compressivas de 6 a 10 vezes o peso corporal em L3-L4 (3100-7234 N). Hartmann et al. (2012) aplicaram, em 59 indivíduos, o ALT e o ALF profundos, e também, no quarto de agachamento. O último alcançou uma média de 389% do peso corporal, que segundo os cálculos de Capozzo et al. (1985), submete forças compressivas de vinte vezes o peso corporal à L3-L4. Embora o corpo vertebral seja a estrutura mais frágil sobre forças compressivas (ADAMS, 2004), existem evidências sustentando o aumento da densidade mineral óssea vertebral em atletas de levantamento de peso olímpico (LPO), sendo um mecanismo adaptativo dessas estruturas submetidas às sobrecargas axiais (CONROY et al., 1993). A densidade mineral óssea é um fator estrutural que influencia a estabilização da coluna vertebral e proteção do DI à protrusões, assim como o harmônico equilíbrio muscular do core (LEE; MCGILL, 2015).

A preparação esportiva para o levantamento de peso olímpico (LPO), talvez seja a que mais se centralize em exercícios de peso livre, como o ALT e o ALF. Por ser um esporte que demanda altos níveis de força e potência muscular (HAFF; NIMPHIUS, 2012), são necessários treinos de elevada intensidade, e geralmente, com volume exarcebado, o que gera elevadas sobrecargas à coluna vertebral, e sobre maior tempo. Entretanto, Calhoon e Fry (1999) encontraram, no LPO, uma incidência de 3,3 lesões a cada 1000 horas de treino, número

considerado relativamente baixo quando comparado a outros esportes (GRANHED; MORELLI, 1988), além disso, as lesões nas costas foram, em sua maioria, estiramentos musculares. Em estudo conduzido por Raty et al. (1997), foi comparado a altura do DI – através de exame de ressonância magnética – e a mobilidade da CL em atletas de alto rendimento de diferentes esportes. Não foram encontradas diferenças significativas entre atletas de LPO, corredores de longa distância, atiradores e jogadores de futebol.

A literatura científica ainda carece de maiores esclarecimentos sobre a influência direta do exercício físico no DI (BELAVY et al., 2015). Apesar disso, a proposta de que o ALT e o ALF – mesmo realizados em alta intensidade – são exercícios seguros para a coluna vertebral, é sustentada pelo baixo nível de lesões encontrado nos atletas de levantamento olímpico, que os executam de modo bastante frequente. Além do mais, a possibilidade de que o agachamento livre com cargas axiais seja benéfico à saúde da coluna vertebral é totalmente factível, quando é levada em conta a positiva resposta adaptativa de suas estruturas ósseas, o aumento do equilíbrio muscular, a melhora da funcionalidade e das capacidades neuromusculares (HARTMANN; WIRTH; KLUSEMANN, 2013). Sendo assim, os riscos de hérnias de disco, espondiloses e espondilolísteses dificilmente serão originados unicamente da magnitude das cargas axiais no agachamento livre, mas sim da combinação destas, com déficits biomecânicos que caracterizam uma técnica inadequada e pelo desrespeito às fases e princípios científicos do treinamento. A habilidade de suportar alta intensidade demanda tempo, e o agachamento não foge essa regra, já que, segundo Gentil (2011), o aumento do volume e intensidade de treino deve ser feito de maneira gradual, pois a adaptação das estruturas não-contráteis é mais lenta do que a adaptação muscular.

Além do mais, pessoas que treinam com objetivo de melhora da qualidade de vida e/ou composição corporal, necessitarão de treinos com características muito mais qualitativas do que quantitativas (PRESTES et al., 2016). Ou seja, o aumento da intensidade do treino não se torna dependente da carga, e sim da manipulação de todas as variáveis, como a amplitude e cadência de movimento, método utilizado, intervalo entre as séries, tempo de recuperação entre os treinos, e por último, a carga, que deverá estar em função das outras variáveis. Sendo assim, indivíduos não-atletas têm uma necessidade de treinar com volumes

absurdamente menores do que os utilizados por atletas de LPO, e dificilmente utilizarão cargas semelhantes, sendo submetidos à menores forças compressivas e sobre menos tempo, o que os coloca um degrau abaixo dos atletas na escala de risco da relação entre agachamento livre e lesões na coluna.

2.2 Deficiências biomecânicas no agachamento livre e estratégias de correção

A utilização do agachamento executado na forma livre é totalmente aplicável na fase inicial do treinamento de praticantes saudáveis, pois através dele, o profissional é capaz de avaliar as alterações anatômicas que modificam a cinética e cinemática do exercício - o que pode ser um gatilho para lesões (FAIGENBAUM; MYER, 2010) -, e a partir daí, determinar as estratégias que irão aperfeiçoar a técnica desse exercício. Apesar de ser um movimento básico e essencial, a técnica correta do agachamento livre é complexa e pode ser afetada por diversos fatores. De acordo com Myer et al., (2014), os déficits biomecânicos ocorridos no agachamento podem ser categorizados pela ineficiente coordenação motora e recrutamento muscular (neuromuscular), fraqueza muscular, força assimétrica, instabilidade articular (força), e pela pouca flexibilidade ou excessiva rigidez muscular (mobilidade).

Em estudo realizado por Donnelly, Berg e Fiske (2006), foi analisada a influência da direção do olhar na cinemática do agachamento livre, encontrando uma maior flexão do quadril e tronco com o olhar direcionado para baixo, não havendo diferenças em olhar para frente ou para cima. Os autores recomendam, principalmente, não olhar para baixo durante a execução e evitar uma hiperextensão cervical acentuada. Dois educativos para esses déficits são a manutenção do olhar em um ponto fixo para corrigir a flexão cervical e o uso de uma pequena bola pressionada entre o osso da mandíbula e o esterno em indivíduos que apresentam hiperextensão (KUSHNER et al., 2015). Em outros casos, exercícios de mobilidade e fortalecimentos dos músculos que atuam no pescoço podem ser necessários.

A coluna torácica deve permanecer estendida e rígida durante o agachamento, o que pode ser prejudicado pela incapacidade em manter a retração/depressão escapular, e a rotação externa do ombro (MYER et al., 2014). Caso o praticante não consiga manter essa associação, tem-se um indicativo que o

mesmo tenha fraqueza ou hipoativação dos músculos paraescapulares e rotadores externos do ombro e/ou rigidez excessiva nos peitorais maior e menor (ESCAMILLA et al., 2009), algo que deve ser corrigido com exercícios específicos de mobilidade e fortalecimento dos músculos da cintura escapular para a progressão no ALT.

As forças de cisalhamento sobre as estruturas da coluna serão maiores quando a flexão do tronco é acentuada, sendo assim, manter a postura do tronco o mais ereta possível reduz o torque lombar (BARZGARI; SHIRAZI-ADL; ARJMAND, 2007). Normalmente, o praticante com fraqueza geral dos músculos do core, dos paraescapulares e pouca mobilidade nos flexores do quadril, tenderá a inclinar excessivamente o tronco durante o agachamento (HIRTH, 2007). Uma alternativa interessante nesse caso é o uso do ALF, onde para equilibrar a barra e o próprio centro de massa, o praticante inclinará menos o tronco, menos até, do que no ALT com a técnica correta, além disso, é equivalente ao ALT na eficiência do trabalho muscular, mesmo com cargas menores (YAVUZ et al., 2015), o que naturalmente reduzirá as forças compressivas sobre a coluna vertebral (HARTMANN et al., 2012). Outras opções são as variações do agachamento “taça” ou “goblet” e o “over head squat” que também servem como progressão ao ALF (BIRD; CASEY, 2012). Charlton et al. (2017) encontraram, no ALT, menos inclinação anterior do tronco com o uso de calços nos calcanhares, entretanto, os autores recomendam sua utilização apenas como uma estratégia paliativa, pois não melhorará o padrão motor. Em estudo com modelos animais experimentais, a flexão da coluna associada com uma sobrecarga de 1500N resultou em hérnias no DI em 40% dos casos (MCGILL; MARSHALL, 2010). Portanto, a manutenção das curvaturas neutras da coluna no agachamento é essencial para que esta esteja segura. A coluna lombar não deverá ser flexionada antes dos 120° de flexão de quadril, algo que é dependente da quantidade de fibras no trato iliotibial, da força dos paravertebrais, dos extensores do quadril e da mobilidade dos flexores do quadril (MCKEAN; DUNN; BURKETT, 2010). Em revisão de literatura realizada por Martuscello et al., (2013), 17 estudos envolvendo 252 indivíduos encontraram ativação semelhante de músculos do core – multífido, transverso abdominal e quadrado lombar – ao comparar o agachamento e o levantamento terra aos exercícios específicos para essa musculatura. Sendo assim, a própria progressão no agachamento é uma alternativa para fortalecer os paravertebrais, embora exercícios específicos de força de core sejam interessantes

para correção de padrões de recrutamento alterados desses músculos, como por exemplo, a inibição do multífido pela rigidez e hiperativação dos eretores da espinha (SMITH; KULIG, 2016). O agachamento unilateral afundo tem ativação muscular semelhante ao agachamento livre bilateral, e traz uma vantagem mantendo os flexores de quadril da perna traseira alongados, o que contribui com a redução da retroversão pélvica (SPEIRS *et al.*, 2016).

O recrutamento adequado dos glúteos máximos e dos isquiotibiais influenciará na estabilização da coluna lombar pelo seu papel direto na neutralidade da pelve, aumentando a ativação dos eretores da espinha e oblíquos internos e externos (ASPE; SWINTON, 2014). Se o recrutamento desses músculos for insuficiente, ocorrerá uma maior fadiga do quadríceps femoral, o que pode estar associado a um maior stress lombar por alterar a dinâmica de forças (SASAKI *et al.*, 2008). Movimentos assimétricos do quadril com rotações mediolaterais e/ou torções unilaterais serão recorrentes em praticantes com fraquezas ou desequilíbrios no complexo glúteo e isquiotibiais (SATO; HEISE, 2012), podendo ser agravado pelo encurtamento dos iliopsoas, que inibe a ação antagonista dos glúteos máximos (MILLS, *et al.*, 2015). Agachamentos e levantamentos unilaterais somados a um trabalho de alongamentos dos flexores do quadril ocasionarão em um recrutamento muscular harmônico dos extensores do quadril, diminuindo o déficit entre os dois lados, e aumentando a estabilidade da coluna vertebral (KUSHNER *et al.*, 2015).

A análise do agachamento sobre uma vista lateral deve observar o ângulo de translação tibial, que nada mais é do que a distância com que os joelhos avançam anteriormente (MYER *et al.*, 2014). Uma prática difundida por partes dos profissionais de educação física e fisioterapeutas é a restrição do ângulo de translação tibial para proteger o joelho de lesões. Apesar de o torque no joelho ser maior com o avanço dos joelhos, as evidências de que essa relação resulte em um potencial de lesão são altamente questionadas (HARTMANN; WIRTH; KLUSEMANN, 2013). Por outro lado, em estudo realizado por List *et al.* (2013), a cinemática do tronco e membros inferiores nos agachamentos com e sem restrição foi avaliada sob uma análise tridimensional com 30 indivíduos saudáveis e com experiência no levantamento de peso. Os achados mostraram alterações cifóticas na coluna lombar e torácica no agachamento restrito, além de maior flexão de tronco, o que, segundo os autores, ocorre como uma compensação para manter o centro de massa alinhado.

Outros autores já haviam encontrado uma produção de maiores torques no quadril no agachamento restrito (LORENZETTI et al; 2012). Entretanto, o avanço dos joelhos no agachamento deve estar em harmonia com o deslocamento posterior do quadril, e quando o primeiro se apresenta em excesso, indica fraqueza de gastrocnêmicos, sóleo e isquiotibiais (MYER et al., 2014), aumentando a dominância do quadríceps, linear ao aumento da pressão na articulação patelofemoral (BRYANTON et al., 2012). Assim, exercícios que aumentam a força desses músculos podem auxiliar na correção desse déficit (MCALLISTER et al., 2014). E exercícios específicos de mobilidade de tornozelo beneficiarão indivíduos que apresentarem restrição ao avanço anterior dos joelhos (FUGLSANG; TELLING; SORENSEN, 2017).

Na fase excêntrica do agachamento livre, o praticante deve distribuir a força do peso corporal do meio do pé para os calcanhares e a lateral, garantindo o equilíbrio e o recrutamento adequado dos glúteos e isquiotibiais (MARCHETTI et al., 2013). A elevação dos calcanhares ao agachar aumenta consideravelmente o torque no joelho, quadril e lombar (SCHOENFELD, 2010). Fuglsang, Telling e Sorensen (2017) encontraram no agachamento uma relação entre a postura mais ereta do tronco e uma boa mobilidade do tornozelo. Logo, para otimizar a técnica do agachamento livre, faz-se necessário possuir uma considerável flexibilidade e força dos gastrocnêmicos, sóleo, e tibiais anterior e posterior. Com exceção dos treinos específicos para melhora de potência, o movimento excêntrico no agachamento deverá manter uma velocidade constante de pelo menos 2-3 segundos. A perda do controle excêntrico é frequente em iniciantes devido à fraqueza e o encurtamento dos isquiotibiais (MILLETELLO; BEAM; COOPER, 2009). Além de exercícios de força e flexibilidade para essa musculatura, Kushner et al. (2015) sugere o uso do agachamento com apoio assistido e, para casos menos agravados, o uso de pausas isométricas em pontos de maior desvantagem mecânica. Na fase concêntrica, o quadril não deve estender antes do tronco, ou seja, a partir da fase de transição, a linha vertical entre o ombro e o quadril não deve diminuir, porque o tronco inclinará anteriormente, aumentando o torque na CL, além de favorecer sua hiperextensão (SWINTON et al., 2012). A falta de mobilidade torácica, encurtamento dos flexores do quadril e fraqueza dos extensores do quadril e do tronco serão fatores limitantes, podendo ser corrigidos com exercícios que enfatizem o fortalecimento dos

extensores do quadril e do tronco (STEELE; BRUCE-LOW; SMITH, 2013) e a mobilidade do quadril e da coluna torácica (HIRTH, 2007).

A hipótese de que o agachamento profundo – 40-45° de flexão de joelhos - é prejudicial à saúde dos joelhos e da coluna lombar torna-se limitada em indivíduos saudáveis, principalmente, quando as adaptações funcionais e a integração dos músculos isquiotibiais e tríceps sural são consideradas (HARTMANN, 2013), além da prevenção à dominância do quadríceps e a melhora motora em posições comuns no esporte (BRYANTON et al., 2012). Portanto, resguardadas as devidas exceções, alcançar, no mínimo, a profundidade paralela é pré-requisito para desempenhar a técnica correta do agachamento. Tal amplitude será limitada em indivíduos com rigidez excessiva nos isquiotibiais e adutores, além da fraqueza isométrica da cadeia posterior. Os mesmos exercícios que Kushner et al. (2015) sugerem para aperfeiçoar a cadência excêntrica poderão ser aplicados para aprimorar a profundidade.

O valgismo dos joelhos também deve ser corrigido no agachamento, pois submete forças irregulares às suas estruturas articulares (DEVAN et al., 2004). Devido ao fato de a principal causa para essa alteração ser a fraqueza e a hipoativação muscular do complexo glúteo e dos isquiotibiais, provavelmente estará associado a um menor controle pélvico, o que afeta a CL (MILLS, et al., 2015). Para corrigir essa alteração, pode ser necessário o uso de faixas elásticas, acima dos joelhos, que favoreçam um maior momento abdutor, aliado a isso, exercícios específicos para ativação de glúteo médio e mobilidade do quadril têm sido defendidos (DISTEFANO et al., 2009).

As alterações biomecânicas ocorridas no agachamento livre também podem ser influenciadas por características antropométricas, como os formatos anatômicos do quadril e a relação de comprimento entre o tronco e o fêmur, que afeta principalmente a amplitude de movimento (MYER et al., 2014). Alguns atletas utilizam o cinto pélvico para aumentar o desempenho no agachamento livre. Entretanto, segundo Reiser, Souza e Mascaranhas (2015), sua aplicação deve ser vista com cautela, pois, em longo prazo, pode prejudicar o padrão de recrutamento muscular dos músculos estabilizadores da coluna vertebral. Já o aumento da pressão intra-abdominal recorrente de técnicas de respiração forçada, está associado a um maior recrutamento de músculos estabilizadores do tronco, como o

transverso abdominal, gerando uma força de direção oposta à compressão, o que acarreta em uma maior estabilidade da coluna vertebral (KINGMA et al., 2006).

2.4 Comparação entre agachamento livre e agachamento Smith

Uma investigação realizada por Anderson e Behm (2005), encontrou níveis significativamente maiores de atividade muscular dos eretores da espinha no ALT comparado ao AS. Devido ao aumento do torque extensor na coluna lombar no agachamento livre, os músculos paravertebrais atuarão com um maior controle isométrico paralelo ao aumento da instabilidade no agachamento, sendo, inclusive, mais ativados do que os músculos da cadeia anterior do tronco (REISER et al., 2017). Essa ativação muscular superior da musculatura paravertebral é um mecanismo protetor da estabilização da coluna vertebral, evitando assim, forças irregulares sobre suas estruturas (NUZZO et al., 2008).

A tendência de o AS permitir que o praticante utilize cargas mais elevadas (COTTERMAN; DARBY; SKELLY, 2005) pode alimentar a ideia de que este consiga recrutar melhor os músculos dos membros inferiores do que no agachamento livre. Entretanto, em estudo realizado por Schwanbeck, Chilibeck e Binsted (2009), com cargas aplicadas de 8RM em ambos os exercícios, encontrou uma média de ativação muscular no ALT 43% mais alta comparada ao AS. Os autores sugerem que o ALT é superior em promover ganhos de hipertrofia e força muscular, mesmo com o AS sendo executado com cargas superiores.

A trajetória da barra nesse exercício deveria ser ligeiramente curvilínea, acompanhando o movimento corporal (BOYLE, 2015), algo que não ocorre no AS. Isso dificulta o controle postural das curvaturas da coluna vertebral, o que pode ainda ser mascarado pela menor exigência neural do AS em relação ao agachamento livre, favorecendo assim, as forças irregulares sobre os DIs (REISER; SOUZA; MASCARENHAS, 2015). Além do mais, o simples fato do agachamento livre ser mais eficiente com cargas mais leves do que no Smith (SCHWANBECK; CHILIBECK; BINSTED, 2009), torna-o também, uma melhor opção para a coluna vertebral na perspectiva qualitativa, já que as forças compressivas serão menores com cargas menores (HARTMANN; WIRTH; KLUSEMANN, 2013).

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os baixos índices de lesões na coluna vertebral entre os atletas de levantamento de peso olímpico somado ao possível aumento da densidade mineral óssea nos corpos vertebrais de indivíduos que realizam agachamento são pontos favoráveis à segurança do agachamento livre com sobrecargas de compressão axial. Entretanto, quando o uso de sobrecargas axiais no agachamento livre associa-se à uma técnica inadequada de movimento e/ou ao desrespeito dos princípios científicos do treinamento, os riscos de lesões, como as hérnias de disco, serão eminentes. A alteração da neutralidade das curvaturas da coluna vertebral e a excessiva flexão de tronco durante o movimento são as principais deficiências biomecânicas que aumentam as forças de cisalhamento, principalmente na região lombar. Esses déficits podem ser originados pela insuficiência de estabilização e mobilização mioarticular em quase todas as regiões do corpo humano, além da incapacidade neuromuscular. É essencial para o profissional de Educação Física realizar uma avaliação de movimento, apontando a existência de alterações motoras que comprometam a técnica ideal do agachamento livre, e a partir daí, aplicar estratégias que promovam a correção e o aprimoramento do movimento.

Comparado ao agachamento Smith, o livre tende a promover um maior recrutamento muscular dos membros inferiores, e principalmente, dos paravertebrais, favorecendo a estabilidade do tronco e da coluna vertebral, fator que é prejudicado pela cinemática da trajetória da barra no agachamento Smith que não auxilia a conservar a neutralidade das curvaturas da coluna, gerando maiores forças de cisalhamento. Portanto, levando em consideração a segurança e a prevenção de lesões na coluna vertebral, recomendamos não utilizar o agachamento Smith em indivíduos iniciantes, pois esse público terá ainda mais dificuldade em estabilizar a coluna, além de prejudicar o aprimoramento motor inerente às capacidades funcionais. Na grande maioria dos casos, deve-se dar preferência em utilizar o agachamento livre, e o Smith, somente em situações excepcionais ou esporádicas, e mesmo assim, com a devida cautela.

Em indivíduos saudáveis, o agachamento livre com a barra por trás ou pela frente, são exercícios seguros e benéficos para a saúde da coluna vertebral a curto e longo prazo, pelo fato de serem capazes de aumentar a sua estabilidade,

através do fortalecimento e recrutamento muscular equilibrado. Ademais, é um exercício que aprimora as capacidades funcionais e promove adaptações de proteção em suas estruturas. Portanto, além de ser um excelente exercício para desenvolvimento muscular, o agachamento livre traz melhorias na qualidade de vida população e no desempenho esportivo, tornando-se altamente recomendado para prevenção de lesões na coluna vertebral. Por fim, tal qual em qualquer outro exercício, cabe aos profissionais de Educação Física, aplicar o agachamento livre de maneira consciente e cientificamente embasada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADAMS, M.A. *The biomechanics of back pain*. **Acupuncture in medicine**. UK, v. 22, n. 4, p. 178-188, nov. 2004.
- ADAMS, M.A.; DOLAN, P. *Time-dependent changes in the lumbar spine's resistance to bending*. **Clin biomechanics**. UK, v. 11, n. 4, p. 194-200. 1996.
- ANDERSON K.; BEHM D. *Trunk muscle activity increases with unstable squat movements*. **CJAP**. V. 30, n. 1, p. 33-45, abr. 2005
- ASPE, R.R.; SWINTON, P.A. *Electromyographic and kinetic comparison of the back squat and overhead squat*. **JSCR**. V. 28, n. 10, p. 2827-36, out, 2014.
- BARZGARI, B; SHIRAZIADL, A; ARJMAND, N. *Analysis of squat and stoop dynamic liftings muscle forces and internal spinal loads*. **Euro Spine Journal**. Canadá, v.16, p 687-699, jun. 2007.
- BELAVY, D.L. *et al. Can exercise positively influence the intervertebral disc?* **Sports Med**. Switzerland, p. 1-13, dez. 2015.
- BELL, D.R.; PADUA, D.A.; CLARK, M.A. *Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement*. **Arch Phys Med Rehabil**. EUA, v.89, p. 1323-28, jul. 2008.
- BIRD, S.P.; CASEY, S. *Exploring the front squat*. **Strenght and conditionig journal**. V. 34, n. 2, p. 27-33, abr. 2012.
- BOYLE, M. **Avanços no treinamento funcional**. Porto Alegre: Artmed, 2015.
- BRYANTON, M. *et al. Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting*. **JSCR**. Canadá, v.26, n.10, p. 2819-28, set. 2012

CADORE, E.L.; PINTO, R.S.; KRUEL, L.F.M.; Adaptações neuromusculares ao treinamento de força e concorrente em homens idosos. **RBCDH**. Porto Alegre, p. 483-496, mar. 2012.

CAPOZZO A. *et al.* *Lumbar spine loading during half-squat exercises.* **Medicine & Science in Sports & Exercise**. Roma, v. 17, n. 5, p. 613-620, mai. 1985.

CASTANHARO R.; DUARTE M.; MCGILL S. *Corrective sitting strategies: An examination of muscle activity and spine loading.* **Journal of Eletromyography and Kinesiology**. Canada, p. 114-119. 2014.

CATERISANO A. *et al.* *The effect of back squat depth on the emg activity of 4 superficial hip and thigh muscles.* **JSCR**. EUA, p. 428-32. 2002.

CHARLTON J.M. *et al.* *The effects of a heel wedge on hip, pelvis and trunk biomechanics during squatting in resistance trained individuals.* **JSCR**. CAN, v.31, n.6, p. 1678-87, jun. 2017.

CONROY, B.P. *et al.* *Bone mineral density in elite junior olympic weightlifting.* **Med Sci Sports Exerc**. V.25, n.10, p. 1103-09, out. 1993

COTTERMAN M.L.; DARBY L.A.; SKELLY W.A. *Comparison of muscle force produces using the Smith Machine and free weight for bench press and squat exercises.* **JSCR**. EUA, v. 19, n. 1, p. 169-176. 2005.

DANGELO, JG.; FATTINI CA. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2000.

DEVAN M. R. *et al.* *A prospective study of overuse knee injuries among female athletes with muscle imbalances and structural abnormalities.* **J Athl Train**. V.39, n.3, p. 263-67, set. 2004.

DE OLIVEIRA, J.G.; SALGUEIRO, M.M.H.; ALFIERI, F.M. Lombalgia e estilo de vida. **UNOPAR Cient Cienc Biol Saúde**. SP, v. 16, n. 4, p. 341-4, mar. 2015.

DISTEFANO, L.J.; *Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises.* **Journal of Orthopaedic & Spo Physical Therapy**. V.39, n.7. 2009.

DONELLY D.V.; BERG, W.P.; FISKE, D.M.; *The effect of the direction of gaze on the kinematics of the squat exercise.* **JSCR**. EUA, v.20, n.1, p.145-50. 2006.

ESCAMILLA, R.F. *Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises.* **Sports Med**. V. 39, n. 8, p. 663-686. 2009.

FAIGENBAUM, A. D.; MYER, G. D. *Resistance training among young athletes: safety, efficacy and injury effects.* **Br J Sports Med**. EUA, v. 44, n. 1, p. 56-63, jan. 2010.

FRY, A.C.; SMITH, J.; SCHILLING, B.K. *Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat.* **JSCR**. V.17, n.4, p.629-33, dez. 2003.

FUGLSANG, E.I; TELLING, A.S.; SORENSEN, H. *Effect of ankle mobility and segment ratios on trunk lean in the barbell back squat*. **JSCR**. P. 1-30. 2017.

GENTIL, P. **Bases científicas do treinamento de hipertrofia**. 4. ed. Rio de Janeiro: Sprint, 2011.

GLASSBROOK, D.J. *et al. The high-bar and low-bar back-squats: A biomechanical analysis*. **JSCR**. New Zeland, p. 1-55, dez. 2016

GRANHED H.; MORELLI B. *Low back pain among retired wrestlers and heavyweight lifters*. **The American Journal Of Sports Medicine**. Gothenburg, v.16, n.5, p.530-533.1988.

HAFF, G.G.; NIMPHIUS, S. *Training principles for power*. **NSCA**. Australia, v. 34, n. 6, p. 2-12, dez. 2012.

HARTMANN, H. *et al. Influence of squatting depth on jumping performance*. **JSCR**. Alemanha, v.26, n.12, p.3243-61, dez. 2012.

HARTMANN, H.; WIRTH, K.; KLUSEMANN, M. *Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load*. **Sports Med**. Alemanha, p. 1-16, jul. 2013.

HIRTH, C.J. *Clinical movement analysis to indentify muscle imbalances and guide exercise*. **Human Kinetics**. EUA, v.12, n.4, p.10-14, jul. 2007.

KEINER, M. *et al. Strength performance in youth: trainability of adolescents and children in the back and front squats*. **JSCR**. V.27, n.2, p. 357-362. 2013.

KINGMA, I. *et al. Effect of stiff lifting belt on spine compression during lifting*. **Spine**. Amsterdan, HOL, v.31, n.22, p. 833-39. 2006.

KUSHNER, A.M. *et al. The back squat part 2 targeted training techniques to correct functional deficits and technical factors that limit performance*. **JSCR**. EUA, v.37, n.2, p. 13-60, abr. 2015.

LAVALLE M.E.; BALAM T. *An overview of strength training injuries: acute and chronic*. **Current Sports Med Reports**. P-307-313. 2010.

LEE, B.C.Y.; MCGILL, S. *Effect of long-term isometric training on core/torso stiffness*. **JSCR**. Canada, v. 29, n. 6, p. 1515-26, jun. 2015

LIPPERT, LSL. **Cinesiologia clínica e anatomia**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

LIST, R. *et al. Kinematics of the trunk and the lower extremities during restricted and unrestricted squats*. **JSCR**. Suíça, v.27, n.6, p. 1529-38, jun. 2013.

LORENZETTI, S. *et al.* *Comparison of the angles and corresponding moments in the knee and hip during restricted and unrestricted squats.* **JSCR.** Suíça, v. 26, n. 10, out. 2012.

MARCHETTI, P.H. *et al.* Aspectos neuromecânicos do exercício agachamento. **Revista CPAQV.** São Paulo, v.5. N.2, abr. 2013.

MARCONI M.A.; LAKATOS E.M. **Fundamentos de metodologia científica.** 5. ed. São Paulo: Atlas, 2003.

MARTUSCELLO, J. M. *Systematic review of core muscle activity during physical fitness exercises.* **JSCR.** EUA, v. 27, n. 6, p. 1684-98, jun. 2013.

MARSHALL, L.W.; MCGILL, S.M. *The role of axial torque in disc herniation.* **Clin Biomech (Bristol, Avon).** Canadá, v. 25, n. 1, p. 6-9, jan. 2010.

MCALLISTER M.J. *et al.* *Muscle activation during various hamstrings exercises.* **JSCR.** EUA, v. 28, n.6, p. 1573-1580, jun. 2014.

MCKEAN M.R; DUNN P.K; BURKETT B.J. *The lumbar and the sacrum movement pattern during the back squat exercise.* **JSCR.** Australia, v.24, n.10 p. 2731-2734, out. 2010.

MILETELLO, W.M.; BEAM, J.R.; COOPER, Z.C. *A biomechanical analysis of the squat between competitive collegiate, competitive high school, and novice powerlifters.* **JSCR.** EUA, v.23, n.5, p. 1611-1617, ago. 2009.

MILLS M. *et al.* *Effect of restricted hip flexor muscle length on hip extensor muscle activity and lower extremity biomechanics in college-aged female soccer players.* **Int J Sports Phys Ther.** V. 10, n. 7, p. 946-54, dez. 2015.

MYER, G.D. *et al.* *The back squat: a proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance.* **JSCR.** V. 36, n.6, p. 4-27, d. 2014.

NETTER, F.H. **Atlas de anatomia humana.** 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008.

NUZZO, J. L. *et al.* *Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises.* **JSCR.** EUA, v. 22, n. 1, p. 95-102, jan. 2008.

PRESTES, J. *et al.* **Prescrição e periodização do treinamento de força em academias.** 2. ed. Manole. 2016

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

REISER F.C. *et al.* *Paraspinal muscle activity during unstable superman and bodyweight squat exercises.* **JFMK.** São Paulo, p. 1-8, fev. 2017.

SASAKI, M. *et al.* *Influence of quadriceps femoris fatigue on low back during lifting of loads at different distances from the toes.* **J. PHYS. THER. SCI.** Japão, v. 20, p. 81-89. 2008.

SATO, K.; HEISE, G. *Influence of weight distribution asymmetry on the biomechanics of a barbell back squat.* **JSCR.** EUA, v.26, n.2, p. 342-49. 2012.

SCHWANBECK S.; CHILIBECK, P.D.; BINSTED, G. *A comparison of free weight squat to smith machine squat using electromyography.* **JSCR.** Canada, v. 23, n. 9, p. 2588-2591, dez. 2009.

SCHOENFELD, B.J. *Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance.* **JSCR.** New York, v. 24, n. 12, p. 3497-55, dez. 2010

SMITH, J. A.; KULIG, K. *Altered multifidus recruitment during walking in asymptomatic individuals with a history of low back pain.* **Journal of Orthopaedic & Spo Physical Therapy.** EUA, v. 46, n.5, p. 365-374, mai. 2016.

SPEIRS, D.E. *et al.* *Unilateral vs. bilateral squat training for strength, sprints, and agility in academy rugby players.* **JSCR.** V.30, n.2, p. 386-92, fev. 2016.

STEELE, J.; BRUCE-LOW, S.; SMITH, D. *A review of the especificity of exercises designed for conditioning the lumbar extensors.* **Br J Sports Med.** RU, p. 1-9, set. 2013.

SWINTON, P.A. *et al.* *A biomechanical comparison of the tradicional squat, powerlifting squat, and box squat.* **JSCR.** EUA, v.26, n.7, p.1804-16, jul. 2012.

YAVUZ, H.U. *et al.* *Kinematic and EMG activities during front and back squat variations i n maximum loads.* **JSS.** London, p. 1-10, fev. 2015.