

AGACHAMENTO PROFUNDO: UMA ANÁLISE SISTEMÁTICA

Jovana Mara Silva Preto¹
Alexandre Ortiz Ferreira¹
Jocelito Bijoldo Martins¹

RESUMO

Atualmente, a ênfase principal dos estudos sobre o agachamento concerne sob os diferentes padrões de ativação muscular e de movimentos adotados durante um gesto motor. Muitos estudos mostram análises da ação muscular e articular do agachamento baseados apenas nas forças tensionais e compressivas do joelho. Já a fase profunda do agachamento solicita fortemente as ações dos músculos posteriores da coxa, desde que as estruturas articulares envolvidas no movimento estejam preparadas para isso. O objetivo desta revisão de literatura busca evidências científicas da análise do movimento das articulações envolvidas no agachamento profundo. Conclui-se que, o agachamento profundo com ênfase na técnica correta de execução, utilizando as amplitudes das articulações, pode oferecer segurança as estruturas ósseas e articulares, com maior recrutamento muscular, contribuindo para maiores possibilidades de planejamento de treinamento.

Palavras-chave: Agachamento. Agachamento Dinâmico. Agachamento e Coluna. Biomecânica do Joelho.

ABSTRACT

Deep Squat: A Systematic Review

Currently, the main emphasis of the studies concerning the squat under different patterns of muscle activation and movements adopted during a gesture engine. Many studies show analysis of muscular and articular squat based only on the tensional forces and compressive knee. The phase of deep squats strongly request the action of the hamstrings, since joint structures involved in movement are prepared for it. The purpose of this literature review seeking evidence in the analysis of motion of the joints involved in deep squat. We conclude that the deep squat with emphasis on correct technique of execution using the amplitudes of the joints , can provide security structures bone and joint , with greater muscle recruitment , contributing to greater opportunities for training planning .

Key words: Squat. Dynamic Squat. Squat and Column. Biomechanics of the Knee.

E-mail:

jovanapreto@hotmail.com
alexandreortiz@gmail.com
martins.jocelito@gmail.com

Endereço para correspondência:
Av. Nestor Valdman, 278.
Jardim Planalto – Porto Alegre – RS.
CEP: 91220-005.

1-Instituição Educacional São Judas Tadeu

INTRODUÇÃO

A análise de um movimento básico fornece dados importantes para o condicionamento físico e a ênfase em determinada técnica (Hamill e Knutzen, 1999). O agachamento é considerado um exercício efetivo em razão da sua funcionalidade, por sua semelhança com movimentos do cotidiano como sentar e levantar, bem como em muitos esportes (Durward, Baer e Rowe, 2001).

Todavia Cook e Burton (2012) propõem resgatar os padrões primitivos de movimento motor que envolve as articulações, tanto em mobilidade quanto estabilidade, frequentemente perdidos durante a evolução motora, e importantes na manutenção do equilíbrio do corpo.

No entanto, Thompson (2002) defendem que o agachamento é um exercício complexo, que exige muito controle, e movimentos inadequados aumentam o risco de lesão. Porém, vale ressaltar que, o posicionamento do corpo durante o agachamento está relacionado às variações angulares nas articulações das regiões do tronco, quadril, joelho e tornozelo, e dependem do grau de mobilidade articular, e flexibilidade muscular para estabilizar os segmentos durante o movimento (Fry e colaboradores, 1988).

Da mesma forma, o levantamento manual de carga, requer que o objeto esteja próximo ao corpo, evitando forçar uma inclinação da coluna (Sant'Anna, 2003).

A partir de um levantamento de dados até o momento atual, não foram encontradas pesquisas que tenham analisado sistematicamente estudos sobre o agachamento profundo, e relacionado o movimento das articulações envolvidas durante a execução, de maneira a contribuir para um eficiente desempenho.

Portanto, o objetivo desta revisão de literatura busca evidências científicas da análise do movimento das articulações envolvidas no agachamento profundo.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foi realizada uma pesquisa da literatura com a busca de dados nas bases Science Citation Index (Institute for Scientific Information – ISI), PubMed, SciELO e LILACs e livros da área, utilizando-se os unitermos

“agachamento”, “agachamento dinâmico”, “agachamento e coluna”, “biomecânica do joelho”, publicados no período de 1988 a julho de 2013.

Como critério de exclusão para a pesquisa foi subtraído todos os estudos sobre agachamento isotônico.

Quanto ao critério de inclusão foram selecionados estudos que continham dados sobre as forças da articulação do joelho, diferentes graus de flexão de joelho no agachamento dinâmico, bem como as articulações envolvidas no movimento.

AGACHAMENTO BILATERAL

Exercitar as estruturas musculares e articulares nas suas amplitudes máximas tem sido associado à manutenção das mesmas, assim como prevenção de lesões. Um estudo com paraquedistas no ano de 1960 abordou o agachamento profundo como lesivo as estruturas articulares.

O exercício era condenado por flexionar o joelho em ângulos maiores que 90°, causando tensão excessiva à patela.

Porém, a fase profunda do agachamento solicita fortemente os músculos posteriores da coxa, devendo-se ressaltar que valores altos de tensão, tanto em ossos como ligamentos devem ser criteriosamente analisados (Escamilla e colaboradores, 1998).

Exercícios multiarticulares como o agachamento promovem um ganho de força muscular e aumento de massa muscular, recomendados além de treinamento físico, em ambientes clínicos, tais como, durante a reabilitação do joelho por lesão de Ligamento Cruzado Anterior (LCA) (Escamilla e colaboradores, 1998).

De maneira que, a compreensão das cargas internas durante o agachamento, é um fator de proteção para as estruturas envolvidas e para a prescrição de um treinamento adequado (Merode, 2010).

Assim como, identificar os diferentes graus de flexão de joelho no agachamento; dentre eles, o agachamento completo ou profundo, onde a descida ocorre até que as coxas estabeleçam contato com as pernas; e o meio agachamento, onde ocorre uma flexão máxima do joelho entre 0° a 100° mantendo a coxa paralela ao chão, também são fatores que exercem influência na execução (Escamilla, 2001).

a) Análise das variações de posições e graus de flexão de joelho durante o agachamento

É importante ressaltar que variações durante o agachamento podem se tornar estratégias seguras para se atingir a amplitude adequada na execução do agachamento profundo, assim como, altamente lesivas se não observados os critérios de segurança.

De acordo com os estudos de Escamilla (2001) o agachamento se detém sobre a força exercida nas estruturas internas, a força da musculatura envolvida e a instabilidade gerada pelo movimento. Avaliaram-se a força de cisalhamento tibiofemoral, força de compressão tibiofemoral e a força de compressão patelofemoral durante o agachamento dinâmico em diferentes graus de flexão de joelho, porém alguns estudos se detém em dados de eletromiografia, resultando por vezes em força muscular imprecisa, pois quando os músculos quadríceps, isquiotibiais e gastrocnêmios se contraem, produzem uma força adicional, contribuindo para o aumento da força de cisalhamento do joelho.

Para todos os ângulos de flexão de joelho o agachamento tem mostrado baixa e moderada forças posteriores de cisalhamento pelo Ligamento Cruzado Posterior (LCP).

A tração do LCP exerce uma resistência durante a flexão no agachamento máximo que demonstra não ser prejudicial para o LCP saudável. Entre 0° a 60° de flexão do joelho o Ligamento Cruzado Anterior (LCA) demonstrou baixa força de cisalhamento, indicando ser eficaz para indivíduos em reabilitação de LCA, desde que as outras estruturas do joelho e o LCP estejam saudáveis.

As forças de compressão patelofemoral e tibiofemoral demonstraram ter aumentado quanto mais os joelhos flexionavam e diminui com os joelhos estendidos, atingindo os valores máximos na flexão máxima do joelho. Entre 0° a 50° de flexão de joelho parece ser apropriado para reabilitação de joelho.

Entretanto, há um consenso entre os autores quanto às forças de compressão ser um importante fator na estabilização do joelho, resistindo às forças de cisalhamento, e minimizando a translação da tibia em relação ao fêmur, sendo um exercício altamente

eficaz, desenvolvendo também a musculatura do quadril e tornozelo.

Escamilla e colaboradores (1998) relatam que exercício em Cadeia Cinética Fechada (CCF) como o agachamento, gera maior segurança, por desencadear a co-ativação dos músculos agonistas e antagonistas, proporcionando estabilidade articular. O estudo envolvendo exercícios de CCF e Cadeia Cinética Aberta (CCA) com dez indivíduos do sexo masculino, em agachamento bilateral, leg press e extensão de joelhos, comparando as forças compressivas do joelho e da atividade muscular entre os exercícios, a atividade do quadríceps foi significativamente maior no agachamento em ângulos superiores a 83° de flexão de joelhos.

As forças internas do músculo foram consideradas três vezes maiores que as forças de compressão resultante. Agachamento com ângulos de flexão de joelho entre 71° a 95° geram maiores forças de compressão para todos os exercícios, favorável também para minimizar as forças de tensão nos ligamentos cruzados.

Além disso, o Vasto Medial (VM) e Vasto Lateral (VL) gerou aproximadamente a mesma atividade muscular, podendo ser indicando para corrigir desequilíbrios musculares, uma vez que estes podem causar lesões e disfunções (Escamilla e colaboradores, 1998).

Para Souza e colaboradores (2007) graus de flexão de joelho entre 60° e 90° com tronco flexionado, a maior ativação muscular ocorre no reto femoral comparado com o bíceps femoral, pela ação diminuída em virtude da aproximação de origem e inserção nestas posições.

Alguns estudos têm sido conduzidos envolvendo a ênfase na participação da musculatura adutora do quadril durante o agachamento.

Segundo Pereira e colaboradores (2007) avaliaram a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos Reto Femoral (RF) e adutores do quadril durante o agachamento com o quadril na posição neutra e em rotações externas de 30° e 50°, em indivíduos de ambos os sexos, saudáveis, (idade 20- 22 anos) executando 10 RMS no agachamento nas referidas posições, apontando maior ativação do RF na fase excêntrica e concêntrica em ângulos de 60° a 90° em todas

as posições pesquisadas. Já, nos adutores do quadril, não houve alteração significativa de recrutamento muscular em ângulos de 30° e 50° de rotação externa, portanto não seria relevante, considerando a posição anatômica desfavorável da articulação coxo-femoral com rotação excessiva.

Escamilla (2001) relata que o principal fator que contribui para lesões no exercício de agachamento é a magnitude da força patelofemoral que afeta a cartilagem da patela; porém, é sabido que a forma incorreta ou o excesso de treinamento são causadores potenciais de lesões.

Hartmann, Wirth e Klusemann (2013) recomendam que as maiores forças compressivas patelofemoral foram observadas em ângulos de flexão de joelho à 90°, e quanto maior a flexão da articulação, maior o deslocamento das áreas de contato com a faceta patelar, que por sua vez diminuem as forças de tensão e compressão patelofemoral, sugerindo que a magnitude da área de contato está relacionada à força de compressão.

Hirata e Duarte (2007) investigaram as posições para a realização do agachamento; o joelho ultrapassando a linha do pé, ou, na condição inversa, e verificaram que a maior força patelofemoral (49 +- 34%) ocorre na primeira condição, assim como, o torque do quadril também aumentou, sugerindo uma maior sobrecarga lombar nessa posição.

No entanto, estudos recentes de List e colaboradores (2013) discordam de Thompson (2002), Hirata e Duarte (2007) executando agachamento com deslocamento do joelho, e sem o deslocamento do joelho além da linha do pé, avaliando e comparando a cinemática dos membros inferiores e coluna vertebral no plano sagital. A partir de trinta indivíduos saudáveis (idades de 25±4 anos), foi avaliado o movimento com barra e carga extra de 0,25% e 0,50% do peso corporal em 08 repetições.

No agachamento com deslocamento do joelho, o ângulo de flexão demonstrou ser maior e a Amplitude de Movimento (ADM) entre os segmentos lombar e torácico é significativamente menor em comparação ao agachamento sem deslocamento do joelho além da linha do pé, que por sua vez restringe tensões e reduz risco de lesões na região lombar. Embora haja poucos estudos, instruções sobre a restrição do deslocamento

do joelho para frente devem ser evitadas (Hartmann, Wirth e Klusemann, 2013).

Alves e colaboradores (2009) apresentaram a comparação do padrão EMG dos principais músculos do membro inferior no agachamento bilateral declinado a 25° e agachamento padrão (AP), em ângulos de 0° a 70° de flexão de joelho nas fases descendente e ascendente, com sujeitos de ambos os sexos, sem históricos de dor ou lesões osteomioarticulares, realizando 10 repetições em cada uma das posições. Foram observados os seguintes músculos envolvidos: Vasto Medial Oblíquo (VMO), Vasto Lateral (VL), Bíceps Femoral (BF), Sóleo (SO), Tibial Anterior (TA) e Eretor Espinhal (EE). A prevalência de ativação muscular do SO, EE e TA ocorre no AP. O VM e VL atuam semelhante em ambos agachamentos, controlando a velocidade da flexão do joelho.

O músculo BF foi o último a ser ativado no agachamento declinado (AD), porém no AP ocorreu simultaneamente ao VMO e VL, controlando a quantidade de rotação que a pelve produziria, e contribuindo juntamente com o EE no controle do agachamento, e diminuindo a tendência de anteversão pélvica, sendo que no AP essa sinergia demonstra ser maior.

O SO tem ativação similar ao TA, realizando uma co-ativação durante a fase de descida do agachamento. Analisando a fase ascendente, a atividade do VMO, VL e EE em ambos os agachamentos aumentou para vencer a ação gravitacional até a chegada da posição ereta eficiente, porém a atividade foi maior no AP. Há que se considerar como efeito positivo no controle da estabilização da patela no AP com indivíduos saudáveis, a ativação simultânea dos músculos VMO e VLO, indicando uma unanimidade entre os autores (Escamilla e colaboradores, 1998; Alves e colaboradores, 2009).

Raske e Norlin (2002) realizaram um estudo retrospectivo de cinco anos com levantadores de peso masculinos e femininos indicando que no primeiro estudo houve 2,6 lesões por 1000 horas de atividade, incidindo em baixo índice de lesões na coluna lombar e joelho, entretanto, o grupo controle teve uma taxa de lesão de 2,9 lesões por 1000 horas de atividade. Situação semelhante ocorre quando foram cruzados os dados 2000 com o estudo anterior, incluindo os 38% (16 de 42) atletas de 1995, incidindo em 0,8 lesões por atleta no

primeiro e 0,4 lesões por atleta em 2000. A partir das informações obtidas referentes ao agachamento bilateral e profundo, e das suscetíveis lesões em decorrência de sobrecarga nas articulações envolvidas no movimento, evidenciou-se a importância de fornecer dados onde é possível avaliar a mobilidade dos joelhos, quadril e tornozelos, observando o movimento entre a pelve e a coluna vertebral.

b) Análise anatômica e funcional das articulações durante o agachamento

Nesta revisão serão citadas as articulações responsáveis pelo exercício de agachamento, bem como a musculatura que participa do movimento. Tendo em vista que o agachamento tem um foco sobre a articulação do joelho, é importante relatar que o joelho é uma articulação que combina mobilidade; pelo grau de flexão e extensão, e essencialmente trabalha em compressão pela ação da gravidade, e estabilidade; que permite mantê-lo na posição ereta, possuindo a rotação sobre o eixo longitudinal da perna, somente com o joelho flexionado (Kapandji, 2000).

Grabiner (1991) cita que a amplitude de movimento da extensão completa (0°) à flexão completa é de aproximadamente 140°.

As articulações que compõem o joelho são duas tibiofemorais e a patelofemoral, e estruturas ligamentosas como os ligamentos cruzados que estabilizam os joelhos nos planos sagital e frontal. A musculatura que age sob ação dos joelhos como os quadríceps, isquiotibiais e gastrocnêmio, contam com cerca de 98% da área de secção transversa total do joelho (Escamilla, 2001).

É comum ocorrerem disfunções no joelho atribuídas à articulação patelofemoral, constituída pela articulação da patela com o sulco troclear do fêmur. O principal papel da patela é aumentar a vantagem mecânica do quadríceps femoral, enquanto que a articulação patelofemoral absorve forças compressivas do fêmur e as transforma em forças tensivas nos tendões do quadríceps e patelar (Hamill e Knutzen, 1999).

Para Prentice e Voight (2003) é necessário ter uma boa estabilidade da articulação do quadril durante o agachamento, o qual pressupõe que um comprometimento dessa musculatura, pode levar a lesões em outras articulações e estruturas,

principalmente as localizadas distalmente a ela. Por esta razão, a articulação do quadril é fundamental na sustentação do peso do corpo, aumentando a amplitude de movimento no membro inferior, transferindo as forças para o tronco, ou do tronco para os membros inferiores (Hamill e Knutzen, 1999).

O grupo muscular dos flexores como o psoas e o íliaco, agonistas primários, e o reto da coxa, demonstram importância pela sua ação, principalmente o psoas maior e menor que age também como estabilizador da articulação do quadril. Já, no grupo extensor do quadril, os músculos semimembrâneo, semitendíneo atuam na extensão contra resistência, e durante esforços moderados e pesados, é o glúteo máximo quem tem extrema capacidade de gerar força. (Thompson, 2002).

Porém, a abdução da coxa é um movimento importante em muitas habilidades, pela estabilização da pelve e da coxa onde há força envolvida. O principal abductor da coxa na articulação do quadril é o glúteo máximo (Hamill e Knutzen, 1999).

Para Hamill e Knutzen (1999) os músculos flexores plantares solicitados amplamente nas atividades funcionais, como subir escadas, tornam-se eficientes em exercícios em CCF. Com função de estabilidade mais do que mobilidade, grande parte da força de flexão plantar é produzida pelo músculo gastrocnêmio e sóleo, importantes na transferência de força muscular. Já na dorsiflexão o tibial anterior, controla os movimentos quando o corpo abaixa e a tibia desliza sobre o pé, ação também controlada excentricamente pelos flexores plantares.

Segundo Souza e colaboradores (2007) o músculo sóleo é o responsável para que ocorra a desaceleração durante o agachamento.

O corpo humano age funcionalmente nas tarefas do dia a dia e, tendo em vista que o agachamento envolve vários músculos em conjunto ao mesmo tempo, alterações posturais podem ser prejudiciais ao movimento (Costa e Palma, 2005).

Segundo Toscano e Egypto (2001) a coluna vertebral responsável pela postura está sob a ação de ossos e tecidos moles atuando em conjunto com os músculos na estabilização. A relação ideal entre força e flexibilidade nas musculaturas que atuam na

coluna e quadril forma o equilíbrio necessário para a coluna vertebral (Polito, Maranhão e Lira, 2003).

A literatura aponta que inclinação do tronco, associada à compressão do tônus muscular paravertebral, e somada à sobrecarga, pode causar danos à coluna vertebral (Kapandji, 2000).

Van Dieen e colaboradores (1999) defendem que à vantagem em buscar o objeto na posição de agachamento, pois, com a inclinação do tronco, a força de cisalhamento e o torque são maiores, causando maior pressão intradiscal, priorizando que o centro de massa do objeto levantado fique mais próximo do eixo do movimento.

De acordo com o estudo conduzido por Rätty e colaboradores (1997) 29 levantadores de peso, 31 jogadores de futebol, 28 corredores de longa distância e 39 atiradores, os exercícios como levantamento de peso ou futebol, que impõem maior compressão ou forças de torção sobre a coluna vertebral não levou a um declínio na mobilidade lombar, comparados com corrida de longa distância, ou tiro. Os resultados apontam que o trabalho físico pesado relaciona-se com estreitamento da altura dos discos e menor ADM, sugerindo que levantamento de peso, com técnica treinada, e as cargas gradualmente aumentadas demonstram ser menos prejudiciais. A coluna vertebral possui diferentes divisões funcionais, pela frente o pilar anterior, com papel fundamental de suporte, enquanto que o pilar posterior desempenha uma função dinâmica (Kapandji, 2000).

Para Costa e Palma (2005) o músculo multifídeo age na estabilização dinâmica do segmento lombar, preservando a solicitação dos paravertebrais e intersegmentares, sendo que as fibras do tipo II de indivíduos que não recebem estímulos de cargas suficientes para mantê-las ativas, acabam ocasionando hipotrofia seletiva das mesmas, apontando a relevância da utilização de exercício intenso para as fibras rápidas com cargas de 80% de 1 repetição máxima (RM) três vezes na semana, e cargas de 90 a 100% de 1 RM duas vezes na semana.

McGill (2001) defende que a curva lordótica durante exercícios, mantém a pelve em uma postura neutra quando submetida a sobrecargas, ideal para a co-ativação do abdômen com estabilização. Um dado

importante relatado por Capozzo (2001) é que, o agachamento com cargas em apenas 0,8 a 1,6 vezes o peso corporal, produz atividade elétrica dos eretores da coluna entre 31 a 50% da Contração Voluntária Máxima (CVM). A flexão da coluna ocorre pela ação dos músculos iliopsoas e abdominais e a extensão pelo eretor da coluna, sendo que os abdominais atuam sinergicamente com os glúteos, o último diminui a inclinação pélvica e o primeiro reduz a lordose lombar. O alinhamento da coluna determina a carga que a coluna lombar suporta, de acordo com a lordose de cada biotipo e a influência dos músculos lombares e abdominais (Jesus e Marinho, 2006).

Segundo Kiesel, Burton e Cook (2004) recomendam que o treinamento do core, definido como o complexo membro inferior-pelve-quadril, seja incluído nos programas de força e condicionamento, mantendo a funcionalidade dos segmentos corporais através da amplitude de movimento necessário, e como força propulsora para transferência entre os membros inferiores e superiores.

Da mesma forma, quando estabilidade e força são priorizadas antes de mobilidade, pode desencadear um movimento motor ineficiente, não contribuindo para um desempenho máximo no funcionamento e ganho de força.

Ao corroborarem com Costa e Palma (2005), Kiesel, Burton e Cook (2004) relatam que as deficiências neuromusculares e disfunções de movimento estão associadas à causa de dor lombar por criarem déficits em músculos como multifídeo lombar e transversos abdominais, responsáveis pela estabilização e mobilização da coluna vertebral.

Portanto surge cada vez mais a importância de avaliar o movimento total, para criar uma estabilização segmentar que leva a uma correta contribuição de cada parte do corpo em movimentos complexos.

CONCLUSÃO

É unânime a prescrição do agachamento como um exercício seguro e eficaz, que proporciona resultados de forma equilibrada e funcional. Seus benefícios vão desde o ganho de força e aumento de massa muscular, até permitir que indivíduos tenham menos dificuldade nas tarefas do cotidiano.

O agachamento profundo é um exercício complexo que demanda mobilidade, força, equilíbrio, coordenação motora e flexibilidade, com várias estruturas articulares solicitadas simultaneamente, e de acordo com o posicionamento do corpo, implica em distribuição adequada da sobrecarga, no entanto, sem prejudicar a segurança e a efetividade durante a execução.

A literatura especializada evidencia que as sobrecargas mecânicas impostas às estruturas do joelho durante o agachamento profundo são fator positivo na estabilização da articulação, sendo incoerente a restrição sobre o deslocamento do joelho para frente, bem como, limitar a amplitude de movimento de flexão máxima de joelho, conservando sempre os critérios de segurança.

O agachamento torna-se um excelente meio de enfatizar a ativação dos estabilizadores dinâmicos do segmento lombar, preservando a integridade das estruturas musculares, através de estímulos de cargas intensas dentro do programa de treinamento, minimizando a hipotrofia de fibras que ocorre em indivíduos onde o estilo de vida não contribua adequadamente.

REFERÊNCIAS

- 1-Alves, F.S.M.; Oliveira, F.S.; Junqueira, C.H.B.F.; Azevedo B.M.S.; Dionísio, V.C. Análise do padrão eletromiográfico durante os agachamentos padrão e declinado. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. São Carlos. Vol.13. Núm. 2. 2009. p. 164-172
- 2-Capozzo, A. Lumbar spine loading during half-squat exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. Vol.17. Núm. 5. p. 613-20. 2001.
- 3-Cook, G.; Burton, L. Functional movement systems: screening, scoring analysis, caso studies, corrective interventions. [s. l.]: [s. n.]. 2012.
- 4-Costa, D.; Palma, A. O efeito do treinamento contra resistência na síndrome da dor lombar. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*. 2005. p. 224-234.
- 5-Durward, B. R.; Baer, G. D.; Rowe, P. J. Movimento funcional humano: mensuração e análise. Barueri. Manole. 2001. p. 78-86.
- 6-Escamilla, R. F. Knee biomechanics dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. Durham. Vol. 33. Núm. 1. 2001. p.127-141.
- 7-Escamilla, R.F.; Fleisig, G. S.; Zheng, N.; Barrentine, S. W.; Wilk, K. E.; Andrews, J. R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc*. Vol. 30. Núm. 4. 1998. p. 556-69.
- 8-Fry, A. C.; Housh T.J.; Hughes R. A.; Eyford T. Stature and flexibility variables as discriminators of foot contact during the squat exercise. *Journal of Applied Sport Science Research*. Vol. 2. Núm. 2. 1988. p. 103-365.
- 9-Grabiner, M. D. A articulação do joelho. IN Rasch, Philip. *Cinesiologia e anatomia aplicada*. Guanabara Koogan. 1991. p. 146-158.
- 10-Hamill, J.; Knutzen, K. M. Bases biomecânicas do movimento humano. Manole. 1999. p. 26-31.
- 11-Hartmann, H; Wirth, K; Klusemann, M. Analysis of the Load on the Knee Joint and Vertebral Column with Changes in Squatting Depth and Weight Load. *Sports Medicine*. Frankfurt. Vol. 43. Núm. 10.2013. p. 993-1008.
- 12-Hirata, R. P.; Duarte, M. Efeito da posição relativa do joelho sobre a carga mecânica interna durante o agachamento. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. São Carlos. Vol. 11. Núm. 2. 2007. p. 121-125.
- 13-Jesus, G.; Marinho, I. Causas de lombalgia em grupos de pessoas sedentárias e praticantes de atividades físicas. *Revista Digital*. Buenos Aires. Ano 10. Núm. 92. 2006.
- 14-Kapandji, A.I. *Fisiologia Articular*. Guanabara Koogan. 2000. V. 2. p.74.
- 15-Kiesel, K.; Burton, L.; Cook, G. Mobility screening for the core. *Athletic Therapy Today*. Vol.9. Núm. 5. 2004. p.38-41.
- 16-List, R.; Gülay, T.; Stoop, M. et al. Kinematics of the Trunk and the Lower Extremities During Restricted and Unrestricted Squats. *Journal of Strength and Conditioning*

Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício

ISSN 1981-9900 *versão eletrônica*

Periódico do Instituto Brasileiro de Pesquisa e Ensino em Fisiologia do Exercício

www.ibpex.com.br / www.rbpfex.com.br

Research. Vol. 27. Núm. 6. 2013. p. 1529-1538.

17-McGill, S. M. Low Back Stability: from formal Description to issues for performance and rehabilitation. *Exerc Sport Sci.* Vol. 29. Núm. 1. 2001. p. 26-30.

18-Merode, S. A. Z. Forças internas na coluna vertebral durante a execução de exercícios resistidos. TCC. Universidade Federal do RS. Porto Alegre. 2010.

19-Pereira, G.; Leporace G.; Rodriguez M. I.; Praxedes J.; Chagas D.; Batista L. A. Estudo da atividade mioelétrica dos adutores de quadril e reto femoral durante o exercício agachamento livre. *Revista Bras. de Biomecânica.* 2007.

20-Polito, M. D.; Maranhão N. G. A.; Lira, V. A. Componentes da aptidão física e sua influência sobre a prevalência de lombalgia. *Revista Brasileira Ciência e Movimento.* Brasília. Vol. 11. Núm. 2. 2003. p. 35-40.

21-Prentice, W. E.; Voight, M.I. Técnicas em Reabilitação Musculoesquelética. Porto Alegre. Artmed. 2003.

22-Raske, A., Norlin, R. Injury Incidence and Prevalence among Elite Weight and Power Lifters. *The American Journal of Sports Medicine.* Vol. 30. Núm. 2. 2002. p. 248-256.

23-Räty, H.; Battie M.C.; Videman T.; Sarna S. Lumbar mobility in former elite male weight-lifters, soccer players, long- distance runners and shooters. *Clinical Biomechanics.* Bristol. Vol. 12. Núm. 5. 1997. p. 325-330.

24-Sant'Anna, P. C. F. Pico de força das articulações do membro inferior e ativação muscular da coluna dorso-lombar durante o manuseio de carga com estilo livre. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do RS. Porto Alegre. 2003.

25-Souza, C.O.; Jamacy J.A.F.; Medeiros, A.C.L.V.; Carvalho, A. H.C.; Pereira, R.C.; Guedes, D.T.; Alencar, J.F. Atividade eletromiográfica no agachamento a 40°, 60° e 90° posições de flexão do joelho. *Rev.Bras. Med. Esporte.* Vol. 13. Núm.5. 2007. p.310-316.

26-Thompson, F. Manual de cinesiologia estrutural. 14ª edição. Manole. 2002.

27-Toscano, J. J. O.; Egypto, E. P. A influência do sedentarismo na prevalência de lombalgia. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte.* Niterói. Vol. 7. Núm. 4. 2001. p.132-137.

28-Van Diëën, J. H.; Hoozemans, M. J. M.; Toussaint, H. M. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clinical Biomechanics.* Vol.14. Núm.10. 1999. p.685-396.

Recebido para publicação 25/11/2013

Aceito em 03/01/2014