



Cinética e Cinemática do Agachamento na Coluna Vertebral: Estudo de Revisão

Fernando Carvalheiro Reiser¹, William Cordeiro de Souza², Luis Paulo Gomes Mascarenhas²

1. Universidade de São Paulo (USP), São Paulo, Brasil.
2. Universidade do Contestado (UnC), Santa Catarina, Brasil

e-mail: professor_williamsouza@yahoo.com.br

Resumo — O exercício de agachamento impõe diferentes sobrecargas a coluna vertebral e atividade muscular do tronco. Desta forma, diversos estudos trazem mensurações de destes dados principalmente referidos a coluna lombar, local cotidianamente mais sobrecarregado. O objetivo deste trabalho foi realizar uma pesquisa descritiva exploratória e revisar artigos que analisaram sobrecarga articular na coluna vertebral e atividade muscular do tronco. A execução apropriada do agachamento é segura para reabilitação e treinamento de força, porém técnicas inapropriadas e excesso de carga podem causar problemas em tecidos moles como fratura de platô vertebral, prolapsos, extrusão e hérnias de disco. O conhecimento dos aspectos biomecânicos do agachamento como sobrecargas a coluna vertebral e atividade muscular do tronco, podem esclarecer na aplicação para fisioterapeutas, educadores físicos e médicos.

Palavras-chave: agachamento, biomecânica, coluna vertebral.

Abstract — The squat is a multi-joint exercise that overloads the spine and works with the trunk muscle activity. Thus, many papers measure that carries and they effects on the spine, specially the on lumbar spine that overload daily constantly. The aim of this paper was to do an exploratory descriptive research and review the papers that analyzed joint load and trunk muscle activity. The squat technique is applied to rehabilitation and strength training programs, but inappropriate squat techniques and overweight may lead to several issues, such as end-plate fracture, protrusion, extrusion and disc herniation. The biomechanics knowledge like spine joint load and trunk muscle activity are fundamental and clarifies the squat prescription for physical therapists, physical educators and physicians.

Keywords: squat, biomechanics, spine.



1. INTRODUÇÃO

A coluna vertebral é cotidianamente sobrecarregada em diversas tarefas diárias, e disfunções de coluna lombar são uma das principais causas de afastamento de indivíduos no trabalho^{1,2}. O levantamento de cargas em plano inferior impõe sobre a coluna vertebral diferentes magnitudes de sobrecarga, desta maneira, a estabilização do tronco durante estas tarefas é fundamental para manutenção da integridade de coluna vertebral^{1,2,3}.

Atividades esportivas envolvidas, em deslocamento constantes no plano sagital em alta intensidade, assim como a prática de treinamentos físicos vigorosos, também impõe uma série de sobrecarga nos segmentos corporais inclusive a coluna vertebral^{4,5}. Desta forma, a aquisição de resistência nos músculos da coluna vertebral, principalmente os envolvidos na parede abdominal, é fundamental para manutenção da coluna neutra. O ato de agachar, com barra ou no levantamento de cargas em plano inferior, demanda uma coordenação intermuscular de fundamental interesse para aspectos do treinamento e reabilitação de lesões^{6,7,8,9,10}. Contudo, sobrecargas de alta magnitude ou técnica inapropriada, podem levar a problemas em tecidos moles^{11,12}.

Capozzo et al.¹¹ foram os primeiros autores a abordarem que, pode existir uma relação linear entre o aumento de sobrecarga externa no agachamento posterior e aumento compressão axial nos corpos vertebrais. O aumento súbito de carga externa em atividades de agachamento sem prévia adaptação, pode estar relacionado com maior índice de degeneração dos discos vertebrais^{12,13}.

Devido a ampla prescrição do agachamento em ginásios de treinamento resistido com pesos, como também na reabilitação de lesões, é de interesse que uma revisão aborde evidências de sobrecarga articular e atividade muscular, técnicas de execução e posicionamento de segmentos corporais, que convirjam para a otimização de exercícios desta perspectiva na reabilitação e performance humana.

2. METODOLOGIA

A pesquisa foi realizada com base em dados do European Pubmed Central, Pubmed e Science Direct. A busca foi realizada entre os dias 10 e 30 de janeiro do ano de 2014, restringindo-se a artigos publicados no período de 1985 a 2013. Como critérios de seleção foram incluídos nesta

revisão artigos completos que contemplassem os seguintes critérios; sobrecarga articular, torque e atividade muscular na coluna vertebral. Com amostra de indivíduos saudáveis. Foram excluídos estudos que apresentaram análises com indivíduos lesionados, artigos que não analisaram aspectos biomecânicos da coluna vertebral, estudos qualitativos, estudos publicados fora do tempo determinado para busca (1985-2013), artigos publicados sob forma de editoriais, entrevistas e notas clínicas.

Os keywords empregados na busca foram: *squat spine load, weightlifting spine, squat spine, in vivo measurements of intradiscal pressure, and squat trunk electromyography e squat trunk activity*. Foram localizados 5311 artigos, depois de uma busca avançada, 602 artigos foram selecionados, cujo abstract foi lido. Na busca limitada a periódicos de biomecânica; 49 apresentaram potencialmente relevantes, onde a leitura completa foi realizada o que levou para a exclusão de mais 23 artigos. Evidências que partiam de perspectivas divergentes da proposta, cujo escopo não era os aspectos biomecânicos da coluna vertebral, foram descartadas, assim como artigos que analisaram somente o agachamento unilateral, e o agachamento somente com peso corporal. Desta forma 26 artigos foram analisados e contemplam esta revisão sistemática. A Figura 1 mostra detalhadamente o processo de seleção dos artigos.

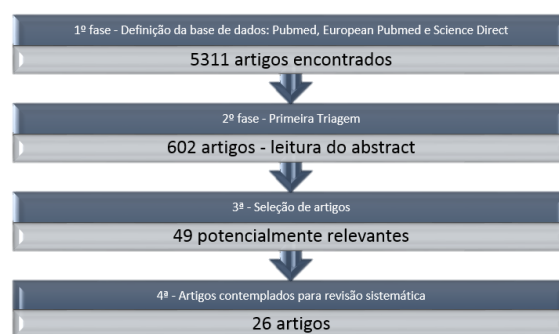


Figura 1. Sequência metodológica da seleção dos artigos analisados

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Posicionamento de carga

As execuções do agachamento posterior são referidas ao posicionamento da barra sobre os trapézios; o agachamento anterior, como posicionamento sobre os deltoides e o agachamento com peso corporal é o movimento sem sobrecarga externa⁷. O ato de agachar para



retirar cargas do solo, também ser considerado agachamento¹. Distâncias relativas são mencionadas como aberturas bitrocantéricas ou relativas entre a espinha íliaca ântero-superior (EIAS) e maléolo lateral (ML) e se referem à posição dos pés durante o exercício^{4,7}.

Forças de compressão e cisalhamento, e potencial de lesão na coluna vertebral

A coluna vertebral é sujeita a forças compressivas (axiais) e de cisalhamento (ântero-posteriores) durante o agachamento em qualquer condição. Movimentos em que a coluna é demasiadamente inclinada à frente do plano coronal estarão submetidos ao aumento de forças desta natureza^{1,3}.

Bazrgari et al.¹ analisaram duas condições de levantamento de cargas manuais partindo do solo. O ato de agachar, utilizando tríplex flexão; de quadril, joelhos e tornozelo, e o stoop (ato de agachar com joelhos estendidos, inclinando o tronco à frente), em segmentos de T12-S1 em 15 indivíduos saudáveis. Os voluntários realizaram os movimentos em condições sem carga e com carga externa de 180N. As forças de compressão e cisalhamento foram superiores nos últimos segmentos, como L5-S1 quando comparado a T12-L1. As forças compressivas em L5-S1 foram superiores no stoop (2355N), comparado ao agachamento (2159N). O acréscimo de carga (180N) aumentou a sobrecarga em ambas as condições, porém menores durante o agachamento (4023N) comparado ao stoop (4831N). As forças de cisalhamento também foram significativamente superiores no ato de stoop, quando comparado ao ato de agachar com tríplex flexão. Ao elevar uma carga externa de 180N do solo, o stoop gerou uma força 1635N de cisalhamento; comparado a 1416N do agachamento. Os autores conferiram ao agachamento em tríplex flexão de membros inferiores, mais adequado e seguro para o levantamento de cargas manuais do solo. Contudo, estudo de Barzagri et al.¹ analisou o ato de agachar e levantar retirando uma carga do solo com os braços.

Capozzo et al.¹¹ analisaram através de modelo matemático, a compressão axial exercida em L3-L4 no agachamento posterior com diferentes amplitudes de movimento. Quatro indivíduos executaram o agachamento posterior parcial (agachamento com aproximadamente 90° de flexão de joelho); e o agachamento posterior meio parcial (agachamento com aproximadamente 50° de flexão de joelho). A carga utilizada foi 80% a 160% vezes o peso

corporal. As forças compressivas calculadas pelos autores variaram aproximadamente 6 a 10 vezes o peso corporal (3100-7324N). Hartmann et al.¹⁴ evidenciaram, através das mensurações de Capozzo et al.¹¹ que, os valores de compressão discal no segmento de L3-L4, podem exceder em até 20 vezes o peso corporal, em indivíduos agachando com 126% a 141% vezes o peso corporal. Desta forma, a combinação de sobrecarga externa, com forças compressivas e de cisalhamento pode elevar a chance do prolapso discal¹².

A capacidade compressiva máxima do disco intervertebral foram mensurados por Adams et al.¹² em trinta e oito cadáveres até a ruptura. O limite do disco, alçado até a falha, foi de aproximadamente em 6700(±2700)N; estes números estão aproximados dos reportados pelo agachamento com carga externa¹¹. Contudo, forças de compressão axial, durante longo período de tempo, podem levar a adaptações na coluna vertebral. Conroy et al.¹⁵ evidenciaram em atletas de levantamento olímpico da elite júnior, maior capacidade de tolerância à compressão axial, aumento da densidade mineral óssea, assim como adaptações funcionais dos corpos vertebrais, quando comparado a indivíduos do grupo controle.

Nachmson² evidenciou a compressão discal em diversas situações, com uso do transdutor de força acoplado a coluna. Na análise do levantamento de uma carga de 20kg, partindo da posição agachada, foi evidenciada em L4-L5 uma compressão discal de 1.74MPa. A aproximadamente 2.5MPa ocorre aumento na síntese de proteoglicana, contudo é evidenciado redução a partir de 7.5MPa¹⁶.

Os resultados demonstram que o aumento de sobrecarga, eleva as forças compressivas e cisalhamento na coluna vertebral durante o agachamento. Contudo, existe um limiar ótimo de tolerância e adaptação dos tecidos quando submetidos a um longo período de treinamento. Desta forma, apesar de adaptações mecânicas ocorrem: as sobrecargas inadequadas, excesso de flexão na coluna vertebral, fadiga, podem culminar em lesões no complexo da coluna vertebral, como hérnia de disco e fratura de platô vertebral¹⁷.

Torque em diferentes tipos de agachamento sobre a coluna lombar

Swinton et al.⁴ analisaram a cinemática e cinética do agachamento powerlifting (AP), tradicional (AT), e o agachamento com limitante sentado - box squat (ABS) em doze powerlifters,



utilizando 30, 50 e 70% de RM da carga máxima. O ângulo de flexão do tronco foi similar no AT ($33,5 \pm 4,6^\circ$) e AP ($33,1 \pm 4,5^\circ$) e estes dados foram estatisticamente maiores quando comparado ao ABS ($26,9 \pm 3,8^\circ$). O maior torque exercido foi com 70% de RM no AT ($354,6 \pm 49\text{Nm}$) seguido de AP ($308,6 \pm 39\text{Nm}$) e ABS ($279,6 \pm 35\text{Nm}$). Contudo dados superiores durante o AT foram constatados devido à técnica de execução dos levantadores, sobretudo na flexão de membros inferiores e distância relativa entre EIAS e ML. Os indivíduos projetaram o centro de massa anteriormente na execução do AP e AT, e posteriormente no ABS, o que pode ter sido fator que diminuiu a flexão de tronco deste em comparação ao AP e AT. A menor flexão da coluna vertebral, sobretudo lombar pode implicar numa diminuição da sobrecarga imposta a mesma^{1,2,3}. Além disso, no agachamento em amplitudes totais são necessárias estratégias de pelve e mobilidade satisfatória de quadril para execução do agachamento total⁸.

McKean et al.¹⁴ evidenciam os segmentos da coluna lombar e sacral durante o agachamento posterior em trinta indivíduos; em distâncias paralelas relativas entre ML e EIAS (bitrocantéricas) e o dobro acima deste valor; utilizando com carga externa e carga corporal. Mulheres tendem a modificar seus ângulos iniciais durante distâncias menores, porém sem alteração significativa, enquanto homens modificam em distâncias maiores, contudo distâncias maiores (relativas entre ML e EIAS) reduzem a flexão de coluna lombar e sacro, em ambos os gêneros. A coluna lombar tende a uma pequena cifose durante o agachamento posterior total com carga 50% superior ao peso corporal comparado a execução sem carga externa; principalmente quando é realizado na amplitude total (aproximadamente 130° de flexão do joelho). Mulheres conseguem maior estabilização dinâmica em amplitudes totais, quando comparados a homens. Contudo, toleram menos sobrecarga articular na coluna vertebral¹⁹.

O agachamento restrito é uma medida utilizada a fim de, evitar que o joelho ultrapasse o limite distal dos dedos do pé, na tentativa de diminuir a sobrecarga articular no joelho. As evidências empregam o uso do agachamento posterior na análise das duas formas de agachamento restrito e irrestrito. Porém, ao realizar o agachamento restringindo o movimento natural do joelho, principalmente em grandes amplitudes e carga elevada, uma inclinação à frente do tronco é necessária para manutenção do equilíbrio. Nesta compensação agachamento

restrito anterioriza significativamente o centro de massa da coluna vertebral, quando comparado ao agachamento irrestrito. Portanto é necessário, alguma anteriorização do joelho sobre o limite distal dos dedos do pé, a fim de evitar maiores sobrecargas na coluna vertebral^{20,21}.

Atividade muscular no agachamento

Gullet et al.⁷ evidenciam a participação de eretores da coluna, durante no agachamento com posicionamento da barra anterior e posterior em 15 indivíduos treinados. A atividade muscular de eretores da coluna foi superior na fase ascendente comparado a descendente. O posicionamento da barra anteriormente foi superior à condição posterior, porém sem significância estatística.

O agachamento anterior durante deslocamento vertical da barra aparentemente impõe menor sobrecarga à coluna vertebral comparado ao agachamento posterior; possivelmente em virtude de uma menor inclinação da coluna vertebral, o que é determinante na magnitude de compressões e cisalhamentos no disco intervertebral¹. Desta forma esta modificação de posicionamento da barra é eficiente assim como agachamento posterior⁷. Devendo ser uma estratégia interessante no treinamento de força e reabilitação de lesões para indivíduos intolerantes a magnitudes abruptas de sobrecarga na coluna vertebral.

Capozzo et al.¹¹ avaliaram a solicitação de eretores da coluna no agachamento posterior meio parcial, e parcial em 30% a 50% a contração isométrica máxima. Conforme o tronco é inclinado à frente, à solicitação de músculos dos membros inferiores diminui; enquanto os músculos eretores da coluna aumenta, contudo a sobrecarga articular imposta na coluna lombar aumenta o que necessita de uma maior resistência e fortalecimento dos músculos do tronco.

Vakos et al.²² analisaram a atividade muscular de quatro músculos do tronco em dezessete indivíduos saudáveis, em duas diferentes posturas da coluna lombar. Foram mensuradas a atividade dos músculos do tronco; como eretores da coluna, latíssimo do dorso, reto do abdome e oblíquo externo do abdome. A atividade muscular dos eretores da coluna decresceu na fase final quando comparada a fase inicial, a postura em lordose favoreceu a sua atividade nos estágios iniciais do movimento. Os músculos; latíssimo do dorso, reto do abdome e oblíquo externo do abdome, obtiveram valores semelhantes em todas as condições.

A intensidade da atividade muscular de eretores da coluna fornece subsídios para



aumento de resistência dos músculos do tronco ao agachamento, componente essencial para atividades cotidianas assim como treinamento e reabilitação de lesões.

Utilização de cinto de força durante o agachamento

Zink et al.²³ evidenciaram em 14 indivíduos treinados, a condição de agachamento sem e com cinto força. O cinto não modificou a atividade muscular de músculos de membros inferiores, e eretores da coluna, contudo é notável o aumento de velocidade durante as fases do agachamento comparado a condição sem cinto abdominal, sendo uma possibilidade para treinamentos visando maior produção de trabalho e potência.

O aumento da pressão intra-abdominal (PIA) está intimamente associado à utilização do cinto de força. McGill et al.²⁴ evidenciaram em seis indivíduos; durante o levantando cargas de 72,7kg a 90,2kg. Aumento da PIA de 99mmHg (sem cinto de força - SCF) para 120mmHg (com cinto de força - CCF). Porém isso é devido também à utilização da técnica de apneia empregada na condição CCF, caso que não foi utilizado durante o levantamento na condição SSF. A atividade muscular de eretores da coluna foi menor na condição CCF, divergindo de Zink et al.²³ sugerindo possível diminuição da sobrecarga na coluna lombar. A utilização do cinto de força durante o agachamento deve ser empregada com cautela; atletas em levantamentos de peso com cargas elevadas podem se beneficiar do seu uso para performance²³. Contudo, não deve ser uma medida utilizada em carga exíguas, ou para indivíduos buscando qualidade de vida.

Atividade muscular no agachamento livre e Smith

Schwanbeck et al.²⁵ compararam o agachamento posterior em seis indivíduos treinados; duas condições, livre e na máquina Smith. Utilizando 8 RM na normatização de carga. Não foram observadas diferenças de atividade muscular de eretores da coluna e reto do abdome entre as duas condições. Corroborando com este dado, Anderson e Behm⁶ analisaram a participação de eretores da coluna lombar (ECL), lombo-sacral (ECLS), e estabilizadores do abdome (EA), em 14 indivíduos treinados. O agachamento Smith produziu valores menores na atividade destes músculos quando comparado ao livre, porém sem significância estatística. Contudo agachamento livre exige maior estabilidade de membros

inferiores e do tronco nos três planos de movimento, o que podem ocasionar a estímulos diferentes entre as condições.

Agachamento e instabilidade

Anderson e Behm⁶ analisam a participação de ECL, ECLS, e EA, durante condições de instabilidade no disco proprioceptivo e estabilidade no agachamento paralelo isométrico em 14 indivíduos treinados. A maior atividade muscular de ECL e ECLS fora significativamente observada durante a instabilidade. Os músculos EA não tiveram mudanças nas condições avaliadas. Contudo McBride et al.⁹ constataram o agachamento em base estável e instável na atividade de eretores da coluna (L1), em dez homens entusiastas do treinamento resistido com pesos. A condição de estabilidade obteve atividade muscular semelhante à instabilidade, a carga absoluta levantada foi significativamente menor na condição instável. Saeterbakken et al.²⁶ evidenciaram em 15 indivíduos treinados; quatro condições para a execução do agachamento posterior. Das condições analisadas, três utilizaram equipamentos para aumentar a instabilidade no exercício. Os equipamentos utilizados foram o bosu (meia-bola suíça), powerboard (plataforma acoplada a uma metade de cone) e o balance cone (plataforma circular acoplada a meia esfera). A última condição foi realizada em estabilidade sobre piso sólido. A atividade muscular de eretores da coluna, reto abdominal e oblíquo externo não tiveram nenhuma alteração significativa entre as condições.

Nuzzo et al.¹⁰ analisaram a atividade muscular de multifido (L5) e longuíssimo (L1) em nove indivíduos treinados. As condições avaliadas foram em estabilidade com 50,70 e 90% de RM do agachamento; comparado a exercícios com instabilidade prescritos comumente para fortalecimento de tronco. As menores cargas durante o agachamento alcançaram atividade muscular superior a todas as condições de instabilidade estudadas.

A utilização de aparatos instáveis para performance do agachamento aparentemente repercute na atividade muscular de estabilizadores do tronco, principalmente eretores da coluna, não obtendo resultados diferentes para os membros inferiores^{6,9}. Contudo algumas precauções devem ser requeridas, especialmente o nível de perturbação do aparato no treinamento relacionado à propriocepção ou reabilitação de lesões na utilização destes equipamentos⁹.



4. CONCLUSÃO

A coluna vertebral está sujeita a forças compressivas e de cisalhamento durante o agachamento, principalmente com acréscimo de carga, a manutenção da técnica e o nível de aptidão devem ser constantemente monitorados tanto em indivíduos saudáveis como em reabilitação. A magnitude de forças de cisalhamento e compressão são maiores conforme inclinação do tronco aumenta, principalmente quando comparados o agachamento ao stoop.

O posicionamento da carga anteriormente aparenta promover menor sobrecarga a coluna vertebral, principalmente à coluna lombar quando comparado ao agachamento posterior, em parte devido a menor inclinação do tronco à frente do plano frontal. A intensidade da atividade muscular de eretores da coluna fornece subsídios para aumento de resistência dos músculos do tronco ao agachamento, componente essencial para atividades cotidianas assim como treinamento e reabilitação de lesões. As condições de instabilidade parecem promover atividade muscular similar ou maior de eretores da coluna. Contudo o agachamento posterior em base estável eleva consideravelmente a atividade muscular dos eretores da coluna, dando subsídios para o aumento de resistência (endurance), para treinamento e reabilitação de lesões na performance esportiva e atividades cotidianas.

O conhecimento dos aspectos biomecânicos do agachamento na coluna vertebral são fundamentais para otimização do exercício no treinamento e reabilitação de lesões.

REFERÊNCIAS

1. Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Arjmand N. Analysis of squat and stoop dynamic liftings: muscle forces and internal spinal loads. *Eur Spine J*, 2007; 16(5), 687-699.
2. Nachemson AL. Disc pressure measurements. *Spine*, 1981, 6(1), 93-97.
3. Straker L. Evidence to support using squat, semi-squat and stoop techniques to lift low-lying objects. *Inter J Ind Ergo*, 2003, 31(3), 149-160.
4. Swinton PA, Lloyd R, Keogh JW, Agouris I, Stewart AD. A biomechanical comparison of the traditional squat, powerlifting squat, and box squat. *J Streng Cond Res*. 2012; 26(7), 1805-1816.
5. Johnson AW, Weiss CB Jr, Stento K, Wheeler DL. Stress fractures of the sacrum. An atypical cause of low back pain in the female athlete. *Am J Sports Med*. 2001;29:498-508.
6. Anderson K, Behm DG. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Can J App Physi*, 2005; 30(1), 33-45.
7. Gullett JC, Tillman MD, Gutierrez GM, Chow JW. A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. *J Streng Cond Res*, 2009; 23(1), 284-292.
8. Lamontagne M, Kennedy MJ, Beulé PE. The effect of cam FAI on hip and pelvic motion during maximum squat. *Clinical orthopaedics and related research*, 2009. 467(3), 645-650.
9. McBride JM, Larkin TR, Dayne AM, Haines TL, Kirby TJ. Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. *Inter J Sport physi perform*, 2010; 5(2), 177.
10. Nuzzo JL, McCaulley GO, Cormie P, Cavill MJ, McBride JM. Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *J Streng Cond Res*, 2008; 22(1), 95-102.
11. Cappozzo A, Felici F, Figura F, Gazzani F. Lumbar spine loading during half-squat exercises. *Med Sci Sports Exerc*.1985;17:613-20.
12. Adams MA, Freeman BJ, Morrison HP, Nelson IW, Dolan P. Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration. *Spine*, 2000; 25(13), 1625-1636.
13. Kuo CS, Huo HT, Huang. Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint and intradiscal pressure – a finite element study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010; 11:1-13
14. Hartmann H, Wirth K, Klusemann M, Dalic J, Matuschek C, Schmidbleicher D. Influence of squatting depth on jumping performance. *J Streng Cond Res*. 2012; 26:3243-61.
15. Conroy BP, Kraemer WJ, Maresh CM, Fleck SJ, Stone MH, Fry AC, Dalsky GP. Bone mineral density in elite junior Olympic weightlifters. *Med Sci Sports Exerc*.1993;25:1103-1109.
16. Ishihara H, McNally, DS, Urban JP, Hall, AC. Effects of hydrostatic pressure on matrix synthesis in different regions of the intervertebral disk. *J of Appl Physio*. 1996;80(3), 839-846.



17. Potvin JR, Norman RW, McGill SM. Reduction in anterior shear forces on the L4-L5 disc by the lumbar musculature. *Clinic Biomecha*, 1991; 6(2), 88-96.
18. McKean MR, Dunn PK, Burkett BJ. The lumbar and sacrum movement pattern during the back squat exercise. *J Streng Cond Res*, 2010; 24(10), 2731-2741.
19. Christiansen, BA, Kopperdahl DL, Kiel DP, Keaveny, TM, Bouxsein ML. Mechanical contributions of the cortical and trabecular compartments contribute to differences in age-related changes in vertebral body strength in men and women assessed by QCT-based finite element analysis. *J Bone Min Res*, 2011; 26(5), 974-983.
20. List R, Gülay T, Stoop M, Lorenzetti S. Kinematics of the trunk and the lower extremities during restricted and unrestricted squats. *J Streng Cond Res*, 2013; 27(6), 1529-1538.
21. Lorenzetti S, Gülay T, Stoop M, List R, Gerber H, Schellenberg F, Stüssi, E. Comparison of the angles and corresponding moments in the knee and hip during restricted and unrestricted squats. *J Streng Cond Res*, 2012; 26(10), 2829-2836.
22. Vakos JP, Nitz AJ, Threlkeld AJ, Shapiro R, Horn T. Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift . Effect of varying the lumbar posture. *Spine*, 1994; 19:687-695.
23. Zink AJ, Whiting WC, Vincent WJ, McLaine AJ. The effects of a weight belt on trunk and leg muscle activity and joint kinematics during the squat exercise. *J Streng Cond Res* 2001; 15(2), 235-240.
24. McGill SM, Norman RW, Sharratt MT. The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics*, 1990, 33(2), 147-160.
25. Schwanbeck S, Chilibeck PD, Binsted G. A comparison of free weight squat to Smith machine squat using electromyography. *J Streng Cond Res*, 2009; 23(9), 2588-259.
26. Saeterbakken AH, Fimland MS. Muscle Force Output and Electromyographic Activity in Squats With Various Unstable Surfaces. *J Streng Cond Res*, 2013; 27(1), 130-136.