

ASPECTOS BIOMECÂNICOS DO AGACHAMENTO EM MEMBROS INFERIORES

Fernando Carvalheiro Reiser¹

William Cordeiro de Souza²

Luis Paulo Gomes Mascarenhas³

Marcos Tadeu Grzelczak³

RESUMO

O exercício de agachamento é usado em diversos programas de reabilitação e treinamento de força, em função deste movimento estar associado a atividades esportivas como corridas e saltos, assim como a atividades cotidianas. Desta forma, diversos estudos trazem mensurações de sobrecarga articular e torque em membros inferiores. Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi revisar artigos publicados entre o ano de 1971 e 2013, que analisaram sobrecarga articular e torque muscular no agachamento. Através desses estudos foi possível verificar que as recomendações foram semelhantes na maioria dos trabalhos, que 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 osteoartrites. Onde, o conhecimento dos aspectos biomecânicos do agachamento sobre torque e sobrecarga, podem ser esclarecedores na aplicação e prescrição para fisioterapeutas, educadores físicos e médicos.

Palavras-chave: Biomecânica, Agachamento, Membros Inferiores.

¹ Educador Físico. Universidade do Vale do Itajaí – Univali - freiser@univali.br

² Educador Físico. Universidade do Contestado – UnC

³ Programa de Mestrado em Desenvolvimento Regional - Universidade do Contestado – UnC

ABSTRACT

The squat exercise is widely used to many rehabilitation and strength programs, due his functional movement in sports performance such as running and jumping and daily activities. Therefore several articles measure the load in joints of lower extremity in many conditions. The aim of this papper was to review a series of articles published between the year of 1971 to 2013, that analyse joint load in the squat exercise was measured and discussed. In this manner, several pappers agree that the squat recommendations, with properly execution will be a safe and well prescribed exercise in rehabilitation and strength programs; however poor technique, and excess of load, may cause several problems in soft tissues on individuals such as osteoarthritis. Understanding the biomechanics of the squat such as joint load will clarify some of applications for physiotherapists, physical educator and clinicians.

Keywords: Biomechanics, Squat, Lower Extremity.

INTRODUÇÃO

O exercício de agachamento é objeto de análises de sobrecarga e torque principalmente em membros inferiores, em função principalmente de este movimento estar presente em diversas modalidades esportivas como corrida e saltos (1,2,3,4). Além de diariamente estarmos envolvidos com o levantamento de cargas inferiores, o que demanda em atividade neuromecânica destes membros (5,6).

O exercício é realizado em cadeia cinética fechada (CCF) e as suas implicações nas reabilitações de lesões como ligamento cruzado anterior (LCA) são satisfatórias (1,2,3,4,7,8,9); isso se deve sobretudo a menor translação anterior da tíbia (TAT) quando comparado à cadeia cinética aberta (4,10,11). Além dos aspectos reabilitativos do exercício, o treinamento desportivo também o utiliza para objetivos de hipertrofia e fortalecimento de membros inferiores, como também em competições de levantamento de peso olímpico e *powerlifting* (1). Porém, há uma grande diversidade de execuções e variações técnicas disponíveis, que modificam a geração de torque exercida nesta atividade o que altera, em consequente mesmo a sobrecarga articular no exercício (1,2,3,4,5,6).

Considerando a aplicabilidade satisfatória do exercício, o objetivo deste trabalho é revisar diversos artigos que analisaram sobrecarga articular e torque nestas durante a execução do agachamento.

METODOLOGIA

A pesquisa foi realizada com base em dados do Pubmed eScienceDirect, dos quais 34 *papper*semplacados na revisão, publicados até dezembro de 2013. Os *keyword*sempregadosnabuscaforam: *squat biomechanics, knee ankle dynamics, joint load, medial knee displacement, acl rehabilitation, pcl, patellofemoral, tibiofemoral translation, compressive forces*.Evidências que partiam de perspectivas divergentes da proposta, cujo escopo não era os aspectos biomecânicos, foram descartadas.

REFERENCIAL TEÓRICO

Complexo do tornozelo e joelho

Os dorsiflexores e plantiflexores que agem na articulação talocrural serão ativados numa estabilização dinâmica no movimento do agachamento (5). A presença desta co-ativação é fundamental para a manutenção da integridade de todo o complexo de MMII; disfunções como instabilidade crônica de tornozelo (ICT) apresentam menor atividade de glúteo máximo (13), um dos principais extensores do quadril durante o agachamento (1,14). O valgo dinâmico com rotação interna da tibia aumenta a probabilidade de lesões em LCA e disfunções patelo-femorais (2,4,15,16). O deslocamento medial da patela (DMP) está sensivelmente associado à debilidade de músculos como o gastrocnêmico medial, que é um importante estabilizador no valgo dinâmico do joelho, agindo também na limitação da translação posterior da tibia (17).

Bell *et al.* (17) evidenciam uma diferença de 17% na força muscular de plantiflexores em relação a indivíduos com algum DMP comparados com sujeitos saudáveis. A força muscular reduzida alterou a ADM, diminuindo-a em aproximadamente 20% na dorsiflexão durante o agachamento. A inabilidade de realizar o movimento com ADM reduzida aumenta o valgo dinâmico em 18%, medializando o centro de massa (18), aumentando o risco de condromaláciapatelofemoral (1,18). O segmento do tríceps sural aumenta a atividade muscular conforme o joelho é fletido; os gastrocnêmios possuem níveis moderados de atividade conforme reportado por Escamilla *et al.* (4). Essa correlação pode ser feita através de maiores picos de torque (3,4,12,16,19). Conforme a flexão é acentuada, o pico da atividade de gastrocnêmios ocorre aproximadamente a 95 ± 6 graus. O músculo sóleo tem atividade superior em comparação aos gastrocnêmios, possivelmente por ser um plantiflexoruniarticular (5,20).

O tibial anterior e o gastrocnêmico exercem uma co-contração, que é evidenciada na meia-fase excêntrica, visto que a atividade do tibial anterior é superior à do gastrocnêmio em parte por causa de menor torque da articulação do tornozelo (12). O momento exercido na articulação do tornozelo é consideravelmente inferior ao do joelho e do quadril (2,4,12,21). Bryanton *et al.* (21) constataram que a articulação do tornozelo tem uma ADM de 25° de dorsiflexão e aproximadamente 90° de flexão de joelho e quadril. Porém para execução do agachamento total em atividades diárias é necessária uma ADM de $38,5 \pm 6^\circ$ de dorsiflexão para a integridade do movimento a $153 \pm 10,4^\circ$ de flexão de joelho (22). No agachamento posterior, contudo, Swinton *et al.* (19) constatou valores de $121,1 \pm 3,4$ de flexão de joelho e $37,2 \pm 3,9$ em dorsiflexão. Cada complexo do membro inferior depende das suas articulações adjacentes e subjacentes.

Forças translacionais atuantes no complexo do joelho

A contenção da tíbia durante as translações sobrecarrega respectivamente os ligamentos cruzado anterior (LCA), que restringe até 86% das forças anteriores, e o ligamento cruzado posterior (LCP), que restringe até 95% na direção posterior da tíbia (23). No decurso do agachamento são evidenciadas magnitudes de translação posterior da tíbia (TPT) superiores a anterior; desta forma o LCP é sujeito à parte desta sobrecarga. São necessários 4000N para ruptura desta estrutura (18), mas não há até o momento relato de agachamento realizado com esta magnitude (1,2,3,4,5,10,24,25). Toutoungiet *al.* (5) reportou os dados mais altos de translação posterior da tíbia na fase ascendente 2704(\pm 805)N, e na fase descendente 2432(\pm 819)N nestas circunstâncias, utilizando somente carga corporal com calcanhar no solo. Dahkivistet *al.* (24) evidenciou em circunstâncias similares 2652(\pm 290)N, resultado superior ao de Escamilla *et. al.* (1,4), 2212(\pm 801)N e 1868(\pm 878)N. Porém, com relação à sobrecarga no LCP, foi utilizado agachamento posterior com barra e carga normatizada. Estes valores aparentemente confluentes corroboram com a impossibilidade de lesão de LCP em indivíduos saudáveis.

As TAT têm magnitudes menores, que ocorrem principalmente na fase inicial do movimento descendente. Toutoungiet *al.* (5) encontraram 26N e 28N respectivamente na fase descendente e ascendente. O maior pico de translação anterior ocorre durante os ângulos iniciais do agachamento; mesmo em condições do tornozelo em dorsiflexão os valores são relativamente baixos (5,25,26). Esse valor é aproximadamente 1,5% da capacidade máxima do LCA de acordo com Woo *et al.* (27). A falha do LCA ocorre em 2160(157)N, sem causar, porém lesão nesta estrutura. A pouca magnitude desta TAT, torna o agachamento seguro para reabilitação de LCA, principalmente quando comparado a exercícios em CCA (1,2,3,4,5,6,9,25,26,28). O músculo quadríceps é antagonista do LCA durante a flexão do joelho no agachamento, porém a co-contração moderada dos isquiotibiais auxiliam na TAT, produzindo uma força posterior durante a flexão do joelho, desta forma o LCP é o principal agente limitador da TPT (1,2,3,4,5,6,9,25,26,28).

As forças translacionais antêro-posteriores não parecem ser significativamente influenciadas pelo posicionamento dos pés na condição paralela, ou orientados lateralmente, assim como a distância bitrocantérica, com ambos os pés paralelos ou afastados (1), a posição do tornozelo em plantiflexão, com calcanhares elevados, ou agachamento unilateral, demonstraram ligeira redução em LCP e aumento em LCA, porém sem significância (5). No tornozelo em dorsiflexão, foram observados aumento de valgo dinâmico e DMP na articulação do joelho (20). O posicionamento da barra, no agachamento anterior (deltoide) ou posterior (trapézio) não produz mudanças significativas na TPT (10).

Compressão patelofemoral

Forças atuantes na articulação patelofemoral (PF) são resultantes da compressão da patela pela área de contato com o fêmur. Suas áreas revestidas por cartilagem aproximam-se produzindo tensão friccional (7). Elevadas magnitudes de compressão PF, ou excesso de repetição do mecanismo, podem contribuir para degeneração da cartilagem, o que pode provocar patologias articulares como osteoartrites, condromálacia PF, osteocondrite dissecante (1,3).

Quando a articulação do joelho, durante o agachamento, alça grandes níveis de flexão, o contato entre essas estruturas aumenta a compressão patelofemoral (1,3,11,23,24,27,29). O maior pico de compressão ocorre aproximadamente a 82-85° de flexão do joelho. A partir desse momento a compressão advém de um platô e logo após uma diminuição entre 85-90°, onde a compressão é menor, em parte pelo aumento da área de contato entre o fêmur e a patela, o que reduz os valores compressivos (1,3). A magnitude de compressão PF entre 50-80° é superior a 0-50°, o que torna esta condição mais segura, para indivíduos com patologias PF (1,3). A utilização do agachamento em grandes amplitudes de movimento como o agachamento total (14), para atletas e indivíduos com joelhos íntegros, parece não produzir problemas significativos (2). De acordo com *Walace et al.* (30) na comparação de agachamento com peso corporal e com adição de carga, verifica-se maior compressão PF nos ângulos 75-90° da fase concêntrica, corroborando com resultados de *Escamilla et al.* (1,3). Nesse contexto, somente cargas excessivas comprometeram a integridade do movimento. A compressão PF parece não ser afetada pelo posicionamento dos pés, na condição paralela, ou orientados lateralmente, porém distâncias bitrocantéricas maiores que a largura do ombro produziu aumento de 15% na compressão PF (1). O posicionamento da barra demonstra modificação na compressão PF. O agachamento anterior tem compressão PF menor que o agachamento posterior (10), contudo não há estudos que demonstram a capacidade máxima de compressão PF suportada pelo tecido até a falha (2).

Compressão tibiofemoral e estabilidade do joelho

A força de compressão tibiofemoral (TF) e do tendão do quadríceps (TQ) a ângulos de 60° a 130° de flexão de joelho são semelhantes. O maior pico de compressão TF é de aproximadamente 8000N a 130°, reduzindo a 31,25% (5500N) a 60°, e 52% (3500N) a 30° de flexão durante a compressão TF. O TQ é submetido a uma sobrecarga de 6000N a 130°, diminuindo em 67% deste valor a 30°. Forças de alta magnitude são impostas a ambas estruturas, porém estes dados são com cargas de aproximadamente 2,5 o peso corporal (5). Desta forma, atletas ou pacientes

em reabilitação dificilmente estariam a condições similares, uma vez que a carga utilizada por estes não tem uma grande magnitude (1). O tendão patelar (TP) é sujeito a uma força 25% inferior que o TQ na máxima flexão (130°). Porém sua falha, assim como TQ é estimada sobre 170-250% o peso corporal (31), o que não condiz com grande parte de atletas ou indivíduos em reabilitação.

No decurso do agachamento; a flexão excêntrica envolve uma rotação interna da tibia e externa do fêmur; na extensão concêntrica, rotação externa da tibia e interna do fêmur, esse mecanismo assegura a integridade do joelho. Os ligamentos colaterais e parcialmente os ligamentos cruzados atuam na estabilização mediolateral do joelho (2,32). Meyerset *al.* (32) recrutaram sessenta e nove voluntários para realizar o agachamento parcial e total durante 10 semanas de experimento. Todos os grupos tiveram diminuição da flexibilidade de ligamento colateral lateral, porém nenhuma constatação de diminuição de flexibilidade e instabilidade mediolateral do joelho foi evidenciada. As ações musculares em conjunto provêm estabilização dinâmica do complexo do joelho em parte pelo compartimento medial dos isquiotibiais, gastrocnêmio medial, e vasto medial.

Complexo do quadril

O agachamento posterior restrito se define limitando anteriormente o joelho sobre os dedos do pé na tentativa de reduzir a sobrecarga PF. Fryet *al.* (33) utilizaram a condição restrita (CR) e irrestrita (CI) do agachamento paralelo, sobre sete levantadores de peso recreacionais. Os resultados do torque do joelho foram maiores na CI 150,1(±50,8)Nm comparado a 28,2(±65,0)Nm na CR. Porém o torque do quadril na CR foi de 302,7(±71,2)Nm resultado 2,58 vezes superior ao CI (117,3±34,2Nm), demonstrando maior sobrecarga sobre o quadril. Swintonet *al.* (19), evidenciam o agachamento em três condições, agachamento *powerlifting*(AP), tradicional (AT), e *boxsquat*(ABS)(agachamento com caixa limitante), em doze *powerlifters*; com 30,50 e 70% da carga máxima de RM, o AT foi realizado com menor distância bitrocantérica, já o AP e ABS foram realizados com distâncias maiores. Há 70% de RM o AT obteve torques de joelho e tornozelo maiores (201±39Nm e 104±20Nm); comparado ao AP (192±36Nm e 78±10Nm). Contudo o AP obteve maior o torque do quadril (281±32Nm) em comparação a AT (256±35Nm). Esses valores podem ser referidos pela maior à distância bitrocantérica, utilizada entre os levantadores. O ABS teve menor momento de quadril, comparado as outras duas condições (230±37Nm), porém teve maior momento de joelho (229±39Nm). Neste caso a distância bitrocantérica adotada pelos levantadores do estudo de Swintonet *al.* (19) podem ter divergido de Fryet *al.* (33). Este utilizou para tanto CR e CI, a mesma distância bitrocantérica, a amostra deste consistiu em levantadores de peso recreacionais. Porém a restrição do agachamento conforme Fryet *al.* (33) não parece ser uma estratégia segura, em virtude do aumento abrupto de torque sobre o quadril em distâncias bitrocantéricas paralelas a biacromial. A indicação que garante

maior integridade do agachamento dessa forma é utilizar distâncias bitrocantéricas maiores que a largura do ombro.

Flanagan *et al.* (34) investigaram duas condições de agachamento livre em vinte e dois idosos. O agachamento realizado com no ato de levantar e sentar numa cadeira (ACC) e o agachamento com peso corporal (APC). Os autores constaram que o ACC exige maior flexão de quadril, enquanto o APC exige maior flexão de joelho. Desta forma enquanto o ACC promove maior atividade muscular de extensores do quadril; o APC maior atividade de extensores de joelho. Os torques exercidos entre as manifestações do agachamento diferenciam conforme a execução é circunstanciada, implicando em maiores especificações para a prescrição e reabilitação de exercícios.

CONCLUSÃO

Instabilidades articulares de tornozelo desencadeiam uma reação em todo complexo do membro inferior; as presenças de deslocamentos mediais da patela tendem a desarranjar a articulação do joelho levando a possíveis disfunções.

A CCF permite aos músculos isquiotibiais conterem a translação anterior da tibia, diminuindo a níveis exíguos a possibilidade de lesão em LCA. A maior sobrecarga é sobre LCP, porém a magnitude demonstrada na literatura não é suficiente para comprometê-lo em indivíduos saudáveis. O maior pico de compressão PF durante o agachamento ocorre nos ângulos de 80-85°, limite que pode não ser tolerável a indivíduos em estágios iniciais de reabilitação. É observado um platô conforme a flexão de joelho aumenta; e seguida duma diminuição da compressão PF em virtude da maior área de contato entre as superfícies articulares da patela e do fêmur.

Distâncias bitrocantéricas superiores a largura dos ombros parecem ser mais seguras em relação a menores, por garantirem maior integridade a membros inferiores. O agachamento anterior tem menor sobrecarga articular sobre o joelho quando comparado ao posterior.

O agachamento é associado a diversas habilidades esportivas e cotidianas, suas implicações estão ligadas ao treinamento de força e reabilitação de lesões. A compreensão de seus aspectos biomecânicos é fundamental, devendo ser privilegiados para melhor aquisição de aptidão física.

REFERÊNCIAS

1. Escamilla, RF. Fleisig, GS. Zheng, N. Lander, JE. Barrentine, SW. Andrews, JR. et, al. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *MedSci Sports Exerc*, 2001; 33(9), 1552-1566.
2. Escamilla, RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2001; 33(1), 127-141.
3. Escamilla, RF. Fleisig, GS. Lowry, TM. Barrentine, SW. Andrews, JR. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Med Sci Sports Exerc*, 2001; 33(6), 984-998.
4. Escamilla, RF. Fleisig, GS. Zheng, N. Barrentine, SW. Wilk, KE. Andrews, JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc*, 1998; 30(4), 556-569.
5. Toutoungi, DE. Lu, TW. Leardini, A. Catani, F. O'Connor, JJ. Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clinic Biomecha*, 2000; 15(3), 176-187.
6. Nisell, R. Ekholm, J. Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. *Scand J Sports Sci*. 1986; 8: 63–70,
7. Henning, CE. Lynch, MA. Glick, KR. An in vivo strain gage study of elongation of the anterior cruciate ligament. *Amer. J Sports Med*. 1985; 13(1), 22-26.
8. McBride, JM. Skinner, JW. Schafer, PC. Haines, TL. & Kirby, TJ. Comparison of kinetic variables and muscle activity during a squat vs. a box squat. *J Streng Condit Res*. 2010; 24(12), 3195-3199.
9. Shelbourne, KD. Nitz, P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Amer J Sports Med*. 1990; 18(3), 292-299.

10. Gullett, JC. Tillman, MD. Gutierrez, GM. Chow, JW. A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. *J Streng Condit Res*, 2009; 23(1), 284-292.
11. Wilk, KE. Escamilla, RF. Fleisig, GS. Barrentine, SW. Andrews, JR. Boyd, ML. A Comparison of Tibiofemoral Joint Forces and Electromyographic Activit During Open and Closed Kinetic Chain Exercises. *Amer J Sports Med*, 1996; 24(4), 518-527.
12. Dionisio, VC. Almeida, GL. Duarte, M. Hirata, RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *J ElectromyoKines*, 2008; 18(1), 134-143.
13. Webster, KA. Gribble, PA. A comparison of electromyography of gluteus medius and maximus in subjects with and without chronic ankle instability during two functional exercises. *PhysTher in Sport*, 2013; 14(1), 17-22.
14. Lutz, GE. Palmitier, RA. An, KN. Chao, EY. Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *J Bone Joint sur*. 1993; 75(5), 732-739.
15. More, RC. Karras, BT. Neiman, R. Fritschy, D., Woo, SL. Daniel, DM. Hamstrings—an anterior cruciate ligament protagonist An in vitro study. *Amer J Sports Med*. 1993; 21(2), 231-237.
16. Stuart, MJ. Meglan, DA. Lutz, GE. Growney, ES. An, KN. Comparison of intersegmentaltibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *Amer J Sports Med*. 1996; 24(6), 792-799.
17. Bell, DR. Padua, DA. Clark, MA. Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. *Archiphys med rehab*, 2008; 89(7), 1323-1328.
18. Race, A. Amis, AA. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomech*. 1994; 27(1), 13-24.
19. Swinton, PA. Lloyd, R. Keogh, JW. Agouris, I. Stewart, AD. A biomechanical comparison of the traditional squat, powerlifting squat, and box squat. *J Streng Condit Res*. 2012; 26(7), 1805-1816.

20. Macrum, E. Robert Bell, D. Boling, M. Lewek, M. Padua, D. Effect of Limiting Ankle-Dorsiflexion Range of Motion on Lower Extremity Kinematics and Muscle-Activation Patterns During a Squat. *J sport rehab*, 2012; 21(2), 144.
21. Bryanton, MA. Kennedy, MD. Carey, JP. Chiu, LZ. Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. *J Streng Condit Re*, 2012; 26(10), 2820-2828.
22. Hemmerich, A. Brown, H. Smith, S. Marthandam, SSK. Wyss, UP. Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *J Orthop Res*. 2006; 24(4), 770-781.
23. Butler, DL. Noyes, FR. Grood, ES. Ligamentous Restraints To Anterior-Posterior Drawer In The Human Knee. *J Bone Joint Surg Am*, 1986 ; V. 62, N. 2, P. 259-70,
24. Dahlkvist, NJ. Mayo, P. Seedhom, BB. Forces during squatting and rising from a deep squat. *Eng Med*, 1982; 11(2), 69-76.
25. Hattin, HC. Pierrynowski, MR. Ball, KA. Effect of load, cadence, and fatigue on tibio-femoral joint force during a half squat. *Med. Sci. Sports Exerc*, 1989; 21(5), 613-618.
26. Li, G. Rudy, TW. Sakane, M. Kanamori, A. Ma, CB. Woo, SY. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech*, 1991; 32(4), 395-400.
27. Woo, SLY. Hollis, JM. Adams, DJ. Lyon, RM. Takai, S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *American J Sports Med*, 1991; 19(3), 217-225.
28. Yack, HJ. Collins, CE. Whieldon, TJ. Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Amer J Sports Med*. 1993; 21:49-54.
29. Wretenberg, PER. Feng, Y. Lindberg, F. Joint moments of force and quadriceps muscle activity during squatting exercise. *Scand J Med Sci Sports*, 1993; 3(4), 244-250.

30. Wallace, DA. Salem, GJ. Salinas, R. Powers, CM. Patellofemoral joint kinetics while squatting with and without an external load. *J Ortho Sports Phys Ther*, 2002; 32(4), 141-148.
31. Van Eijden, TMGJ. Kouwenhoven, E. Verburg, J. Weijs, WA. A mathematical model of the patellofemoral joint. *J biomec*, 1986; 19(3), 219-229.
32. Meyers, E. J. Effect of selected exercise variables on ligament stability and flexibility of the knee. *Res Quarter. Amer Assoc Health, Phys Edu Recrea*, 1971; 42(4), 411-422.
33. Fry, AC., Smith, JC. & Schilling, BK. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *J Streng Condit Res*, 2003; 17(4), 629-633.
34. Flanagan, S. Salem, GJ. Wang, MY. Sanker, SE. Greendale, GA. Squatting Exercises In Older Adults: Kinematic And Kinetic Comparisons. *Med Sci Sports Exerc*, 2003; 35(4), 635.