

# ENSAIO ESTÁTICO DE FLEXÃO NO PARAFUSO DESLIZANTE DO QUADRIL AF (DHS- AF®)

STATIC LOAD TEST OF THE MODIFIED SLIDING HIP SCREW: THE DHS-AF®

ANDERSON FREITAS<sup>1</sup>, HÉLIO ISMAEL DA COSTA<sup>1</sup>, CÉLIO JOSÉ SILVA<sup>1</sup>, CARLOS HENRIQUE DA COSTA RANGEL<sup>1</sup>

## RESUMO

**Objetivo:** Avaliar *in vitro* a resistência mecânica do DHS-AF®. **Métodos:** Foi avaliado *in vitro* a resistência de um parafuso deslizante modificado pelo acréscimo de um sistema conector, o DHS-AF®. **Resultados:** A modificação realizada pelos autores permite a troca do parafuso deslizante, sem que obrigatoriamente o cirurgião tenha que retirar a placa e desmontar todo o dispositivo para reposicioná-lo adequadamente. Foi realizado um ensaio de flexão estático para avaliação da força máxima, rigidez e ductilidade deste sistema. O DHS-AF® apresentou características mecânicas satisfatórias quando comparado a outros dispositivos convencionais que utilizam o mesmo princípio. **Conclusão:** Baseados nesses resultados, os autores propõem a utilização desse novo implante em futuros estudos *in vivo*. **Nível de Evidência III, Estudo Analítico.**

**Descritores:** Fraturas do quadril. Parafusos ósseos. Avaliação.

## ABSTRACT

**Objective:** To analyze the *in vitro* mechanical strength of the DHS-AF®. **Methods:** We evaluated the *in vitro* resistance of a sliding bolt modified by the addition of a connector system, DHS-AF®. **Results:** The changes performed by the authors allow the exchange by the surgeon of the sliding bolt without the need to remove the plate and disassemble the entire device to reposition it properly. We conducted a static bending test to evaluate maximum strength, stiffness and ductility of the system. DHS-AF® showed satisfactory mechanical properties when compared to other conventional devices which use the same principle. **Conclusion:** Based on these results, the authors propose the use of this new implant in further *in vivo* studies. **Level of Evidence III, Analytical Study.**

**Keywords:** Hip Fractures. Bone screws. Evaluation.

**Citação:** Freitas A, Costa HI, Silva CJ, Rangel CHC. Ensaio estático de flexão no parafuso deslizante do quadril AF (DHS- AF®). Acta Ortop Bras. [online]. 2013;21(5):251-4. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

**Citation:** Freitas A, Costa HI, Silva CJ, Rangel CHC. Static load test of the modified sliding hip screw: The DHS-AF®. Acta Ortop Bras. [online]. 2013;21(5):251-4. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

## INTRODUÇÃO

A fixação das fraturas intertrocanterianas do fêmur evoluiu ao longo das últimas décadas.<sup>1</sup> Atualmente, inúmeros estudos têm mostrado que o sistema de parafuso deslizante do quadril é o método de escolha para o tratamento dessas fraturas.<sup>2-5</sup> O princípio do parafuso deslizante colocado na cabeça femoral é fornecer estabilidade e compressão à fratura através do colapso controlado do fragmento principal sobre o distal.<sup>1,6</sup> Seu uso destaca-se principalmente pela simplicidade do material, pela relativa facilidade técnica de sua colocação e pelo baixo índice de complicações relatadas na literatura.<sup>1,6-8</sup>

O bom resultado do tratamento depende, dentre outros fatores, do adequado posicionamento do parafuso deslizante na cabeça femoral.<sup>1,6,9-15</sup> Contudo, características próprias do desenho do implante, como seu ângulo fixo e a estabilidade rotacional intrínseca do pino deslizante, podem levar à colocação incorreta do parafuso no colo. Os erros mais comuns durante a aplicação do parafuso deslizante são sua colocação excêntrica e escolha incorreta do tamanho do parafuso.

A idéia de se desenvolver um novo implante para a estabilização das fraturas intertrocanterianas do fêmur baseia-se na proposta de permitir a troca do parafuso deslizante sem que obrigatoriamente o cirurgião tenha que retirar a placa e desmontar todo o sistema para reposicioná-lo. Assim, desenvolvemos um sistema de placa-pino deslizante com sistema conector, o DHS-AF®. O objetivo dos autores com esse estudo foi avaliar *in vitro* a resistência mecânica do DHS-AF®.

## MATERIAIS E MÉTODOS

O sistema DHS-AF®: A placa DHS-AF® é constituída por cinco componentes: (1) placa principal, (2) sistema de conexão tubular, (3) parafuso deslizante, (4) parafuso de bloqueio e (5) contra-pino. Este modelo foi fabricado pela Baumer (Mogi Mirim, São Paulo, Brasil) em aço inoxidável austenítico ASTM F 138. A placa principal, que é fixada por parafusos corticais de 4,5 mm ao terço proximal do fêmur, possui em sua extremidade superior um sistema tubular deslizante, onde se adapta uma peça de conexão tubular. Essa peça tem um orifício maior para o parafuso desli-

Todos os autores declaram não haver nenhum potencial conflito de interesses referente a este artigo.

1. Serviço de Ortopedia e Traumatologia do Hospital Regional do Gama do Distrito Federal (HRG-DF), Brasília, DF, Brasil.

Trabalho realizado no Serviço de Ortopedia e Traumatologia do Hospital Regional do Gama (SOT-HRG) Brasília, DF, Brasil. Correspondência: Rua Fortaleza N 355, Setor Alto da Glória, Goiânia, Goiás. 74.815-710. Brasil. andfreitas28@yahoo.com.br

Artigo recebido em 11/06/2013, aprovado em 12/07/2013.

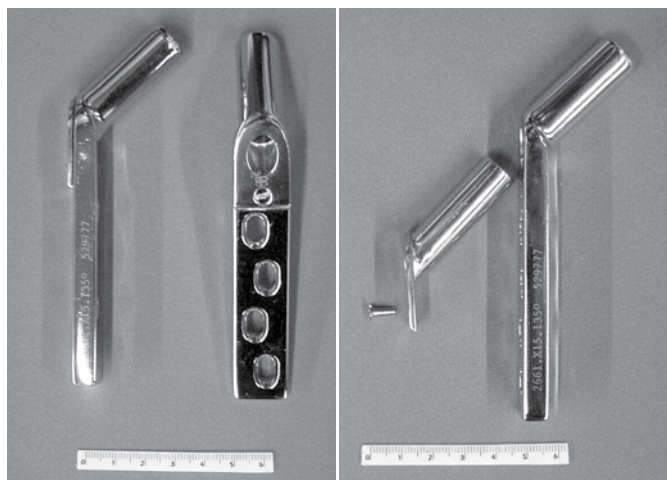
Acta Ortop Bras. 2013;21(5):251-4

zante e outro menor que a fixa à placa principal através de um parafuso de bloqueio. Com a união dessas duas partes, placa principal e peça de conexão tubular, ocorre o sistema de deslizamento e não-rotação do parafuso deslizante. A modificação proposta traz como substancial vantagem a eventual substituição do parafuso deslizante sem necessidade de desmonte do conjunto de osteossíntese em sua totalidade, através da remoção da peça de conexão tubular. Quando é retirado o parafuso de bloqueio, pode-se colocar um fio guia através desse orifício com o objetivo de manter a redução da fratura; outros fios podem ser introduzidos na área que tangencia a placa principal com esse mesmo objetivo. (Figura 1)

A peça de conexão tubular possui três sistemas principais: dois de travas e um de escora. O sistema de escora, localizado na porção proximal dessa peça, tem como função permitir que o contra-pino exerça compressão na fratura. O primeiro sistema de travas está localizado na face interna da peça de conexão tubular e possui a função de evitar a rotação do parafuso deslizante. O segundo sistema de travas está localizado na face externa da peça de conexão tubular, possuindo a função de evitar a rotação dessa peça no interior do tubo da placa principal.

**Ensaio Mecânico:** Foram realizados ensaios estáticos de flexão em cinco placas DHS-AF® de quatro furos com angulação fixa de 135°. Os testes foram conduzidos segundo as normas ASTM F 384.<sup>16</sup> e NBR 13762.<sup>17</sup> Para realização desses ensaios, a placa foi previamente fixada a um corpo de prova rígido através de parafusos de 4,5 mm de diâmetro. Esse corpo de prova foi confeccionado especialmente para este tipo de ensaio, obedecendo rigorosamente os parâmetros determinados pelas referidas normas. São eles: resistência à flexão - carga requerida para promover uma deflexão vertical (deslocamento vertical) permanente de 0,13mm, rigidez - razão entre a resistência à flexão, conforme definida acima, e a deflexão total produzida por aquela carga (LR), ductilidade - deflexão vertical máxima no instante de aplicação da carga que os DHS podem suportar imediatamente antes do início de uma fratura visível sob um mínimo de oito vezes de ampliação.<sup>16,17</sup>

Também para atender as especificações das normas do ensaio, confeccionou-se pino prolongador que permitiu a aplicação da carga na direção vertical em um ponto distante 76 mm da curvatura para o modelo de placa ensaiado. A montagem do DHS-AF® presa ao dispositivo de fixação do ensaio com o respectivo pino prolongador está demonstrada na Figura 2.

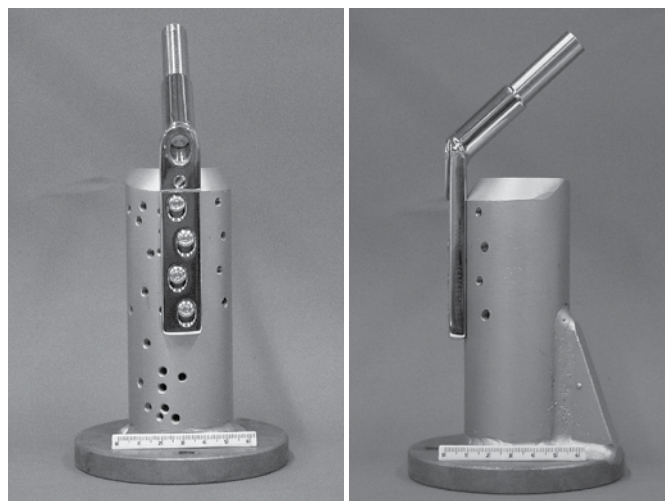


**Figura 1.** Modelo de placa angulada DHS-AF® ( 135°) de quatro furos, de aço inoxidável austenítico ASTM F 138 utilizada para ensaio estático de flexão.

Os ensaios estáticos de flexão foram conduzidos, no laboratório de Engenharia Mecânica da Universidade de Campinas (Unicamp) em julho de 2002, em uma máquina servo-hidráulica MTS, modelo Test Star II®, com capacidade de carga de 10 toneladas e controle de deslocamento. Foi feita a aquisição dos dados da carga aplicada (P) em função do deslocamento vertical do pistão (L). A velocidade de deslocamento vertical do pistão foi de 5 mm/min. Os ensaios estáticos de flexão foram interrompidos após ter sido atingida a deflexão vertical máxima (deslocamento vertical máximo) de 25,4mm, de acordo com as normas especificadas para este tipo de ensaio. A montagem completa do modelo DHS-AF® na máquina de ensaio imediatamente antes de sua realização encontra-se demonstrada na Figura 3.

A montagem completa do dispositivo de ensaio, assim como a metodologia utilizada para a determinação dos parâmetros de interesse, segundo as normas do ensaio estão ilustradas na Figura 4, obedecendo as mesmas normas citadas anteriormente (resistência à flexão, rigidez e ductilidade).

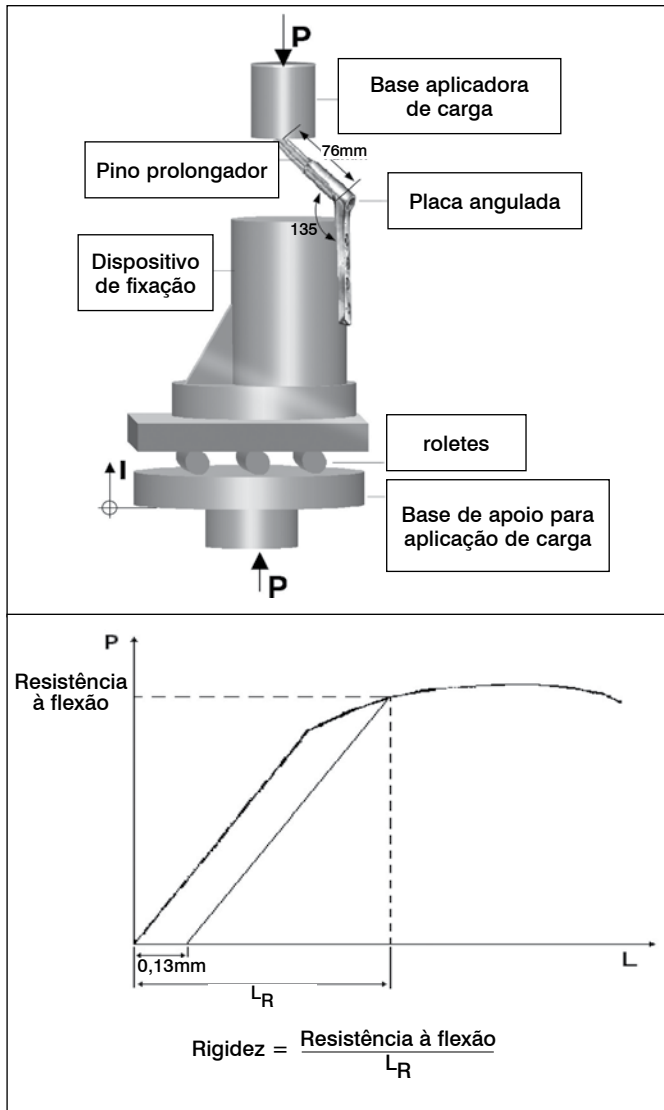
A montagem do DHS-AF® preso no dispositivo de fixação, com pino prolongador acoplado, antes e após a realização dos ensaios é mostrada na Figura 5.



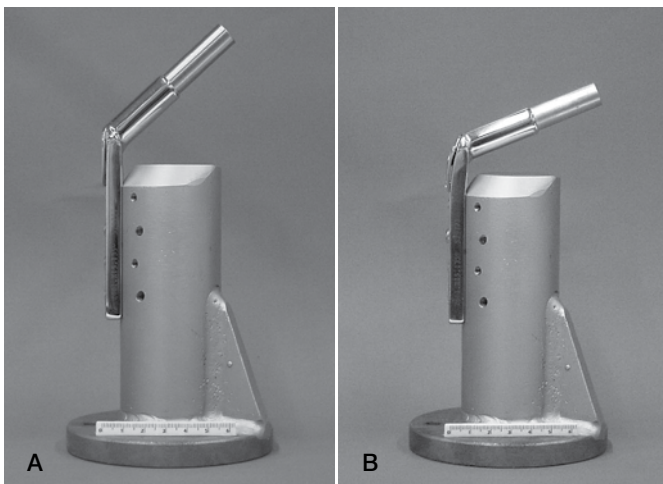
**Figura 2.** Montagem do modelo de placa angulada DHS-AF® com o respectivo pino prolongador no dispositivo de fixação para o ensaio estático de flexão.



**Figura 3.** Montagem completa do dispositivo na máquina de ensaio da placa angulada DHS-AF®.



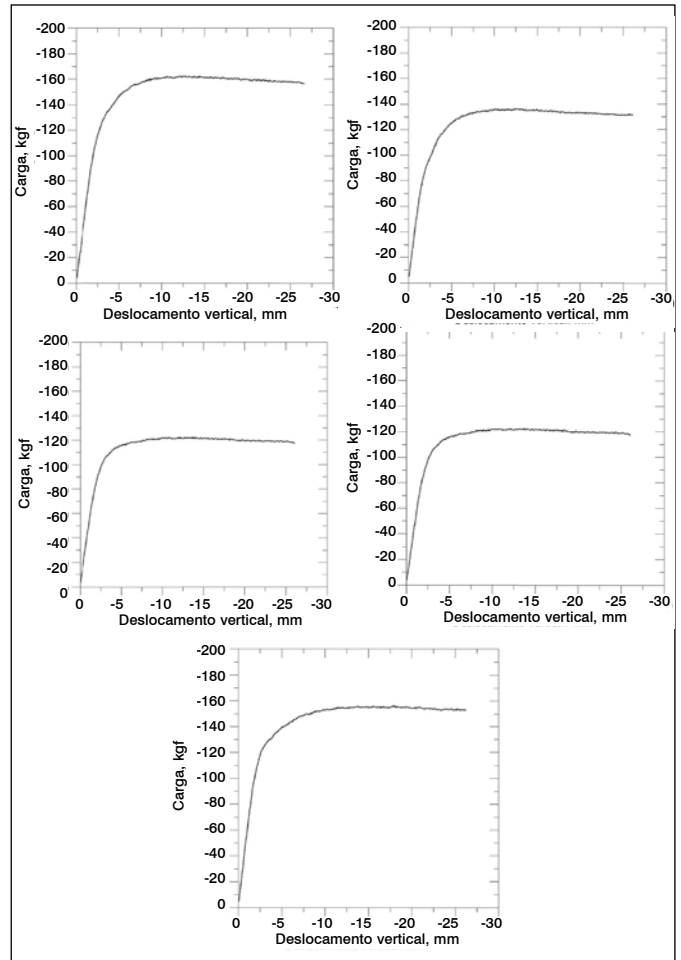
**Figura 4.** Esquema da montagem do dispositivo e metodologia utilizada para a determinação dos parâmetros do ensaio estático de flexão de placa angulada.



**Figura 5.** Montagem do modelo de placa angulada DHS - AF® com o pino prolongador no dispositivo de fixação, antes (A) e após (B) a realização dos ensaios estáticos de flexão.

## RESULTADOS

As curvas obtidas nos ensaios estáticos de flexão do implante DHS-AF® apresentam os valores dos parâmetros determinados a partir dos ensaios. (Figura 6 e Tabela 1) A resistência à flexão variou de -91,0 a -113,0 kgf, com média  $\pm$  DP de  $-101,0 \pm 9,0$  kgf. A rigidez variou de 45,3 a 53,2 kgf/mm, com média  $\pm$  DP de  $-49,2 \pm 3,3$  kgf/mm. Os sinais (-) se devem ao fato do carregamento ser em compressão. Todas as placas testadas apresentaram uma ductilidade maior que 25,4 mm, não tendo sido observadas fraturas antes da deflexão vertical máxima estabelecida pelas normas do ensaio estático de flexão para este tipo de implante. Este fato caracteriza uma alta ductilidade do implante ensaiado.



**Figura 6.** Ensaios estáticos de flexão de implantes do tipo placa angulada modelo DHS AF®.

**Tabela 1.** Valores dos parâmetros obtidos nos ensaios estáticos de flexão de implantes do tipo placa angulada modelo DHS - AF®.

Placa	Resistência à Flexão, kgf	Rigidez, kgf/mm	Dutibilidade, mm
1	-113,0	50,2	> 25,4
2	-91,0	52,0	> 25,4
3	-101,0	45,5	> 25,4
4	-91,0	45,3	> 25,4
5	-109,0	53,2	> 25,4
Média $\pm$ Desvio padrão	$101,0 \pm 9,0$	$49,2 \pm 3,3$	----

Fonte: SOT, 2002. Obs: sinal negativo (-) devido ao fato do carregamento ser em compressão.

## DISCUSSÃO

O tratamento das fraturas intertrocanterianas evoluíram muito ao longo dos últimos 50 anos, principalmente com relação à escolha do implante.<sup>1,7</sup> Desde que Smith-Petersen publicou em 1931 seus resultados preliminares com o prego trilaminar, diversos autores voltaram suas atenções para a questão do desenvolvimento dos materiais de síntese para as fraturas intertrocanterianas.<sup>6</sup> Assim, surgiram consecutivamente os implantes de Thornton, de Jewett e de McLaughlin, todos baseados no prego de Smith-Petersen. No entanto, deficiências comuns a todos esses sistemas, como a grande agressão ao colo femoral promovida pelo prego trilaminar e a necessidade constante de associação de outros materiais de síntese, em geral nas fraturas mais instáveis, produziram uma alta incidência de complicações e posteriormente o seu abandono. Somente no final da década de 1950, com a criação do grupo AO (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*), novos avanços puderam ser dados no campo dos dispositivos de fixação interna.<sup>6</sup> Especificamente para as fraturas intertrocanterianas foram desenvolvidas as placas anguladas de alta performance ou placas-lâmina. Inicialmente pensou-se que o perfil em "U" da lâmina e a presença do ângulo fixo estivessem associados à maior resistência do implante. Porém, dificuldades na inserção da parte laminar e fadiga precoce desses materiais provocaram dúvidas com relação ao seu uso.<sup>18</sup> A exemplo do que já havia acontecido com o prego de Smith-Petersen, os primeiros implantes AO tornaram-se obsoletos após um período. Em virtude dessas dificuldades técnicas, diversos implantes surgiram desde então, quase sempre apresentando a mesma evolução dos seus antecessores. Finalmente, na década de 1980, Regazzone et al.,<sup>19</sup> do Grupo AO, desenvolveram o parafuso dinâmico do quadril (DHS®). Ao contrário dos implantes rígidos, nesse novo sistema a introdução de um parafuso deslizante através da placa trouxe a possibilidade, até esse momento inexistente, de promover compressão contínua através do foco de fratura. Além disso, outros problemas comuns aos dispositivos previamente desenvolvidos foram corrigidos com o DHS®, como perda da redução na etapa pós-operatória e perfuração da cabeça femoral pelo pino.<sup>19</sup> Atualmente o parafuso deslizante é o método de escolha para a maioria das fraturas intertrocanterianas.<sup>4,20</sup> A incidência de compli-

ções quando esse sistema é utilizado de forma correta é de cerca de 5%.<sup>18</sup> Apesar disso, mau planejamento pré-operatório, erros de técnica e alterações degenerativas ocorridas em pacientes mais idosos são frequentemente relacionados aos maus resultados.<sup>12</sup> Além disso, devemos considerar a falta de padronização entre os fabricantes de sistemas DHS em nosso país como possível causa de falha no tratamento, conforme estudo anterior.<sup>21</sup>

Neste contexto, pouco tem-se comentado acerca dos possíveis erros e complicações diretamente relacionados ao desenho do parafuso dinâmico do quadril. Devido ao seu ângulo fixo e à impossibilidade de troca do parafuso deslizante sem desmontar toda a osteossíntese, consequências desastrosas podem ocorrer, principalmente relacionadas à qualidade da redução obtida e ao maior tempo de exposição cirúrgica. Recentemente em nosso serviço foi realizada uma modificação no parafuso deslizante do quadril com a finalidade de permitir a troca do pino deslizante sem que o cirurgião tenha que obrigatoriamente retirar a placa e desmontar todo o sistema para reposicioná-lo.<sup>22</sup> Esse implante foi denominado de DHS-AF®. Essa vantagem teórica pode não ser importante em países desenvolvidos e mesmo em serviços em nosso país que possuam aparelho de fluoroscopia. Entretanto, acreditamos que a realidade nacional não permita a fácil introdução de intensificador de imagens na maioria dos Serviços de Ortopedia. Baseados nessa dificuldade logística e nos problemas de desenho dos parafusos deslizantes existentes atualmente, desenvolvemos as mudanças propostas nesse estudo. Dessa maneira, o objetivo dos autores com a presente investigação foi avaliar *in vitro* a resistência do sistema DHS-AF® através de ensaio estático de flexão, uma vez que as modificações estruturais do implante poderiam alterar as propriedades mecânicas do mesmo. Foram avaliadas a resistência à flexão, a rigidez e a ductilidade, conforme as recomendações para testes de material.<sup>16,17,23</sup> Os resultados obtidos foram semelhantes aos encontrados na literatura em experimentos com delineamento.<sup>18,24,25</sup>

## CONCLUSÃO

Com base nestes dados, os autores concluem, que este novo implante é seguro para a utilização em futuros estudos *in vivo*, provando sua praticidade e seu benefício.

## REFERÊNCIAS

1. Baumgaertner MR, Chrostowski JH, Levy RN. Intertrochanteric hip fractures. In: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG. Skeletal trauma. Philadelphia: Saunders; 1998. p. 1833-81.
2. Desjardins AL, Roy A, Paiement G, Newman N, Pedlow F, Desloges D, et al. Unstable intertrochanteric fracture of the femur. A prospective randomised study comparing anatomical reduction and medial displacement osteotomy. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75(3):445-7.
3. Kyle RF, Cabanela ME, Russell TA, Swiontkowski MF, Winquist RA, Zuckerman JD, et al. Fractures of the proximal part of the femur. *Instr Course Lect.* 1995;44:227-53.
4. Koval KJ, Zuckerman JD. Hip Fractures: II. Evaluation and Treatment of Intertrochanteric Fractures. *J Am Acad Orthop Surg.* 1994;2(3):150-6.
5. Schwartzmann CR, Oliveira RK. Fraturas do quadril. *Clin Ortop.* 2001; 2: 973-97.
6. Schatzker J. Parafusos e placas e sua aplicação. In: Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. Manual de osteossíntese. Técnicas recomendadas pelo Grupo AO-ASIF. São Paulo: Manole; 1993. p. 179-290.
7. DeLee JC. Fraturas e luxações do quadril. In: Rockwood CA, Green DP. Bucholz RW. Fraturas em adultos. São Paulo: Manole; 1993. p. 1453-620.
8. Guyton JL. Fractures of hip, acetabulum, and pelvis. In: Canale ST. Campbell's operative orthopaedics. St. Louis: Mosby; 1998. p. 2181-279.
9. Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM, Keggi JM. The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77(7):1058-64.
10. Den Hartog BD, Bartal E, Cooke F. Treatment of the unstable intertrochanteric fracture. Effect of the placement of the screw, its angle of insertion, and osteotomy. *J Bone Joint Surg Am.* 1991;73(5):726-33.
11. Kaufer H. Mechanics of the treatment of hip injuries. *Clin Orthop Relat Res.* 1980;(146):53-61.
12. Kyle RF, Wright TM, Burstein AH. Biomechanical analysis of the sliding characteristics of compression hip screws. *J Bone Joint Surg Am.* 1980;62(8):1308-14.
13. Nakata K, Ohzono K, Hiroshima K, Toge K. Serial change of sliding in intertrochanteric femoral fractures treated with sliding screw system. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1994;113(5):276-80.
14. Rha JD, Kim YH, Yoon SI, Park TS, Lee MH. Factors affecting sliding of the lag screw in intertrochanteric fractures. *Int Orthop.* 1993;17(5):320-4.
15. Wu CC, Shih CH. Biomechanical analysis of the dynamic hip screw in the treatment of intertrochanteric fractures. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1991;110(6):307-10.
16. American Society for Testing and materials. Standard Practice for Static Bend Testing of Nail Plates - ASTM - F 384-73. Philadelphia: ASTM; 1973.
17. Associação Brasileira de Normas Técnicas, Rio de Janeiro. NBR 13762: Implantes Ortopédicos. Ensaio Estático de Flexão de Placas Anguladas. Rio de Janeiro: ABNT; 1996.
18. Dittel KK, Rapp M. Ein neues prinzip zur stabilisierung proximaler femurfrakturen. *Osteosynthese Int.* 1995;1:46-54.
19. Regazzoni P, Baillieux A, Pico R, Staehelin F. [Choice of implant material in fractures of the proximal femur]. *Helv Chir Acta.* 1985;51(6):625-8.
20. Babst R, Martinet O, Renner N, Rosso R, Bodoky A, Heberer M, Regazzoni P. [The DHS (dynamic hip screw) buttress plate in the management of unstable proximal femoral fractures]. *Schweiz Med Wochenschr.* 1993;123(13):566-8.
21. Freitas A, Mesquita AQ, Daher WR, Souto DRM, Rangel CHC. Ensaios estáticos de flexão e rigidez em placas do tipo sistema dinâmico do quadril (DHS). *Acta Ortop Bras.* 2009; 17(4):215-8.
22. Freitas A, Haubert GO, Botelho RZ, Souto DM, Daher WR, Franklin CE, et al. Ensaio de aplicabilidade *in vitro* do sistema dinâmico do quadril AF(DHS- AF). *Acta Ortop Bras.* 2011;19(2):83-6.
23. Perren SM, Mathys R, Pohler O. Implants and materials in fracture fixation. In: Rüedi TP, Murphy WM. AO Principles of fracture management. Stuttgart: Thieme; 2000. p.33-42.
24. Friedl W, Clausen J. [Experimental examination for optimized stabilisation of trochanteric femur fractures, intra-or extramedullary implant localisation and influence of femur neck component profile on cut-out risk]. *Chirurg.* 2001;72(11):1344-52.
25. Haynes RC, Pöhl RG, Miles AW, Weston RB. An experimental study of the failure modes of the Gamma Locking Nail and AO Dynamic Hip Screw under static loading: a cadaveric study. *Med Eng Phys.* 1997;19(5):446-53.