

ENSAIOS ESTÁTICOS DE FLEXÃO E RIGIDEZ EM PLACAS DO TIPO SISTEMA DINÂMICO DO QUADRIL (DHS)

STATIC LOAD TEST ON DYNAMIC HIP SYSTEM (DHS) PLATES

ANDERSON FREITAS, ALESSANDRO QUEIROZ DE MESQUITA, WALTER RODRIGO DAHER, DIOGO RANIER DE MACÉDO SOUTO, CARLOS HENRIQUE DA COSTA RANGEL

RESUMO

Objetivo: Avaliar isolada e comparativamente placas do tipo sistema dinâmico do quadril (DHS) de dois fabricantes nacionais, analisar estatisticamente seus resultados e demonstrar a falta de determinantes para sua fabricação. **Métodos:** Foram realizados ensaios estáticos de flexão em cinco placas DHS do fabricante I (grupo I) e em igual quantidade do mesmo modelo do fabricante II (grupo II), sendo todas fabricadas em aço inoxidável austenítico ASTM F 138, com quatro furos e angulação de 135°. Utilizou-se máquina servo-hidráulica MTS, modelo Test Star II®, com capacidade de carga de 10 toneladas e controle de deslocamento. Foram obtidos dados da carga aplicada (P) em função do deslocamento vertical do pistão (L), cuja velocidade foi 5 mm/min. Os ensaios foram interrompidos após atingir a deflexão vertical máxima especificada pelas normas dos ensaios. **Resultados.** Grupo I: resistência de flexão, 161,4 ± 17,2 kgf rigidez, 64,5 ± 1,8 kgf/mm, ductilidade, > 25,4 mm. Grupo II: resistência de flexão, 124,7 ± 4,4, rigidez 59,6 ± 2,3, ductilidade > 25,4 mm. Para análise estatística foi adotado o teste de Mann-Whitney e a determinação de significância foi de 5% (p<0,05). Ao comparar os resultados obtidos, nota-se que há diferença significativa. **Conclusão.** As placas DHS do grupo I apresentam maior resistência à flexão (kgf) e rigidez (kgf/mm).

Descritores: Fraturas do quadril. Pinos ortopédicos. Parafusos ósseos.

ABSTRACT

Objective: To evaluate, both individually and comparatively, dynamic hip system-type plates marketed by two local manufacturers, to statistically analyze its results and show the lack of parameters for its manufacturing. **Methods.** Static tests of flexion were carried out in five DHS plates of the manufacturer I (I group I) and in equal quantity of the same model of the manufacturer II (I group II), being all made in stainless austenitic ASTM F 138 steel, with four holes and a 135° angle. A servo-hydraulic MTS machine, Test Star II model, was used with a load capacity of 10 tons and dislocation control. The data were obtained from the applied load (P) as a function of the vertical dislocation of the piston (L), whose speed was 5mm/min. The tests were shutdown after reaching the maximum vertical flexion specified by the tests' standards. **Results.** GroupI: flexion resistance, 161,4 ± 17,2 kgf rigidity, 64,5 ± 1,8 kgf/mm, flexibility, > 25,4 mm. Group II: flexion resistance, 124,7 ± 4,4, rigidity 59,6 ± 2,3, flexibility > 25,4 mm. For statistical analysis, the Mann-Whitney test was adopted and the determination of significance was 5 % (p <0,05). When the results obtained are compared, a significant difference can be noticed. **Conclusion.** The DHS plates of group I presented stronger flexion resistance (kgf) and stiffness (kgf/mm).

Keywords: Hip fractures. Bone nails. Bone screws.

Citação: Freitas A, Mesquita AQ, Daher WR, Souto DRM, Rangel CHC. Ensaios estáticos de flexão em placas do tipo sistema dinâmico do quadril (DHS). Acta Ortop Bras. [online]. 2009; 17(4):215-8. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

Citation: Freitas A, Mesquita AQ, Daher WR, Souto DRM, Rangel CHC. Static load test on dynamic hip system (dhs) plates. Acta Ortop Bras. [online]. 2009; 17(4):215-8. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

INTRODUÇÃO

As fraturas intertrocanterianas consistem um desafio ao ortopedista¹ e são comuns na população idosa.²⁻⁵ No entanto, a fixação dessas fraturas vem evoluindo ao longo das últimas décadas.²⁻⁵ Rha⁶ observando os fatores que poderiam influenciar na falência da fixação das fraturas intertrocanterianas com parafusos deslizantes – DHS enumerou a idade do paciente, tipos de fraturas, grau de osteoporose, posicionamento do pino deslizante e o grau de redução da fratura. Lee et al.⁷ realizaram estudo biomecânico sobre as diferenças entre o

aço inoxidável e o titânio empregados na fabricação de DHS com vistas ao tratamento de fraturas intertrocanterianas do fêmur. Os autores verificaram que não houve diferença estatística entre os dois grupos.

Lundy et al.⁸ submetem fraturas subtrocanterianas a três métodos de fixação e verificaram a resistência à flexão de cada uma das placas utilizadas. Os autores constataram que as do tipo DHS 135° (586N/mm) apresentaram maior resistência que a DCS 95° (404N/mm) que, por sua vez, foram mais resistentes que as de ângulo fixo de 95° (260N/mm).

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

Trabalho realizado no Serviço de Ortopedia e Traumatologia do Hospital Regional do Gama. – Gama – Distrito Federal (DF) Serviço de Ortopedia e Traumatologia do Hospital Regional do Gama (HRG) do Distrito Federal (DF).

Endereço para correspondência: Rua Fortaleza, 355, Setor Alto da Glória, Goiânia, Goiás. Brasil. CEP 74 815- 710. E-mail. andfreitas28@yahoo.com.br

Trabalho recebido em 03/06/08 aprovado em 04/10/08

Segundo Schwartzmann et al.² o sucesso no tratamento das fraturas intertrocanterianas depende de cinco fatores: qualidade do osso, tipo da fratura, obtenção da redução e posicionamento do implante e, destes, o cirurgião só pode influenciar nos três últimos.

No Brasil, Lima et al.⁵ avaliaram clínica e radiologicamente os resultados do tratamento cirúrgico das fraturas intertrocanterianas com redução aberta e osteossíntese por meio do emprego do parafuso dinâmico do quadril (DHS). Foram avaliados 47 pacientes, sendo 10 do gênero masculino e 37 do feminino. Em função dos bons resultados obtidos os autores recomendaram o uso do DHS como opção no tratamento das fraturas intertrocanterianas do fêmur.

Também no Brasil, Sawaia e Belangero⁹ realizaram estudo comparativo entre as técnicas de miniincisão e via de acesso aberto no tratamento das fraturas intertrocanterianas. Em ambas, os autores empregaram o DHS com três ou quatro furos e concluíram que a técnica de miniincisão agrega vantagens à técnica convencional. Atualmente, inúmeros estudos têm mostrado que o sistema de parafuso deslizante do quadril constitui o método de escolha para o tratamento dessas fraturas.¹⁰⁻¹⁵ O parafuso deslizante colocado na cabeça femoral tem a função de fornecer estabilidade e compressão à fratura por meio do colapso controlado do fragmento proximal sobre o distal.^{3,4,16,17} Seu uso destaca-se principalmente pela simplicidade do material, pela relativa facilidade técnica de sua colocação, pelo baixo custo e pelo baixo índice de complicações relatadas na literatura.^{3,4,17} Características próprias do desenho do implante como seu ângulo fixo e a estabilidade rotacional intrínseca do pino deslizante podem levar à colocação inadequada, proporcionando assim maior risco de falência.

Para diminuir a frequência de complicações na utilização deste implante, foram criadas algumas inovações como o sistema dinâmico MARTIN (DMS), um DHS com angulação variável, o sistema de placa deslizante de MEDOFF (PSM), um DHS com capacidade de deslizamento da placa da diáfise e do pino deslizante, com intenção de resolver a dificuldade no tratamento das fraturas instáveis.

Uma solução para o problema tem sido os implantes centro medulares, Proximal Femoral Nail (PFN), e mais recentemente o Dynamic Helicoidal Hip System (DHHS), um DHS com o pino em espiral, para poupar osso da cabeça femoral, mantendo o estoque ósseo.

Considerando o exposto e a relevância do tema, constitui objeto do presente estudo avaliar isolada e comparativamente placas DHS de dois fabricantes nacionais com enfoque nos determinantes para a fabricação de implantes.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizadas cinco placas do tipo DHS de um fabricante nacional paulista, vastamente utilizadas no mercado, que compuseram o grupo I e cinco placas de DHS de outro fabricante nacional também paulista e vastamente utilizadas, que compuseram o grupo II. Todos os modelos foram fabricados com aço inoxidável austenítico ASTM F 138. (Figuras 1A e 1B)

Foram realizados ensaios estáticos de flexão em todas as placas, as quais possuíam as mesmas características estruturais, ou seja, quatro furos com angulação fixa de 135°. Os testes foram conduzidos segundo as normas ASTM F 384 e NBR 13762.^{18,19} Para realização desses ensaios, as placas foram previamente fixadas a um corpo de prova rígido por meio de parafusos de 4,5mm de diâmetro. O corpo de prova foi confeccionado especialmente para este tipo de ensaio, seguindo rigorosamente as especificações das normas do ensaio mencionadas acima. Também para atender as especificações das normas do ensaio, foi confeccionado pino prolongador que permitiu a aplicação da carga na direção vertical em um ponto distante 76mm da curvatura para o modelo de placa ensaiado.



Figura 1A – Modelo de Placa Angulada DHS (135°) de quatro furos, de aço inoxidável austenítico ASTM F 138 utilizada para ensaio estático de flexão, grupo I.



Figura 1B – Modelo de Placa Angulada DHS (135°) de quatro furos, de aço inoxidável austenítico ASTM F 138 utilizada para ensaio estático de flexão, grupo II.

Os ensaios estáticos de flexão foram conduzidos em uma máquina servo-hidráulica MTS, modelo Test Star II®, com capacidade de carga de 10 toneladas e controle de deslocamento. Foram obtidos dados da carga aplicada (P) em função do deslocamento vertical do pistão (L). A velocidade de deslocamento vertical foi de 5 mm/min. Os ensaios estáticos de flexão foram interrompidos após atingir a deflexão vertical máxima (deslocamento vertical máximo) especificada pelas normas do ensaio. A montagem completa do modelo DHS na máquina de ensaio imediatamente antes de sua realização. (Figura 2)

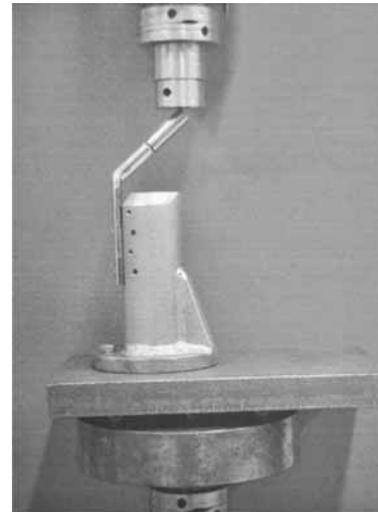


Figura 2 – Montagem completa do dispositivo na máquina de ensaio da Placa Angulada DHS do grupo II.

A montagem completa dos dispositivos de ensaio, assim como a metodologia utilizada na determinação dos parâmetros de interesse, segundo as normas do ensaio. (Figura 3) 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 (L_R), 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.

A montagem dos modelos do grupo I e do grupo II presos no dispositivo de fixação, com pino prolongador acoplado, após a realização dos ensaios. (Figura 4A e 4B)

RESULTADOS

As tabelas relativas aos ensaios estáticos de flexão do implante DHS grupo I foram construídas a partir dos valores dos parâmetros de resistência à flexão e rigidez (Tabela 1). A resistência à flexão variou de -195,0 a -147,0 kgf, com média +/- DP de 161,4 +/- 17,2 kgf. A rigidez variou de 62,1 a 66,4 kgf/mm, com média +/- DP de 64,5 +/- 1,8 kgf/mm. Todas as placas testadas apresentaram ductilidade maior que 25,4 mm, não tendo sido observadas falhas (quebras) antes da deflexão vertical máxima estabelecida pelas normas do ensaio estático de flexão para este tipo de implante. Este resultado revela uma alta ductilidade do implante ensaiado.

Tabela 1 – Valores dos parâmetros obtidos nos ensaios estáticos de flexão de implantes do tipo placa angulada do grupo I

Amostra	RESISTÊNCIA À FLEXÃO, kgf	RIGIDEZ, kgf/mm	DUTILIDADE, mm
1	-195,0	62,1	> 25,4
2	-151,0	62,9	> 25,4
3	-156,0	66,4	> 25,4
4	-158,0	66,4	> 25,4
5	-147,0	64,5	> 25,4
Média ± Desvio padrão	-161,4 ± 17,2	64,5 ± 1,8	----

OBS.: sinal (-) devido ao fato do carregamento ser em compressão.

As tabelas relativas aos ensaios estáticos de flexão do implante DHS grupo II foram construídas a partir dos valores dos parâmetros de resistência à flexão e rigidez (Tabela 2). A resistência à flexão variou de -131,0 a -88,0 kgf, com média +/- DP de 117,4 +/- 4,4 kgf. A rigidez variou de 49,2 a 62,1 kgf/mm, com média +/- DP de 57,5 +/- 2,3 kgf/mm. Todas as placas testadas apresentaram uma ductilidade maior que 25,4mm, não tendo sido observadas falhas (quebras) antes da deflexão vertical máxima estabelecida pelas normas do ensaio estático de flexão para este tipo de implante. Este resultado revela uma alta ductilidade do implante ensaiado.

Tabela 2 – Valores dos parâmetros obtidos nos ensaios estáticos de flexão de implantes do tipo placa angulada do grupo II

PLACA	RESISTÊNCIA À FLEXÃO, kgf	RIGIDEZ, kgf/mm	DUTILIDADE, mm
1	-119,0	56,7	> 25,4
2	-126,0	62,1	> 25,4
3	-131,0	61,8	> 25,4
4	-123,0	58,0	> 25,4
5	-88,0	49,2	> 25,4
Média ± Desvio padrão	117,4 ± 4,4	57,5 ± 2,3	----

OBS.: sinal (-) devido ao fato do carregamento ser em compressão

Ao avaliar os resultados contidos na Tabela 3, observa-se que existe diferença significativa na resistência à flexão entre as placas DHS, ou seja, o grupo I apresenta resistência à flexão significativamente maior que o grupo II ($p = 0,009$).

Tabela 3 – Resistência à flexão (kgf) entre os grupos I e II.

Fábrica	Média	DP	Mediana	Mínimo	Máximo	p valor
I	-161,4	19,3	-156	-195	-147	0,009
II	-117,4	17,0	-123	-131	-88	

DP: Desvio Padrão

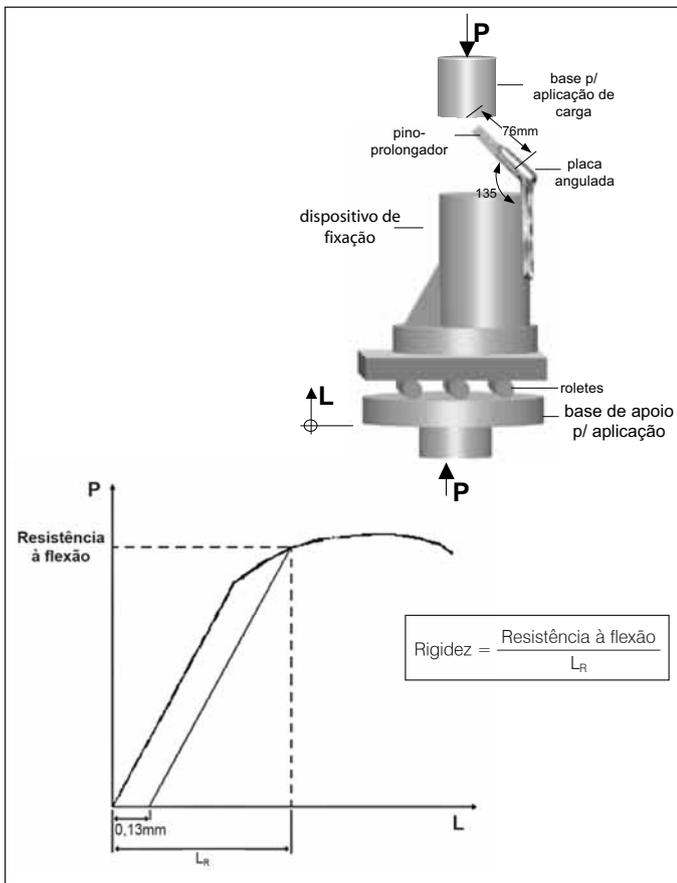


Figura 3 – Esquema da montagem do dispositivo e metodologia utilizada para a determinação dos parâmetros do ensaio estático de flexão de Placa Angulada.

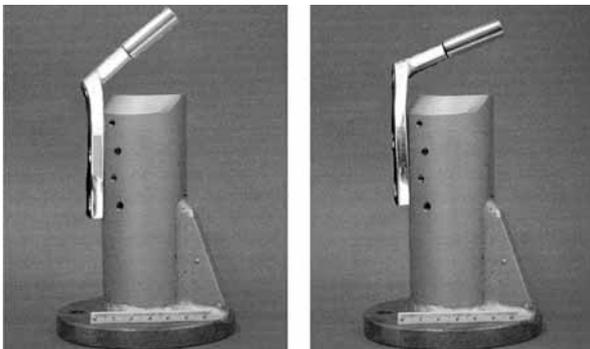


Figura 4A – Montagem do modelo de Placa Angulada DHS grupo I com o pino prolongador no dispositivo de fixação, após a realização dos ensaios estáticos de flexão.

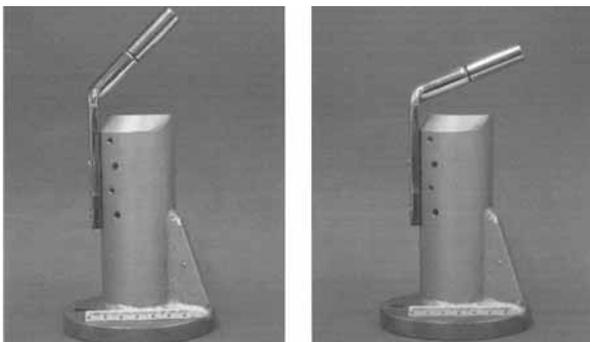


Figura 4B – Montagem do modelo de Placa Angulada DHS grupo II com o pino prolongador no dispositivo de fixação, após a realização dos ensaios estáticos de flexão.

Observa-se também que existe diferença significativa ($p > 0,05$) na rigidez entre as placas DHS, pois o grupo I apresenta para esse parâmetro valor médio superior ao do grupo II ($p = 0,011$). (Tabela 4)

Tabela 4 – Análise estatística da rigidez (kgf/mm) entre os grupos I e II.

Fábrica	Média	DP	Mediana	Mínimo	Máximo	<i>p</i> valor
I	64,5	2,0	64,5	62,1	66,4	0,011
II	57,6	5,2	58,0	49,2	62,1	

DP: Desvio Padrão

DISCUSSÃO

Não restam dúvidas de que as fraturas intertrocantericas revestem-se de grande importância em termos de saúde pública, pois a expectativa de vida da população tem aumentado e, em consequência, a frequência da mesma.^{1,3,20,21} Por outro lado, a utilização de Placa do tipo DHS não necessita de experimentação para comprovar seu valor no tratamento dessas fraturas. Porém, este trabalho suscita um questionamento em relação à padronização, entre os fabricantes, do material empregado nos implantes cirúrgicos ortopédicos. Além disso, fornece subsídios para que as sociedades de classe, fabricantes e órgãos de fiscalização e regulamentação, estimulem a realização de novos estudos visando o avanço do conhecimento nessa área tão importante da ortopedia.

Diversas variáveis podem influenciar no sucesso do tratamento das fraturas intertrocantericas com parafusos deslizantes, ou seja: a idade avançada do paciente, tipo de fratura (estável, instável), grau de osteoporose, grau de redução da fratura e o posicionamento do pino deslizante.⁶ Soma-se a estas, além de outras, a técnica de aplicação do DHS não satisfatória e a falha do deslizamento do parafuso que se encurva podendo, às vezes, se quebrar devido a placa ser acoplada à diáfise de maneira forçada pelo uso de clampes e ao uso inadequado do goniômetro⁽¹⁾. Segundo Schwartzmann et al.², as fraturas intertrocantericas possuem como interferentes a qualidade do osso, o tipo de fratura, a obtenção da redução, a escolha e o posicionamento adequado do implante e, destes, o cirurgião só pode influenciar nos três últimos.

REFERÊNCIAS

- Canto RST, Luciano RC, Souza MRP, Castro IJC, Martins APOB. Uso do DHS no tratamento das fraturas intertrocantericas. Rev Bras Ortop. 1996;31(12):1007-12.
- Schwartzmann CR, Boschini LC. Quadril do adulto. In: Pardini Junior AG, Barros Filho TOE P, organizadores. Ortopedia e traumatologia - princípios e prática. 3a. ed. Porto Alegre: Artes Médicas; 2003. p. 990.
- Baumgartner 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.
- Guyton JL. "Fractures of hip, acetabulum, and pelvis". In: Canale ST. Campbell's operative orthopaedics. St. Louis: Mosby; 1998. p. 2181-279.
- Lima ALP, Azevedo Filho AJ, Amaral NP, Franklin CE, Giordano V. Tratamento das fraturas intertrocantericas com placa e parafuso deslizante. Rev Bras Ortop. 2003;38(5):271-80.
- Rha JD, Kim YH, Yoon SI, Park TS, Lee MH. Factors affecting sliding of the lag screw in intertrochanteric fractures. Int Orthop. 1993;17:320-4.
- Lee KS, Lee IH, Woo KJ, Park JH, Wie DG. Biomechanical study about difference between stainless steel and titanium dynamic hip screws in peritrochanteric fractures of the femur. J Korean Orthop Assoc. 1997;32(4):929-36.
- Lundy DW, Acevedo JI, Ganey TM, Ogden JA, Hutton WC. Mechanical comparison of plates used in the treatment of unstable subtrochanteric femur fractures. J Orthop Trauma. 1999;13(8):534-8.
- Sawaia R, Belangero WD. Estudo comparativo entre a técnica de miniincisão e a via de acesso a foco aberto para o tratamento das fraturas transtrocantericas. Rev Bras Ortop. 2005;40(3): 106-18.
- Desjardins AL, Roy A, Paiement G, Newman N, Pedlow F, Desloges D et al. Unstable intertrochanteric fracture of the femur. A prospective randomized study comparing anatomical reduction and medial displacement osteotomy. J Bone Joint Surg Br. 1993;75(3):445-7.

No Brasil, resultados de pesquisas comprovam a eficiência do DHS no tratamento cirúrgico das fraturas intertrocantericas.^{5,9} Entretanto, na rotina ortopédica de tratamento dessas lesões, são facilmente detectáveis as diferenças existentes entre os implantes empregados nesse procedimento cirúrgico. Observam-se diferenças entre os orifícios das placas (número e dimensões), parafusos (passos de rosca), largura, peso, comprimento, resistência à flexão, rigidez. Isto, de forma acentuada, dificulta a escolha do implante pelo cirurgião e pode interferir no sucesso do tratamento.²

Lee et al.⁷, realizando estudo biomecânico em sistema DHS de aço inoxidável encontraram uma média de carga máxima de 92,59kgf para fraturas intertrocantericas e 140,12kgf para subtrocantericas. Os autores não observaram quebras nos implantes de metal mesmo em condições de carga máxima de 600kgf. Embora as condições experimentais sejam diferentes, quando se contrastam esses resultados com os obtidos no presente estudo nota-se que o material utilizado pelos autores pode ser considerado similar aos submetidos a teste neste trabalho. Ressalva-se, entretanto, que não constituiu objeto deste estudo o estabelecimento da força máxima suportada pelos implantes.

Tomando-se por base os resultados obtidos ao se comparar os modelos de DHS de dois fabricantes nacionais, fica evidente a necessidade de que sejam estabelecidos parâmetros mínimos de qualidade que contemplem a composição do metal, valores mínimos aos testes biomecânicos – rigidez e resistência à flexão – medidas de comprimento, largura, espessura, além do diâmetro dos orifícios, visando a padronização dos implantes ortopédicos do quadril.

CONCLUSÃO

Nas condições de realização deste experimento e considerando os resultados obtidos, conclui-se que as placas DHS do grupo I quando comparadas às do grupo II apresentam maior resistência à flexão (kgf) e à rigidez (kgf/mm), comprovando a existência de diferença entre os implantes empregados em cirurgias ortopédicas no Brasil. Sugere-se, portanto, o estabelecimento de limites mínimos de rigidez e resistência à flexão dos implantes ortopédicos, fundamentados em estudos mecânicos e/ou biomecânicos, visando à padronização dos mesmos, bem como, conferir maior segurança ao ortopedista na escolha do implante e no sucesso do tratamento cirúrgico.

- Kyle RF, Cabanela ME, Russell TA, Swionkowski MF, Winkquist RA, Zuckerman JD et al. Fractures of the proximal part of the femur. Instr Course Lect. 1995;44:227-53.
- Koval KJ, Zuckerman JD. Hip fractures. II. Evaluation and treatment of intertrochanteric fractures. J Am Acad Orthop Surg. 1994;2(3):150-6.
- O'Brien PJ, Meek RN, Blachut PA, Broekhuse HM, Sabharwal S. Fixation of intertrochanteric hip fractures: Gamma nail versus dynamic hip screw. A randomized prospective study. Can J Surg. 1995;38(6):516-20.
- Osnes EK, Lofthus CM, Falch JA, Meyer HE, Stensvold I, Kristiansen IS et al: More postoperative femoral fractures with the Gamma nail than the sliding screw plate in the treatment of trochanteric fractures. Acta Orthop Scand. 2001;72(3):252-6.
- Radford PJ, Needoff M, Webb JK. A prospective prolonged comparison of the dynamic hip screw and Gamma locking nail. J Bone Joint Surg Br. 1993;75(5):789-93.
- Melton LJ. Hip fractures: a worldwide problem today and tomorrow. Bone. 1993;14(Suppl 1):S1-8.
- DeLee JC. "Fraturas e luxações do quadril". In: Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW. Fraturas em adultos. São Paulo: Manole; 1993. p. 1453-620.
- Associação Brasileira de Normas Técnicas. Implantes Ortopédicos - Ensaio Estático de Flexão de Placas Anguladas - NBR 13762. Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Normas Técnicas; 1996. 2p.
- American Society for Testing and materials. standard Practice for Static Bend Testing of Nail Plates - ASTM - F 384-73. Philadelphia: ASTM; 1973. 2p.
- Aharonoff GB, Dennis MG, Elshinawy A, Zuckerman JD, Koval KJ. Circumstances of falls causing hip fractures in the elderly. Clin Orthop Relat Res. 1998;(348):10-4.
- Michelson JD, Myers A, Jinnah R, Cox O, Van Natta M. Epidemiology of hip fractures among the elderly. Risk factors for fracture type. Clin Orthop Relat Res. 1995;(311):129-35.