

“Stress shielding”: avaliação radiográfica após seguimento a longo prazo*

Stress shielding: radiographic evaluation after long term follow-up

LEONARDO CARBONERA BOSCHIN¹, PAULO GILBERTO CIMBALISTA ALENCAR²

RESUMO

Objetivo: Descrever os resultados radiográficos referentes à remodelação óssea proximal adaptativa (também conhecida como *stress shielding*) obtidos em um grupo de pacientes que se submeteram à realização de ATQS não cimentadas com implantes do tipo AML. **Métodos:** Foram analisados os resultados radiográficos em um grupo de 39 pacientes (44 quadris) após um período médio de seguimento de 11 anos e quatro meses, submetidos à artroplastia total de quadril não cimentada com prótese modelo AML (*Anatomic Medullary Locking*®, De Puy, Warsaw, USA). A média de idade dos pacientes na época da cirurgia era de 44,97 anos. **Resultados:** A análise da remodelação óssea adaptativa foi realizada comparando-se radiografias obtidas no pós-operatório imediato e após 10 anos de seguimento. O fêmur proximal foi dividido em quatro níveis, tanto em AP quanto em perfil. Cada nível foi dividido em medial (M), lateral (L), anterior (A) e posterior (P), perfazendo um total de 16 locais de averiguação. Como os 44 casos necessitaram de exame em 32 locais (16 no pós-operatório imediato e 16 após seguimento a longo prazo), no total 1.408 observações foram analisadas. A extensão da reabsorção óssea foi dividida em quatro graus: grau 0, ne-

nhum sinal de reabsorção óssea; grau I, com um a quatro locais de reabsorção; grau II, cinco a sete locais de reabsorção, e grau III, oito ou mais locais de reabsorção. Os locais mais comuns de reabsorção foram 1M, 1L, 1A e 1P, com aparecimento de alterações em 40 pacientes (90,90%). **Conclusão:** Nesta série de pacientes, o *stress shielding*, apesar de presente em quase todas as artroplastias realizadas, não se mostrou como fator perturbador da artroplastia nos primeiros 10 anos.

Descritores – Artroplastia de quadril; Prótese de quadril; Reabsorção óssea; Radiografia; Seguintos

ABSTRACT

Objective: Describe radiography results relating to proximal adaptive bone remodeling (also known as *stress shielding*) obtained in a group of patients submitted to uncemented ATQS with AML implants. **Methods:** Radiography results of a group of 39 patients (44 hips) were analyzed after a follow-up period of 11 years and four months who had been submitted to total uncemented hip arthroplasty with AML prosthesis (*Anatomic Medullary Locking*®, De Puy, Warsaw, USA). Mean patient age at the time of surgery was 44.97 years. **Results:** Adaptive bone remodeling analysis was performed by comparing X-rays made in the immediate post-operative period and after ten years of follow-up. The proximal femur was divided into four levels, both AP and profile. Each level was divided into medial (M), lateral (L), anterior (A), and posterior (P), in a total of 16 sites of inspection. As the 44 cases required inspection in 32 sites (16 in the immediate post-operative period and 16 after the long term follow-up), a total of 1.408 inspections were analyzed. The extension of bone resorption was divided into four grades: grade 0, no sign of bone resorption; grade I, one to four sites of resorption; grade II five to seven sites of resorption; grade III, eight or more sites of resorption. The

* Trabalho realizado no Serviço de Ortopedia e Traumatologia do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná – UFPR – Curitiba (PR), Brasil.

1. Médico Assistente do Grupo de Quadril e Joelho da Santa Casa de Porto Alegre. Pós-graduado do Grupo de Cirurgia do Quadril e Joelho do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná – UFPR – Curitiba (PR), Brasil.
2. Mestre; Chefe do Grupo de Cirurgia de Quadril e Joelho do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná – UFPR – Curitiba (PR), Brasil.

Endereço para correspondência: Rua Liberal, 58 – 91920-680 – Porto Alegre, RS.

Recebido em 10/5/04. Aprovado para publicação em 23/8/07.
Copyright RBO2007

most common sites of resorption were 1M, 1L, 1A, and 1P, with the appearance of changes in forty patients (90.90%). Conclusion: In this series of patients, stress shielding, although present in most arthroplasties performed, did not represent a factor that disturbed the arthroplasty in the first 10 years.

Keywords – Arthroplasty, replacement, hip; Hip prosthesis; Bone resorption; Radiography; Follow-up studies

INTRODUÇÃO

O êxito da artroplastia total de quadril (ATQ) baseia-se essencialmente na criação de superfícies de sustentação de peso estáveis, firmemente fixadas ao osso. A ATQ não cimentada foi amplamente difundida na década de 1980, como tentativa de melhorar a durabilidade e evitar a soltura e a destruição óssea vistas em alguns casos de ATQ cimentada. Muitos autores têm advogado os méritos da ATQ não cimentada, relatando resultados encorajadores a curto prazo, com diferentes modelos de implantes⁽¹⁻²⁾. Entretanto, estudos a médio e a longo prazo, envolvendo implantes da chamada "primeira geração", mostraram complicações associadas ao procedimento, tais como migração, afrouxamento asséptico, osteólise e remodelação óssea proximal adaptativa⁽³⁻⁴⁾.

O propósito deste estudo é descrever os resultados radiográficos referentes à remodelação óssea proximal adaptativa (também conhecido como *stress shielding*) obtidos em um grupo de pacientes que se submeteram à realização de ATQs não cimentadas com implantes do tipo AML (*Anatomic Medullary Locking*®, *De Puy*®, Warsaw, Indiana, EUA), feitos de uma liga de cromo-cobalto, apresentando seguimento médio de 11 anos e quatro meses, e suas conseqüentes implicações clínicas.

MÉTODOS

No período de junho de 1988 a junho de 1990, foram operados, no Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, 67 pacientes, sendo nove bilaterais (76 quadris), utilizando-se implantes AML®. Todas as cirurgias foram realizadas após autorização por consentimento informado. Em reavaliação pós-operatória com seguimento que variou de 10 anos a 12 anos e nove meses, com média de 11 anos e quatro meses, constatou-se que 10 pacientes (12 quadris) faleceram, por causas não relacionadas à cirurgia, e que 18 pacientes (20 quadris) não apresentaram o seguimento mínimo necessário para inclusão neste estudo. Os 39 pacientes (44 quadris) restantes

apresentavam seguimento mínimo de 10 anos de pós-operatório e formam o grupo de estudo deste trabalho.

A média de idade dos pacientes na época da cirurgia foi de 44,97 anos (variação: 22-68 anos), bem como o tempo médio de seguimento dos pacientes foi de 11 anos e quatro meses (variação: 10 anos-12 anos e nove meses). Todas as cirurgias realizadas foram em quadris primários. Dos 44 quadris operados, 17 tiveram diagnóstico de osteoartrose primária (38,63%); nove de osteonecrose da cabeça femoral (20,45%); sete de osteoartrose secundária (quatro seqüelas de displasia do desenvolvimento do quadril; uma seqüela de infecção; uma seqüela de fratura do acetábulo e uma seqüela da doença de Legg-Calvé-Perthes) (15,90%); cinco de espondilite anquilosante (11,36%); quatro de artrite reumatóide (9,09%); uma de fratura do colo do fêmur (2,27%); e um tumor de células gigantes (2,27%). Quanto ao sexo, 23 pacientes eram femininos e 21, masculinos. O lado esquerdo era o comprometido em 23 pacientes e o direito, em 21.

Os implantes utilizados foram de modelo AML®, que inclui um componente femoral modular, com cobertura porosa que varia de 1/3 a 4/5 de sua superfície. Utilizaram-se 28 implantes com superfície porosa de 1/3 e 16 com revestimento de 4/5 do implante. O diâmetro do componente femoral foi determinado por meio de medição pré-operatória e reavaliado durante a cirurgia, disponível em sete tamanhos diferentes (gráfico 1). O comprimento do componente femoral foi o mesmo em todos os implantes. Foram utilizados três modelos de componentes acetabulares: um monobloco (TSC – *three spiked cup*), isto é, componente de polietileno preso ao metal, que se fixa inicialmente ao osso por meio de três pequenos "pregos" (*spikes*) e superfície porosa metálica semelhante à da superfície femoral; um componente modular (TSC modular), em que o metal e a peça de polietileno têm encaixe recíproco fixados no momento da operação ou um modular sem os "pregos"

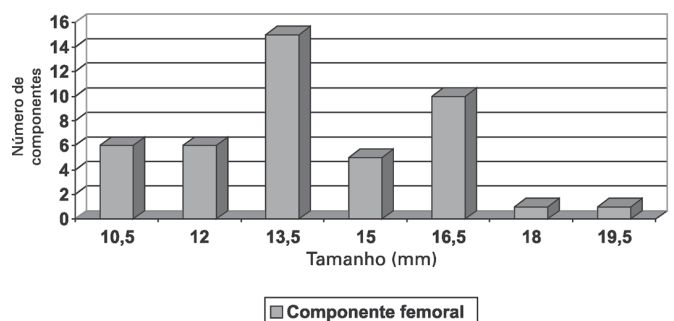


Gráfico 1 – Diâmetro dos componentes femorais implantados em 44 ATQs

Fonte: SOT-HC-UFPR

(ACS – *acetabular cup system*), isto é, absolutamente hemisférico e com superfície metálica porosa. Foram implantados 11 modelos do tipo TSC não modulares, 22 TSC modulares e 11 do tipo ACS. Todos os componentes estavam disponíveis, em diversos tamanhos, crescentes de 2 em 2mm, para melhor adaptação ao acetábulo do paciente. Ambos os componentes haviam sido produzidos com uma liga metálica de cromo-cobalto, com superfície porosa de microsferas de cromo-cobalto sinterizadas, apresentando porosidade média de 200µm. Foram utilizadas 16 cabeças femorais de 28mm de diâmetro e 28 de 32mm.

As cirurgias foram realizadas sempre pelo mesmo cirurgião, através de abordagem póstero-lateral. O acetábulo era preparado com fresas acetabulares que aumentam a cada milímetro e o componente colocado era um número imediatamente superior ao da última fresa utilizada. Visando a colocação do componente femoral, inicialmente, era realizado um furo-piloto na fossa piriforme para facilitar o correto alinhamento no canal medular, otimizando a utilização das fresas intramedulares. Quando julgado que o torque necessário para a fresagem era suficientemente alto, a prótese de tamanho imediatamente superior era a utilizada.

O regime profilático na utilização de antibiótico (cefalosporina) era iniciado na indução anestésica e perdurava nas 48 horas seguintes ao do procedimento cirúrgico. Os pacientes eram sentados no leito no dia seguinte da cirurgia, permitindo-se que ficassem em pé com auxílio no 2º dia e pequenas caminhadas com carga parcial de peso eram estimuladas a partir do 3º dia. Entretanto, carga total de peso não era permitida antes do 3º mês.

As imagens radiográficas em ântero-posterior (AP) e perfil (Lowenstein) eram tomadas nos períodos pré-operatório, pós-operatório imediato, após seis semanas, três meses, seis meses, um ano de pós-operatório e, anualmente, a partir de então.

Para a análise da remodelação óssea utilizamos as radiografias obtidas no pós-operatório imediato e após 10 anos de seguimento. Ênfase foi dada na manutenção da posição do paciente e na constância dos fatores de exposição radiográfica. Pequenas mudanças na penetração dos raios X são inevitáveis neste tipo de estudo. Para minimizar quaisquer dificuldades de comparação, utilizaram-se, quando necessário, marcos radiográficos, para controle interno. Embora seja observado que o osso reabsorva em extensão diferente em alguns locais e varie de um caso a outro, nenhuma distinção sobre o grau de alteração foi realizada. Como já se demonstrou que redução menor do que 30% na densidade mineral

pode ser difícil de visualizar nas radiografias convencionais⁽⁵⁻⁶⁾, qualquer tipo de alteração perceptível foi considerado suficiente para inclusão como reabsorção óssea. Dessa maneira, o critério adotado para avaliação da reabsorção óssea em cada local foi, simplesmente, se o osso aparecesse mais escuro, com a cortical mais fina ou osteopênico, se comparado com as radiografias iniciais. A quantificação da extensão dessa remodelação foi realizada utilizando-se os mesmos critérios adotados por Engh *et al*⁽⁷⁾. A extremidade proximal do fêmur foi dividida em quatro níveis, tanto em AP quanto em perfil (figura 1). Cada nível foi dividido em medial (M), lateral (L), anterior (A) e posterior (P), perfazendo um total de 16 locais de averiguação. Como os 44 casos necessitaram de exame em 32 locais (16 no pós-operatório imediato e 16 após seguimento a longo prazo), no total 1.408 observações foram realizadas e analisadas. A extensão da reabsorção óssea foi então dividida em quatro graus: “grau 0”, nenhum sinal de reabsorção óssea; “grau I”, com um a quatro locais de reabsorção; “grau II”, cinco a sete locais de reabsorção e “grau III”, oito ou mais locais de reabsorção (figuras 1, 2, 3 e 4).

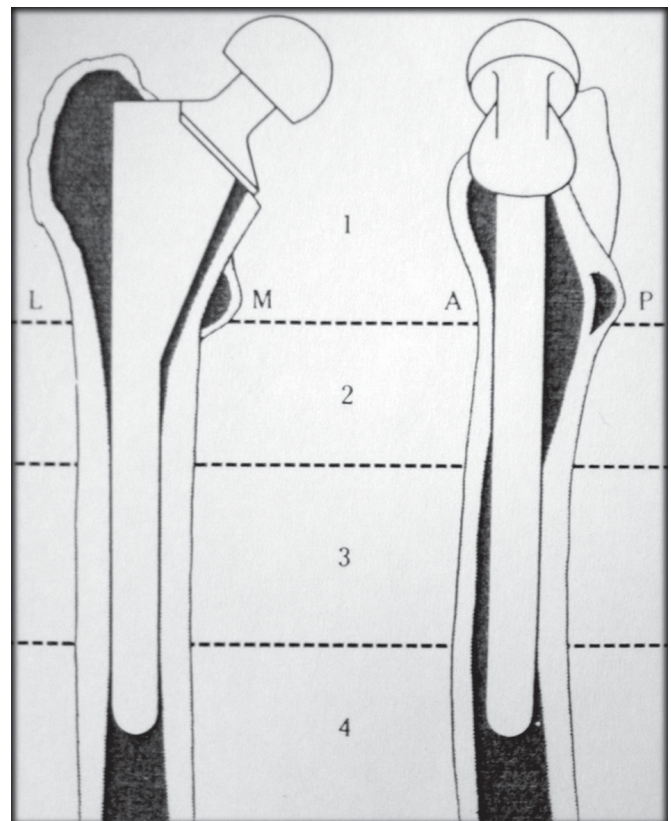


Figura 1 – Fêmur proximal dividido em quatro níveis, tanto em AP quanto em perfil

Fonte: RBO

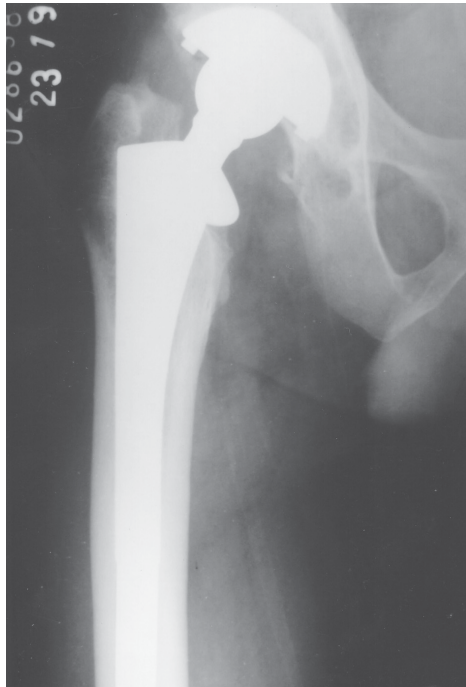


Figura 2
Ausência de
stress shielding



Figura 3 – *Stress shielding leve*

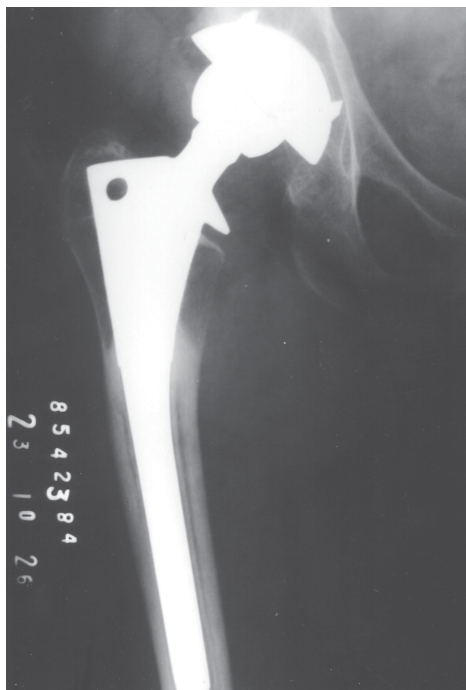


Figura 4
Stress shielding moderado

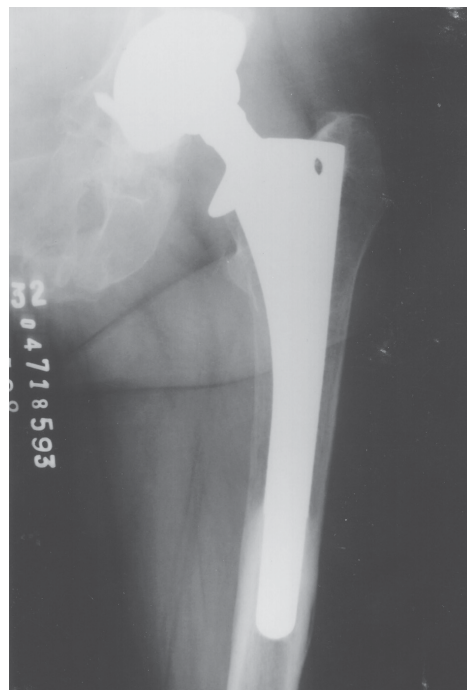


Figura 5 – *Stress shielding grave*

RESULTADOS

O estudo das radiografias em ântero-posterior e perfil revelou que 298 locais de reabsorção óssea foram identificados. Em média, 6,77 locais de reabsorção óssea foram identifica-

dos para cada paciente. Entre os pacientes, quatro (9,09%) – três mulheres e um homem – foram enquadrados no grau 0, ou seja, sem sinais de qualquer alterações ósseas; 17 (38,64%) – cinco mulheres e 12 homens – enquadraram-se no grau I;

três (6,82%) – duas mulheres e um homem – no grau II e 20 (45,45%) – 13 mulheres e sete homens – no grau III. Os locais mais comuns de reabsorção foram 1M, 1L, 1A e 1P, onde apareceram alterações em 40 pacientes (90,9%). Em 28 pacientes, utilizaram-se implantes com revestimento poroso em 1/3 da superfície: quatro foram enquadrados no grau 0 e 13 no grau I – total 17 pacientes; três pacientes foram enquadrados no grau II e oito no grau III – total 11 pacientes. Em 16 pacientes, utilizaram-se implantes com revestimento em 4/5 da superfície; nestes casos quatro pacientes classificaram-se como grau I e 12 como grau III (gráfico 2).

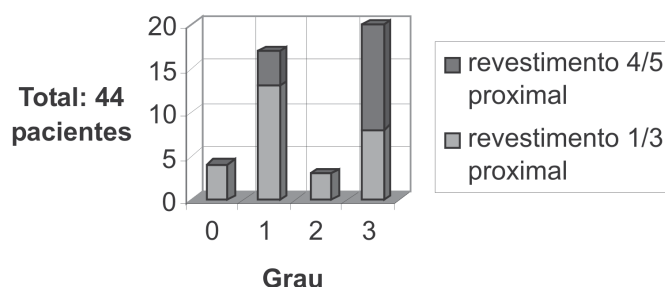


Gráfico 2 – Relação entre extensão do revestimento e grau de remodelação óssea proximal

Fonte: SOT-HC-UFPR

Diferentes diâmetros de haste femoral foram implantados nos pacientes, conforme citado no gráfico 1. Das hastes utilizadas, 27 tinham diâmetro menor ou igual a 13,5mm e todas possuíam 1/3 de revestimento poroso. Em 17 pacientes, foram colocadas hastes com diâmetro maior ou igual a 15mm, sendo que 16 possuíam revestimento em 4/5 da superfície. Uma haste de 15mm possuía revestimento poroso em 1/3 da superfície. Dos 27 pacientes que colocaram haste igual a 13,5mm ou menor, somente 10 pacientes (37,04%) foram enquadrados nos graus II e III, enquanto que, dos 17 pacientes que colocaram haste maior ou igual a 15mm, 13 pacientes (76,47%) enquadraram-se no grau III (gráfico 3).

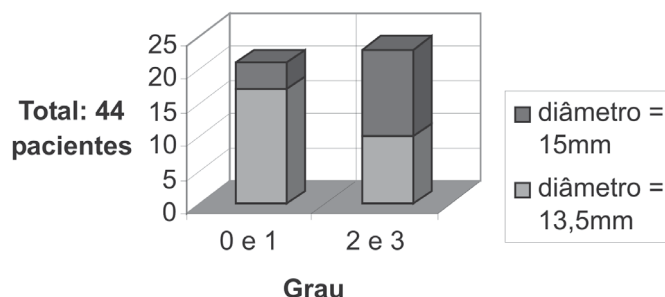


Gráfico 3 – Relação entre diâmetro do componente femoral e grau de remodelação óssea proximal

Fonte: SOT-HC-UFPR

DISCUSSÃO

A moderna artroplastia por substituição total da articulação teve início em 1958, quando Sir John Charnley desenvolveu uma prótese que consistia de um componente femoral metálico que se articulava com um componente acetabular plástico, sendo ambos fixados com cimento ósseo de metilmetacrilato⁽⁸⁾. Quando começaram a emergir os problemas relacionados ao cimento ósseo, a chamada “doença do cimento”, foram realizados estudos considerando a eliminação do cimento, visando fixação biológica para o componente, advindo, dessa maneira, as próteses totais de quadril não cimentadas⁽⁹⁻¹¹⁾. A maior parte desses estudos envolvia o intracrescimento ósseo em superfícies metálicas porosas. Os estudos sobre artroplastias não cimentadas demonstraram taxa elevada de reabsorção óssea proximal no fêmur^(7,9).

O entendimento da etiologia e das conseqüências da remodelação óssea proximal adaptativa é muito importante. Muitos autores têm discutido a teoria, mecanismos físicos e biológicos, fatores de risco, identificação e medição da reabsorção óssea⁽⁷⁻¹¹⁾. As preocupações relativas à reabsorção óssea incluem a perda de suporte mecânico e/ou do estoque ósseo, migração do implante e quebra da prótese e/ou do osso. Entretanto, poucos são os estudos que analisam a remodelação óssea e suas repercussões a longo prazo.

No presente estudo, identificamos a presença de *stress shielding* em 90,9% dos quadris por nós operados, com seguimento mínimo de 10 anos. Esse fato permite-nos supor que, a partir deste período, o fenômeno de *stress shielding* pode tornar-se um problema clinicamente importante. Ao citarmos a presença de 90,9% de reabsorção óssea proximal, a fizemos simplesmente relatando a visualização do osso que aparecesse mais escuro, com a cortical mais fina ou osteopênica, se comparado com as radiografias iniciais. Não houve distinção entre o grau de remodelação óssea proximal. Engh *et al*⁽⁷⁾, em trabalho clássico, relatam taxa de 72% de reabsorção óssea proximal; entretanto, 53,8% estariam no grau I, 14,1% no grau II e 4,1% no grau III; assim, somente 18,2% (grau II + grau III) teriam reabsorção óssea grave, ou seja, com possíveis repercussões clínicas. Em outro estudo, Bobyn *et al*⁽¹²⁾, após seguimento radiográfico de cinco a 13 anos, descreveram remodelação grave em 33% dos casos. Nosso estudo, no entanto, demonstrou que 52,27% dos pacientes apresentaram reabsorção óssea grave (6,82% grau II e 45,45% grau III). Kronick *et al*, após seguimento médio de 8,3 anos, encontraram 93% de *stress shielding* em seus casos; destes, 38% no grau I, 46% no grau II e 9% no grau III (55% de reab-

sorção óssea grave)⁽¹³⁾. Esses dados parecem estar em acordo com os encontrados em nosso estudo. Turfio *et al*, após seguimento de 32 quadris, por cinco anos, com próteses modelo *Parhofer-Mönch*[®], utilizando classificação própria, encontraram 100% de *stress shielding*⁽¹⁴⁾. Aristide *et al*, após seguimento de 13 quadris por cinco anos e dois meses, com próteses modelo *Osteonics*[®], encontraram 100% de *stress shielding*, sendo que a maior parte foi classificada como grau III, dado correspondente ao encontrado por nós⁽¹⁵⁾.

Ardran e Lachman sugerem que, quando a reabsorção óssea é visualmente detectável nas radiografias, a perda de densidade óssea é de 30% ou mais⁽⁵⁻⁶⁾. Por isso, alguns autores têm preconizado a utilização da densitometria mineral óssea como forma de detecção precoce, acurada e precisa da reabsorção óssea proximal^(10,16). Pritchett, comparando, por meio de densitometria óssea, cinco tipos diferentes de hastes femorais em 50 pacientes, após período mínimo de três anos, encontrou: redução da densidade mineral óssea ao redor de 57% com as hastes tipo Müller cimentadas, 43% com as hastes Harris Precoat cimentadas, 34% com as hastes modelo *AML*[®], enquanto que outros dois modelos não cimentados tiveram redução de 8 e 14%⁽¹¹⁾. McCarthy *et al* encontraram redução média de 40% na densidade mineral óssea três anos após a colocação de hastes femorais cimentadas⁽¹⁰⁾. Esses dados já haviam sido observados por Johnston *et al*, em 1983, quando relataram reabsorção óssea em torno de próteses cimentadas tipo Charnley, fato, na época, não reconhecido como um sério problema⁽¹⁷⁾. Há autores que opinam não haver correlação entre resultados clínicos e a presença de *stress shielding*, citando inclusive seu aparecimento como sinal de bom prognóstico, sugerindo que, quanto maior a conexão entre o implante e o osso, maior a reabsorção óssea^(9,18).

Tem sido afirmado que a remodelação óssea secundária ao *stress shielding* rende ao fêmur maior predisposição à osteólise induzida por *debris*⁽¹⁰⁾. Em nossa casuística, a presença de osteólise foi detectada em 45,45% dos acetábulo e 15,9% dos fêmures analisados; em todos os casos, a osteólise femoral foi proximal ao pequeno trocânter. Engh *et al*, em outro estudo, encontraram taxa de osteólise de 39% após 10 anos de seguimento pós-operatório⁽¹⁹⁾. Xenos *et al* identificaram a presença de 45% de osteólise em seus casos⁽²⁰⁾. Aristide *et al*, após seguimento mínimo de 36 meses, encontraram 50% de osteólise em componentes acetabulares de artroplastias não cimentadas⁽²¹⁾. Bugbee *et al* encontraram, em sua casuística, a presença de osteólise em 12% das radiografias analisadas⁽²²⁾.

Em 28 pacientes, utilizamos implantes com revestimento poroso em 1/3 da superfície. Entre esses pacientes notou-se

que quatro, em relação à presença de *stress shielding*, foram enquadrados como grau 0 e 13 como grau I, perfazendo um total de 17 pacientes; três pacientes foram enquadrados como grau II e oito como grau III, perfazendo um total de 11 pacientes. Em 16 pacientes utilizamos implantes com revestimento em 4/5 da superfície, entre eles quatro foram enquadrados como grau I e 12 como grau III. Dos 27 pacientes que colocaram haste menor ou igual a 13,5mm, somente 10 (37,04%) foram enquadrados nos graus II e III enquanto que, dos 17 pacientes que colocaram haste maior ou igual a 15mm, 13 (76,47%) foram enquadrados no grau III. Engh *et al*, em seu trabalho, demonstraram que hastes com diâmetro maior ou igual a 13,5mm apresentam incidência cinco vezes maior de reabsorção óssea pronunciada comparada com hastes de diâmetro de 12mm ou menos⁽⁷⁾. Da mesma forma, hastes com revestimento poroso em somente 1/3 de sua superfície, apresentam de duas a quatro vezes menos probabilidade de desenvolver reabsorção óssea pronunciada⁽⁷⁾. Bobyne *et al* relataram a associação entre *stress shielding* acentuado e hastes com diâmetro maior que 13mm⁽¹²⁾. Keaveny *et al*, após estudos em laboratório, não recomendam nenhum tipo de revestimento poroso distal ao pequeno trocânter, bem como recomendam que se evite a inserção de hastes calibrosas no canal femoral⁽²³⁾.

Outro dado que nos chamou a atenção foi a proporção de mulheres que apresentam *stress shielding* grave. A simples presença de reabsorção óssea foi observada em 20 homens e 20 mulheres; três mulheres e um homem não apresentaram remodelação óssea na extremidade proximal do fêmur. Contudo, 15 mulheres (75%) e oito homens (40%) apresentaram *stress shielding* grave. Esses dados assemelham-se aos de Bugbee *et al*, em que 69% das mulheres apresentaram reabsorção óssea⁽²²⁾.

Uma das maiores preocupações com os implantes inseridos sem cimento tem sido a potencial necessidade de realizar a revisão desses componentes, especialmente os implantes com revestimento poroso extenso. A remoção de componentes não cimentados fixos em ossos osteoporóticos é extremamente difícil e põe em risco de fratura esse osso e/ou com sacrifício do estoque ósseo, comprometendo reconstruções subsequentes. Entretanto, não tivemos, em nossa casuística, que revisar nenhum componente femoral bem fixado. A única haste femoral que necessitou de revisão (2,27%) apresentou migração e sua extração foi relativamente simples. Bugbee *et al*, após 10 anos de seguimento de 48 quadris, não detectaram nenhum caso com indicação de revisão de componente femoral⁽²²⁾. Engh *et al* relataram taxa de revisão de 1,5% após seguimento médio de 11 anos⁽¹⁹⁾.

A taxa de eventos clínicos adversos (reoperação, revisão, osteólise) na presente série de pacientes que tiveram reabsorção óssea na extremidade proximal do fêmur encontra-se nos mesmos níveis encontrados na literatura mundial, nos quais se utilizou o mesmo tipo de implante ou naqueles seguidos pelo mesmo período de tempo.

CONCLUSÃO

Em nenhum momento, em nossa série, o *stress shielding* se mostrou como fator perturbador da artroplastia de quadril, uma vez que não encontramos nenhuma consequência clínica adversa relacionada com isso nestes primeiros 10 anos de pós-operatório.

REFERÊNCIAS

- Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG. The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of a prospective consecutive series. *J Bone Joint Surg Am.* 1988;70(3):337-46.
- Engh CA. Hip arthroplasty with a Moore prosthesis with porous coating. A five-year study. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;(176):52-66.
- Callaghan JJ. Total hip arthroplasty. Clinical perspective. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(276):33-40.
- Engh CA, O'Connor D, Jasty M, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH. Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(285):13-29.
- Ardran GM. Bone destruction not demonstrable by radiography. *Br J Radiol.* 1951;24(278):107-9.
- Lachman E. Osteoporosis: the potentialities and limitations of its roentgenologic diagnosis. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med.* 1955;74:712-5.
- Engh CA, Bobyn JD. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;(231):7-28.
- Charnley J. *Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice.* Berlin: Springer-Verlag; 1979.
- Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br.* 1987;69(1):45-55.
- McCarthy CK, Steinberg GG, Agren M, Leahey D, Wyman E, Baran DT. Quantifying bone loss from the proximal femur after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73(5):774-8. Comment in: *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74(4):631-2.
- Pritchett JW. Femoral bone loss following hip replacement. A comparative study. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;(314):156-61.
- Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE. Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(274):79-96.
- Kronick JL, Barba ML, Paprosky WG. Extensively coated femoral components in young patients. *Clin Orthop Relat Res.* 1997;(344):263-74.
- Turibio FM, Choffi M, Laredo Filho J, Oliveira H. Alterações radiográficas no fêmur após artroplastia não cimentada da Parghofer-Mönch. *Rev Bras Ortop.* 1996;31(10):785-91.
- Aristide RSA, Honda E, Marone MMS, Polesello G, Saito RY, Guimarães RP. Avaliação radiográfica e densiométrica das próteses totais não cimentadas do quadril. *Rev Bras Ortop.* 1999;34(8):451-6.
- Kilgus DJ, Shimaoka EE, Tipton JS, Eberle RW. Dual-energy X-ray absorptiometry measurement of bone mineral density around porous-coated cementless femoral implants. Methods and preliminary results. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75(2):279-87.
- Johnston RC, Crowninshield RD. Roentgenologic results of total hip arthroplasty. A ten-year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;(181):92-8.
- Engh CA, Massin P. Cementless total hip arthroplasty using the anatomic medullary locking stem. Results using a survivorship analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(249):141-58.
- Engh CA Jr, Culpepper WJ 2nd, Engh CA. Long-term results of use of the anatomic medullary locking prosthesis in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79(2):177-84.
- Xenos JS, Heekin RD, Callaghan JJ, Savory WJ, et al. First generation cementless hip arthroplasty: long-term follow-up. *Orthop Trans.* 1996;20:271-2.
- Aristide RSA, Honda E, Polesello G, Salas LAS, Pedroni MA. Osteólise e desgaste nos componentes acetabulares não cimentados nas artroplastias do quadril. *Rev Bras Ortop.* 1996;31(12):1001-6.
- Bugbee WD, Culpepper WJ 2nd, Engh CA Jr, Engh CA Sr. Long-term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79(7):1007-12.
- Keaveny TM, Bartel DL. Mechanical consequences of bone ingrowth in a hip prosthesis inserted without cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77(6):911-23.