

Osteólise e desgaste nos componentes acetabulares não cimentados nas artroplastias do quadril*

RUDELLI SÉRGIO ANDREA ARISTIDE¹, EMERSON HONDA², GIANCARLO POLESSELLO³,
LUIS ALFONSO SANTAMARÍA SALAS⁴, MARCO ANTONIO PEDRONI⁴

RESUMO

Entre 1986 e 1992 foram avaliados 135 quadris, submetidos a artroplastia total com componente acetabular não cimentado de Harris-Galante. Foram estudados osteólise localizada e desgaste do polietileno, relacionados com idade, diâmetro da cabeça do componente femoral, artroplastia primária ou revisão, componente femoral cimentado ou não e espessura do polietileno. Em 46% dos componentes acetabulares não cimentados, foi encontrada osteólise localizada. Não houve correlação significativa com a quantidade de desgaste do polietileno e osteólise, em que, na maioria dos casos, a espessura do polietileno utilizado foi igual ou superior a 10mm. O desgaste do polietileno foi de $0,14 \pm 0,02$ mm ao ano, superior às médias descritas na literatura para artroplastias cimentadas. A quantidade de desgaste do polietileno foi maior nas artroplastias com cabeça femoral de 28mm de diâmetro.

Unitermos – Osteólise; desgaste; artroplastia não cimentada

SUMMARY

Osteolysis and cementless acetabular component wear in hip arthroplasties

Between 1986 and 1992, 135 hip joints were assessed that had been submitted to Harris-Galante cementless acetabular component. Localized osteolysis and wear of polyethylene related to age, head diameter of femoral component, primary or revision arthroplasty, cemented or cementless component, and polyethylene thickness were studied. Osteolysis

was found in 46% of the cementless acetabular components. There was no significant correlation with the amount of wear and osteolysis, and in most cases the polyethylene thickness was 10 mm or more. Wear occurred at a rate of $.14 \pm .02$ mm per year, higher than the mean published in the literature for cemented arthroplasties, and the amount of wear was greater in arthroplasties with 28 mm of head diameter.

Key words – Osteolysis; wear; cementless arthroplasty

INTRODUÇÃO

Osteólise é uma complicação reconhecida nas artroplastias cimentadas do quadril. Charnley⁽⁸⁾ relata nos primeiros trabalhos realizados frequência significativa de osteólise associada a infecção; atribui a esta a causa da osteólise. Jones & Hungerford⁽²³⁾ descrevem partículas de polimetilmetacrilato localizadas em áreas de osteólise ao redor dos componentes cimentados soltos; sugerem serem as partículas de cimento as causadoras da osteólise. Por estar associada à soltura asséptica ou infecciosa nas artroplastias cimentadas, a osteólise foi incorretamente descrita como “doença do cimento”^(6,23,24,27,34).

Maior incentivo foi dado ao desenvolvimento das artroplastias não cimentadas, visto ser um de seus propósitos evitar a “doença do cimento”. Porém, no seguimento das artroplastias não cimentadas, com ou sem sinais e sintomas de soltura, foi encontrada a osteólise^(6,11,15,16,37); dessa maneira, reconheceu-se a osteólise também como uma complicação das artroplastias não cimentadas. Com isso, a teoria da “doença do cimento” foi reformulada.

Embora não seja caracterizada como entidade própria, passou-se a estudar a osteólise localizada com o objetivo de definir suas possíveis causas e, conseqüentemente, evitar seu aparecimento.

Na pelve a osteólise localizada é encontrada na interface implante-osso, ou no osso esponjoso em situação justacetabular. Radiograficamente, manifesta-se como lesões destru-

* Trab. realiz. no Dep. de Ortop. e Traumatol. da Santa Casa de Miseric. de São Paulo – Pav. Fernandinho Simonsen (Diretor: Prof. Dr. José Soares Hungria Neto).

1. Professor Consultor do Grupo de Quadril.
2. Médico Chefe do Grupo de Quadril.
3. Médico Assistente do Grupo de Quadril.
4. Médico Estagiário do Grupo de Quadril.

tivas, expansivas, de características císticas, com perda do trabeculado ósseo, de tamanho variado e em alguns casos rodeada por fino halo de osso esclerótico^(6,16,22,27,40,41). Deve ser diferenciada da radiolusência linear, que aparece na interface implante-osso, a qual, ao mostrar-se progressiva nos exames radiográficos periódicos, é sugestiva de soltura do componente acetabular⁽¹⁵⁾.

Muitas teorias quanto à etiologia da osteólise localizada foram descritas. A mais aceita, porém não totalmente comprovada, a atribui à presença das partículas de desgaste do polietileno acetabular, que levaria à formação de um granuloma com reabsorção óssea^(6,11,13,16,22,25,27,29,30,33,34,37). Essas partículas são liberadas no fluido articular e conduzidas ao osso através do espaço articular efetivo⁽¹¹⁾, por diferença no gradiente pressórico^(22,34).

O desgaste do polietileno está relacionado a variáveis como idade do paciente, atividade física, tipo de material utilizado nas superfícies articulares, diâmetro da cabeça femoral do implante, espessura do polietileno⁽⁵⁾ e fatores iatrogênicos. Existe correlação entre produtos do desgaste do polietileno^(6,11,13,16,22,25,27,30,33,34,37), abrasão ou corrosão dos componentes metálicos^(1,4,6,17,22,27,30,33), fatores mecânicos (micromovimentos e diferença pressórica)^(6,11,19,22,27,30,31,33,34) e partículas de metilmetacrilato na gênese da osteólise^(2,6,22,27,30,33,34,38-40).

O objetivo do presente estudo é quantificar o desgaste do polietileno dos componentes acetabulares não cimentados de Harris-Galante, aparecimento de osteólise localizada ao redor destes componentes e correlacionar estas variáveis.

CASUÍSTICA E MÉTODO

No período entre 1986 e 1992 foram realizadas no Grupo de Quadril do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Pavilhão Fernandinho Simonsen, 175 artroplastias em 140 pacientes, utilizando componentes acetabulares não cimentados de Harris-Galante. Trinta e cinco pacientes tiveram procedimento bilateral. O tempo mínimo de seguimento foi 36 meses e o máximo, de 110 meses.

Foram excluídos deste estudo 31 pacientes que não tinham período mínimo de seguimento equivalente a 36 meses, dois que apresentaram soltura do componente acetabular, sete que foram a óbito por outras doenças não relacionadas ao tratamento e não tinham período de seguimento suficiente. A soltura acetabular foi avaliada comparando-se a migração e radiolusência linear progressiva ao redor do componente acetabular, em controles radiográficos periódicos^(8,9,13,15,32,41).

Restaram para avaliação 135 quadris, dos quais 76 eram de pacientes do sexo masculino (56,3%) e 59 do feminino (43,7%). A idade dos pacientes, na época da realização da artroplastia, variou de 17 a 79 anos ($44,53 \pm 14,41$ anos). Em 105 quadris (77,8%) a artroplastia foi primária e em 30 (22,2%), revisão; componente femoral não cimentado em 106 quadris (78,5%) e cimentado em 29 (21,5%). O diâmetro da cabeça utilizada foi de 22mm em 54 quadris (40,0%) e de 28mm em 81 (60,0%). A espessura inicial do polietileno dos componentes acetabulares variou de 8 a 22mm ($14,65 \pm 2,66$ mm). Neste grupo houve dois casos (1,4%) de infecção e um óbito (0,7%) não relacionado ao tratamento, porém ambos permaneceram na casuística porque apresentavam seguimento acima de 36 meses quando da intercorrência.

Foram analisadas radiografias da pelve na incidência ântero-posterior centradas na sínfise púbica, com os membros inferiores em rotação interna, do pós-operatório imediato e da última avaliação ambulatorial de todos os casos. Medidas do diâmetro da cabeça, da espessura e desgaste do polietileno e das lesões osteolíticas foram registradas.

A correção da magnificação radiográfica foi obtida dividindo-se o diâmetro real da cabeça do componente femoral, em milímetros, pela medida do diâmetro encontrado nas radiografias, obtendo-se desta maneira um fator de correção para cada caso (tabela 1). Multiplicando esse fator pelos valores encontrados nas radiografias, determinou-se o valor real em milímetros. A medida e o cálculo do desgaste do polietileno foram realizados pelo método descrito por Charnley & Halley⁽¹¹⁾.

As lesões osteolíticas foram medidas no comprimento e largura, em seus maiores eixos, somando-se os valores nos casos de lesões múltiplas. O resultado foi multiplicado pelo fator de correção de cada caso para obter-se o valor real em

TABELA 1
Fator de correção da magnificação radiográfica

Cabeça de 22mm		Cabeça de 28mm	
Diâmetro da cabeça no RX	Fator de correção	Diâmetro da cabeça no RX	Fator de correção
24	0,91	32	0,87
25	0,88	33	0,84
26	0,84	34	0,82
27	0,81	35	0,80
28	0,78	36	0,77
29	0,75	37	0,75
30	0,73	38	0,73

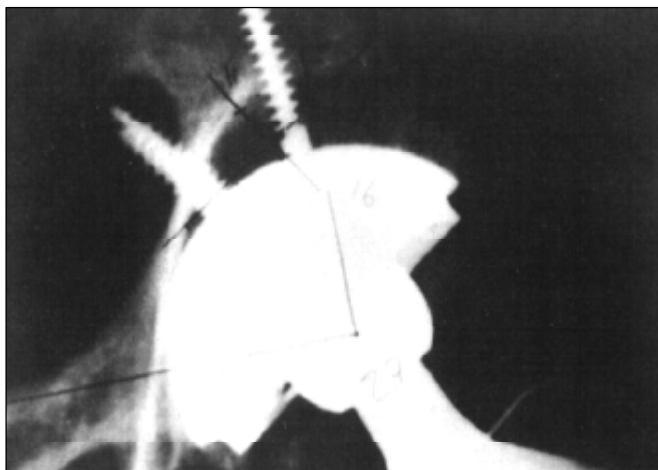


Fig. 1 – Medida radiográfica da osteólise, diâmetro da cabeça do componente femoral, espessura do polietileno e demarcação das zonas de DeLee & Charnley

milímetros⁽¹⁶⁾. Foi utilizada a classificação de DeLee & Charnley⁽¹⁵⁾ para localizar as lesões (fig. 1).

Na análise estatística dos dados foi utilizado o teste de análise de variância, em que $p > 0,05$ foi considerado não significativo.

RESULTADOS

Osteólise foi encontrada em 62 quadris (45,9%), com lesão única em 51 (37,8%) e múltiplas em 11 (8,1%). Localizadas, segundo a classificação de DeLee & Charnley⁽¹⁵⁾, na zona I: 30 quadris (22,2%), zona II: 57 (42,2%) e zona III: quatro (3,0%). Seu comprimento variou de 0,8 a 75,6mm ($25,36 \pm 15,78$ mm), predominando o intervalo entre 10 e 40mm, 47 quadris (75,8%); a largura variou de 0,6 a 43,6mm ($16,0 \pm 9,67$ mm), predominando o intervalo entre 10 e 30mm, 39 quadris (62,9%).

Cinqüenta por cento das artroplastias não cimentadas estavam associadas a osteólise localizada, enquanto que nas híbridas 31,0% apresentavam estas lesões. A osteólise localizada foi maior nas artroplastias primárias (47,6% de 105 quadris), comparadas as revisões (40,0% de 30 quadris). Espessura do polietileno inicial e osteólise localizada também foram comparadas e, da mesma maneira que as relações acima descritas, não foram estatisticamente significantes ($p > 0,05$). Em sete casos não houve associação entre desgaste e osteólise localizada; nos 55 restantes esta associação estava presente, não havendo correlação entre quantidade de desgaste e a magnitude das lesões osteolíticas. A maioria das lesões osteolíticas foi encontrada entre a 4ª e 5ª décadas, 29

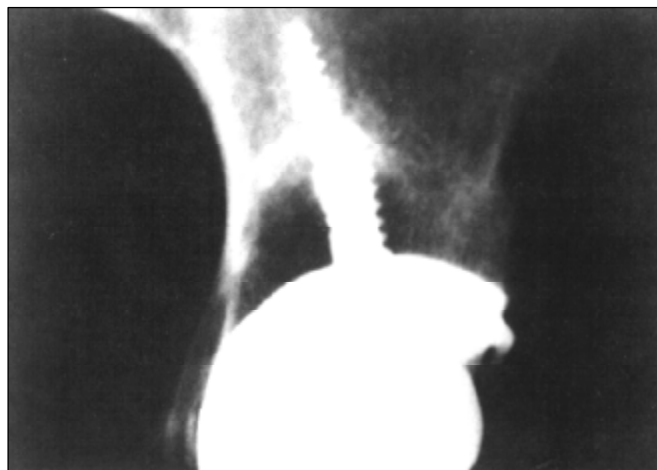


Fig. 2 – Radiografia mostrando detalhe de grande lesão osteolítica localizada na zona II, após 72 meses de seguimento

quadris (46,7%), e não houve predomínio significativo quanto ao sexo. As próteses com cabeça de 22mm apresentaram osteólise maior (50,0% de 54 quadris) em relação às de 28mm (43,2% de 81 quadris), o que foi estatisticamente significativo ($p < 0,05$).

Em 117 quadris o desgaste encontrado variou de 0,36 a 2,52mm ($0,81 \pm 0,43$ mm), com média de $0,14 \pm 0,02$ mm ao ano. A maioria foi encontrada na 5ª década (25,1%). Em relação ao sexo houve mais desgaste no masculino (59,8%).

As correlações entre desgaste e componente femoral cimentado e não cimentado, artroplastia primária e revisão, a espessura do polietileno e tamanho da cabeça, não foram estatisticamente significantes.

DISCUSSÃO

Com o aperfeiçoamento do material de implante associado à melhoria da técnica cirúrgica, pensou-se que a taxa de complicações, entre elas infecção e soltura, nas artroplastias não cimentadas, sofreria redução significativa^(22,30,34); com isso, ter-se-iam resolvido as complicações advindas do cimento. Entretanto, observou-se que a osteólise localizada também foi encontrada nas artroplastias não cimentadas e suas consequências necessitavam maior atenção^(22,30,34) (fig. 2).

Santavirta *et al.*⁽³³⁾ descrevem osteólise associada à soltura e migração dos componentes acetabulares não cimentados, em período de seguimento que variou de 39 a 75 meses. Contrasta com Maloney *et al.*⁽²⁷⁾, que referem encontrar osteólise associada a componentes sem sinais de soltura, em período de seguimento de 53 a 84 meses. Neste estudo, nossos resultados são similares aos de Maloney *et al.*, com tem-

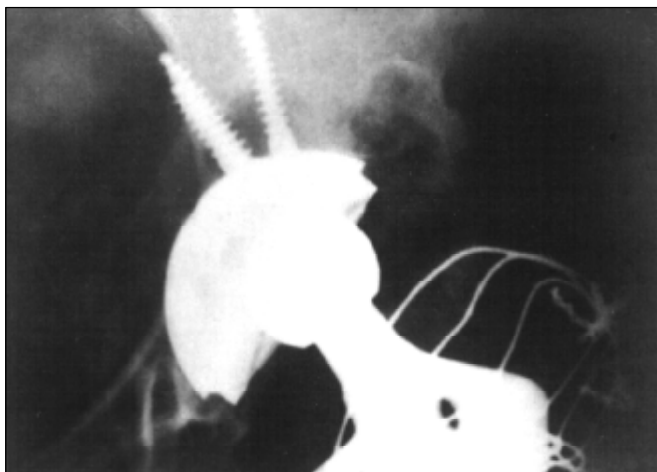


Fig. 3 – Radiografia mostrando detalhe do desgaste acentuado do polietileno (excentricidade da cabeça femoral) e lesão osteolítica localizada na zona II, após 50 meses de seguimento

po de seguimento similar. Tem-se observado que a osteólise localizada não está relacionada à soltura precoce do componente acetabular, mesmo quando as lesões são de grande volume^(16,22,25,27,34,37); porém, à medida que o tempo de uso do implante aumenta, a osteólise pode tornar-se fator associado à soltura⁽²⁷⁾.

Schmalzried *et al.*⁽³⁴⁾ apontam a necessidade de descobrir o fator desencadeante primário da lesão óssea e quais fatores determinariam sua localização e intensidade.

A estimativa de desgaste com as cabeças de 22mm, nas artroplastias cimentadas, é de 0,1mm ao ano^(10,11,14,21). Livermore *et al.*⁽²⁵⁾ encontraram em seus estudos desgaste de $0,08 \pm 0,07$ mm ao ano nas cabeças de 28mm, também nas artroplastias cimentadas. Neste estudo encontramos taxa de desgaste de $0,14 \pm 0,02$ mm ao ano, que representa 50% a mais do que descrito na literatura para as próteses acetabulares cimentadas.

Os resultados do estudo referentes ao tamanho da cabeça e desgaste estão em concordância com os dados referidos na literatura. Os componentes de polietileno acetabular apresentaram desgaste maior com as cabeças de 28mm, apesar de não ser estatisticamente significante (fig. 3).

Nashed *et al.*⁽³⁰⁾ mostraram que não houve correlação entre a espessura do polietileno e desgaste ou osteólise; a espessura do polietileno, em seu estudo, variou de 6,8 a 10,2mm. Para Maloney *et al.*⁽²⁷⁾, assim como para Bono *et al.*⁽⁵⁾, quanto menor a espessura do polietileno, maior será o desgaste; segundo os autores, o polietileno entre 5 e 9mm estará totalmente desgastado em período de cinco a oito anos de seguimento. Bartel *et al.*⁽³⁾ relatam que o estresse da cabeça do

componente femoral sobre o polietileno aumenta significativamente ao utilizar-se este material com espessura em torno de 6mm, que provocaria desgaste importante em curto período. Os resultados de nosso estudo mostram que a espessura do polietileno não teve influência no desgaste, embora em apenas três quadris ela fosse entre 8 e 9mm; no restante, utilizou-se polietileno com espessura igual ou superior a 10mm.

As características do material utilizado também influenciam o desgaste do polietileno. O polietileno modular pode apresentar defeito no mecanismo de trava com o componente acetabular metálico. Isso levaria a micromovimentos entre a face interna do metal e a externa do polietileno, provocando a liberação de partículas de um e/ou outro material, aumentando o desgaste^(11,27,30). Outro fator que aumentaria o desgaste seria a rigidez que o componente metálico proporciona ao polietileno, diminuindo sua elasticidade⁽³⁰⁾.

Outra causa de desgaste é a iatrogênica e está relacionada com má técnica cirúrgica, como: posicionamento verticalizado do acetábulo que, segundo Bono *et al.*⁽⁵⁾, causa maior desgaste do polietileno; manipulação sem proteção dos implantes durante o ato operatório, pois pequenas fissuras nas superfícies articulares do polietileno e da cabeça femoral aumentariam o atrito; e fragmentos de metilmetacrilato soltos atuando como corpo livre intra-articular, nos casos de artroplastias híbridas, que aumentariam o atrito e, conseqüentemente, o desgaste.

Dentre os fatores descritos que provocam osteólise estão relacionados: mecânicos, como micromovimentos na interface implante-osso ou cimento-osso^(6,19,22,27,30,31,33), gradientes pressóricos no espaço articular efetivo^(11,22,34), partículas de metilmetacrilato^(2,6,22,27,30,33,34,38-40), produtos da abrasão ou corrosão dos componentes metálicos^(1,4,6,17,22,27,30,33) e partículas do desgaste do polietileno^(6,11,13,16,22,25,27,30,33,34,37).

Schmalzried *et al.*⁽³⁴⁾ descreveram o conceito do espaço articular efetivo; este espaço inclui não somente a articulação do quadril, mas toda a interface implante-osso que é acessível ao fluido articular. As partículas liberadas no quadril permanecem no fluido articular e têm o potencial de alcançar o espaço articular efetivo por gradiente pressórico. Nos locais de menor resistência óssea o fluido e as partículas concentram-se, iniciando o processo osteolítico⁽³⁴⁾.

Histologicamente, essas partículas de desgaste ativam o complexo antígeno anticorpo, desencadeando o mecanismo de fagocitose através dos macrófagos, monócitos e células gigantes^(18,20,26,27,33,34). Reação inflamatória com formação de granulomas desenvolve-se no local, com a liberação de enzimas osteolíticas que iniciam o processo de reabsorção ós-

sea⁽³³⁾. Nos locais de menor resistência, maior será o acúmulo de partículas, maior a reação inflamatória, maior a osteólise, diminuindo ainda mais a resistência óssea, favorecendo aporte de partículas ao local, entrando em ciclo vicioso⁽³⁴⁾.

Encontramos osteólise em sete quadris, não associada ao desgaste do polietileno. Essa associação chamou-nos atenção pois, segundo a literatura, seriam as partículas do desgaste do polietileno o principal fator desencadeante. Não se pode afastar histologicamente a existência de partículas de metal ou mesmo cimento provenientes dos componentes femorais como causadores das lesões neste estudo. Afastamos soltura, através de controles radiográficos, como fator desencadeante.

Acreditamos que possa existir um fator de pressão hidrostática provocado pelo deslocamento, sob pressão, do fluido articular dentro do espaço articular efetivo de encontro à superfície óssea, que levaria a sua erosão, assemelhando-se ao que ocorre nos processos de formação de geodos nas artroses ou na erosão vertebral causada por aneurisma de aorta.

CONCLUSÃO

1) O desgaste do polietileno dos componentes acetabulares não cimentados de Harris-Galante foi maior que o descrito na literatura, para as artroplastias cimentadas.

2) O componente femoral com cabeça de diâmetro de 28mm produziu desgaste maior que o da de 22mm.

3) Não houve relação significativa entre espessura do polietileno do componente acetabular e o desgaste, lembrando que neste estudo a espessura mínima utilizada foi de 8mm.

4) A osteólise localizada nas artroplastias não cimentadas tem incidência elevada, mesmo em período de seguimento curto.

5) Acreditamos que maior tempo de seguimento seja necessário para melhor conhecimento da origem da osteólise localizada, pois um fator mecânico de pressão hidrostática pode estar associado a sua gênese.

REFERÊNCIAS

1. Agins, H.J., Alcock, N.W., Bansal, M. et al: Metallic wear in failed titanium-alloy total hip replacement. *J Bone Joint Surg [Am]* 70: 347-356, 1988.
2. Anthony, P.P., Gie, G.A., Howie, C.R. et al: Localised endosteal bone lysis in relation to the femoral components of cemented total hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg [Br]* 72: 971-979, 1990.
3. Bartel, D.L., Bicknell, V.L. & Wright, T.M.: The effect of conformity, thickness and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *J Bone Joint Surg [Am]* 68: 1041-1056, 1986.
4. Black, J., Sherk, H., Bonini, J. et al: Metallosis associated with a stable titanium-alloy femoral component in total hip replacement. A case report. *J Bone Joint Surg [Am]* 72: 126-130, 1990.
5. Bono, J.V., Sanford, L. & Toussaint, J.T.: Severe polyethylene wear in total hip arthroplasty. Observations from retrieved AML plus hip implants with an ACS polyethylene liner. *Arthroplasty* 9: 119-125, 1994.
6. Buechel, F.F., Drucker, D., Jasty, M. et al: Osteolysis around uncemented acetabular components of cobalt-chrome surface replacement hip arthroplasty. *Clin Orthop* 298: 202-211, 1994.
7. Callaghan, J.J., Pedersen, D.R., Olejniczak, J.P. et al: Radiographic measurement of wear in 5 cohorts of patients observed for 5 to 22 years. *Clin Orthop* 317: 14-18, 1995.
8. Charnley, J.: *Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice*, New York, Springer, 1979.
9. Charnley, J.: "Long term results of low-friction arthroplasty", in *The Hip: Proceedings of the Tenth Open Scientific Meeting of the Hip Society*: 42-49, St. Louis, C.V. Mosby, 1992.
10. Charnley, J. & Cupic, Z.: The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop* 95: 9-25, 1973.
11. Charnley, J. & Halley, D.K.: Rate of wear in total hip replacement. *Clin Orthop* 112: 170-179, 1975.
12. Chen, P.C., Mead, E.H., Pinto, J.G. et al: Polyethylene wear debris in modular acetabular prostheses. *Clin Orthop* 317: 44-56, 1995.
13. Claus, B., Van Innis, B., De Witte, E. et al: The Harris-Galante cementless acetabular component: Results in 190 cases with at least 3 years follow-up. *Acta Orthop Belg* 59 (Suppl I): 307-309, 1993.
14. Cupic, Z.: Long term follow-up of Charnley arthroplasty of the hip. *Clin Orthop* 141: 28-43, 1979.
15. DeLee, J.G. & Charnley, J.: Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop* 121: 20-32, 1976.
16. Engh, C.A., Bobyn, J.D. & Glassman, A.H.: Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding and clinical results. *J Bone Joint Surg [Br]* 69: 45-55, 1987.
17. Evans, E.M., Freeman, M., Miller, A. et al: Metal sensitivity as a cause of bone necrosis and loosening of the prosthesis in total joint replacement. *J Bone Joint Surg [Br]* 56: 626, 1974.
18. Galante, J.O., Lemons, J., Spector, M. et al: The biologic effects of impact materials. *J Orthop Res* 9: 760-775, 1991.
19. Goldring, S.R., Schiller, A.L., Roelke, M. et al: The synovial-like membrane of the bone-cement interface in loose total hip replacement and its proposed role in bone lysis. *J Bone Joint Surg [Am]* 65: 575-580, 1983.
20. Goodman, S.B., Fornasier, V.L. & Kei, J.: The effects of bulk versus particulate polymethylmethacrylate on bone. *Clin Orthop* 232: 255-262, 1988.
21. Halley, D.K. & Wroblewski, B.M.: Long term results of low-friction arthroplasty in patients 30 years of age or younger. *Clin Orthop* 211: 43-50, 1986.
22. Jasty, M., Bragdon, C., Jiranek, W. et al: Etiology of osteolysis around porous-coated cementless total hip arthroplasties. *Clin Orthop* 308: 111-126, 1994.

23. Jones, L.C. & Hungerford, D.S.: Cement disease. *Clin Orthop* 225: 192-206, 1987.
24. Lennox, D.W., Schofield, B.H., McDonald, D.F. et al: A histologic comparison of aseptic loosening of cemented, press-fit and biologic ingrowth prostheses. *Clin Orthop* 225: 171-191, 1987.
25. Livermore, J., Ilstrup, D. & Morrey, B.: Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg [Am]* 72: 518-528, 1990.
26. Maguire Jr., J.K., Coscia, M.F. & Lynch, M.H.: Foreign body reaction of polymeric debris following total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 216: 213-223, 1992.
27. Maloney, W.J., Peters, P., Engh, C.A. et al: Severe osteolysis in the pelvis in association with acetabular replacement without cement. *J Bone Joint Surg [Am]* 75: 1627-1635, 1993.
28. McCallum, D.E. & Nunley, J.A.: "Bone grafting in acetabular protrusion: a biologic cuttress", in *The Hip: Proceedings of the Sixth Meeting of the Hip Society*: 124-146, St. Louis, C.V. Mosby, 1978.
29. Mulroy Jr., R.D. & Harris, W.H.: The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement. An 11-year radiographic review. *J Bone Joint Surg [Br]* 72: 757-760, 1990.
30. Nashed, R.S., Becker, D.A. & Gustilo, R.B.: Are cementless acetabular components the cause of excess wear and osteolysis in total hip arthroplasty? *Clin Orthop* 317: 19-28, 1995.
31. Perren, S.M.: "The induction of bone resorption by prosthetic loosening", in *The cementless fixation of hip endoprostheses*, Berlin, Springer-Verlag, 1984.
32. Salvati, E.A., Wilson Jr., P.D., Jolley, M.N. et al: A ten-year follow-up study of our first one hundred consecutive Charnley total hip replacements. *J Bone Joint Surg [Am]* 63: 753-767, 1981.
33. Santavirta, S., Hoikka, V., Eskola, A. et al: Aggressive granulomatous lesions in cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Br]* 72: 980-984, 1990.
34. Schmalzried, T.P., Jasty, M. & Harris, W.H.: Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg [Am]* 74: 849-863, 1992.
35. Schmalzried, T.P., Kwong, L.M., Jasty, M. et al: The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. Analysis of specimens retrieved at autopsy. *Clin Orthop* 274: 60-78, 1992.
36. Sutherland, C.J., Wilde, A.H., Borden, L.S. et al: A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg [Am]* 64: 970-982, 1982.
37. Tanzer, M., Maloney, W.J., Jasty, M. et al: The progression of femoral cortical osteolysis in association with total hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg [Am]* 74: 404-410, 1992.
38. Willert, H.-G., Bertram, H. & Buchhorn, G.H.: Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. *Clin Orthop* 258: 95-107, 1990.
39. Willert, H.-G. & Semlitsch, M.: Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J Biomed Mater Res* 11: 157-164, 1977.
40. Xenos, J.S., Hopkinson, W.J., Callaghan, J.J. et al: Osteolysis around an uncemented cobalt chrome total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 317: 29-36, 1995.
41. Zicat, B., Engh, C.A. & Gokcen, E.: Patterns of osteolysis around total hip components inserted with and without cement. *J Bone Joint Surg [Am]* 77: 432-439, 1995.