Published online: 2019-06-27

Comparação da taxa de desgaste entre componentes de cerâmica sobre cerâmica, de metal sobre polietileno de alta ligação cruzada e de metal sobre metal*

Comparison of Wear Rate between Ceramic-on-Ceramic, Metal on Highly Cross-linked Polyethylene, and Metal-on-Metal Bearings

Yoshitoshi Higuchi[1] Taisuke Seki[1] Daigo Morita[1] Daigo Komatsu[1] Yasuhiko Takegami[1] Naoki Ishiguro[1]

[1] Departamento de Cirurgia Ortopédica, Nagoya University Graduate School of Medicine, Tsurumai-cho, Showa-ku,Nagoya, Japão

Rev Bras Ortop 2019;54:295–302.

Address for correspondence Yoshitoshi Higuchi, Department of Orthopedic Surgery, Nagoya University Graduate School of Medicine, 65 Tsurumai-cho, Showa-ku Nagoya, Japan 466-8550 (e-mail: rdggd215@yahoo.co.jp).

Resumo

Objetivo Hoje, não há evidências sobre o acompanhamento em médio prazo da artroplastia total do quadril (ATQ) não cimentada com componentes de polietileno de alta ligação cruzada (*highly cross-linked*) sobre metal (MoP, na sigla em inglês), de cerâmica sobre cerâmica (CoC, na sigla em inglês), e de metal sobre metal (MoM, na sigla em inglês). Nosso objetivo foi calcular a taxa de desgaste entre 5 a 10 anos e a taxa de incidência de osteólise nos 3 tipos de componentes.

Métodos Um total de 77 pacientes foram submetidos a ATQ com componentes de MoP; 105 foram submetidos ao mesmo procedimento com componentes de CoC, e 55 foram submetidos à ATQ com componentes de MoM. A média de idade dos pacientes no momento da cirurgia foi de 64,7, 55,9 e 59,9 anos nos grupos de componentes MoP, de CoC, e de MoM, respectivamente. As medidas clínicas e radiológicas em um período médio de acompanhamento de 7,6 anos foram analisadas.

Resultados As pontuações médias de Harris no período pós-operatório não mostraram diferença entre os grupos. As taxas médias anuais de desgaste do revestimento foram de 0,0160, 0,0040 e 0,0054 mm/ano em componentes de MoP, de CoC, e de MoP, respectivamente; a taxa de desgaste dos componentes de CoC foi significativamente menor do que as dos demais. A osteólise (14,5%) nos componentes de MoM foi significativamente mais frequente em comparação aos demais. A sobrevida de Kaplan-Meier aos 10 anos com afrouxamento do implante ou revisão da ATQ como desfecho foi de 96,1% (intervalo de confiança [IC] de 95%: 88,4–98,7) nos componentes de MoP, de 98,6% (IC95%: 90,3–98,6) nos componentes de CoC, e de 98,2% (IC95%: 88,0–99,7) nos componentes de MoM ($p = 0,360$).

Conclusão Os resultados clínicos e radiológicos de componentes de MoP e de CoC foram excelentes.

Palavras-chave
- artroplastia
- cerâmicas
- metais
- polietilenos
- desenho de próteses

* Estudo conduzido no Departamento de Cirurgia Ortopédica, Nagoya University Graduate School of Medicine, Tsurumai-cho, Showa-ku Nagoya, Japão.

Yoshitoshi Higuchi's ORCID is https://orcid.org/0000-0002-1112-2682.

received
January 19, 2018
accepted
July 10, 2018

DOI https://doi.org/10.1055/s-0039-1691762.
ISSN 0102-3616.

Copyright © 2019 by Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Published by Thieme Revnter Publicações Ltda, Rio de Janeiro, Brazil

License terms

Abstract

Objective Currently, there is a lack of evidence on the medium-term follow-up of cementless total hip arthroplasty (THA) using metal on highly cross-linked polyethylene (MoP), ceramic-on-ceramic (CoC), and metal-on-metal (MoM) bearings. Our aim was to calculate the 5- to 10-year wear rate and the incidence rate of osteolysis for these 3 types of bearings.

Methods A total of 77 patients underwent THA with MoP, 105 underwent THA with CoC, and 55 underwent THA with MoM. The average patient age at the time of surgery was 64.7, 55.9, and 59.9 years old in the MoP, CoC, and MoM bearings, respectively. Clinical and radiologic measurements at a mean follow-up of 7.6 years were analyzed.

Results The mean postoperative Harris hip scores showed no difference among the groups. The mean annual liner wear rates were 0.0160, 0.0040 and 0.0054 mm/year in MoP, CoC, and MoM bearings, respectively, with that of CoC bearings being significantly lower than those of the others. Osteolysis (14.5%) among MoM bearings was significantly more frequently observed compared with the others. Kaplan-Meier survival at 10 years with implant loosening, or revision THA as the endpoint, was 96.1% (95% confidence interval [CI]: 88.4–98.7) for MoP bearings, 98.6% (95%CI: 90.3–98.6) for CoC bearings, and 98.2% (95%CI: 88.0–99.7) for MoM bearings ($p = 0.360$).

Conclusion Excellent clinical and radiological outcomes were obtained for MoP and CoC bearings.

Keywords
- arthroplasty
- ceramics
- metals
- polyethylenes
- prosthesis design

Introdução

A artroplastia total do quadril (ATQ) para pacientes com osteoartrite de quadril em estágio terminal tem como objetivo o alívio duradouro da dor.[1,2] No entanto, apesar do aperfeiçoamento dos projetos de implantes e das técnicas cirúrgicas, o afrouxamento asséptico e a osteólise por partículas geradas pelo polietileno se tornaram grandes limitações para a sobrevida em longo prazo das próteses.[3–6] A osteólise tem sido relatada em até 60% dos pacientes jovens e ativos submetidos ao procedimento com polietileno convencional.[6] Na tentativa de evitar problemas causados por *debris* relacionados ao desgaste, vários tipos de superfícies foram projetados, como o componente de polietileno de alta ligação cruzada (*highly cross-linked*) sobre metal (MoP, na sigla em inglês), uma superfície de interação com menor desgaste linear e volumétrico em comparação ao polietileno convencional.[3,4,6,7] Da mesma maneira, superfícies que asseguram níveis ainda menores de desgaste volumétrico, como cerâmica sobre cerâmica (CoC, na sigla em inglês) e metal sobre metal (MoM, na sigla em inglês), também foram desenvolvidas na tentativa de redução da osteólise.

No entanto, estas superfícies têm suas próprias limitações inerentes, como fraturas e rangidos da cerâmica ou reação tecidual local adversa (ALTR, na sigla em inglês).[1,2,6,8] Nas últimas 2 décadas, várias revisões sistemáticas e muitos ensaios clínicos randomizados controlados comparando a sobrevida de implantes de ATQ com diferentes superfícies foram publicados. No entanto, os resultados desses estudos são inconsistentes e continuam a ser debatidos.[2,6,8–11]

Portanto, o objetivo do nosso estudo foi realizar uma avaliação retrospectiva dos desfechos clínicos e radiográficos entre as ATQs não cimentadas de MoP, de CoC e de MoM por um período de 5 a 10 anos de acompanhamento para comparação das taxas de desgaste e da incidência de osteólise.

Métodos

Escolha dos Pacientes

Entre agosto de 2007 e dezembro de 2011, realizamos ATQs primárias consecutivas com componentes de CoC, de MoP ou de MoM; o tipo de procedimento foi escolhido conforme a recomendação do cirurgião sênior que o realizou. No total, 220 pacientes (237 ATQs) que completaram um período mínimo de acompanhamento de 5 anos foram elegíveis para o estudo. Os critérios de exclusão foram: morte por causas não relacionadas à cirurgia (um paciente; uma articulação), incapacidade de acesso ao paciente (cinco pacientes mudaram para o exterior; cinco articulações) e quadril do grupo Crowe III/IV (três pacientes; três articulações). Não foram observadas diferenças significativas entre os grupos em relação ao sexo, índice de massa corporal ou diagnóstico (►**Tabela 1**). No entanto, a idade do paciente no momento da cirurgia no grupo submetido a ATQs CoC foi significativamente menor do que nos demais grupos. Termos de consentimento livre e esclarecido foram assinados por todos os pacientes e o estudo foi aprovado pelo comitê de ética do nosso hospital.

A abordagem posterolateral foi utilizada em todos os procedimentos, com os pacientes em decúbito lateral. O soquete foi fixado no acetábulo com auxílio de guia de alinhamento acetabular; a posição acetabular desejada foi de 20° de anteversão e de 45° de inclinação.[12]

Componentes Acetabulares e Femorais

Os componentes acetabulares e femorais usados em ATQs MoP e CoC foram fabricados pela Stryker Orthopaedics (Mahwah, NJ, EUA), enquanto os componentes de MoM eram da Depuy Orthopaedics (Warsaw, IN, EUA; ►**Fig. 1**; ►**Tabela 1**). O inserto de polietileno Crossfire (Crossfire Polyethylene Insert, Stryker Orthopaedics) foi

Tabela 1 Dados demográficos dos pacientes

Parâmetros	MoP ($n = 77$)	CoC ($n = 105$)	MoM ($n = 55$)	*valor-p*
Idade (anos) (variação)	64,7 ± 9,7 (29–76)	55,9 ± 8,7 (28–76)	59,9 ± 10,8 (33–74)	‹ 0,001*†
Sexo (masculino/feminino)	9/68	20/85	11/44	0,320
IMC (kg/m^2) (variação)	23,1 ± 3,2 (15,6–31,2)	23,0 ± 3,5 (16,7–31,9)	23,3 ± 3,4 (18,3–35,1)	0,849
Acompanhamento (anos) (variação)	7,0 ± 1,0 (5–10)	7,0 ± 1,1 (5–10)	7,6 ± 1,1 (5–10)	0,466
Diagnóstico (n, %)				0,769
Osteoartrite	73 (94,8%)	93 (88,6%)	50 (90,9%)	
Necrose avascular	4 (5,2%)	11 (10,5%)	5 (5,1%)	
Osteoartrite pós-traumática	0	1 (0,9%)	0	
Implantes				
Componente Acetabular Não Cimentado				
Trident PSL	24 (31,2%)	22 (21,0%)	NA	
TriAD HA	53 (68,8%)	74 (70,5%)	NA	
Secur Fit AD	NA	9 (8,5%)	NA	
Pinnacle-A	NA	NA	55 (100%)	
Haste Não Cimentada				
Super Securfit HA	77 (100%)	105 (100%)	NA	
Haste G2	NA	NA	55 (100%)	
Diâmetro da cabeça femoral				
22 mm	7 (9,1%)	NA	0	
26 mm	70 (91,9%)	NA	0	
28 mm	0	67 (63,8)	28 (50,9%)	
32 mm	0	38 (36,2)	NA	
36 mm	0	0	27 (49,1%)	

Abreviações: CoC: cerâmica sobre cerâmica; IMC, Índice de massa corporal; MoM: metal sobre metal; MoP: metal sobre polietileno de alta ligação cruzada; NA, Não disponível.
Todos os valores são dados como média e desvio-padrão.
*ATQ CoC vs ATQ MoM, $p < 0,001$.
†ATQ CoC vs ATQ MoP, $p < 0,001$.

usado em todos os casos de implante MoP, e BIOLOX forte (Ceramtec, Plochingen, Alemanha) foi utilizado como revestimento e cabeça de cerâmica. O diâmetro da cabeça de cromo e cobalto e da cabeça de cerâmica utilizada é mostrado na ►**Tabela 1**.

Coleta de Dados

Os dados clínicos dos pacientes, incluindo a pontuação de quadril de Harris (HHS, na sigla em inglês) foram registrados de forma prospectiva por um cirurgião sênior 1 mês antes da ATQ, aos 6 meses e 1 ano após a ATQ e, a seguir, anualmente, até o desfecho final do acompanhamento. Esses dados foram, então, extraídos retrospectivamente dos prontuários médicos dos pacientes para análise.

As radiografias dos quadris foram feitas em incidência anteroposterior (AP) padrão, com os 2 quadris em rotação neutra e 0° de abdução, e na posição de Lauenstein (posição da rã), com o paciente em decúbito dorsal e os quadris em 45° de abdução.[7,13] As radiografias foram obtidas 3 meses após a cirurgia e, em seguida, anualmente até o final do acompanhamento.

O afrouxamento definitivo do componente femoral foi definido como afundamento axial progressivo > 3 mm ou desvio em varo ou valgo.[14] O afrouxamento definitivo do componente acetabular foi definido como uma alteração na posição vertical e/ou medial > 2 mm ou presença de uma linha radiotransparente contínua > 2 mm de largura nas radiografias AP e de Lauenstein.[15] A osteólise foi definida como áreas de destruição óssea endóstea, intracortical ou esponjosa > 2 mm, não lineares e progressivas.[16] A inclinação acetabular foi medida usando a linha transisquial como referência e a anteversão foi medida a partir de radiografias AP digitalizadas, através do método de Lewinnek et al.[17] Com os métodos de Dorr et al apud Barrack et al,[18] a penetração da cabeça femoral no revestimento foi medida em radiografias digitalizadas em AP e Lauenstein (►**Fig. 2**) por dois cirurgiões usando o software Roman versão 1.70 (Institute of Orthopaedics, Oswestry, Reino Unido).

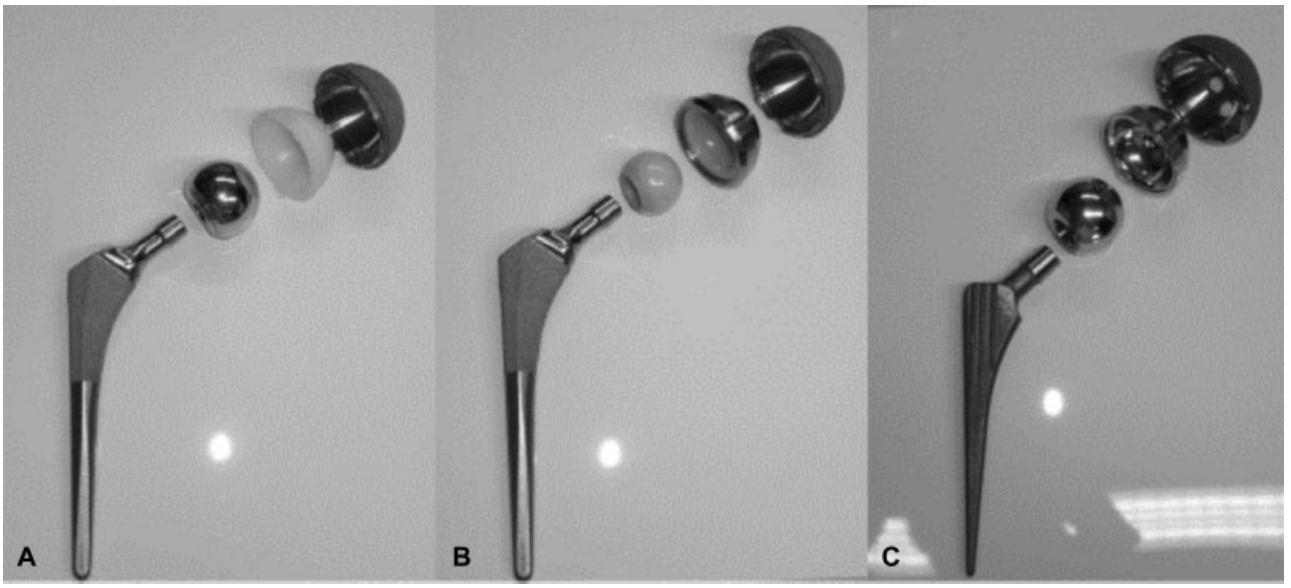

Fig. 1 Componentes não cimentados utilizados neste estudo. (A) Componente de metal sobre polietileno de alta ligação cruzada. (B) Componente de cerâmica sobre cerâmica. (C) Componente de metal sobre metal.

A penetração da cabeça femoral foi medida em intervalos anuais para calcular a taxa de desgaste, o desgaste real e a fluência (*creep*). O desgaste real representou a taxa de desgaste linear no estado estacionário, enquanto a fluência representou uma medida da penetração inicial da cabeça, uma característica que pode ser atribuída ao chamado desgaste "em marcha" (*running in*), nos casos com componentes rígidos, ou à fluência e à deformação do polietileno nos casos com MoP.[5] A taxa de desgaste foi calculada pela divisão da penetração total da cabeça femoral no desfecho de observação pelo número de anos de acompanhamento. Modelos lineares de regressão da penetração da cabeça femoral ao longo do tempo foram construídos, nos quais o intercepto y representa a taxa de fluência ou "marcha" e a inclinação da linha indica a taxa real de desgaste.[11,19] Coeficientes de correlação intraclasse (CCIs) foram calculados e utilizados para determinar a confiabilidade interobservador em relação à medida da penetração da cabeça femoral. Os pacientes do grupo MoM foram submetidos à ressonância magnética (RM), quando indicada, com base nos sintomas clínicos, inclusive dor ou desconforto no quadril e possibilidade de ALTR.

Análise Estatística

As análises estatísticas foram realizadas nos softwares IBM SPSS Statistics for Windows, versão 21.0 (IBM Corp., Armonk, NY, EUA) e EZR (Saitama Medical Center, Jichi Medical University, Tochigi, Japão). As diferenças entre os grupos foram submetidas à análise de variância (ANOVA), ao teste de Tukey, ao teste de qui-quadrado de Pearson, aos métodos de Holm-Bonferroni e ao teste de log-rank, conforme apropriado. O valor-p $< 0{,}05$ foi considerado estatisticamente significativo.

Resultados

Resultados Clínicos

A pontuação HHS pós-operatória média foi de 85,3, 89,9 e 90,3 entre os casos de ATQs MoP, CoC e MoM, respectivamente ($p = 0{,}063$; ►**Tabela 2**). A incidência de luxação ou de formação óssea heterotópica não diferiram entre os três grupos (►**Tabela 3**). Todas as cinco luxações foram tratadas com sucesso de forma conservadora por meio de redução fechada única, sem recorrência. Todas as articulações atenderam aos critérios de classe 1 de Brooker,[20] com pacientes assintomáticos. Não houve fratura da cerâmica entre os casos de ATQs CoC (►**Tabela 3**).

Uma articulação dentre as submetidas a THA MoP (1,3%) precisou passar por uma ATQ de revisão devido ao afrouxamento asséptico do componente acetabular. Uma articulação (0,9%) dentre as submetidas a ATQ CoC precisou passar por uma ATQ de revisão devido a osteólise femoral progressiva causada pelo impacto do colo do fêmur no revestimento metálico acetabular elevado. Não houve casos de revisão nas articulações submetidas a ATQs MoM.

Uma articulação (0,9%) dentre as submetidas a ATQ CoC apresentou rangidos audíveis; no entanto, a ATQ de revisão não foi necessária porque não havia dor. Nenhum caso de infecção profunda ou de embolia pulmonar foi identificado nos grupos. Um caso de trombose venosa profunda (TVP) foi identificado entre os pacientes submetidos a ATQ MoP; no entanto, nenhum caso de TVP foi observada nos grupos ATQ CoC e MoM.

Com base na análise da curva de sobrevida de Kaplan-Meier, considerando o afrouxamento do implante ou a revisão da ATQ como desfecho, a sobrevida da prótese aos 10 anos foi de 96,1% (intervalo de confiança [IC] de 95%: 90,0–99,3) no grupo ATQ MoP; de 98,6% (IC95%: 90,3–98,6) no grupo ATQ CoC; e de 98,2% (IC95%: 88,0–99,7) no grupo ATQ MoM. Esses valores não foram significativamente diferentes entre os grupos ($p = 0{,}360$).

Resultados Radiográficos

A anteversão e a inclinação do componente acetabular implantado não diferiram entre os três grupos de ATQ (►**Tabela 2**). A taxa de incidência de osteólise foi maior nas ATQs MoM do que nas MoP ($p < 0{,}05$) ou CoC ($p < 0{,}001$)

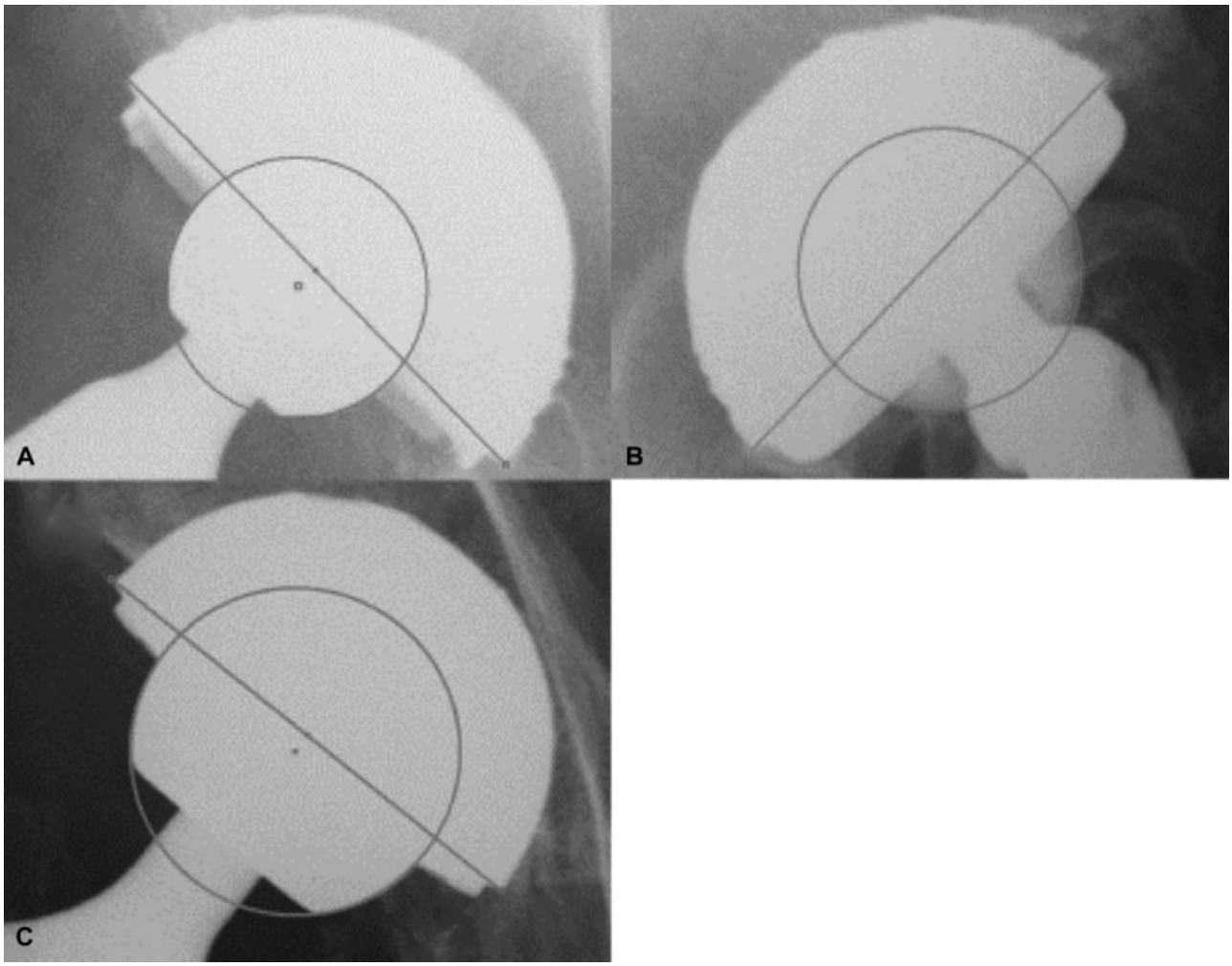

Fig. 2 Radiografias em incidência anteroposterior digitalizadas por meio do uso das funcionalidades do software Roman V1.70 (Institute of Orthopaedics, Oswestry, Reino Unido) para determinação da penetração da cabeça femoral nos revestimentos. (A) Componente de metal sobre polietileno de alta ligação cruzada. (B) Componente de cerâmica sobre cerâmica. (C) Componente de metal sobre metal.

(►**Tabela 3**). Embora nenhuma articulação dentre as ATQs CoC tenha apresentado afrouxamento asséptico, 2 articulações (2,6%) dentre as ATQs MoP sofreram afrouxamento, e 1 desses casos (1,3%) necessitou de revisão devido à progressão. Por outro lado, 1 articulação (1,8%) dentre as ATQs MoM apresentou afrouxamento asséptico (►**Tabela 3**). A RM foi realizada em um total de 10 quadris (18,2%). Um tumor pseudocístico foi identificado em quatro quadris; como os sintomas eram mínimos, a ATQ de revisão não foi necessária.

A Taxa de Desgaste

A penetração da cabeça femoral não pôde ser medida em oito articulações entre os pacientes submetidos a ATQ CoC e em duas articulações dentre os pacientes submetidos a ATQ MoM por incapacidade de identificação clara da margem da cabeça do fêmur. Assim, as medidas de penetração da cabeça femoral foram obtidas em 97 e 53 articulações de pacientes submetidos a ATQs CoC e MoM, respectivamente. O CCI da medida foi de 0,737 (IC95%: 0,16–0,982; $p = 0{,}0043$) para ATQs CoC; de 0,876 (IC95%: 0,490–0,977; $p = 0{,}002$) para ATQs MoP; e de 0,761 (IC95%: 0,203–0,958; $p = 0{,}001$) para ATQs MoM.

As taxas de desgaste de ATQs CoC e MoM foram significativamente menores do que as de ATQs MoP, independentemente da incidência radiográfica (AP e Lauenstein, $p < 0{,}0001$). Além disso, a taxa de desgaste foi significativamente menor em ATQs CoC em comparação a ATQs MoM nas radiografias de incidência AP, enquanto a taxa de desgaste na incidência de Lauenstein não foi diferente entre ATQs CoC e MoM (►**Tabela 4**).

A taxa de desgaste "em marcha" das ATQs CoC foi de 0,0036 mm/ano com base em radiografias AP, e de 0,0028 mm/ano com base em radiografias em incidência de Lauenstein. A taxa de desgaste "em marcha" das ATQs MoM foi de 0,0013 mm/ano com base em radiografias AP, e de 0,0018 mm/ano com base nas radiografias em incidência de Lauenstein. Por outro lado, a taxa de fluência das ATQs MoP foi de 0,0426 mm em radiografias AP, e de 0,0440 mm em radiografias em incidência de Lauenstein (►**Fig. 3**). A taxa de desgaste verdadeiro de ATQs MoP foi de 0,0096 mm/ano nas radiografias em incidência AP, e de 0,0093 mm/ano nas radiografias em incidência de Lauenstein; em ATQs CoC, a taxa foi de 0,0037 mm/ano nas radiografias em incidência AP, e de 0,0038 mm/ano nas radiografias em incidência de Lauenstein. Por outro lado, a taxa de desgaste verdadeiro nas ATQs MoM foi de 0,0051 mm/ano em radiografias em incidência

Tabela 2 Achados clínicos e radiográficos

Parâmetros	MoP ($n = 77$)	CoC ($n = 105$)	MoM ($n = 55$)	*valor-p*
HHS				
Pré-operatório	57,0 ± 9,7	59,9 ± 9,2	61,2 ± 10,5	0,067
Último acompanhamento	87,0 ± 8,0	89,9 ± 7,3	90,3 ± 7,1	0,054
Posição do componente acetabular				
Anteversão (°)	20,7 ± 5,5	17,4 ± 6,9	19,6 ± 3,1	0,059
Inclinação (°)	46,9 ± 5,5	45,9 ± 5,5	45,1 ± 3,1	0,158
Osteólise				
Geral	2 (2,6%)	2 (1,9%)	8 (14,5%)	‹ 0,001*†
Acetabular	2 (2,6%)	1 (0,9%)	5 (9,1%)	0,016‡
Femoral	1 (1,3%)	2 (1,9%)	4 (7,3%)	0,143
Afrouxamento asséptico				
Geral	2 (2,6%)	0	1 (1,8%)	1
Componente acetabular	1 (1,3%)	0	1 (1,8%)	1
Haste	1 (1,3%)	0	0	1

Abreviação: CoC: cerâmica sobre cerâmica; HHS, Pontuação de quadril de Harris; MoM: metal sobre metal; MoP: metal sobre polietileno de alta ligação cruzada.
Todos os valores são dados como média e desvio-padrão.
*ATQs CoC vs ATQs MoM: $p < 0,001$.
†ATQs MoM vs ATQs MoP: $p < 0,05$.
‡ATQs CoC vs ATQs MoM: $p < 0,05$.

Tabela 3 Complicações

Parâmetros	MoP ($n = 77$)	CoC ($n = 105$)	MoM ($n = 55$)	*valor-p*
ATQ de revisão	1 (1,3%)	1 (0,9%)	0	0,598
Infecção articular profunda	0	0	0	1
Luxação	2 (2,6%)	2 (1,9%)	1 (1,8%)	0,797
TVP, EP	1 (1,3%)/0	0/0	0/0	0,556
Osso heterotópico	4 (5,2%)	2 (1,9%)	2 (3,6%)	0,138
Fratura da cerâmica	NA	0	NA	
Rangido audível		1 (0,9%)		

Abreviações: ATQ, Artroplastia de quadril; CoC: cerâmica sobre cerâmica; EP, Embolia pulmonar; MoM: metal sobre metal; MoP: metal sobre polietileno de alta ligação cruzada; TVP, trombose venosa profunda.

AP, e de 0,0050 mm/ano em radiografias em incidência de Lauenstein.

Discussão

O principal motivo para o insucesso da ATQ com polietileno convencional é o desgaste da superfície de apoio e a osteólise resultante induzida pelo desgaste, o que pode causar afrouxamento e falência do implante.[8,9,21] Portanto, materiais modernos, com características melhores de desgaste, como o metal, as cerâmicas e o polietileno de alta ligação cruzada, passaram a ser usados em ATQs em todo o mundo.[9,21–23]

Estudos anteriores mostraram que a sobrevida com afrouxamento asséptico no acompanhamento em médio prazo não difere significativamente entre as abordagens CoC e MoP.[6,10] No entanto, poucos estudos compararam os desfechos em médio prazo entre ATQs MoP, CoC e MoM, e não há meta-análise à disposição.[24] Em nosso estudo, descobrimos que as taxas de sobrevida no acompanhamento de 10 anos com relação ao afrouxamento ou revisão do implante de ATQ não diferiram significativamente entre os três tipos de procedimento. No entanto, o risco de osteólise foi significativamente maior nas ATQs MoM em comparação às ATQs CoC e MoP. Portanto, a taxa de revisão de ATQs MoM no acompanhamento em longo prazo pode ser maior do que nas outras ATQs devido ao aumento gradual da osteólise com o passar do tempo.[25]

Estudos anteriores relataram uma taxa média de desgaste do revestimento de 0,01 a 0,059 mm/ano nas ATQs MoP, determinada por meio de radiografias AP.[5,6,26,27] Por outro lado, a taxa média de desgaste do revestimento nas ATQs CoC foi de 0,00183 a 0,0067 mm/ano nas radiografias AP.[6,28] As taxas de desgaste in vitro dos componentes CoC e MoM foram $< 0,1$ mm^3/milhão de ciclos e $< 1,0$ mm^3/milhão de ciclos, respectivamente.[29] Assim, nossos resultados são bastante condizentes com aqueles de relatos anteriores, já que a taxa de desgaste de ATQs CoC foi ~ 25% da taxa observada em ATQs MoP. A taxa de desgaste de ATQs MoM foi cerca de um terço daquela encontrada em ATQs MoP.

Tabela 4 Taxa de desgaste

Parâmetros	MoP ($n = 77$)	CoC ($n = 105$)	MoM ($n = 55$)	*valor-p*
Taxa de desgaste (mm/ano)				
Incidência AP	0,0161 ± 0,0051	0,0041 ± 0,0022	0,0054 ± 0,0019	‹ 0,001‡,§,¶
Incidência de Lauenstein	0,0158 ± 0,0061	0,0043 ± 0,0026	0,0053 ± 0,0020	‹ 0,001 **,††

Abreviações: AP: anteroposterior; CoC: cerâmica sobre cerâmica; MoM: metal sobre metal; MoP: metal sobre polietileno de alta ligação cruzada
A penetração da cabeça femoral não pode ser medida em 8 articulações do grupo CoC e 2 articulações do grupo MoM devido à impossibilidade de identificação clara da margem da cabeça femoral. A taxa de desgaste foi medida em 97 articulações do grupo CoC e 53 articulações do grupo MoM. Todos os valores são dados como média e desvio-padrão (DP).
‡ATQs CoC vs ATQs MoM: $p < 0,05$ (intervalo de confiança de 95% [IC95%], 0,00071–0,00292).
§ATQs CoC vs ATQs MoP: $p < 0,001$ (IC95%, 0,01115–0,00137).
¶ATQs MoM vs ATQs MoP: $p < 0,001$ (IC95%, 0,00934–0,01253).
**ATQs CoC vs ATQs MoP: $p < 0,001$ (IC95%, 0,00997–0,01268).
††ATQs MoM vs ATQs MoP: $p < 0,001$ (IC95%, 0,00900–0,01221).

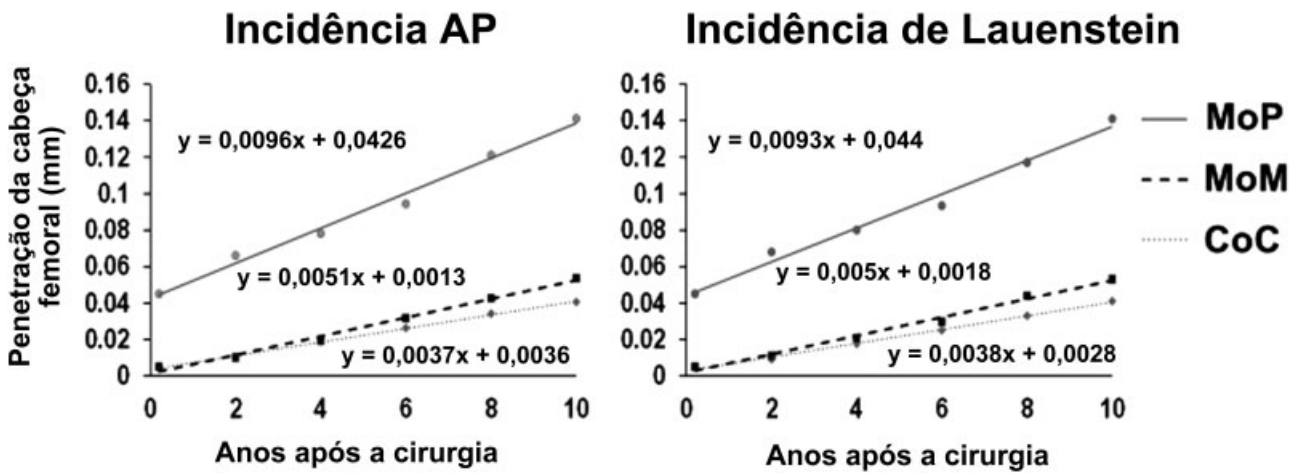

Fig. 3 Regressão linear da penetração média da cabeça femoral ao longo do tempo nos grupos ATQ CoC, MoM e MoP. A inclinação e o intercepto representam o desgaste e a fluência reais, respectivamente. Abreviaturas: AP: anteroposterior; CoC: cerâmica sobre cerâmica; MoM: metal sobre metal; MoP: metal sobre polietileno de alta ligação cruzada.

A taxa de desgaste real em ATQs MoP foi anteriormente relatada como 0,006 mm/ano.[19] No entanto, até onde sabemos, a taxa de desgaste real de ATQs MoM não foi relatada até agora. A taxa de desgaste real de ATQs CoC, conforme nosso estudo anterior, foi de ∼ 50% daquela observada em ATQs MoP.

A sobrevida geral da ATQ foi alta nos três grupos, sem diferenças significativas entre eles. As taxas de desgaste em ATQs MoM e CoC foram significativamente menores do que as de ATQs MoP. No entanto, as ATQs MoM exibiram osteólise mais frequente e risco significativamente maior de revisão em comparação às ATQs CoC e MoP.[24] Assim, resultados clínicos e radiológicos excelentes foram obtidos com ATQs CoC e MoP. Estudos de longo prazo são necessários para determinar o efeito da taxa de desgaste e da taxa de desgaste real sobre a longevidade do implante.

O presente estudo tem algumas limitações. Primeiro, nosso estudo é de natureza retrospectiva, com número relativamente pequeno de pacientes. Além disso, a análise foi baseada em casos consecutivos, sem randomização e nenhuma análise de potência para determinar se o número de pacientes era suficiente para a detecção de diferenças clinicamente significativas entre os grupos. Pacientes submetidos a ATQs CoC eram significativamente mais jovens em comparação com os pacientes dos outros grupos. Isso pode ter sido causado por viés de seleção e pode ter afetado os resultados clínicos e radiográficos. Em segundo lugar, medimos a penetração da cabeça do fêmur usando a técnica descrita por Dorr et al e as funcionalidades de digitalização do software Roman V1.70. A validade deste método para medida da penetração da cabeça femoral após a ATQ CoC já foi relatada.[6,11,19] No entanto, não há validação em ATQ MoM. Este método, normalmente usado no exame da penetração da cabeça femoral após ATQ MoP não é facilmente aplicável em ATQs CoC e MoM. Em terceiro lugar, não foi possível analisar a redução de artefatos metálicos por RM e os níveis séricos de íons metálicos em todos os pacientes submetidos à ATQ; além disso, não foi possível identificar um fator causal objetivo da osteólise. Mais estudos são necessários para esclarecer a associação entre o tipo de componente e a osteólise. Por fim, houve grandes diferenças em relação ao diâmetro das cabeças das próteses utilizadas nos três grupos. Em um estudo com simulador de quadril, a taxa de desgaste de componentes de cerâmica de 36 mm foi significativamente maior do que aquela observada em componentes de 28 mm devido à maior área de contato e à falta de lubrificação quando

submetidos a condições de carga de borda.[29] Isso sugere a possibilidade de aumento do desgaste com o uso de cabeças grandes em determinadas circunstâncias.

Conclusões

Embora ATQs CoC e MoM apresentem taxa de desgaste mais baixa do que ATQs MoP, os três tipos de procedimento proporcionam boa sobrevida do implante. No entanto, a osteólise foi mais frequentemente observada em ATQs MoM em comparação a ATQs MoP e CoC. Estudos com período de acompanhamento maior são necessários para um melhor entendimento dos efeitos da taxa de desgaste e da bioatividade do material sobre a longevidade do implante.

Conflitos de Interesses
Os autores declaram não haver conflitos de interesses.

Referências

1 D'Antonio JA, Capello WN, Naughton M. Ceramic bearings for total hip arthroplasty have high survivorship at 10 years. Clin Orthop Relat Res 2012;470(02):373–381
2 Shetty V, Shitole B, Shetty G, Thakur H, Bhandari M. Optimal bearing surfaces for total hip replacement in the young patient: a meta-analysis. Int Orthop 2011;35(09):1281–1287
3 Callary SA, Solomon LB, Holubowycz OT, Campbell DG, Munn Z, Howie DW. Wear of highly crosslinked polyethylene acetabular components. Acta Orthop 2015;86(02):159–168
4 D'Antonio J, Capello W, Manley M, Bierbaum B. New experience with alumina-on-alumina ceramic bearings for total hip arthroplasty. J Arthroplasty 2002;17(04):390–397
5 Engh CA Jr, Stepniewski AS, Ginn SD, Beykirch SE, Sychterz-Terefenko CJ, Hopper RH, et al. A randomized prospective evaluation of outcomes after total hip arthroplasty using cross-linked marathon and non-cross-linked Enduron polyethylene liners. J Arthroplasty 2006;21(06, Suppl 2):17–25
6 Nikolaou VS, Edwards MR, Bogoch E, Schemitsch EH, Waddell JP. A prospective randomised controlled trial comparing three alternative bearing surfaces in primary total hip replacement. J Bone Joint Surg Br 2012;94(04):459–465
7 Takao M, Ohzono K, Nishii T, Miki H, Nakamura N, Sugano N. Cementless modular total hip arthroplasty with subtrochanteric shortening osteotomy for hips with developmental dysplasia. J Bone Joint Surg Am 2011;93(06):548–555
8 Milošev I, Kovač S, Trebše R, Levašič V, Pišot V. Comparison of ten-year survivorship of hip prostheses with use of conventional polyethylene, metal-on-metal, or ceramic-on-ceramic bearings. J Bone Joint Surg Am 2012;94(19):1756–1763
9 Wyles CC, Jimenez-Almonte JH, Murad MH, Norambuena-Morales GA, Cabanela ME, Sierra RJ, et al. There Are No Differences in Short- to Mid-term Survivorship Among Total Hip-bearing Surface Options: A Network Meta-analysis. Clin Orthop Relat Res 2015;473(06):2031–2041
10 Bascarevic Z, Vukasinovic Z, Slavkovic N, Dulic B, Trajkovic G, Bascarevic V, et al. Alumina-on-alumina ceramic versus metal-on-highly cross-linked polyethylene bearings in total hip arthroplasty: a comparative study. Int Orthop 2010;34(08):1129–1135
11 Higuchi Y, Hasegawa Y, Seki T, Komatsu D, Ishiguro N. Significantly Lower Wear of Ceramic-on-Ceramic Bearings Than Metal-on-Highly Cross-Linked Polyethylene Bearings: A 10- to 14-Year Follow-Up Study. J Arthroplasty 2016;31(06):1246–1250
12 Kanoh T, Hasegawa Y, Masui T, Yamaguchi J, Kawabe K, Ishiguro N. Accurate acetabular component orientation after total hip arthroplasty using an acetabular alignment guide. J Arthroplasty 2010;25(01):81–86
13 Mestriner MB, Verquietini CM, Waisberg G, Akkari M, Fukunaga ET, Santili C. Radiographic evaluation in epiphysiolysis: possible predictors of bilaterality? Acta Ortop Bras 2012;20(04):203–206
14 Kim YH, Kim JS, Oh SH, Kim JM. Comparison of porous-coated titanium femoral stems with and without hydroxyapatite coating. J Bone Joint Surg Am 2003;85-A(09):1682–1688
15 Sutherland CJ, Wilde AH, Borden LS, Marks KE. A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip-replacement arthroplasties. J Bone Joint Surg Am 1982;64(07):970–982
16 Lee JH, Lee BW, Lee BJ, Kim SY. Midterm results of primary total hip arthroplasty using highly cross-linked polyethylene: minimum 7-year follow-up study. J Arthroplasty 2011;26(07):1014–1019
17 Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. J Bone Joint Surg Am 1978;60(02):217–220
18 Barrack RL, Lavernia C, Szuszczewicz ES, Sawhney J. Radiographic wear measurements in a cementless metal-backed modular cobalt-chromium acetabular component. J Arthroplasty 2001;16(07):820–828
19 García-Rey E, García-Cimbrelo E, Cruz-Pardos A, Ortega-Chamarro J. New polyethylenes in total hip replacement: a prospective, comparative clinical study of two types of liner. J Bone Joint Surg Br 2008;90(02):149–153
20 Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH Jr. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. J Bone Joint Surg Am 1973;55(08):1629–1632
21 Cai P, Hu Y, Xie J. Large-diameter Delta ceramic-on-ceramic versus common-sized ceramic-on-polyethylene bearings in THA. Orthopedics 2012;35(09):e1307–e1313
22 Gallo J, Goodman SB, Lostak J, Janout M. Advantages and disadvantages of ceramic on ceramic total hip arthroplasty: a review. Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub 2012;156(03):204–212
23 Lombardi AV Jr, Mallory TH, Cuckler JM, Williams J, Berend KR, Smith TM. Mid-term results of a polyethylene-free metal-on-metal articulation. J Arthroplasty 2004;19(07, Suppl 2):42–47
24 Yin S, Zhang D, Du H, Du H, Yin Z, Qiu Y. Is there any difference in survivorship of total hip arthroplasty with different bearing surfaces? A systematic review and network meta-analysis. Int J Clin Exp Med 2015;8(11):21871–21885
25 Greiner JJ, Callaghan JJ, Bedard NA, Liu SS, Goetz DD, Mahoney CR. Metal-on-Metal Total Hip Arthroplasty at Five to Twelve Years Follow-Up: A Concise Follow-Up of a Previous Report. J Arthroplasty 2016;31(08):1773–1778
26 Capello WN, D'Antonio JA, Ramakrishnan R, Naughton M. Continued improved wear with an annealed highly cross-linked polyethylene. Clin Orthop Relat Res 2011;469(03):825–830
27 Reynolds SE, Malkani AL, Ramakrishnan R, Yakkanti MR. Wear analysis of first-generation highly cross-linked polyethylene in primary total hip arthroplasty: an average 9-year follow-up. J Arthroplasty 2012;27(06):1064–1068
28 Epinette J-A, Manley MT. No differences found in bearing related hip survivorship at 10-12 years follow-up between patients with ceramic on highly cross-linked polyethylene bearings compared to patients with ceramic on ceramic bearings. J Arthroplasty 2014;29(07):1369–1372
29 Al-Hajjar M, Fisher J, Tipper JL, Williams S, Jennings LM. Wear of 36-mm BIOLOX(R) delta ceramic-on-ceramic bearing in total hip replacements under edge loading conditions. Proc Inst Mech Eng H 2013;227(05):535–542