







Estudo biomecânico comparativo do desgaste do polietileno reticulado com cabeças femorais cerâmicas de 36 mm e com cabeças metálicas de 32 mm

Comparative Biomechanical Study of Crosslinked Polyethylene Wear with 36-mm Ceramic Femoral Heads and with 32-mm Metal Femoral Head

Guilherme Guadagnini Falótico¹  Pedro Takata¹  Leonardo Salani Jacob¹ 
 Carlos Rodrigo de Mello Roesler²  Valéria Romero³  Edmilson Takehiro Takata¹ 

¹ Disciplina de Ortopedia e Traumatologia, Grupo de Quadril Adulto, Universidade Federal de São Paulo (Unifesp), São Paulo, SP, Brasil

² Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brasil

³ Universidade Estadual de Campinas (Unicamp), Campinas, SP, Brasil

Endereço para correspondência: Guilherme Guadagnini Falótico, MsC, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Universidade Federal de São Paulo, Rua Napoleão de Barros, 715, 1º andar - Vila Clementino - São Paulo, SP, 04024-002, Brazil (e-mail: ggfalotico@yahoo.com.br).

Rev Bras Ortop

Resumo

Objetivo: O objetivo do presente estudo foi comparar, *in vitro*, a taxa de desgaste do polietileno de alto peso molecular reticulado acoplado a cabeças cerâmicas de 36 mm de diâmetro e acoplado a cabeças metálicas de 32 mm de diâmetro.

Métodos: Foram realizados ensaios biomecânicos em simulador de desgaste para os pares tribológicos cerâmica-poli (36 mm) e metal-poli (32 mm) a fim de verificar a taxa de desgaste após em 15×10^6 ciclos.

Resultados: Na comparação entre as medidas de taxa de desgaste dos conjuntos com cabeças metálicas (média:14,12 mg/MC) e cerâmicas (média:7,46 mg/MC) houve diferença estatisticamente significativa ($p = 0,0005$).

Conclusão: O presente estudo demonstrou menor taxa de desgaste em conjuntos protéticos que utilizaram o par tribológico cerâmica-polietileno reticulado de 36 mm em comparação aos conjuntos com metal-polietileno reticulado de 32 mm. Tal achado demonstra a eficácia do par tribológico cerâmica-poli, mesmo com a utilização de cabeças de grande diâmetro.

Palavras-Chave

- ▶ artroplastia de quadril
- ▶ cerâmica
- ▶ polietileno
- ▶ quadril
- ▶ desenho de prótese

Abstract

Objective: This study aims to compare the *in vitro* wear rate of crosslinked, high molecular weight polyethylene coupled to 36-mm diameter ceramic heads and 32-mm diameter metal heads.

Methods: Ceramic-on-polyethylene (36 mm) and metal-on-polyethylene (32 mm) tribological pairs were submitted to biomechanical tests in a simulator to determine the wear rate after 15×10^6 cycles.

recebido
22 de Junho de 2019
aceito
12 de Novembro de 2019

DOI <https://doi.org/10.1055/s-0040-1708518>.
ISSN 0102-3616.

Copyright © 2020 by Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Published by Thieme Revinter Publicações Ltda, Rio de Janeiro, Brazil

License terms



Keywords

- ▶ hip arthroplasty
- ▶ ceramic
- ▶ polyethylene
- ▶ hip
- ▶ prosthesis design

Results: A statistically significant difference ($p = 0.0005$) was detected when comparing the wear rate of assemblies with metallic heads (average wear: 14.12 mg/MC) and ceramic heads (average wear: 7.46 mg/MC).

Conclusion: The present study demonstrated the lower wear rate in prosthetic assemblies using 36-mm crosslinked ceramic-on-polyethylene tribological pairs compared to 32-mm crosslinked metal-on-polyethylene assemblies. This finding demonstrates the effectiveness of ceramic-on-polyethylene tribological pairs, even with large diameter heads.

Introdução

Nas duas últimas décadas houve evidente evolução dos biomateriais e do design dos implantes protéticos do quadril.¹ Porém, a sobrevida a longo prazo da artroplastia total do quadril (ATQ) ainda representa um enorme desafio para a ortopedia e a bioengenharia.²

A fim de melhorar os resultados das ATQs, diversas estratégias vêm sendo adotadas. O uso das superfícies duras (hard on hard) - metal-metal e cerâmica-cerâmica - foi amplamente difundido no início do século XXI. Porém, complicações relacionadas à superfície metal-metal (pseudotumor, osteólises extensas e elevação dos níveis séricos de cromo-cobalto), à superfície cerâmica-cerâmica (ruídos, fraturas, truniose) e, principalmente, o elevado custo do último par tribológico citado, reduzem sua utilização em grande parte do mundo.³⁻⁵

Diante desta realidade, os pares tribológicos mais tradicionais (cerâmica - polietileno e metal-polietileno) são ainda amplamente utilizados,^{4,5} e diversos avanços ocorreram, especialmente visando o desenvolvimento de polietilenos de maior resistência ao desgaste. Nesta esfera, o polietileno de alto peso molecular com ligações cruzadas (PAPMC) representou uma grande evolução, por propiciar menor produção de partículas de desgaste e, consequente, maior durabilidade da artroplastia em comparação ao polietileno convencional.^{6,7}

A combinação do PAPMC com cabeças femorais cerâmicas implica em menor taxa de desgaste em relação ao seu uso com cabeças metálicas.⁸ Porém, existe dúvida se tal vantagem da cerâmica se mantém mesmo com o uso de cabeças de grande diâmetro. A tendência de aumento do uso de cabeças femorais maiores é devido ao fato de que, quanto maior o diâmetro, maior a liberdade de movimento sem causar o *impingement* - a colisão entre o componente acetabular e a haste femoral. Assim sendo, quanto maior o intervalo de movimento, menor o risco de luxação; além disso, um diâmetro maior se aproximaria mais das medidas naturais do ser humano, sendo a média de 48 mm para mulheres e 55 mm para homens.⁹

Existem estudos que comparam o desgaste do polietileno com cabeças femorais metálicas e cerâmicas de mesmo diâmetro, apresentando evidente vantagem para as cabeças femorais cerâmicas.¹ O presente estudo buscou verificar se tal vantagem se manteria mesmo com o uso de cabeça femoral cerâmica de grande diâmetro (36 mm).

Assim, o objetivo do presente estudo é comparar, *in vitro*, a taxa de desgaste do polietileno de alto peso molecular reticulado acoplado a cabeças cerâmicas de 36 mm e a cabeças metálicas de 32 mm.

Material e Métodos

Foram realizados ensaios de desgaste de próteses totais de articulação do quadril conforme as normas ISO 14242-1 e 14242-3,^{10,11} no Laboratório de Engenharia Biomecânica da nossa Universidade Federal (Laboratório Acreditado RBLE/INMETRO), em 6 pares tribológicos (CPs) de próteses de quadril (3 pares metal-poli e 3 pares cerâmica-poli) da empresa Víncula - Ind. e Com. Importação e Exportação de Implantes S.A (Víncula, Rio Claro - SP, Brasil). Para a quantificação da absorção de líquido pelo componente polimérico durante o ensaio de desgaste, um par tribológico de cada grupo foi mantido como espécime de controle (EC), submetido apenas aos ciclos de carregamento, sem movimentação (cinemática). Os elementos comuns em cada amostra foram: um componente acetabular não cimentado, um inserto acetabular e dois parafusos acetabulares. O elemento que diferiu em cada conjunto foi a cabeça femoral intercambiável: no primeiro, foi usada cabeça metálica com diâmetro de 32 mm, e no segundo, cabeça cerâmica com diâmetro de 36 mm.

Os acetábulos e os parafusos acetabulares são fabricados em liga de titânio, conforme a norma ASTM F136, os insertos acetabulares em polietileno reticulado de ultra alto peso molecular, conforme a norma ASTM F648, as cabeças femorais metálicas em aço inoxidável (norma ASTM F138) e as cabeças femorais cerâmicas em cerâmica BioloX delta (Al2O3/ZrO2). As amostras são apresentadas nas ► **Figuras 1 e 2**, e identificadas conforme as ► **Tabelas 1 e 2**.

Procedimentos

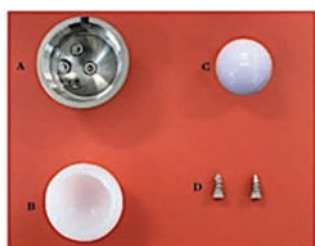
Três conjuntos protéticos de cada amostra foram submetidos tanto ao deslocamento angular (cinemática) quanto ao carregamento e foram então denominados corpos de prova (CPs) para desgaste. Os outros dois conjuntos de cada amostra foram submetidos somente ao carregamento, com o intuito de avaliar as alterações de massa devido à absorção de fluido, sendo denominados ECs. Para a realização do ensaio, foi utilizado um simulador hidráulico de articulação de quadril com seis estações para CPs de desgaste e duas estações para ECs, conforme mostrado na ► **Figura 3**. O simulador e os demais



Legenda

- A – Acetábulo Phenom Poly PS Diam. 52 mm;
- B – Inseto Act Phenom Poly Teto Post. 32 x 50/52 mm Crosslinked;
- C – Cabeça Femoral Intercambiável 32 mm Colo Standard;
- D – Parafuso Acetabular Baixo Perfil Ti 6,5 x 15 mm.

Figura 1 Exemplo de conjunto protético com cabeça femoral metálica.



Legenda

- A – Acetábulo Phenom Poly PS Diam. 60 mm;
- B – Inseto Act Phenom Poly Teto Post. 36 x 58/60 mm Crosslinked;
- C – Cabeça Femoral Intercambiável 36 mm Colo Standard Cerâmica Delta;
- D – Parafuso Acetabular Baixo Perfil Ti 6,5 x 15 mm.

Figura 2 Exemplo de conjunto protético com cabeça femoral cerâmica.

equipamentos e instrumentos utilizados são listados na **Tabela 3**. O ensaio foi realizado em ambiente laboratorial, com temperatura de 23° C ± 4° C.

Os parâmetros de ensaio foram configurados de acordo com a norma técnica ABNT NBR ISO 14242-1:2016 (Implantes para cirurgia – desgaste de próteses totais de articulação de quadril – parte 1: parâmetros de carregamento e deslocamento para máquinas de ensaio de desgaste e condições correspondentes do meio de ensaio).

O acetábulo do CP foi fixado no suporte superior do simulador com cimento ósseo e dois parafusos acetabulares, de forma a garantir que nenhuma mobilidade ocorresse entre o componente acetabular e o suporte. A montagem foi realizada com gabarito, garantindo-se uma inclinação de 30° ± 3° do seu eixo polar em relação à linha de carga compressiva. Posteriormente, o inserto acetabular foi acoplado ao acetábulo. A cabeça femoral do CP foi montada em um cupom cônico fabricado com as condições de projeto idênticas às definidas para o produto acabado. O cupom foi projetado para garantir a orientação dos componentes nas suas posições intermediárias, ou seja, no ponto médio dos movimentos angulares em relação à linha de carga após montado no suporte inferior do simulador (► **Figura 4**). Os ECs foram montados com os eixos polares da cabeça femoral e do inserto acetabular coincidentes com a linha de carga compressiva.

Após a montagem, os CPs e os ECs foram enclausurados e imersos em um fluido de ensaio de origem biológica (soro fetal bovino com 30 g/l de proteína). Para evitar proliferação microbiana, acrescentou-se 2 g/l de azida sódica. Também foram adicionados 8 g/l do agente quelante ácido etilendiamino tetra-ácido (EDTA). O fluido foi mantido à temperatura de 37° ± 2° C e circulado através da câmara de ensaio por um sistema ativo e fechado. O fluido foi substituído a cada 500 mil ciclos até o término do ensaio.

Tabela 1 Identificação dos conjuntos com cabeça femoral cerâmica

Identificação				Codificação no ensaio
Fabricante	Identificação do produto	Código / registro	Lote	
Víncula	Inseto act PHENOM Poly teto post. 36 x 58/60 mm reticulado	LP .13.24.36060	12097S	CP47.2018ED-01
	Acetábulo PHENOM Poly PS diam. 60 mm	04.01.34.00060	04859R	
	Cabeça femoral intercambiável de 36 mm colo standard cerâmica delta	04.04.10.36002	3150387	
	Parafuso acetabular de baixo perfil Ti Ø 6,5 x 15 mm	04.43.19.65015	11808S	
Víncula	Inseto act PHENOM Poly teto post. 36 x 58/60 mm reticulado	LP .13.24.36060	12097S	CP47.2018ED-02
	Acetábulo PHENOM Poly PS diam. 60 mm	04.01.34.00060	04859R	
	Cabeça femoral intercambiável de 36 mm colo standard cerâmica delta	04.04.10.36002	3150389	
	Parafuso acetabular de baixo perfil Ti Ø 6,5 x 15 mm	04.43.19.65015	11808S	
Víncula	Inseto act PHENOM Poly teto post. 36 x 58/60 mm reticulado	LP .13.24.36060	12097S	CP47.2018ED-03
	Acetábulo PHENOM Poly PS diam. 60 mm	04.01.34.00060	04859R	
	Cabeça femoral intercambiável de 36 mm colo standard cerâmica delta	04.04.10.36002	3150390	
	Parafuso acetabular baixo perfil Ti Ø 6,5 x 15 mm	04.43.19.65015	11808S	
Víncula	Inseto act PHENOM Poly teto post. 36 x 58/60 mm reticulado	LP .13.24.36060	12097S	EC47.2018ED-01
	Acetábulo PHENOM Poly PS diam. 60 mm	04.01.34.00060	04859R	
	Cabeça femoral intercambiável de 36 mm colo standard cerâmica delta			

Tabela 2 Identificação dos conjuntos com cabeça femoral metálica

Identificação				Codificação no ensaio
Fabricante	Identificação do produto	Código / registro	Lote	
Víncula	Inserto act PHENOM Poly teto post. 32 × 50/52 mm reticulado	LP.13.24.32052	11868S	CP46.2018ED-01
	Acetábulo PHENOM Poly PS diam. 52 mm	04.01.34.00052	04450R	
	Cabeça femoral intercambiável de 32 mm colo standard	04.04.07.32002	05151R	
	Parafuso acetabular de baixo perfil Ti Ø 6,5 × 15 mm	04.43.19.65015	11808S	
Víncula	Inserto act PHENOM Poly teto post. 32 × 50/52 mm reticulado	LP.13.24.32052	11868S	CP46.2018ED-02
	Acetábulo PHENOM Poly PS diam. 52 mm	04.01.34.00052	04450R	
	cabeça femoral intercambiável de 32 mm colo standard	04.04.07.32002	05151R	
	Parafuso acetabular de baixo perfil Ti Ø 6,5 × 15 mm	04.43.19.65015	11808S	
Víncula	Inserto act PHENOM Poly teto post. 32 × 50/52 mm reticulado	LP.13.24.32052	11868S	CP46.2018ED-03
	Acetábulo PHENOM Poly PS diam. 52 mm	04.01.34.00052	04450R	
	Cabeça femoral intercambiável de 32 mm colo standard	04.04.07.32002	05151R	
	Parafuso acetabular de baixo perfil Ti Ø 6,5 × 15 mm	04.43.19.65015	11808S	
Víncula	Inserto act PHENOM Poly teto post. 32 × 50/52 mm reticulado	LP.13.24.32052	12276S	EC46.2018ED-01
	Acetábulo PHENOM Poly PS diam. 52 mm	04.01.34.00052	00544P	
	Cabeça femoral intercambiável de 32 mm colo standard	04.04.07.32002	05151R	

**Legenda**

- A – Suporte superior do simulador;
 B – Acetábulo;
 C – Inserto acetabular;
 D – Cabeça femoral;
 E – Cupom cônico;
 F – Suporte inferior do simulador.

Figura 3 Simulador hidráulico.**Tabela 3** Média da perda de massa dos corpos de prova 1, 2 e 3 com cabeça femoral metálica de 32 mm

	NÚMERO DE CICLOS (× 10 ⁶) [mg]					
	0,5	1	2	3	4	5
CP.462018ED-01	-2,87	-2,05	-20,51	-31,67	-40,74	-56,45
CP.462018ED-02	-2,89	-4,06	-20,70	-30,42	-40,11	-57,47
CP.462018ED-03	-1,25	-3,07	-21,03	-31,93	-44,14	-65,11
MÉDIA	-2,34	-3,06	-20,75	-31,34	-41,66	-59,68
DESVIO-PADRÃO	0,94	1,01	0,26	0,81	2,17	4,73

Os componentes femorais e acetabulares dos CPs foram submetidos a carga compressiva variável no tempo, simultaneamente a movimentos angulares que simulam as condições fisiológicas da articulação do quadril. O ensaio foi realizado a uma frequência de 1 Hz e foi finalizado ao atingir o limite programado de 5 milhões de ciclos. Para avaliação da taxa de desgaste do componente acetabular, foi utilizado o método gravimétrico, de acordo com a norma técnica ABNT NBR ISO 14242-2:2006 (Implantes para cirurgia – desgaste de próteses totais de articulação de quadril – Parte 2: métodos de medida). Para início do ensaio, os insertos acetabulares foram imersos em fluido de ensaio por 48 horas, secos, limpos e pesados até que uma taxa estável de absorção do fluido fosse estabelecida. Posteriormente, os insertos acetabulares dos CPs foram submetidos a 500 mil ciclos no simulador e, na sequência, avaliados quanto ao desgaste por meio da análise da perda de massa. Os ECs foram submetidos apenas ao carregamento variável, sem os movimentos angulares, e sofreram os mesmos procedimentos de secagem, limpeza e pesagem, com o intuito de estabelecer um parâmetro de referência quanto à variação de massa por absorção de fluido. Ao decorrer do ensaio, este procedimento foi repetido a cada 1 milhão de ciclos.

O seguinte regime foi utilizado para limpeza dos insertos acetabulares dos CPs e dos ECs:

- Enxague em água deionizada;
- Vibração por 10 minutos em água deionizada;
- Enxague em água deionizada;
- Vibração por 10 minutos em uma solução com 10% (em volume) de detergente neutro em água deionizada;
- Enxague em água deionizada;
- Vibração por 10 minutos em água deionizada,
- Enxague em água deionizada;
- Vibração por três (3) minutos em água deionizada;
- Enxague em água deionizada;

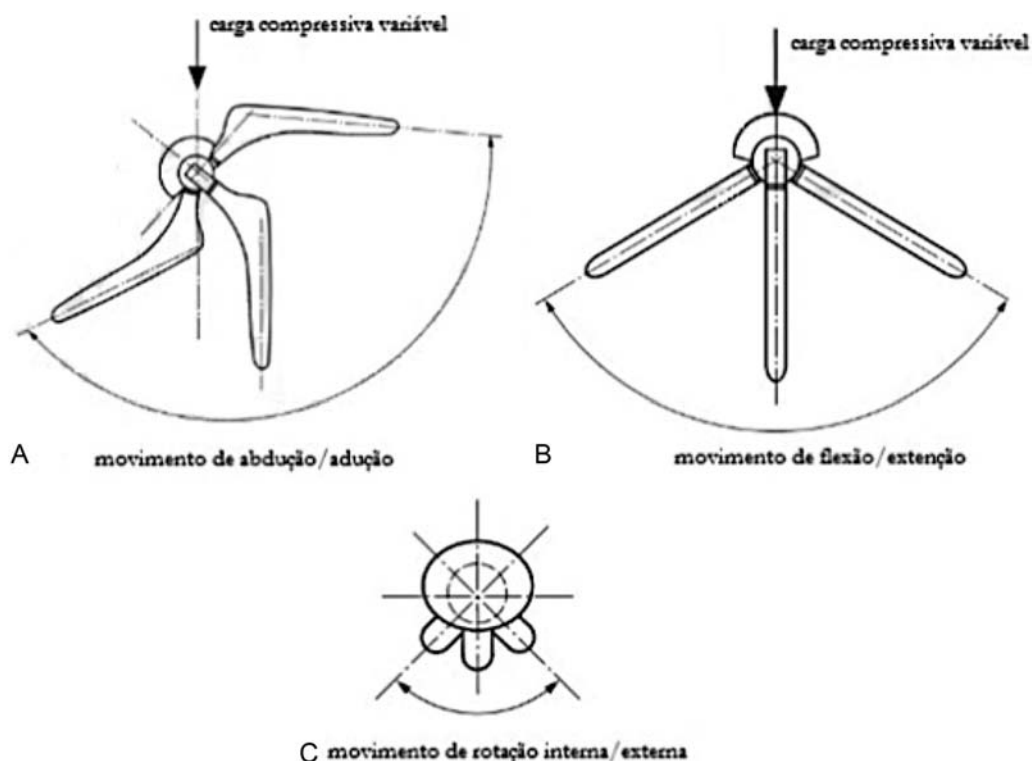


Figura 4 Perfil do carregamento variável no tempo configurado para o ensaio Fonte: Norma Técnica ABNT NBR ISO 14242-1:2016.

- Secagem com jato de nitrogênio filtrado a 2 bar de pressão;
- Imersão em álcool isopropílico por 5 min;
- Secagem com jato de nitrogênio filtrado a 2 bar de pressão;
- Secagem final em câmara de vácuo com sílica entre 13,3 Pa 0,13 Pa por 12 horas.

Após a limpeza, cada inserto acetabular foi pesado 2 vezes alternadamente até que a diferença entre as medições fosse inferior a 100 µg. Estes procedimentos de pesagem e limpeza foram repetidos, em intervalos de 24 horas, até que a alteração incremental da massa, para cada um dos insertos acetabulares, fosse inferior a 10% da alteração de massa acumulada anterior.

Análise estatística

Para a análise estatística foram utilizados os softwares Excel Office 2010 (Microsoft Corp., Redmon, WA, EUA) e SPSS V20 (IBM, ARMONK, NY, EUA). Os dados descritivos foram expressos em média e desvio-padrão. As comparações entre as variáveis foi realizada por meio dos testes t de Student e t pareado, após verificação da homogeneidade, normalidade e variância dos dados. O valor de *p* utilizado como significante foi de 0,05 e o intervalo de confiança de 95%.

Resultados

Os ensaios foram finalizados após atingir o limite programado de 5 milhões de ciclos. O desgaste gravimétrico foi calculado a partir da seguinte expressão:

Tabela 4 Média da perda de massa dos corpos de prova 1, 2 e 3 com cabeça femoral cerâmica de 36 mm

	NÚMERO DE CICLOS (x 10 ⁶) [mg]					
	0,5	1	2	3	4	5
CP47.2018ED-01	2,19	4,70	-4,35	-10,57	-13,72	-19,05
CP47.2018ED-02	-0,32	2,99	-3,19	-11,80	-13,54	-21,44
CP47.2018ED-03	-0,50	1,51	-6,46	-11,40	-16,75	-26,70
MÉDIA	0,45	3,07	-4,66	-11,26	-14,67	-22,40
DESVIO-PADRÃO	1,51	1,60	1,66	0,63	1,80	3,91

$$W_n = W_{an} + S_n,$$

em que W_n representa a média da perda líquida de massa dos CPs após *n* ciclos de ensaio, W_{an} a média de perda de massa por desgaste dos CPs após *n* ciclos de ensaio, e S_n a média da massa de fluido de ensaio absorvida pelos ECS durante os mesmos *n* ciclos.

As ►Tabelas 3 e 4 apresentam o valor da média da perda de massa dos CPs (W_{an}), respectivamente, com cabeças femorais metálicas de 32 mm e cerâmicas de 36 mm.

A perda de massa dos CPs foi significativa a partir de 2 milhões de ciclos ($p = 0,0013$ para o conjunto de cabeça metálica de 32 mm, e $p = 0,046$ para o conjunto com cabeças cerâmicas de 36 mm). Na comparação das médias de perda de massa entre o conjunto com cabeça de metal e o conjunto com cabeça cerâmica observou-se diferença estatisticamente significativa ($p = 0,018$).

As ►Tabelas 5 e 6 apresentam a média da massa de fluido de ensaio absorvida em cada EC (S_n) durante a realização do

Tabela 5 Média da massa de úido de ensaio absorvida em cada espécime de controle (1 e 2) (S_n) com cabeça femoral metálica de 32 mm

	NÚMERO DE CICLOS (x 10 ⁶) [mg]					
	0,5	1	2	3	4	5
EC46.2018ED-01	1,10	3,13	4,94	5,93	6,97	7,89
EC46.2018ED-02	1,01	2,77	3,63	4,78	6,19	6,99
MÉDIA	1,05	2,95	4,28	5,35	6,58	7,44
DESVIO-PADRÃO	0,07	0,26	0,93	0,81	0,55	0,64

Tabela 6 Média da massa de úido de ensaio absorvida em cada espécime de controle (1 e 2) (S_n) com cabeça femoral cerâmica de 36 mm

	NÚMERO DE CICLOS (x 10 ⁶) [mg]					
	0,5	1	2	3	4	5
EC46.2018ED-01	1,86	3,11	5,08	7,58	8,83	10,72
EC46.2018ED-02	2,08	3,63	5,74	8,32	9,56	11,68
MÉDIA	1,97	3,37	5,41	7,95	9,20	11,20
DESVIO-PADRÃO	0,16	0,37	0,47	0,53	0,52	0,68

ensaio respectivamente com cabeça metálica de 32 mm e cerâmica de 36 mm.

Na comparação das medidas S_n , entre cabeças metálicas x cerâmicas, houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,014$).

As **– Tabelas 7 e 8** apresentam a média da perda líquida de massa (W_n) para cada um dos CPs durante a realização do ensaio, respectivamente, com cabeça metálica de 32 mm e cerâmica de 36 mm. Houve diferença estatisticamente significativa entre os conjuntos com cabeça cerâmica e metálica ($p=0,0013$).

A taxa de desgaste média foi calculada a partir da regressão linear da curva de desgaste ($W_n = a_g (n) + b$), em que a_g = taxa de desgaste média em mg/mc (micrograma por milhão de ciclos), n = número de ciclos, e b é uma constante.

A massa inicial, medida antes dos ciclos de carregamento e deslocamentos angulares, não foi considerada neste cálculo. As **– Tabelas 9 e 10** apresentam a taxa de desgaste média (a_g) e o coeficiente de determinação (R^2) para cada um dos CPs ensaiados, com cabeças femorais metálicas e cerâmicas, respectivamente.

Na comparação entre as medidas de taxa de desgaste dos conjuntos com cabeças metálicas (14,12) e cerâmicas (7,46), houve diferença estatisticamente significativa ($p = 0,0005$).

Discussão

O principal achado do presente estudo foi a significativa redução na taxa de desgaste do par tribológico cerâmica-polietileno reticulado em relação ao par tribológico metal-polietileno reticulado, mesmo com o uso de cabeça cerâmica de grande diâmetro.

Tabela 7 Média da perda líquida de massa (W_n) para cada um dos corpos de prova (1, 2 e 3) durante a realização do ensaio com cabeça metálica de 32 mm

	NÚMERO DE CICLOS (x 10 ⁶) [mg]					
	0,5	1	2	3	4	5
CP46.2018ED-01	3,92	5,00	24,80	37,02	47,32	63,89
CP46.2018ED-02	3,94	7,01	24,99	35,77	46,69	64,92
CP46.2018ED-03	2,31	6,02	25,31	37,29	50,72	72,55
MÉDIA	3,39	6,01	25,03	36,69	48,24	67,12
DESVIO-PADRÃO	0,94	1,01	0,26	0,81	2,17	4,73

Tabela 8 Média da perda líquida de massa (W_n) para cada um dos corpos de prova (1, 2 e 3) durante a realização do ensaio com cabeça cerâmica de 36 mm

	0,5	1	2	3	4	5
	CP47.2018ED-01	-0,22	-1,33	9,76	18,52	22,92
CP47.2018ED-02	2,29	0,38	8,60	19,75	22,74	32,64
CP47.2018ED-03	2,48	1,86	11,87	19,35	25,95	37,90
MÉDIA	1,52	0,30	10,07	19,20	23,87	33,60
DESVIO-PADRÃO	1,51	1,60	1,66	0,63	1,80	3,91

Tabela 9 Taxa de desgaste e coeficiente de determinação dos corpos de prova com cabeças femorais metálicas de 32 mm

	NÚMERO DE CICLOS (x 10 ⁶) [mg]	
	TAXA DE DESGASTE (mg/Mc)	Coef. de determinação (R^2)
CP46.2018ED-01	13,57	0,989
CP46.2018ED-02	13,42	0,991
CP46.2018ED-03	15,36	0,990
MÉDIA	14,12	
DESVIO-PADRÃO	1,08	

Tabela 10 Taxa de desgaste e coeficiente de determinação dos corpos de prova com cabeças femorais cerâmicas de 36 mm

	NÚMERO DE CICLOS (x 10 ⁶) [mg]	
	TAXA DE DESGASTE (mg/Mc)	Coef. de determinação (R^2)
CP46.2018ED-01	7,24	0,977
CP46.2018ED-02	7,16	0,966
CP46.2018ED-03	7,98	0,981
MÉDIA	7,46	
DESVIO-PADRÃO	0,45	

A investigação dos fatores envolvidos no desgaste protético é de grande interesse para a cirurgia artroplástica do quadril, visto que a soltura asséptica representa a principal causa de revisão nos registros de próteses de quadril.^{2,12} Sabe-se que o polietileno de alto peso molecular tem como principais mecanismos de desgaste o polimento, a abrasão, a

corrosão e o riscamento.^{13,14} A fim de reduzir a produção de debris e garantir maior sobrevida das próteses, as artroplastias de quadril com polietileno reticulado vêm sendo amplamente realizadas no mundo.^{7,13} Modernamente, o uso de cabeças femorais de grande diâmetro, especialmente em cerâmica, vem sendo feito nas artroplastias de quadril, principalmente em pacientes jovens e ativos, de forma a buscar maior amplitude de movimento articular e maior estabilidade protética.¹⁵ Em 2018, Tsikandylakis et al.¹⁶ identificaram, através da análise de dados de Registros Nacionais de Artroplastias, que cabeças femorais grandes, maiores que 32 mm, apresentam menor risco de luxação. Neste cenário, dúvidas surgiram na literatura acerca do comportamento do desgaste do polietileno reticulado frente a cabeças femorais cerâmicas de grande diâmetro. Nosso estudo demonstrou, *in vitro*, que o benefício da redução na taxa de desgaste no par tribológico cerâmica-polietileno reticulado se manteve, a despeito do uso de uma cabeça cerâmica de maior diâmetro, mesmo em comparação à cabeça metálica menor (32 mm).

Outro achado importante foi aumento significativo na perda de massa por desgaste em cada conjunto protético a partir de 2 milhões de ciclos de ensaio, sendo expressivamente maior nos conjuntos que utilizaram cabeça metálica. Tal fenômeno pode explicar o maior desgaste protético observado em indivíduos fisicamente mais ativos, especialmente com o uso de cabeças metálicas. No entanto, sabe-se que, *in vivo*, a sobrevida da artroplastia depende, além do par tribológico, do posicionamento dos componentes protéticos, do nível de atividade, do sexo, da idade, e das características imunológicas do paciente.¹⁷

O ciclo de movimento de um paciente com ATQ representa uma sequência complexa de diferentes atividades intercaladas com períodos de repouso. Além da caminhada, que geralmente é usada como atividade de referência, há atividades adicionais de vida diária, que também contribuem para o desgaste e não são contempladas em testes de desgaste padrão no laboratório. Assim, vários estudos revelam diferenças no tamanho dos debris gerados entre testes de simulador e amostras *in vivo*.^{18,19}

A menor idade do paciente mostra relação com o maior desgaste das artroplastias totais do quadril. Estudos que avaliaram o desgaste nas diversas faixas etárias demonstraram que o mesmo é superior nos pacientes abaixo de 60 anos de idade.^{20,21} Em um estudo radiográfico de 1.024 quadris, o desgaste linear foi 33% maior em pacientes com menos de 60 anos.²² Em um estudo que avaliou um grupo de pacientes jovens (média de 49 anos; variação de 18–66 anos), Perez et al.²¹ relataram que as taxas de desgaste nos pacientes menores de 50 anos eram 40% maior em comparação com a taxa média de desgaste no outro grupo. Griffith et al.²³ relataram que entre pacientes com taxas de desgaste linear muito altas (> 0,18 mm/ano), 12% tinham menos de 50 anos, e apenas 1,5% tinham mais de 60 anos. O desgaste maior em pacientes mais jovens deve-se, pelo menos em parte, ao maior nível médio de atividades. Em um estudo podométrico,²⁴ a idade foi associada significativamente com a atividade ($p = 0,048$), mas com um alto grau de variabilidade

(desvio padrão, 3.040 passos por dia). Pacientes com menos de 60 anos caminharam em média 30% mais do que os pacientes com 60 anos ou mais.

Em comparação com o sexo feminino, os homens foram associados a taxas mais elevadas de desgaste do polietileno. Ao dividir seus pacientes em alta e baixa taxa de desgaste, Griffith et al.²³ e Nashed et al.²⁰ mostraram que, no grupo de alto desgaste, 70% dos pacientes eram do sexo masculino, em comparação com apenas 23 a 34% no grupo de baixo desgaste. Callaghan et al.²⁵ encontraram uma correlação estatisticamente significativa entre o sexo masculino e o desgaste do polietileno em um grupo de 210 quadris. Em uma avaliação radiográfica de 1.024 quadris, a penetração linear da cabeça femoral foi 37% maior em pacientes do sexo masculino.²² Em um estudo detalhado de 37 quadris de pacientes com nível funcional, a atividade do paciente foi quantificada usando um monitor de passos. Nesta coorte, não houve diferença na atividade média de caminhada entre os pacientes do sexo masculino e feminino. No entanto, a taxa de penetração média da cabeça femoral no polietileno nos indivíduos do sexo masculino foi aproximadamente o dobro da taxa verificada no sexo oposto. Houve diferenças significativas na estatura e peso médios entre os pacientes masculinos e femininos, e uma análise de regressão logística multivariada foi realizada. Após a correção para covariáveis conhecidas (como altura e peso), o gênero masculino ainda foi altamente correlacionado ao desgaste.²⁶ Outras diferenças relativas ao desgaste das próteses de quadril em homens e mulheres, tais como alterações anatômicas específicas, distribuição de peso, padrão de marcha, composição corporal e propriedades físico-químicas do líquido sinovial, precisam ser investigadas em estudos futuros.

Semelhante a um conjunto de pneus de automóvel, o desgaste é uma função do uso.²⁶ As variáveis na equação fundamental de desgaste incluem a resistência ao desgaste inerente do par tribológico, a lubrificação e o coeficiente de atrito, a magnitude e a direção da carga, o padrão de movimento e a distância de deslizamento. A avaliação clínica mais comum do desgaste é a análise radiográfica da penetração linear da cabeça femoral no componente de polietileno. Entretanto, as limitações desta metodologia para quantificar fatores específicos que contribuem para o desgaste devem ser valorizadas. O desgaste do polietileno *in vivo* é multifatorial, incluindo vários fatores do paciente. Há limitações na avaliação clínica de alguns desses fatores e, por esse motivo, são utilizadas variáveis retrospectivas. Por exemplo, a idade do paciente e o diagnóstico frequentemente são usados como substitutos da atividade do paciente. Os fatores mais variáveis e difíceis de quantificar são a frequência e intensidade de uso da prótese durante a vida útil da artroplastia. A avaliação clínica de pacientes com ATQ seria reforçada por uma avaliação padronizada da frequência e intensidade da atividade do paciente, no que se refere ao uso da prótese.¹⁷

Assim, os estudos *in vitro* servem como um parâmetro para guiar a prática clínica na escolha do par tribológico da artroplastia de quadril, que deve levar em consideração todo o conjunto de características do paciente. O desgaste *in vivo* ainda apresenta questões não totalmente esclarecidas.

Conclusão

Este estudo demonstrou menor taxa de desgaste em conjuntos protéticos que utilizaram o par tribológico cerâmica-polietileno reticulado de 36 mm em comparação aos conjuntos com metal-polietileno reticulado de 32 mm. Tal achado demonstra a eficácia da cerâmica, mesmo com a utilização de cabeças de grande diâmetro. Sua efetividade clínica, porém, deve ser comprovada por estudos de longo tempo de seguimento (20–25 anos).

Conflito de Interesses

Os autores declaram não haver conflito de interesses.

Referências

- Kraay MJ, Thomas RD, Rimnac CM, Fitzgerald SJ, Goldberg VM. Zirconia versus Co-Cr femoral heads in total hip arthroplasty: early assessment of wear. *Clin Orthop Relat Res* 2006;453(453): 86–90
- Evans JT, Evans JP, Walker RW, Blom AW, Whitehouse MR, Sayers A. How long does a hip replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up. *Lancet* 2019;393(10172):647–654
- Hunt LP, Whitehouse MR, Beswick A, Porter ML, Howard P, Blom AW. Implications of introducing new technology: comparative survivorship modeling of metal-on-metal hip replacements and contemporary alternatives in the National Joint Registry. *J Bone Joint Surg Am* 2018;100(03):189–196
- Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2017 Annual Report. Adelaide: Australian Orthopaedic Association; 2017
- Kärrholm J, Lindahl H, Malchau H, et al. SHAR. Swedish Hip Arthroplasty Register Annual Report 2016. Disponível em: <https://shpr.registercentrum.se/shar-in-english/annual-reports-from-the-swedish-hiparthroplasty-register/p/rkeyyeElz>. DOI: .Doi: 10.18158/Sjy6j-KyrM
- Snir N, Kaye ID, Klifto CS, et al. 10-year follow-up wear analysis of first-generation highly crosslinked polyethylene in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014;29(03):630–633
- Ranawat CS, Ranawat AS, Ramteke AA, Nawabi D, Meftah M. Long-term Results of a First-Generation Annealed Highly Cross-Linked Polyethylene in Young, Active Patients. *Orthopedics* 2016;39(02): e225–e229
- D'Antonio JA, Sutton K. Ceramic materials as bearing surfaces for total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2009;17(02):63–68
- Young EY, Gebhart J, Cooperman D, Ahn NU. Are the left and right proximal femurs symmetric? *Clin Orthop Relat Res* 2013;471(05): 1593–1601
- ISO 14242-1:2012 Implants for surgery – Wear of total hip-joint prostheses – Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test; 2012
- ISO 14242-3:2009 Implants for surgery – Wear of total hip-joint prostheses – Part 3: Loading and displacement parameters for orbital bearing type wear testing machines and corresponding environmental conditions for test; 2009
- Sadoghi P, Liebensteiner M, Agreiter M, Leithner A, Böhler N, Labek G. Revision surgery after total joint arthroplasty: a complication-based analysis using worldwide arthroplasty registers. *J Arthroplasty* 2013;28(08):1329–1332
- Pang HN, Naudie DDR, McCalden RW, MacDonald SJ, Teeter MG. Highly crosslinked polyethylene improves wear but not surface damage in retrieved acetabular liners. *Clin Orthop Relat Res* 2015; 473(02):463–468
- Bradford L, Baker DA, Graham J, Chawan A, Ries MD, Pruitt LA. Wear and surface cracking in early retrieved highly cross-linked polyethylene acetabular liners. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86(06): 1271–1282
- Gaudiani MA, White PB, Ghazi N, Ranawat AS, Ranawat CS. Wear Rates With Large Metal and Ceramic Heads on a Second Generation Highly Cross-Linked Polyethylene at Mean 6-Year Follow-Up. *J Arthroplasty* 2018;33(02):590–594
- Tsikandylakis G, Mohaddes M, Cnudde P, Eskelinen A, Kärrholm J, Rolfson O. Head size in primary total hip arthroplasty. *EFORT Open Rev* 2018;3(05):225–231
- Schmalzried TP, Huk OL. Patient factors and wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2004;(418):94–97
- Jasty M, Goetz DD, Bragdon CR, et al. Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations. *J Bone Joint Surg Am* 1997;79(03): 349–358
- Schmalzried TP, Callaghan JJ. Wear in total hip and knee replacements. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81(01):115–136
- Nashed RS, Becker DA, Gustilo RB. Are cementless acetabular components the cause of excess wear and osteolysis in total hip arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res* 1995;(317):19–28
- Perez RE, Rodriguez JA, Deshmukh RG, Ranawat CS. Polyethylene wear and periprosthetic osteolysis in metal-backed acetabular components with cylindrical liners. *J Arthroplasty* 1998;13(01): 1–7
- Schmalzried TP, Dorey FJ, McClung CD, et al. Factors contributing to the variability of short-term radiographic wear rates in total hip replacement. *Orthop Trans* 1998;22:737
- Griffith MJ, Seidenstein MK, Williams D, Charnley J. Socket wear in Charnley low friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 1978;(137):37–47
- Schmalzried TP, Szuszczewicz ES, Northfield MR, et al. Quantitative assessment of walking activity after total hip or knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1998;80(01):54–59
- Callaghan JJ, Pedersen DR, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC. Radiographic measurement of wear in 5 cohorts of patients observed for 5 to 22 years. *Clin Orthop Relat Res* 1995;(317): 14–18
- Schmalzried TP, Shepherd EF, Dorey FJ, et al. The John Charnley Award. Wear is a function of use, not time. *Clin Orthop Relat Res* 2000;(381):36–46