

CAPÍTULO IV - ESTUDO DA RUGOSIDADE DA CABEÇA FEMORAL DE UMA PRÓTESE DE QUADRIL

<LUCAS EDUARDO DE MEDEIROS>¹
<RODOLFO HILDEBRANDT>²
<APARECIDO SERAPIÃO DOS SANTOS>³

Resumo: Uma prótese de quadril é um elemento utilizado em um procedimento cirúrgico para recuperar a articulação em um determinado paciente. Um implante de quadril deve apresentar características biocompatíveis obedecendo às normatizações, porém uma dos fatores limitantes da vida útil da prótese é a baixa resistência ao desgaste. Este artigo irá analisar a rugosidade de uma prótese de quadril explantada com, rugosímetro. Foi medido o parâmetro de rugosidade Ra para avaliar o controle de qualidade superficial da prótese, para comparar com parâmetros de rugosidade estabelecidos em normas, e uma pesquisa referencial sobre a rugosidade e como está diretamente associada ao desgaste. Será observado nos resultados como o fator rugosidade contribui para a taxa de desgaste do material, e como é importante na vida útil e qualidade da prótese.

Palavras-chave: Prótese de quadril, rugosidade, desgaste.

Abstract: A hip prosthesis is an element used in a surgical procedure to recover the joint in a given patient. A hip implant must have biocompatible characteristics obeying the norms, but one of the limiting factors of the life of the prosthesis is the low resistance to wear. This paper will analyze the roughness of a hip prosthesis explanted with, rugosimeter. The roughness parameter Ra was measured to evaluate the surface quality control of the prosthesis, to compare with roughness parameters established in standards and a reference survey on roughness and how it is directly associated with wears. It will be observed in the results how the roughness factor contributes

¹ Discente Graduando em Tecnologia em Fabricação Mecânica, Faculdade de Tecnologia SENAI de Londrina: luc987654@yahoo.com.br

² Docente Mestre; Faculdade de Tecnologia SENAI de Londrina; rodolfo.hildebrandt@pr.senai.br

³ Docente Especialista; Faculdade de Tecnologia SENAI de Londrina; aparecido.serapiao@sistemafiep.org.br

to the wear rate of the material, and how important it is in the life and quality of the prosthesis.

Keywords: Hip prosthesis, roughness, wears.

1. INTRODUÇÃO

Com surgimento de novos materiais e o desenvolvimento de técnicas cirúrgicas permitiu-se recuperar ou substituir parte do corpo e melhorar a qualidade de vida da população. Anualmente em todo o mundo, mais de 800 mil cirurgias de prótese de quadril são realizadas (CHALLONER, 2010).

Segundo (Valente, 1999) A implantação de dispositivos no corpo humano é uma prática de longa data, marcada principalmente até 1875 pela utilização de metais puros como ouro, prata e cobre. As ligas metálicas tomaram-se mais utilizadas entre 1875 e 1925 coincidindo com avanços nas técnicas cirúrgicas e posteriormente o desenvolvimento dos biomateriais metálicos. Os implantes que proporcionam boas respostas ao tecido hospedeiro são os que possuem capacidade de interagir diretamente com o osso sem promover a formação do tecido fibroso interposto, processo chamado de óssea integração, definido como o contato estabelecido entre o osso normal e remodelado e a superfície do implante sem a interposição de tecido conectivo não ósseo, em nível de microscopia óptica. Os implantes à base de titânio e suas ligas são os que têm apresentado maior porcentagem de sucesso de casos de óssea integração.

Os motivos mais relevantes se devem ao aumento da expectativa de vida e o conseqüente aumento do número de pessoas com doenças degenerativas (ex. artrose, artrite reumatoide), e o crescente número de acidentes automobilísticos (trincas, fraturas).

Quando nos referimos à prótese de quadril, significa que uma cirurgia é feita para a substituição da articulação do quadril por componentes metálicos, poliméricos e/ou cerâmicos (FERREIRA, 2011), esse procedimento é denominado Artroplastia Total do Quadril (ATQ).

Para melhor compreensão da aplicação do uso dessas próteses, é necessário compreender o funcionamento da articulação do quadril. Segundo Kapandji (1980), a articulação do quadril é composta por uma esfera (cabeça do fêmur), cavidade (componente acetabular – osso da bacia), envolvida por ligamentos e a cápsula articular (cartilagem), poderá ser observado na figura 1.

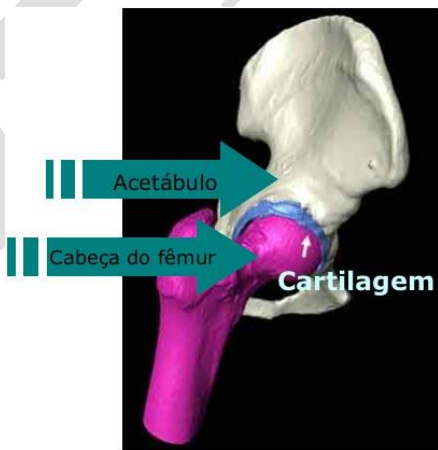
Figura 1: Articulação do quadril e Ligamentos



Fonte: Splabor

Na figura 2 observa-se uma visão mais técnica, sendo possível identificar o funcionamento da articulação.

Figura 2: Articulação do quadril imagem 3D



Fonte: Iafortopedia.

A cabeça do fêmur deve-se encaixar-se com perfeição no acetábulo, os ligamentos dão a estabilidade e a cartilagem tem a função de evitar o contato osso com osso, e também tem a função de lubrificação (Fig. 2).

Quando a cartilagem é saudável a espessura é maior que 5 milímetros, sua superfície é macia e lisa e banhada em líquido sinovial que é o lubrificante (FERREIRA, 2011).

A cirurgia de implante de prótese de quadril é realizada principalmente em pessoas que tem artrose grave e também em certos casos de fratura do colo do fêmur ou de necrose da cabeça do fêmur (RATNER, 1996).

Para que um material possa ser utilizado em implantes, é necessário que apresentem propriedades mecânicas as mais próximas possíveis dos ossos humanos. As mais importantes propriedades mecânicas para aplicações ortopédicas são resistência mecânica à tração, compressão e flexo-compressão e o módulo de elasticidade. O interessante é ter materiais que tenham módulo de elasticidade próximo ao tecido ósseo (VALENTE, 1999).

Na Tabela 1, são apresentados valores do módulo de elasticidade para alguns materiais.

Tabela 1 – Módulo de elasticidade de diversos materiais utilizados em implantes e tecido naturais

Material	Módulo de Elasticidade GPa
Aço inox 316 L	200
Liga Co-Cr fundida	248
Titânio	110
Ti6Al14V	124
Al ₂ O ₃	365
ZrO ₂	200
ZrO ₂ -Y ₂ O ₃	205
Osso esponjoso	0,7 - 4
dentina	18,2
Esmalte dentário	82,4
Hidroxiapatita sintética	110 – 279

Fonte: Valente (1999).

As próteses são basicamente divididas em componente femoral e componente acetabular, a parte femoral é dividida em cabeça, pescoço e haste. A haste e o pescoço são geralmente fabricados de ligas metálicas de aço ASTM F138, titânio ou cromo-cobalto, a cabeça é confeccionada em liga Cr-Co, titânio, alumina ou zircônia (cerâmica).

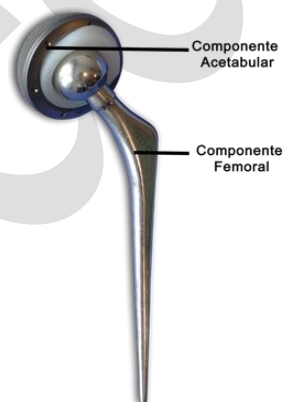
O componente acetabular geralmente é feito em polietileno de ultra-peso-molecular - UHMWPE (OLIVEIRA, 2013). A figura 3 (a) e (b) apresenta uma prótese de quadril.

Figura 3 (a): Prótese de Quadril



Fonte: Lookfordiagnosis

Figura 3 (b): Prótese de Quadril



Fonte: Medicinadoquadril

O cirurgião inglês John Charnley (1911-1982) deu origem à artroplastia de baixa fricção, que se tornou o procedimento padrão para a substituição de partes do quadril (CHALLONER, 2010), para que a prótese funcione adequadamente ela deve estar bem fixa no osso, como se observa na figura 4, e para isso existem duas técnicas, uma usa cimento ortopédico a qual funciona como uma argamassa, a outra baseia-se no crescimento do osso do paciente para dentro dos poros da superfície da prótese.

Cada paciente tem a necessidade de determinado tipo de prótese (HATEM, 2015).

Figura 4: Artroplastia de Quadril



Fonte :Sotstenio

A prótese de quadril, no geral, precisa ser trocada depois de um determinado tempo de uso, pois o maior desgaste ocorre entre a cabeça femoral e o componente acetabular.

Para que este trabalho tenha um resultado satisfatório, será analisado o material TITÂNIO através de um levantamento bibliográfico, para adquirir informações sobre o processo de desgaste da cabeça femoral.

Pretende-se realizar uma análise de medição de uma prótese para obter dados, e realizar alguns apontamentos quanto ao desgaste do produto de forma ter informações que possibilite relacionar rugosidade com a vida útil da prótese.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Materiais e Biomateriais

A qualidade das próteses depende de fatores muito amplos que começam com a escolha da matéria-prima. O denominado biomaterial é o que tem compatibilidade com o organismo humano, umas das definições mais aceitas é de Williams (Apud, Williams, 1987):

Biomateriais são substâncias, exceto drogas e fármacos, ou combinação de substâncias, de origens sintéticas ou naturais, que podem ser usadas por qualquer período de tempo, como parte ou como o todo dos sistemas, para tratar, ou aumentar ou substituir quaisquer tecidos, órgãos ou função do corpo.

Segundo Oliveira (2013, p. 20) a área de biomateriais engloba o conhecimento e a colaboração de diversas especialidades, desde o comportamento mecânico até as funções biológicas.

Os biomateriais mais utilizados na fabricação de próteses podem ser agrupados em: metálicos, poliméricos, cerâmicos e compósitos.

As ligas metálicas, usadas na fabricação de próteses de quadril, têm propriedades mecânicas adequadas e razoável resistência à corrosão, a que mais se destaca é o aço inoxidável ASTM F 138, pois tem boa usinabilidade e o custo relativamente baixo (Apud, GIORDANI, FERREIRA e BALANCIN, 2007).

2.2 Compósitos

Segundo Gomes (2013), materiais compósitos são aqueles que possuem dois componentes distintos que quando misturados formam um composto com propriedades impossíveis de se obter com apenas um deles. Sob este prisma o osso é um material compósito que apresenta fibras colágenas imersas em uma matriz inorgânica.

Referem-se à combinação de materiais de modo que as propriedades mecânicas resultantes sejam superiores a dos componentes isoladamente. Frequentemente agregam um elemento constituído por fibras a um elemento matricial, como as fibras de carbono adicionadas a uma matriz polimérica. Sob este prisma o osso é per se um material compósito que apresenta fibras colágenas imersas em uma matriz inorgânica (Gomes, 2013).

Várias tentativas de aumentar a tenacidade do cimento ósseo foram feitas através da produção de um compósito que incorporava outros elementos como a fibra de carbono, polietileno, titânio, grafite e aço entre outras substâncias. Contudo, a biocompatibilidade e complicações do processamento destes materiais comprometeram a implementação do processo de manufatura (Gomes, 2013).

Ainda segundo Gomes:

A opção por um determinado tipo de material é feita de acordo com sua resistência à corrosão e bio-compatibilidade, propriedades mecânicas e metalúrgicas assim como pelo comportamento do material durante o processamento e uso, custo e disponibilidade. De grande importância são as propriedades mecânicas, representadas principalmente pela resistência (Tensão de Escoamento, Tensão Máxima, Tensão de Ruptura), ductilidade, rigidez, tenacidade, dureza, fluência e fadiga.

Outros fatores como projeto, fabricação e acabamento são fundamentais no controle de qualidade das próteses.

2.3 Fabricação

A utilização de novos biomateriais exigiu-se a introdução de alguns processos de fabricação.

2.4 Forjamento de Precisão

O processo de fabricação da haste requer alta tecnologia, pois o forjamento de precisão exige muita pesquisa para resolver problemas de geometria. O forjamento de precisão é o processo de deformação plástica que visa obter forjados com todas as dimensões, ou algumas delas, iguais às do produto acabado permitindo a eliminação ou a diminuição do processo de usinagem (Apud. KUDO, 1990).

2.5 Usinagem Ultraprecisão

Na fase de acabamento onde a parte mais importante é a cabeça femoral a usinagem de ultraprecisão vai dar a tolerância ao componente. Segundo Vieira (2004) a usinagem de ultraprecisão pode trabalhar com peças cujas as dimensões são da ordem de até $1\mu\text{m}$ e resolução da ordem de 1nm , logo nanotecnologia.

2.6 Tribologia

Outro conceito importante nos estudos das próteses é a interação de superfícies onde segundo Gomes (2013), o termo tribologia se refere à ciência que estuda a interação de superfícies em movimento relativo e, os principais determinantes são o atrito, a lubrificação e o desgaste.

2.7 Atrito

O conceito de atrito diz respeito à obstrução (atrito estático) ou à restrição (atrito cinético) ao movimento relativo entre as superfícies de corpos em contato, quando sujeitos a uma força externa (GOMES, 2013).

A força de atrito é gerada pela deformação na superfície de contato entre os materiais, e pela adesão entre os átomos e moléculas das superfícies opostas. Age tangencialmente à superfície e seu módulo independe da área de contato aparente entre os corpos, porém é função direta do valor da força normal (Apud. Walker, 2013).

Diferentemente das propriedades mecânicas como o módulo de elasticidade e tenacidade, o coeficiente de atrito não é uma propriedade do material e, assim pode ter diferentes valores em função do par tribológico, da configuração de contato e do ambiente e regime de lubrificação (Apud. Mischler, 2006).

Os biomateriais constituintes do par tribológico, o design e a tecnologia de fabricação influenciam grandemente na intensidade do atrito, uma vez que sua origem está ligada à deformação na superfície de contato entre os materiais, e pela adesão entre os átomos e moléculas das superfícies opostas. Assim, a rugosidade e a deformação das superfícies em contato impõem certa restrição ao movimento (Gomes, 2013)

2.8 Rugosidade

Mesmo em implantes polidos e aparentemente lisos, o atrito pode ocorrer irregularidades superficiais (rugosidade) em nível microscópico, cujo perfil pode ser avaliado por um rugosímetro (GOMES, 2009).

A tabela 2 mostra alguns parâmetros de rugosidade para a melhor classificação da rugosidade.

Tabela 2: parâmetros de rugosidade

Grupos de rugosidades	▽			▽▽			▽▽▽			▽▽▽▽		
Rugosidade máxima valores em Ra (μm)	50			6,3			0,8			0,1		
Classes de rugosidade (Grade)	N12	N11	N10	N9	N8	N7	N6	N5	N4	N3	N2	N1
Rugosidade máxima valores em Ra (μm)	50	25	12,5	6,3	3,2	1,6	0,8	0,4	0,2	0,1	0,05	0,025
Informações sobre os resultados de usinagem												
Serrar	[Barra com hachuras diagonais]											
Limar	[Barra com hachuras diagonais]											
Plainar	[Barra com hachuras diagonais]											
Tornear	[Barra com hachuras diagonais]											
Furar	[Barra com hachuras diagonais]											
Rebaixar	[Barra com hachuras diagonais]											
Alargar	[Barra com hachuras diagonais]											
Fresar	[Barra com hachuras diagonais]											
Brochar	[Barra com hachuras diagonais]											
Raspar	[Barra com hachuras diagonais]											
Retificar (frontal)	[Barra com hachuras diagonais]											
Retificar (lateral)	[Barra com hachuras diagonais]											
Alisar	[Barra com hachuras diagonais]											
Superfinish	[Barra com hachuras diagonais]											
Lapidar	[Barra com hachuras diagonais]											
Polir	[Barra com hachuras diagonais]											

[Barra branca] Faixa para um desbaste superior
 [Barra com hachuras diagonais] Rugosidade realizável com usinagem comum
 [Barra com hachuras diagonais] Rugosidade realizável com cuidados e métodos especiais

Fonte: Souza

O parâmetro de rugosidade Ra a média aritmética dos valores absolutos das ordenadas de afastamento (y_i), dos pontos do perfil de rugosidade em relação à linha média, dentro do percurso de medição (l_m). Essa grandeza pode corresponder à altura de um retângulo, cuja área é igual à soma absoluta das áreas delimitadas pelo perfil de rugosidade e pela linha média, tendo por comprimento o percurso de medição (l_m) (NBR ISO 4287).

2.9 Lubrificação

Lubrificação: para que o atrito seja diminuído é importante que não haja contato direto entre as superfícies articulares durante o movimento e o suporte de carga, usa-se então a interposição de um filme líquido (Gomes, 2013).

2.10 Desgaste

A consequência inevitável do movimento entre duas superfícies opostas é a remoção de material devido à ação mecânica (desgaste), que pode gerar milhares de partículas nos tecidos adjacentes no ciclo de marcha (apud. BURCHHORN, 2001).

O desgaste é o principal problema que afeta a longevidade das próteses, segundo Souza (2011) milhões de partículas são liberados todo dia no espaço entre a junta, estas partículas geradas entre a cabeça femoral e o componente acetabular iniciam uma rejeição do tecido que ocasiona osteólise (síndrome de destruição óssea) e em alguns casos, o afrouxamento dos componentes.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento do trabalho serão apresentadas características do material utilizado, instrumento e procedimento utilizado para a realização da medição.

Foi medido o parâmetro de rugosidade Ra para avaliar o controle de qualidade superficial da prótese, para comparar com parâmetros de rugosidade estabelecidos em normas.

3.1 Prótese

Foi “estudada a prótese da marca Zimmer de modelo T610A-1-5/8” como mostra a Figura 5, com cabeça femoral de titânio do tipo não cimentada.

Figura 5; Prótese de Quadril Zimmer



Fonte: o autor

A cabeça femoral estudada é de titânio de acordo com a norma NBR ISO 5832-2 – implantes para cirurgia de materiais metálicos.

3.2 Procedimentos

Para que se tenha um bom entendimento da medição de superfície é necessário consultar a norma NBR ISO 7206-2: 2011, cujos requisitos básicos são:

Cabeça femoral metálica:

Quando medido de acordo com os princípios dados na ABNT ISO 4287, a superfície de articulação esférica do implante deve ter um valor de Ra não maior que $0,5 \mu\text{m}$ e um valor de RT não maior que $1,0 \mu\text{m}$, usando-se um comprimento de amostragem de $0,008 \text{ mm}$.

Os seguintes detalhes devem ser relatados juntamente com os valores medidos;

- a) Raio da ponta do apalpador (ou estilete);
- b) Posição de medição na amostra.

Quando inspecionada por visão normal ou corrigida a superfície de articulação deve estar livre de partículas engastadas e de arranhões e de marcas e riscos que não sejam oriundos do processo de acabamento.

As tolerâncias dimensionais em relação ao diâmetro nominal são de $+0,00$ e $-0,2\text{mm}$.

3.3 Equipamento

Foi realizada a medição de rugosidade com um rugosímetro da marca Taylor- Robson Surtronic 3+ (Figura 6), com as seguintes especificações; deslocamento máximo do apalpador: 0,25 – 17,5 mm. Cut off 0.25, 0.8, 2.5, 8mm. Filtro gaussiano, campo de medição 150 μ m, resolução de 0.01 μ m. Com raio da ponta do apalpador 2 μ m.

Figura 6: Rugosímetro



Fonte: o autor

Foram realizadas medições de rugosidade da cabeça femoral de acordo com parâmetros da NBR ISO 4287:2002 para o valor de Ra.

4 DISCUSSÃO E RESULTADOS

Nesta seção serão apresentados e analisados os resultados sob a condição do estado da superfície através da rugosidade e suas características com relação ao desgaste.

Na medição de rugosidade colocou-se a peça em um suporte e realizou-se a medição em uma posição, como mostra figura 7.

Figura 7: Medição da rugosidade



Fonte: o autor

Nas medições de rugosidade para estabelecer o parâmetro Ra, foram utilizados os ajustes de deslocamento: LC= 1.25 mm, Cut off = 0.8mm.

Os resultados da análise de rugosidade da cabeça femoral estão apresentados na tabela 2.

Tabela 2: Rugosidade superficial encontrada na cabeça femoral explantada

	Rugosidade Ra (μm)
Amostra	Cabeça femoral
Nova	$0,023 \pm 0,003$
Referência	$0,029 \pm 0,003$
Medida na explantada	0,4

Fonte: adaptado - Israel.

Verificou-se que o valor obtido está além das referências, pois se trata de uma prótese explantada e, portanto o valor mostra o enorme desgaste que se tem depois de alguns anos.

A prótese depois de medida e mostrando um resultado de $0.4 \mu\text{m}$, ainda assim trata-se de um de nível de polimento e mostra que para esse tipo de aplicação usa-se a usinagem de ultra precisão por exigir um controle rigoroso da peça.

A rugosidade da superfície de articulação é uma importante variável a ser estudada. A rugosidade está diretamente associada à resistência ao desgaste da prótese. Segundo Alhasan e Goswami (2008), diversos autores correlacionam a resistência ao desgaste à rugosidade do componente medido (Israel, 2010).

Partículas de desgaste são liberadas a partir de a superfície articular após o acúmulo desta deformação plástica crítica (Apud. AAOS, 2000).

Diversos estudos apontam que as partículas produzidas na interação entre dois corpos têm a ação de um terceiro corpo, acelerando ainda mais o desgaste. Partículas de cimento ósseo, osso ou metálica podem gera um terceiro corpo e se incorporar na superfície do acetábulo. Essas partículas rígidas podem contribuir para a desagregação localizada, comprometendo o regime lubrificante e resultando na aceleração da taxa de desgaste. Estudos indicam que a interação dessas partículas com o rolamento de superfícies é um dos principais fatores limitantes para o tempo de vida útil das próteses (Apud. BLUND, *et al.* 2009).

O desgaste dos implantes de quadril é influenciado por esses conjuntos de fatores primários, que levam ao afrouxamento do implante e a osteólise. A redução da massa como resultado do desgaste, levando à osteólise, pode causar deslocamento e, posteriormente, pode-se necessitar-se de uma

substituição do implante. Vários estudos tentam fazer previsões das taxas de desgaste que levam como o principal parâmetro a rugosidade da cabeça femoral (Apud. ALHASSAN, 2008).

A norma ABNT NBR ISO 14242-1, define como sendo a amostra de ensaio a cabeça femoral e o componente acetabular.

Para avaliação da amostra a norma ABNT NBR ISO 14242-1 estabelece como resultado do ensaio de resistência ao desgaste da prótese de quadril 5×10^6 de ciclos.

Em um estudo usado como referência de Israel (2010), especifica métodos de avaliação do desgaste usando técnicas gravimétricas.

Método gravimétrico: a amostra de ensaio é avaliada quanto ao desgaste pela determinação da perda de massa (ISRAEL, 2010).

Em seus resultados mostrou-se que para o aço ASTM F138, conforme a tabela 4 apresenta os resultados de massa obtidos.

Tabela 4: resultado da variação de massa resultando no desgaste de amostra

Tempo – milhões de ciclos	Varição da massa (Mg)
0,75	-90,1
1,5	- 114,9
3	- 155,1
5	-166,7

Fonte: Israel 2010

É possível a taxa de desgaste correlacionando a variação da massa (ou volume) alterada durante o ensaio em razão do número de ciclos aplicados na amostra (ISRAEL, 2010).

A tabela 5 mostra os valores da taxa de desgaste e fator de desgaste obtido pela digitalização interna do componente.

Tabela 5: resultados da taxa e fator de desgaste

Tempo de ensaio	Taxa de desgaste		Fator de desgaste (mm^3/Nm)	Desgaste linear
	Gravimétrico (Mg/Mc)	Dimensional (mm^3/Mc)	Dimensional	Dimensional
5 Mc	33,34	27,37	$0,9 \times 10^{-6}$	0,12mm/ Mc

Fonte: Israel, 2010

Segundo Israel 2010, observa-se na tabela 6 que a rugosidade do acetábulo decresceu tanto para a amostra de referência quanto para amostra de ensaio, quando comparadas com amostra nova. A média da rugosidade para amostra de referência foi superior à encontrada para amostra de ensaio provocando uma espécie de polimento. A situação é inversa na cabeça femoral, na qual a média da rugosidade das amostras de referência de ensaio foi maior que a amostra nova, além de apresentarem valores similares entre si. Apesar de não haver diferença significativa entre as condições de referência e de ensaio, observa-se um pequeno aumento do valor da rugosidade média para a segunda condição.

Tabela 6: rugosidade média acetábulo e cabeça femoral

Amostra	Rugosidade Ra (μm)	
	Acetábulo	Cabeça femoral
Nova	0,300 \pm 0,010	0,023 \pm 0,003
Referência	0,259 \pm 0,021	0,029 \pm 0,003
Ensaio	0,242 \pm 0,031	0,030 \pm 0,006

Fonte: Israel, 2010

A tabela 7 apresenta os resultados obtidos para amostra de ensaio, avaliada até 5 Mc. Observam-se diferentes resultados de medida para cabeça femoral e o acetábulo e a indicação da variabilidade das leituras por meio desvio-padrão.

Tabela 7: Resultados do ensaio de rugosidade superficial na amostra de ensaio em diferentes ciclos

Tempo – milhões de ciclos	Rugosidade Ra (μm)	
	Acetábulo	Cabeça femoral
0	0,3 \pm 0,01	0,023 \pm 0,003
0,75	0,242 \pm 0,031	0,030 \pm 0,006
1,5	0,134 \pm 0,017	0,049 \pm 0,002
3	0,128 \pm 0,023	0,045 \pm 0,007
5	0,133 \pm 0,02	0,053 \pm 0,01

Fonte: Israel, 2010

Segundo Oliveira (2011), um conjunto protético passa por estágios de milhões de ciclos executados com movimentos angulares das normas ISO

14242-1 e ISO 14242-3, o que num total de 12 milhões de ciclos equivale a 12 anos de uso clínico.

O número de ciclos é estimado com base na idade do paciente, normalmente adotado como sendo um milhão de ciclos, porém em alguns casos podendo chegar a até 10 milhões de ciclos por ano. Para o cálculo do fator de desgaste é correlacionado o volume de desgaste pela distância percorrida versus a carga (Apud. CALONIUS, 2003).

5 Conclusão

O estudo da rugosidade é uma importante ferramenta que permite parametrizar o desgaste da prótese, com os estudos de referência permitiu-se chegar a valores que pudessem relacionar a rugosidade e a taxa de desgaste. Observou-se que após 5 milhões de ciclos a rugosidade aumentou 0,053 μm valor próximo ao encontrado na literatura da norma ISO 7206-2. Na cabeça femoral podem-se observar vários riscos indicando que houve um desgaste abrasivo causado por um terceiro corpo o que veio acompanhado com o aumento da rugosidade. Embora a taxa de desgaste seja importante em questões de desempenho, a rugosidade contribui mais para qualidade das próteses de quadril.

5.1 Sugestões para trabalhos futuros

A análise da rugosidade de uma prótese explantada é muito importante para a criação de um banco de dados com diferentes tipos de materiais, para combinações de amostra (acetábulo e cabeça femoral com diâmetros diferentes). Essa análise pode contribuir para prever o comportamento das próteses com novos materiais antes de seu uso clínico.

REFERÊNCIAS

ABNT NBR 15726: 2013 Implantes para ortopedia — Especificações para superfícies de articulação feitas de material metálico, cerâmico ou polimérico de endoprótese de quadril e de próteses para articulação total de quadril.

ABNT NBR 15719: 2016 Implantes para ortopedia - Prótese de quadril - Especificações para prótese acetabular.

ABNT NBR 15666: 2012 Implantes para ortopedia — Requisitos gerais para materiais, fabricação e estocagem de componentes metálicos.

ABNT NBR 16359: 2015 Implantes para ortopedia - Prótese de quadril - Método de ensaio para avaliação de colisão de componente acetabular.

ABNT NBR ISO 5832-2: 2001 Implantes para cirurgia - Materiais metálicos Parte 2: Titânio puro.

ABNT NBR ISO 7206-2: 2012 Implantes para cirurgia — Próteses parcial e total de articulação de quadril.

ABNT NBR ISO 4287: 2002 Especificações geométricas do produto (GPS) - Rugosidade: Método do perfil - Termos, definições e parâmetros da rugosidade.

ABNT NBR 4288: 2008 Especificações geométricas de produto (GPS) - Rugosidade: Método do perfil - Regras e procedimentos para avaliação de rugosidade.

ABNT NBR 15670-2: 2009 Implantes para ortopedia - Prótese ortopédica modular

Parte 2: Método de ensaio para determinação da força de desencaixe axial de componente acetabular modular.

ALVES, Hugo Leonardo Rocha et al. **Método alternativo para fabricação de cabeça femoral cerâmica para prótese de quadril.** Revista brasileira de engenharia biomédica, SEBEB, v-20, n 2-3, p. 81-88, dezembro 2004.

BELLOTI, J.C. **Cenário atual do uso de próteses ortopédicas – Discussão sobre próteses nacionais versus importadas.** DiagnTratamento, 2009; 14, 9-11.

CALLISTER, Willian D. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução/** Willian D. Callister, Jr., David G Rethwisch; tradução Sergio Murilo Stamile Soares; revisão técnica José Roberto Moraes d’Almeida. – [Reimpr.]. Rio de Janeiro : LTC, 2013.

CHALLONER, Jack; [tradução Carolina Alfaro, Pedro Jorgensen, Paulo Polzonoff Junior]. **1001 invenções que mudaram o mundo.** Rio de Janeiro: Sextante, 2010.

GOMES, Luiz Sérgio Marcelino. **Biomateriais em artroplastia de quadril; propriedades, estruturas e composição.** Clínica ortopédica da SBOT. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 2013.

<http://www.iafortopedia.com.br/orientacoes-para-pacientes/quadril/> Acesso em 07/09/15

ISRAEL, Charles Leonardo. **Desenvolvimento de uma máquina de desgaste em próteses totais de articulação de quadril.** Tese de doutorado. UFRS, 2010.

http://www.lookfordiagnosis.com/mesh_info.php?term=Pr%C3%B3tese+de+Quadril&lang=3 Acesso em 07/09/15

<http://medicinadoquadril.com.br/site/proteses> Acesso em 22/11/15

<http://sotstenio.blogspot.com.br/2009/04/artroplastia-do-quadril.html> Acesso em 22/11/15

<http://www.splabor.com.br/maleta-para-coleta/esqueletos/articulacao-do-quadril-resina-plastica-rigida-modelo-tg.html> Acesso em 07/09/15.

OLIVEIRA, André Luís de Lima. **Contribuição metodológica para investigar fenômenos de superfícies em tribossistemas protéticos articulares do quadril.** Tese de doutorado. Escola politécnica da Universidade de São Paulo, 2011.

PORTO, Arthur José Vieira. **Usinagem de ultraprecisão**. São Carlos: RiMa, FAPESP, 2004.

SOUZA, Marcos Motta. **Estudo da Forma e da Rugosidade em Próteses Ortopédicas de Quadril**. Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

ZIMMER, Cíntia Gabriely ET al. **Análise de falha em implantes ortopédicos explantados: quatro casos de prótese de sistema de quadril**. Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Metalúrgica, de Minas e Materiais, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil, 2012.

e-TEC