

• U • C •

FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA

Caracterização do dano por *fretting* em ligações de implante dentário - pilar

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica na Especialidade de Produção e Projecto

A Description of fretting wear in implant-abutment connections

Autor

André Portugal Santos

Orientador

Professor Doutor Amílcar Lopes Ramalho

Co-Orientadora

Mestre Maria Teresa Almeida Guerra Mendes

Júri

Presidente Professor Doutor José Domingos Moreira da Costa
Professor Associado da Universidade de Coimbra

Vogal Professor Doutor Luís Manuel de Jesus Coelho
Professor Adjunto do Instituto Politécnico de Leiria

Orientador Professor Doutor Amílcar Lopes Ramalho
Professor Associado com agregação da Universidade de Coimbra

Em colaboração com a FMD-UL



Faculdade de Ciências
de Tecnologia da
Universidade de
Coimbra



Faculdade de
Medicina Dentária da
Universidade de
Lisboa

Coimbra, Setembro, 2016

“O acto de escrever é sem dúvida comparável à dor do andar de pontas no
ballet, mas ambos trazem um pouco de mais beleza ao mundo”

O Autor

Aos meus pais.

Ao meu irmão.

Agradecimentos

Gostaria de agradecer ao prof. Amílcar pelo seu apoio, compreensão e boa disposição que se revelou importante para que este trabalho chegasse a bom porto.

À prof. Teresa pela sua disponibilidade, pois leccionando em Lisboa, disponibilizou-se para deslocar-se a Coimbra semanalmente, para reunir e discutir.

Agradeço, ao meu irmão João, pela sua prontidão e auxílio na elaboração deste texto.

À minha mãe pelos, seus afectos que se revelaram uma força motriz na minha motivação.

Aos meus amigos Melle, Daniel e Carlos pela sua ajuda ao proporcionar um bom ambiente em casa, para que pudesse florescer esta dissertação.

Aos meus camaradas que me ensinaram para todos os dias não baixar os braços e continuar a lutar, com uma inclinação e força que não conhecia ter.

A Coimbra, por ter proporcionado magníficas experiências.

Resumo

Introdução: O *fretting* é um fenómeno de desgaste que atinge qualquer componente mecânico, quando as suas superfícies são sujeitas a deslocamentos relativos de pequena amplitude. Este trabalho visa a investigação deste comportamento mecânico no caso concreto dos implantes dentários, por meio de ensaios experimentais.

A ciência dos implantes massificou-se com uma taxa de sucesso elevada, mas ainda com um grande desconhecimento no que toca aos fenómenos de tribologia a eles associados. O objectivo deste estudo é de aprofundar o conhecimento das condições de trabalho dos implantes, com uma escolha mais informada dos pares de materiais, contribuindo deste modo para uma vertente mais humana da Engenharia.

Métodos: como primeiro passo, procedeu-se à caracterização dos materiais por Microdureza assim como por Rugosimetria de palpação. Posteriormente foram conduzidos ensaios num tribómetro com os 2 pares de materiais mais comuns nestas aplicações: Titânio *Grade 5* - Titânio *CP 4*; Titânio *CP 4* - Dióxido de zircónio estabilizado com ítria. Para representar o acto mastigatório, foi adoptada esquema geometria de contacto plano – esfera. As marcas foram posteriormente analisadas por: Microscopia óptica, Perfilometria por laser e Microscopia electrónica de varrimento (SEM). Com base nessas medições, obteve-se o valor dos diâmetros das marcas, assim como os perfis transversais de desgaste, que permitiram estabelecer um critério decisivo para a escolha do melhor par de materiais.

Resultados: muito embora a ordem de grandeza das propriedades a medir seja diminuta, é possível obter resultados consistentes. Com a comparação dos valores obtidos foi possível avaliar com mais precisão o comportamento dos materiais aplicados nos implantes, tanto a seco como com saliva.

Conclusões: neste trabalho é realizada uma análise exaustiva do comportamento dos dois pares de materiais referidos, contribuindo para um melhor entendimento do *fretting* em implantes dentários.

Palavras-chave: [Fretting], [Implantes dentários], [Tribologia], [Atrito], [Desgaste], [Corrosão]

Abstract

Introduction: Fretting is a wear phenomenon that occurs in all mechanical components, when their surfaces are subjected to small scale displacements. This work aims to investigate fretting of the dental implants, through experimental testing.

The implant science has reached a widespread application with a high rate of success, but still without a deep comprehension of the associated tribology phenomenon.

The main goal of the present essay is to develop the knowledge of the implant's service conditions, with an enlightened choice of the intervening materials, in order to contribute to a more human side of Engineering.

Methods: to begin, the materials under study were characterized by Micro hardness as well as direct contact roughness. Afterwards the tests were conducted in a tribometer with the two most common implant materials: Titanium Grade 5 – Titanium CP 4; Titanium CP 4 – Yttrium balanced Zirconium. To represent the chewing process, we chose the flat-on-ball contact geometry. The wear scars were later analyzed by Optical Microscopy, Laser profilometry and Scanning Electron Microscopy. These measurements allow to obtain the scars diameters also as the transversal wear profiles which will be the main criteria for selecting the best material.

Results: although the properties magnitude to measure is minimum, it is possible to get consistent results. With the obtained values comparison is possible to evaluate with more precision the implant material behavior, in dry conditions as well under artificial saliva.

Conclusions: In this work a thorough analysis of the material behavior was performed, leading to a better understanding of fretting on dental implants.

Keywords [Fretting], [Dental Implants], [Tribology], [Friction], [Wear], [Corrosion]

Índice

| | |
|---|----|
| Índice de Figuras | 10 |
| Índice de Tabelas | 12 |
| Simbologia e Siglas | 13 |
| Simbologia..... | 13 |
| Siglas | 14 |
| 1. INTRODUÇÃO..... | 15 |
| 1.1. Motivação | 15 |
| 1.2. Estrutura..... | 17 |
| 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA | 18 |
| 2.1. Implantes Dentários | 18 |
| 2.2. <i>Fretting</i> | 21 |
| 2.3. Mecânica do Contacto | 25 |
| 3. MÉTODOS EXPERIMENTAIS | 27 |
| 3.1. Introdução | 27 |
| 3.2. Materiais | 28 |
| 3.2.1. Titânio (grade 4 – Planos; grade 5 – Esferas)..... | 28 |
| 3.2.2. Zircónia estabilizada com ítria (Esferas)..... | 29 |
| 3.3. Equipamento de ensaio | 31 |
| 3.4. Técnicas de observação/medição | 34 |
| 3.4.1. Perfilometria laser..... | 34 |
| 3.4.1. Microscopia óptica | 34 |
| 3.4.2. Rugosimetria de Palpação | 36 |
| 3.4.3. SEM – Microscopia Electrónica de Varrimento..... | 36 |
| 3.4.4. Cálculo do Módulo de Elasticidade..... | 37 |
| 3.4.5. Microdureza..... | 38 |
| 4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS | 39 |
| 4.1. Módulo de Elasticidade | 39 |
| 4.2. Microdureza | 40 |
| 4.3. Observações a Perfilometria Laser | 40 |
| 4.4. Observações com Microscopia Óptica..... | 43 |
| 4.5. SEM – Microscopia Electrónica de Varrimento..... | 51 |
| 5. CONCLUSÃO..... | 52 |
| 6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 53 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 2.1 Exemplo esquemático de um implante endósseo [Anusavice, Kenneth J. et al (2013), “Phillips’ science of dental materials “(13ª ed.) Elsevier[9]. | 18 |
| Figura 2.2 Exemplo de três das mais comuns ligações pilar-implante. Da esquerda para a direita: Aperto Cônico, Tri-lobular e Hexágono Interno[10]. | 19 |
| Figura 2.3 Mapa de fretting, Força normal vs. Deslocamento [41]. | 22 |
| Figura 2.4 Mapa de fretting, Taxa de desgaste vs. Deslocamento [41]. | 23 |
| Figura 2.5 Modos de fretting, evolução da curva força – deslocamento ao longo dos ciclos (fretting log), mecanismos de desgaste e mapas de fretting [26]. | 24 |
| Figura 3.1 Tribómetro, Pereira, João Pedro Ribau (2011) [24]. | 31 |
| Figura 3.2 Esquema lateral do tribómetro | 32 |
| Figura 3.3 Imagem obtida por microscopia óptica para o ensaio de Ti Grade 4- Dióxido de zircónio. 4.000.000 Ciclos a seco. | 35 |
| Figura 3.4 Esquema das medições a executar | 35 |
| Figura 3.5 Exemplo de um perfil obtido com o programa FORMTRACEPACK® | 36 |
| Figura 4.1 Exemplo de um perfil obtido: Ti - Ti Saliva SAGF, 4.000.000 ciclos. | 40 |
| Figura 4.2 Esquema de uma função genérica e das respectivas quantidades calculadas. | 41 |
| Figura 4.3 Evolução da área removida com o número de ciclos, ensaios a seco | 42 |
| Figura 4.4 Evolução da área removida com o número de ciclos, ensaios com saliva | 42 |
| Figura 4.5 Gráfico de duplo y: (Linha a Cheio) Valor médio dos diâmetros slip medidos no par Titânio CP – Titânio Gr.5, em micrómetros com o desvio padrão obtido nas mediações; (Linha a tracejado) Valor relativo do diâmetro de stick. | 43 |
| Figura 4.6 Gráfico de duplo y: (Linha a Cheio) Valor médio dos diâmetros slip medidos no par Titânio CP – Titânio Gr.5 com saliva SAGF, em micrómetros com o desvio padrão obtido nas mediações; (Linha a tracejado) Valor relativo do diâmetro de stick. | 44 |
| Figura 4.7 Gráfico de duplo y: (Linha a Cheio) Valor médio dos diâmetros slip medidos no par Titânio CP –YSZ, em micrómetros com o desvio padrão obtido nas mediações; (Linha a tracejado) Valor relativo do diâmetro de stick. | 45 |
| Figura 4.8 Gráfico de duplo y: (Linha a Cheio) Valor médio dos diâmetros slip medidos no par Titânio CP –YSZ com saliva SAGF, em micrómetros com o desvio padrão obtido nas mediações; (Linha a tracejado) Valor relativo do diâmetro de stick | 45 |
| Figura 4.9 Diâmetro externo de todos os ensaios | 46 |
| Figura 4.10 Contribuição do fenómeno de adesão em comparação com o escorregamento | 46 |

Figura 4.11 Par YSZ – Ti. 2 milhões de ciclos (à esquerda) e 4 milhões de ciclos (à direita)
com saliva..... 51

ÍNDICE DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 3.1 Composição química das ligas de Titânio [“Materials Properties Handbook: Titanium Alloys” (Boyer et al , 1994)[28]..... | 28 |
| Tabela 3.2 Propriedades mecânicas das ligas de Titânio [“Materials Properties Handbook: Titanium Alloys” (Boyer et al , 1994)[28],[29],[30]. | 28 |
| Tabela 3.3 Composição química da Zircónia estabilizada com Ítria (MatWeb, Visto a 02/06/16) [31] | 29 |
| Tabela 3.4 Propriedades mecânicas da Zircónia estabilizada com Ítria MatWeb, Visto a 02/06/16 [31]..... | 29 |
| Tabela 3.5 Ensaio a executar. | 30 |
| Tabela 4.1 Valores médios obtidos e suas características estatísticas..... | 39 |
| Tabela 4.2 Titânio Gr.4 - Ti6Al4V (Gr.5) a seco..... | 47 |
| Tabela 4.3 Titânio Gr.4 - Ti6Al4V (Gr.5) com Saliva SAGF | 48 |
| Tabela 4.4 Titânio Gr.4 – Dióxido de zircónio estabilizado com Ítria a Seco | 49 |
| Tabela 4.5 Titânio Gr.4 – Dióxido de zircónio estabilizado com Ítria com Saliva SAGF . | 50 |

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

- a** – Raio de contacto
- b** – Largura
- c** – Raio de contacto máximo
- c_v – Coeficiente de variação de Pearson
- d₁** – Comprimento da diagonal (Vickers)
- f_f** – Frequência
- m** – Massa
- p** – Pressão
- p_o** – Pressão ao centro do contacto
- l** – Comprimento do contacto eléctrico
- r** – Raio, Posição radial
- s** – Desvio padrão da amostra
- t** – Espessura
- u** - Deformação
- \bar{x} – Valor médio da amostra
- A** – Área
- D** – Deslocamento relativo
- E** – Módulo de elasticidade
- E*** – Módulo de elasticidade reduzido
- F_a** – Força de atrito
- F_n, P, F** – Força normal
- L** – Comprimento
- R** – Resistência eléctrica
- R_{eq}** – Raio equivalente
- N** – Número de ciclos
- δ – Deslocamento axial
- μ_s – Coeficiente de atrito estático
- μ_d – Coeficiente de atrito dinâmico

ν – Coeficiente de Poisson

σ_y – Tensão de cedência

Siglas

ASTM – *American Society for Testing and Materials*

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica

FCTUC – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

MIT – *Massachusetts Institute of Technology*

YSZ – Yttria Stabilized Zirconia – Zircónia estabilizada com Ítria

1. INTRODUÇÃO

O principal objectivo desta tese é de estudar os modos de falha nas ligações pilar-implante com especial ênfase no *fretting*. O que leva ao estudo tão focado numa zona específica do implante, prende-se com o facto de ser uma ligação propensa a micro-deslocamentos, que levam à interacção característica do *fretting*. Essa interacção é derivada das condições de trabalho do implante durante o processo mastigatório. Sendo assim, os ensaios de *fretting* constituem uma abordagem mais realista comparativamente a ensaios de fadiga ou de tracção-compressão. Como as forças aplicadas lateralmente pelos dentes são significativamente menores em relação aos esforços normais, os deslocamentos tangenciais são pouco significativos, o que justifica o tipo de ensaio de *fretting* que foi seleccionado para compreender um pouco melhor o que se passa nestas interfaces. O estudo desta zona específica do implante, também se deve ao facto da sua geometria influenciar o valor das tensões de corte na interface osso-implante. Hansson [1], conclui que a ligação cónica, em comparação com a ligação de topo, minimiza consideravelmente as tensões que podem por em risco a osseointegração, assim como a longevidade do implante.

1.1. Motivação

Um estudo conduzido por Stimmelmayer et. Al [2] concluiu que existe um volume de desgaste considerável na ligação pilar-implante. Assim, como as tolerâncias destes componentes são muito reduzidas mesmo um desgaste muito pequeno originará folga (microgap), que irá aumentar progressivamente e assim despoletando diversos modos de falha, entre eles o *fretting*. O facto de se seleccionar o *fretting*, em relação aos demais modos de falha, prende-se com a ordem de grandeza dos deslocamentos relativos no contacto pilar-implante, derivado dos esforços mastigatórios, causarem um desgaste muito localizado nessa interface.

Sendo que, conforme foi anteriormente mencionado, não existe um modelo matemático que explique a especificidade deste tipo de contacto, o foco do desenvolvimento deste trabalho será maioritariamente experimental.

Uma vez que a tribologia, que é a ciência que estuda o desgaste, está intimamente interligada a campos que ainda estão numa fase pueril de percepção, existe um longo

percurso a realizar até se atingir um conhecimento aceitável do *fretting*, mas como diria Lao-Tzé: “A mais longa caminhada começa com um único passo”.

Como este fenómeno foi classificado como uma praga moderna dos elementos mecânicos, é importante reunir esforços, com o desígnio de melhor o compreender e atenuar os seus efeitos nefastos. Mais especificamente, importa reduzir ocorrências de desgaste descontrolado, numa zona que é sensível nestas aplicações que põem em causa a funcionalidade deste tipo de implantes, participando numa abordagem mais humana da Engenharia.

A pesquisa dirigida por Vlaar [3] com recurso a simulação por elementos finitos conclui que a interface entre o pilar e o implante é uma das zonas com maior concentração de tensões e logo requerendo um permanente e reforçado estudo. A acrescer a isso é observado que esta zona é um foco para proliferação de inflamações e infecções bacterianas, quando os micro-deslocamentos ultrapassam um certo valor, Brogginini et al.,[4]. A acrescer a isso existe um conjunto de estudos, que fazem a ligação entre a libertação de iões de Vanádio e Alumínio que num longo prazo podem potenciar o aparecimento de doenças, como Neuropatia periférica, Alzheimer ou Osteomacia. Um estudo alargado sobre o impacto dos iões de uma vasta gama de materiais foi estudado. Certos materiais como os aços inoxidáveis médicos libertavam iões mutagénicos e potencialmente carcinogénicos. Tal motiva a busca de materiais mais inócuos como os cerâmicos (Zircónia, Feldspatos ou Hidroxiapatite) e como ligas de titânio isentas desses elementos nefastos Yoshiki,[5].

1.2. Estrutura

Esta dissertação é constituída por cinco capítulos. O primeiro, intitulado Revisão bibliográfica, terá a missão de identificar um conjunto de referências que suportou o estabelecimento do estado de arte do tema. Também fará menção aos vários modelos matemáticos que explicam o tipo de contacto em estudo, as suas limitações e a relevância de cada um para a presente dissertação.

De seguida, inclina-se a atenção para os Métodos experimentais, especificando as técnicas e métodos utilizados para propor uma melhor compreensão desta problemática.

Logo após, far-se-á a Apresentação e discussão de resultados, onde será apresentado o trabalho desenvolvido, a validade e relevância dos resultados obtidos, a credibilidade e a magnitude da contribuição para um melhor entendimento do fenómeno em estudo.

Por fim, na Conclusão, será feita a síntese do trabalho desenvolvido, serão sumariadas as conclusões que se obtiveram e serão propostas as estratégias para melhorar a compreensão do problema. Identificar-se-ão as limitações do projecto e serão sugeridos futuros caminhos a trilhar na área de investigação em causa.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Implantes Dentários

A história dos implantes dentários é tão quase tão antiga como a Civilização. Achados arqueológicos demonstram que a Civilização Maia (*circa* 600 A.C) [6] fazia pequenos objectos em marfim que tentavam repor a função de um dente perdido. Muito mais adiante, nos séculos XVIII e XIX é que começaram as experiências de dadores humanos, contudo foram infrutíferas pois ainda não se conheciam as compatibilidades entre os tipos sanguíneos. Este caminho acidentado só começou a ter passos firmes em 1953 com o trabalho de Per-Ingvar Brånemark [7], testando vários materiais em fêmures de coelhos *in vivo* e quantificava a sua integração no meio ósseo. É, segundo a literatura médica considerado “o pai dos implantes dentários modernos” Abraham [8].

Um implante endósseo (que está em contacto directo com o osso) é constituído por 4 partes fundamentais, Figura 2.1. A coroa protética (1) (cerâmico), que recria a coroa dentária perdida. O pilar (2), o elo de ligação mecânica (metal ou cerâmico). O parafuso (3), cujo valor da pré-tensão da ligação é importante para a durabilidade da aplicação. E o implante (4), que contacta com a superfície óssea do maxilar (metal, na generalidade dos casos titânio).



Figura 2.1 Exemplo esquemático de um implante endósseo [Anusavice, Kenneth J. et al (2013), “Phillips’ science of dental materials “(13ª ed.) Elsevier[9].

Devido aos esforços derivados da actividade mastigatória, o sistema, assim como toda a envolvente, será sujeita a forças e momentos. Devido ao âmbito do presente trabalho serão tidos em conta apenas os esforços normais.

Aproximando o foco para o tema do presente trabalho, faremos uma selecção dos tipos de ligações mais comercializadas, assim como os materiais correntemente mais usados nestas aplicações.



Figura 2.2 Exemplo de três das mais comuns ligações pilar-implante. Da esquerda para a direita: Aperto Cónico, Tri-lobular e Hexágono Interno[10].

De uma forma mais ou menos visível, os apertos têm elementos cónicos o que, confere á estrutura uma maior rigidez à ligação. Assim, á medida que apertamos o parafuso a interferência cónica aumenta (Bozkaya, 2003 adaptado de Shingley, 1989 que desenvolveu expressões para a interferência cilíndrica)[11] e conseqüentemente a compressão na zona de ligação também aumentará, tornando assim a junção implante-pilar mais viável. Contudo existem limites para o aparafusamento, tais como a tensão de cedência dos materiais e o próprio limite físico do osso circundante, pois parte dos esforços são transmitidos ao osso Chun [12]. Em suma teremos que encontrar um equilíbrio entre uma ligação rígida (que em excesso leva a perda óssea que põe em risco a viabilidade do implante) e uma com uma mobilidade excessiva (que resulta num desgaste prematuro da ligação). Um trabalho desenvolvido sobre fadiga de juntas aparafusadas McGlumphy et al [13] conclui que o valor óptimo para o torque de aperto, num ambiente com baixo atrito entre interfaces, é de cerca de 60-75% do valor para qual o parafuso atinge cedência.

Jung et. al. [14] faz uma revisão sobre os diversos estudos dos modos de falhas nos implantes ao longo de 5 anos. O resumo em questão faz uma triagem, integra apenas

trabalhos considerados como relevantes por um grupo de dois investigadores independentes, os implantes têm que ser de uma coroa só, têm que corresponder a um tempo médio de acompanhamento igual ou superior a 5 anos (que para efeitos estatísticos só terá em consideração as falhas até esse período).

As conclusões são que os implantes têm uma taxa de sobrevivência de [96.8% (95.9 – 97.6 %)]. Em função do tipo de material usado, os implantes metal-cerâmico [95.4% (93.6 – 96.7 %)] têm uma taxa de sobrevivência ligeiramente superior aos cerâmicos [91.2% (86.8 – 94.2 %)]. Estes valores têm um intervalo de confiança de 95% segundo o modelo *standard* de Poisson. A ordem de grandeza de escorregamentos da interface só pode ser estudada, com este tipo de ensaios em Tribómetro.

Este estudo faz também uma diferenciação dos tipos de falhas: estéticas, técnicas ou biológicas. Segundo este estudo, uma das falhas mais habituais, no campo das falhas técnicas, corresponde ao afrouxamento do parafuso ou do pilar [5.8% - (2.9 – 11.5 %)]. Contudo este estudo não separa as falhas destes dois componentes, se bem que estejam muito interligadas. Associado a um afrouxamento do parafuso o pilar tem mais folga para se deslocar e vice-versa.

Quanto ao valor dos deslocamentos que são esperados na interface do contacto Saidin et al. [15] publicaram recentemente um estudo onde foi usado o método dos elementos finitos (Marc Mentat 2005), para estimar o valor para os micro-deslocamentos assim como a tensão equivalente de Von Mises. Para efeitos de cálculo não foi considerado desgaste nas ligações, os implantes foram simplesmente carregados e foi calculado o deslocamento assumindo a geometria nominal. Foram analisados quatro tipos de ligações: Hexágono Interno, Octogonal Interno, Cónico Interno e Tri-Lobular, figura 2.2. A conclusão deste trabalho revela que as ligações com aperto cónico têm mais micro-deslocamento (\bar{x} :1.22; s: 1.04 μm), por outro lado o Tri-Lobular tem a menor magnitude de deslocamentos (\bar{x} : 0.2; s: 0.19 μm). Contudo este melhor desempenho do Tri-Channel tem um revés as tensões concentram-se muito mais nos vértices potenciando o risco de micro fracturas com posterior inviabilização do implante.

Quanto aos materiais aplicados existe uma pluralidade, que com o decorrer do progresso científico vão aparecendo e declinando. A aplicabilidade do titânio e suas ligas foi descoberta em 1952 por Brånemark [7] quando para estudar a corrente sanguínea do fémur de um coelho usou um tubo em titânio. Esse instrumento servia para observar as correntes

com auxílio de um microscópio. Acidentalmente notou que o tubo começou a calcificar ao osso, ao fim de um tempo. Introduziu um novo conceito na implantologia: Osseointegração.

A aplicação humana só viria a ocorrer umas décadas mais tarde, nos anos 80 por Straumann e Schroeder [16][8]. Desde então tem vindo a ser um dos materiais mais habituais em implantes dentários devido a sua biocompatibilidade, formação de filme passivo e baixa reactividade com o corpo humano. Por outro lado, é reportado por imensos estudos, entre eles por Stimmelmayer (2012)[17] reporta transferência de metal (titânio) para a gengiva, resultando num efeito inestético. Esse efeito só ocorre com tecidos moles com espessura inferior a 2 mm, o que é habitual nas zonas próximas da colocação do implante.

Outro aspecto que reforça o nosso foco na interface pilar – implante, é um estudo apresentado pela marca Straumann [18], conclui-se que 91% da carga funcional é suportada pela supradita interface.

2.2. Fretting

O *fretting* é segundo a ASTM, um fenómeno oscilatório de pequena amplitude entre dois ou mais corpos do qual resulta um desgaste progressivo e localizado dos materiais. Uma das primeiras referências bibliográficas remete para o trabalho desenvolvido por Eden (Eden, 1911, resumido por Waterhouse 1992)[18] que, enquanto fazia ensaios de fadiga, notou a presença de óxidos nas zonas de aperto dos provetes. O surgimento destes detritos não era espectável, pois as amplitudes a que o provete estaria sujeito nessa zona eram muito pequenas.

Mais tarde Tomlinson, (1927) [20] concebeu máquinas que, com um movimento rotacional de baixa amplitude, geravam anéis de desgaste nos provetes com formação de detritos compostos por óxido de ferro (III), cunhando o termo corrosão por *fretting*. A acrescentar a isso, verificou que este fenómeno só se observava com movimentos de muito pequena amplitude.

A influência deste comportamento mecânico na fadiga foi observada por Warlow-Davies, (1941)[21] quando sujeitou um espécime a solicitações indutoras de *fretting*. Posteriormente, fazendo um ensaio à fadiga, verificou que a sua resistência sofria uma redução considerável, na ordem dos 13-17%. Contudo, a acção simultânea de fadiga e *fretting*, que é mais observável na prática e mais realista, surtia um efeito de redução de

resistência preocupante, diminuindo entre 2 a 5 vezes o seu valor original, McDowell (1953)[22].

Posteriormente, Fields et. al. (1958) [23] acrescentou mais uma consequência deste comportamento; um notável aumento da velocidade de propagação de fendas.

Pereira (2001)[24] aproveita esta compilação de contributos ao longo do desenvolvimento da compreensão do *fretting* por Waterhouse para afirmar que este tipo de dano é uma das principais maleitas dos tempos de hoje. Isto tanto por estar presente num rol de sistemas, como o nível de compreensão não ser suficiente para estabelecer conclusões sólidas, e construir modelos que o descrevam correctamente.

Como foi mencionado, o *fretting* é o processo de desgaste devido ao contacto de corpos quando solicitados por deslocamentos relativos oscilatórios. Em função do tipo de solicitações em jogo, tanto em termos de direcção como de intensidade, temos diferentes regimes a que o material irá responder assim como cicatrizes de desgaste distintas. O trabalho desenvolvido por Vingsbo e Söderberg, (1988) [25] estabelece, entre muitos outros tipos, um mapa de *fretting*, que delimita, com base em duas variáveis de entrada, os diversos regimes deste fenómeno, Figura 2.3 e Figura 2.4.

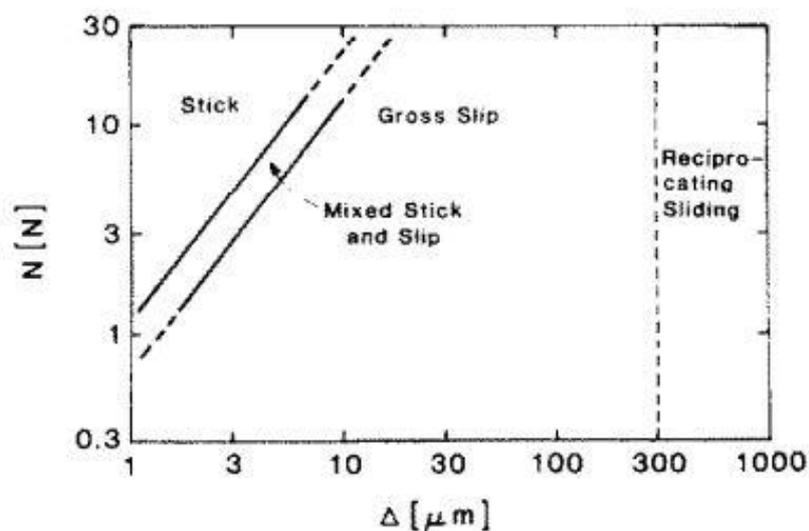


Figura 2.3 Mapa de fretting, Força normal vs. Deslocamento [41].

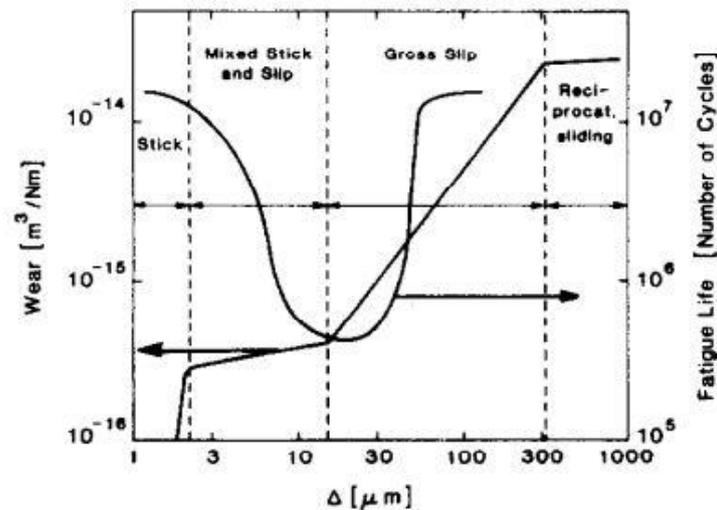


Figura 2.4 Mapa de fretting, Taxa de desgaste vs. Deslocamento [41].

Com base no trabalho desenvolvido (por Vingsbo e Söderberg)[25] podem definir-se 3 regimes de *fretting*:

Stick, ou regime adesivo, onde o contacto está em adesão. Tal resulta num desgaste quase nulo, assim como não há fenómeno de propagação de fendas e um dano por *fretting* muito baixo.

Segue-se o *regime de partial-slip*, ou *regime de escorregamento parcial*, onde temos uma zona adesiva anteriormente caracterizada e uma zona de deslize. Neste regime existe uma taxa de desgaste comparativamente maior devido ao escorregamento relativo das superfícies em contacto. Aqui temos um factor de aceleração de propagação de fendas, devido ao estado de tensões desenvolvido. Em suma, temos um dano por *fretting* considerável.

Em seguida no tipo *Gross slip* ou de escorregamento total onde o volume de material removido é muito significativo e superfície é fortemente danificada com predominância de mecanismos de oxidação, contudo a formação de fendas é mais reduzida.

Por fim, o *Reciprocating Sliding* ou o deslizamento recíproco onde a amplitude de deslocamentos é grande ao ponto de as superfícies deslizarem entre si. Aqui deixamos de ter desgaste por *fretting* e passamos a ter por deslizamento.

Existem fórmulas onde se estabelecem critérios para a transição de um regime para outro, tanto em termos de amplitude de deslocamentos com a própria frequência de excitação. Mais tarde, na parte experimental iremos confirmar a validade destes métodos para discernir o regime simulado em laboratório.

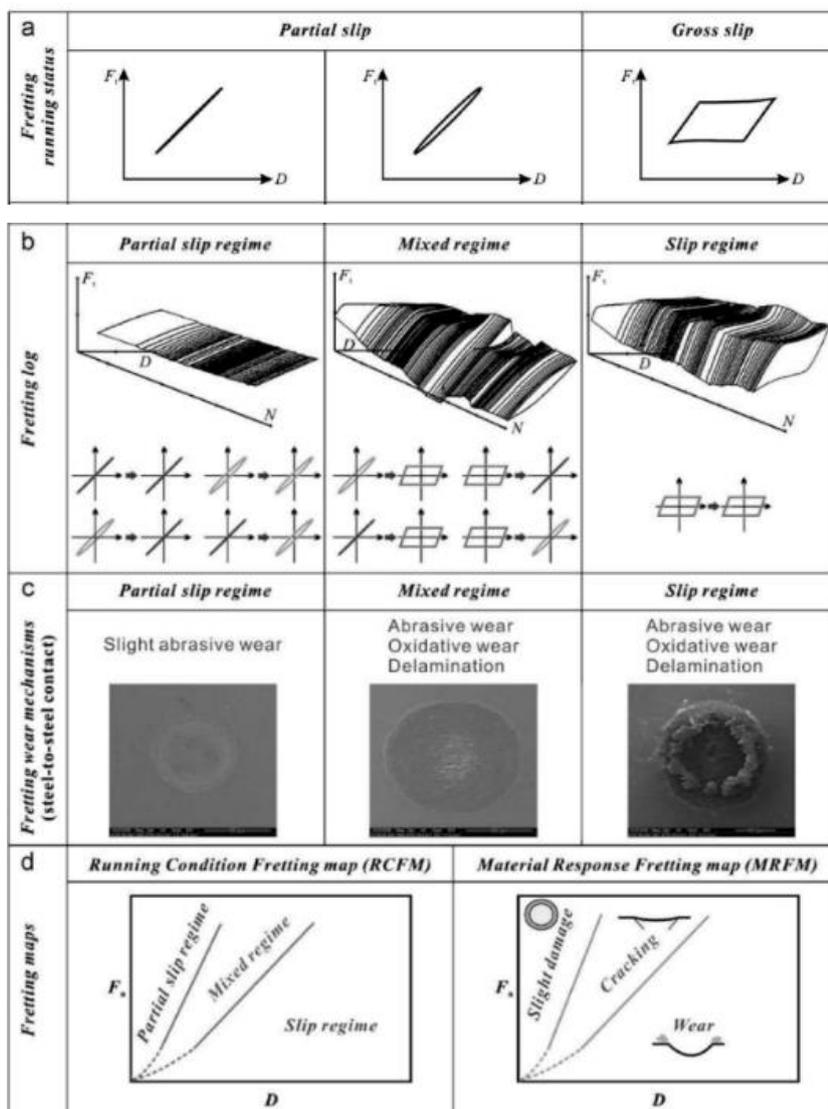
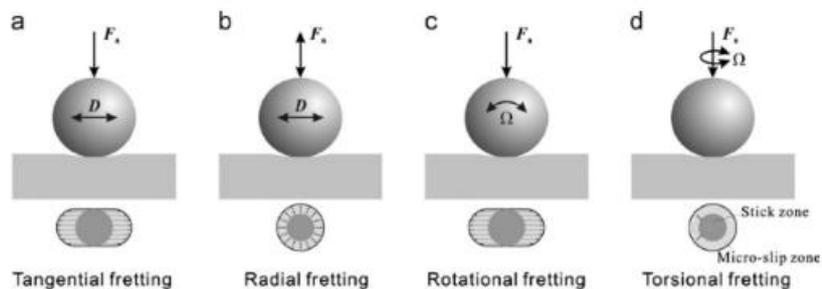


Figura 2.5 Modos de fretting, evolução da curva força – deslocamento ao longo dos ciclos (fretting log), mecanismos de desgaste e mapas de fretting [26].

Temos, na figura acima apresentados mapas para diferentes modos de *fretting*. Sendo P a carga aplicada, D o deslocamento relativo e N o número de ciclos. No presente trabalho, o deslocamento relativo será radial.

2.3. Mecânica do Contacto

O estudo da mecânica na interacção de superfícies conheceu diversas etapas ao longo dos tempos.

As primeiras tentativas para formular o fenómeno do atrito podem ser encontradas nos livros de esboços de Leonardo da Vinci, isto ainda no séc. XV. Destacam-se outros nomes importantes para a contribuição do desenvolvimento deste fenómeno: Newton, Euler, Coulomb, Hertz ou Mindlin [38]. Quanto ao tipo de contacto que estamos a estudar (plano-esfera), os estudos levados a cabo por Hertz em 1881 [39] aportaram uma contribuição decisiva. Hertz tentava descobrir a interferência entre duas lentes que estavam encostadas. Associado a uma pressão de contacto havia uma zona desfocada central com um determinado raio. O autor ligou assim a deformação elástica dos materiais a uma zona de contacto.

Como qualquer modelo matemático, este tem as suas limitações (Johnson, [40]) faz uma compilação destas:

1. As deformações são pequenas e permanecem no regime elástico.
2. Cada corpo é como uma superfície semi-infinita, isto é, as dimensões da zona de interferência são muito pequenas em comparação com as dimensões características dos sólidos em contacto.
3. As superfícies são contínuas e convexas.
4. O contacto é feito sem atrito

Para verificar se o contacto em estudo se mantém no regime elástico existem várias ferramentas disponíveis.

Associado a esse campo de deformações, teremos um campo de tensões dado pelas seguintes expressões: segundo Johnson [40] as fórmulas podem ser aplicadas a sólidos de revolução assim como à geometria contacto de contacto usada neste trabalho (o plano é uma esfera de raio infinito).

$$p = p_o \sqrt{\left[1 - \left(\frac{r}{a}\right)^2\right]} \quad (2.1)$$

Onde r é a posição radial em relação ao centro do contacto, a o raio de contacto e, p_o a pressão normal para $r = 0$.

$$p_o = \frac{3P}{2\pi a^2} \quad (2.2)$$

$$a = \left(\frac{3PR_{eq}}{4E^*} \right)^{\frac{1}{3}} = \frac{\pi p_o R_{eq}}{2E^*} \quad (2.3)$$

Com esta distribuição de tensões teremos um campo de deformações que segundo a normal ao plano (eixo z).

$$\overline{u_z} = \frac{1 - \nu^2}{E} \frac{\pi p_o}{4a} (2a^2 - r^2) \quad (2.4)$$

Como não existe penetração de um sólido no outro, ou seja, um corpo não entra dentro da superfície de outro, existe uma condição de fronteira.

$$\overline{u_{z,1}} + \overline{u_{z,2}} = \delta - \left(\frac{1}{2R_{eq}} \right) r^2 \quad (2.5)$$

Sendo δ o deslocamento normal de dois pontos na mesma coordenada radial, R o raio da curvatura equivalente do par de sólidos. No nosso caso específico, considerando o corpo 1 como a esfera e o 2 como o plano.

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \quad (2.5)$$

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{\infty} \rightarrow \frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} \rightarrow R = R_1 \quad (2.6)$$

Da mesma maneira obteremos um valor do módulo de elasticidade equivalente.

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \quad (4.7)$$

O valor do raio de contacto a é obtido desta fórmula:

$$\delta = \frac{a^2}{R_{eq}} = \frac{\pi p_o a}{2E^*} \quad (2.8)$$

Podemos relacionar o valor da pressão de contacto central, com o seu valor total integrando a expressão da distribuição de tensões e assim obtendo o valor da carga aplicada.

$$P = \int_0^a p(r) \times 2\pi \times r \times dr = \int_0^a \left\{ p_o \sqrt{\left[1 - \left(\frac{r}{a} \right)^2 \right]} \right\} \times 2\pi \times r \times dr = \frac{2}{3} \times p_o \times \pi \times a^2 \quad (2.9)$$

Baseando-se nas tabelas para o contacto plano-esfera presentes em, Pilkey [41] Vamos considerar uma distribuição Hertziana e vamos comparar a tensão de corte máxima

$$\sigma_{comp} = 0,918 \left[\frac{P}{\left(\frac{d}{E^*}\right)^2} \right]^{\frac{1}{3}} \quad (2.10)$$

Para o valor das tensões de corte usamos a fórmula

$$\tau_{max} = 0,21 \left(\frac{a}{\Delta} \right) \quad (2.11)$$

$$Com \Delta = \frac{\left(\frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \right)}{\frac{1}{R}} = \left(\frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \right) R = \frac{R}{E^*} \quad (2.12)$$

$$E \text{ com, } a = 0,9 \left(\frac{P}{E^* R} \right)$$

3. MÉTODOS EXPERIMENTAIS

3.1. Introdução

No presente capítulo são descritos os métodos que servirão de guia para a caracterização experimental do dano por *fretting* radial. Serão identificados os materiais seleccionados, a maquinaria usada para simulação, assim como as técnicas para observação das marcas de desgaste.

No estudo deste fenómeno encontrámos algumas limitações, tanto ao nível do equipamento como da instrumentação. Na simulação do contacto plano esfera, irá gerar-se um micro contacto, cuja amplitude *in loco* do escorregamento não é mensurável com a instrumentação actual. Sendo o *fretting* de expansão radial todas as forças de atrito têm um par que a anula (mesma direção, sentido oposto), fazendo que o somatório seja nulo. Verifica-se que existe desgaste nestas condições, ou seja, que a força de atrito gera trabalho.

3.2. Materiais

Na Revisão bibliográfica, mostrámos de uma forma expedita, a evolução dos materiais mais comuns nestas aplicações. De ponto de vista do mercado, existem 2 materiais predominantes: Titânio e suas ligas e Zircónia. Abraham, (2014)[27] escreveu uma retrospectiva histórica sobre a génese e declínio de alguns materiais. Estava planeado o estudo mais alargado, incluindo uma liga Crómio-Cobalto em esferas. As razões que levaram a não estudar este material, prenderam-se com o método de fabricação das esferas revelou-se com uma irregularidade ao ponto de a esfera não se acomodar no porta-esferas.

3.2.1. Titânio (grade 4 – Planos; grade 5 – Esferas)

Neste trabalho, foram usadas 2 ligas de Titânio: Grade 5 e grade 4. As suas composições estão descritas na tabela abaixo, as percentagens são mássicas. Posto isso, o Titânio Grade 4 simulará os implantes, enquanto o Titânio Grade 5 simulará o pilar

Tabela 3.1 Composição química das ligas de Titânio [“Materials Properties Handbook: Titanium Alloys” (Boyer et al , 1994)[28].

| Nome | Ti [%] | C [%] | Al [%] | V [%] | Fe [%] | H [%] | N [%] | O [%] |
|---------|--------|-------|--------|-------|--------|--------|-------|-------|
| Ti Gr4 | 99.0 | 0.1* | - | - | 0.5* | 0.015* | 0.05* | 0.4* |
| Ti Gr 5 | 90.0 | - | 6.0 | 4.0 | 0.25* | - | - | 0.2* |

* Valores máximos admissíveis

Tabela 3.2 Propriedades mecânicas das ligas de Titânio [“Materials Properties Handbook: Titanium Alloys” (Boyer et al , 1994)[28],[29],[30].

| Nome | E [GPa] | ν | σ_y [MPa] | τ_y [MPa] | Dureza | Densidade [kg/m ³] |
|---------|---------|-------|------------------|----------------|--------|--------------------------------|
| Ti Gr 4 | 105.0 | 0.34 | 540 | 450 | 280 HV | 4510 |
| Ti Gr 5 | 113.8 | 0.34 | 965 | 550 | 349 HV | 4430 |

Alem do livro mencionado, o *MatWeb* foi usado para o valor da tensão de corte na cedência.

3.2.2. Zircónia estabilizada com ítria (Esferas)

Este material começou a usado pela empresa suíça *Sigma implants* em 1987 [8], surgiu como uma solução para a formação de manchas de transferência de metal. Devido á versatilidade da tecnologia de pós, geometrias mais complexas são exequíveis, assim como soluções com uma peça só. Com vista a evitar mudanças de estrutura cristalina é adicionada um elemento estabilizador, a Ítria. Posto isso, o Titânio Grade 4 simulará os implantes, enquanto a Zircónia estabilizada com ítria simulará o pilar

Tabela 3.3 Composição química da Zircónia estabilizada com Ítria (MatWeb, Visto a 02/06/16) [31]

| Nome | ZrO ₂ [%] | Y ₂ O ₃ [%] |
|-------------------|----------------------|-----------------------------------|
| YSZ | 94.7 | 5.2 |
| Esferas em estudo | 95.5 | 4.5 |

Tabela 3.4 Propriedades mecânicas da Zircónia estabilizada com Ítria MatWeb, Visto a 02/06/16 [31].

| Nome | E [GPa] | ν | σ_y [MPa] | Dureza | Densidade [kg/m ³] |
|------|---------|-------|------------------|---------|--------------------------------|
| YSZ | 200 | 0.30 | 700 | 1250 HV | 6080 |

As propriedades extraídas do *site MatWeb* referem-se a uma composição ligeiramente diferente da usada na experiência. Uma vez que os espécimes são esféricos e de pequena dimensão, foi impossível obter as propriedades mecânicas, com o equipamento disponível.

Além das experiências a seco, serão feitos ensaios com as amostras submersas em saliva artificial. Em termos de composições média é impossível imitar na perfeição a saliva humana. Esta composição foi seleccionada, pois segundo Queiroz (2007) [32] entre as demais a que tem mais potencial oxidante foi a usada, SAGF. Considerou-se, que o potencial oxidante não tem grande variação entre a temperatura da boca (≈ 37 C°) e a temperatura

média de ensaio ($\approx 25\text{ C}^\circ$). Ter-se-á também em conta a evolução temporal do pH, fora isso iremos tirar-se-ão amostras ao longo dos ensaios para ir medindo.

Certos estudos, usam salivas com teor proteico, contudo um enorme conjunto de factores influenciaram a composição, tais como (alimentação, metabolismo, hora do dia), dada essa variabilidade uma composição média seria difícil de definir [32]. A tabela resume as condições de ensaio executadas.

Tabela 3.5 Ensaio a executar.

| Material plano | Material esfera | Número de ciclos | Condições |
|----------------|------------------|------------------|--------------------|
| Ti CP 4 | Ti-6Al-4V | 2×10^6 | Seco |
| | | 3×10^6 | |
| | | 4×10^6 | |
| | | 2×10^6 | Saliva SAGF |
| | | 3×10^6 | |
| | | 4×10^6 | |
| | Zircónia | 2×10^6 | Seco |
| | | 3×10^6 | |
| | | 4×10^6 | |
| | | 2×10^6 | Saliva SAGF |
| | | 3×10^6 | |
| | | 4×10^6 | |

Existem ainda poucos estudos desenvolvidos sobre este fenómeno de desgaste, aplicados à temática da implantologia dentária. De destacar Yu et. al.[33] que testou duas esferas de diâmetro diferente (10 mm e 40 mm) contra uma amostra fresca de osso em solução de Ringer (uma solução isotónica que simula o plasma). A gama das forças utilizada foi muito maior que a do presente estudo (10-100 N até 10-300N). Isto resulta em marcas de *fretting* muito pouco acentuadas, uma vez que as forças aplicadas são mais reduzidas. Tal obrigou a uma maior exigência no que respeita ao acabamento superficial.

3.3. Equipamento de ensaio

Com vista a simular a interação das superfícies num sistema tribológico, recorreremos a um tribómetro. Um tribómetro de fretting é um aparelho que com base num actuador (motor eléctrico, cilindro hidráulico, etc...) proporciona um movimento oscilatório de pequena amplitude característico do *fretting*. A máquina usada neste trabalho é a representada na Figura 3.1 e esquematizada Figura 3.2.

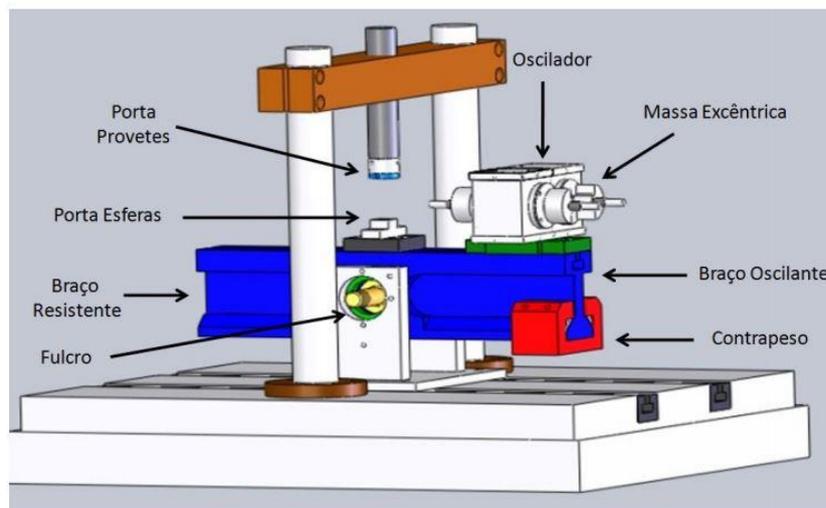


Figura 3.1 Tribómetro, Pereira, João Pedro Ribau (2011) [24].

O actuador é um motor eléctrico assíncrono trifásico com dois pólos. Este está ligado a um variador de velocidade. A sua velocidade de rotação síncrona é de 3000 rpm enquanto a fornecida pelos fabricantes (velocidade assíncrona contabilizando o escorregamento) é de 2720 rpm. Contudo isso não interfere com o funcionamento pois a medição das rotações será feita no eixo de rotação. O veio do motor está acoplado a um cabo flexível, que irá transmitir a rotação ao oscilador. Duas massas excêntricas no oscilador, com movimento sincronizado e com sentidos de rotação simétricos anulam os esforços laterais e somam os efeitos verticais. A flutuação das cargas sinusoidais compressivas resulta numa gama de deslocamentos que provocam o *fretting*.

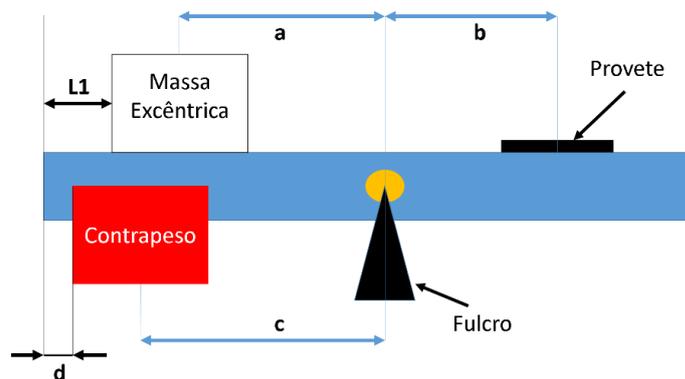


Figura 3.2 Esquema lateral do tribómetro

Para a dissertação desenvolvida por Aysu [35] que usou a mesma máquina, foi elaborada uma folha de *Excel* com as variáveis de entrada:

- Frequência [Hz] (Mantida constante com o valor de 15Hz);
- Força de Contacto Pico – a – Pico [N] (Consideramos: 20N);
- Força de Contacto Estática [N] (Consideramos: 5N);
- Distância b (fulcro – centro de massa do provete) [mm] (Medido: 30mm);
- Massa excêntrica [g] (Medido: 41.5 g);
- Raio do centro de massa excêntrica [mm] (Medido: 9.46 mm);
- Massa estática [kg] (Medido: 2 kg);

Posto isso obtemos as variáveis de saída:

- Distância L1 (massa excêntrica – braço) [mm] (Obtido: 210.49 mm);
- Distância d (contrapeso – braço) [mm] (Obtido: 67.87 mm);

Como salvaguarda para evitar contacto por impacto é estabelecida uma força de contacto estática, restringindo assim a interacção ao fretting. As massas de contrapeso, que foram previamente medidas, são aparafusadas ao braço para que se possam deslizar até obter a configuração pretendida. A força estática destina-se a garantir que o contacto se mantém fechado, afastando deste modo a hipótese de contacto com impacto. Já o valor de 20 N para tensão pico-a-pico foi considerado, para não garantir que as tensões resultantes do contacto são inferiores ao limite elástico, caso contrário a forma das superfícies de contacto altera-se e deixa de ocorrer *fretting* radial.

Tabela 3.6 - Cargas Máximas

| Par | Ti Gr 4 - Ti Gr 5 | Ti Gr 4 -YSZ |
|-----------------|-------------------|--------------|
| σ_{comp} | 30,14 N | 228,53 N |
| τ_{max} | 155,36 N | 6363,47 N |

Usando os valores das propriedades mecânicas em 3.2, podemos fazer o cálculo inverso. Pondo os valores das tensões de cedência, podemos obter o valor da força máxima, servindo como forma de justificar a gama de forças usadas. $F_{max} = 25 N$; $F_{min} = 5 N$

. Os eixos das massas excêntricas dispõem dum ponto central para que se possa acoplar um tacómetro. Com o valor obtido no tacómetro conseguimos saber a frequência de excitação e controlá-la fazendo pequenos ajustes no variador de velocidade.

$$n = f \left(\frac{2}{p} \right) 60 \quad (3.1)$$

Acima a expressão 3.1 que nos dá n é a velocidade de rotação síncrona em função de: f a frequência da alimentação e p o número de polos. A variação da velocidade é obtida mudando a frequência da corrente que alimenta o motor. Ou seja, para termos o sistema a vibrar a 15Hz termos uma velocidade de rotação de 900 rpm. Para efeitos de controlo o valor da rotação deverá estar compreendido entre 894 – 906 rpm que em frequência corresponde a 14.9 Hz – 15.1 Hz.

Já para os ensaios com saliva foi usado um pequeno reservatório tubular em PVC que vai sendo verificado ao longo do ensaio para garantir que o contacto permanece molhado. Estima-se que a variação do pH seja reduzida, pois à medida que o nível de saliva vai diminuindo, esta é renovada com solução fresca (com o pH original), conferindo estabilidade à acidez da saliva durante o ensaio. Foram efectuadas duas mudas diárias da saliva, para evitar contaminação com detritos e a já mencionada estabilidade do pH.

Quando à dimensão dos provetes do plano, a única limitação que seguimos foi a de a diagonal do rectângulo ser inferior ao diâmetro do tubo de PVC.

3.4. Técnicas de observação/medição

Visando uma compreensão plena, todo o método científico tem de possuir uma vertente de observação de resultados. Para tal recorreremos a diversas técnicas para medir as marcas de *fretting*, mais especificamente as dimensões da zona de adesão (*stick*) e de escorregamento (*slip*), assim como a área do perfil de remoção e o volume de desgaste. Derivado à magnitude de forças em acção, os volumes de desgaste desenvolvidos são tão pequenos que a técnica de medição habitualmente usada (perfilometria laser) não permite distinguir com clareza a zona de desgaste da rugosidade inicial dos provetes, dificultando a obtenção de conclusões sólidas.

Assim a principal técnica de medição será baseada na extracção de perfis bidimensionais da perfilometria a laser. Esta forma será complementada pela observação através de microscopia óptica das marcas resultantes dos ensaios.

Como técnica complementar, foi usada a Rugosimetria por palpação.

3.4.1. Perfilometria laser

Este método usa um feixe laser pulsante que varre a superfície. A interface de contacto entre o sensor e o computador é feita com o software *MicroTopographer*® enquanto que o pós-processamento dos dados é feito com recurso ao *Gwyddion*®, que depois de alguns ajustes permite uma vista tridimensional da zona medida. Será através deste modo que se fará a extracção dos perfis, em forma de U que são posteriormente exportados, para tratamento final em Excel. Outra vantagem deste método é possuir a função *Mask* no *Gwyddion*® que nos fornece directamente o volume de desgaste. Contudo a medição directa do volume removido é posta de parte, porque, devido aos valores muito reduzidos, o mais ténue defeito superficial iria corromper as medições.

3.4.1. Microscopia óptica

Recorrendo a um microscópio óptico munido de iluminação conseguimos ter uma imagem nítida da marca formada, que pode ser registada usando a máquina fotográfica acoplada. A ampliação é o produto da objectiva pela ocular, tal se aplica nos dois sistemas usados, câmara e microscópio.

Para obter uma escala comparativa, foi também fotografada uma régua metálica para termo de comparação com as dimensões que se querem medir, Figura 3.3. Com uso do programa *ImageJ*® é possível estabelecer a relação entre número de pixéis e a dimensão linear. Foram feitas 5 medições a cada um dos diâmetros para calcular a média e o desvio padrão das medições. O desvio padrão permite ter uma ideia sobre a uniformidade da marca.

Esta técnica de medição funciona especialmente para validar os diâmetros das marcas de *fretting* calculados sobre os perfis extraídos com o *Gwyddion*®. Acresce ainda que esta medição funciona como uma inspeção prévia para saber se o ensaio correu como era esperado.

Para escalar a imagem, usamos um barra de escala sobre a fotografia.



Figura 3.3 Imagem obtida por microscopia óptica para o ensaio de Ti Grade 4- Dióxido de zircónio. 4.000.000 Ciclos a seco.

A partir destas imagens obtemos duas medições: o diâmetro da zona de adesão (*stick* – a) e o da zona de escorregamento (*slip* – c), o diâmetro das esferas é de 10 mm.

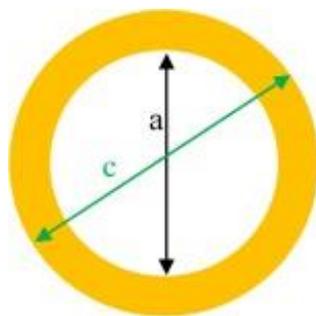


Figura 3.4 Esquema das medições a executar

Depois das medições feitas introduzimos uma grandeza derivada (%) que representa a quantidade relativa da marca de *fretting* que tem adesão. Com esta grandeza iremos correlacionar a área onde existe escorregamento com o desgaste obtido.

3.4.2. Rugosimetria de Palpação

Esta técnica recorre a um Rugosímetro (Mitutoyo™ Surfrest Sj-500) e ao *software* FORMTRACEPACK®. Com recurso a um computador para processamento dos dados obtêm-se uma curva que é facilmente importada para o *Excel*. O conjunto de pontos permite o cálculo da área removida baseando-se na integração numérica pela regra dos trapézios.

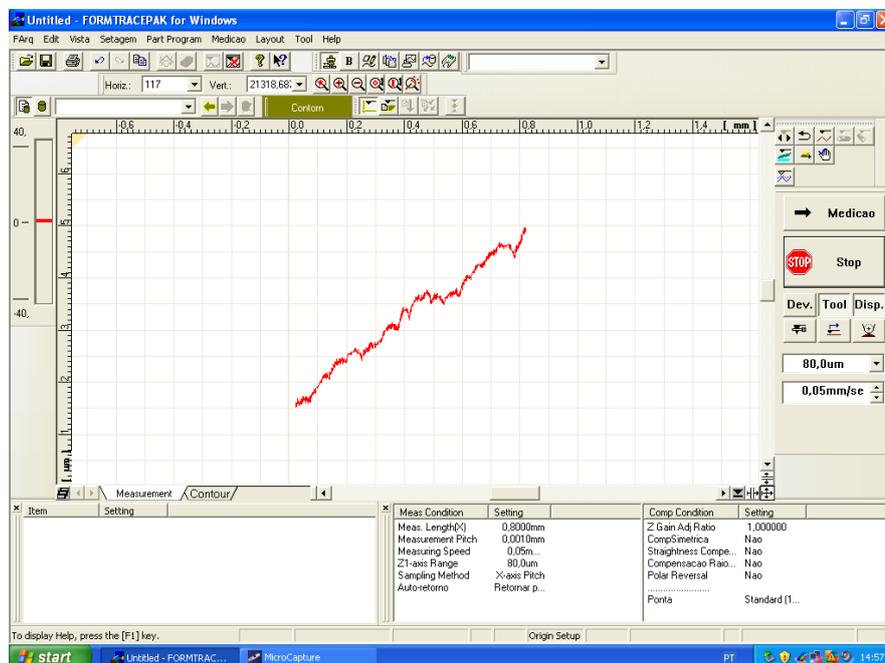


Figura 3.5 Exemplo de um perfil obtido com o programa FORMTRACEPACK®

Além do perfil avaliam-se outras variáveis que caracterizam a topografia superficial, tais como a rugosidade média aritmética (Ra) e a Rugosidade Média Quadrática (Rq). Esses valores são também importantes para permitir uma otimização da rotina de polimento. Este procedimento é vital porque a existência de defeitos na superfície, maiores que os danos que se produzem por fretting, impossibilitaria a visualização dos mesmos.

3.4.3. SEM – Microscopia Electrónica de Varrimento

Comparativamente ao método óptico, esta forma de observação possui não só mais ampliação, mas maior profundidade de campo e capacidade de contraste. Os dois métodos

de detecção usados no SEM, no âmbito neste trabalho, foram a detecção de Electrões Secundários (SE) e a detecção de Electrões Retrodifundidos (BSE). Este último método tem como particularidade de com base na cor do *pixel* o número atómico deste será diferente, ou seja, quanto mais escuro mais leve será. Uma técnica associada a este método é a Espectroscopia por dispersão em energia de raios X (EDS / EDX). Esta permite identificar as espécies químicas constituintes do material em análise.

Assim consegue-se examinar se existe uma maior formação de óxidos ou se existe escorregamento sem formação dos mesmos. Em suma, será uma ferramenta importante para avaliar a morfologia das marcas de *fretting*, e inferir acerca dos mecanismos predominantes em cada ensaio.

3.4.4. Cálculo do Módulo de Elasticidade

Devido à informação reduzida dos nossos fornecedores quanto às placas encomendadas, seria importante determinar algumas das suas propriedades mecânicas. Uma das mais fulcrais é o Modulo de Elasticidade ou de *Young*. Este valor é uma constante de proporcionalidade entre a tensão e a deformação normal. Assumimos o material como homogéneo nas suas características mecânicas (isotropia).

Dentro dos métodos disponíveis, foi usado um que permite calcular o E através da sua relação com a frequência da vibração livre. A norma ASTM E-1876 [36] engloba varias abordagens para determinação do Módulo de Elasticidade, Módulo de Rigidez e o Coeficiente de Poisson. Os provetes podem ser uma barra circular esbelta, um disco ou um paralelepípedo. Devido às dificuldades em maquinar o Titânio, optou-se pela opção mais usual, uma barra de secção rectangular. Contudo a barra terá que seguir os seguintes requisitos: O paralelismo entre faces opostas não deverá ter um desvio inferior a 0.1%. O erro associado à medição da massa não deverá superar 0.1%. As medidas do provete (comprimento, largura e espessura) terão que ser medidas com erro inferior a 0.1%

Na amostra foi colado um extensómetro, que mediu a deformação ao longo do tempo, resultante da aplicação de um pequeno impulso sobre o provete. Recorrendo à Transformada Rápida de Fourier, foi possível obter a amplitude para as várias frequências. O valor da frequência relevante será o de maior amplitude, que corresponde à frequência fundamental de vibração.

Posto isso, aplicando a equação 3.2, obtem-se o módulo de elasticidade.

$$E = 0.9465 \left(\frac{m \times f_f^2}{b} \right) \left(\frac{L^3}{t^3} \right) T_1 \quad (3.2)$$

Onde m é a massa em gramas, f_f a frequência em Hz, b a largura em mm, L o comprimento em mm, t a espessura em mm e T_1 é um factor de correcção geométrico. Contudo, caso o comprimento for de pelo menos 20 vezes superior a espessura pode-se desprezar este último factor.

3.4.5. Microdureza

Sendo que o tipo de contacto presente tem parecenças com uma indentação dum ensaio de dureza, o valor da mesma será determinante para estimar o comportamento do material ao *fretting*. De facto, no contacto de rolamentos o *fretting* radial é vulgarmente designado por *false brinelling*. O ensaio de Microdureza Vickers foi levado a cabo com um microdurómetro *Stress® Durâmen* para caracterizar os diferentes materiais. A norma ASTM E 384 – 99 [37] descreve os procedimentos a seguir. Uma carga de 0.2 quilograma-força foi aplicada para evitar a influência do filme passivo de óxidos. A reforçar a prevenção desse efeito os ensaios foram feitos imediatamente depois do polimento. Um indentador com o formato de uma pirâmide de base quadrada é usado para esta medição de durezas. Depois da aplicação da força durante 20 segundos, uma lupa com marcas ajustáveis é usada para medir as diagonais da marca que é imprimida sobre a superfície. Após a medição das duas diagonais o valor da dureza é calculado automaticamente. Para cada gama de dureza Vickers, existem variações máximas percentuais para o comprimento das diagonais. Caso sejam superiores aos valores tabelados o teste é invalidado. A dureza na escala Vickers (VH) é obtida pela fórmula 3.5.

$$HV = 1854.4 \times \frac{P_1}{d^2} \quad (3.5)$$

Com a força P_1 em gramas-força e a média das duas diagonais d em milímetros. À semelhança dos procedimentos em 3.4.4, foi feita a medição de 11 indentações de forma a obter a dureza com uma boa precisão, ou seja, com um desvio padrão pequeno.

4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos pelas diversas técnicas. Posteriormente, e seguindo o método científico, serão validados os ensaios, parafraseando Neil de Grasse Tyson: “Questionar a autoridade fornecida pelos resultados”.

4.1. Módulo de Elasticidade

De acordo com a expressão 3.2 no subcapítulo 3.4.4, a obtenção do módulo de elasticidade pelo método do impulso está sujeito a uma propagação de erros com as derivadas parciais.

Foram medidas 11 vezes os *inputs* $[m, b, t, L]$ para a fórmula obtendo-se os seguintes valores médios \bar{x} , desvios-padrão s e coeficiente de variação de Pearson $c_v = \frac{s}{\bar{x}}$.

Tabela 4.1 Valores médios obtidos e suas características estatísticas

| Medição | Média | Desvio-Padrão | Coef. De Variação |
|-------------------|----------|-----------------------|-------------------|
| Massa, [g] | 7.47709 | 5.66×10^{-6} | 0.001% |
| Largura, [mm] | 11.64636 | 1.12×10^{-2} | 0.096% |
| Comprimento, [mm] | 70.17545 | 8.20×10^{-3} | 0.012% |
| Espessura, [mm] | 2.03364 | 1.03×10^{-2} | 0.505% |
| Freq. [Hz] | 2068.3 | - | - |

$$E = 106.8 \pm 1.22 \times 10^9 Pa$$

Estes valores são perfeitamente comparáveis aos indicados por Froes (2015) [41] que para o Titânio Cp. Gr4 (Comercialmente Puro Classe 4), obteve o valor de 104.1 GPa.

4.2. Microdureza

. Fazendo as supracitadas 11 indentações obtemos o seguinte valor:

$$HV = 232.1 \pm 4.9$$

Para esta gama de durezas, e com esta carga, a variação do comprimento das diagonais não deverá exceder 6% [37] . Segundo a nossa referência em titânios, [41] o valor obtido nas experiências está muito aquém do desejado (271 - 280 HV). Muitas podem ser as fontes da discrepância da dureza: Tratamentos térmicos, contaminantes (elementos de liga que não deveriam estar presentes) ou estado de encruamento (deformação plástica prévia).

4.3. Observações a Perfilometria Laser

Conforme mencionado no Capítulo 3.4 a principal avaliação terá por base os perfis bidimensionais obtidos pelo *Gwyddion*, com os dados a ser posteriormente tratados no *EXCEL*. Esse processamento consiste em nivelar o perfil obtido com base nos pontos iniciais e finais do mesmo, fazendo um ajuste mais fino do que foi obtido pela ferramenta (*Three Point Level*). De seguida é feita uma regressão linear com recurso aos pontos iniciais e finais.

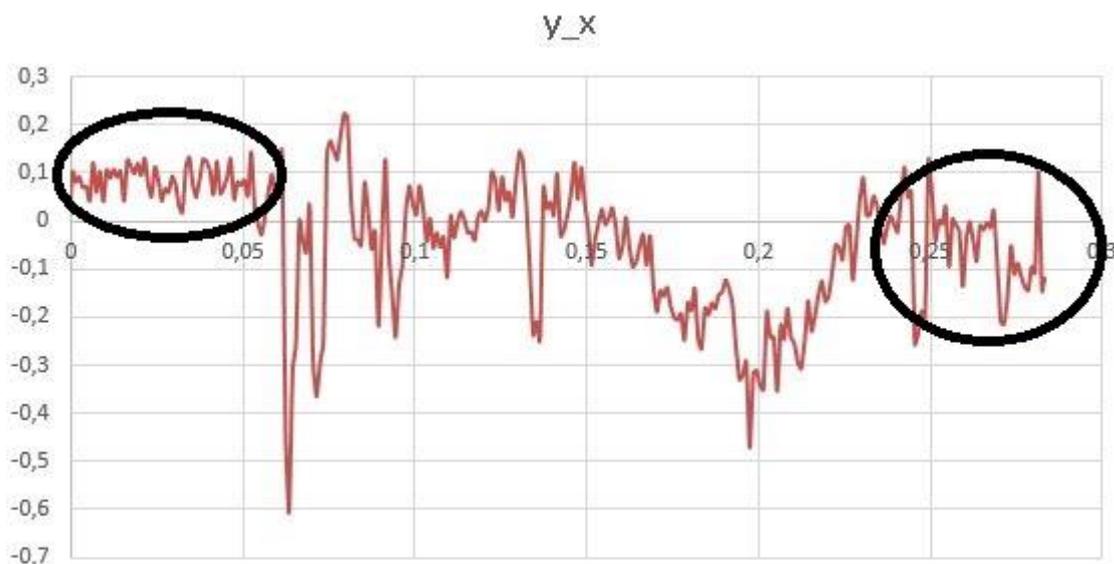


Figura 4.1 Exemplo de um perfil obtido: Ti - Ti Saliva SAGF, 4.000.000 ciclos.

Dentro dos círculos, estão os pontos que irão nivelar o perfil. Para qualquer recta a sua equação genérica é:

$$y_1 = mx + b$$

Para nos guiar, solicitamos que o *Excel* nos dê a correlação linear (r) obtida para o valor do declive (m) considerado. Para a origem na ordenada b' consideramos uma média aritmética da ordenada dos primeiros 10 pontos do perfil original. O objectivo será otimizar a nivelação do perfil. Recorrendo à ferramenta “Atingir objectivo”, definimos o valor do (r) para zero por alteração da célula com o declive arbitrado. Limitado a 100 iterações, o *Excel* fornece-nos a solução otimizada.

$$y' = mx + b'$$

$$y_n = y - y' = y - (mx + b')$$

Depois, fazendo uso do macro *CurveIntegration*, que integra funções discretas com base no método dos trapézios, obtém-se o integral (área removida). Contudo esse valor é a soma da parte positiva com a negativa, ou seja, não nos faculta a área removida (negativa). Para isso teremos que usar as funções auxiliares F_1 e F_2 , que irão separar a parte positiva da negativa, segundo as fórmulas abaixo.

$$F_1 = \int y_n dx ; F_2 = \int |y_n| dx ; A = \frac{F_1 + F_2}{2} ; B = \frac{F_2 - F_1}{2}$$

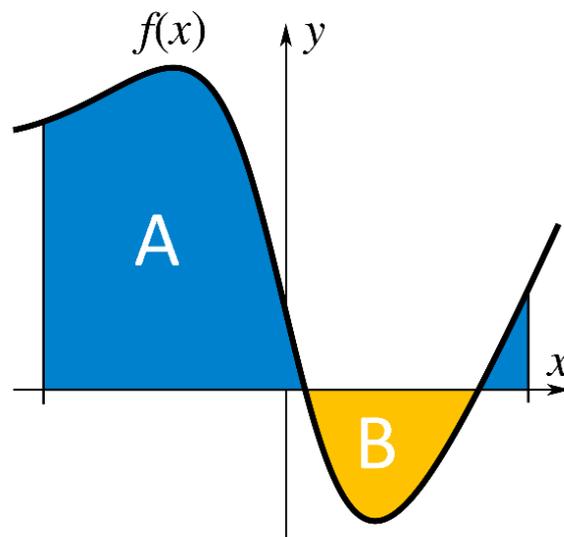


Figura 4.2 Esquema de uma função genérica e das respectivas quantidades calculadas.

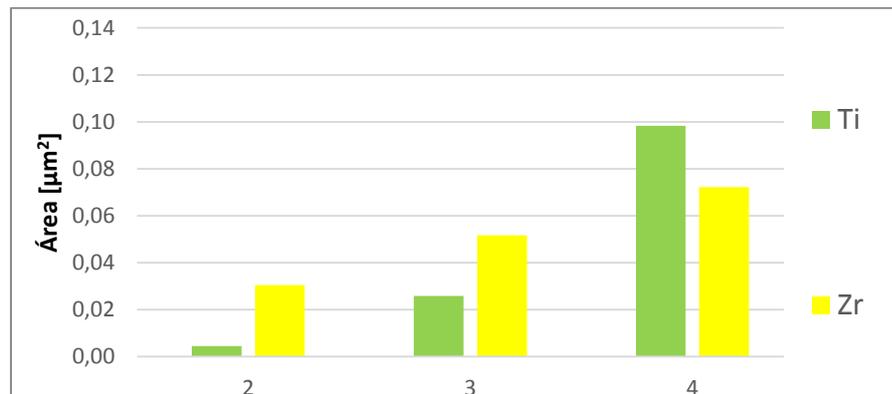


Figura 4.3 Evolução da área removida com o número de ciclos, ensaios a seco

Como o resultado da acção do fretting radial ocorre pela concorrência de dois mecanismos, desgaste e corrosão, o resultado da integração não é evidente. Enquanto a corrosão resulta na formação de óxidos com um consequente aumento de volume, o desgaste resulta na remoção de material. Nos ensaios a seco, obteve-se uma correlação positiva entre o volume de desgaste e o número de ciclos de solicitação, conforme se representa na figura 4.3. De facto, a evolução é aproximadamente linear para ambos os pares de materiais testados, todavia a taxa de evolução do desgaste com o número de ciclos é maior para o par titânio/titânio.

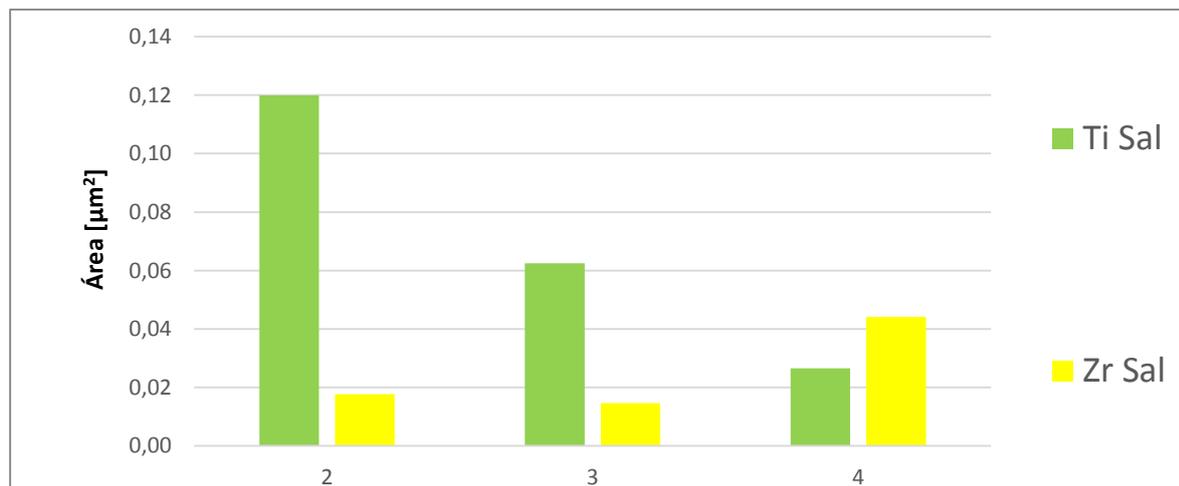


Figura 4.4 Evolução da área removida com o número de ciclos, ensaios com saliva

Nos ensaios com saliva, obteve-se uma correlação positiva, no par YSZ/titânio, entre o volume de desgaste e o número de ciclos de solicitação, conforme se representa na figura 4.4. No caso do par titânio/titânio, o volume removido diminui com os ciclos, o que pode ser justificado com a ausência de movimentos relativos tangenciais. Esses movimentos

impedem a remoção dos óxidos formados, compactando-os na zona de escorregamento. É de referir também que estes óxidos são muito mais duros que o material original.

4.4. Observações com Microscopia Óptica

Recorrendo ao ImageJ® foram feitas 5 medições de cada diâmetro (*stick e slip*), permitindo obter os valores médios e os respectivos desvios padrão. Com o objectivo de avaliar não só a evolução da dimensão total do contacto, ou seja, diâmetro slip c , de acordo com a representação esquemática da figura 3.5, foi feita a representação de a/c para distinguir se ocorriam variações da dimensão relativa da zona de escorregamento. Com isso teremos uma ideia da contribuição do fenómeno adesivo em comparação com o de escorregamento. Assim, optou-se por representar a evolução das duas grandezas em gráficos de duplo y, figuras 5.5 a 5.8. correspondendo a ordenada à esquerda à evolução do diâmetro de escorregamento, c , e a ordenada à direita à variação de a/c .

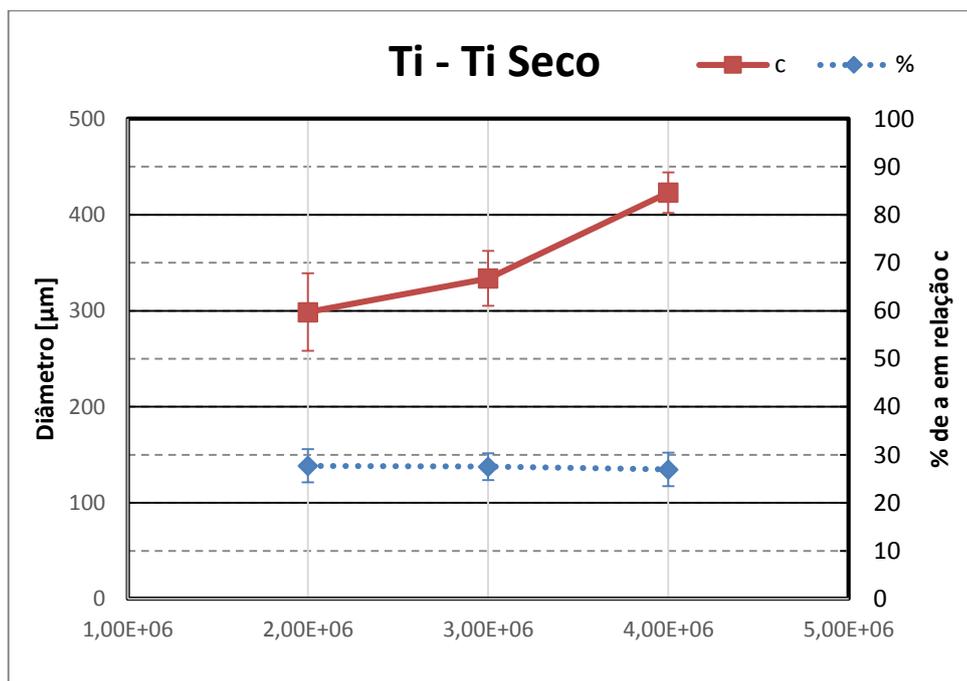


Figura 4.5 Gráfico de duplo y: (Linha a Cheio) Valor médio dos diâmetros slip medidos no par Titânio CP – Titânio Gr.5, em micrómetros com o desvio padrão obtido nas mediações; (Linha a tracejado) Valor relativo do diâmetro de stick.

O gráfico da figura 5.2 permite verificar que, para o par titânio/titânio testado a seco, o diâmetro exterior c aumenta com o número de ciclos e a razão a/c mantém-se constante, ou seja a zona de colagem aumenta proporcionalmente ao diâmetro total de contacto. Esta

variação está em perfeita concordância com a evolução de resultados de desgaste antes apresentada na figura 5.3. Contudo, nos ensaios com saliva, figura 5.6, verifica-se que com o aumento do número de ciclos o anel de escorregamento vai sendo cada vez menor, ou seja, o diâmetro a cresce mais que o aumento verificado para o diâmetro c. A redução da quantidade de escorregamento relativo, que pode ser justificada por um aumento do atrito, produz uma redução da energia dissipada por atrito com a consequente diminuição do desgaste. Estes resultados estão de acordo com a observação das marcas de desgaste representadas na tabela 5.1, onde é particularmente evidente que no caso dos ensaios titânio/titânio em saliva artificial, o anel de escorregamento da marca correspondente a 4M ciclos é muito mais estreito que o correspondente à marca de 2M ciclos.

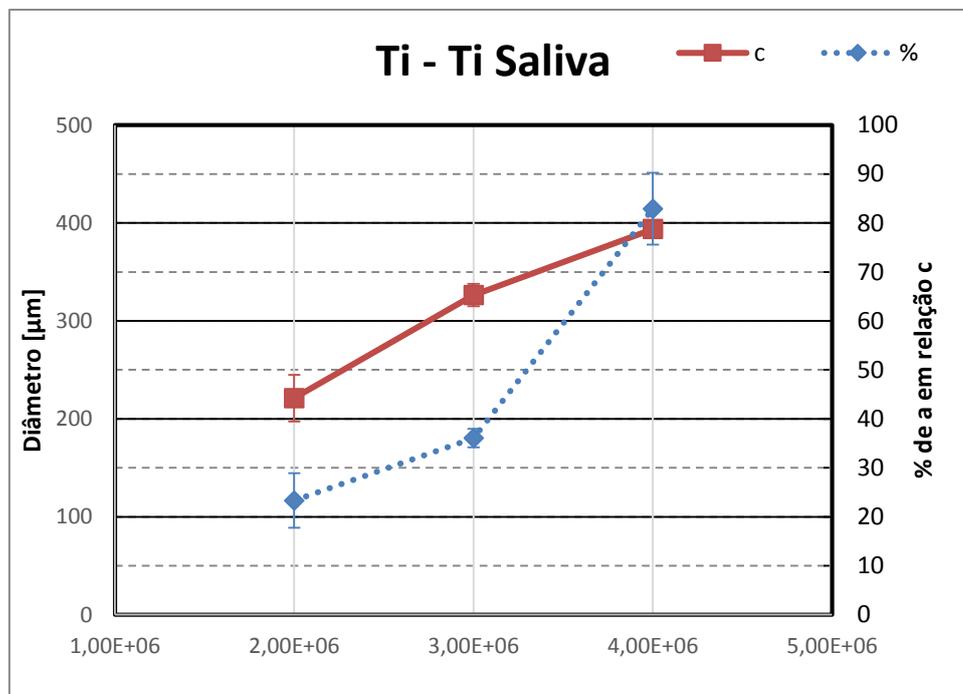


Figura 4.6 Gráfico de duplo y: (Linha a Cheio) Valor médio dos diâmetros slip medidos no par Titânio CP – Titânio Gr.5 com saliva SAGF, em micrômetros com o desvio padrão obtido nas mediações; (Linha a tracejado) Valor relativo do diâmetro de stick.

O comportamento do par zircónia/titânio está representado nas figuras 5.7 e 5.8 e permite concluir que no caso dos ensaios a seco, o aumento do número de ciclos produziu um crescimento da dimensão exterior da marca, mas também um crescimento da espessura do anel de escorregamento. Por sua vez o ensaio com saliva artificial apresentou uma redução de a/c com o aumento do número de ciclos, todavia como esta redução foi pouco significativa não foi suficiente para inverter a evolução do desgaste como se registou para o par titânio/titânio.

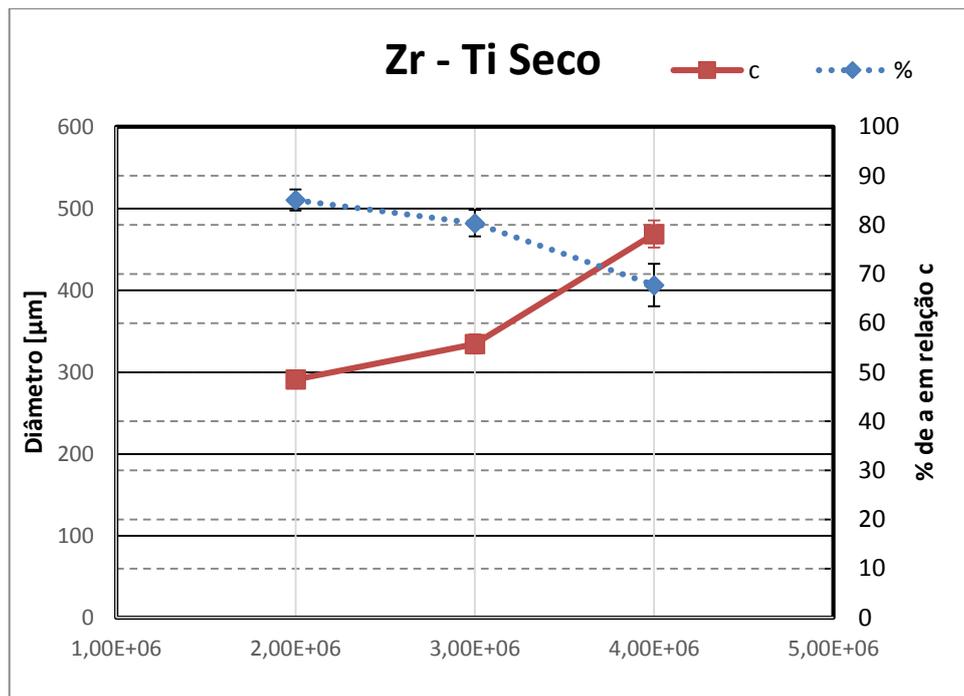


Figura 4.7 Gráfico de duplo y: (Linha a Cheio) Valor médio dos diâmetros slip medidos no par Titânio CP – YSZ, em micrômetros com o desvio padrão obtido nas mediações; (Linha a tracejado) Valor relativo do diâmetro de stick.

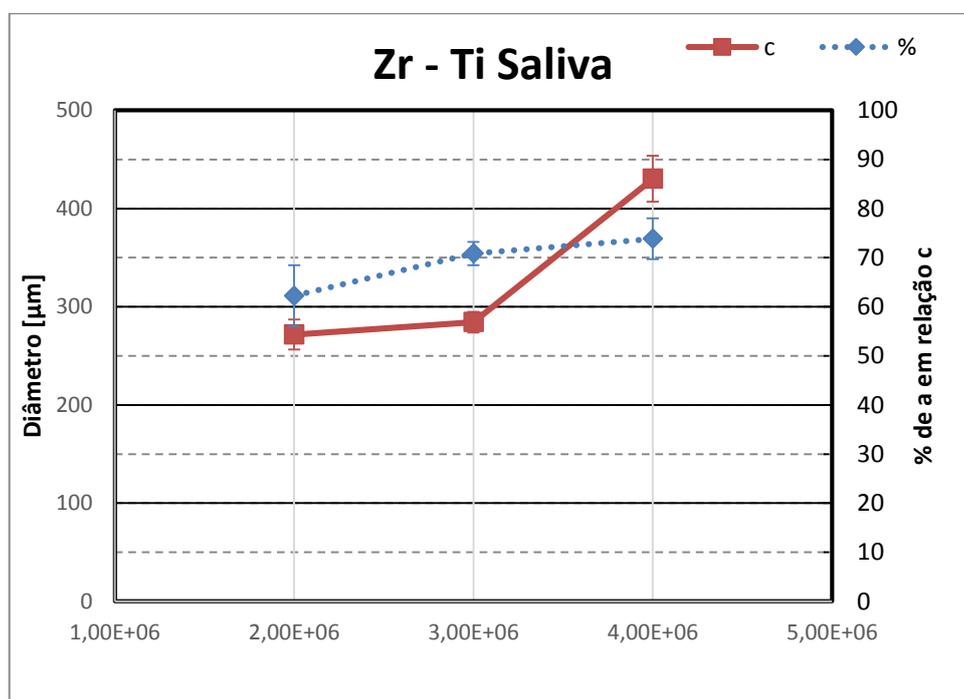


Figura 4.8 Gráfico de duplo y: (Linha a Cheio) Valor médio dos diâmetros slip medidos no par Titânio CP – YSZ com saliva SAGF, em micrômetros com o desvio padrão obtido nas mediações; (Linha a tracejado) Valor relativo do diâmetro de stick.

Alternando com outra forma de apresentar os resultados, podemos ter outra perspectiva dos valores obtidos de c e a%

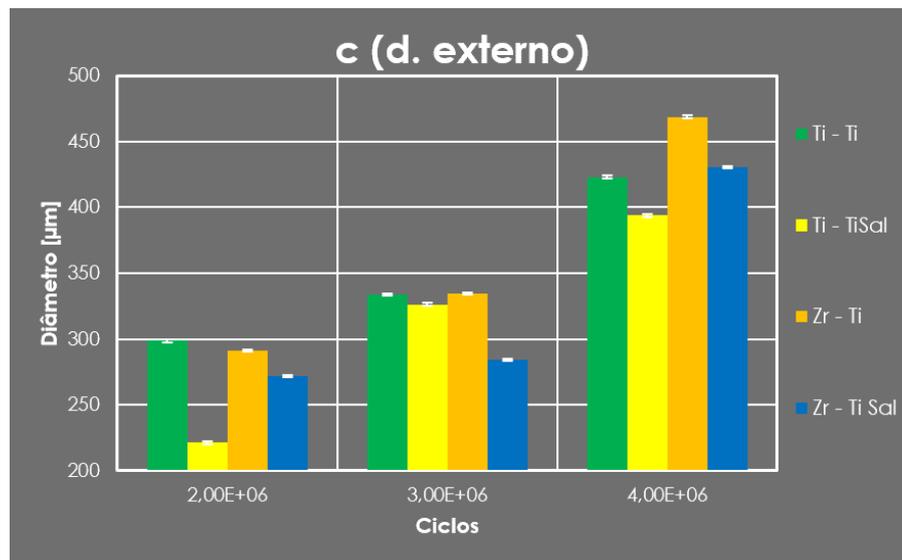


Figura 4.9 Diâmetro externo de todos os ensaios

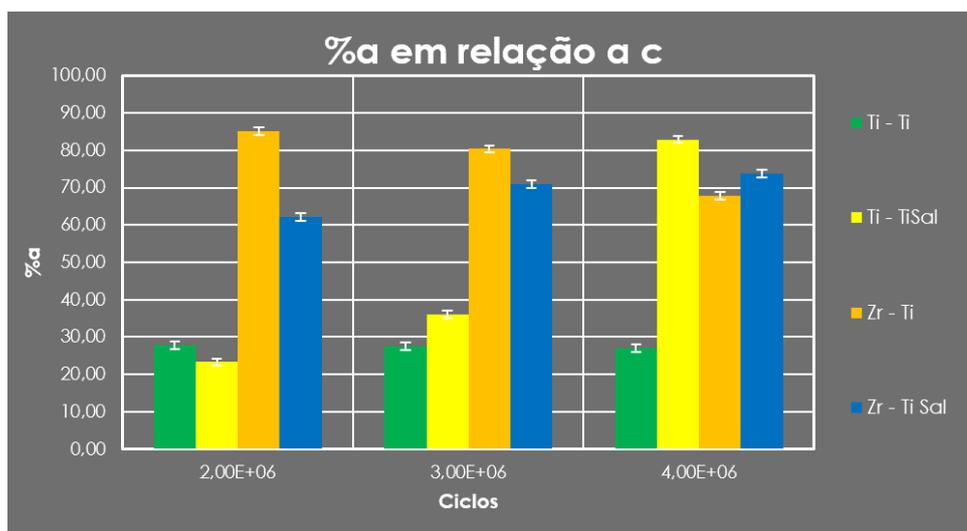


Figura 4.10 Contribuição do fenómeno de adesão em comparação com o escorregamento

As pequenas barras brancas verificais, designam o desvio padrão da medição. Foram feitas 5 medições de cada resultado e o *ImageJ*, fornecia o valor médio e o desvio padrão associado. Sendo o *fretting* de expansão radial podemos verificar que com o aumento de ciclos, existe um aumento do diâmetro exterior com o número de ciclos. Tendo materiais diferentes e condições de ensaio (saliva, seco) diferentes, teremos declives diferentes.

Já na evolução do %a o par Titânio/ Titânio a seco tem um valor estável ao longo dos ciclos. Quando acrescentamos a saliva, o comportamento torna-se mais adesivo ao fim dos 4 milhões. De seguida, o par YSZ/ Titânio, a seco o comportamento passa a ser um pouco menos adesivo com o decorrer dos ciclos. Acrescentando saliva, passamos a ter um comportamento um pouco mais adesivo.

Tabela 4.2 Titânio Gr.4 - Ti6Al4V (Gr.5) a seco

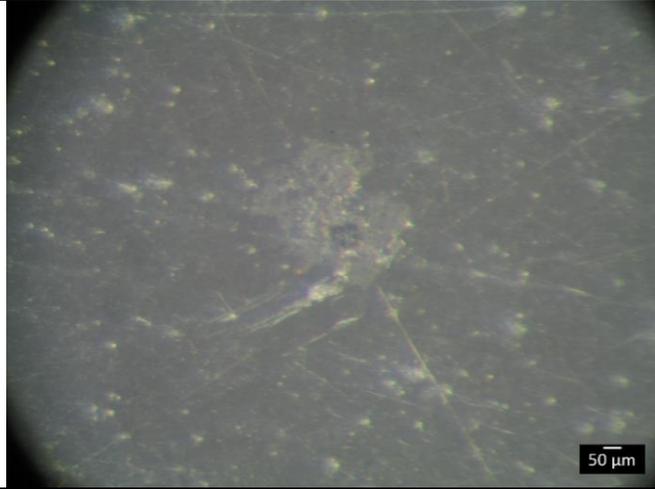
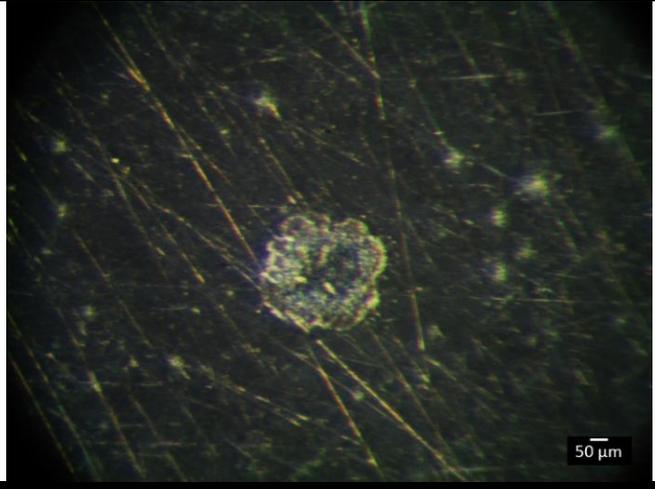
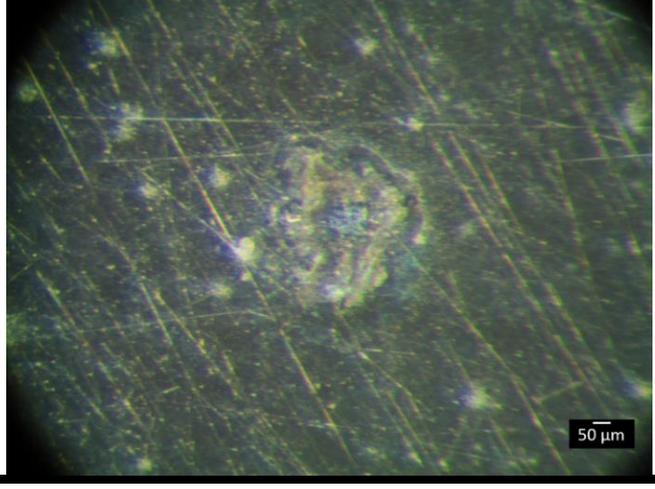
| D Hertziano [5 N] | D Hertziano [25 N] |
|---|----------------------------|
| 133.86 μm | 228.90 μm |
| 2.000.000 Ciclos | Medições [μm] |
|  | 82.748 \pm 10.383 |
| | 298.537 \pm 40.392 |
| 3.000.000 Ciclos | Medições [μm] |
|  | 91.933 \pm 9.329 |
| | 333.664 \pm 28,621 |
| 4.000.000 Ciclos | Medições [μm] |
|  | 113.969 \pm 14,729 |
| | 423.028 \pm 21.077 |

Tabela 4.3 Titânio Gr.4 - Ti6Al4V (Gr.5) com Saliva SAGF

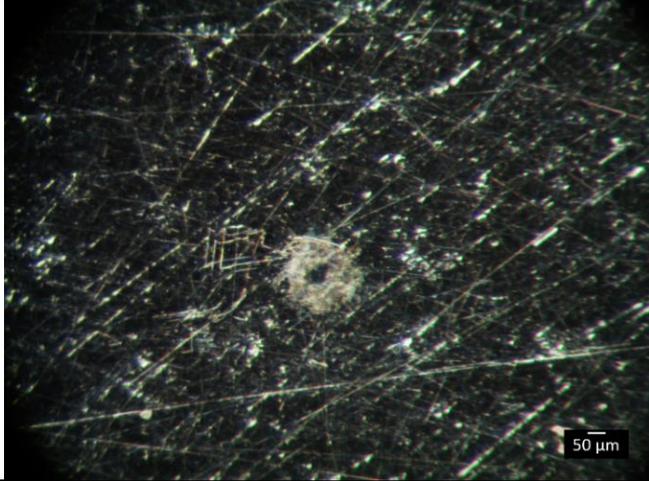
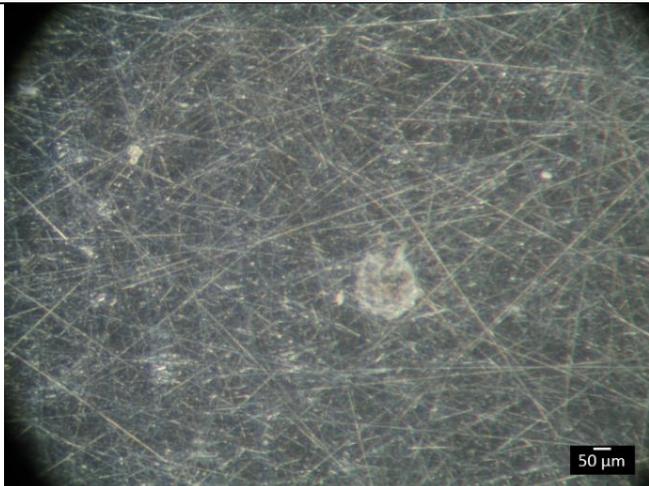
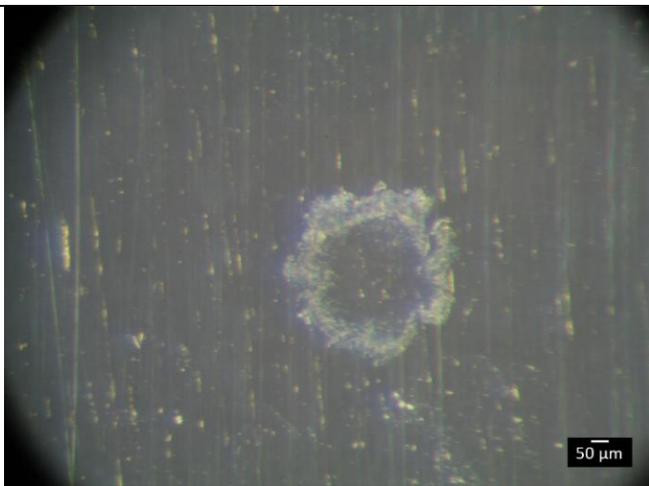
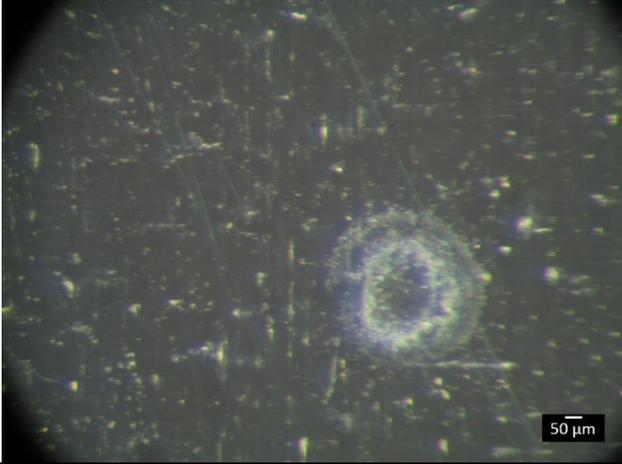
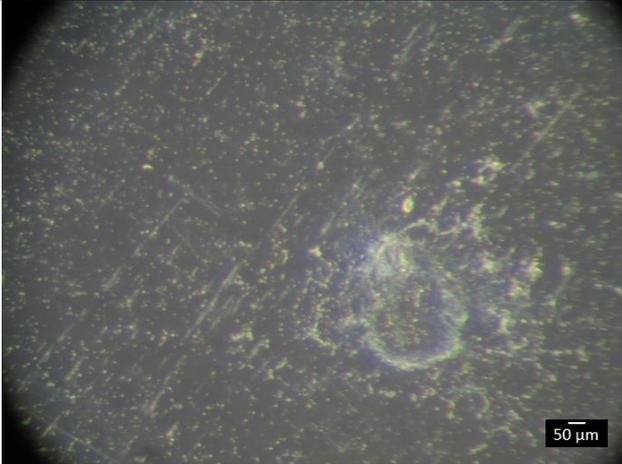
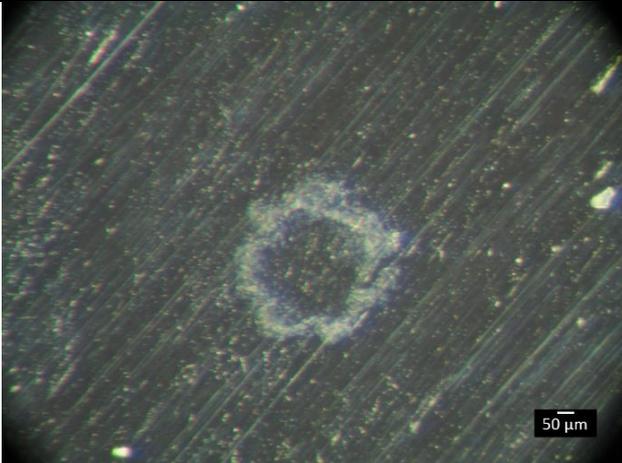
| D Hertziano [5 N] | D Hertziano [25 N] |
|---|----------------------|
| 133.86 μm | 228.90 μm |
| 2.000.000 Ciclos | Medições |
|  | 51.569 \pm 12.364 |
| | 221.259 \pm 23.803 |
| 3.000.000 Ciclos | Medições |
|  | 117.721 \pm 6.186 |
| | 326.382 \pm 11.465 |
| 4.000.000 Ciclos | Medições |
|  | 326.569 \pm 28.851 |
| | 393.889 \pm 7.735 |

Tabela 4.4 Titânio Gr.4 – Dióxido de zircónio estabilizado com Ítria a Seco

| D Hertziano [5 N] | D Hertziano [25 N] |
|---|----------------------|
| 124.19 μm | 212.37 μm |
| 2.000.000 Ciclos | Medições |
|  | 247.758 \pm 6.256 |
| | 291.213 \pm 8.011 |
| 3.000.000 Ciclos | Medições |
|  | 268.729 \pm 9.001 |
| | 334.415 \pm 11.637 |
| 4.000.000 Ciclos | Medições |
|  | 317.681 \pm 20.249 |
| | 468.905 \pm 16.429 |

Tabela 4.5 Titânio Gr.4 – Dióxido de zircônio estabilizado com Ítria com Saliva SAGF

| D Hertziano [5 N] | D Hertziano [25 N] |
|---|----------------------|
| 124.19 μm | 212.37 μm |
| 2.000.000 Ciclos | Medições |
|  | 204.546 \pm 10.907 |
| | 271.749 \pm 15.239 |
| 3.000.000 Ciclos | Medições |
|  | 201.469 \pm 6.758 |
| | 284.304 \pm 10.657 |
| 4.000.000 Ciclos | Medições |
|  | 317.878 \pm 17.878 |
| | 430.422 \pm 23.544 |

4.5. Rugosimetria de Palpação

A primeira rotina de polimento foi a seguinte:

- 1) Lixa circular a começar em P200 indo progressivamente até P2500, mudando de orientação, o provete a cada nova lixa (500 rpm). Obteve-se um $R_a = 0,0124 \mu m$.
- 2) Lixa circular a começar em P200 indo progressivamente até P2500, mudando de orientação, o provete a cada nova lixa (500 rpm). Posteriormente, passou-se com uma solução de sílica coloidal de 6 micron. Obteve-se um $R_a = 0,0086 \mu m$.
- 3) Lixa circular a começar em P200 indo progressivamente até P2500, mudando de orientação, o provete a cada nova lixa. Posteriormente, passou-se com uma solução de sílica coloidal de 6 micron. De seguida uma maquina com maior velocidade de rotação (800 rpm). Passou-se para pastas diamantadas de 5, 3, 1 e 0.5 micron. Obteve-se um $R_a = 0,0054 \mu m$.

4.6. SEM – Microscopia Electrónica de Varrimento

Fazendo uma comparação com as observações feitas por microscopia óptica, o SEM dar-nos-á a evolução do comportamento corrosivo, pois os óxidos aparecerão com uma cor mais escura devido ao seu peso atómico superior. Tal será relevante para este trabalho para acompanhar a evolução dos comportamentos de corrosão e desgaste. Para justificar o acima afirmado, duas imagens, par YSZ – Ti. uma com 2 milhões de ciclos (à esquerda) e outra com 4 milhões de ciclos (à direita) com saliva.

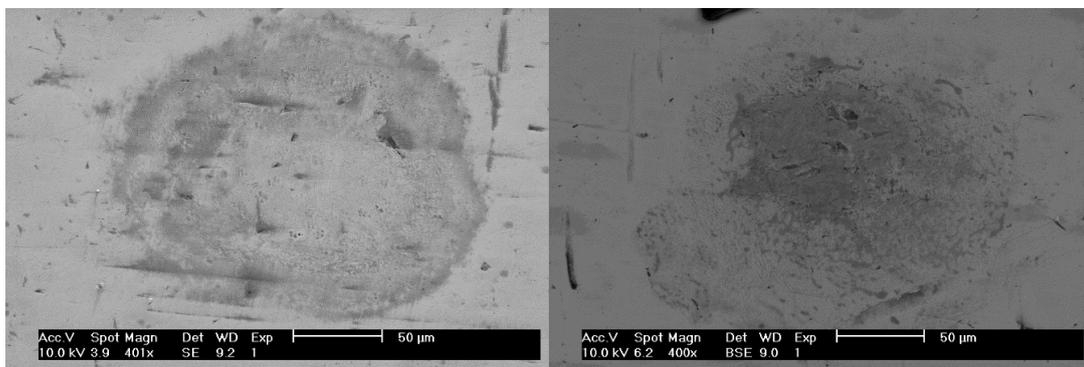


Figura 4.11 Par YSZ – Ti. 2 milhões de ciclos (à esquerda) e 4 milhões de ciclos (à direita) com saliva

5. CONCLUSÃO

Por métodos experimentais, utilizando um tribómetro de fretting radial, reproduziram-se com as devidas limitações, as condições de contacto pilar/implante impostas pelo acto mastigatório a fim de estudar o comportamento de diversas combinações de materiais, quer em ambiente seco quer em saliva artificial.

Constatou-se que em geral o par zircónia/titânio apresentou menor desgaste que o par titânio/titânio. Todavia, especialmente para os ensaios de maior duração e na presença de saliva artificial, o par de contacto metálico apresenta alguma variação ao comportamento típico devido à existência de uma grande quantidade de óxidos superficiais.

Acresce ainda que a cada dia, são lançados no mercado novos materiais para implantes. Deixa-se aqui a nota para as ligas de Titânio com Nóbio ou Tântalo como por exemplo: Ti-6Al-7Nb; Ti-Ta30; Ti-Ta40; Ti-Nb40; Ti-Nb50. Também estão a emergir compósitos de Zircónia com Titânio que tentam conciliar a dureza e estabilidade com a facilidade de maquinação.

Com a caracterização do comportamento tribológico do par de materiais, foi aprofundado o conhecimento na área do fretting radial, com aplicação específica nos implantes dentários.

Um novo estudo dará continuidade a este trabalho. Aí serão realizados ensaios de carregamento cíclico sobre implantes com geometria e dimensões reais para avaliar quer a ruína por fadiga do conjunto quer o dano por fretting no contacto implante/pilar.

O critério seleccionado foi o da área removida pelo que concluímos que existe um melhor desempenho do par Titânio/Titânio, para os ensaios com saliva em 4 milhões de ciclos. Já nos ensaios a seco o par YSZ/Titânio é o que melhor resiste às solicitações por *fretting*.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1]. Hansson S. (2000), "Implant-Abutment Interface: Biomechanical Study of Flat Top versus Conical", *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2(1), 33 – 41.
- [2]. Stimmelmayer, M, et al. (2012), "Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study". *Dental Materials*, 28, 1215 – 1220.
- [3]. Vlaar, S. T. (2012), "*Validation procedures in computerized dentistry*", *Tese de Doutoramento*, Universidade de Amesterdão, Amesterdão (Países Baixos).
- [4]. Brogгинi, N. et al. (2003), "Persistent Acute Inflammation at the Implant-Abutment Interface". *Journal of Dental Research*, 82(3) ,232-237.
- [5]. Yoshiki, Oshida et al (2007), "Bioscience and Bioengineering of Titanium Materials" (1ª ed.) Elsevier Science.
- [6]. <http://crowncouncil.com/when-did-dental-implant-dentistry-begin/> visitado a 20/3/16
- [7]. Brånemark PI. (1983) "Osseointegration and its experimental background.", *J Prosthetic. Dent*, 50 (3), 399-410.
- [8]. Abraham, C. M. (2014), "A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments", *The Open Dentistry Journal*, 8, 50-55.
- [9]. Anusavice, Kenneth J. et al (2013), "Phillips science of dental materials "(13ª ed.) Elsevier.
- [10]. Nobel Biocare (2016), "Temporary abutments A complete selection from single units to full arches" acedido a 13 de Março de 2016, em: <https://www.nobelbiocare.com/hk/en/home/products-and-solutions/prosthetics/temporary-abutments.html>
- [11]. Bozkaya D., S. Müftü (2003), "Mechanics of the tapered interference fit in dental implants". *Journal of Biomechanics*, 36, 1649-1658.
- [12]. Chun, H. (2005), "Influence of Implant Abutment Type on Stress Distribution in Bone Under Various Loading Conditions Using Finite Element Analysis". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21 (2), 195-202.

- [13]. McGlumphy E.A., Mendel D.A., Holloway J.A. (1998), "Implant screw mechanics", *Dental Clinics of North America*, 42 (1),71-89.
- [14]. Jung R. (2008), "A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns". *Clin. Oral Impl. Res.* 19, 119–130
- [15]. Saidin S. et. al. (2012), "Effects of different implant–abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation". *Journal of Dentistry* 40 (6), 467-474.
- [16]. Laney W. R. (1993), "In recognition of an implant pioneer: Professor Dr. André Schroeder and Straumann.", *International J Oral Maxillofacial Implants*, 8 (2), 135-6.
- [17]. Stimmelmayer M. et. al. (2012), "Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: A comparative in vitro study", *Dental Materials*, 28 (12), 1215-1220.
- [18]. Perri, G. R. (2016), "Implant Components - Hstory, New Developments and Basic Prosthodontic Procedures" p. 18 acessado a 19 de Setembro de 2016, em: <http://www.ffofr.org/education/lectures/implant-dentistry/implant-components/>
- [19]. Waterhouse, R.B. (1992), "Fretting Wear", *ASM Handbook*, vol.18, ASM International, 242-256.
- [20]. Tomlinson, G. A. (1927), "The Rusting of Steel Surfaces in Contact", *Proceedings of the Royal Society of London A*, 115, 472-483.
- [21]. Warlow-Davies, F. J. (1941), "Fretting Corrosion and Fatigue Stregth", *Proceedings of the Institute on Mechanical Engineers*, 146, 32.
- [22]. McDowell, J.R. (1953), "Fretting Corrosion", *Standardized Testing Procedures*, 144, 24-39.
- [23]. Fields, J.E ; Fenner, A.J., (1958)," Fatigue Under Fretting Condition", *Revue De Métallurgie*, 55, 475-485.
- [24]. Pereira, J. R. (2001), "Fretting por expansão radial: uma abordagem experimental". Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica na especialidade de Energia e Ambiente, Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra, Coimbra.
- [25]. Vingsbo, O. e Söderberg S., (1988), "On Fretting Maps", *Wear*, 126, 131 – 147.
- [26]. M. H. Zhu, Z. R. Zhou, (2011). "On the mechanisms of various fretting wear modes". *Tribology International*, 44, 1378-1388.

-
- [27]. Abraham C.M. (2014), “A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments”, *The Open Dentistry Journal*, 8 (1-M2),50-52.
- [28]. Boyer R., Collings E. W. e Welsch G. (1994), “Materials Properties Handbook: Titanium Alloys “(1ª ed.) ASM International.
- [29]. ASM “Titanium Grade 4” acessado a 16 de Abril de 2016, em: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTU040>
- [30]. MatWeb, “Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5), Annealed” acessado a 18 de Abril de 2016, em: <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=f1570881ceb44ef6b1c345c03909021d>
- [31]. MatWeb, “CeramTec MZ 111 Zirconia, ZrO₂-Y₂O₃” acessado a 12 de Abril de 2016, em: <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=873f908048fa485189f0e8da0140c576>
- [32]. Queiroz, Maria Oliveira de Queiroz et. Al. (2007) “Electrochemical behavior and Ph stability of artificial salivas for corrosion tests”, *Brazilian Oral Research*, 21(3),209 – 215.
- [33]. Humphrey S. P, "A review of saliva: Normal composition, flow, and function", *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*, 85 (2), 162-169.
- [34]. Yu H. Y. et. al. (2008), “Radial Fretting Behavior of Cortical Bone Against Titanium”. *Tribol. Lett.* 31(2),69–76.
- [35]. Acar, Aysu. (2015), “Radial expansion fretting of metallic stems against ceramic femoral head”. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica na especialidade de Engenharia dos Materiais, Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra, Coimbra.
- [36]. ASTM E-1876-01, (2002) “Standard Test Method for Dynamic Young’s Modulus, Shear Modulus, and Poisson’s Ratio by Impulse Excitation of Vibration”.
- [37]. ASTM E 384 – 99 (2002), “Standard Test Method for Microindentation Hardness of Materials”.
- [38]. Bhushan, B., “Introduction to Tribology”, (2ª ed.) Wiley.
- [39]. Hertz H., segundo Love, A.E.H. (1952), “A treatise on the mathematical theory of elasticity”, (1ª Ed.) Cambridge, 193.Zhu, X.,” Tutorial on Hertz Contact Stress”, Universidade do Arizona, Arizona (EUA).

- [40]. Johnson, K. L. (1985), "Contact Mechanics", (1ª Ed.), Cambridge University Press.
- [41]. Pilkey W. D.(2004), "Formulas for stress, strain, and structural matrices", (2ªed.) Wiley.
- [42]. Froes, F.H. (ed.) (2015), "Titanium - Physical Metallurgy Processing and Applications" (1ªEd), ASM INTERNATIONAL.