Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Jorge Francisco da Cunha Veloso

Estudo tribológico de superfícies antimicrobianas para ortopedia e reabilitação oral

Outubro de 2024

Estudo tribológico de superfícies antimicrobianas para ortopedia e reabilitação oral

Jorge Francisco da Cunha Veloso

UMinho | 2024

Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Jorge Francisco da Cunha Veloso

Estudo tribológico de superfícies antimicrobianas para ortopedia e reabilitação oral

Dissertação de Mestrado

Mestrado em Engenharia Mecânica

Concessão e Construção Mecânica

Trabalho efetuado sob a orientação de:

Professor José Manuel Ramos Gomes

Professor Júlio César Matias de Souza

Julho de 2024

DIREITOS DE AUTOR E CONDIÇÕES DE UTILIZAÇÃO DO TRABALHO POR TERCEIROS

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos.

Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada.

Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.

Licença concedida aos utilizadores deste trabalho



Atribuição-NãoComercial
CC BY-NC

https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0

Agradecimentos

Ao meus pais e irmãos por todo o apoio e carinho demonstrado durante os 5 anos deste longo percurso.

Aos meus colegas, por todos os momentos que vivemos em conjunto.

Ao meu orientador Professor Doutor José Manuel Ramos Gomes pela confiança que depositou em mim, pelo apoio, orientação, dedicação, pelas palavras de incentivo em alturas menos boas, por todo o conhecimento que partilhou comigo. Fico-lhe eternamente grato por tudo.

Ao Professor Óscar Carvalho pelo apoio, e disponibilidade de fornecimento de amostras.

Ao Professor Júlio Matias, por ter possibilitado o desenvolvimento deste projeto, por todo o apoio e disposição para o esclarecimento de todas as dúvidas.

Agradeço ao Engenheiro Sérgio Carvalho pelo auxílio técnico, pela sua disponibilidade e prontidão e pelos constantes incentivos.

Agradeço aos centos CMEMs e LaPMET - Laboratory of Physics for Materials and Emergent Technologies pela colaboração durante o trabalho realizado.

Agradeço aos professores Joel Borges e Filipe Vaz pela disponibilidade demonstrada.

Agradeço a Narayan Sahoo o fornecimento de amostras.

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho académico e confirmo que não recorri à prática de plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração.

Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

Resumo

A necessidade de encontrar materiais para a substituição dentária ou de articulações leva ao surgimento de novas alternativas no que diz respeito a materiais para implantes dentários e para implantes ortopédicos. Um dos principais problemas dos implantes diz respeito ao acúmulo de bactérias que se tornam prejudiciais à saúde do paciente e do próprio implante, podendo levar, em casos mais extremos, a complicações de saúde de elevado grau de risco.

O presente trabalho teve como principal objetivo a caracterização tribológica da liga de titânio Ti6Al4V e de zircónia (ZrO_2) considerando superfícies com e sem textura, não revestidas e revestidas com dois filmes antimicrobianos, tendo por base a avaliação do coeficiente de atrito estático e dinâmico e o desgaste resultante do deslizamento contra osso cortical bovino na presença de soro fisiológico. Embora os aspetos em causa neste estudo sejam comuns às superfícies para implantes em ortopedia e em reabilitação oral, optou-se por dar ênfase apenas ao contexto da aplicação em reabilitação oral de modo a não tornar demasiado extenso e repetitivo o presente documento.

Os materiais considerados foram submetidos a testes de deslizamento linear alternativo num tribómetro com a configuração pino-placa à temperatura de 25°C ± 1°C. Como contra corpo, e como placa, foi utilizado osso cortical bovino. Foram realizados três testes para cada tipo de material e a carga normal aplicada foi mantida constante, assumindo o valor de 1 N. A primeira fase de cada teste decorreu a velocidade de deslizamento quase estática e com uma duração de 50 segundos, com o objetivo de avaliar o coeficiente de atrito estático. A segunda fase do respetivo teste ocorreu com uma frequência de oscilação da placa de 1Hz durante 300 segundos com vista à avaliação do coeficiente de atrito dinâmico e da resistência ao desgaste das superfícies dos materiais em estudo.

Realizada a análise dos resultados obtidos, concluiu-se que os materiais de substrato bem como os revestimentos em estudo se mostraram-se capazes de suportar as condições de deslizamento a que foram sujeitos. O destaque principal vai para a liga de titânio Ti6Al4V, com textura e revestida com um filme fino de dióxido de titânio, cujos valores de coeficiente de atrito estático (0,73 ± 0,03) se revelaram ser os mais elevados, promovendo a fixação primária do implante ao osso.

Palavras-chave: biotribologia, atrito, desgaste, superfícies antimicrobianas, implantes orais e ortopédicos

Abstract

The need to find materials for tooth or joint replacement has led to the emergence of new alternatives in terms of materials for dental implants and orthopaedic implants. One of the main problems with implants is the accumulation of bacteria, which can be harmful to the health of the patient and the implant itself, and in extreme cases can lead to high-risk health complications.

The main objective of this study was the tribological characterisation of the Ti6Al4V titanium alloy and zirconia (ZrO_2) considering textured and non-textured surfaces, uncoated and coated with two antimicrobial films, based on the evaluation of the static and dynamic coefficient of friction and the tribologycal wear resulting from sliding against bovine cortical bone in the presence of saline solution. Although the aspects involved in this study are common to surfaces for implants in orthopaedics and oral rehabilitation, it was decided to emphasise only the context of application in oral rehabilitation so as not to make this document too long and repetitive.

The materials considered were subjected to reciprocating sliding tests in a tribometer with a pin-plate configuration at a temperature of 25°C ± 1°C. Bovine cortical bone was used as the counter body and the plate. Three tests were carried out for each type of material and the normal load applied was kept constant at 1 N. The first phase of each test took place at almost static sliding speed and lasted 50 seconds, with the aim of assessing the static friction coefficient. The second phase of the respective test took place with a plate oscillation frequency of 1Hz for 300 seconds in order to assess the dynamic friction coefficient and the wear resistance of the surfaces of the materials under study.

After analysing the results, it was concluded that the substrate materials as well as the coatings under study were able to withstand the sliding conditions to which they were subjected. The main highlight goes to the Ti6Al4V titanium alloy, textured and coated with a thin film of titanium dioxide, whose static friction coefficient values (0.73 ± 0.03) proved to be the highest, promoting primary fixation of the implant to the bone.

Key words: biotribology, friction, wear, antimicrobial surfaces, oral and orthopaedic implants

Índice Geral

Agradecimentos ii

Resumo iv

Abstract v

Índice Geral vi

Índice de figuras ix

Índice de Tabelas xiii

Lista de Símbolos xiv

Lista de abreviaturas xv

1. Introdução 1

1.1. Enquadramento e motivação 1

1.2. Objetivos 2

2. Estado da Arte e Conceitos Fundamentais 3

2.1. Tribologia 3

2.2. Biotribologia na cavidade oral 14

2.3. Implantes dentários 15

2.4. Propriedades de um implante dentário 20

2.4.1. Propriedades de tração 20

2.4.2. Rugosidade da superfície 20

2.4.3. Biocompatibilidade 21

2.4.4. Corrosão e resistência à corrosão 21

2.5. Materiais utilizados em implantes dentários 22

2.5.1. Titânio e ligas de titânio 22

2.5.2. Materiais cerâmicos 23

Zircónia 24

2.6.4 Liga de titânio e zircónio 24

2.6.5 Revestimentos antibacterianos 24
3. Materiais e Procedimentos Experimentais 26
3.1. Materiais 26
3.1.1. Materiais de base 26
3.1.2. Osso cortical bovino 29
3.1.3. Soro fisiológico 29
3.2. Procedimentos experimentais 29
3.2.1. Preparação e montagem dos provetes em osso cortical bovino 29
3.2.2. Montagem dos provetes em liga Ti6Al4V e em zircónia 35
3.2.3. Teste de deslizamento linear alternativo 36
3.2.4. Preparação dos provetes para a análise de SEM/EDS 39
4. Resultados e Discussão 40
4.1. Apresentação de resultados globais 40
4.2. Provetes à base de Ti6Al4V 41
4.2.1. Ti6Al4V jateado 41
4.2.2. Ti6Al4V texturado e revestido com ZnO 43
4.2.3. Ti6Al4V não texturado e revestido com TiO_2 46
4.2.4. Ti6Al4V texturado e revestido com TiO_2 50
4.3. Provetes à base de zircónia 52
4.3.1. Zircónia não texturada nem revestida 52
4.3.2. Zircónia não texturada e revestida com ZnO 54
4.3.3. Zircónia texturada e revestida com ZnO 57
4.3.4. Zircónia não texturada e revestida com TiO_2 59
4.3.5. Zircónia texturada e revestida com TiO_2 61
4.4. Resumo dos resultados 64
5. Conclusões e Trabalhos Futuros 65

5.1. Conclusões 65
5.2. Trabalhos Futuros 65
Referências Bibliográficas 66
6. Anexos 70
6.1. Anexo 1 e Anexo 2 70

Índice de figuras

Figura 1 – Roda mais antiga do mundo dos anos 3500 a.C, [3] 3

Figura 2 - Representação das asperidades presentes numa superfície [5] 5

Figura 3 - Representação gráfica de um perfil de superfície [5] 6

Figura 4 - Força tangencial (F) necessária para vencer a força de atrito, F_a, e iniciar o movimento por: (a) rolamento ou (b) deslizamento [5]. 7

Figura 5- Representação da força de atrito estática e da força de atrito cinético [5]. 7

Figura 6 – As duas componentes do atrito por deslizamento: (a) adesão entre asperidades e (b) deformação plástica da superfície mais macia pelas asperidades da superfície mais dura [5]. 9

Figura 7 - Representação de desgaste adesivo [5] 11

Figura 8 – Os dois tipos de desgaste por abrasão: abrasão de dois corpos e abrasão de três corpos [5]. 11

Figura 9 - Representação do desgaste por fadiga [5]. 12

Figura 10 - Representações do desgaste erosivo associado a efeitos distintos: (a) abrasão e (b) fadiga [5]. 13

Figura 11 - Solução para a fixação de dentes soltos [28] 16

Figura 12 - Exemplares de estruturas modeladas para substituir dentes perdidos encontradas em sepulturas das antigas civilizações [28] 17

Figura 13 - Implante dentário [30] 17

Figura 14 - Diferentes tipos de Pilares [31] 18

Figura 15 - (A) - Coroa, (B) - Ponte (C) - Prótese utilizados na finalização da substituição dentária. 19

Figura 16 - Representação esquemática dos problemas associados aos implantes dentários [53] 25

Figura 17 - Provete de Ti6Al4V na forma de pastilha, texturado e com revestimento. 28

Figura 18 - Soro fisiológico utilizado durante os ensaios 29

Figura 19 – (A)- Parte sobrante de uma tíbia de bovino após extração de diversos segmentos de osso para obtenção de provetes em osso cortical. (B) - Setor de osso montado no dispositivo de fixação usado para permitir sucessivos cortes até à obtenção da geometria e dimensões finais dos provetes em osso cortical. 30

Figura 20 - Equipamento utilizado para o polimento das amostras de osso cortical bovino 30

Figura 21 - Provete em osso cortical bovino evidenciando a superfície polida pronta para o teste tribológico 31

Figura 22 – (A) - Modelação do suporte projetado para fixação à mesa do tribómetro. (B) - Modelação do suporte para fixação do provete em osso cortical 32
Figura 23 - Impressora Ultimaker 3, utilizada para a impressão dos suportes 33
Figura 24 - Impressão dos suportes na impressora 3d Ultimaker 33
Figura 25 - Suporte para fixação ao tribómetro produzido por impressão 3D 34
Figura 26 - Suportes para fixação dos provetes em osso obtido por impressão 3D 34
Figura 27 – Suportes de fixação contendo um provete em osso pronto para ser montado no tribómetro. 35
Figura 28 – (A) - Suporte metálico na forma de pino e (B) - Provete de zircónia colado na extremidade do suporte 35
Figura 29 - Representação da montagem dos provetes no tribómetro para a realização de teste na geometria pino-placa. 36
Figura 30 - Representação esquemática do funcionamento de um tribómetro na geometria esfera-placa instrumentado para testes de tribocorrosão 37
Figura 31 - Tribómetro BRUKERUMT-2, presente no Laboratório de Tribologia do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho 38
Figura 32 - Resultados do coeficiente de atrito estático e do coeficiente de atrito dinâmico obtidos para os diversos pares de materiais testados após deslizamento contra osso cortical bovino na presença de soro fisiológico 40
Figura 33 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par Ti6Al4V jateado - osso bovino na presença de soro fisiológico 42
Figura 34 – a) Micrografia SEM e b) análise EDS da superfície da liga Ti6Al4V jateada 43
Figura 35 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par Ti6Al4V texturado e revestido com ZnO- osso bovino na presença de soro fisiológico 44
Figura 36 - Micrografias SEM de superfícies de Ti6Al4V texturadas e revestidas com de ZnO: (A) Superfície testada, (B) Superfície não testada, (C Pormenor da superfície testada evidenciando alguma delaminação na zona Z1, (D) Imagem obtida por eletrões retrodifudos da superfície 45
Figura 37 - Espetros EDS da superfície de Ti6Al4V texturado a laser e revestida com ZnO: (A) Espetro EDS geral obtido sobre a superfície não testada, (B) Espetro EDS geral obtido sobre a superfície testada, (C) Espetro EDS correspondente à zona Z1 da superfície de desgaste assinalada na Figura 40(C e D), (D) Espetro EDS correspondente à zona Z2 da superfície de desgaste assinalada na Figura 40(C e D) 46

Figura 38 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par Ti6Al4V não texturado e revestida com $Ti0_2$ osso bovino na presença de soro fisiológico 47

Figura 39 - Micrografias SEM de superfícies de Ti6Al4V não texturadas e revestidas com TiO_2: (A) Superfície não testada observada com algum pormenor , (B) Aspeto geral da superfície testada evidenciando a presença de camadas aderentes (C) Superfície de desgaste ampliada 500x (D) Superfície testada ampliada 100x 49

Figura 40 - Espetros EDS da superfície de Ti6Al4V não texturado e revestido com TiO_2: (A) Espetro EDS geral obtido sobre a-superfície não testada, (B) Espetro EDS geral obtido sobre a superfície testada, (C) Espetro EDS obtido sobre uma zona mais ampliada da superfície de desgaste, (D) Espetro EDS obtido sobre uma camada de material aderente 49

Figura 41 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par Ti6Al4V texturado e revestido com $Ti0_2$ contra osso bovino na presença de soro fisiológico 50

Figura 42 - Micrografias SEM da superfície de desgaste de Ti6Al4V texturado e revestido com TiO_2 após o ensaio tribológico contra osso cortical bovino: (A) Superfície não testada observada com algum pormenor, (B) Aspeto geral da superfície testada, (C) Superfície de desgaste ampliada 500x onde é possível ver alguma delaminação da superfície (D) Imagem obtida por eletrões retrodifundidos da superfície 51

Figura 43 – Micrografia SEM de pormenor da superfície de desgaste de Ti6Al4V texturado e revestido com TiO_2 e espetro EDS obtido sobre a zona identificada como Z1 denotando a presença de constituintes representativos do material do osso cortical como o C, Ca, P e Mg..... 52

Figura 44- Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par ZrO_2 não texturada nem revestida -osso bovino na presença de soro fisiológico 53

Figura 45 - Micrografia SEM da superfície não testada de ZrO_2 não texturada nem revestida e correspondente espetro EDS..... 54

Figura 46 - Micrografia SEM da superfície não testada de ZrO_2 não texturada e revestida com ZnO 55

Figura 47 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par ZrO_2 não texturada e revestida com ZnO - osso bovino na presença de soro fisiológico 56

Figura 48 - Micrografia SEM da superfície de desgaste de ZrO_2 não texturada e revestida com ZnO após deslizamento contra osso cortical bovino. 56

Figura 49 - Espetro EDS da superfície de desgaste de ZrO_2 não texturada e revestida com ZnO.... 57

Figura 50 - Micrografia SEM da superfície de desgaste de ZrO2 não texturada e revestida com ZnO assinalando a zona Z1 e espetro e EDS representativo da zona Z1 57

Figura 51 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par ZrO_2 texturada e revestida com ZnO - osso bovino na presença de soro fisiológico 58

Figura 52 - Micrografias SEM da superfície de desgaste de ZrO2 texturada e revestida com ZnO e respetivos espetros EDS: A e B resultados representativos de toda a superfície de desgaste; C e D pormenor da superfície de desgaste e EDS da zona assinalada como Z1..... 59

Figura 53 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par ZrO_2 não texturada e revestida com TiO_2 - osso bovino na presença de soro fisiológico 60

Figura 54 - Micrografia SEM da superfície de desgaste de ZrO_2 não texturada e revestida com TiO_2 e respetivo espetro EDS..... 61

Figura 55 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par ZrO_2 texturada e revestida comTiO_2 osso bovino na presença de soro fisiológico. 62

Figura 56 - Micrografia SEM da superfície de desgaste de ZrO_2 texturada e revestida com TiO_2 e respetivo espetro EDS..... 63

Figura 57 - Micrografias SEM da superfície de desgaste de ZrO_2 texturada e revestida com TiO_2, em eletrões secundários e em eletrões retrodifundidos assinalado na zona Z1 em que se evidencia material aderente com origem na superfície oponente em osso cortical 63

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Propriedades mecânicas do titânio e da liga de titânio Ti6Al4V [49] 23
Tabela 2 - Propriedades dos materiais utilizados [54] 26
Tabela 3 - Lista de materiais analisados 27
Tabela 4 - Condições de teste adotadas para caracterizar o atrito estático e o atrito dinâmico 39
Tabela 5 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para Ti6Al4V jateado e sem qualquer tipo de revestimento 41
Tabela 6 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para Ti6Al4V texturado e revestido com ZnO . 43
Tabela 7 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para Ti6Al4V não texturado e revestido com TiO_2 47
Tabela 8 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para Ti6Al4V com textura e revestido com TiO_2 50
Tabela 9 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para ZrO_2 não texturada nem revestida 53
Tabela 10 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para ZrO_2 não texturada e revestida com ZnO 55
Tabela 11 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para ZrO_2 texturada e revestida com ZnO 58
Tabela 12 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para ZrO_2 não texturada e revestida com TiO_2 60
Tabela 13 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para ZrO_2 texturada e revestida com TiO_2 61
Tabela 14 - Resultados médios obtidos para as amostras testadas 64

Lista de Símbolos

F_a - força tangencial de atrito

F_{ad} - Força de atrito por adesão

F_k - força de atrito cinético ou dinâmico

F_p - força de atrito por deformação plástica

F_s - força de atrito estático

H – dureza

K_{ad} - coeficiente de desgaste por adesão

K_{abr} - coeficiente de desgaste por abrasão

R_a - rugosidade média aritmética

R_q ou RMS - desvio quadrático médio

R_{max} - profundidade máxima de rugosidade

V – volume de material perdido

W – carga normal aplicada

x – distância de deslizamento

μ - coeficiente de atrito

μ_{ad} - coeficiente de atrito devido às forças de adesão

τ_a - resistência média ao corte

pr - pressão de contacto real média

Lista de abreviaturas

ABS - acrilonitrila butadieno estireno

AFM - microscopia de força atómica

ATM - articulação temporomandibular

cpTi - titânio comercialmente puro

EDS - análise química por dispersão de energias

SEM - microscopia eletrónica de varrimento

1. Introdução

1.1. Enquadramento e motivação

As inflamações agudas e crónicas em regiões adjacentes aos implantes e próteses são frequentemente decorrentes do acúmulo de biofilmes contendo bactérias patogénicas. O sucesso a longo prazo dos implantes e próteses depende do estado saudável da mucosa, osso e tecidos conjuntivos circundantes, que pode ser controlado pela fabricação de superfícies com aspetos físico-químicos específicos para evitar a acumulação de bactérias. O potencial antimicrobiano das superfícies pode ser alcançado pela adição de elementos reativos à adesão de bactérias sem, no entanto, promover um resultado tóxico aos tecidos circundantes. Entre diversas propriedades, a resposta ao atrito e a resistência ao desgaste revelam fundamental importância no desempenho clínico de novas superfícies quando submetidas a solicitações complexas (compressão, tração, corte e flexão) decorrentes da mastigação ou da atividade do corpo humano. Contudo, os mecanismos de atrito e desgaste de novos materiais biomédicos para ortopedia e reabilitação oral ainda não são bem conhecidos, particularmente tratando-se de superfícies antimicrobianas para implantes e próteses como é o caso dos filmes finos de óxido de zinco (ZnO) e dióxido de titânio (TiO_2), considerados no âmbito deste trabalho de Dissertação.

Neste estudo são caracterizados tribologicamente revestimentos de filmes finos de ZnO e de TiO_2 depositados por pulverização catódica reativa com magnetron sobre substratos texturados e não texturados de Ti6Al4V e zircónia, com a finalidade de atingir um potencial antimicrobiano.

Este trabalho de Dissertação contou com a infraestrutura do Laboratório de Tribologia e do Laboratório de Materiais Funcionais do departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho.

1.2. Objetivos

O principal objetivo deste trabalho consistiu na caracterização tribológica de superfícies antimicrobianas de revestimentos de filmes finos de ZnO e de TiO_2 depositados sobre substratos texturados e não texturados de Ti6Al4V e zircónia pela realização de testes de deslizamento linear alternativo na geometria pino-placa na presença de soro fisiológico contra osso cortical bovino, procurando mimetizar as aplicações *in vivo*.

Para o efeito, foi avaliado o coeficiente de atrito estático para cada par de superfícies envolvidas no contacto pela realização de testes tribológicos em condições de deslizamento *quasi* estáticas a fim de correlacionar os valores de atrito estático com a estabilização primária durante a colocação de um implante. Foi também monitorizada a evolução do coeficiente de atrito cinético durante o deslizamento e procurou-se correlacionar a resposta de atrito cinético com os processos de degradação (desgaste e possível remoção) dos revestimentos antimicrobianos.

Por fim procedeu-se à caracterizadas das superfícies de desgaste por microscopia eletrónica de varrimento com análise química por dispersão de energias (SEM/EDS) a fim de identificar os mecanismos de desgaste dominantes e de perceber se os filmes que revestem o material de substrato têm capacidade para suportar as condições de deslizamento impostas durante a realização dos testes tribológicos.

2. Estado da Arte e Conceitos Fundamentais

2.1. Tribologia

A tribologia foi oficialmente definida em 1966 como “a ciência e tecnologia das superfícies que interagem em movimento relativo, bem como dos assuntos e práticas relacionadas”, por Jost num relatório de um Comité do Departamento (Ministério) de Educação e Ciência Britânico. O termo tribologia tem origem etimológica no grego, onde "tribos" significa “fricção” e o sufixo "-logia" significa “estudo de” [1]. A tribologia fundamenta-se em vários princípios essenciais, tais como o atrito, o desgaste e a lubrificação [2],

A tribologia abrange diversas áreas do conhecimento, incluindo a engenharia mecânica, a ciência dos materiais, a química e a física de superfícies. Os princípios da tribologia são fundamentais e estão presentes no nosso dia-a-dia de maneiras que muitas vezes não percebemos. Em qualquer atividade básica como escrever, caminhar ou até mesmo conduzir, estamos a aplicar os princípios da tribologia. Um exemplo disso é o uso de rodas ou fluidos lubrificantes para reduzir o atrito, uma prática que os seres humanos adotaram há muitos anos, mesmo sem terem plena consciência científica do que estavam a fazer (Figura 1) [4,5].



Figura 1 – Roda mais antiga do mundo dos anos 3500 a.C, [3]

Com a evolução contínua da ciência e da tecnologia, a tribologia começou a desempenhar um papel cada vez mais crucial no setor industrial. Esta envolve estudos que ajudam a resolver problemas relacionados com a perda excessiva de energia e de materiais, problemas estes que são frequentemente encontrados nos processos de atrito e de desgaste [4].

Nos últimos anos, tem havido um crescente interesse em estudar os mecanismos tribológicos no corpo humano. Este campo de estudo visa desenvolver e aprimorar o desempenho de dispositivos biomédicos artificiais, como próteses e implantes. No âmbito desta nova área de investigação, na década de 1970, Dowson introduziu o termo biotribologia. A biotribologia refere-se ao estudo dos princípios da tribologia aplicados aos sistemas biológicos, explorando como estes conhecimentos podem ser utilizados para melhorar a interação entre materiais artificiais e o corpo humano [6].

A rugosidade das superfícies, o material dos objetos em contacto e a sua forma bem como o ambiente em que estes estão inseridos são fatores influenciadores dos princípios de tribologia. É praticamente impossível criar uma superfície que seja completamente plana, sem a presença de picos e vales. Por isso, mesmo nas superfícies mais lisas, algumas asperidades são sempre detetáveis quando observadas em escala microscópica.

Devido a essas imperfeições, a área real de contacto – que é definida pela quantidade de área ocupada por todos os pontos de contacto efetivo entre as superfícies – tende a ser apenas uma pequena fração da área de contacto aparente. A área de contacto aparente refere-se à área que uma superfície idealmente plana ocuparia. Isto significa que, na prática, a interação entre as superfícies ocorre em áreas muito menores do que a sua aparência sugere (Figura 2) [5].

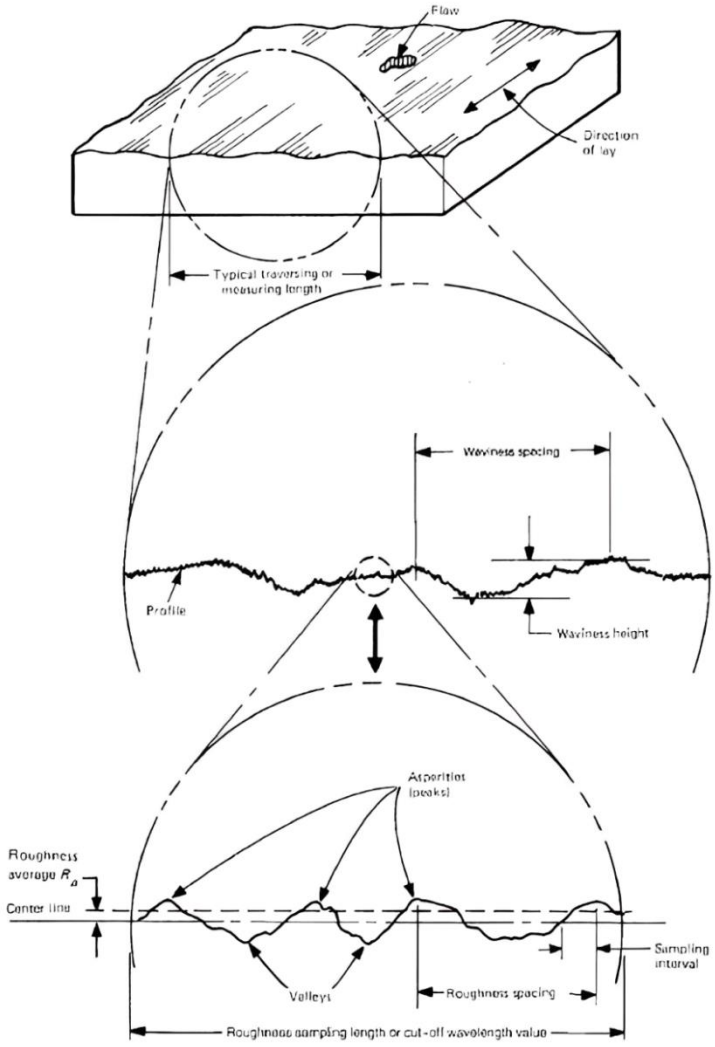


Figura 2 - Representação das asperidades presentes numa superfície [5]

Para estudar a topografia de uma superfície, geralmente é apresentada uma representação tridimensional (3D) de todos os pontos presentes na superfície. Esta representação fornece uma visão detalhada da superfície ao longo de uma única linha ou de uma área composta por vários perfis de linhas paralelas. A medição desses pontos pode ser realizada através de perfilometria com contacto mecânico, utilizando um rugosímetro convencional, ou sem contacto mecânico como sucede nos equipamentos de microscopia confocal ou no caso da microscopia de força atómica (AFM). Embora todas estas técnicas sigam um processo base de medição semelhante, a microscopia de força atómica oferece uma precisão significativamente maior.

Apesar da riqueza de informações que uma exibição 3D dos dados pode fornecer, ela por si só não facilita a comparação quantitativa da topografia das superfícies. Para superar essa limitação, a rugosidade superficial é avaliada por meio de diferentes parâmetros estatísticos, que são extraídos do gráfico 3D previamente gerado.

Entre os parâmetros estatísticos mais frequentemente utilizados para medir a rugosidade superficial estão a rugosidade média aritmética (R_a), o desvio quadrático médio (RMS), também conhecido como R_q, e a profundidade máxima de rugosidade (R_{max}).

O parâmetro R_a representa a média aritmética das variações da altura da superfície em relação à linha média do perfil. Já o parâmetro RMS é calculado como a raiz quadrada da média aritmética das variações verticais em relação a uma linha de referência. Por outro lado, o R_{max} corresponde à distância máxima medida entre o pico mais alto e o vale mais profundo da superfície.

Para melhor compreensão, uma representação gráfica de um perfil de superfície é apresentada na Figura 3 [4,6]. Esta figura ilustra como esses parâmetros são visualizados e medidos num perfil de superfície, fornecendo uma base sólida para análises comparativas e quantitativas da topografia das superfícies.

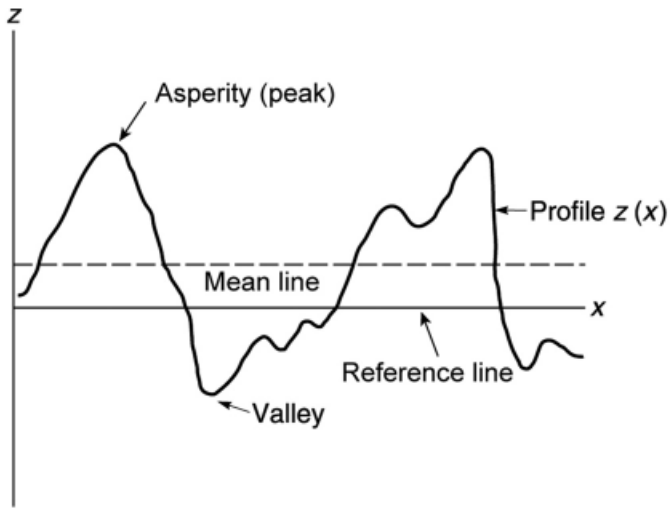


Figura 3 - Representação gráfica de um perfil de superfície [5]

Quando duas superfícies estão em contacto e existe um movimento relativo, estabelecem-se forças tangenciais. Estas forças são conhecidas como forças de atrito e são exercidas no sentido oposto ao movimento relativo entre as superfícies. Assim, o atrito é a resistência ao movimento de deslizamento ou de rolamento (Figura 4) [5,8].

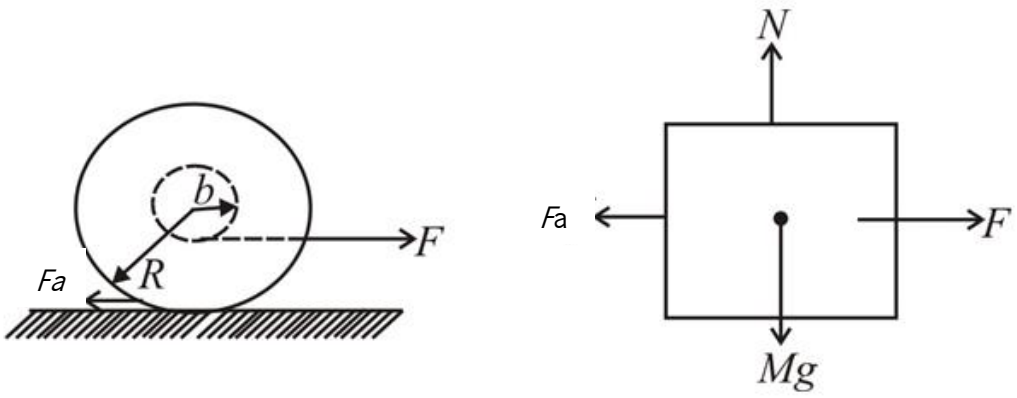


Figura 4 - Força tangencial (F) necessária para vencer a força de atrito, F_a, e iniciar o movimento por: (a) rolamento ou (b) deslizamento [5].

O movimento relativo entre as superfícies pode ocorrer com ou sem um fluido, sendo classificado em atrito fluido ou atrito seco (também conhecido como atrito de "Coulomb"), respetivamente. O atrito fluido ocorre entre camadas de fluido que se deslocam a velocidades diferentes. As forças de atrito que atuam entre superfícies estáticas são designadas por forças de atrito estático, o que significa que a força equivalente à força mínima para iniciar o movimento é normalmente a força de atrito estático máxima (F_s). Por outro lado, a força tangencial necessária para manter o movimento relativo é menor, uma vez que as forças de atrito diminuem assim que o movimento começa, e é chamada de força de atrito cinético ou dinâmico (F_k) (Figura 5) [5].

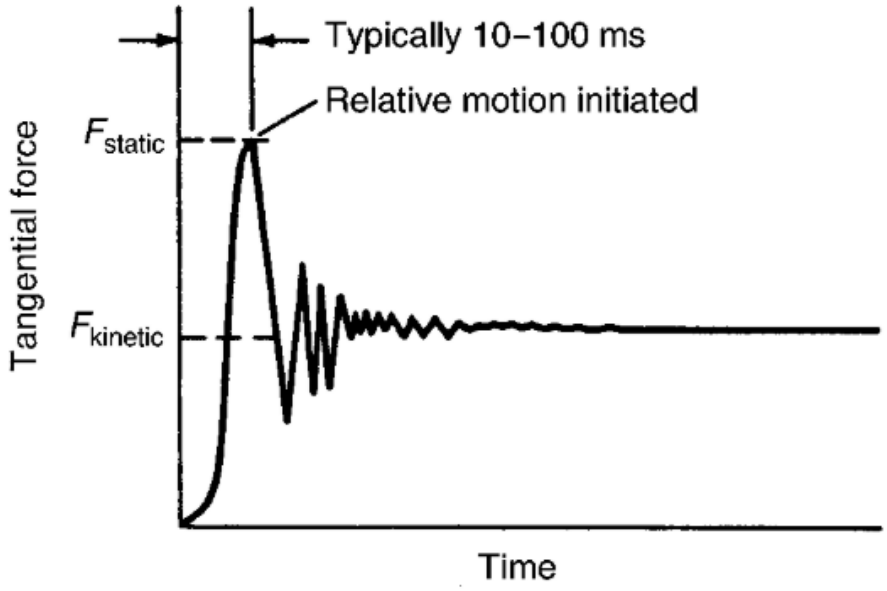


Figura 5- Representação da força de atrito estática e da força de atrito cinético [5].

O atrito de deslizamento obedece às chamadas leis do atrito, sendo que as duas primeiras foram enunciadas em 1699 por Guillaume Amontons com base no estudo feito anteriormente por Leonardo da

Vinci em 1493 [8]. A primeira delas estabelece que a força de atrito (F_a) é proporcional à carga normal (W) e pode ser expressa pela equação (2.1):

$$F_a = \mu \times W \tag{2.1}$$

em que μ é o coeficiente de atrito, uma constante sem dimensão que depende dos materiais em contacto. A segunda lei declara que a força de atrito é independente da área aparente de contacto. Por último, a terceira lei do atrito, enunciada por Coulomb em 1785, estabelece que a força de atrito cinético é independente da velocidade de deslizamento. No entanto, esta terceira lei não é totalmente válida porque, em alguns materiais, como os metais, o coeficiente de atrito cinético diminui com o aumento da velocidade, verificando-se o mesmo efeito no caso dos polímeros. Apesar de algumas exceções apresentadas para alguns materiais em determinadas condições, as duas primeiras leis são cruciais para a compreensão do fenómeno do atrito [8].

De acordo com a teoria de Bowden e Tabor, que é a teoria mais aceite atualmente sobre o atrito de deslizamento, a força de atrito (F_a) tem duas componentes principais: força de atrito por adesão entre as asperidades das superfícies em contacto (F_{ad}) e força de atrito por deformação plástica ou lavragem da superfície mais macia pelas asperidades da superfície mais dura do par (F_p). Assim, este modelo estabelece que a força de atrito resultante (F_a) pode ser obtida pela soma destas duas componentes conforme evidenciado na equação (2.2). Do mesmo modo, coeficiente de atrito pode ser considerado como a soma de duas parcelas: coeficiente de atrito por adesão e coeficiente de atrito por deformação plástica, correspondendo a primeira parcela à chamada componente química do atrito e a segunda parcela à componente mecânica do atrito. Uma comparação esquemática entre estes dois mecanismos está representada na Figura 6 [5,8].

$$F_a = F_{ad} + F_p \tag{2.2}$$

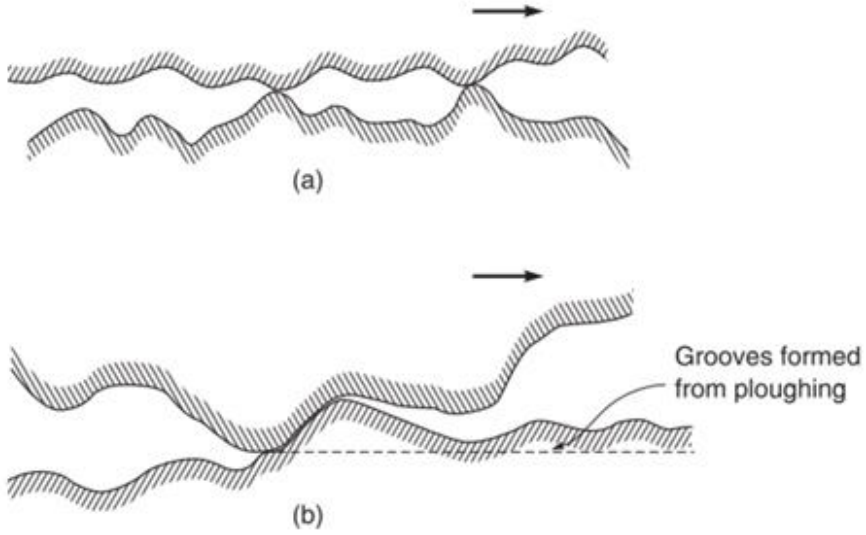


Figura 6 – As duas componentes do atrito por deslizamento: (a) adesão entre asperidades e (b) deformação plástica da superfície mais macia pelas asperidades da superfície mais dura [5].

O mecanismo de adesão (Figura 6 (a)) ocorre devido às forças interatómicas e intermoleculares desenvolvidas entre as duas superfícies em contacto, o que resulta na ligação dos pontos de contacto reais, formando junções. Para iniciar o movimento relativo entre as superfícies, é necessário que uma força tangencial aplicada as rompa. Quando o nível de força tangencial requerido é atingido, a rutura ocorre nos pontos mais fracos da interface ou numa das superfícies e, então, novas junções são formadas. O contacto pode ser predominantemente plástico ou elástico e a área real de contacto é praticamente proporcional à carga normal aplicada. A intensidade da adesão é influenciada pelas propriedades mecânicas e, essencialmente, pela interação química das superfícies de contacto [5,8]. O coeficiente de atrito devido às forças de adesão nas áreas de contacto reais (μ_{ad}) pode ser expresso pelo quociente entre a resistência média ao corte do contacto seco (τa) e a pressão de contacto real média (pr), conforme equação (2.3):

$$\mu ad = \frac{\tau a}{pr} \qquad (2.3)$$

Por outro lado, no mecanismo de deformação plástica (Figura 2.6 (b)), as asperidades do material mais duro podem deixar sulcos no material mais macio através de deformação plástica. Este fenómeno também pode ser causado pelos resíduos soltos de desgaste que se encontrem entre as superfícies de contacto e, por isso, a sua intensidade depende do seu tamanho, forma e dureza, bem como da rugosidade e dureza de ambas as superfícies [5]. A componente do atrito por deformação plástica (μp) pode

ser quantificada pela equação (2.4), a qual deriva de um modelo matemático em que as asperidades da superfície mais dura são consideradas rígidas e cónicas, com um ângulo de semiabertura α.

$$\mu p = \frac{2\cos\alpha}{\pi} \tag{2.4}$$

Como consequência natural do deslizamento entre duas superfícies ocorre inevitavelmente a sua degradação, ou seja, manifesta-se o fenómeno do desgaste. O desgaste pode ser definido como o dano da superfície que conduz à perda de material de uma ou de ambas as superfícies de contacto em movimento relativo. Estas modificações ocorrem devido a fatores mecânicos ou químicos, mas são sobretudo causadas pelas asperidades que interagem nas superfícies em contacto. Em alguns casos, pode ocorrer apenas a deformação do material, o que também é considerado desgaste, uma vez que as propriedades da superfície são alteradas. Tal como o atrito, o desgaste também é útil em algumas tarefas diárias, mas na maioria das aplicações de engenharia é indesejável. Assim, alguns procedimentos técnicos devem ser tomados com o objetivo de minimizar o desgaste de modo a proporcionar aos dispositivos mecânicos um melhor desempenho e uma vida útil mais longa [5,9].

O desgaste pode ser classificado em vários tipos. Entre os mais comuns estão o desgaste adesivo; abrasivo; por fadiga superficial; erosivo e químico (ou tribocorrosivo), sendo os dois primeiros os mecanismos mais frequentes. Mais do que um mecanismo pode ser observado no mesmo ambiente tribológico e, numa fase avançada, o desgaste pode ocorrer devido a mecanismos diferentes daqueles que estavam a causar o desgaste inicialmente [5].

O desgaste adesivo ocorre quando duas superfícies estão em contacto de deslizamento. Através das forças interatómicas e intermoleculares desenvolvidas entre as superfícies em contacto, ocorrem fortes ligações e, como resultado, as forças estabelecidas serão concentradas nos pontos de contacto reais, as asperidades, que eventualmente se unirão. Estas junções com o movimento romper-se-ão e formar-se-ão novas junções. Durante este processo, e dependendo do local onde ocorre a rutura, material de uma superfície pode ser transferido para a outra (Figura 7) [5,9-11]. Normalmente, o volume de material perdido é diretamente proporcional à carga normal aplicada (W) e à distância de deslizamento (x) e inversamente proporcional à dureza (H) da superfície desgastada. Portanto, o volume de material perdido pelo mecanismo de desgaste por adesão (V) pode ser quantificada pela equação (2.5):

$$V = \frac{Kad\,W\,x}{H} \tag{2.5}$$

onde K_{ad} é uma constante de proporcionalidade adimensional designada coeficiente de desgaste por adesão, a qual depende da natureza dos materiais das superfícies de em contacto [5].

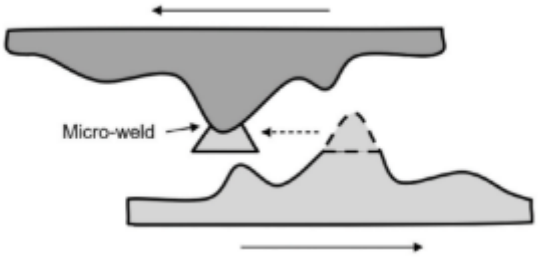


Figura 7 - Representação de desgaste adesivo [5]

O desgaste abrasivo ocorre durante o deslizamento de uma superfície contra outra mais dura ou devido à presença de partículas soltas duras na interface de deslizamento. Assim, podem distinguir-se dois tipos de desgaste por abrasão: é causado pelas asperidades de uma ou ambas as superfícies (abrasão a dois corpos) e a que é causada por partículas soltas de desgaste derivadas de outros mecanismos de desgaste, como a adesão (abrasão a três corpos) (Figura 8). Este mecanismo de desgaste é normalmente caracterizado pela evidência de sulcos paralelos à direção de deslizamento [5,12]. O volume de material perdido pelo mecanismo de desgaste abrasivo (V) pode ser obtida pela equação (2.6):

$$V = \frac{Kabr\ W\ x}{H} \tag{2.6}$$

onde K_{abr} é o coeficiente de desgaste por abrasão, W a carga normal, x a distância de deslizamento e H a dureza da superfície mais macia [4].

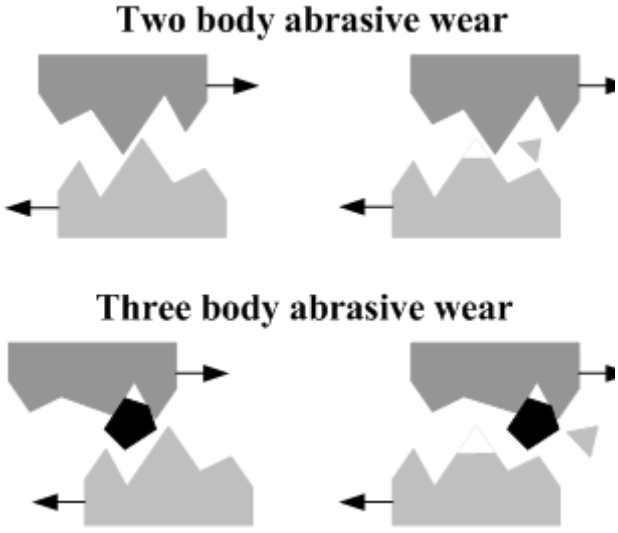


Figura 8 – Os dois tipos de desgaste por abrasão: abrasão de dois corpos e abrasão de três corpos [5].

O desgaste por fadiga superficial ocorre apenas quando é atingido um determinado nível de ciclos contínuos de carga e descarga. Isto pode ocorrer nos contactos de aspereza das superfícies de contacto ou até mesmo em superfícies que são separadas por uma película de fluido durante os processos de deslizamento ou de rolamento. Devido às elevadas tensões cíclicas a que as superfícies estão expostas neste mecanismo, estas entram num processo de nucleação e crescimento de fissuras que culmina com a remoção de grandes fragmentos de material (Figura 9) [5,13].

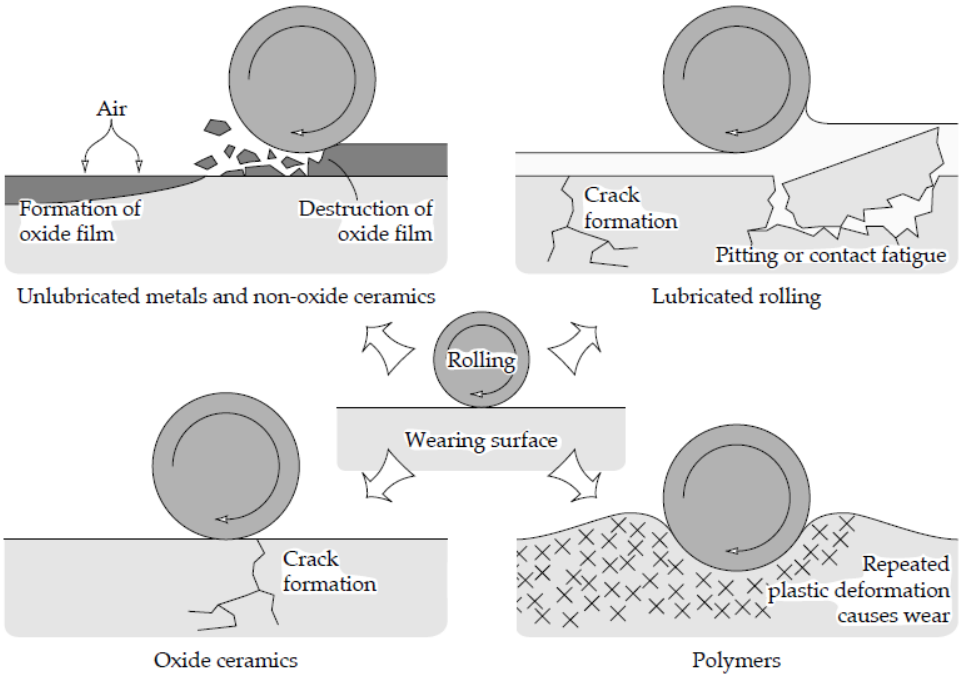


Figura 9 - Representação do desgaste por fadiga [5].

O desgaste erosivo é definido como a perda de material de uma superfície provocada por um fluido em movimento que pode conter partículas sólidas ou pelo impacto de partículas sólidas (Figura 10). Assim, por exemplo, quando as partículas soltas no desgaste a três corpos são arrastadas pelo escoamento de um fluido, o mecanismo que atua deixa de se designar abrasão e passa a ser denominado por erosão [5,11,14,15].

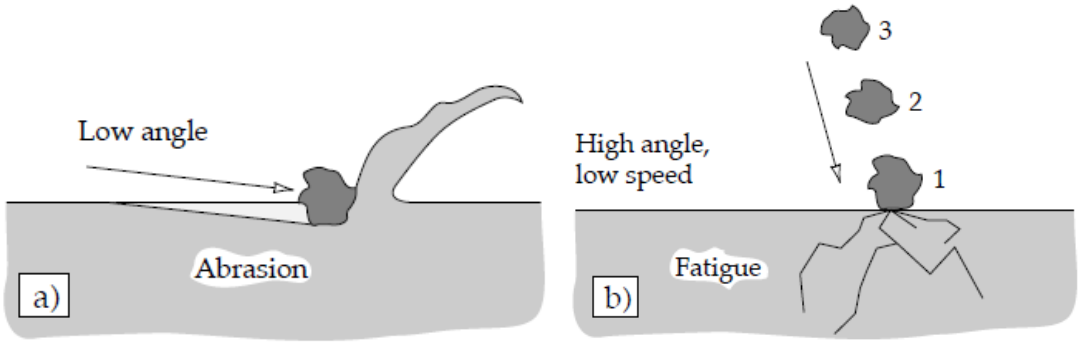


Figura 10 - Representações do desgaste erosivo associado a efeitos distintos: (a) abrasão e (b) fadiga [5].

O desgaste químico ou desgaste corrosivo ou triboquímico, ocorre devido à ação química ou eletroquímica das superfícies com o ambiente. Entre os agentes corrosivos mais comuns encontra-se o oxigénio e, neste caso, o processo é normalmente designado por desgaste oxidativo. O processo de corrosão em condições estáticas envolve a formação de uma fina camada na superfície dos materiais que tem a função de minimizar este processo, porém, uma vez iniciado o deslizamento, a camada é removida, e a corrosão é inevitável [5].

Como referido anteriormente, o atrito e o desgaste que ocorre entre superfícies em contacto, na maioria dos casos, é indesejável. Assim, para minimizar estes fenómenos são frequentemente utilizados lubrificantes, os quais na maioria dos casos são líquidos, mas também podem ser sólidos ou gasosos. A lubrificação consiste na interposição de camadas de uma substância líquida, sólida, gasosa ou uma mistura destas, entre as superfícies em interação tribológica com o objetivo de minimizar ou impedir o contacto direto entre as asperidades de ambas as superfícies. Para obter melhores resultados, tem havido um interesse contínuo no estudo das propriedades dos materiais lubrificantes, sendo que no caso dos lubrificantes líquidos a propriedade física viscosidade é o fator mais importante a ter em conta, principalmente no caso de deslizamento em regime de lubrificação hidrodinâmica. A viscosidade do lubrificante determina não só as perdas por atrito, mas também a geração de calor durante o deslizamento. Assim, em qualquer sistema mecânico lubrificado é de primordial importância uma correta seleção do lubrificante em termos de viscosidade no sentido de otimizar o seu desempenho [5,9,16].

2.2. Biotribologia na cavidade oral

A biotribologia é o estudo do atrito, desgaste e lubrificação em sistemas biológicos. Na cavidade oral, estes processos são fundamentais para funções que vão desde a mastigação e a fala até à manutenção da saúde dentária e da gengiva. Este domínio interdisciplinar integra conhecimentos de biologia, medicina dentária, ciência dos materiais e física para melhorar a compreensão e a gestão da saúde oral [17].

O papel da biotribologia na mastigação e na deglutição é crucial. Durante a mastigação, os dentes são sujeitos a forças repetitivas que podem causar o seu desgaste ao longo do tempo, as quais, no caso de existência de implante, lhe são transmitidas colocando desafios de natureza biotribológica ao nível da interface implante-osso. Os estudos biotribológicos investigam a forma como os materiais dentários naturais, como o esmalte e a dentina, bem como os materiais artificiais utilizados em restaurações e implantes resistem às referidas solicitações. A compreensão destas interações biotribológicas ajuda a conceber materiais dentários e para implantes que imitam a resiliência e a funcionalidade dos dentes naturais ou das interfaces implante-osso, consoante o caso [18-20].

A saliva, um componente vital da cavidade oral, atua como um lubrificante natural. Reduz o atrito entre os dentes e permite movimentos de mastigação mais suaves. A investigação em biotribologia dentária estuda a composição e a eficácia da saliva na minimização do desgaste dentário, que é essencial para manter a integridade e a função dos dentes. As variações na produção e composição da saliva podem afetar a saúde oral, tornando esta área de investigação importante [19].

O desgaste dentário é uma das principais preocupações no domínio da saúde oral. O desgaste excessivo pode levar ao aumento da sensibilidade dentária, à perda de função e a problemas estéticos. A biotribologia dentária ajuda a identificar fatores que contribuem para o desgaste dos dentes, tais como dietas abrasivas, bruxismo (ranger de dentes) e técnicas de escovagem inadequadas. Ao compreender estes fatores, os profissionais de medicina dentária podem desenvolver tratamentos preventivos e de restauração para reduzir o desgaste e prolongar a vida dos dentes naturais [21-22].

O estudo da biotribologia também se estende aos implantes e às próteses. Os materiais utilizados nos implantes dentários e nas próteses têm de ser capazes de suportar o ambiente agressivo da cavidade oral, que inclui tensões mecânicas, níveis de pH variáveis e atividade microbiana. A investigação em biotribologia avalia a durabilidade e a compatibilidade de biomateriais de natureza diversa para melhorar o seu desempenho e longevidade *in vivo*. Esta investigação é essencial para garantir que as restaurações

dentárias e os implantes, sejam eles dentários ou articulares, funcionam eficazmente a longo prazo [17,20].

A nível articular, e diretamente relacionado com a biotribologia dentária, os distúrbios da articulação temporomandibular (ATM) são outra área em que a biotribologia desempenha um papel importante. A ATM é responsável pelo movimento da mandíbula e os problemas de desgaste desta articulação podem causar dor e dificuldade na mastigação. Neste contexto, os estudos biotribológicos examinam o atrito e o desgaste na articulação temporomandibular para desenvolver melhores tratamentos e intervenções para as perturbações da ATM, que no limite podem implicar a substituição da articulação natural por um implante articular temporomandibular [19].

A biotribologia tem aplicações práticas já bem estabelecidas no desenvolvimento de materiais dentários e de materiais para implantes. Os avanços neste campo estão a ajudar a criar biomateriais mais resistentes ao desgaste e com características de atrito favoráveis, seja para restaurações e próteses dentárias, seja para implantes em geral. Estas inovações incluem novas ligas metálicas, materiais cerâmicos e compósitos que imitam de perto quer as propriedades dos dentes naturais quer, consoante o caso, as propriedades requeridas para as diferentes superfícies de um implante articular [18].

Os tratamentos preventivos e de restauração dentária também estão a beneficiar dos conhecimentos biotribológicos [22].

2.3. Implantes dentários

A perda de dentes naturais tem graves efeitos emocionais, psicológicos e sociais, para além dos efeitos físicos e funcionais num indivíduo. Ao longo da história da civilização, a presença de uma dentição completa tem sido valorizada, tanto por razões funcionais como estéticas. Este facto levou as pessoas de todo o mundo, em várias épocas, a substituir os dentes em falta, levando eventualmente à invenção e utilização de implantes dentários.

Por volta de 2500 a.C., os antigos egípcios utilizavam fio de ouro para ajudar a estabilizar os dentes soltos (Figura 11) [27].



Figura 11 - Solução para a fixação de dentes soltos [28]

Já em 2000 a.C., as primeiras versões de implantes dentários eram utilizadas na civilização da China antiga. Eram esculpidas pequenas superfícies de bambu com uma forma parecida com um dente que eram utilizadas para substituir os dentes em falta.

O primeiro caso registado de um dente de substituição feito de metal vem do corpo de um rei egípcio que viveu aproximadamente no ano 1000 a.C. O seu maxilar superior apresenta uma estrutura, em forma de osso, de cobre que, para ser colocada, foi martelada, embora não se sabe ao certo se a cavilha foi colocada durante a sua vida como substituição do dente ou após a sua morte.

Recentes escavações arqueológicas em França descobriram uma sepultura celta com um dente falso feito de ferro que se crê ter sido originário dos anos 300 a.C. No entanto, os especialistas acreditam que é mais provável que este tenha sido martelado no maxilar após a sua morte por razões estéticas, uma vez que a dor da sua instalação durante a vida teria sido insuportável.

Era relativamente comum na história antiga que os dentes perdidos fossem substituídos por dentes de animais ou de outras pessoas. Atualmente, uma cirurgia para colocar tanto um dente de outra pessoa como um dente de animal são proibidas, uma vez que põe em causa a saúde do paciente.

Vários outros materiais foram também encontrados por arqueólogos nos maxilares de crânios antigos, desde gemas raras como o jade até materiais comuns como conchas marinhas (Figura 12) [29].

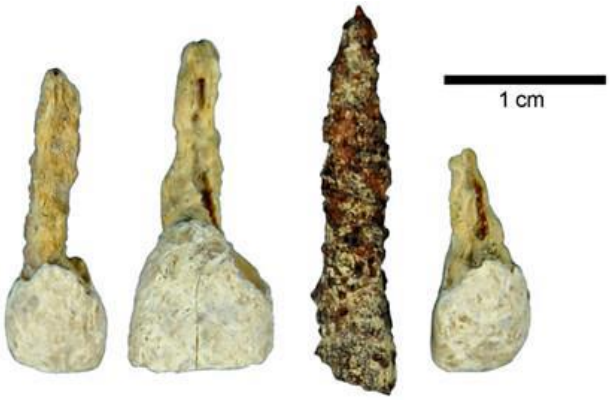


Figura 12 - Exemplares de estruturas modeladas para substituir dentes perdidos encontradas em sepulturas das antigas civilizações [28]

A implantologia é o ramo da medicina dentária que se dedica ao estudo, desenvolvimento e colocação de implantes dentários e as suas técnicas associadas. É considerado como um dos procedimentos cirúrgicos mais seguros e eficazes realizados atualmente e conta com uma elevada taxa de satisfação e confiança por parte dos pacientes.

Os implantes dentários são materiais aloplásticos inertes, colocados no maxilar ou na mandíbula para tratar a perda de dentes e para ajudar na substituição de estruturas orofaciais perdidas em resultado de traumatismos, neoplasias e defeitos congénitos. O tipo mais comum de implante dentário é fixado no osso do paciente e compreende uma unidade de implante única e discreta (as formas mais típicas são em forma de parafuso ou de cilindro, figura 13). O titânio comercialmente puro ou a liga de titânio são os componentes comuns dos implantes dentários. No entanto, os materiais alternativos incluem cerâmicos como o óxido de alumínio e outras ligas.



Figura 13 - Implante dentário [30]

Para além do implante, a substituição de um dente natural requer mais dois componentes. Quando se trata de implantes dentários, os pilares são os heróis desconhecidos que desempenham um papel fundamental no sucesso da sua restauração. Apesar de pequenos, são componentes cruciais e funcionam como conectores entre o implante dentário e a restauração final, quer se trate de uma coroa dentária, ponte ou prótese. Estes são essenciais para alcançar uma estabilidade, funcionalidade e estética que caracteriza uma restauração dentária. Na figura 14, temos a representação de vários pilares utilizados.

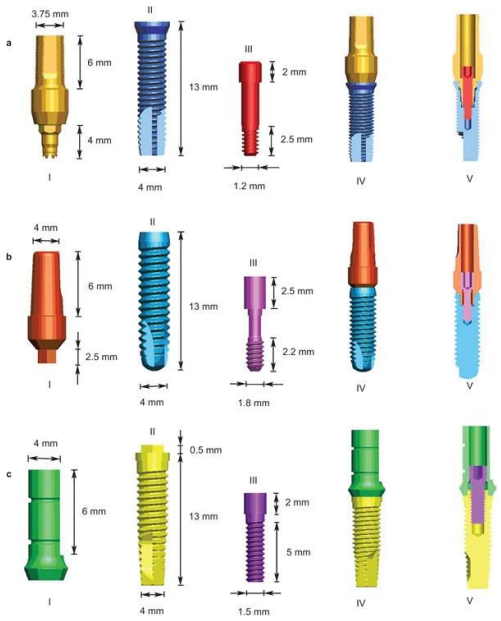


Figura 14 - Diferentes tipos de Pilares [31]

Como complemento do implante existe a coroa, para substituição de um dente, uma ponte para substituição de vários dentes e as próteses dentárias removíveis, como representado na figura 15.

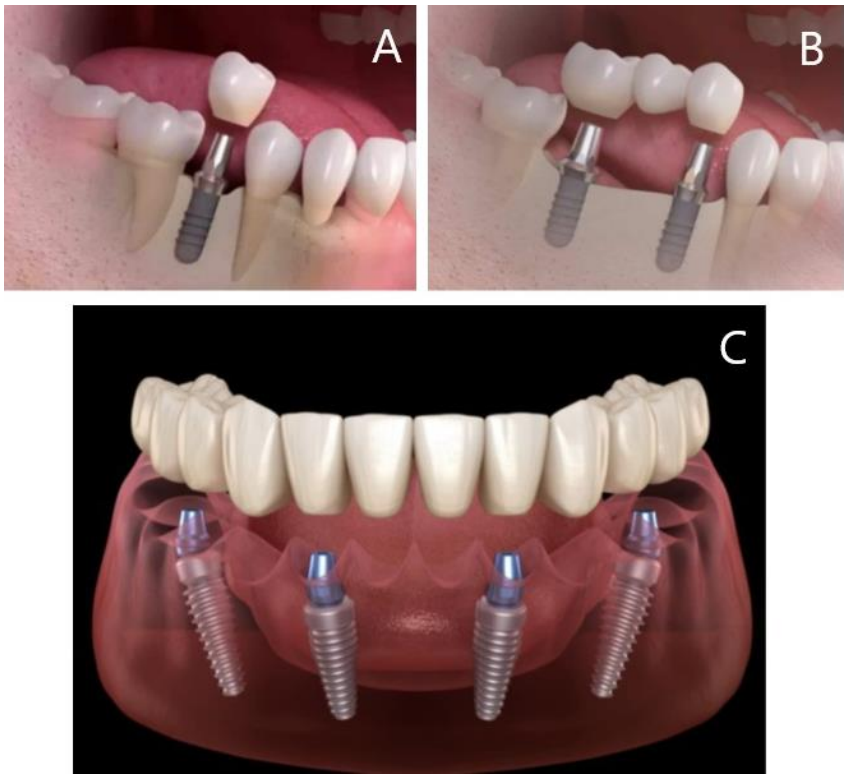


Figura 15 - (A) - Coroa, (B) - Ponte (C) - Prótese utilizados na finalização da substituição dentária.

2.4. Propriedades de um implante dentário

2.4.1. Propriedades de tração

Módulo de Young

Deve ser selecionado um material de implante com um módulo de elasticidade comparável ao do osso (18 GPa) para assegurar uma distribuição mais uniforme da tensão ao longo do implante e para minimizar o movimento relativo na interface implante-osso [32].

Resistência à tração, à compressão e ao corte

Um material de implante deve ter uma elevada resistência à tração e à compressão para evitar a fratura e melhorar a estabilidade funcional. Uma melhor transferência de tensão do implante para o osso aumenta a resistência ao corte interfacial e reduz as tensões no interior do implante [33,34].

Resistência ao escoamento e resistência à fadiga

Um material de implante deve ter uma elevada resistência ao escoamento e à fadiga para evitar a fratura frágil sob carga cíclica [35].

Ductilidade

De acordo com a American Dental Association, é necessário um mínimo de 8% de ductilidade para um implante dentário. A ductilidade no implante é necessária para contornar e moldar um implante.

Dureza e resistência à fratura

O aumento da dureza reduz a incidência de desgaste do material do implante e o aumento da tenacidade evita a fratura dos implantes [36,37].

2.4.2. Rugosidade da superfície

As superfícies dos implantes são classificadas de acordo com vários critérios, tais como a rugosidade, a textura e a orientação das irregularidades [38,39]. A rugosidade é uma medida das variações de relevo numa superfície. Esta característica é importante, uma vez que, quanto maior for a rugosidade de uma superfície, menor vai ser a sua área de contacto. Como quanto maior for a área de contacto entre implante e osso, melhor será a capacidade de fixação, tornando-se importante minimizar a rugosidade das superfícies. Wennerberg e os seus colaboradores [45] estabeleceram uma classificação das superfícies dos implantes de acordo com a sua rugosidade como “minimamente rugosas” (0,5-1 μm), “medianamente rugosas” (1-2 μm) e “rugosas” (2-3 μm).

2.4.3. Biocompatibilidade

A biocompatibilidade é a capacidade que um material tem de interagir adequadamente com um sistema biológico, sem provocar danos ou rejeição. Esta característica apresenta-se como crucial na produção de impantes dentários, uma vez que é importante que o material.

2.4.4. Corrosão e resistência à corrosão

A corrosão metálica é a transformação de um material ou liga metálica pela sua interação química ou eletroquímica num determinado meio de exposição Este processo resulta na formação de produtos de corrosão e libertação de energia. No caso dos implantes dentários, observam-se os seguintes tipos de corrosão.

Corrosão em fendas: ocorre numa região estreita, como a interface implante-parafuso osso. Quando os iões metálicos se dissolvem, podem criar um ambiente local com carga positiva na fenda, o que pode proporcionar corrosão na fenda [40].

Corrosão por picadas: este tipo de corrosão, também conhecido por corrosão por pitting, ocorre num implante com uma pequena fossa superficial. Nesta cavidade, os iões de metal dissolvem-se e combinam-se com iões de cloreto. A corrosão por pitting resulta num aumento da rugosidade da superfície devido à formação de pits.

Corrosão galvânica: é causada por diferenças nos gradientes elétricos entre os constituintes de um implante. A combinação de saliva com os iões libertados constitui um perigo para o sucesso do implante, podendo levar a falhas ou outros problemas relacionados com o osso .

Corrosão eletroquímica: é causado pela presença de um eletrólito, geralmente a saliva e provoca a oxidação do metal, resultando na sua degradação. Geralmente, os materiais utilizados em implantes dentários são revestidos com um óxido para prevenir este tipo de corrosão.

Importância clínica da corrosão

Os matérias utilizados para este tipo de aplicações devem ser resistentes à corrosão, uma vez que esta pode provocar o aumento da rugosidade da superfície, na libertação de iões, reações tóxicas e no enfraquecimento da restauração dentária. Podem ainda provocar descolorações ou reações alérgicas por parte dos tecidos adjacentes ao implante e pôr em causa a saúde dentária do paciente [40-42].

2.5. Materiais utilizados em implantes dentários

2.5.1. Titânio e ligas de titânio

O titânio tem um bom historial como material de implante e este sucesso com os implantes de titânio é atribuído à sua excelente biocompatibilidade devido à formação de uma camada de óxido estável na sua superfície [43,44]. O titânio comercialmente puro (cpTi) é classificado em 4 graus, que diferem no seu teor de oxigénio. O grau 4 tem o teor de oxigénio mais elevado (0,4%) e o grau 1 o mais baixo (0,18%). As principais diferenças entre graus do cpTi prendem-se com a quantidade de impurezas, presentes em quantidades muito reduzidas, mas que alteram as características mecânicas do material. A estrutura cristalina hexagonal do Ti é denominada de fase α. Ao ser aquecido a temperaturas de 883°C, há uma restruturação da rede cristalina, passando de uma rede cristalina hexagonal compacta para uma rede cúbica de corpo centrado, denominado de fase β, ou seja, o Ti é um metal dimórfico (abaixo de 882,5 °C existe como fase α e acima desta temperatura muda da fase α para a fase β).

Para além das características mecânicas que este material apresenta, como a compatibilidade do seu módulo de elasticidade com o do osso, o Ti é reativo, sendo que forma, espontaneamente, uma densa película de óxido na sua superfície, Tem uma capacidade de reparação instantânea em caso de dano, e é resistente ao ataque químico [33,44-47].

Apesar do titânio ter características mecânicas muito boas, pode ainda ser combinado com mais elementos químicos para atingir um nível de otimização mais elevado. Alguns dos elementos com os quais o titânio pode reagir e beneficiar são a Ag, Al, Ar, Cu, Fe, Ur, V e Zn, sendo assim formadas ligas de titânio. Estas ligas apresentam-se em três formas: alfa (α), beta (β) e alfa-beta (α- β) e são formados quando o titânio puro é aquecido e arrefecido com os elementos Al e V. Estes elementos químicos vão funcionar como estabilizadores e são utilizados em diferentes concentrações. Por um lado, o alumínio funciona como estabilizador da fase alfa, aumentando a resistência mecânica da liga e diminuindo o seu peso. O vanádio atua como um estabilizador da fase beta. A temperatura a que existe a transformação entre a fase gama e a fase beta do titânio puro altera-se com a adição destes dois elementos, indo para uma gama de temperaturas diferentes. Nesta gama de temperaturas estamos num momento bifásico, em que temos presente a fase alfa e a fase beta. Para aumentar ainda mais a resistência mecânica da liga pode também ser feito um tratamento térmico.

As ligas metálicas mais utilizadas em implantes dentários são ligas na forma α- β, sendo que a mais comum apresenta 6% de Al e 4% de Va (Ti6Al4V) [33,48]

Como desvantagens do titânio, existem problemas estéticos devido à cor cinzenta deste metal, que é mais acentuada quando a situação dos tecidos moles não é ótima e o escuro transparece através da mucosa fina.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas do titânio e da liga de titânio Ti6Al4V [49]

Metal	Tensile strength (MPa)	Yield strength	Elongation(%)	RA(%)	Modulus (GPa)	Fase
Titânio grau 1	240	170	20	30	102,7	α
Titânio grau 2	345	275	20	30	120,7	α
Titânio grau 3	450	280	18	30	103,4	α
Titânio grau 4	550	485	15	25	104,1	α
Ti-6Al-4V	860-965	795-875	10-15	25-47	101-110	α+β

2.5.2. Materiais cerâmicos

A boa resistência, condutividade térmica e elétrica muito baixas e a apresentação de um comportamento inerte fez dos materiais cerâmicos uma solução muito utilizada em dispositivos de implantes cirúrgicos, mas algumas propriedades, como a baixa ductilidade e a sua fragilidade tem vindo a limitar a sua utilização [28]. Como exemplo de aplicação de implantes produzidos a partir de materiais cerâmicos temos os implantes dentários do tipo placa radicular ou endosteal e pino. Estes implantes são normalmente produzidos a partir de cerâmicos de alto desempenho, como os óxidos de alumínio (Al2O3) ou a zircónia (ZrO2) que conseguem aliar as suas características (os valores de resistência à tração, compressão e flexão excedem entre 3 e 5 vezes os valores de um osso compacto, elevado módulo de elasticidade e resistência à fratura e fadiga), conduzindo a uma solução muito viável para a utilização pretendida [38].

Zircónia

A zircónia foi utilizada pela primeira vez em próteses dentárias com implantes endósseos no início da década de 1990. Cranin e colegas publicaram a primeira investigação sobre a zircónia em 1975. Os implantes cerâmicos foram introduzidos para melhorar a osseointegração e a redução da acumulação de placa. Apresentou benefícios no que toca à gestão dos tecidos moles e à forma como era visto esteticamente. Como apresentou vantagens significativas, foi levada para frente a sua utilização e foi assim considerado como sendo uma alternativa aos implantes dentários de titânio [50]. A estrutura polimórfica da zircónia existe em três tipos de formas cristalinas, M (Monocíclico), C (Cúbico) e T (Tetragonal), adquirindo uma estrutura monocíclica à temperatura ambiente, uma fase tetragonal a 1170℃ e cúbica a 2370℃. À temperatura ambiente, estas fases são instáveis e partem-se em pedaços no arrefecimento. A forma C da zircónia pura pode ser estabilizada pela adição de CaO, MgO e Y2O3, resultando num material multifásico denominado zircónia parcialmente estabilizada (PSZ), que combina as fases cúbica, monoclínica e tetragonal por ordem de importância. Os policristais de zircónia tetragonal (TZP) contendo apenas a fase tetragonal podem ser obtidos por adição de ítrio à temperatura ambiente. A TZP estabilizada com ítrio tem baixa porosidade, alta densidade, alta resistência à flexão e à compressão e é adequada para aplicações biomédicas [51].

2.6.4 Liga de titânio e zircónio

As ligas de titânio e zircónio, com 13%-17% de zircónio (TiZr1317) têm melhores propriedades mecânicas, tais como maior resistência à elongação e à fadiga, do que o titânio puro. O crescimento dos osteoblastos, que é essencial para a osseointegração, não é inibido pelo titânio e pelo zircónio. A. Straumann desenvolveu para satisfazer as necessidades dos implantologistas dentários e para ser 50% mais forte do que o titânio puro. Quando submetido a um jato de areia e gravado com ácido, o TiZr1317 com uma estrutura monofásica produz uma superfície topograficamente idêntica à dos implantes de titânio puro. Devido às suas propriedades mecânicas superiores, o TiZr1317 pode ser utilizado para fabricar implantes finos e componentes de implantes que podem ser sujeitos a cargas elevadas, dado que o material tenha uma boa biocompatibilidade semelhante à do titânio puro [51].

2.6.5 Revestimentos antibacterianos

A adesão microbiana às superfícies dos materiais é um problema grave, não só do ponto de vista de saúde como também do ponto de vista económico. No contexto industrial, quando ocorre adesão micro-

biana às superfícies de dispositivos e equipamentos, além de problemas sanitários que podem ter consequências gravíssimas para a saúde pública caso se manifeste um surto infecioso, ocorre também a redução da eficiência das próprias instalações industriais, nomeadamente pelas paragens não programadas a fim de proceder à inevitável descontaminação das superfícies afetadas. Por outro lado, em ambientes hospitalares/clínicos ou no caso de superfícies de dispositivos médicos como os implantes, as infeções relacionadas com fatores microbianos e bactérias são um importante fator de risco para complicações pós-operatórias, associadas a taxas de mortalidade elevadas. O *Staphylococcus aureus* é um exemplo de uma espécie que tem desenvolvido gradualmente resistência a fármacos como a penicilina (anos 50) meticilina (década de 1980) e vancomicina (2004).

Para a minimização do risco de adesão microbiana uma das formas mais eficazes de o conseguir consiste no recurso a superfícies com revestimentos com propriedades antimicrobianas. No contexto dos implantes, a principal função deste tipo de revestimentos é proteger os tecidos moles de bactérias que se possam fixar nas superfícies destes dispositivos biomédicos. Assim, os filmes finos com propriedades antimicrobianas, como é o caso do dióxido de titânio (TiO_2) e de óxido de zinco (ZnO), impedem a fixação das bactérias e ajudam a promover uma melhor saúde aos pacientes, assim como impedem a libertação de partículas do implante para o utilizador, Figura 16.

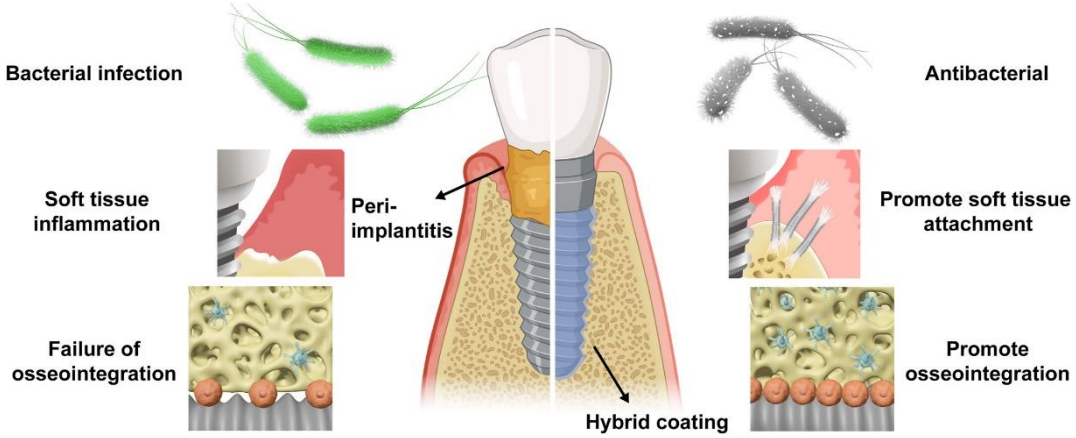


Figura 16 - Representação esquemática dos problemas associados aos implantes dentários [53]

3. Materiais e Procedimentos Experimentais

3.1. Materiais

3.1.1. Materiais de base

Para a realização de um teste tribológico de deslizamento linear alternativo torna-se necessário colocar em contacto um provete do material a caracterizar e um outro provete como superfície oponente, o qual pode ser do mesmo material ou de material distinto, devendo o par de materiais ser representativo da aplicação prática em causa. No presente estudo, os materiais a caracterizar consistiram em amostras de materiais para implantes e para material oponente foi considerado osso cortical de bovino. Assim, foram caracterizados tribologicamente uma liga de Titânio (Ti6Al4V) e um material cerâmico (Zircónia), cujas propriedades se encontram na tabela 2.

Tabela 2 - Propriedades dos materiais utilizados [54]

Propriedades	Ti6Al4V	Zircónia
Densidade (g/cm^3)	4,5	6,05
Bending strenght (Mpa)	620	1100
Young's Modulus	115	240
Micro-hardness (HV)	333	1250
Fracture thoughness ($Mpa*m^{1/2}$)	-	9

Estes materiais de base foram considerados na condição de não revestido e de revestido, com e sem textura, totalizando 7 amostras diferentes conforme apresentado na Tabela 3. A escolha da liga de titânio e da zircónia deveu-se ao facto destes materiais serem representativos dos biomateriais mais utilizados atualmente em implantes.

Tabela 3 - Lista de materiais analisados

Material base	Revestimento	Textura
Liga Titânio (Ti6Al4V)	Dióxido de titânio (TiO_2)	Com textura
		Sem textura
	Óxido de zinco (ZnO)	Com textura
Zircónia (ZrO_2)	Dióxido de titânio (TiO_2)	Com textura
		Sem textura
	Óxido de zinco (ZnO)	Com textura
		Sem textura

Os discos de zircónia foram preparados por compressão a frio para serem texturados a laser. A compactação por pulverização de 3 mol% Y-TZP (TZ-3YSB-E™, TOSOH Co., Tóquio, Japão) do pó seco foi realizada num molde cilíndrico de aço com um diâmetro interno de 8 mm e 30 mm de altura, com uma pressão de 200 MPa durante 30 s. Depois disso, a pressão foi libertada uniformemente para produzir discos de zircónia com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. A textura dos discos de zircónia foi realizada utilizando o laser Nd:YAG (OEM Plus, SISMA, Itália), com uma potência de saída de 6 W, um tamanho de ponto de 3 μ m e uma largura de impulso de aproximadamente 35 ns. Foi utilizada uma unidade de focagem com uma lente de quartzo fundido com uma distância focal nominal de 160 mm, um comprimento de onda de 1,064 μm e uma energia de impulso máxima de 0,3 mJ/pulso. Por fim, foi utilizado um jato de ar entrançado para remover quaisquer detritos produzidos durante o processamento a laser [54]. Os discos da liga de Ti6Al4V com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura foram cortados a partir de uma barra comercial de liga fundida adquirida à Titanium Products Ltd (Reino Unido) e texturados a laser utilizando um laser Nd:YAG (OEM Plus, Itália). Tal como nos discos de zircónia, foi utilizada uma unidade de focagem com uma lente de quartzo fundido com uma distância focal nominal de 160 mm, um comprimento de onda de 1,064 μ m e uma energia de impulso máxima de 0,3 mJ/pulso em atmosfera de árgon. A duração do processo de varrimento foi de cerca de 6 minutos em cada experiência.[55]

Algumas amostras de ambos os materiais, com e sem textura, foram revestidas por dióxido de titânio (TiO2) ou por óxido de zinco (ZnO), possuindo estes revestimentos propriedades antimicrobianas. Por um lado, as películas de revestimento de ZnO foram depositadas por pulverização catódica reativa e

wafers de silício num alvo de zinco onde foi aplicada uma corrente DC de 1A, onde o plasma era constituído por um fluxo fixo muito baixo de árgon e um fluxo de O2 [50]. Por outro lado, a camada de TiO2 que reveste as amostras foi produzida utilizando também o mesmo método, onde nanopartículas de prata e ouro foram pulverizadas numa matriz de TiO2 [53].

Distintas texturas foram consideradas nos dois materiais de base, tendo sido produzidas por laser ou por jateamento com areia.

A todos os provetes dos materiais a caracterizar foi dada a forma de pastilha circular, com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, conforme exemplificado na Figura 17.

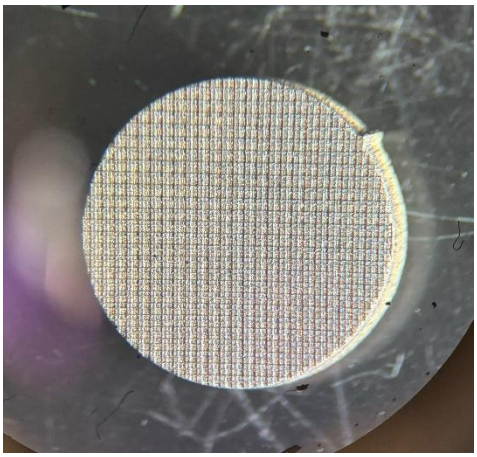


Figura 17 - Provete de Ti6Al4V na forma de pastilha, texturado e com revestimento.

Revestimentos de dióxido de titânio (TiO_2) e de óxido de zinco (ZnO)

Os revestimentos antibacterianos à base de TiO_2 e de ZnO foram obtidos no Laboratório de Física de Materiais e Tecnologias Emergentes (LaPMET) da Universidade do Minho sobre substratos não texturados e texturados de liga de titânio (Ti6Al4V) e de zircónia. As texturas com padrão geométrico, como exemplificado na Figura 17, foram produzidas por laser. A textura rugosa sem padrão geométrico foi produzida por jateamento com areia. Em qualquer dos casos, a textura previamente produzida sobre as superfícies dos materiais de base foi integralmente replicada nas superfícies revestidas, dado tratar-se de filmes finos. Contudo, segundo a literatura [57, 58], o revestimento de dióxido de titânio tem uma espessura muito inferior à do revestimento de óxido de zinco, o que foi também qualitativamente confirmado no âmbito do presente trabalho por caracterização SEM/EDS.

3.1.2. Osso cortical bovino

Os materiais para implantes caracterizados tribologicamente no âmbito deste estudo foram testados contra osso cortical bovino, o que implicou a extração de amostras a partir de ossos da tíbia de bovino e a sua posterior preparação de modo a proporcionar condições de contacto adequadas durante o deslizamento linear alternativo contra a superfície oponente. As tíbias foram recolhidas frescas num talho no dia em que foram rececionadas do matadouro, procedendo-se de imediato à extração de amostras, as quais foram mantidas refrigeradas em frigorífico durante os períodos de tempo que mediaram a preparação das amostras e a montagem no tribómetro.

3.1.3. Soro fisiológico

Como em estudos anteriores [59], foi utilizado soro fisiológico como lubrificante para os testes tribológicos. O soro fisiológico é composto por uma solução aquosa de cloreto de sódio (9%).



Figura 18 - Soro fisiológico utilizado durante os ensaios

3.2. Procedimentos experimentais

3.2.1. Preparação e montagem dos provetes em osso cortical bovino

Para a preparação dos provetes em osso cortical bovino procedeu-se numa primeira fase à a extração de diversos segmentos de tíbia usando um disco de corte de carboneto de silício (SiC) refrigerado por um óleo de corte solúvel, normalmente usado na preparação de amostras metalográficas. Seguidamente, com recurso ao mesmo disco de corte e ao mesmo líquido refrigerante, cada segmento foi reduzido à geometria e às dimensões compatíveis com a montagem no tribómetro. Na Figura 19A mostra-se o aspeto da parte sobrante de uma tíbia bovina fresca evidenciando a secção resultante de corte transversal após a extração de diversos setores de osso e na Figura 19B evidencia-se um setor de osso montado no dispositivo de fixação usado para os sucessivos cortes até à geometria e dimensões finais do provete em osso cortical bovino.

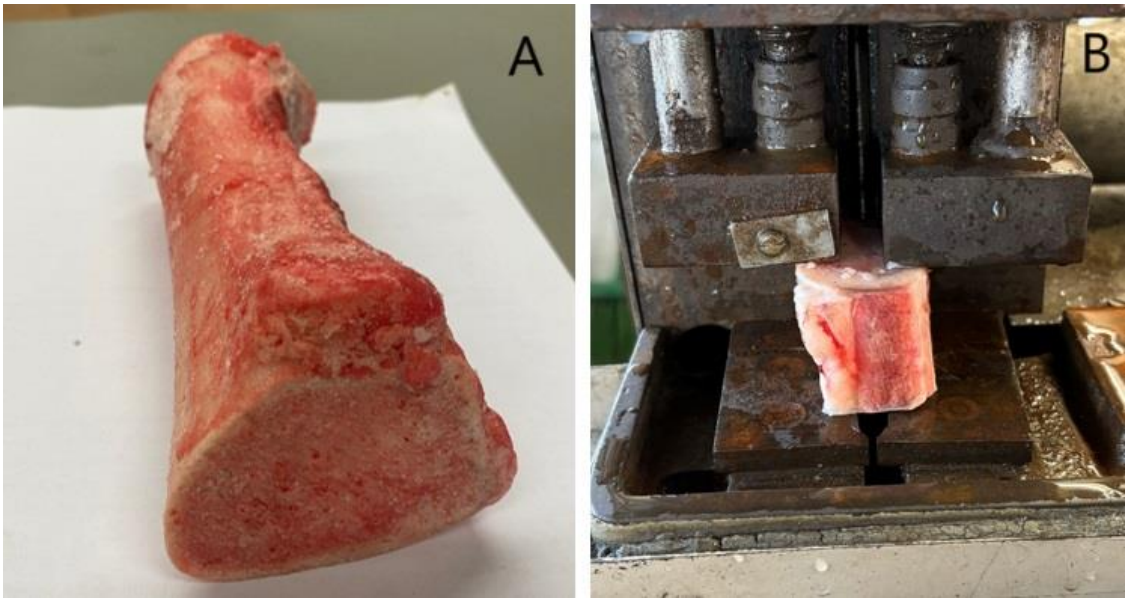


Figura 19 – (A)- Parte sobrante de uma tíbia de bovino após extração de diversos segmentos de osso para obtenção de provetes em osso cortical. (B) - Setor de osso montado no dispositivo de fixação usado para permitir sucessivos cortes até à obtenção da geometria e dimensões finais dos provetes em osso cortical.

Uma vez reduzidos os provetes em osso às dimensões adequadas (30 mm x 46 mm), procedeu-se ao polimento da superfície cortical destinada ao contacto tribológico

O polimento seguiu um conjunto de procedimentos previamente estabelecidos e descritos seguidamente. Foi realizado no equipamento de preparação de amostras presente no laboratório de Metalurgia e Tratamentos Térmicos do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho, figura 20.



Figura 20 - Equipamento utilizado para o polimento das amostras de osso cortical bovino

Foi utilizada água durante todo o processo de polimento, para que o cheiro intenso que o osso libertava fosse suavizado.

Numa primeira fase foi utilizada uma lixa de granulometria 150 com um tempo de polimento de, aproximadamente, 3 minutos, até ser obtida uma superfície relativamente lisa. De seguida, a amostra de osso cortical bovino foi polida com uma lixa de granulometria 500 durante aproximadamente 1 min e, por fim,foi utilizada uma lixa de granulometria 800 durante 30 segundos para poder dar um acabamento superficial o mais rigoroso e liso possível. O principal objetivo deste polimento foi a obtenção de uma superfície de osso cortical com um grau de acabamento controlado e relativamente lisa contra a qual iriam ser testadas as amostras em estudo à base de liga de Ti6Al4V e zircónia. Na Figura 21 apresenta-se o aspeto de um provete em osso cortical evidenciando a superfície polida pronta para ser usada no teste tribológico.



Figura 21 - Provete em osso cortical bovino evidenciando a superfície polida pronta para o teste tribológico

Após finalizada a preparação do osso, este era congelado para que pudesse ser preservado até à montagem no tribómetro.

Atendendo à especificidade e dimensões dos provetes em osso cortical, foi necessário projetar e construir um dispositivo constituído por duas peças para permitir a fixação à mesa oscilante do tribómetro e a realização dos testes em presença de um fluido lubrificante. Foi assim desenhado um suporte para fixação ao tribómetro, com furações compatíveis para essa fixação através de parafusos, o qual possui

uma cavidade retangular destinada a receber por encaixe, mediante ajustamento com um ligeiro aperto, um segundo suporte, mais simples, contendo o provete em osso cortical. Mostra-se na Figura 22A a modelação final do suporte projetado para fixação à mesa do tribómetro. Na Figura 22B apresenta-se a modelação do segundo suporte, destinado à fixação do osso cortical e a ser montado por encaixe no primeiro suporte.

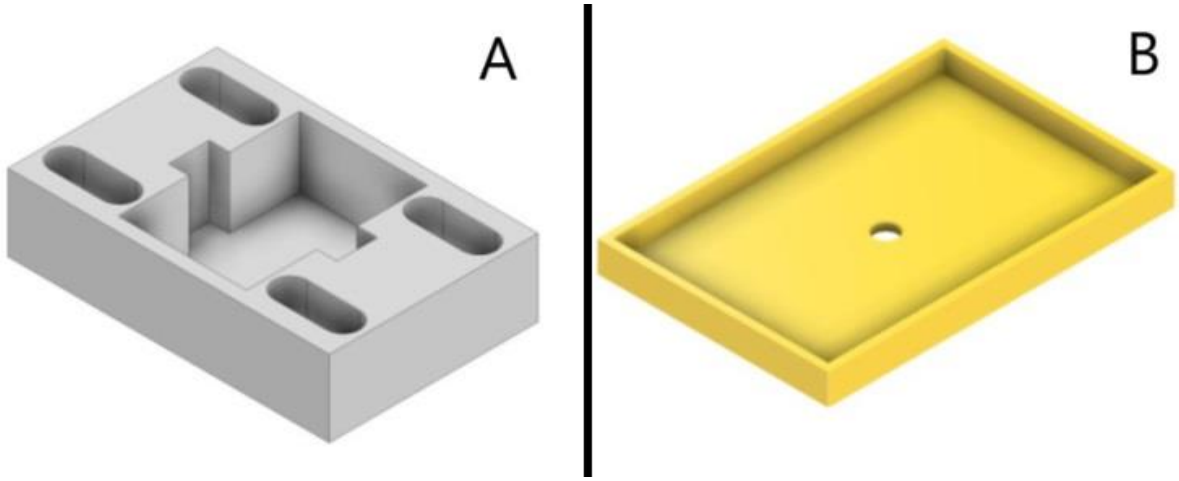


Figura 22 – (A) - Modelação do suporte projetado para fixação à mesa do tribómetro. (B) - Modelação do suporte para fixação do provete em osso cortical

Os desenhos técnicos dos suportes cujos modelos aqui se apresentam, encontram-se detalhados no Anexo 1 e 2.

Ambos os modelos foram produzidos por impressão 3D, tendo sido usada uma impressora Ultimaker 3d (figura 23). Esta impressora trabalha com ficheiros ".stl", sendo que os ficheiro tiveram de ser exportados diretamente do Autodesk Inventor nesse formato. De seguida foi utilizado o programa da impressora, Ultimaker Cura 4.13.1 para programar toda a impressão e definir os parâmetros de impressão.



Figura 23 - Impressora Ultimaker 3, utilizada para a impressão dos suportes

Para a impressão dos suportes foi definida uma espessura de parede de 0,2 mm e uma densidade de material de 100%, para que não houvesse qualquer possível fuga de soro fisiológico no decorrer dos testes, sendo que o material utilizado para a impressão dos suportes foi o plástico ABS. Na figura 24 podemos ver o momento da impressão dos suportes para fixar o osso.



Figura 24 - Impressão dos suportes na impressora 3d Ultimaker

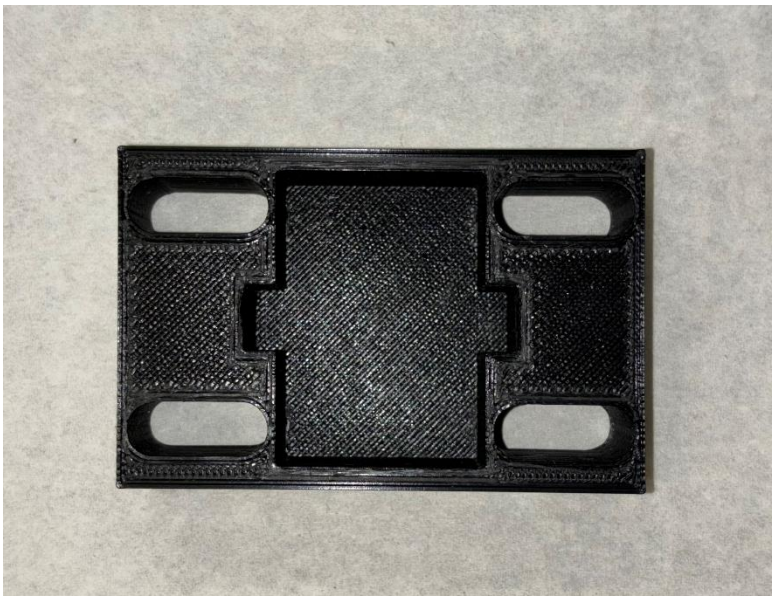


Figura 25 - Suporte para fixação ao tribómetro produzido por impressão 3D

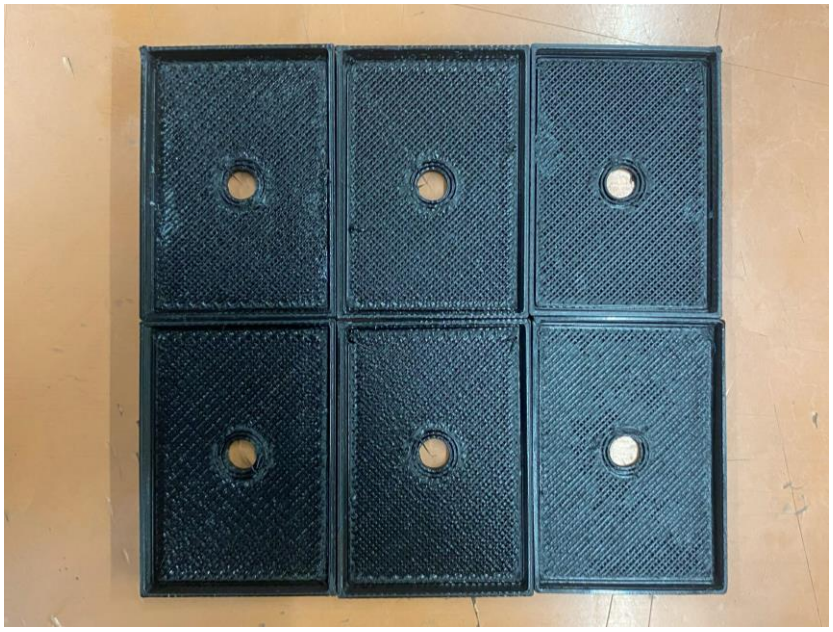


Figura 26 - Suportes para fixação dos provetes em osso obtido por impressão 3D

Após a impressão das peças de suporte de fixação ao tribómetro, figuras 25 e 26, surgiram alguns problemas no que diz respeito à retenção do fluido lubrificante, dado que ambas as peças apresentavam alguma porosidade e ocorria derrame de fluido, embora em pequena quantidade. Este problema acabou por ser solucionado pela vedação conseguida através do envolvimento da superfície exterior do suporte com película de papel de alumínio, conforme se exemplifica na Figura 27, onde o dispositivo constituído pelos dois suportes encaixados contém um provete em osso e está pronto para ser montado na mesa oscilante do tribómetro.

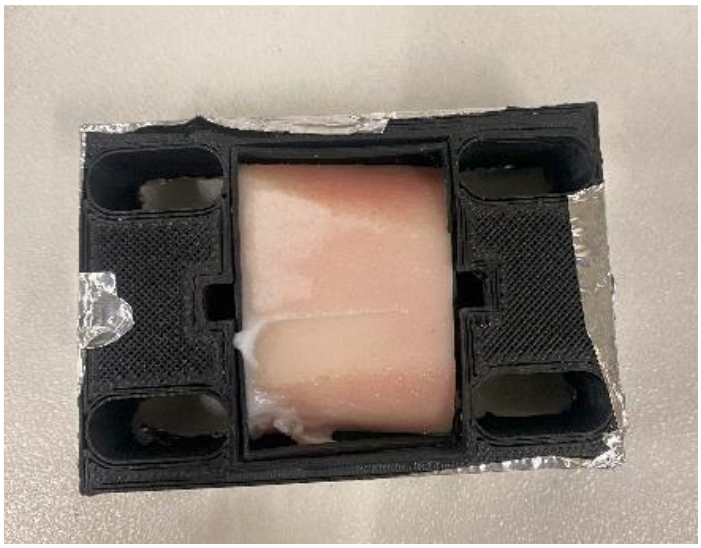


Figura 27 – Suportes de fixação contendo um provete em osso pronto para ser montado no tribómetro.

3.2.2. Montagem dos provetes em liga Ti6Al4V e em zircónia

Os provetes dos materiais base, em liga Ti6Al4V e em zircónia, foram produzidos na forma de pastilhas circulares, pelo que, para serem testados como pinos, foi necessária a sua fixação sobre a extremidade de um suporte cilíndrico metálico com forma e dimensões compatíveis com a montagem no tribómetro (Figura 28A). O método de fixação adotado consistiu na colagem usando cola *Loctite 401®*, resultando na fixação exemplificada na Figura 28B para o caso de um provete em zircónia.

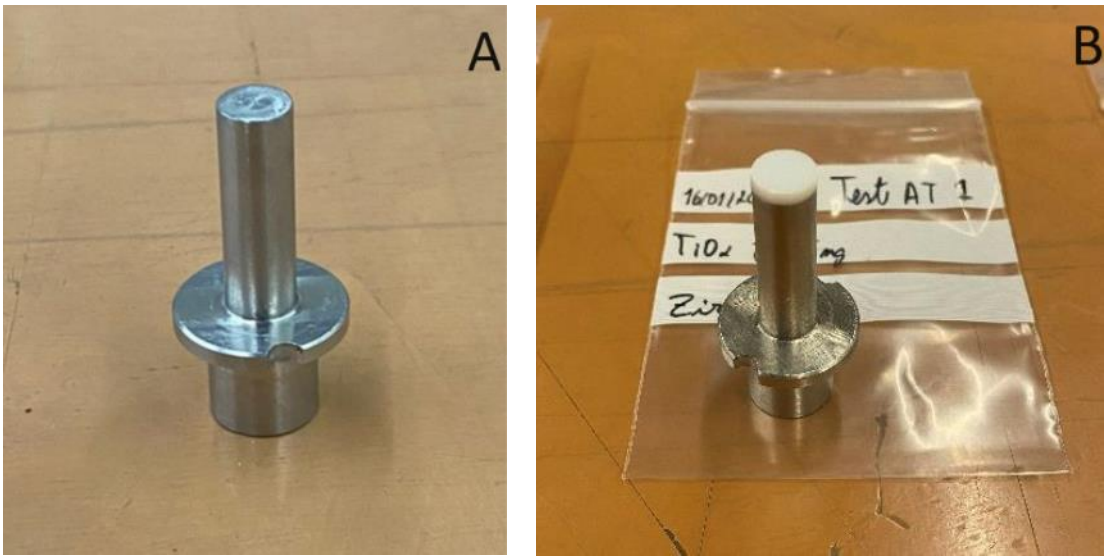


Figura 28 – (A) - Suporte metálico na forma de pino e (B) - Provete de zircónia colado na extremidade do suporte

Finalizado o processo de preparação dos provetes, seguiu-se a sua montagem no tribómetro. A figura 29 mostra o conjunto pino-placa já montado e preparado para se iniciar um teste de deslizamento linear alternativo.

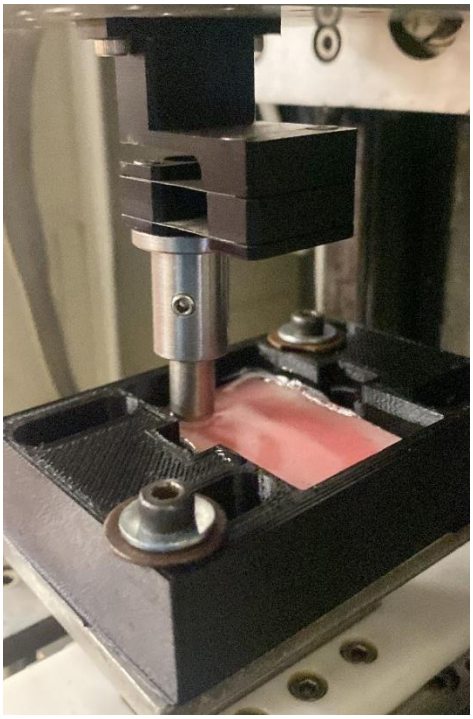


Figura 29 - Representação da montagem dos provetes no tribómetro para a realização de teste na geometria pino-placa.

3.2.3. Teste de deslizamento linear alternativo

Para serem obtidos os valores de atrito dos materiais foram realizados testes tribológicos de deslizamento linear alternativo na geometria pino-placa.

O teste tribológico de deslizamento linear alternativo permite caracterizar o atrito e o desgaste de pares de materiais sujeitos a movimentos cíclicos de deslizamento em direções opostas. Este tipo de teste é fundamental para determinar o desempenho tribológico de materiais sujeitos a condições que imitam aplicações práticas que envolvem contacto com deslizamento entre superfícies, como ocorre em muitos componentes de máquinas, motores, sistemas mecânicos de natureza diversa ou mesmo nas juntas articulares naturais.

Na Figura 30 apresenta-se, a título ilustrativo e de forma esquemática, a representação do funcionamento de um tribómetro na geometria esfera-placa instrumentado para a realização de testes de deslizamento linear alternativo. No presente estudo foi usada basicamente a mesma geometria de teste, porém o provete superior consistiu num pino de extremidade plana. Assim, este tipo de teste envolve

dois provetes: um pino fixado à parte superior do tribómetro, o qual não possui qualquer movimento à exceção da aproximação à superfície oponente para estabelecer o contacto e aplicar a carga normal, e um provete em forma de placa, que se move para a frente e para trás acompanhando o movimento oscilatório da mesa do tribómetro na qual se encontra montado. Este movimento cíclico simula o movimento de deslizamento que ocorre em muitos cenários práticos em que os componentes em contacto se movem um em relação aos outros de forma linear alternativa.

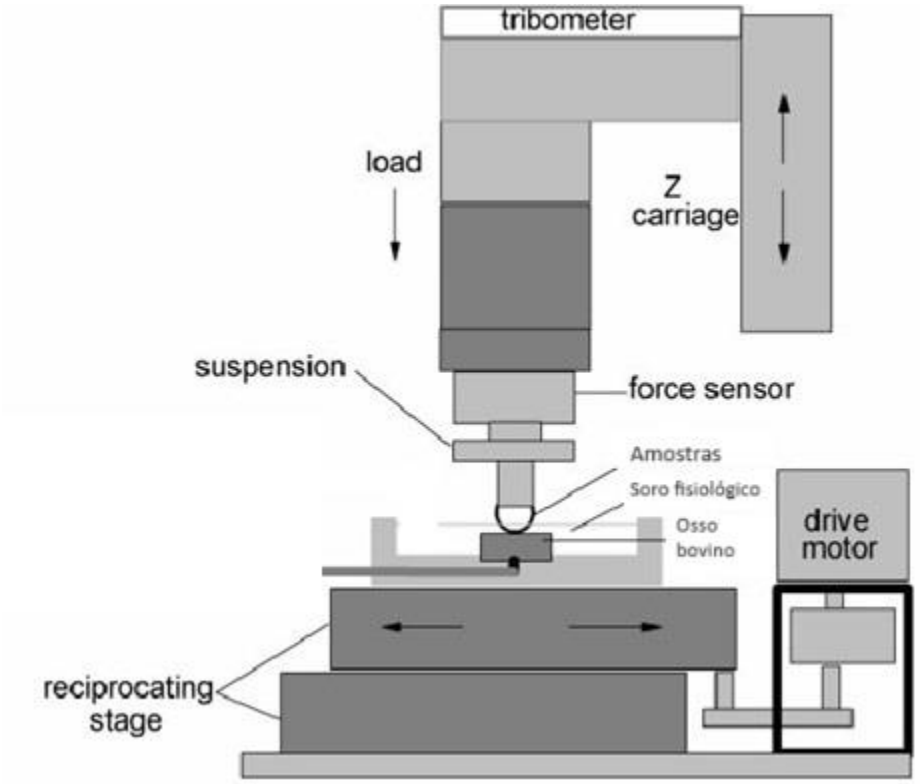


Figura 30 - Representação esquemática do funcionamento de um tribómetro na geometria esfera-placa instrumentado para testes de tribocorrosão

Durante o teste, carga normal de compressão aplicada entre provetes é cuidadosamente controlada. Esta carga proporciona as condições para que durante o deslizamento se manifeste o fenómeno do atrito e ocorra desgaste. A distância total percorrida pelo provete móvel sobre o provete fixo é determinada com base na amplitude do movimento linear alternativo e no número de ciclos de teste efetuados e é essencial para a representação da evolução do coeficiente de atrito durante o deslizamento bem como para a quantificação da taxa de desgaste

A velocidade de deslizamento encontra-se diretamente relacionada com a frequência de oscilação e é outro parâmetro de teste importante, pois determina a rapidez com que as amostras se movem uma

relativamente à outra, sendo um dos parâmetros que maior influência pode ter no comportamento tribológico dos materiais. Velocidades mais elevadas resultam num aumento da temperatura na interface de contacto devido ao calor gerado por atrito com consequências em termos de atrito e desgaste que podem ser drásticas, dependendo da natureza do par de materiais em contacto.

Ao longo do teste, é medida a quantidade de material removido das amostras. Este desgaste pode ser quantificado em termos de perda de volume ou profundidade da marca provocada durante o teste. Estas medições fornecem dados valiosos sobre a resistência ao desgaste do material, indicando até que ponto este pode suportar as condições de deslizamento recíproco sem degradação significativa.

Ao analisar os resultados de um teste de deslizamento linear alternativo, é possível determinar quais os materiais mais adequados para aplicações que envolvam movimentos de deslizamento repetitivos. Esta informação é essencial para a conceção de componentes duráveis e fiáveis que possam manter a sua integridade e funcionalidade ao longo do tempo, mesmo em condições difíceis. Compreender o comportamento de desgaste dos materiais ajuda a selecionar os materiais certos para aplicações específicas, conduzindo, em última análise, a um melhor desempenho e longevidade dos sistemas e equipamentos mecânicos.

No presente estudo, os testes de deslizamento linear alternativo foram realizados num tribómetro Bruker UMT-2, Figura 31, no Laboratório de Tribologia do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho.



Figura 31 - Tribómetro BRUKERUMT-2, presente no Laboratório de Tribologia do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho

Para que a qualidade dos resultados fosse a mais rigorosa possível, foi seguido o procedimento experimental que se passa a descrever.

Em primeiro lugar foram definidos os parâmetros de teste a adotar, incluindo um meio líquido que pudesse ser de alguma forma representativo de um contacto *in vivo* entre a superfície de um implante e o osso cortical. Os testes foram realizados em dois modos distintos por forma a quantificar, para cada par em contacto, o coeficiente de atrito estático e o coeficiente de atrito dinâmico. Para a quantificação do coeficiente de atrito estático, o deslizamento ocorreu em condições *quasi* estáticas, durante um curto período de tempo (50 segundos). Os parâmetros de teste para os dois modos (estático e dinâmico) encontram-se sumarizados na Tabela 4.

Tabela 4 - Condições de teste adotadas para caracterizar o atrito estático e o atrito dinâmico

Condições de teste	**Atrito estático**	**Atrito dinâmico**
Amplitude	8 mm	8 mm
Carga Normal	1 N	1 N
Duração	50 segundos	10 minutos
Velocidade de deslizamento	7,114 mm/min	2684 mm/min
Fluido	Soro fisiológico	Soro fisiológico

Após os testes, os provetes eram removidos com cuidado dos suportes do tribómetro para serem seguidamente lavadas com álcool etílico em tina de ultrassons para remover qualquer contaminação, nomeadamente os resíduos desgaste com origem no osso ou na superfície oponente. Os provetes eram depois embrulhados em papel de alumínio e posteriormente guardados num exsicador de modo a evitar qualquer tipo de contaminação para serem posteriormente analisadas em microscópio eletrónico de varrimento. Após os testes, as amostras de osso eram congeladas novamente para que, se necessário, fosse possível analisar ao microscópio eletrónico de varrimento.

3.2.4. Preparação dos provetes para a análise de SEM/EDS

Depois de concluídos todos os testes tribológicos, foi selecionada aleatoriamente uma amostra de cada material para caraterização SEM/EDS. Para as observações, as amostras de zircónia foram previamente revestidas com ouro por pulverização catódica de modo a que fosse possível visualizar a superfície das amostras.

4. Resultados e Discussão

4.1. Apresentação de resultados globais

Os implantes estão em constante solicitação, estando sujeitos a processos tribológicos no contacto com o osso sempre que ocorre movimento, ainda que este seja de muito pequena amplitude.

Como já foi anteriormente referido, dadas as propriedades da liga Ti6Al4V e da zircónia, estes materiais são amplamente utilizados na produção de implantes ortopédicos e dentários, com eficácia comprovada e, por esse motivo tornam-se neste estudo como materiais de referência. Com o teste tribológico dos pares Ti6Al4V/osso e zircónia/osso torna-se possível comparar os valores experimentais de atrito obtidos neste estudo com valores experimentais reportados na literatura.

Após a realização dos testes tribológicos foram tratados os resultados quantitativos relativos ao coeficiente de atrito e foi feita a caracterização por SEM das superfícies de desgaste de forma a obter ~~as~~ informações relevantes sobre o comportamento tribológico dos materiais em estudo. Em termos de atrito, os resultados obtidos para o coeficiente de atrito estático e para o coeficiente de atrito dinâmico em regime estacionário contra osso cortical bovino na presença de soro fisiológico encontram-se representados no gráfico da Figura 32 para todos os materiais considerados neste estudo.

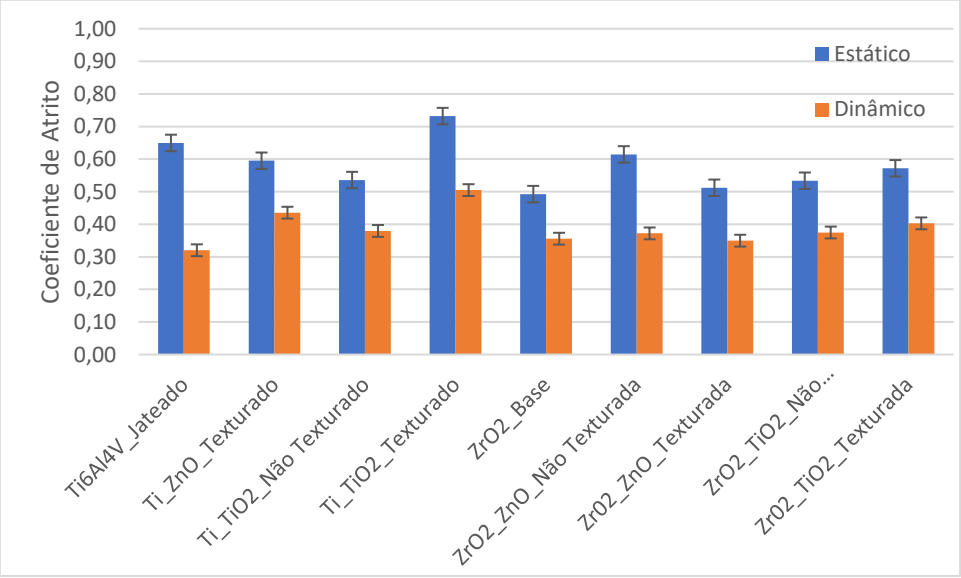


Figura 32 - Resultados do coeficiente de atrito estático e do coeficiente de atrito dinâmico obtidos para os diversos pares de materiais testados após deslizamento contra osso cortical bovino na presença de soro fisiológico

A partir da Figura 32 é possível constatar que os valores de atrito dinâmico acompanham os valores de atrito estático, ou seja, quando o valor de atrito estático é mais elevado, o atrito dinâmico também

tende a ser mais alto. Esta relação não se verifica apenas para as amostras da liga de titânio Ti6Al4V sem revestimento e jateado, sendo que este facto irá ser explorado de seguida.

4.2. Provetes à base de Ti6Al4V

4.2.1. Ti6Al4V jateado

Os provetes de Ti6Al4V sem qualquer tipo de revestimento, mas cuja superfície destinada ao contacto tribológico contra osso cortical sofreu previamente jateamento com areia a fim de aumentar a sua rugosidade superficial, apresentaram um comportamento tribológico que à partida pareceu surpreendente dado o valor relativamente elevado do coeficiente de atrito estático (0,65±0,02) e um coeficiente de atrito dinâmico baixo (0,32±0,05), Tabela 5, tendo sido o material que proporcionou a maior diferença de valores entre o coeficiente de atrito estático e o coeficiente de atrito dinâmico. Contudo, este comportamento pode ser explicado pela elevada rugosidade superficial do provete em Ti6Al4V jateado, a qual resultou numa forte componente mecânica do atrito no início do deslizamento, mas que rapidamente diminuiu de forma muito significativa pela presença de material transferido da superfície oponente em osso cortical que deste modo suavizou a rugosidade da superfície metálica, facilitando o deslizamento. Este efeito corrobora a evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento, a qual se apresenta na Figura 33 para a triplicata de testes em causa, e que se caracteriza por um pico de atrito no início do deslizamento seguido de uma fase de rodagem de curta duração até à entrada em regime estacionário de atrito.

Tabela 5 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para Ti6Al4V jateado e sem qualquer tipo de revestimento

Teste	Estático	Dinâmico
1	0,64	0,32
2	0,65	0,37
3	0,67	0,28
Média	0,65 ± 0,02	0,32 ±0,05

Quando comparados os resultados obtidos para a liga de titânio jateada (com os valores encontrados em literatura referentes a um ensaio titânio-osso [59], podemos ver algumas diferenças, tendo o resultado obtido nesse estudo (0,5) sido superior ao que foi acima apresentado. Isto poderá ser explicado pelo facto de ser o osso a deslizar sobre a liga de titânio e não ao contrário, como acontece no caso

deste trabalho. Assim, é espectável que os valores sejam superiores uma vez que não vai ser o material a tentar romper pelo osso, mas sim o osso a tentar romper o material, aumentando assim o coeficiente de atrito. Podemos ainda fazer a comparação entre os resultados obtidos para esta liga e os resultados obtidos entre um contacto entre amostras de Ti6Al4V e uma esfera de zircónia [55]. Nesse caso, os resultados obtidos para este material foi de 0,41. Este valor é superior ao obtido nos ensaios descritos nesta dissertação e pode ser facilmente explicado pelo facto do contacto entre metais apresenta um atrito superior do que entre um metal e um osso, devido à porosidade e à facilidade que o metal tem em penetrar pelo osso.

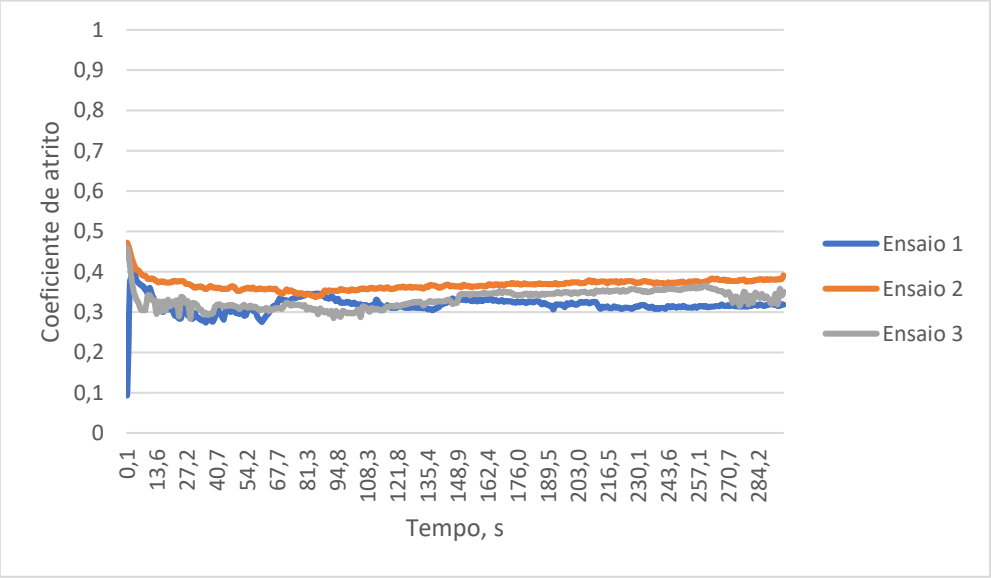


Figura 33 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par Ti6Al4V jateado - osso bovino na presença de soro fisiológico

A caracterização por SEM da superfície da liga metálica Ti6Al4V jateada com areia confirmou a textura característica deste tipo de tratamento, denotando um aspeto morfológico de elevada rugosidade, como se evidencia na micrografia da Figura 34.

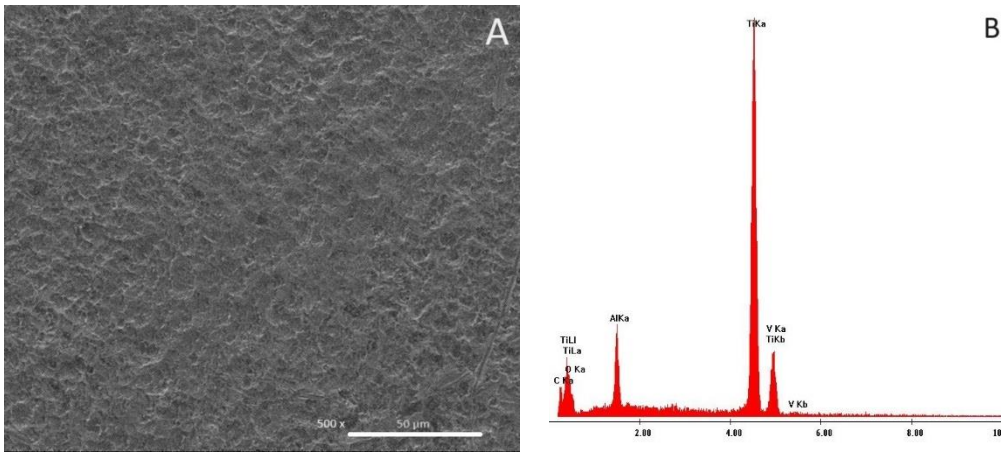


Figura 34 – a) Micrografia SEM e b) análise EDS da superfície da liga Ti6Al4V jateada

4.2.2. Ti6Al4V texturado e revestido com ZnO

A liga Ti6Al4V texturada a laser e revestida a óxido de zinco apresenta um comportamento tribológico caracterizado por um coeficiente de atrito estático de 0,60±0,02 e um coeficiente de atrito dinâmico de 0,44±0,01 (Tabela 6), sendo menos acentuada a diferença entre estes dois valores de atrito comparativamente com o que foi reportado para a liga Ti6Al4V jateada (Tabela 4), estando esta menor diferença de valores alinhada com o que foi obtido para a generalidade das restantes superfícies consideradas neste trabalho (Figura 32).

Tabela 6 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para Ti6Al4V texturado e revestido com ZnO

Ensaio	Estático	Dinâmico
1	0,60	0,43
2	0,60	0,45
3	0,58	0,43
Média	0,60 ± 0,02	0,44 ± 0,01

A evolução do coeficiente de atrito cinético durante o deslizamento apresenta-se na Figura 35, podendo constatar-se boa reprodutibilidade de resultados para a triplicata de testes realizados e uma fase de rodagem praticamente ausente.

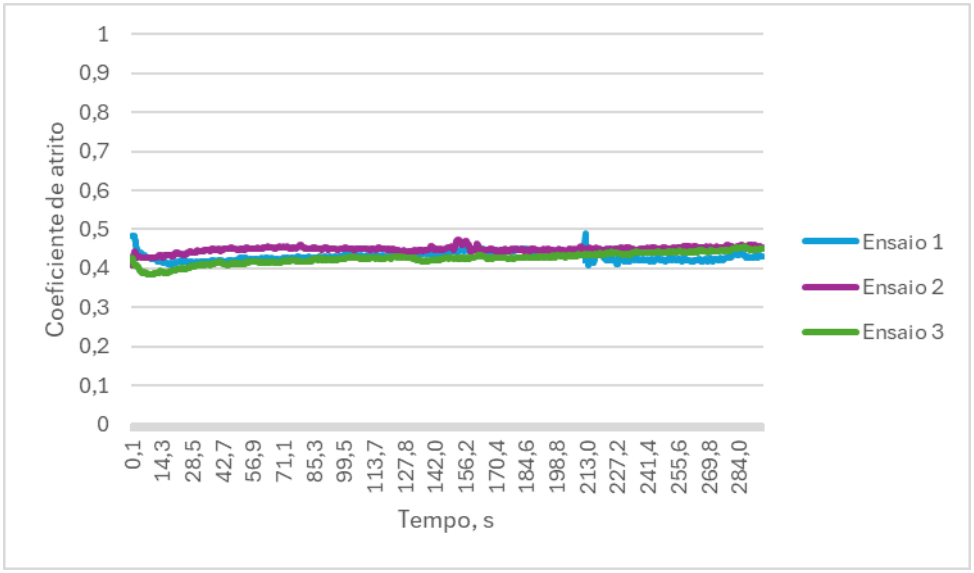


Figura 35 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par Ti6Al4V texturado e revestido com ZnO-osso bovino na presença de soro fisiológico

A fim de avaliar o dano causado por desgaste no revestimento apresenta-se na Figura 36 o aspeto morfológico da superfície de desgaste do provete em liga Ti6Al4V texturado e revestido com ZnO (Figura 36A) bem como a mesma superfície antes do contacto tribológico (Figura 36B). A partir da imagem da superfície não testada (Figura 36B), pode ver-se que esta apresenta algumas irregularidades na sua textura, mas admite-se que tal não afete de forma significativa o coeficiente de atrito. Na micrografia correspondente à superfície testada (Figura 36A), é possível ver alguma delaminação do revestimento em zonas mais salientes da topografia característica deste provete. Na micrografia de pormenor apresentada na Figura 36C pode constatar-se que o revestimento apenas foi afetado por delaminação em parte das paredes mais salientes. Com efeito, na zona Z1 nota-se que algumas camadas do filme já delaminaram, enquanto a zona Z2 é possível perceber que o revestimento ainda se encontra presente.

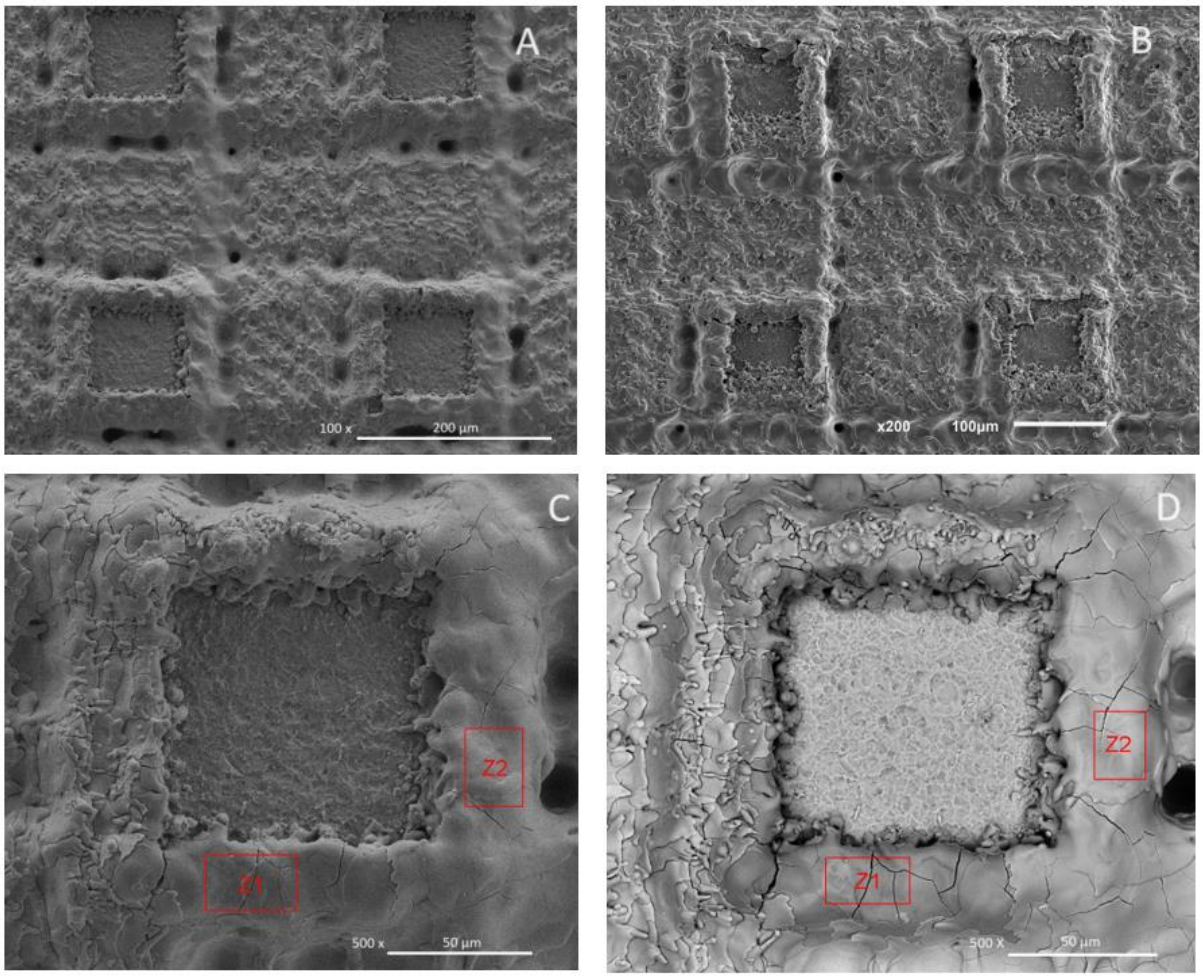


Figura 36 - Micrografias SEM de superfícies de Ti6Al4V texturadas e revestidas com de ZnO: (A) Superfície testada, (B) Superfície não testada, (C Pormenor da superfície testada evidenciando alguma delaminação na zona Z1, (D) Imagem obtida por eletrões retrodifudos da superfície

Foram obtidos espetros EDS de forma a comprovar se o revestimento ainda se encontrava presente na superfície de desgaste. Assim, na Figura 37A representa-se o espetro EDS representativo da composição química da do provete ainda por testar, sendo possível verificar a presença de zinco e oxigénio na amostra, ou seja, os dois constituintes do revestimento. Segundo a Figura 37B, que representa um aspeto geral da amostra já depois de testada, a presença do pico de Zn comprova que o revestimento ainda se encontra bem presente. É possível também notar a presença de algum carbono, representativo de vestígios de osso que se fixaram à superfície texturada. Foram ainda obtidos espetros EDS das zonas assinaladas na Figura 37(C e D) como Z1 (delaminada) e Z2 (não delaminada), os quais se apresentam na Figura 36(C e D), respetivamente. Conforme evidenciado no espetro da zona Z1 (Figura 36C), a delaminação provocou uma remoção quase total do revestimento nesta zona, tendo o pico de Zn diminuído para valores muito baixos, quase residuais. Por outro lado, os constituintes da zona Z2 são os

representativos da superfície revestida inicial, nomeadamente evidenciando a existência de um pico elevado de Zn, pelo que se pode considerar que o revestimento se manteve intacto nesta zona após o deslizamento, conforme já foi anteriormente referido com base no aspeto morfológico da superfície de desgaste.

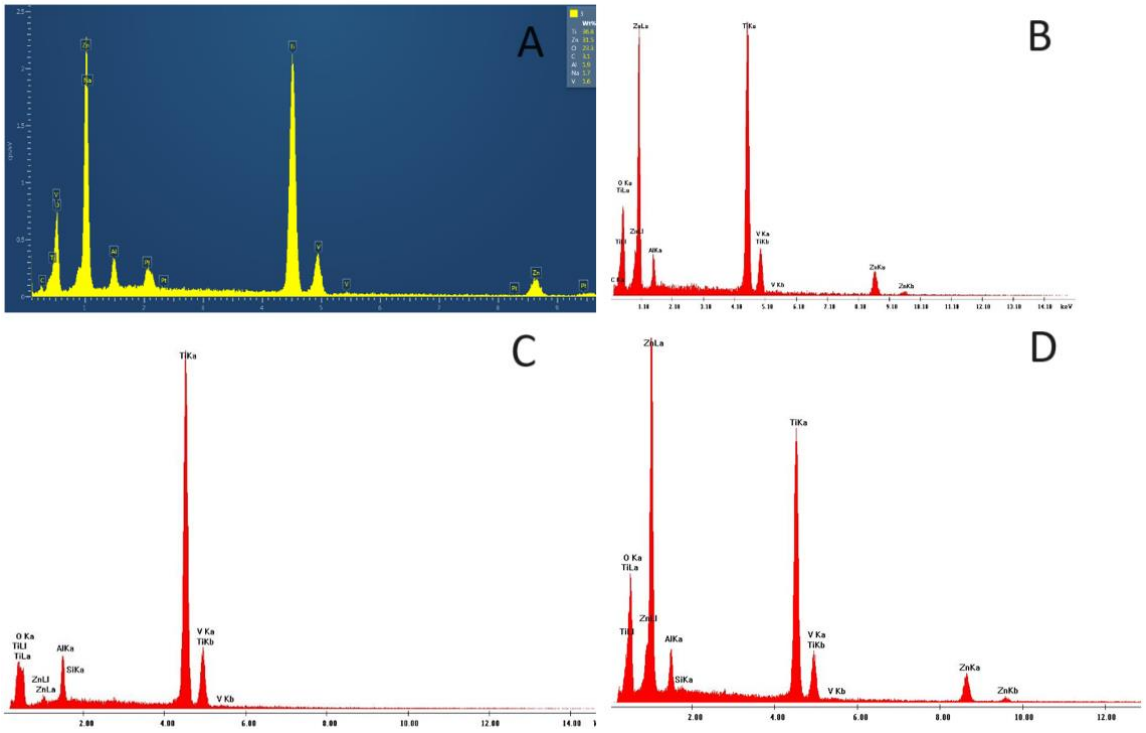


Figura 37 - Espetros EDS da superfície de Ti6Al4V texturado a laser e revestida com ZnO: (A) Espetro EDS geral obtido sobre a superfície não testada, (B) Espetro EDS geral obtido sobre a superfície testada, (C) Espetro EDS correspondente à zona Z1 da superfície de desgaste assinalada na Figura 40(C e D), (D) Espetro EDS correspondente à zona Z2 da superfície de desgaste assinalada na Figura 40(C e D)

4.2.3. Ti6Al4V não texturado e revestido com TiO_2

A liga Ti6Al4V não texturada e revestida com TiO_2 apresentou para coeficiente de atrito estático o valor de 0,54±0,04 e para coeficiente de atrito dinâmico 0,38±0,03 (Tabela 7). Pode assim afirmar-se que o revestimento com TiO_2 sobre a liga Ti6Al4V não texturada proporcionou valores do coeficiente de atrito praticamente ao nível dos registados para o revestimento de ZnO sobre o mesmo substrato texturado (0,60±0,02 para atrito estático e 0,44±0,01 para atrito dinâmico, conforme a Tabela 5), o que é sintomático de que o revestimento de TiO_2 pode ser potenciador de um coeficiente de atrito mais elevado.

Tabela 7 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para Ti6Al4V não texturado e revestido com TiO_2

Ensaio	Estático	Dinâmico
1	0,5	0,41
2	0,55	0,36
3	0,56	0,37
Média	0,54 ± 0,04	0,38 ± 0,03

No que respeita à evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento (Figura 38), constatou-se que para os contactos envolvendo esta superfície praticamente não existe fase de rodagem e que durante o regime estacionário de atrito ocorre alguma instabilidade, embora pouco significativa nos valores registados para o coeficiente de atrito.

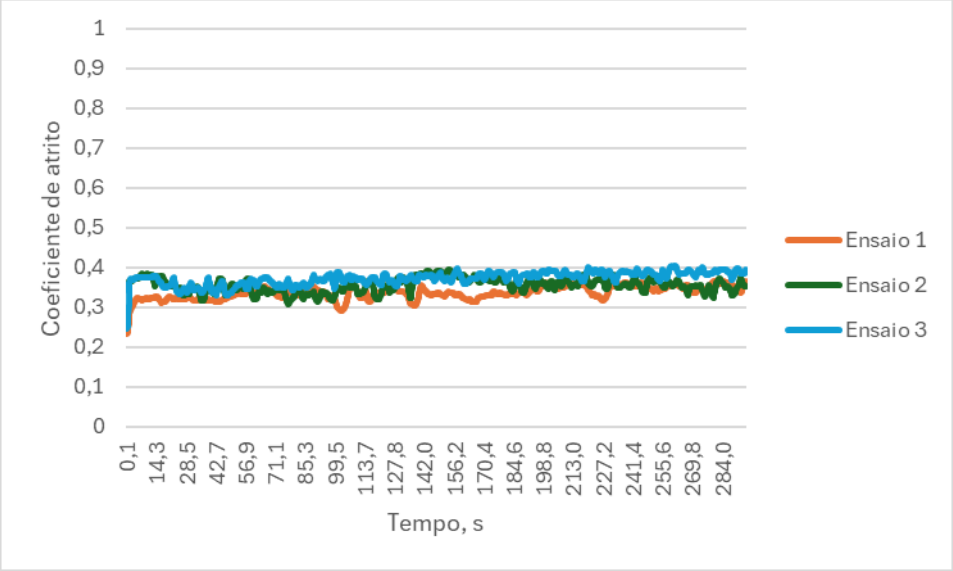


Figura 38 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par Ti6Al4V não texturado e revestida com TiO_2 osso bovino na presença de soro fisiológico

Na Figura 39 apresenta-se o aspeto morfológico da superfície da liga Ti6Al4V não texturada e revestidas com TiO_2. Pela figura 39A, correspondente à superfície não testada, nota-se a existência de sulcos orientados segundo uma direção preferencial com origem no processo de fabrico da chapa de onde foram extraídos os provetes em liga Ti6Al4V, já que não foram sujeitos a qualquer processo de polimento. Esta morfologia superficial é bem evidente nas micrografias SEM ampliadas da superfície de desgaste (Figura 39 C e D) e foi replicada pelo revestimento, tendo, no entanto, sido completamente anulada nos casos em que os provetes de Ti6Al4V foram sujeitos a texturização por laser ou a jateamento por areia.

Na figura 39B mostra-se o aspeto geral da superfície testada evidenciando a presença de camadas aderentes, as quais, por análise EDS se comprovou tratar-se de resíduos de desgaste provenientes da superfície oponente em osso cortical. Em termos qualitativos, não se observa pela análise das imagens SEM da superfície de desgaste sinais de degradação do revestimento (Figura 39 B a D), pelo que se admite que suportou as condições a que foi sujeito durante o deslizamento contra osso cortical bovino.

Os resultados de análise química EDS realizados sobre as superfícies não texturadas e revestida a TiO_2 mostram-se na Figura 40, para o caso da superfície não testada (Figura 40A) e para vários contextos da superfície de desgaste (Figura 40 B a D). Atendendo a que o material em análise consiste num substrato em liga e titânio e num revestimento fino de dióxido de titânio, torna-se difícil com base na análise EDS comprovar a permanência ou não do revestimento após o teste tribológico. Com efeito, comparando os espetros EDS gerais obtidos sobre a superfície não testada (Figura 40A) e sobre a superfície testada (Figura 40B), constata-se serem equivalentes em termos dos picos representativos dos elementos químicos constituintes, sendo por isso a análise comparativa inconclusiva. De forma bem diferente, o espetro EDS obtido sobre uma camada de material aderente (Figura 40D) evidencia um pico acentuado de carbono, tornando assim bem claro que se trata de material proveniente da superfície oponente óssea. O mecanismo de adesão associado à formação destas tribocamadas pode estar na origem da instabilidade reportada a propósito das curvas de evolução do coeficiente de atrito durante o deslizamento (Figura 38).

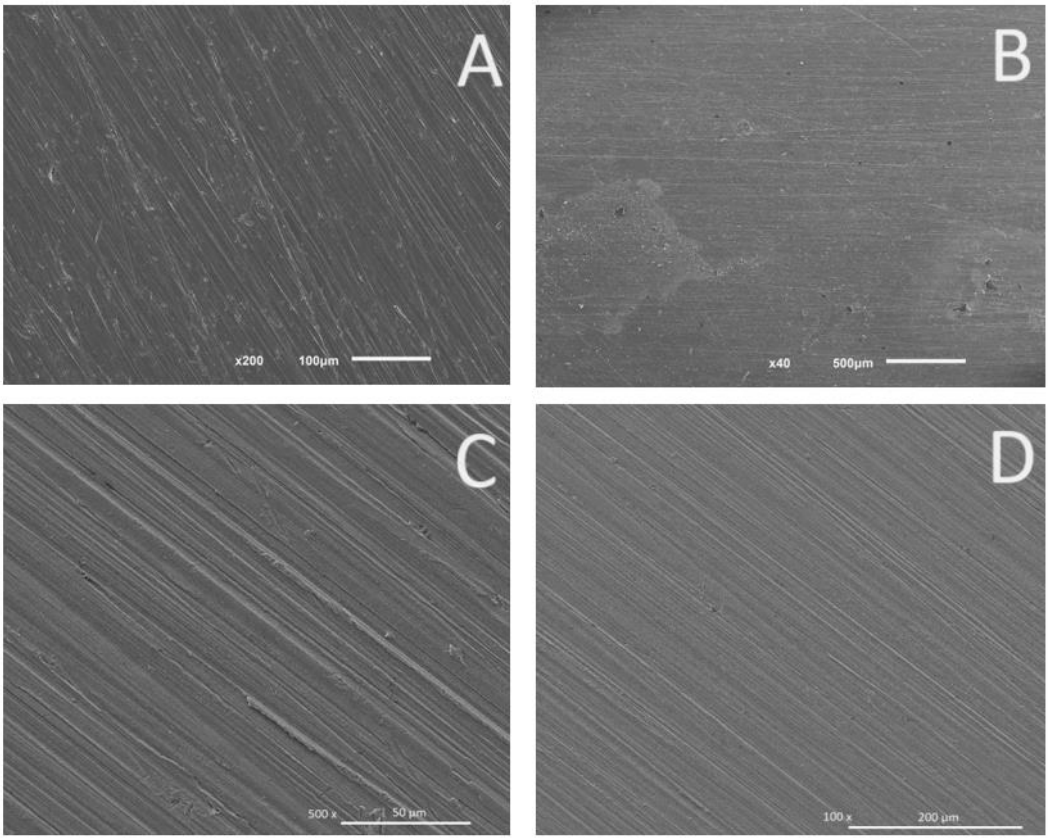


Figura 39 - Micrografias SEM de superfícies de Ti6Al4V não texturadas e revestidas com TiO_2: (A) Superfície não testada observada com algum pormenor , (B) Aspeto geral da superfície testada evidenciando a presença de camadas aderentes (C) Superfície de desgaste ampliada 500x (D) Superfície testada ampliada 100x

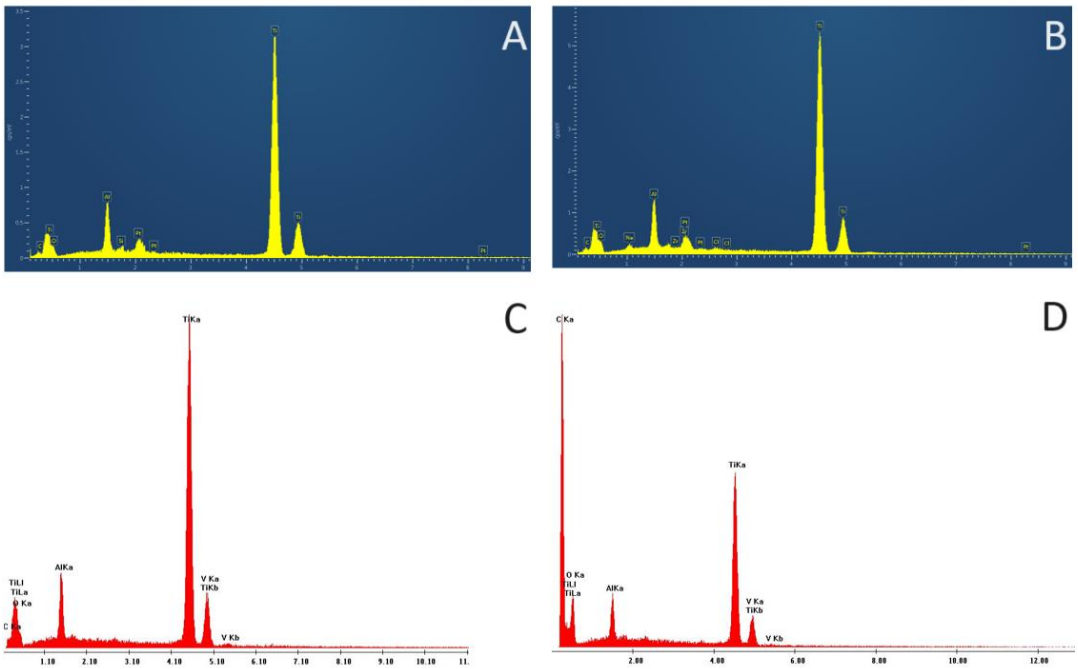


Figura 40 - Espetros EDS da superfície de Ti6Al4V não texturado e revestido com TiO_2: (A) Espetro EDS geral obtido sobre a superfície não testada, (B) Espetro EDS geral obtido sobre a superfície testada, (C) Espetro EDS obtido sobre uma zona mais ampliada da superfície de desgaste, (D) Espetro EDS obtido sobre uma camada de material aderente

4.2.4. Ti6Al4V texturado e revestido com TiO_2

Os resultados de atrito obtidos para Ti6Al4V texturado e revestido com TiO_2 apresentam-se na Tabela 8 e revelam o valor mais elevado registado neste estudo para o coeficiente de atrito estático (0,73±0,03) e também um dos valores mais elevados obtidos para o coeficiente de atrito dinâmico (0,50±0,02). Estes resultados de atrito são indicativos de que, entre as superfícies caracterizadas, esta é a superfície que terá maior potencial para a aplicação com sucesso em implantes, dado que é expectável que um valor mais elevado do coeficiente de atrito estático promova a fixação primária do implante ao osso. Constata-se ainda que estes resultados corroboram a tendência já anteriormente apontada de que o revestimento de TiO_2 favorece um coeficiente de atrito mais elevado.

Tabela 8 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para Ti6Al4V com textura e revestido com TiO_2

Ensaio	Estático	Dinâmico
1	0,75	0,51
2	0,70	0,48
3	0,74	0,52
Média	0,73 ± 0,03	0,50 ± 0,02

A evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento apresenta para este par tribológico, conforme evidenciado na Figura 41, uma fase de rodagem suave e algo prolongada no tempo, denotando as curvas de atrito uma apreciável estabilidade nos valores registados ao longo do tempo.

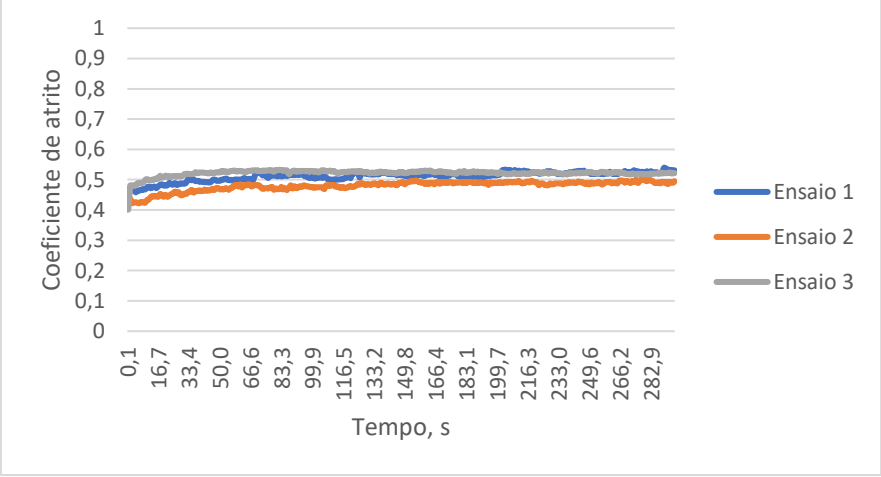


Figura 41 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par Ti6Al4V texturado e revestido com TiO_2 contra osso bovino na presença de soro fisiológico

Na Figura 42 apresentam-se micrografias SEM representativas das superfícies de desgaste do Ti6Al4V texturado e revestido com TiO_2. Pelas imagens é possível verificar que ocorreu delaminação parcial das camadas do revestimento nas zonas que estiveram em contacto com o osso (paredes mais salientes da textura), pelo que o filme que revestia a amostra foi parcialmente removido nesses locais. Nota-se também a presença de alguns resíduos de desgaste que se fixaram nas depressões da superfície texturada, tendo sido comprovado por análise EDS serem constituídos por material proveniente do osso, Figura 43.

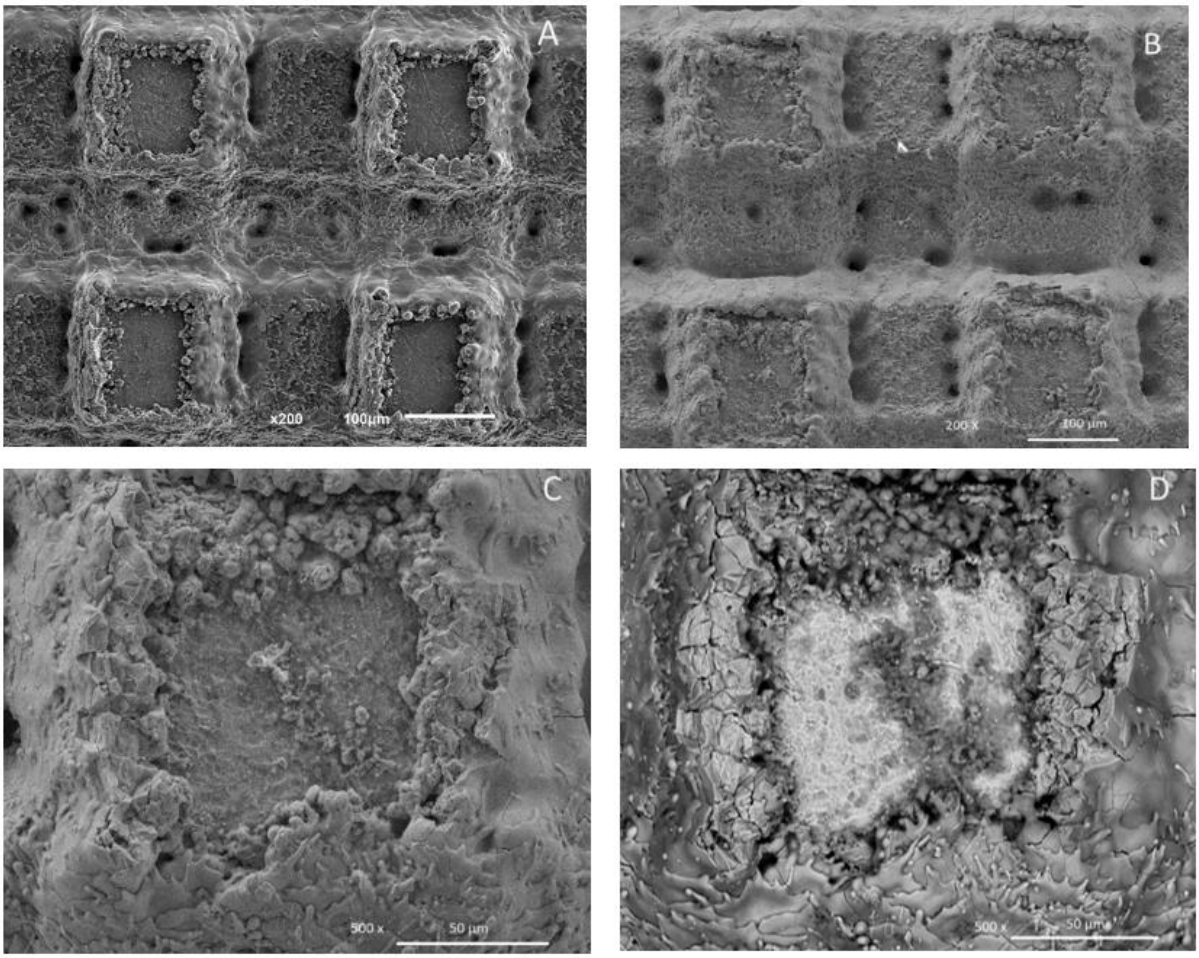


Figura 42 - Micrografias SEM da superfície de desgaste de Ti6Al4V texturado e revestido com TiO_2 após o ensaio tribológico contra osso cortical bovino: (A) Superfície não testada observada com algum pormenor, (B) Aspeto geral da superfície testada, (C) Superfície de desgaste ampliada 500x onde é possível ver alguma delaminação da superfície (D) Imagem obtida por eletrões retrodifundidos da superfície

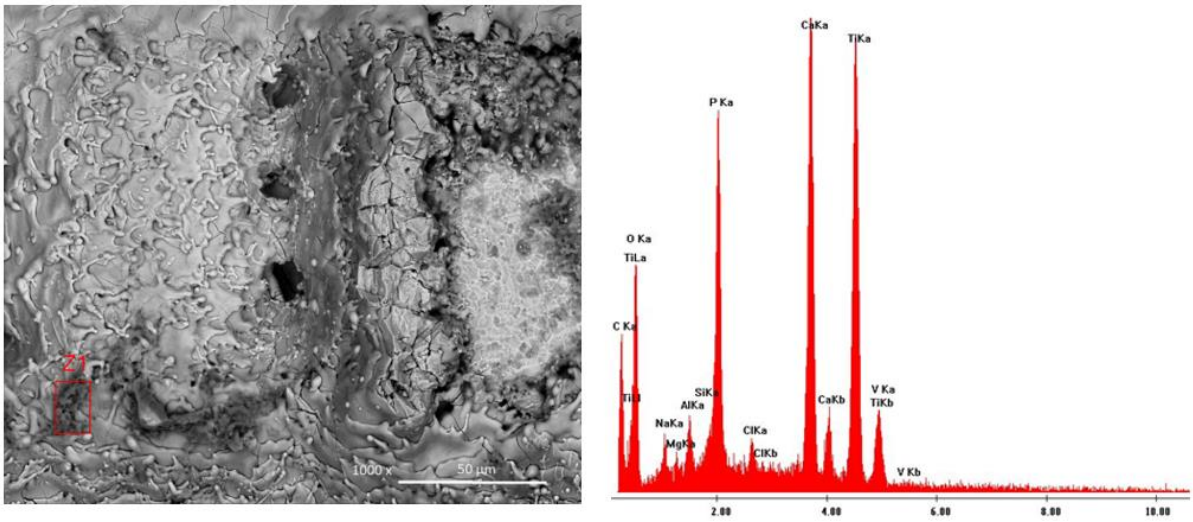


Figura 43 – Micrografia SEM de pormenor da superfície de desgaste de Ti6Al4V texturado e revestido com TiO_2 e espetro EDS obtido sobre a zona identificada como Z1 denotando a presença de constituintes representativos do material do osso cortical como o C, Ca, P e Mg

4.3. Provetes à base de zircónia

Seguidamente passam a apresentar-se os resultados obtidos relativos aos provetes à base de zircónia, iniciando-se pelo provete em zircónia não texturada nem revestida, o qual é representativo de um dos materiais cerâmicos comercialmente mais utilizados para os implantes. Posteriormente, e a terminar, apresentam-se os resultados obtidos para provetes em zircónia revestida com ZnO e TiO_2 nas condições superficiais de não texturada e de texturada.

4.3.1. Zircónia não texturada nem revestida

A zircónia não texturada nem revestida servirá como base de referência para a comparação do seu comportamento tribológico com o das superfícies modificadas pela aplicação de revestimentos antimicrobianos (ZnO e TiO_2) sobre substratos cerâmicos não texturados e texturados. Os resultados de atrito obtido para este par tribológico de referência encontram-se apresentados na Tabela 9, tendo-se obtido os valores 0,49±0,00 e 0,36±0,01 para coeficiente de atrito estático e dinâmico, respetivamente, correspondendo aos valores entre entre os mais baixos valores de atrito obtidos no âmbito do presente estudo (Figura 32).

Tabela 9 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para ZrO_2 não texturada nem revestida

Ensaio	Estático	Dinâmico
1	0,49	0,36
2	0,49	0,35
Média	0,49 ± 0,00	0,36 ± 0,01

Assim como no caso das liga de titânio jateada, também é possível comparar os valores de atrito dinâmico de zircónia quando está a ser testada contra um osso e quando está a ser testada contra alumina [55]. Neste caso, os valores obtidos nesse estudo (0,39) também são mais elevados do que os obtidos nos ensaios realizados para esta dissertação e a explicação poderá ser a anterior, que se prende com a porosidade do osso e a maior facilidade de penetrar pelo osso.

A variação do coeficiente de atrito dinâmico ao longo do teste, Figura 44, evidencia uma fase de rodagem bastante ténue, o que significa rápida adaptação da superfície em osso cortical à superfície cerâmica oponente, sendo também bastante suaves as oscilações dos valores do coeficiente de atrito durante o deslizamento.

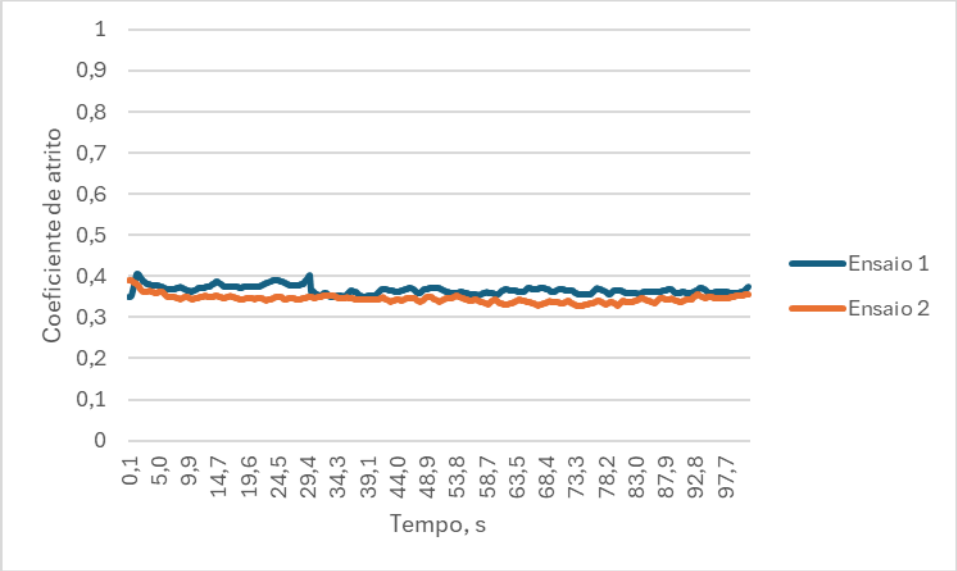


Figura 44- Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par ZrO_2 não texturada nem revestida -osso bovino na presença de soro fisiológico

Na Figura 45 apresenta-se o aspeto morfológico da superfície não testada de zircónia não texturada nem revestida, cuja imagem é característica de uma superfície lisa em material cerâmico denso, e mostra-se o correspondente espetro EDS em que se destaca, como expectável, a presença dos principais elementos constituintes da zircónia: Zr e O.

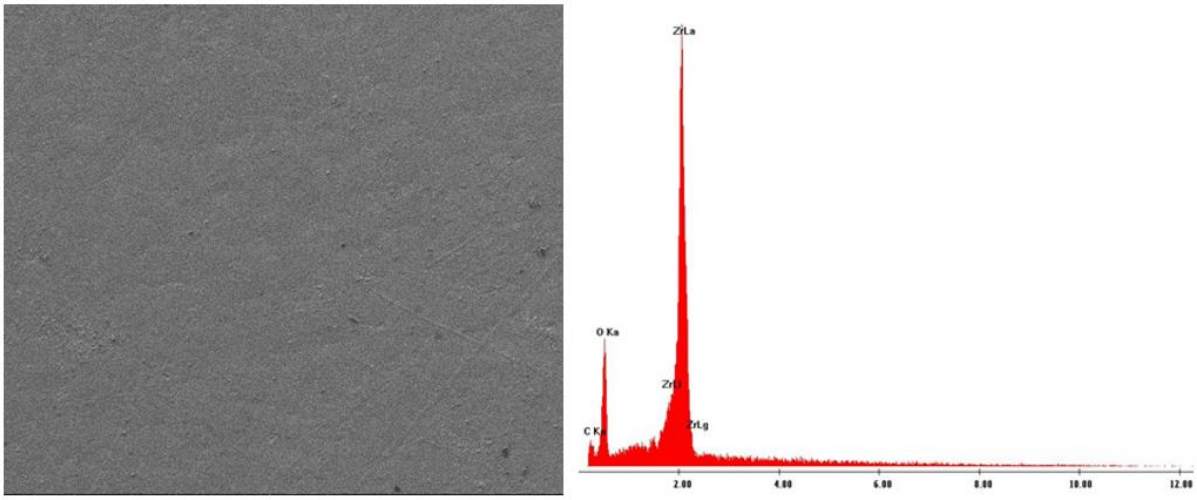


Figura 45 - Micrografia SEM da superfície não testada de ZrO_2 não texturada nem revestida e correspondente espetro EDS.

4.3.2. Zircónia não texturada e revestida com ZnO

Na Tabela 10 apresentam-se os valores de atrito obtidos para deslizamento de zircónia não texturada e revestida com ZnO contra osso cortical bovino, tendo o coeficiente de atrito estático atingido o valor de 0,61±0,04 e o coeficiente de atrito dinâmico 0,37±0,05. O valor relativamente elevado obtido para o atrito estático pode ser revelador de potencialidade do revestimento de ZnO para aumentar o coeficiente de atrito, à semelhança do que já foi referido para o revestimento de TiO_2 sobre substrato de Ti6Al4V. Contudo, não deixa de ser surpreendente um valor tão elevado de atrito estático tendo em conta que se trata de uma superfície não texturada, o que requer uma análise cuidadosa do aspeto morfológico da superfície não testada, a qual se apresenta na Figura 46. Torna-se bem percetível que a superfície cerâmica revestida com ZnO não é completamente lisa, apresentando algumas irregularidades topográficas, as quais combinadas com a natureza do revestimento de ZnO explicam o valor surpreendentemente elevado do coeficiente de atrito estático. Quanto ao valor do coeficiente de atrito dinâmico, é comparável ao exibido pela maioria das outras superfícies testadas, o que significa que terá sido determinado essencialmente pela resposta da superfície oponente em osso cortical e não pela topografia da superfície do revestimento.

Tabela 10 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para ZrO_2 não texturada e revestida com ZnO

Ensaio	Estático	Dinâmico
1	0,60	0,33
2	0,65	0,42
3	0,60	0,37
Média	0,61 ± 0,04	0,37± 0,05

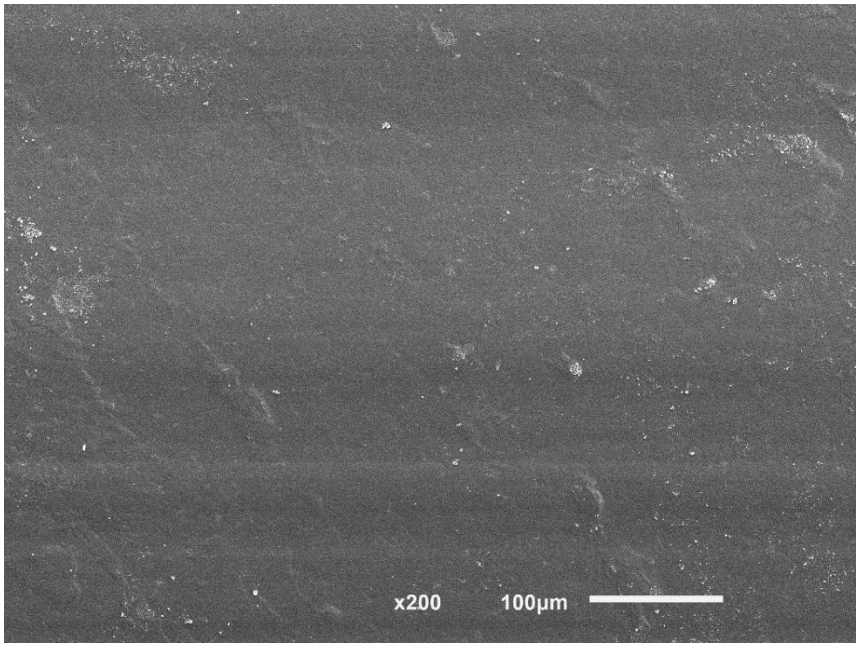


Figura 46 - Micrografia SEM da superfície não testada de ZrO_2 não texturada e revestida com ZnO

A evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento (Figura 47) apresenta, à semelhança do que foi registado para ZrO_2 não texturada nem revestida, uma fase de rodagem bastante ténue e oscilações bastante suaves dos valores do coeficiente de atrito durante o deslizamento.

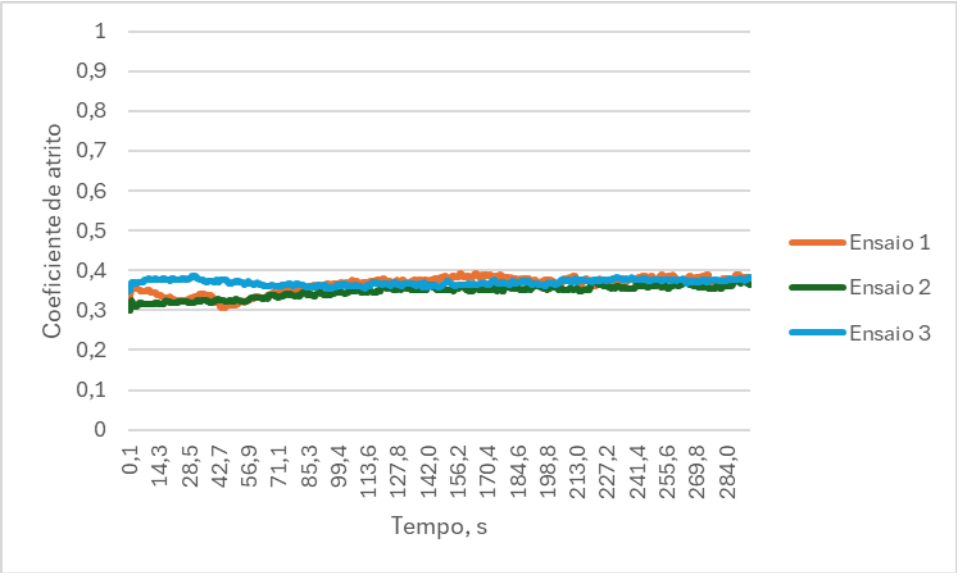


Figura 47 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par ZrO_2 não texturada e revestida com ZnO - osso bovino na presença de soro fisiológico

A superfície de desgaste da ZrO_2 não texturada e revestida com ZnO (Figura 48), quando comparada com a superfície não testada (Figura 46)) revela-se preservada, sem indícios de delaminação do revestimento, o que foi comprovado pela análise EDS (Figura 49). Verifica-se, no entanto, que a superfície de desgaste (Figura 48) exibe algumas camadas dispersas que tudo indica tratar-se de material aderente cuja natureza importa conhecer. Na micrografia da Figura 50a) assinala-se sobre uma dessas camadas aderentes a zona Z1 sobre a qual se obteve o espetro EDS da Figura 50b), comprovando, pelo pico de C presente, tratar-se de material aderente proveniente da superfície oponente em osso cortical bovino.

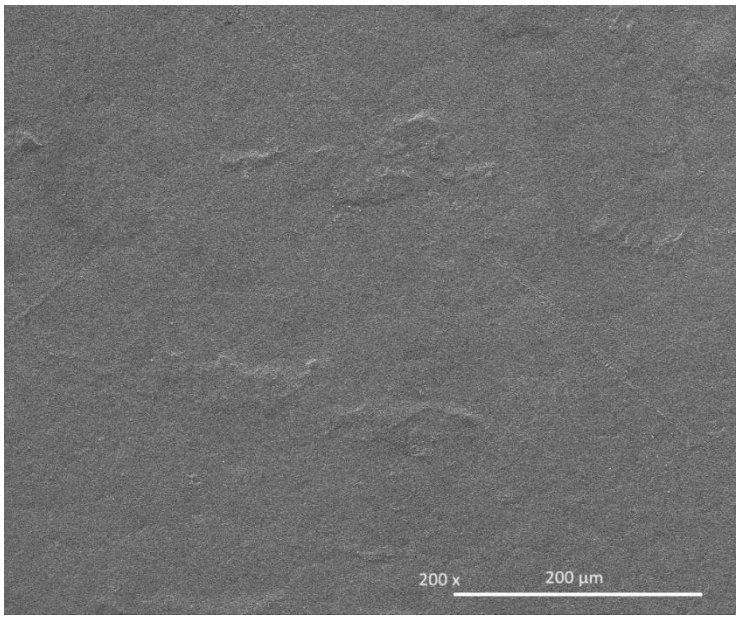


Figura 48 - Micrografia SEM da superfície de desgaste de ZrO_2 não texturada e revestida com ZnO após deslizamento contra osso cortical bovino.

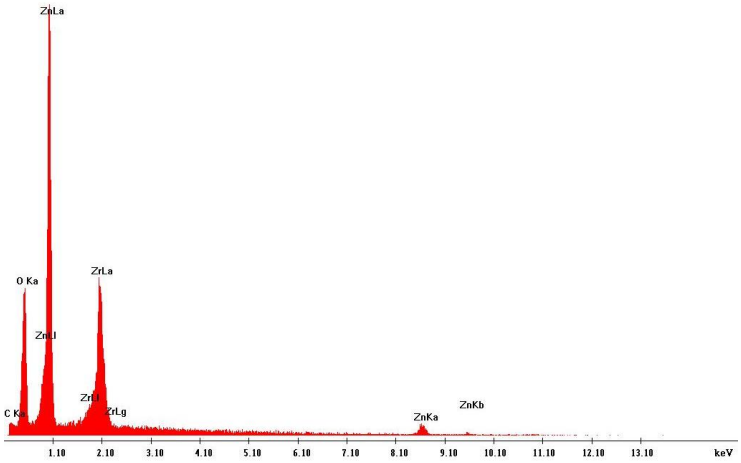


Figura 49 - Espetro EDS da superfície de desgaste de ZrO_2 não texturada e revestida com ZnO

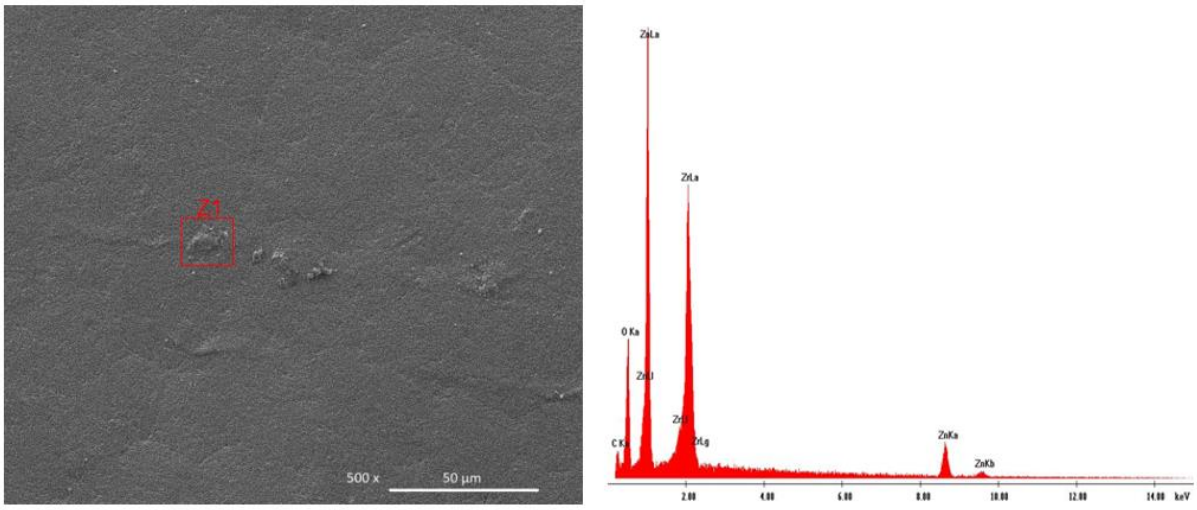


Figura 50 - Micrografia SEM da superfície de desgaste de ZrO2 não texturada e revestida com ZnO assinalando a zona Z1 e espetro e EDS representativo da zona Z1

4.3.3. Zircónia texturada e revestida com ZnO

Os resultados de atrito para a zircónia texturada e revestida com ZnO, com valores de 0,51 ±0,04 e 0,35±0,01 para o atrito estático e dinâmico, respetivamente (Tabela 11), denotam um coeficiente de atrito estático relativamente elevado, o que associado à texturização da superfície é expectável, e um coeficiente de atrito dinâmico comparável ao obtido para a maioria das outras superfícies testadas, o que, tal como anteriormente referido, significa que terá sido determinado essencialmente pela resposta da superfície oponente e não pela topografia da superfície revestida.

Tabela 11 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para ZrO_2 texturada e revestida com ZnO

Ensaio	Estático	Dinâmico
1	0,47	0,34
2	0,53	0,36
3	0,54	0,35
Média	0,51 ± 0,04	0,35 ± 0,01

Na Figura 51 apresenta-se a evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para ZrO_2 texturada e revestida, notando-se que a fase de rodagem é muito curta e que o regime estacionário de atrito se caracteriza por valores praticamente sem oscilações e com boa reprodutibilidade entre testes.

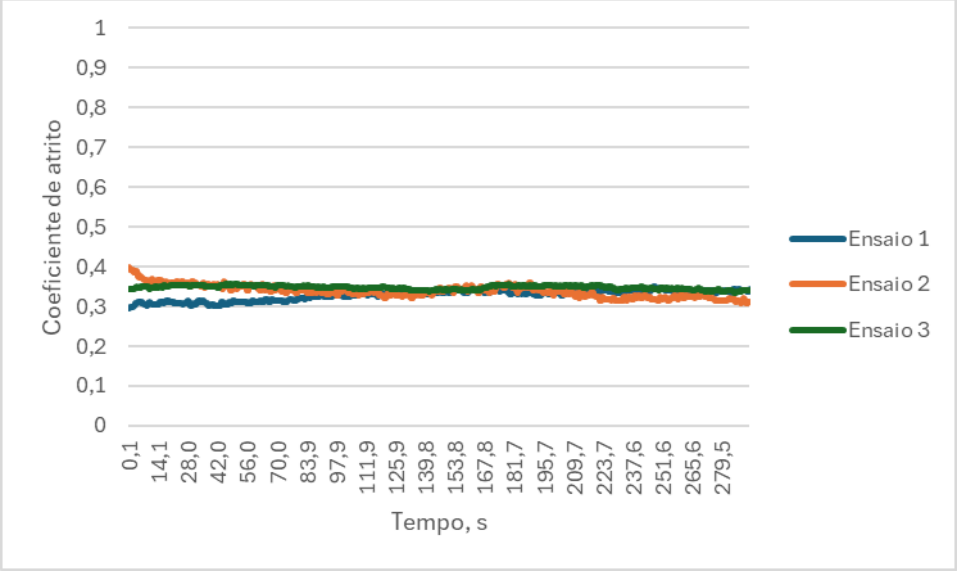


Figura 51 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par ZrO_2 texturada e revestida com ZnO - osso bovino na presença de soro fisiológico

Os resultados de SEM permitem concluir que o revestimento de ZnO ainda se mantém preservado após o deslizamento sobre osso. Com efeito, conforme se mostra na Figura 52A, o aspeto morfológico da superfície de desgaste apresenta-se regular e dominado pela textura replicada do substrato cerâmico, e a respetiva análise EDS, figura 52B evidencia Zn como pico destacado, o que comprova a preservação do revestimento. Uma análise mais detalhada da superfície de desgaste revela a presença de algumas camadas de material aderente de reduzidas dimensões e bastante dispersas pela superfície de contacto, conforme se exemplifica na zona assinalada com Z1 na Figura 52C, onde a análise EDS revela a presença de C, Cl e Ca, comprovando tratar-se de material com origem no osso bem como no soro fisiológico.

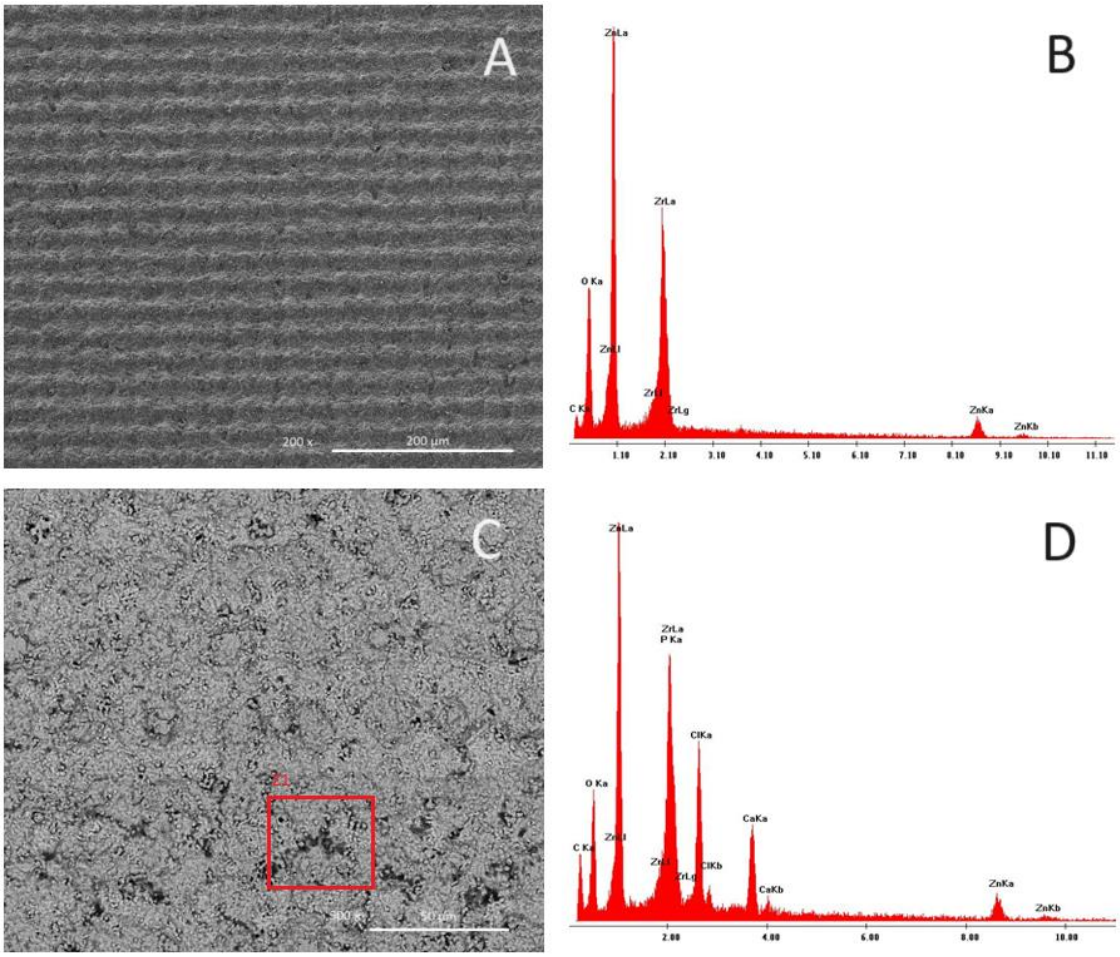


Figura 52 - Micrografias SEM da superfície de desgaste de ZrO2 texturada e revestida com ZnO e respetivos espetros EDS: A e B resultados representativos de toda a superfície de desgaste; C e D pormenor da superfície de desgaste e EDS da zona assinalada como Z1.

4.3.4. Zircónia não texturada e revestida com TiO_2

Na Tabela 12 apresenta-se o coeficiente de atrito estático (0,53 ±0,06) e dinâmico (0,37 ±0,04) para deslizamento de ZrO_2 não texturada e revestida com TiO_2 contra osso. Estes resultados são representativos de um coeficiente de atrito estático relativamente elevado, apesar da superfície não ser texturada, e de um coeficiente de atrito dinâmico em linha com os valores obtidos para a maioria das outras superfícies testadas.

Tabela 12 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para ZrO_2 não texturada e revestida com TiO_2

Ensaio	Estático	Dinâmico
1	0,57	0,35
2	0,56	0,41
3	0,51	0,36
Média	0,53± 0,06	0,37± 0,04

A evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento revelou boa repetibilidade para os três testes realizados, caracterizando-se por uma fase de rodagem longa durante a qual o coeficiente de atrito foi aumentando de forma suave até à estabilização a partir de cerca de metade da duração de cada teste, Figura 53.

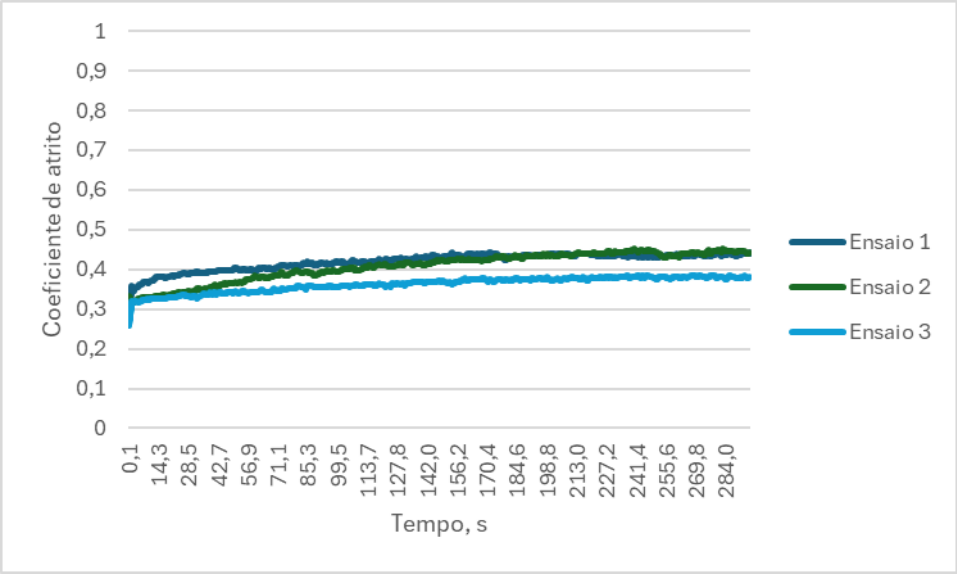


Figura 53 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par ZrO_2 não texturada e revestida com TiO_2 - osso bovino na presença de soro fisiológico

Na Figura 54 apresenta-se o aspeto morfológico da superfície de desgaste de ZrO_2 não texturada e revestida com TiO_2, a qual evidencia um aspeto liso, preservado, apenas perturbado pela existência de algumas depressões que se atribuem a porosidade existente no substrato cerâmico associada ao seu processamento. Na mesma figura, o espetro EDS, representativo da totalidade da superfície de desgaste, evidencia a presença de algum Ti, o que é demonstrativo da preservação deste revestimento fino.

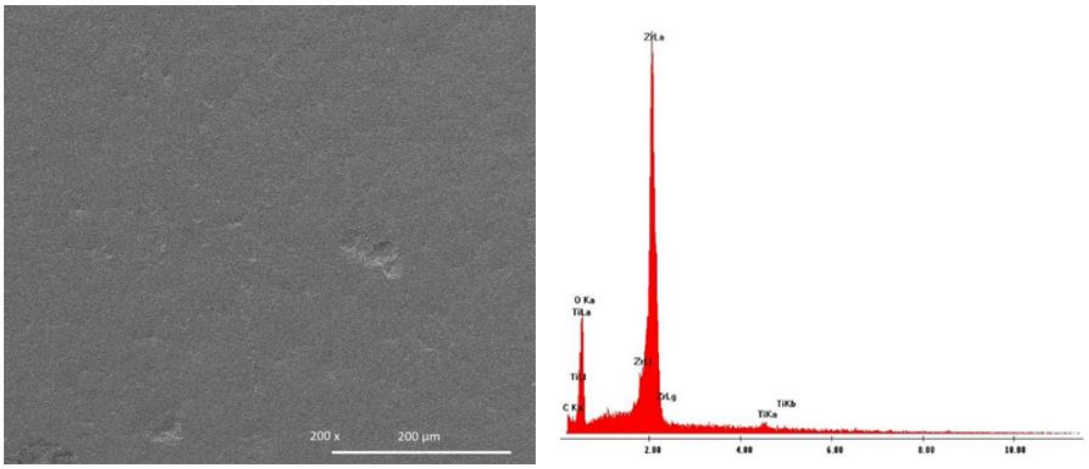


Figura 54 - Micrografia SEM da superfície de desgaste de ZrO_2 não texturada e revestida com TiO_2 e respetivo espetro EDS

4.3.5. Zircónia texturada e revestida com TiO_2

Os valores do coeficiente de atrito estático e dinâmico obtidos para os contactos envolvendo ZrO_2 texturada e revestida com TiO_2 (0,57±0,03 e 0,40±0,03), Tabela 13, foram significativamente superiores aos valores de atrito homólogos registados para o cerâmico de referência (ZrO_2 não texturada e não revestida), Tabela 7 (0,49±0,00 e 0,36±0,01), sendo este um resultado potenciador para o sucesso da aplicação de revestimento de TiO_2 sobre superfícies cerâmicas texturadas de ZrO_2 em implantes.

Tabela 13 - Coeficiente de atrito estático e dinâmico para ZrO_2 texturada e revestida com TiO_2

Ensaio	Estático	Dinâmico
1	0,59	0,38
2	0,54	0,39
3	0,58	0,43
Média	0,57 ± 0,03	0,40 ± 0,03

A evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento, Figura 55, tendeu a apresentar um ligeiro pico no início do teste, o que é justificável pelo facto do contacto envolver contacto osso cortical-superfície texturada, seguindo-se uma fase de rodagem suave e relativamente curta até entrar em regime de atrito estacionário, denotando boa reprodutibilidade entre triplicata de testes.

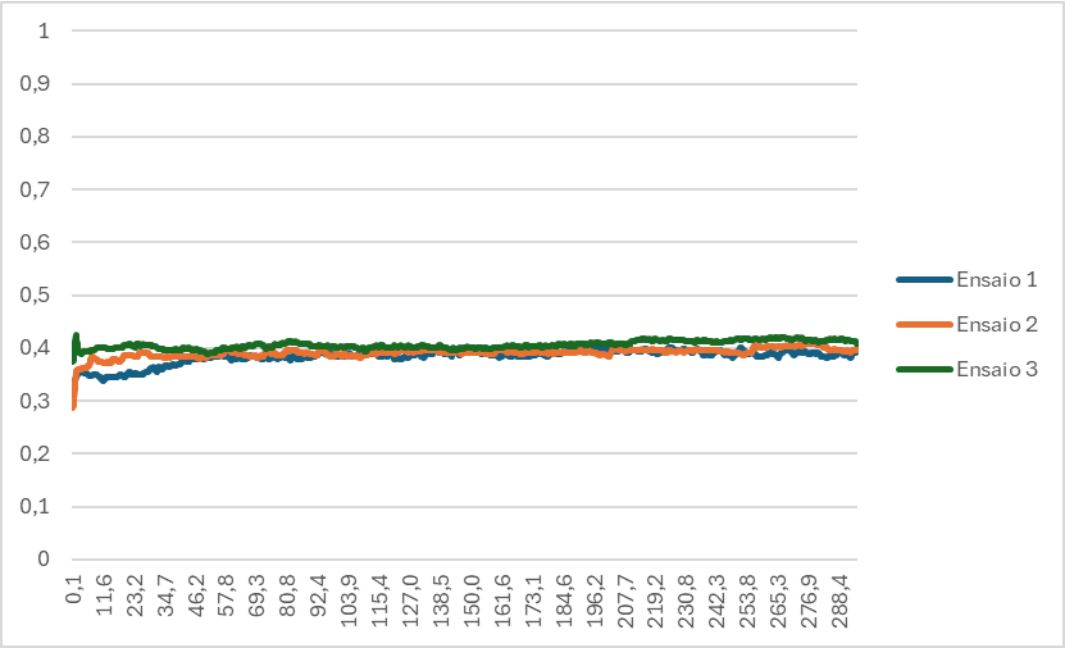


Figura 55 - Evolução do coeficiente de atrito dinâmico durante o deslizamento para o par ZrO_2 texturada e revestida comTiO_2 osso bovino na presença de soro fisiológico.

Na Figura 56 apresenta-se o aspeto geral da superfície de desgaste da ZrO_2 texturada e revestida com TiO_2 bem como o respetivo espetro EDS. A partir de uma análise geral, constata-se que a superfície se encontra em bom estado, evidenciando a textura característica produzida no substrato cerâmico previamente à deposição do filme fino de TiO_2 e integralmente reproduzida pelo revestimento. O espetro EDS, denota a presença de algum Ti, pelo que tal como anteriormente reportado para a superfície de ZrO_2 não texturada, é também aqui demonstrativo da preservação do revestimento fino. Pode assim afirmar-se que a conjugação de valores de atrito relativamente elevados proporcionados por esta superfície em deslizamento contra osso cortical, associada à preservação do revestimento após o teste de desgaste, reforça a potencialidade da sua aplicação em implantes.

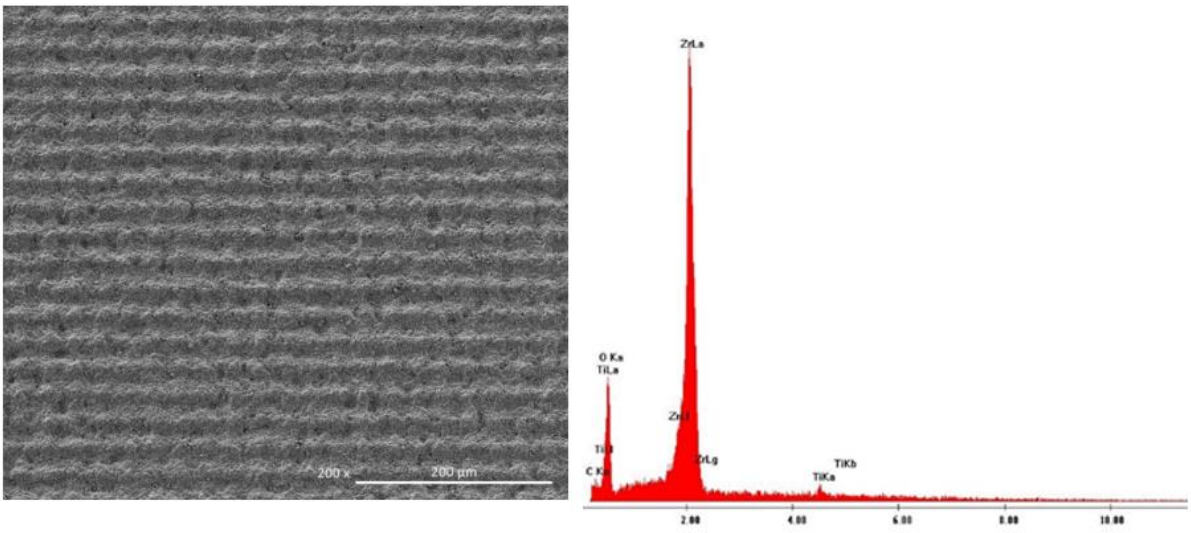


Figura 56 - Micrografia SEM da superfície de desgaste de ZrO_2 texturada e revestida com TiO_2 e respetivo espetro EDS

À semelhança do que foi anteriormente descrito e comprovado para outras das superfícies testadas no âmbito deste estudo, e em particular para superfícies texturadas, ocorreu alguma transferência de material com origem no osso cortical, conforme se pode ver nas micrografias de pormenor da superfície de desgaste apresentadas na Figura 57.

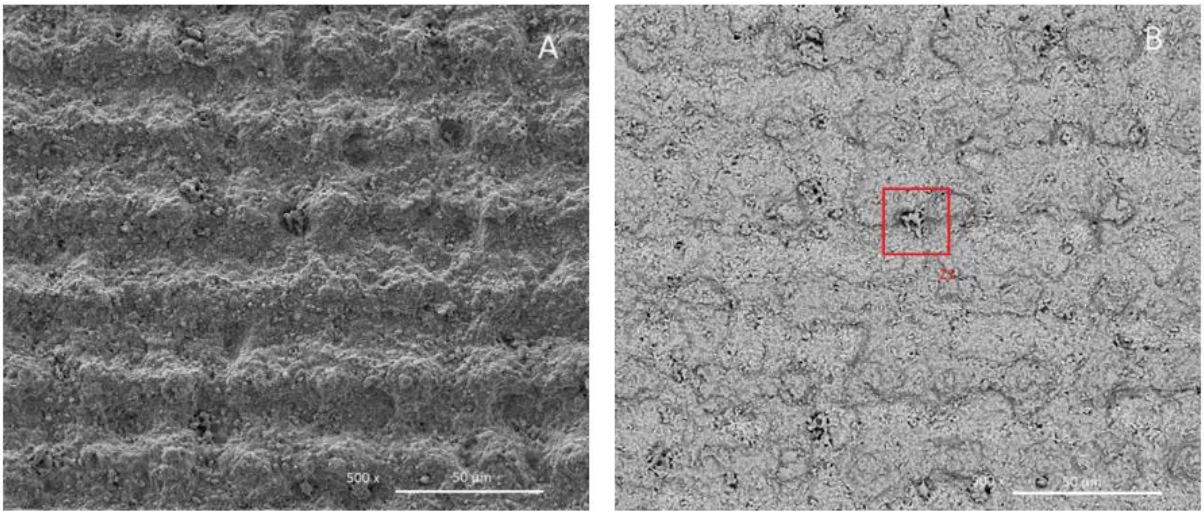


Figura 57 - Micrografias SEM da superfície de desgaste de ZrO_2 texturada e revestida com TiO_2, em eletrões secundários e em eletrões retrodifundidos assinalado na zona Z1 em que se evidencia material aderente com origem na superfície oponente em osso cortica

/

4.4. Resumo dos resultados

Na tabela abaixo podemos ver os valores médios das amostras testadas, bem como os desvios médios.

Tabela 14 - Resultados médios obtidos para as amostras testadas

Material	Coeficiente de atrito estático médio	Coeficiente de atrito dinâmico médio
Ti6Al4V jateado	0,65 ± 0,02	0,32 ±0,05
Ti6Al4V texturado e revestido com ZnO	0,60 ± 0,02	0,44 ± 0,01
Ti6Al4V não texturado e revestido com TiO2	0,54 ± 0,04	0,38 ± 0,03
Ti6Al4V texturado e revestido com TiO2	0,73 ± 0,03	0,50 ± 0,02
Zircónia não texturada nem revestida	0,49 ± 0,00	0,36 ± 0,01
Zircónia não texturada e revestida com ZnO	0,61 ± 0,04	0,37± 0,05
Zircónia texturada e revestida com ZnO	0,51 ± 0,04	0,35 ± 0,01
Zircónia não texturada e revestida com TiO2	0,53± 0,06	0,37± 0,04
Zircónia texturada e revestida com TiO2	0,57 ± 0,03	0,40 ± 0,03

5. Conclusões e Trabalhos Futuros

5.1. Conclusões

Após a conclusão do trabalho experimental e da subsequente análise e discussão dos resultados obtidos no âmbito desta dissertação de mestrado, torna-se possível retirar as seguintes conclusões:

Todas as superfícies revestidas com ZnO ou TiO_2 conseguiram preservar o filme que as revestia após os testes de deslizamento linear alternativo contra osso cortical bovino. Pode mesmo afirmar-se que esta é a principal conclusão deste estudo, uma vez que é de crucial importância que as superfícies revestidas preservem o filme antimicrobiano para que possam ser utilizadas com sucesso em implantes.

As superfícies texturadas revelaram maior potencialidade para implantes, uma vez que tenderam a proporcionar valores mais elevados para o coeficiente de atrito estático, particularmente no caso do revestimento com revestimento de TiO_2.

A presença de revestimento de TiO_2 sobre substratos de liga Ti6Al4V e sobre substratos cerâmicos de zircónia mostrou ser um fator com efeito mais consistente na elevação do coeficiente de atrito do que a presença de revestimento de ZnO.

Por último, analisados todos os resultados de atrito obtidos, torna-se possível concluir que a melhor opção como implante consiste no uso de substrato em Ti6Al4V texturado e revestido com TiO_2, pois este tipo de superfície foi a que apresentou os valores de coeficiente atrito estático destacadamente mais elevados, o que é favorável à fixação primária do implante.

5.2. Trabalhos Futuros

No futuro, seria recomendável ter uma gama de amostras que incorporasse amostras revestidas com e sem textura, Como não acontece com a amostra de Ti6Al4V revestida com ZnO. No contexto do presente trabalho estavam apenas disponíveis amostras com textura, impossibilitando assim a comparação com amostras do mesmo substrato e revestidas, mas sem textura.

Relativamente ao estudo da fixação primária do implante, será importante realizar diferentes testes aos materiais, como por exemplo, ensaios de rugosidade, uma vez que o coeficiente de atrito estático é apenas um parâmetro para chegar a conclusões acerca da fixação primária.

Referências Bibliográficas

[1] N. McGuire, FRICTION AND WEAR FUNDAMENTALS: Characterizing the Tribo-System and Defining the Tribo-Test, Tribol. Lubr. Technol. 72 (2016) 42–50.

[2] H.P. Jost, Tribology — origin and future, Wear. 136 (1990) 1–17.

[3] Herbst, Judith. *The history of transportation*. Lerner Publications, 2005.

[4] B. Elango, L. Bornmann, G. Kannan, Detecting the historical roots of tribology research: a bi-bliometric analysis, Scientometrics. 107 (2016) 305–313. doi:10.1007/s11192-016-1877-6.

[5] B. Bhushan, Introduction to Tribology, 2nd ed., 2013. doi:10.1002/9781118403259.

[6] Z.R. Zhou, Z.M. Jin, Biotribology: Recent progresses and future perspectives, Biosurface and Biotribology. 1 (2015) 3–24. doi:10.1016/j.bsbt.2015.03.001.

[7] I. Hutchings, P. Shipway, Surface topography and surfaces in contact, in: Tribol. Frict. Wear Eng. Mater., 2nd ed., Butterworth-Heinemann, 2017: pp. 7–35. doi:10.1016/b978-0-08-100910-9.00002-7.

[8] Schmid, S. R. (2023). SCHEY'S TRIBOLOGY IN METALWORKING. pp. 37–77. doi:10.1016/B978-0-08-100910-9.00003-9.

[9] S. Wen, P. Huang, Principles of Tribology, 2nd ed., John Wiley & Sons, 2018.

[10] J.D. Majumdar, I. Manna, Laser surface engineering of titanium and its alloys for improved wear, corrosion and high-temperature oxidation resistance, in: Laser Surf. Eng., Woodhead Publishing, 2015: pp. 483–521. doi:10.1016/B978-1-78242-074-3.00021-0.

[11] S.-H. Teoh, Failure in Biomaterials, in: Compr. Struct. Integr., Elsevier, 2003: pp. 1–33. doi:10.1016/B0-08-043749-4/09082-0.

[12] C.P. Turssi, B. De Moraes Purquerio, M.C. Serra, Wear of Dental Resin Composites: Insights into Underlying Processes and Assessment Methods - A Review, J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater. 65 (2003) 280–285. doi:10.1002/jbm.b.10563.

[13] H. Soleimani, M. Moavenian, Tribological Aspects of Wheel – Rail Contact: A Review of Wear Mechanisms and Effective Factors on Rolling Contact Fatigue, Urban Rail Transit. 3 (2017) 227–237. doi:10.1007/s40864-017-0072-2.

[14] Z.R. Zhou, J. Zheng, Tribology of dental materials: A review, J. Phys. D. Appl. Phys. 41 (2008). doi:10.1088/0022-3727/41/11/113001.

[15] V. Shibe, V. Chawla, A Review of Surface Modification Techniques in Enhancing the Erosion Resistance of Engineering Components, Int. J. Res. Mech. Eng. Technol. 4 (2014) 92–95.

[16] Bhushan, B. (2003). Adhesion and stiction: Mechanisms, measurement techniques, and methods for reduction. Journal of Vacuum Science & Technology B: Microelectronics and Nanometer Structures Processing, Measurement, and Phenomena, 21(6), 2262-2296.

[17] Kumar, A., Kumar, A., Kumar, A., Choudhari, A., Gupta, A. K., & Faisal, S. (2024). Introduction to Biotribology: A Science of Surface Interaction. In Applications of Biotribology in Biomedical Systems (pp. 1-26). Cham: Springer Nature Switzerland.

[18] Kumar, A., Kumar, A., & Kumar, A. Applications of Biotribology in Biomedical Systems. (2024). https://doi.org/10.1007/978-3-031-58327-8

[19] Rao, T. V. V. L. N., Kasolang, S. B., Guoxin, X., Katiyar, J. K., & Rani, A. M. A. (Eds.). (2021). Biotribology: emerging technologies and applications.

[20] Park, J. B., & Bronzino, J. D. (2002). Biomaterials. CRC Press.

[21] Zhou, Z. R., & Zheng, J. (2008). Tribology of dental materials: a review. Journal of physics D: applied physics, 41(11), 113001.

[22] Cruz, H. V., Souza, J. C. M., Henriques, M., Rocha, L. A., Cruz, H. V., Souza, J. C. M., ... & Rocha, L. A. (2011). Tribocorrosion and bio-tribocorrosion in the oral environment: The case of dental implants. Biomedical tribology, 1-33.

[23] Nelson, S. J. (2019). Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion. Elsevier Health Sciences.

[24] Fehrenbach, M. J., & Herring, S. W. (2015). Illustrated Anatomy of the Head and Neck. Elsevier Health Sciences.

[25] Roberts-Harry, D., & Sandy, J. (2003). Orthodontics. Part 1: who needs orthodontics? British Dental Journal, 195(8), 433-433.

[26] *Dentição - Atlas de Anatomia do Corpo Humano - Centralx*. (n.d.). https://www.atlasdocorpohumano.com/p/anatomia/sistema-estomatognatico/boca/denticao/

[27] Qualtrough, A. (2002). Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. British Dental Journal, 192(7), 417.

[28] Odonto, N. (2021, October 25). Sorria, hoje é seu dia! NewZ Odonto. https://newz.substack.com/p/sorria-hoje-e-seu-dia

[29] Neville, B. W., Damm, D. D., Allen, C. M., & Chi, A. C. (2015). Oral and Maxillofacial Pathology-E-Book: Oral and Maxillofacial Pathology-E-Book. Elsevier Health Sciences.

[30] Elias, C. N., Fernandes, D. J., de Souza, F. M., dos Santos Monteiro, E., & de Biasi, R. S. (2019). Mechanical and clinical properties of titanium and titanium-based alloys (Ti G2, Ti G4 cold worked nanostructured and Ti G5) for biomedical applications. Journal of Materials Research and Technology, 8(1), 1060-1069.

[31] Tang, C. B., Liu, S. Y., Zhou, G. X., Yu, J. H., Zhang, G. D., Bao, Y. D., & Wang, Q. J. (2012). Nonlinear finite element analysis of three implant–pilar interface designs. International journal of oral science, 4(2), 101-108.

[32] Misch, C. E. (1999). Contemporary implant dentistry. Implant Dentistry, 8(1), 90.

[33] Sykaras, N., Iacopino, A. M., Marker, V. A., Triplett, R. G., & Woody, R. D. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 15(5).

[34] Lemons, J. E. (1990). Dental implant biomaterials. Journal of the American Dental Association (1939), 121(6), 716-719.

[35] Carvalho, Teresa Lucia Lamano, et al. Histologic and histometric evaluation of rat alveolar wound healing around polyurethane resin implants. International journal of oral and maxillofacial surgery, 1997, 26.2: 149-152.

[36] Kawahara, H. (1983). Cellular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors. International dental journal, 33(4), 350-375.

[37] Amarnath, G. S., Muddugangadhar, B. C., Tripathi, S., Dikshit, S., & MS, D. (2011). Biomaterials for dental implants: An overview. International Journal of Oral Implantology & Clinical Research, 2(1), 13-24.

[38] Wennerberg, A., & Albrektsson, T. (2010). On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 25(1).

[39] Chaturvedi, T. P. (2009). An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). Indian Journal of Dental Research, 20(1), 91-98.

[40] Manivasagam, G., Dhinasekaran, D., & Rajamanickam, A. (2010). Biomedical implants: corrosion and its prevention-a review. Recent patents on corrosion science, 2(1).

[41] Adya, N., Alam, M., Ravindranath, T., Mubeen, A., & Saluja, B. (2005). Corrosion in titanium dental implants: literature review. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 5(3), 126-131.

[42] Hulbert, S. F., & Bennett, J. T. (1975). State of the art in dental implants. Journal of dental research, 54(2_suppl), 153-157.

[44] Cranin, A. N., Silverbrand, H., Sher, J., & Satler, N. (1982). The requirements and clinical performance of dental implants. Biocompatibility of dental materials, 4, 92-102.

[45] Tschernitschek, H., Borchers, L., & Geurtsen, W. (2005). Nonalloyed titanium as a bioinert metal–a review. Quintessence international, 36(7).

[46] Wennerberg, A., Albrektsson, T., & Andersson, B. (1996). Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 11(1).

[47] Meffert, R. M., Langer, B., & Fritz, M. E. (1992). Dental implants: a review. Journal of periodontology, 63(11), 859-870.

[48] Williams, D. F. (1981). Implants in dental and maxillofacial surgery. Biomaterials, 2(3), 133-146.

[49] Niinomi, M. (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. Materials Science and Engineering: A, 243(1-2), 231-236.

[50] Ravnholt, G. (1988). Corrosion current and pH rise around titanium coupled to dental alloys. European Journal of Oral Sciences, 96(5), 466-472.

[51] Hoffmann, O., Angelov, N., Gallez, F., Jung, R. E., & Weber, F. E. (2008). The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 23(4), 691-695.

[52] Özkurt, Z., & Kazazoğlu, E. (2011). Zirconia dental implants: a literature review. Journal of oral implantology, 37(3), 367-376.

[53] Tang, W., Fischer, N. G., Kong, X., Sang, T., & Ye, Z. (2024). Hybrid coatings on dental and orthopedic titanium implants: Current advances and challenges. BMEMat, e12105.

[54] Oliveira, M.N., Varela, H.A., Nascimento, R.M. et al. Injectable Platelet-Rich Fibrin in Contact with Bone Substitutes, Porous Zirconia, or Laser-Textured Implant Surfaces: A Detailed Morphological Analysis. Biomedical Materials & Devices 2, 415–426 (2024). https://doi.org/10.1007/s44174-023-00094-9

[55]

[56] Adatia, N. D., Bayne, S. C., Cooper, L. F., & Thompson, J. Y. (2009). Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant pilares. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 18(1), 17-22.

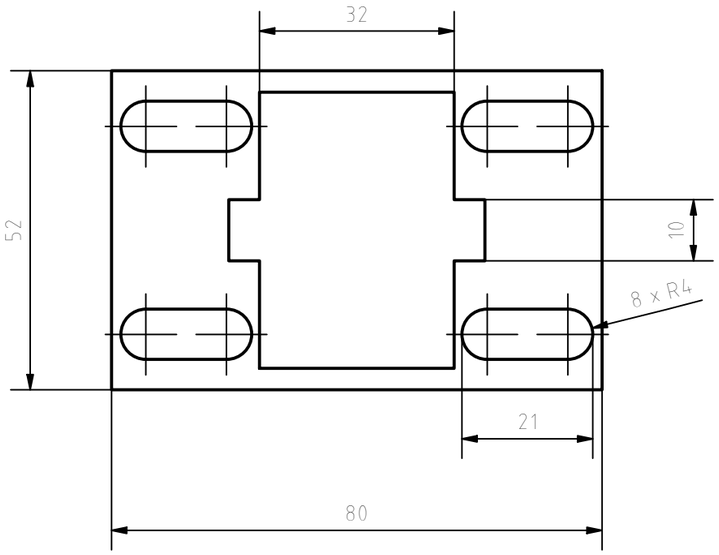
[57] Costa, D., Rodrigues, M. S., Alves, E., Barradas, N. P., Borges, J., & Vaz, F. (2023). Tuning the refractive index sensitivity of LSPR transducers based on nanocomposite thin films composed of noble metal nanoparticles dispersed in TiO2. Materials, 16(23), 7355.

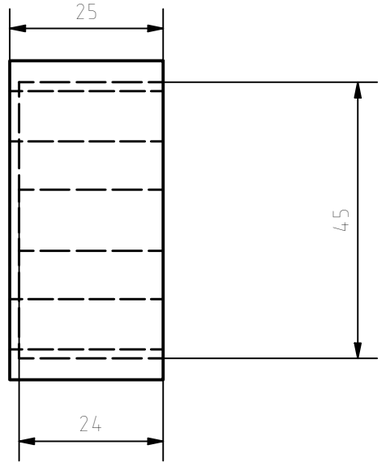
[58] Costa, D., Borges, J., Mota, M. F., Rodrigues, M. S., Pereira-Silva, P., Ferreira, A., ... & Vaz, F. (2019). Effect of microstructural changes in the biological behavior of magnetron sputtered ZnO thin films. Journal of Vacuum Science & Technology A, 37(1).

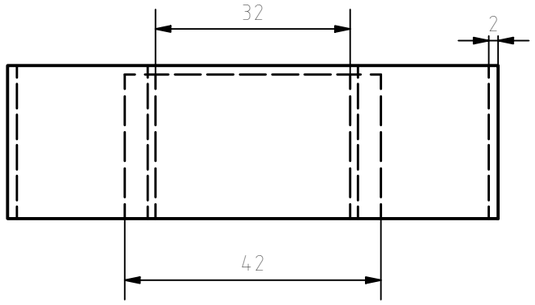
[59] Wang, C., Zhang, G., Li, Z., Zeng, X., Xu, Y., Zhao, S., ... & Ren, T. (2019). Tribological behavior of Ti-6Al-4V against cortical bone in different biolubricants. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 90, 460-471.

6. Anexos

6.1. Anexo 1 e Anexo 2







Nº	DESIGNAÇÃO	Nº DA NORMA Nº DESENHO	MATERIAL	Nº REF	PRODUTO SEMI-ACABADO Nº MOLDE Nº MATRIZ	PESO	OBSERVAÇÕES

TOLERÂNCIAS GERAIS (mm)

DE 0,5 A 3	DE 3 A 6	DE 6 A 30	DE 30 A 120	DE 120 A 315	DE 315 A 1000	DE 1000 A 2000
±0,10	±0,10	±0,20	±0,30	±0,50	±0,80	±1,20

TOLERÂNCIAS ÂNGULARES

DE 3 A 6	±10'
DE 6 A 30	±20'
DE 30 A 120	±30'
ACIMA DE 120	±1°

	Data	Assin.
Desenh	30.12.23	Jorge Veloso
Verific		

Escala 1 : 1

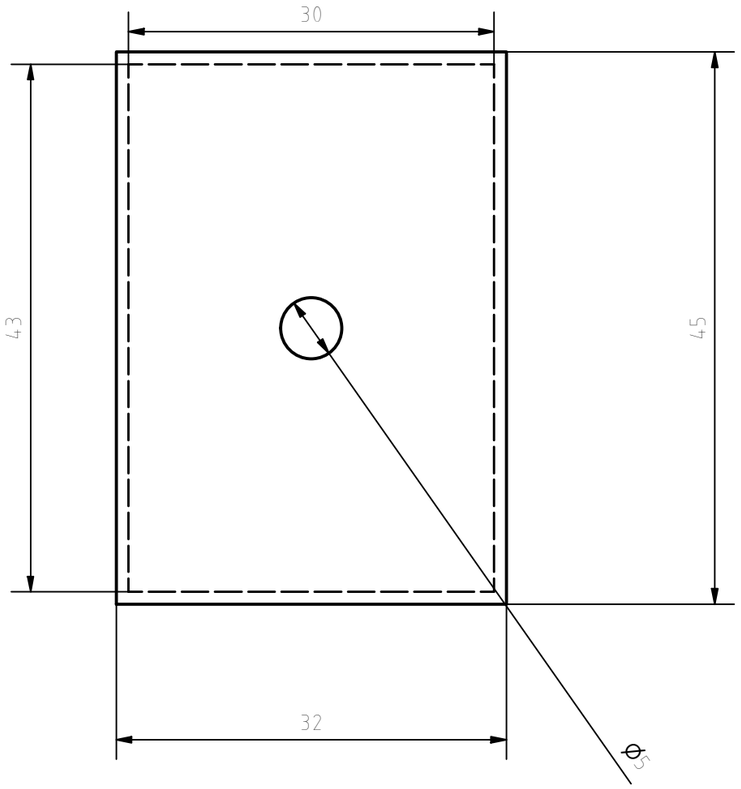
Toler. ISO2768-m

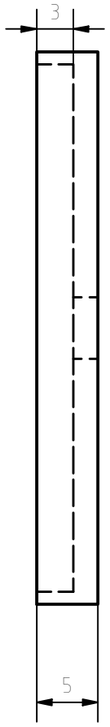
Suporte amostra

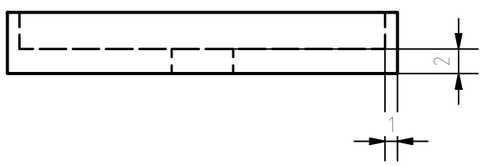
Número de Registo

Substitui:

Substituído por:







Nº	DESIGNAÇÃO	Nº DA NORMA Nº DESENHO	MATERIAL	Nº REF	PRODUTO SEMI-ACABADO Nº MOLDE Nº MATRIZ	PESO	OBSERVAÇÕES

TOLERÂNCIAS GERAIS (mm)

DE 0,5 A 3	DE 3 A 6	DE 6 A 30	DE 30 A 120	DE 120 A 315	DE 315 A 1000	DE 1000 A 2000
±0,10	±0,10	±0,20	±0,30	±0,50	±0,80	±1,20

TOLERÂNCIAS ÂNGULARES

		Data	Assin.
Desenh		30.12.23	J. Veloso
Verific			

DE 3 A 6	±10'
DE 6 A 30	±20'
DE 30 A 120	±30'
ACIMA DE 120	±1°

Escala 2

Toler. ISO2768-m

Suporte Osso

Número de Registo

Substitui:

Substituído por: