

2º CICLO DE ESTUDOS

REABILITAÇÃO ORAL

INFLUÊNCIA DO PROTOCOLO DE TRATAMENTO DA PERI-IMPLANTITE NO COMPORTAMENTO À CORROSÃO DE IMPLANTE DE TITÂNIO

INÊS JACQUES DE NOGUEIRA

M

2023



Mestrado em Reabilitação Oral

Influência do protocolo de tratamento da peri-implantite no comportamento à corrosão de implante de Titânio

Dissertação de candidatura ao grau de Mestre em Reabilitação Oral, submetida à Faculdade de Medicina Dentária – Universidade do Porto

Estudante:

Inês Jacques de Nogueira

Estudante do 2º ano do Mestrado em Reabilitação Oral

Afiliação: Faculdade de Medicina Dentária, Universidade do Porto

Contacto telefónico: +351 914 966 054

Correio eletrónico: mimd12082@fmd.up.pt

Orientador:

Professora Doutora Paula Cristina dos Santos Vaz Fernandes

Professora Auxiliar com Agregação da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Investigadora INEGI, Portugal

Coorientador:

Professora Doutora Inês Sansonetty Gonçalves Côrte-Real

Professora Auxiliar Convidada da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.

Porto, 2023

Agradecimentos

À Professora Doutora Paula Cristina dos Santos Vaz Fernandes, pela sua orientação e dedicação.

À Professora Doutora Inês Sansonetty Gonçalves Côrte-Real, pela sua coorientação.

Agradeço à Professora Doutora Alexandra Manuela Vieira da Cruz Pinto Alves, por me ter recebido na Universidade do Minho. Não seria possível sem a Professora.

À minha família.

Às empresas que disponibilizaram o material, SOADCO® - Klockner® Implant System e EMS® (não existe conflito de interesses nesta Tese).

Agradeço a possibilidade de realização desta Tese a Paula Cristina dos Santos Vaz Fernandes, possibilitando a execução da mesma, mesmo existindo um pré-registo de Patente, registada pela empresa Carevage, Lda; protegida a nível Nacional com o ID 2022-1580JEPPP, cuja inventora é Paula Cristina dos Santos Vaz Fernandes (Sócia da empresa Carevage, Lda).

Índice

1	<i>Introdução</i>	1
1.1	Introdução Geral	1
1.2	Causas de Fracasso/Insucesso dos Implantes Dentários	3
1.3	Peri-Implantite	4
1.4	Microbiologia da Peri-Implantite	7
1.5	Tratamento da Peri-Implantite	7
1.6	O Titânio e as suas propriedades	9
2	<i>Material e Métodos</i>	14
2.1	Materiais	14
2.2	Metodologia	15
2.3	Análise Estatística	17
3	<i>Resultados</i>	18
3.1	Influência dos jateamentos nas superfícies de titânio	19
3.2	Comportamento Eletroquímico das superfícies com e sem jateamento	23
3.3	Análise Estatística	35
4	<i>Discussão</i>	36
5	<i>Conclusão</i>	41
	<i>Trabalhos Futuros</i>	42
	<i>Referências</i>	43
	ANEXOS	51

Índice de Figuras

Figura 1 – Demonstração dos materiais utilizados.....	16
Figura 2 - Micrografias de microscopia eletrônica de varrimento em a) pó AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT, b) pó AIR-FLOW® PLUS e Espectros de espectroscopia de raio x por dispersão em energia (EDX) referente c) pó AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT e d) pó AIR-FLOW® PLUS.....	19
Figura 3 - Micrografias de MEV das superfícies sem jateamento, com jateamento com pó AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT (B) e com jateamento com pó AIR-FLOW® PLUS (P).....	22
Figura 4 - Evolução do potencial de circuito aberto ($E_{(OCP)}$) com o tempo de imersão nos últimos 5 minutos em saliva artificial a 37°C para todas as superfícies testadas antes e após o jateamento com os dois pós.....	25
Figura 5 - Curvas de polarização potenciodinâmica para todas as amostras testadas, antes e após os jateamentos com as partículas dos pós B e P, em saliva artificial a 37 °C.....	27
Figura 6 - Espectros de EIS na forma de diagrama de Bode para todas as superfícies estudadas, antes e após os jateamentos com as partículas dos pós B e P.....	33

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Classificação da Peri-Implantite.....	5
Tabela 2 - Valores da densidade de corrente de passivação (i_{pass}), do potencial de corrosão ($E_{(i=0)}$), e do potencial de circuito aberto (E_{OCP}).....	28
Tabela 3 - Valores de impedância e ângulo de fase máxima.....	33

Lista de Siglas e Abreviaturas

AAP – *American Academy of Periodontology*

Ag – Prata

AgCl – Cloreto de prata

C – Carbono

CHX - Clorohexidina

CpTi – *Commercially Pure Titanium*

EAO – *European Association for Osseointegration*

E_b – Potencial de transpassivação

$E_{corr}/E(i=0)$ – Potencial de corrosão

EDX - Espectroscopia de raios X por dispersão em energia

EIS - *Electrochemical Impedance Spectroscopy*

HCl – Ácido Clorídrico

HPS – Hemorragia pós-sondagem

i_{pass} – Densidade de corrente de passivação

KCl – Cloreto de Potássio

MEV – Microscopia Eletrônica de Varrimento

μm – Micrómetro

μg – Micrograma

mg – Miligrama

mL – Mililitro

mm – Milímetro

Na – Sódio

NaCl – Cloreto de Sódio

nm – Nanómetro

O – Oxigénio

OCP – *Open Circuit Potential*

PO – Perda óssea

ppm – Parte por milhão

PS – Profundidade de sondagem

rpm – Rotações por minuto

Si – Silício

Ti – Titânio

TiO₂ – Dióxido de titânio

Resumo

Introdução: A implantologia é uma área da medicina dentária que tem vindo a ser aprimorada até ao momento atual.

Com diversos objetivos e finalidades, os implantes dentários são utilizados em casos de reabilitação de dentes perdidos unitários, múltiplos ou de arcadas totais.

Sendo que a sua utilização apresenta uma taxa de sucesso elevada, com esta crescente utilização, foram sendo também estudadas as causas de perda de implantes dentários e de fatores, intrínsecos ou extrínsecos ao hospedeiro, que podem contribuir para o fracasso dos mesmos. Entre estas causas de fracasso, encontra-se a peri-implantite que é definida como uma inflamação dos tecidos peri-implantares, traduzindo-se numa perda do osso de suporte e, em último caso, à perda do implante.

Um fator relevante para minimizar estes danos passa pelo tipo de superfície implantar e técnicas que permitam um maior controlo da placa supra e infra gengival. Existem inúmeras recomendações para o tratamento e controlo da peri-implantite. A utilização de pós de jateamento tem sido estudada, como uma técnica coadjuvante ao tratamento da doença peri-implantar, acreditando-se que poderá aumentar, dessa forma a sobrevida do implante dentário.

Objetivos: O objetivo deste estudo *in vitro* é caracterizar diferentes superfícies de implantes de titânio, comercialmente disponíveis, em ambiente simulador de peri-implantite e avaliar o seu comportamento à corrosão em pH3, após jateamento com 2 tipos de pós (AIRFLOW® PLUS e AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT - EMS®).

Metodologia: Foram jateados, com 2 pós distintos, 5 discos representativos de 5 superfícies de implantes dentários com diferentes tratamentos de superfície: Ti maquinado (controlo), Ti passivado em ácido cítrico (AC), Ti passivado em ácido clorídrico (HCl), e superfícies de ContacTi® (AC_C e HCl_C)(SOADCO® - Klockner® Implant System).

Resultados: As superfícies de Ti, AC e HCl, do ponto de vista topográfico, não foram afetadas pelo jateamento, independentemente do pó utilizado. As superfícies

de ContacTi® perderam a estrutura em malha conferida pelo tratamento termoquímico, após o jateamento com qualquer um dos pós. As superfícies AC e HCl, após jateamento com ambos os pós, demonstraram um valor de i_{pass} menor do que nas superfícies iniciais. As superfícies de ContacTi® quando jateadas com as partículas P, demonstraram um valor de i_{pass} menor, contudo, quando jateadas com as partículas B, ocorreu um incremento do valor de i_{pass} .

Conclusões: As alterações da morfologia da superfície dos implantes de titânio estudadas, dependem mais das suas características, nomeadamente do que se apresenta comercialmente disponível, do que dos pós utilizados. O pó de bicarbonato condicionou taxas de corrosão ligeiramente superiores.

Palavras-chave: Peri-implantite, implante dentário de titânio, corrosão, jateamento.

Abstract

Introduction: Implantology is an area of dentistry that has been improved to this day.

With different objectives and purposes, dental implants are used in cases of replacement of single, multiple or full arch teeth.

Since its use has a high success rate, with its increasing use, the causes of implant failures and factors, intrinsic or extrinsic to the host, that may contribute to their failure were also studied. Among these causes of failure is peri-implantitis, which is defined as an inflammation of the peri-implant soft tissues, resulting in loss of supporting bone and, ultimately, loss of the implant.

A relevant factor to minimize this damage is the type of implant surface and techniques that allow greater control of supra and infragival plaque.

There are numerous recommendations for the treatment and control of peri-implantitis.

The use of blasting powders has been widely studied as an adjuvant technique in the treatment of peri-implant disease, thus increasing the survival of the dental implant.

Objectives: The aim of this in vitro study is to characterize different surfaces of commercial titanium implants in a peri-implantitis environment and their corrosive behavior at pH3, after blasting with 2 types of powders (AIRFLOW® PLUS and AIRFLOW® CLASSIC COMFORT), kindly provided by EMS®.

Methodology: Five discs representing 5 surfaces of dental implants were sandblasted: machined Ti (control), Ti passivated in citric acid (AC), Ti passivated in hydrochloric acid (HCl), and ContacTi® surfaces (AC_C and HCl_C).

These discs were kindly provided by-(SOADCO® - Klockner® Implant System)

Results: Ti, HCl and AC surfaces, from a topographical point of view, were not affected by blasting, regardless of the powder used. The ContacTi® surfaces lost the mesh structure conferred by the thermochemical treatment after blasting with

any of the powders. The HCl and AC surfaces, after blasting with both powders, demonstrated a lower i_{pass} value than the initial surfaces. ContacTi® surfaces, when blasted with P particles, showed a lower i_{pass} value, however, when blasted with B particles, there was an increase on the i_{pass} value.

Conclusions: Changes in the surface morphology of titanium implants depend more on their commercial characteristics than on the powders used. Usually, sodium bicarbonate powder leads to slightly higher corrosion rates.

Keywords: Peri-implantitis, titanium dental implant, corrosion, sandblasting.

1 Introdução

1.1 Introdução Geral

Atualmente, a implantologia é uma das áreas da Medicina Dentária com grande impacto. Esta área permite a substituição da dentição natural por algum motivo perdida, substituindo-se a mesma por implantes dentários. Inúmeras técnicas têm-se vindo a desenvolver (1).

Conceitos como carga imediata, implante pós-extraccional, implante curto ou tipo de conexões entre implante e componente são hoje amplamente utilizados em estudos de forma a melhorar a especialidade e as técnicas cirúrgicas (2).

O principal objetivo na utilização de implantes dentários é o de aliar a função com a estética, permitindo a existência de substitutos das peças dentárias após a exodontia (1).

No início da utilização dos implantes dentários a grande preocupação era a função, no entanto, com o desenvolvimento da área, a estética foi assumindo um lugar de destaque no que diz respeito à investigação e à procura de melhorar a técnica do tratamento de superfícies, assim como o desenho e configuração dos implantes (3).

As primeiras cirurgias de implantes foram realizadas por Bränemark no ano de 1965 que, no período de seguimento, constatou resultados inaceitáveis, com taxas de sucesso de apenas 50% (3).

Durante os anos 70, os implantes dentários ficaram marcados por evoluções no que diz respeito ao seu desenho, contribuindo para um melhor tempo de cicatrização. Para isso contribuíram também o desenvolvimento de técnicas cirúrgicas e peças protéticas (3,4).

Apesar do seu grande contributo para o progresso, Bränemark foi bastante criticado pela escola Sueca, pois (4):

- A osteointegração não foi aceite como uma constatação clínica, sendo até considerada impossível pois, segundo os críticos, um objeto estranho nunca seria ancorado no osso humano;

- E pelo facto de Bränemark ser um médico de clínica geral e não um médico dentista, levou a que vários pacientes do estudo de 5 anos, realizado pelo mesmo, tivessem de ser submetidos a segundas cirurgias.

Após vários anos de pesquisas, *follow-up* e colocações de implantes dentários, foram surgindo novas técnicas, novos desafios e novas preocupações (2).

Atualmente, a colocação de implantes tende a ser uma técnica cirúrgica mais simples e prende-se a detalhes de milímetros que fazem a diferença entre o sucesso e o insucesso, mas ainda está muito dependente, de um correto planeamento e seguimento do paciente e, pela elevada taxa de peri-implantite, que continua a ser subestimada pela literatura científica Internacional (provavelmente por com as pressões das casas comerciais, que não possuem interesse em assumir a existência da mesma) (5,6,7,8,9)

Vários estudos sobre esta temática demonstraram que após a colocação de um implante dentário ocorre uma recessão da margem gengival que oscila entre os 0,4 e os 1,7mm (1). Tarnow referiu o mesmo, reiterando que após 3 meses já existia uma perda óssea em 80% dos indivíduos, resultando em 1 mm após 12 meses (2).

Em 1995, Schroeder usou o termo “anquilose funcional” para descrever o processo de fixação rígida do implante ao osso e afirmou que novo osso é depositado diretamente sobre a superfície do implante, desde que as regras para a colocação atraumática sejam seguidas (rotação do instrumento cortante menor que 800 rpm, irrigação com soro fisiológico estéril). Adicionalmente, para adquirir as condições favoráveis para a osteointegração, o implante deve apresentar boa estabilidade primária (10,11,12,13).

A estabilidade primária de um implante é um dos pré-requisitos após colocação para obter ancoragem e osteointegração. A osteointegração, define-se clinicamente como a ausência de mobilidade do implante no leito implantar após a colocação do mesmo, em carga funcional após 6 meses (10).

1.2 Causas de Fracasso/Insucesso dos Implantes Dentários

Em 2007, Montes C *et al.* realizaram um estudo onde conseguiram identificar as principais causas nas perdas dos implantes dentários. Neste estudo, foram analisados 3578 pacientes reabilitados com implantes dentários, entre 1996 e 2006, onde constataram que houve perda em 126 (3,5 %), sendo que 88,2 % destas perdas ocorreram antes da carga do implante e maioritariamente na zona posterior da mandíbula (58,5%). A maioria destas perdas de implantes (75%) não demonstraram causa clínica aparente, no entanto, as restantes foram identificadas:

- 17,5 % por causas iatrogénicas (técnicas cirúrgicas, contaminação e/ou trauma oclusal);
- 3,5 % por dados em falta;
- 3 % devido a pobre qualidade e quantidade óssea;
- 1 % devido a peri-implantite (14).

Em 2011, Prasad *et al.* referiram que, uma vez iniciada a reabsorção e remodelação óssea, após colocação de um implante, pode resultar num aumento da acumulação bacteriana, dando origem a processos infecciosos tais como a peri-implantite, que por sua vez pode levar a uma maior perda óssea e, em último caso originando a perda do implante dentário (15).

Esta remodelação/reabsorção afeta também os contornos gengivais, podendo levar à perda da papila inter-proximal (1).

1.3 Peri-Implantite

O termo peri-implantite surgiu para caracterizar o estado de uma doença inflamatória que provoca a diminuição do suporte ósseo em redor dos implantes (5,10,16).

A peri-implantite é distinta da mucosite, pois nesta última existe inflamação ao redor do implante, mas não se caracteriza pela perda óssea e tem caráter reversível (17).

Apesar de os implantes partilharem características semelhantes aos dentes como a presença de epitélio juncional e parte de um componente de tecido conjuntivo, existem diferenças (18). A relação entre o tecido conjuntivo e a superfície do implante, onde ocorre a adaptação de fibras de colagénio numa disposição paralela em relação ao implante, caracteriza-se por uma redução de vascularização no tecido conjuntivo peri-implantar, que pode potenciar a presença de peri-implantite (19). Contrariamente, no caso dos dentes naturais, existem fibras de inserção, oblíquas e perpendiculares, ligadas ao cimento radicular; que permitem outro tipo de condições para o estabelecimento de doença periodontal (19).

Em 2012 é proposta uma classificação da peri-implantite em três estádios, respetivamente leve, moderada ou grave, de forma a permitir avaliar a prevalência e estudar opções de tratamento (20). Na tabela 1 está apresentada a classificação da peri-implantite referida.

Tabela 1 – Classificação da peri-implantite, Fonte: Froum, S. J., & Rosen, P. S. (2012) adaptado sem autorização dos autores.

Leve	PS $\geq$ 4 mm (HS e/ou supuração) Perda óssea < 25% do comprimento implantar
Moderada	PS $\geq$ 6mm (HS e/ou supuração) Perda óssea 25% a 50% do comprimento implantar
Severa	PS $\geq$ 8mm (HS e/ou supuração) Perda óssea > 50% do comprimento implantar

Segundo Renvert, um implante é considerado saudável quando não há sinais clínicos visíveis de inflamação ao redor do mesmo, ou seja, os tecidos gengivais encontram-se de cor rosa e de consistência firme, sem supuração ou hemorragia após sondagem, sem bolsas e sem perda óssea marginal superior à normal no processo de remodelação (18).

Por outro lado, os implantes afetados por peri-implantite demonstram sinais clínicos de inflamação, tais como a gengiva mole, inchada e de aspeto brilhante, hemorrágica aquando da sondagem, e com presença de bolsas peri-implantares (18).

Se esta condição não for tratada, a inflamação dos tecidos moles marginais irá piorar, resultando numa condição inflamatória irreversível (19,20).

A prevalência da peri-implantite parece aumentar em função do tempo em carga do implante (21). No entanto, estudos apontam para um sucesso aumentado em casos tratados em fases iniciais (22).

A este respeito, em 2020, Fu e Wang sumarizaram os seguintes fatores como predisponentes ao desenvolvimento da peri-implantite (23):

- Relacionados com o Paciente

- Deficiente controlo de placa bacteriana (24);
- Falta de consultas de controlo regulares (25);
- História de doença periodontal (26,27);
- Tabagismo (28);
- Diabetes (29,30).

- Relacionados com o desenho do implante

- Superfície do implante (31);
- Desenho da plataforma (32);
- Produtos reativos ao titânio (33).

- Relacionados com o local do implante

- Fenótipo gengival/*Background* genético (5,34);
- Presença de infeção (35).

- Relacionados com a prótese

- Excesso de cimento (36);
- Estruturas sobre contornadas (37);
- Espaços interproximais aumentados e excesso de carga oclusal (38).

- Relacionados com o clínico

- Mau posicionamento tridimensional do implante (39).

1.4 Microbiologia da Peri-Implantite

Em termos microbiológicos Valente *et al.* (40), em 2016, mencionaram que a superfície do implante é colonizada por agentes microbianos nos primeiros 30 minutos após a colocação do implante, mantendo-se idêntica na primeira semana.

Até aos 3 meses de colocação, a população bacteriana sofre um aumento das espécies de *P. gingivalis*, *T. forsythia* e *T. denticola*. No entanto, após 1 ano da colocação do implante, parece haver um aumento de *T. forsythia* e diminuição de *P. gingivalis* (41, 42).

No que toca a estudos em humanos sobre a microbiota presente nos locais peri-implantares, é comum encontrar *Prevotellaceae*, *Porphyromonas gingivalis*, *Fusobacterium nucleatum*, *Tannerella forsythia* e *Treponema denticola* em locais com doença peri-implantar, assim como cocos gram positivos em implantes em locais saudáveis (40, 43).

1.5 Tratamento da Peri-Implantite

Tanto a doença periodontal como a doença peri-implantar partilham achados clínicos e etiologias similares, como tal, o tratamento também tem bases partilhadas. No entanto, os resultados e posterior sucesso podem variar.

Tal como referido anteriormente, o sucesso está intimamente relacionado com o momento do início do tratamento, ou seja, quanto mais cedo forem tomadas medidas contra a peri-implantite, maior será a taxa de sucesso do mesmo (44).

Num estudo publicado por Rokaya e colaboradores (45), em 2020, estabeleceram-se diferentes tipos de abordagens no que toca ao tratamento da peri-implantite. As abordagens distintas consideradas encontram-se discriminadas de seguida.

A. Tratamento Não cirúrgico

a) Métodos mecânicos

- a) Através do desbridamento mecânico, removendo a placa bacteriana associada à superfície do implante. Para tal, poderão ser usadas curetas, pontas ultrassônicas, jatos de ar e escovas de titânio. Este tratamento pode ser combinado com antibioterapia, ajudando no sucesso do mesmo.

b) Antissépticos

- a) São usados para reduzir a flora microbiana através de irrigação local. A clorhexidina é comumente utilizada na doença periodontal e na doença peri-implantar, atrasando a colonização bacteriana.

c) Antibacterianos

- a) Usados como adjuvante no tratamento mecânico da peri-implantite, inibindo ou eliminando o agente infeccioso. Entre os antibacterianos de eleição encontra-se a minociclina e a gentamicina.

B. Descontaminação da superfície

a) Através de métodos químicos

- a) Ácido cítrico
- b) EDTA
- c) Peróxido de hidrogénio
- d) Solução salina

b) Laser

- a) A aplicação de laser nos locais peri-implantares resulta na ativação dos fotoreceptores, que através de um processo celular, aumenta a síntese de colagénio, o que contribui para a regeneração tecidual.

C. Tratamento cirúrgico

a) Jato de pó abrasivo

- a) O polimento da superfície do implante com pó de jateamento induz um maior controlo da placa bacteriana supra e infragengival, aumentando a remoção do biofilme quando comparado com vários tipos de instrumentação mecânica.

b) Cirurgia recetiva

- a) É realizado um acesso cirúrgico à lesão, permitindo de uma forma direta reduzir a profundidade das bolsas peri-implantares e corrigir o defeito ósseo. De salientar que o seu uso em zonas estéticas é limitado devido à possibilidade de recessão gengival.

c) Cirurgia regenerativa

- a) Podem ser usados enxertos ósseos no local da lesão de forma a regenerar a lesão peri-implantar. Atualmente os fatores de crescimento estão a ser amplamente utilizados neste tipo de cirurgia regenerativa.

1.6 O Titânio e as suas propriedades

O titânio é o material mais utilizado na produção de implantes dentários. Exibe características mecânicas e biológicas favoráveis, uma vez que é raramente rejeitado pelo humano e apresenta níveis de toxicidade baixos (46).

Dentro deste material surgem quatro graus de titânio comercialmente puro (CpTi) usado em vários biomateriais de implantes. Nestes 4 graus existem diferentes quantidades dos seus elementos intrínsecos como o carbono, oxigénio, ferro, hidrogénio e azoto (46).

O grau V é o mais utilizado do ponto vista comercial referindo-se à liga de titânio Ti-6Al-4V (46).

Existem diversas características positivas associadas ao titânio, são elas a sua biocompatibilidade, capacidade de osteointegração, capacidade mecânica funcional, densidade relativamente baixa quando comparada com outros biomateriais e excelente resistência à corrosão conferida pela presença do seu filme passivo (47).

A passivação trata-se de um crescimento de uma camada formada à superfície do implante que protege o material de fatores externos. Na presença de oxigênio, o material oxida formando uma camada fina de dióxido de titânio (TiO_2). Caso esta mesma camada tenha algum tipo de dano, na presença de oxigênio observa-se a sua regeneração, com a formação de uma nova camada de proteção deste óxido. Estes motivos são os que o tornam o material de maior eleição para a produção de implantes dentários (48).

Diversos estudos verificaram o aparecimento de partículas de titânio e produtos derivados da sua degradação em tecidos orais e não orais. As causas deste aparecimento estarão relacionadas muito provavelmente com desgaste mecânico, contato com agentes químicos e interações com componentes presentes no biofilme e células inflamatórias do hospedeiro (48,49)

Estes fatos podem ocorrer durante a colocação do próprio implante, colocação da componente protética com implante ou até aquando da sua higienização (micromovimentos entre implante e a supraestrutura durante a sua função) (50).

Desta forma, surge o conceito de 'tribocorrosão', que é um processo de degradação do material devido ao efeito combinado de atrito/desgaste e corrosão. A corrosão é definida pela perda, espontânea e progressiva de material provocada pela exposição ao meio a que esta inserido. Num ambiente húmido ao nível dos implantes podemos ter três tipos de fenómenos corrosivos, nomeadamente corrosão química, mecânica e eletroquímica (51).

O grau de corrosão de um implante é afetado por múltiplos fatores como a presença de determinados componentes salivares, o pH, a capacidade tampão e a tensão superficial salivar (52).

- A corrosão húmida/eletroquímica precisa sempre de um eletrólito ou de um ambiente húmido para ocorrerem.

- A corrosão mecânica advém de tensões funcionais sobre os implantes e dos seus componentes protéticos existindo por isso um maior enfraquecimento e presença de fissuras que aumentam a probabilidade de uma reação corrosiva (52).

Existem várias categorias de corrosão, mas apenas algumas, que a seguir se descrevem, são encontradas na cavidade oral (53). Respetivamente:

- Corrosão uniforme – remoção regular e uniforme de iões metálicos do implante ou da superfície da supraestrutura protética.

- Corrosão intersticial – surge entre superfícies constrictas ou entre duas superfícies próximas, onde existe escassez de oxigénio, concretamente na interface pilar-implante.

- Corrosão galvânica – tipo de corrosão que acontece quando diferentes tipos de metais estão em contacto direto dentro da cavidade oral. Os iões metálicos são libertados como resultado da atividade galvânica, promovendo a corrosão preferencial do metal menos nobre.

- Corrosão por picadas - é uma forma de corrosão que surgem em superfícies de metal completamente expostas, sem qualquer tipo de fendas aparentes. Este tipo ocorre associado às utilizações de soluções à base de flúor, tanto durante o procedimento dentário como presente nos cuidados de higiene. O titânio não é suscetível a este tipo de corrosão.

- Corrosão com fadiga – acontece quando o metal entra em fadiga e há formação de fissuras tornando o implante suscetível à corrosão quando em contato com o ambiente.

- Corrosão por *fretting* – tipo de corrosão que ocorre entre o implante e osso ou entre dois metais que deslizam um no outro durante a função. Tal acontece nas superfícies de contato, assim como na interface pilar-implante. Este tipo de corrosão é caracterizado por movimentos de pequena amplitude.

- Corrosão microbiana – os processos inflamatórios como resultado da resposta dos hospedeiros aos materiais e subprodutos criados pelas bactérias anaeróbias,

potenciam um ambiente ácido que é corrosivo para o implante e seus componentes.

Os tipos de corrosão mais prevalentes clinicamente são a galvânica, a tribocorrosão e a intersticial.

Os tipos de corrosão acontecem simultaneamente e de forma independente uns dos outros, em alguns casos são complementares entre si ou uma extensão de um tipo anterior de corrosão.

O titânio é um material não tóxico e raramente rejeitado pelo corpo humano. Tem grande capacidade de osteointegração, permitindo a sua utilização nos implantes dentários devido à sua previsibilidade de manutenção na cavidade oral (54).

Contudo, o titânio pode provocar reações de hipersensibilidade e por vezes reações imunológicas. O aparecimento de partículas de titânio, produtos de desgaste, contribui para o desenvolvimento e progressão da peri-implantite (55).

A homeostasia entre a formação óssea e a sua reabsorção pode ser afetado por resíduos de titânio. Existem duas formas que podem afetar este mesmo equilíbrio, diretamente por ativarem diferencialmente osteoclastos e osteoblastos, ou , indiretamente por induzirem a formação e secreção de citocinas inflamatórias produzidas por macrófagos e linfócitos, como por exemplo o TNF- α , a IL-1 β e o RANKL (56).

Os íons de titânio em concentrações de 9 ppm agem em conjunto com as bactérias P.gingivalis-LPS, com a finalidade de aumentar a expressão do CCL2 (responsável pela ativação do infiltrado monocitário), do RANKL e da OPG no tecido gengival. Acredita-se que a presença de íons de titânio aumenta o desenvolvimento e agravamento da inflamação dos tecidos e da reabsorção óssea (57).

As células epiteliais bem como os fibroblastos reagem à presença de partículas de titânio, provocando uma subida na resposta aos danos do ADN, comprometendo potencialmente a barreira do epitélio oral, alterando o equilíbrio das células epiteliais (49).

Diversos estudos identificaram alguns fatores que modulam estes efeitos, nomeadamente o tamanho das partículas e a associação com moléculas como o LPS. (58)

As manifestações clínicas observadas em situações de corrosão dos implantes dentários variam desde a descoloração dos tecidos moles circundantes ao implante até a perda de osso de suporte, agravando, neste último caso, a condição da peri-implantite (59).

Neste estudo, o objetivo é avaliar de que forma o jateamento com diferentes pós tem influência no comportamento à corrosão das superfícies de titânio.

Assim, a hipótese de investigação é que o jateamento com diferentes pós não influencia o comportamento à corrosão das diferentes superfícies comerciais de titânio.

2 Material e Métodos

2.1 Materiais

Para a realização deste estudo foram selecionados discos de titânio (CpTi) com 5 mm de diâmetro e 3 mm de altura produzidos pela SOADCO® - Klockner® Implant System) com 5 diferentes tratamentos de superfície:

- Superfície de Ti Maquinado (Ti) – Controlo
- Superfície de Ti com jateamento de partículas de Al_2O_3 e passivado com ácido cítrico (AC)
- Superfície de Ti com jateamento de partículas de Al_2O_3 e passivado com ácido clorídrico (HCl)
- Superfície de Ti com jateamento de partículas de Al_2O_3 e passivado com ácido cítrico seguido de um tratamento termoquímico - ContacTi® (AC_C)
- Superfície de Ti com jateamento de partículas de Al_2O_3 e passivado com ácido clorídrico seguido de um tratamento termoquímico - ContacTi® (HCl_C)

Foram usadas 3 amostras de cada tipo de superfície que foram jateadas com 2 tipos de pós de jateamento distintos:

- AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT (bicarbonato de sódio) (Partículas B)
- AIR-FLOW® PLUS (eritritol) (EMS® Electro Medical Systems, Nyon, Switzerland) (Partículas P)

Adicionalmente criou-se um grupo controlo em que não foram realizados jateamentos.

2.2 Metodologia

Para cada amostra de estudo (disco de titânio correspondente à superfície a estudar) foram considerados os seguintes procedimentos:

1. Escolha aleatória da amostra de titânio correspondente à superfície a estudar;
2. Fixação do disco de titânio num suporte de teflon, salvaguardando 5 mm de distância entre o disco a testar e a ponta de jateamento do dispositivo AIRFLOW® Prophylaxis Master (EMS® Electro Medical Systems, Nyon, Switzerland);
3. Jateamento da superfície de titânio com movimentos de vai e vem, durante 30 segundos, a intensidade constante e distância inalterável;
4. Lavagem do suporte e recipiente com água destilada;
5. Remoção dos discos e secagem com papel;
6. Armazenamento e identificação do disco de titânio num tubo de *Eppendorf*;
7. Análise com microscopia electrónica de varrimento das superfícies antes e após jateamento;
8. Os ensaios de corrosão foram realizados numa célula eletroquímica de 3 eléctrodos, em que o eléctrodo de Ag/AgCl saturado foi usado como eléctrodo de referência, o eléctrodo de Pt como eléctrodo auxiliar e as amostras como eléctrodo de trabalho, ligados a um potencióstato (Gamry Potentiostat/Galvanostat/ZRA (modelo REF600+));
9. As amostras foram imersas num eletrólito de saliva artificial Fusayama-Meyer (0,4g/L NaCl, 0,4g/L KCl, 0,795 g/L CaCl₂.2H₂O, 0,005 g/L Na₂S₉H₂O, 0,69 g/L NaH₂PO₄.2H₂O, 1 g/L ureia) a 37± 2°C. O pH da saliva foi ajustado com NaOH (6M) a 3.01 ± 0,02, tendo uma área exposta de eletrólito de 0,13 cm²;
10. O potencial de circuito aberto (OCP – Open Circuit Potential - Inglês) foi monitorizado até à sua estabilização sendo que o sistema foi identificado como estável quando o $\Delta E < 60$ mV/h. Posteriormente à estabilização do sistema foram executados ensaios de espectroscopia de impedância electroquímica (Electrochemical Impedance Spectroscopy - EIS) onde foi

varrido um intervalo de frequências de 10^5 até 10^{-2} Hz com 7 pontos/década, com uma amplitude de sinal sinusoidal de ± 10 mV, permitindo assim assegurar a linearidade da resposta do eletrodo;

11. Terminados os ensaios EIS, o OCP monitorizou-se num intervalo de 300 segundos (5 minutos), seguindo-se assim, os ensaios de polarização potencio dinâmica, com uma gama de potenciais, iniciando-se a $-0,250V_{OCP}$, movendo-se na direção anódica até $1,50 V_{Ag/AgCl}$ com uma taxa de varrimento de $0,5mV/segundos$;
12. Terminados os ensaios de corrosão, as amostras foram passadas por água destilada;
13. De salientar, que de modo a garantir a reprodutibilidade, todas os grupos foram submetidas a pelo menos 3 ensaios de corrosão em amostras distintas.

Na figura 1 estão apresentados os materiais utilizados para o jateamento das superfícies.



Figura 1 – Demonstração dos materiais utilizado

2.3 Análise Estatística

As informações recolhidas após os ensaios foram inscritas com recurso ao *software* MicrosoftOffice Excel 365 (Microsoft®, USA) e depois foram analisadas através do *software* Origin (© OriginLab Corporation).

A interpretação estatística focou-se na comparação dos resultados derivados nas superfícies dos discos de titânio, com e sem tratamento de superfícies após a aplicação dos dois tipos pós de jateamento.

Foi feita uma análise ANOVAOneWay para os valores da densidade de corrente de passivação e i_{pass} . A variável independente foram os grupos experimentais e a variável dependente correspondeu aos valores de i_{pass} . Posteriormente, compararam-se os grupos experimentais *post-hoc*, utilizando o método de Turkey HSD, sob um intervalo de confiança de 95%.

3 Resultados

Iremos abordar os resultados através de dois pontos:

Ponto 1 – Influência dos jateamentos nas superfícies de titânio.

Ponto 2 – Comportamento Eletroquímico das superfícies com e sem jateamento.

3.1 Influência dos jateamentos nas superfícies de titânio

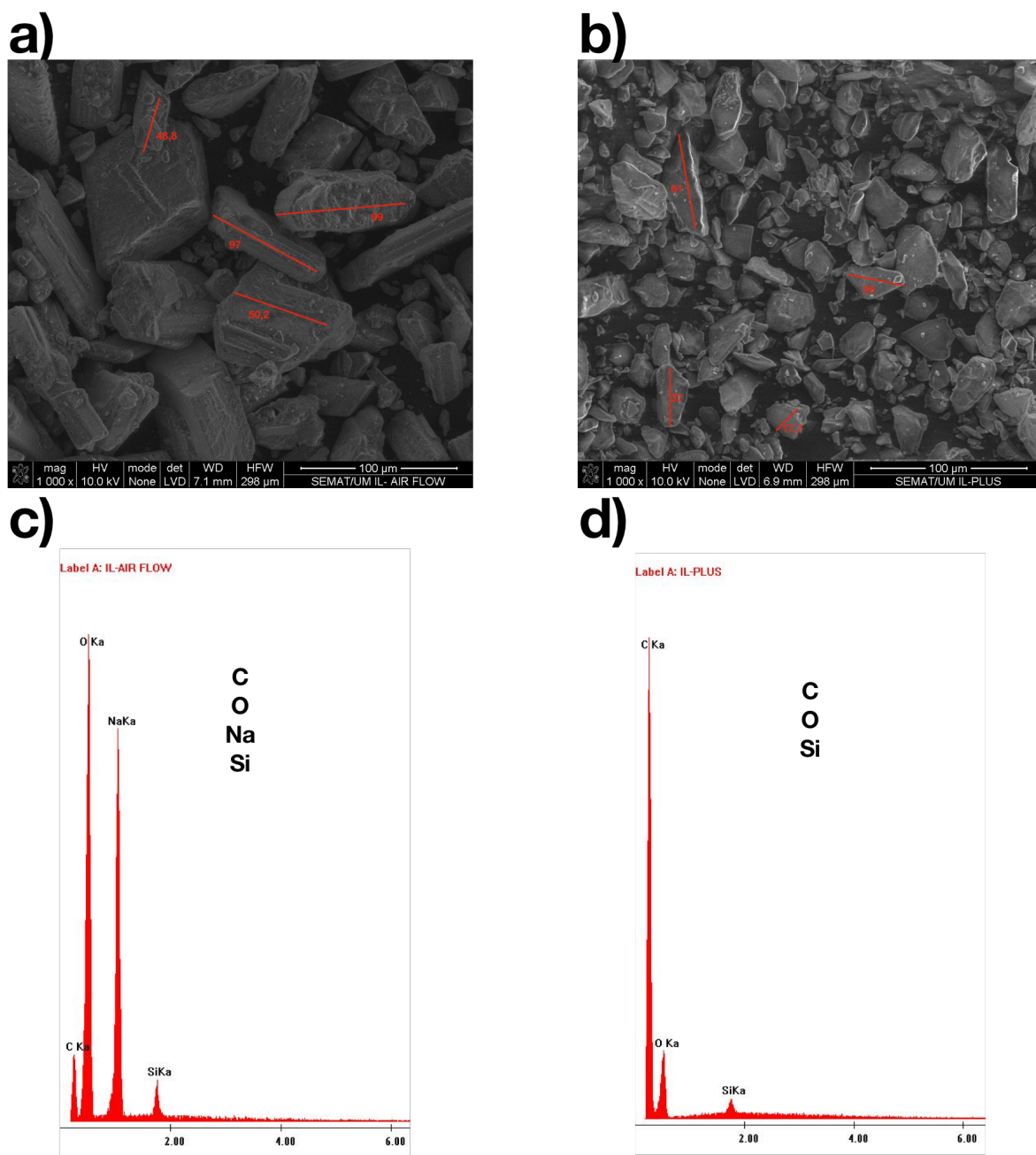


Figura 2 – Micrografias de microscopia electrónica de varrimento em a) pó AIR-FLOW[®] CLASSIC COMFORT, b) pó AIR-FLOW[®] PLUS e Espectros de espectroscopia de raio x por dispersão em energia (EDX) referente c) pó AIR-FLOW[®] CLASSIC COMFORT e d) pó AIR-FLOW[®] PLUS.

Na figura 2, verifica-se que as partículas do pó AIR-FLOW® PLUS apresentam dimensões mais pequenas quando comparadas com as partículas do pó AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT.

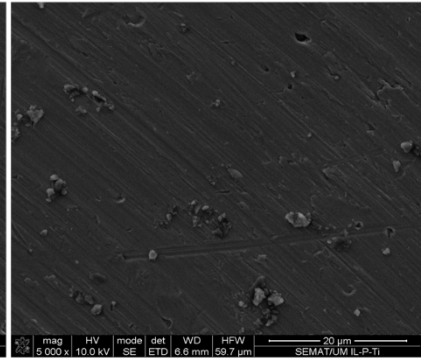
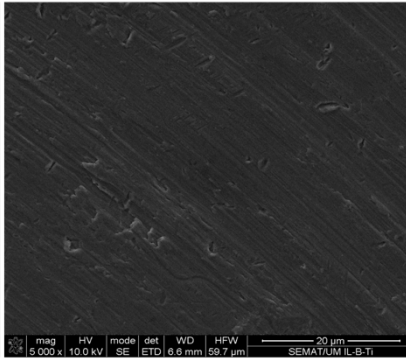
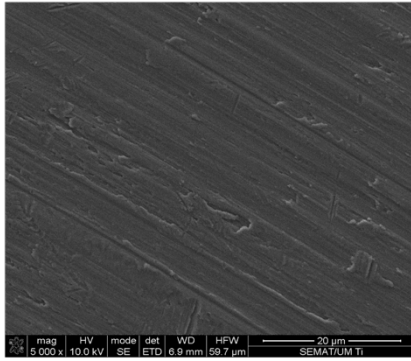
Em c) e d) ocorre a análise química elementar de ambos os pós utilizados no estudo presente. O pó AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT contém carbono (C), Silício (Si), Oxigénio (O) e Sódio (Na), verifica-se assim, um pó de bicarbonato de sódio. O pó AIR-FLOW® PLUS possui carbono (C), Silício (Si) e Oxigénio (O).

Superfícies Iniciais

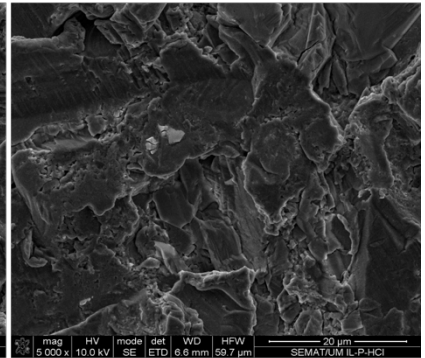
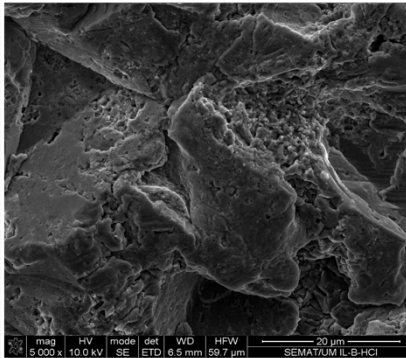
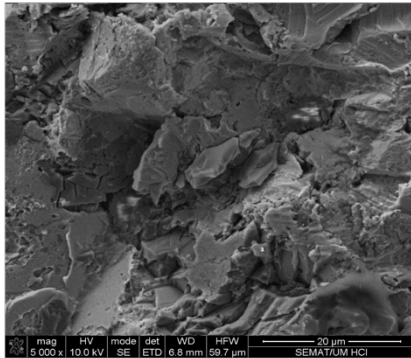
Partículas B *AIR-FLOW[®] CLASSIC COMFORT*

Partículas P *AIR-FLOW[®] PLUS*

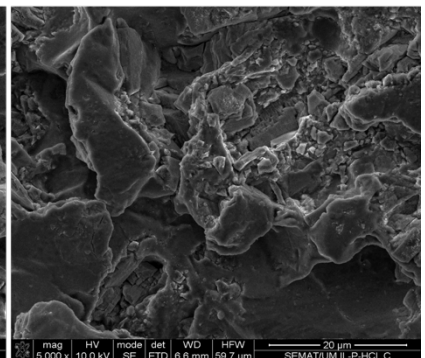
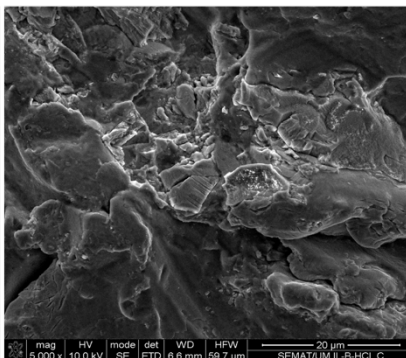
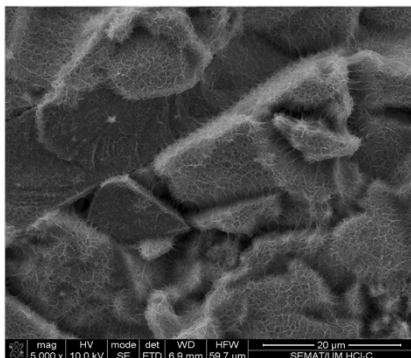
Ti



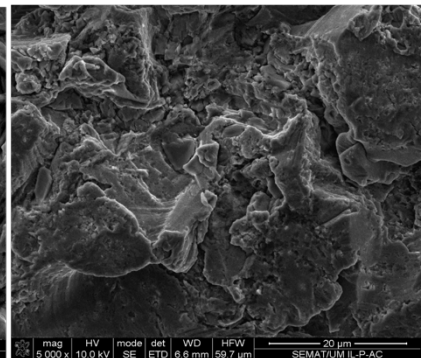
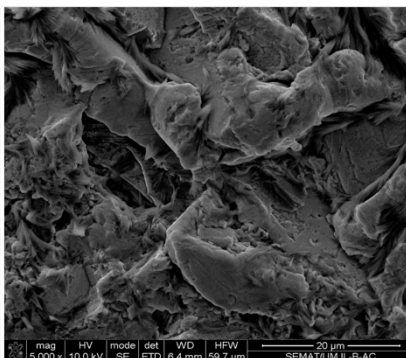
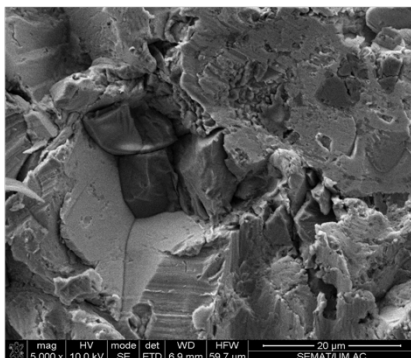
HCl



HCl_C



AC



AC_C

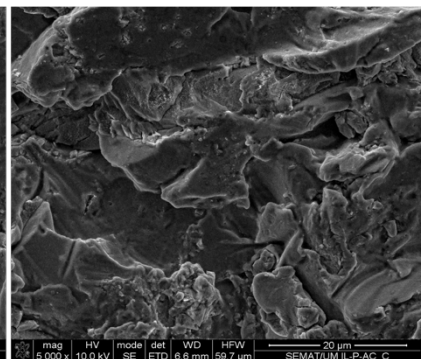
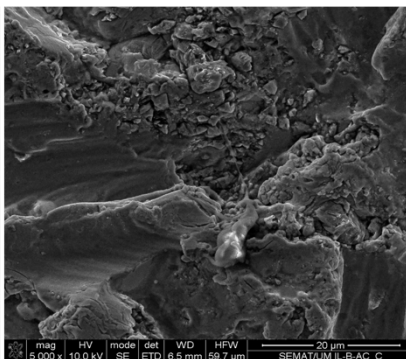
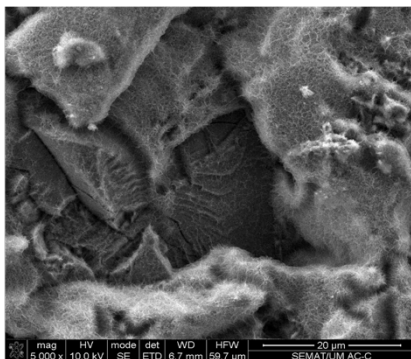


Figura 3 – Micrografias de MEV das superfícies sem jateamento, com jateamento com pó AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT (B) e com jateamento com pó AIR-FLOW® PLUS (P).

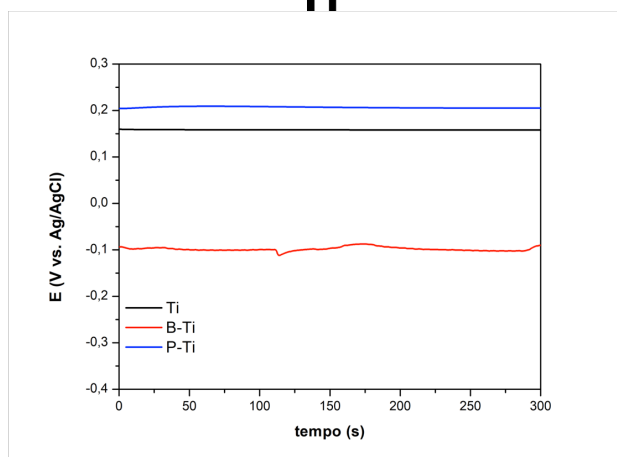
Na figura 3 estão presentes todas as imagens de MEV das superfícies com jateamento englobando os dois pós, e das superfícies sem jateamento.

- Nas amostras de titânio maquinado não se verificaram diferenças após aplicação do AIR-FLOW® PLUS nem do AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT. Após jateamento com ambos os pós, as marcas de maquinagem estão ligeiramente mais suaves. Verifica-se alguma contaminação do jateamento que poderão ser pedaços das partículas do pó.
- Antes e depois do jateamento, independentemente da superfícies (HCl, AC, HCl_C e AC_C, são visíveis zonas mais escuras que são partículas de alumina (Al_2O_3) provenientes do jateamento das superfícies originais com essas mesmas partículas com o objetivo de conferir rugosidade (permite maior área de contacto).
- Nas imagens referentes às superfícies HCl e AC, não se verificaram alterações significativas, ou seja, sem jateamento e com o jateamento de ambos os pós.
- No caso das amostras HCl_C e AC_C, na fase inicial, verifica-se uma estrutura em malha que após jatear com ambos os pós é possível observar uma suavização dessa mesma estrutura. Em algumas zonas parece desaparecer totalmente a estrutura em malha, verificando-se alteração da superfície após o jateamento com o pó.

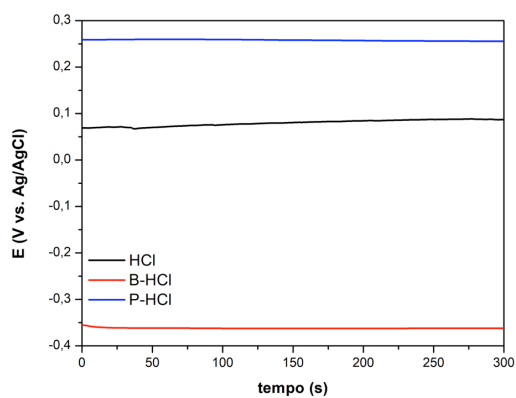
3.2 Comportamento Eletroquímico das superfícies com e sem jateamento

Na figura 4 verifica-se a evolução do potencial de circuito aberto (OCP) nos últimos 5 minutos de imersão em saliva artificial com 37°C de temperatura.

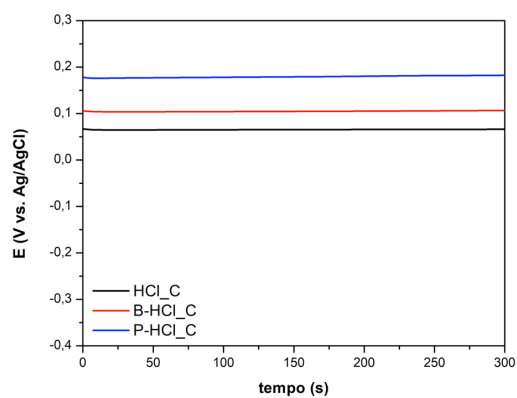
Ti



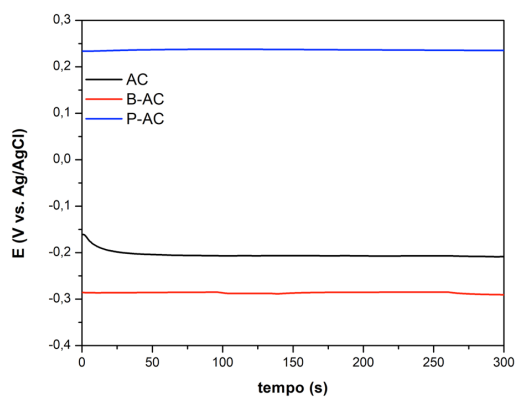
HCl



HCl_C



AC



AC_C

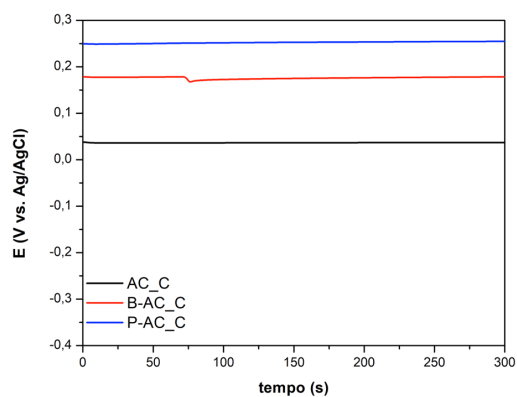


Figura 4 –Evolução do potencial de circuito aberto ($E_{(OCP)}$) com o tempo de imersão nos últimos 5 minutos em saliva artificial a 37°C para todas as superfícies testadas antes e após o jateamento com os dois pós.

Na figura 4, as superfícies Ti, HCl e AC, após serem jateadas com as partículas B apresentam uma diminuição dos valores de $E_{(OCP)}$. Sabe-se que valores de $E_{(OCP)}$ menores, as superfícies têm um aumento da tendência para a corrosão.

Nestas superfícies Ti, HCl e AC, a tendência para a corrosão aumenta quando jateadas com as partículas B, comparando com as suas superfícies iniciais, verificado por valores de $E_{(OCP)}$ menores.

Para os mesmos grupos (Ti, HCl, AC), quando jateados com partículas P, ocorre uma diminuição da tendência para a corrosão, verificado por valores de $E_{(OCP)}$ maiores.

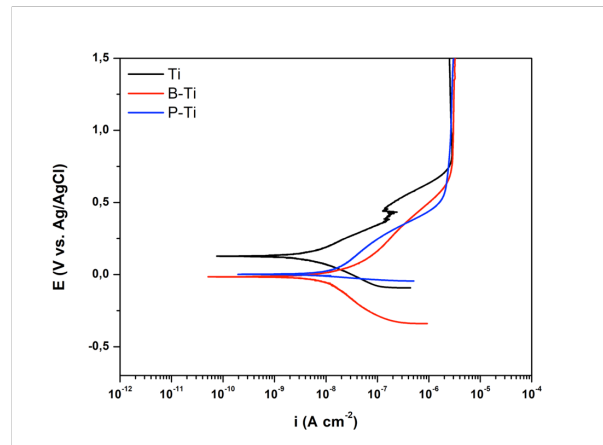
Por outro lado, para as superfícies ContacTi® (HCl_C e AC_C), independentemente do pó de jateamento, a tendência para a corrosão diminui após o jateamento.

Todas as superfícies quando jateadas com as partículas P apresentam valores de $E_{(OCP)}$ superiores em relação aos seus valores quando não jateadas. Valores de $E_{(OCP)}$ maiores as superfícies têm uma menor tendência para corrosão.

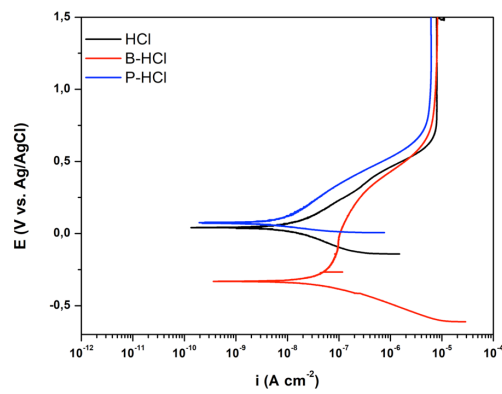
O jateamento com as partículas P para todas as superfícies revela uma menor tendência para a corrosão das mesmas.

Na figura 5 verifica-se as curvas representativas da polarização potencio-dinâmica antes e após a utilização dos pós de jateamento B e P em cada superfície. Por sua vez, na Tabela 2 apresenta-se os valores de densidade de corrente de passivação (i_{pass}), potencial de corrosão ($E_{(i=0)}$) e potencial de circuito aberto ($E_{(OCP)}$).

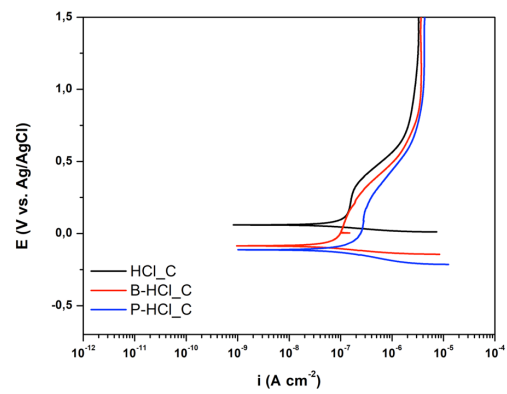
Ti



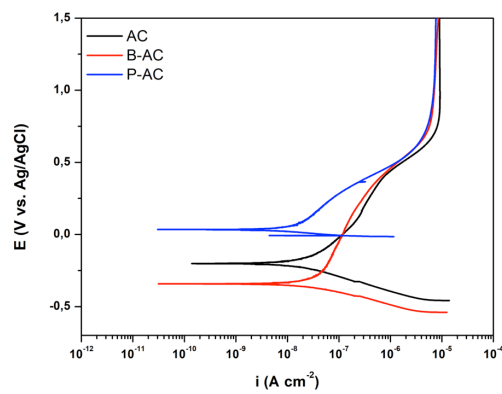
HCl



HCl_C



AC



AC_C

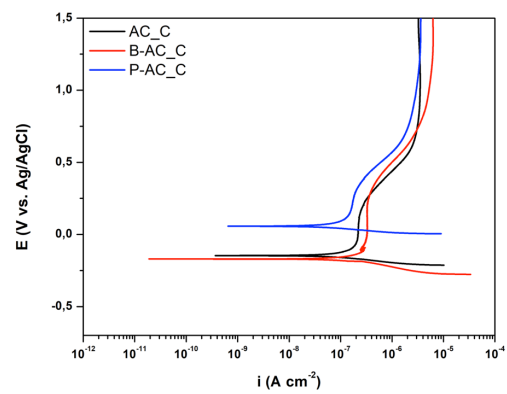


Figura 5 – Curvas de polarização potencio-dinâmica para todas as amostras testadas, antes e após os jateamentos com as partículas dos pós B e P, em saliva artificial a 37 °C.

Na figura 5 o Ti apresenta a curva típica de um metal passivo. Ou seja, abaixo do potencial de corrosão $E_{(i=0)}$ encontra-se o domínio catódico, onde a corrosão é inibida. Acima do $E_{(i=0)}$ há o domínio anódico, onde existe um aumento da corrente (zona ativa) seguida de um patamar de passivação bem definido.

Após jateamento o potencial de corrosão $E_{(i=0)}$ diminui, mas não há alteração do patamar de passivação.

Nas superfícies HCl e AC, a evolução da polarização potencio-dinâmica apresenta curvas semelhantes às do Ti, contudo após o jateamento, as curvas no patamar de passivação estão ligeiramente deslocadas para valores de corrente mais baixo.

Quanto ao potencial de corrosão $E_{(i=0)}$, há um aumento para as superfícies jateadas com as partículas P e uma diminuição para as partículas B.

Nas superfícies HCl_C e AC_C, entre si apresentam curvas semelhantes em que acima do potencial de corrosão $E_{(i=0)}$ há um ligeiro aumento da corrente seguindo de uma pequena estabilização que volta a aumentar até atingir o patamar de passivação.

Após o jateamento, há uma diminuição do potencial de corrosão $E_{(i=0)}$ para as mesmas superfícies, quando jateadas com as partículas P, não havendo uma diferença considerável para as partículas B.

Tabela 2 – Valores da densidade de corrente de passivação (i_{pass}), potencial de corrosão ($E_{(i=0)}$), potencial de circuito aberto (E_{OCP}).

	$i_{pass} (\mu A.cm^{-2})$	$E_{(i=0)}$ $V_{Ag/AgCl}$	E_{OCP} $V_{Ag/AgCl}$
Ti	$2,66 \pm 0,13$	$0,121 \pm 0,053$	$0,150 \pm 0,044$
P_Ti	$2,43 \pm 0,15$	$0,023 \pm 0,028$	$0,224 \pm 0,029$
B_Ti	$2,92 \pm 1,39$	$0,043 \pm 0,052$	$0,124 \pm 0,055$
HCl	$9,45 \pm 1,40$	$-0,012 \pm 0,121$	$0,104 \pm 0,023$
P_HCl	$6,80 \pm 1,70$	$0,035 \pm 0,049$	$0,230 \pm 0,033$
B_HCl	$8,47 \pm 2,07$	$-0,253 \pm 0,129$	$-0,198 \pm 0,221$
HCl_C	$4,16 \pm 0,44$	$-0,140 \pm 0,076$	$0,022 \pm 0,102$
P_HCl_C	$2,70 \pm 0,74$	$0,038 \pm 0,052$	$0,242 \pm 0,057$
B_HCl_C	$4,39 \pm 0,66$	$-0,068 \pm 0,030$	$0,079 \pm 0,036$
AC	$8,30 \pm 0,73$	$-0,105 \pm 0,096$	$-0,042 \pm 0,144$
P_AC	$6,82 \pm 1,64$	$0,039 \pm 0,017$	$0,240 \pm 0,015$
B_AC	$7,55 \pm 0,69$	$-0,142 \pm 0,142$	$-0,025 \pm 0,190$
AC_C	$3,14 \pm 0,54$	$-0,103 \pm 0,049$	$0,078 \pm 0,043$
P_AC_C	$3,02 \pm 0,56$	$0,062 \pm 0,008$	$0,267 \pm 0,013$
B_AC_C	$5,42 \pm 1,50$	$-0,137 \pm 0,118$	$-0,018 \pm 0,171$

Através da tabela 2 pode observar-se o valor de i_{pass} para todas as superfícies:

Na superfície de titânio maquinado verificou-se que o menor valor de i_{pass} ocorre na superfície P_Ti seguindo-se a superfície de Ti e posteriormente a superfície B_Ti que apresentou o maior valor de i_{pass} .

Para valores maiores de i_{pass} existe uma menor resistência para a corrosão.

Contudo, não são diferenças estatisticamente significativas. Os valores de i_{pass} para as superfícies de titânio maquinado são por isso sobreponíveis e praticamente inalteradas, quer para as amostras sem jateamento, quer para as amostras com jateamento.

Nas superfícies HCl encontramos o maior valor de i_{pass} para esta superfície decrescendo o valor para superfície B_HCl e por último com menor valor de i_{pass} P_HCl (valor i_{pass} HCl > B_HCl > P_HCl).

Nas superfícies AC o maior valor de i_{pass} foi detetado para a superfície AC sem jateamento decrescendo o valor de i_{pass} na superfície B_AC e por último P_AC. (Valor i_{pass} AC > B_AC > P_AC).

As superfícies HCl e AC apresentaram exatamente a mesma tendência quanto aos valores de i_{pass} e os resultados dos seus valores não são estatisticamente significativos. Considera-se por isso que, as superfícies AC e HCl têm valores e comportamentos semelhantes.

Nas amostras ContacTi® no caso das superfícies HCl verificou-se que a superfície P_HCL_C apresentou o menor valor de i_{pass} seguindo-se a superfície HCl_C e por último, com o maior valor de i_{pass} a superfície B_Hcl_C. (valor de i_{pass} P_HCL_C < HCl_C < B_HCL_C)

Nas amostras ContacTi® no caso das superfícies AC observou-se um menor valor de i_{pass} na superfície P_AC_C seguindo-se AC_C e, por último, com maior valor i_{pass} a superfície B_AC_C (valor i_{pass} P_AC_C < AC_C < B_AC_C).

Independentemente da superfície todas elas após o jateamento das partículas P apresentaram menores valores de i_{pass} indicando uma maior resistência á corrosão.

Excluindo as superfícies passivadas (AC e HCl) após o jateamento com as partículas B a velocidade de corrosão diminuiu.

Através da tabela 2 podemos avaliar os valores do potencial de corrosão $E_{(i=0)}$ Verificou-se que nas superfícies referentes ao titânio maquinado a superfície inicial apresenta o maior valor de $E_{(i=0)}$ seguindo-se das superfícies B_Ti e por último com o menor valor de $E_{(i=0)}$ a superfície de titânio jateada com as partículas P (Ti>B_Ti>P_Ti).

Nas superfícies HCl notou-se o menor valor de $E_{(i=0)}$ para a superfície quando jateada com as partículas B, seguindo-se a superfície original e, por último, com o maior valor de $E_{(i=0)}$ a superfície HCl quando jateada com as partículas P (B_HCl < HCl < P_HCl).

Nas superfícies AC verificou-se um potencial de corrosão $E_{(i=0)}$ semelhante às superfícies HCl. O valor de $E_{(i=0)}$ é menor na superfície AC jateada com partículas B seguindo-se a superfície AC inicial e o valor maior de $E_{(i=0)}$ obteve-se na superfície AC jateada com as partículas P ($B_{AC} < AC < P_{AC}$).

Nas superfícies ContacTi® HCl_C, ocorre o menor valor de $E_{(i=0)}$ para HCl_C seguindo-se da superfície HCl_C jateada com as partículas B e culminou no maior valor de $E_{(i=0)}$ para a superfícies P_HCl_C (valor de $E_{(i=0)}$ HCl_C < B_HCl_C < P_HCl_C).

Nas superfícies AC_C a superfície com o menor valor de $E_{(i=0)}$ para as superfícies testadas foi a superfície B_AC_C seguindo-se de AC_C e P_AC_C (valor de $E_{(i=0)}$ nas superfícies apresentado de forma crescente $B_{AC_C} < AC_C < P_{AC_C}$).

Para todas as outras amostras (HCL, AC, HCL_C e AC_C) quando jateadas com as partículas P o $E_{(i=0)}$ aumentou comparativamente às superfícies iniciais o que demonstra menor tendência para a corrosão.

Através da tabela 2 concluímos os valores do potencial de circuito aberto denominado E_{OCP} para todas as superfícies estudadas. Sabe-se que um valor de E_{OCP} menor implica maior tendência das superfícies à corrosão.

Para as superfícies de Titânio maquinado o valor de E_{OCP} é menor quando jateadas com as partículas B seguindo-se da superfície original de titânio maquinado e, em último lugar, o maior valor de E_{OCP} surge quando a superfície do titânio maquinado é jateada com as partículas P isto significa que, após este jateamento a superfície terá menor tendência á corrosão. (Valor E_{OCP} do menor para maior, superfície B_Ti < Ti < P_Ti).

Nas superfícies HCL o valor do E_{OCP} é o menor, quando jateadas com as partículas B, seguindo-se a superfície HCL inicial e, em último lugar, quando jateadas com as partículas P o valor do E_{OCP} é o maior (valor E_{OCP} contagem crescente $B_{HCl} < HCl < P_{HCl}$). Significa que as superfícies quando jateadas com as partículas B apresentaram valores de E_{OCP} menores o que implica uma maior tendência para a corrosão destas superfícies ao contrário, quando aplicado as partículas P o valor de E_{OCP} aumenta o que implica uma menor tendência das superfícies á corrosão).

O comportamento do E_{OCP} é semelhante nas superfícies HCL e AC. No caso das superfícies AC verificou-se o menor valor do E_{OCP} , quando jateadas com as partículas B, seguindo-se da superfície inicial AC e, por último, quando a superfície AC era jateada com as partículas P, resultando no maior valor do E_{OCP} , refletindo uma menor tendência das superfícies à corrosão, quando jateadas com as partículas P; á semelhança de como se verificou no acima descrito na superfície HCL. (contagem crescente do valor de E_{OCP} nas superfícies $B_AC < AC < P_AC$).

As superfícies ContacTi® HCL_C apresentaram um menor valor de E_{OCP} para a superfície inicial HCL_C seguindo-se da superfície B_HCL_C quando jateada com as partículas B, e registou-se o maior valor de E_{OCP} quando jateadas com as partículas P (valores de E_{OCP} por ordem crescente $HCL_C < B_HCL_C < P_HCL_C$).

No caso das superfícies ContacTi® AC, estas apresentaram um menor valor de E_{OCP} quando jateadas com as partículas B, seguindo-se da superfície inicial e apresentaram um maior valor de E_{OCP} quando jateadas com as partículas P (valores de E_{OCP} por ordem crescente $B_AC_C < AC_C < P_AC_C$).

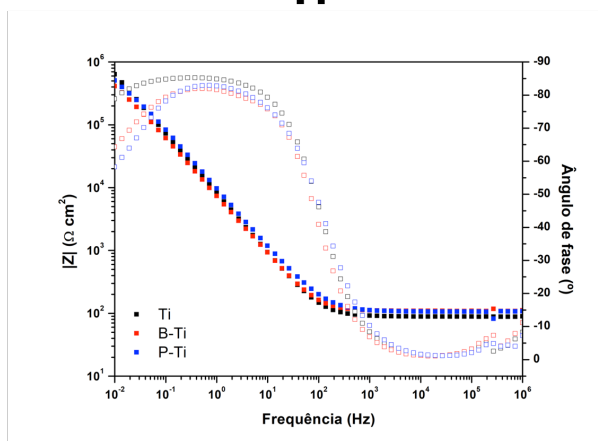
Concluiu-se que todas as superfícies quando jateadas com as partículas P apresentaram valores superiores de E_{OCP} o que implica uma menor tendência para as superfícies à corrosão.

As diferenças entre E_{OCP} e $E_{(i=0)}$ é que o E_{OCP} é um teste que não altera a superfície enquanto o $E_{(i=0)}$ é determinado após o domínio catódico, ou seja, varrimento de potenciais catódicos, ou seja, E_{OCP} por norma é superior porque já temos o filme passivo criado.

Na figura 6 e na tabela 3 verifica-se através do diagrama de Bode, que as amostras de Ti sem jateamento de partículas apresenta o maior valor de impedância assim como o maior valor de ângulo de fase.

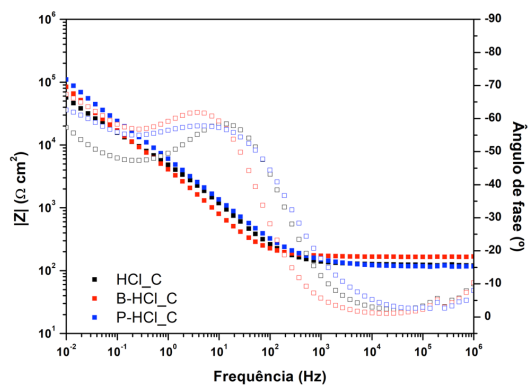
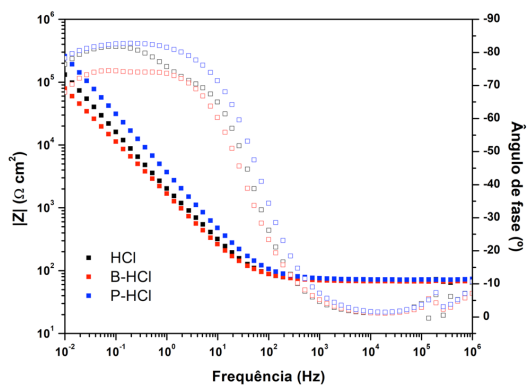
Sabe-se que um $|Z|$ de frequência baixa implica menor resistência á corrosão (impedância total do sistema). Um módulo de impedância maior implica uma maior resistência á corrosão. Um ângulo de fase próximo de -90 comportamento de um filme passivo compacto e estável.

Ti



HCl

HCl C



AC

AC C

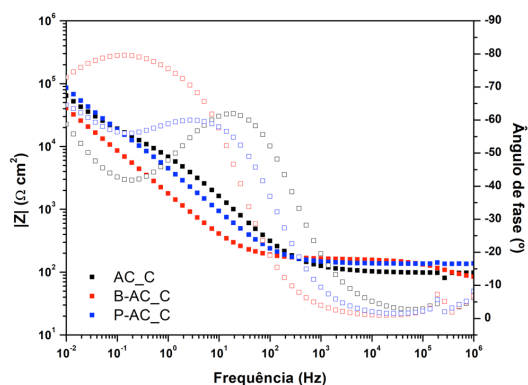
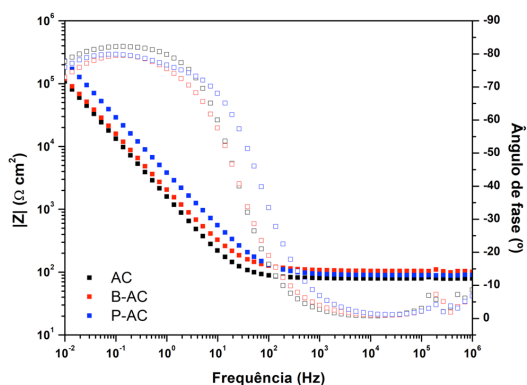


Figura 6 – Espectros de EIS na forma de diagrama de Bode para todas as superfícies estudadas, antes e após os jateamentos com as partículas dos pós B e P.

Tabela 3 – Valores de impedância e ângulo de fase máxima.

	 Z (x10⁵ Ω cm²)	Ângulo de fase (°)
Ti	6,43 ± 0,14	-85 ± 1
P_Ti	5,74 ± 0,79	-84 ± 2
B_Ti	4,24 ± 1,08	-83 ± 2
HCl	1,37 ± 0,24	-82 ± 2
P_HCl	2,33 ± 0,48	-81 ± 2
B_HCl	1,13 ± 0,30	-78 ± 3
HCl_C	0,44 ± 0,12	-62 ± 3
P_HCl_C	1,09 ± 0,23	-64 ± 5
B_HCl_C	0,67 ± 0,15	- 68 ± 1
AC	1,55 ± 0,42	-82 ± 1
P_AC	2,44 ± 0,63	-81 ± 4
B_AC	1,80 ± 0,53	-79 ± 3
AC_C	0,46 ± 0,23	-68 ± 9
P_AC_C	0,96 ± 0,09	-68 ± 3
B_AC_C	0,52 ± 0,17	-67 ± 3

As amostras de Ti, HCl e AC apresentaram uma evolução tanto do módulo de impedância como de ângulo de fase semelhantes.

Um valor do |Z| constante em frequências altas é a resistência do eletrólito. Para ângulos de fase próximos de 0 reflete a resistência do eletrólito.

Um valor do |Z| para frequências baixas implica resistência à corrosão que é a impedância total do sistema. Valores de |Z| mais alto refletem uma maior resistência.

Ângulos fase próximos de - 90 graus informam-nos do comportamento do filme passivo compacto.

As amostras HCL_C e AC_C a evolução do $|Z|$ e ângulo de fase são semelhantes entre si, mas diferentes dos outros grupos, provavelmente devido à camada formada pelo tratamento termoquímico.

Avaliando o módulo de impedância da amostra de titânio verificou-se o menor valor para a amostra de Ti jateada com partículas B, seguindo-se da amostra P_Ti e terminando com o maior valor do $|Z|$ para o Ti maquinado. Não se verificaram diferenças quanto ao ângulo de fase, ou seja, não se detectaram diferenças na qualidade do filme passivo.

No caso da superfície HCl verificou-se o menor valor de $|Z|$ para a superfície B_HCl, seguindo-se da superfície HCl e terminando com o maior valor de $|Z|$ na superfície P_HCl ($B_HCl < HCl < P_HCl$)

No caso da superfície AC verificou-se com o menor valor de $|Z|$ a superfície AC seguida da superfície AC_C e em último com o maior valor de $|Z|$ a superfície AC quando jateadas com as partículas P ($AC < B_AC < P_AC$). Os ângulos de fase para as superfícies HCl e AC foram semelhantes não se verificando diferenças na qualidade do filme passivo.

Para as superfícies ContacTi® no caso de HCL_C obteve-se o menor valor de $|Z|$ para as superfícies HCL_C seguindo-se de B_HCL_C e por último, o maior valor de $|Z|$ para as superfícies P_HCL_C, ($|Z| : HCL_C < B_HCL_C < P_HCL_C$).

Em relação à superfície ContacTi® AC verificou-se um menor valor de $|Z|$ para a superfície, quando jateada com as partículas B, seguindo-se a superfície inicial e terminando com o maior valor de $|Z|$ a superfície quando jateada com as partículas P ($|Z|$ contagem crescente: $B_AC_C < AC_C < P_AC_C$). Nas superfícies ContacTi® não existiram diferenças nos ângulos de fase.

Mas nas superfícies ContacTi® apresentaram $|Z|$ inferiores e ângulos de fase menores quando comparado às outras superfícies (filme de pior qualidade).

3.3 Análise Estatística

Após a análise estatística referente aos valores de i_{pass} não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas antes e após o jateamento com ambos os pós.

4 Discussão

Atualmente, o titânio é um material usado como referência nos implantes dentários devido à sua biocompatibilidade, características mecânicas e pela sua evidente resistência à corrosão. Como qualquer outro material, este não é 100% inerte nas condições do ambiente e aos pequenos movimentos existentes na cavidade oral. A presença de micro-movimentos e de um ambiente microbiológico determinado pela saliva, pH e humidade podem levar a efeitos de corrosão/tribocorrosão num implante dentário. A corrosão define-se como um processo eletroquímico em que ocorre a libertação de iões metálicos.

Os implantes, quando colocados são expostos, como descrito em cima, a condições inerentes na cavidade oral como a exposição a oxigénio, que determina o desenvolvimento de um fenómeno chamado de passivação que se caracteriza pela formação de um filme protetor de óxido de titânio. Este filme quando sujeito a alterações de pH pode sofrer modificações irreversíveis ou reversíveis podendo causar o início de um processo de corrosão na superfície do implante (60). Ao acontecer o fenómeno de corrosão no titânio pode levar a alterações morfológicas e químicas alterando a capacidade de osteointegração do mesmo, colocando em causa a viabilidade do implante dentário (60).

Neste contexto, deverão os fabricantes instituir processos de controlo dos implantes produzidos e disponibilizados no mercado, de forma a tornarem rastreáveis, o possível desencadeamento de processos patológicos nos pacientes. Em simultâneo deveria ser disponibilizada ao médico dentista, sempre que se perde um implante, a análise efetuada pelo fabricante, que permite a substituição do implante perdido, por um novo, e desta forma, tornar claro e “explicável” ao consumidor final da cadeia, que é o paciente, do fenómeno ocorrido no seu caso em particular.

Havendo a presença de peri-implantite existe uma grande quantidade de bactérias revestidas por uma membrana designada lipopolissacarideo (LPS) responsável pela inflamação dos tecidos peri-implantares. As bactérias presentes na doença periodontal como *S. mutans*, *C. albicans*, *P. gingivalis*, *E. coli* entre outras, vão

promover a diminuição do pH através da libertação de substâncias ácidas. O pH salivar num indivíduo saudável pode variar entre 6.3 e 7 (61,62).

Neste estudo utilizou-se pH 3 na amostra salivar de forma a promover um meio ácido semelhante ao presente na peri-implantite.

Numa primeira abordagem para o tratamento da peri-implantite aplica-se um tratamento não cirúrgico recorrendo, por exemplo, a mecanismos químicos como utilização da descontaminação local com digluconato de clorhexidina, ácido cítrico, peróxido de hidrogénio ou uma solução salina (62).

Neste estudo foram utilizados dois pós aplicados para descontaminação da superfície titânio. Na análise química desses pós verificamos que o pó *AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT* apresenta partículas de tamanho maior quando comparado com o pó à base de eritritol *AIR-FLOW® PLUS* que apresenta partículas de menor dimensão. Entre os pós, os de maior dureza e densidade, como o pó de bicarbonato de sódio (Escala de Mohs: 2.5, densidade: 2.16 g/cm^3), causa um dano superior quando comparado com pós de menor dureza e densidade e com partículas de menores dimensões, como por exemplo a glicina (Escala de Mohs: 2, densidade: 1.61 g/cm^3) (46).

Como se verifica nos resultados obtidos pelas superfícies ContacTi®, quando jateadas com o pó das partículas B, apresentaram um aumento do valor de i_{pass} o que influencia uma menor resistência à corrosão da superfície. O próprio fabricante EMS® não indica a utilização do jato de bicarbonato para tecido gengivais e implantares, o que corrobora este resultado.

Além das particularidades dos pós utilizados, as alterações morfológicas resultantes dos pós variam consoante a superfície de implante de titânio comercial podendo alterar as suas características originais.

Neste estudo, comparando todas as superfícies de titânio através das micrografias de MEV (microscopia eletrónica de varrimento, que permite identificar modificações de superfície) após a utilização de ambos os jatos, não se verificaram evidências de alterações morfológicas relevantes nas superfícies das amostras de Ti, HCl e AC, tal como se verificou noutros estudos (46, 63).

De salientar que nos casos das superfícies com tratamento ContacTi® (que se caracteriza pelo tratamento ácido e termoquímico com ácido clorídrico ou ácido cítrico) verifica-se a suavização da sua estrutura em malha inicial após aplicação desses mesmos pós, aproximando-se da imagem destas superfícies iniciais sem o tratamento termoquímico (HCl ou AC). Isto significa que as alterações de estrutura das superfícies de implantes acontecem principalmente pelo seu tratamento comercial e produção da superfície, do que propriamente do pó utilizado.

A obtenção dos resultados através da microscopia eletrónica de varrimento é sempre válida. Contudo, em relação à rugosidade não permite a sua quantificação. Por esse motivo, métodos quantitativos que permitam avaliar as alterações na rugosidade das superfícies são mais indicadas, como por exemplo a utilização de perfilometria ou microscopia de força atómica (64).

O tratamento de superfície dos implantes procura acima de tudo melhorar as suas condições para a osteointegração e resistência à corrosão (65).

A resistência à corrosão das amostras está ligada à formação do filme passivo criado na superfície do titânio (que permite uma resistência ao fenómeno corrosivo). Neste estudo foram utilizadas várias superfícies de titânio com tratamentos simples ou duplos. Através de outros estudos sabe-se que um condicionamento ácido induz a produção de irregularidades nas superfícies, promovendo maiores interações entre a superfície óssea e o implante.

Neste estudo existem superfícies com condicionamento com ácido clorídrico e cítrico. O objetivo da utilização destes ácidos nos implantes dentários é de limpar as superfícies e obter uma ligeira camada protetora sobre a superfície, de forma a melhorar o comportamento do implante face ao meio da cavidade oral.

Verdeguer et al. (60) defendem a utilização de ácido cítrico na implantologia devido às suas características antibacterianas. A imersão do Ti em ácido cítrico pode proporcionar um aumento da rugosidade ainda que de pequenas dimensões, evitando a recolonização de bactérias. Os resultados mostraram que a passivação com ácido cítrico aumenta as características hidrofílicas da superfície, assim como a resistência à corrosão e apresenta um maior carácter bactericida em comparação

com o tratamento com HCl, corroborando com os resultados do presente estudo que as superfícies HCl e AC, após jateamento com ambos os pós, demonstraram um valor de i_{pass} menor do que nas superfícies iniciais, ou seja, uma maior resistência à corrosão (60).

Relativamente à superfície termoquímica existe uma diminuição da libertação de iões (mudança da estrutura de dióxido de titânio de anatase para rutilo) e existe a criação de um filme de óxidos após o arrefecimento, existindo por isso maior resistência à corrosão após o tratamento desta superfície (66).

Tal como se verifica as superfícies ContacTi[®], quando jateadas com as partículas P, demonstram um valor de i_{pass} menor (maior resistência corrosão) do que nas superfícies iniciais. Contudo, houve um aumento do valor de i_{pass} quando jateadas com as partículas B (menor resistência à corrosão).

Romero-Ruiz *et al.* num estudo realizado relativo à dinâmica das superfícies ContacTi[®] na osteointegração concluíram que as superfícies rugosas tendem a produzir maior formação óssea quando comparadas com as superfícies polidas (67).

A propósito da relação entre Ph salivar e a corrosão, Barão *et al.* consideram que ambientes orais mais ácidos estão diretamente ligados a uma diminuição da resistência à corrosão. Sendo assim, proporciona-se um agravamento da condição clínica da peri-implantite (68).

Assis *et al.* referem que a taxa de corrosão do titânio aumenta quando os ensaios são feitos em saliva artificial ácida, demonstrando o mesmo nos valores de $E_{(i=0)}$ e i_{pass} . Este facto pode ser explicado pela presença de algumas irregularidades e porosidades da camada de óxido formada na superfície do titânio (69).

Na tabela 2, em relação ao i_{pass} , verificamos que nas superfícies com tratamento em ácido (HCl e AC) o valor é menor quando jateadas com as partículas P, no entanto o valor de $E_{(i=0)}$ destas superfícies também é menor. As diferenças entre E_{OCP} e $E_{(i=0)}$ devem se ao facto destes valores serem calculados a partir de técnicas diferentes. Enquanto o E_{OCP} é obtido através de uma técnica não destrutiva (OCP), os valores

de $E_{(i=0)}$ são retirados das curvas de polarização potencio-dinâmica, ou seja, havendo uma influência do domínio catódico. Embora se encontrem algumas variações em média dos valores de i_{pass} , estas diferenças não são estatisticamente significativas.

De uma forma genérica, constata-se a falta de estudos sobre o efeito corrosivo nos implantes dentários. Este efeito é um fator subjacente à indução ou aumento da reação de peri-implantite. Apesar de existir alguma evidência científica sobre o tema, ainda é considerada escassa e pouco conclusiva pois os estudos variam muito quanto às amostras e aos métodos realizados para averiguar a corrosão propriamente dita.

Barão *et al.* fez um estudo com imagens de interferometria de luz branca que demonstraram que a película de óxido formada durante o processo de corrosão de um implante deixa de ser lisa quando está na presença de um ambiente salivar de pH 3. Esta alteração aumenta a área de contacto com a saliva provocando um aumento da corrosão. A desintegração da camada superficial de dióxido de titânio em meio ácido já tinha sido relatada anteriormente. Em pH baixo, o efeito protetor dessa mesma camada decresce, o que leva ao aumento da taxa de corrosão num pH 3 (68, 70).

A hipótese do trabalho é que o jateamento com diferentes pós não influencia o comportamento à corrosão das diferentes superfícies comerciais de titânio o que podemos aceitar pois, embora se encontrem algumas variações em média dos valores de i_{pass} , essas diferenças não são estatisticamente significativas.

Não foi possível encontrar uma conclusão objetiva pois os métodos comparativos dos estudos existentes são muito dispares. São necessários mais estudos com resultados significativos. Neste estudo existem muitas variáveis trabalhadas, o que também pode dificultar as conclusões obtidas.

5 Conclusão

Para as superfícies de Ti, HCl e AC, do ponto de vista de superfícies (topografia) não foram afetadas pelo jateamento, independentemente do pó utilizado.

As superfícies ContacTi® perderam a estrutura em rede/malha conferida pelo tratamento termoquímico após o jateamento, com qualquer um dos pós ficando semelhantes às superfícies sem tratamento termoquímico.

As superfícies HCl e AC, após jateamento com ambos os pós, demonstraram um valor de i_{pass} menor do que nas superfícies iniciais (maior resistência à corrosão).

As superfícies ContacTi®, quando jateadas com as partículas P, demonstraram um valor de i_{pass} menor (maior resistência corrosão) do que nas superfícies iniciais, contudo, houve um aumento do valor de i_{pass} quando jateadas com as partículas B (menor resistência à corrosão).

Trabalhos Futuros

Após o término deste estudo parece ser relevante do ponto de vista científico e clínico, o desenvolvimento de estudos futuros onde seja possível englobar a componente microbiológica nas superfícies estudadas, antes e após o jateamento com os respectivos pós.

Também se torna interessante executar estudos do comportamento destas mesmas superfícies à tribocorrosão, bem como de outras superfícies comercialmente disponíveis.

Referências

1. Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontology* 2000. 1998;17(1):63-76.
2. Smeets R, Henningsen A, Jung O, Heiland M, Hammächer C, Stein JM. Definition, etiology, prevention and treatment of peri-implantitis--a review. *Head Face Med*. 3 de setembro de 2014;10:34.
3. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindatrom J, Hallén O. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Supl*. 1977;v. 16, p. 1-132.
4. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants – Past and future, 1966-2042. *Journal of the Canadian Dental Association* 2005. 71, 327
5. dos Santos Vaz Fernandes PC. Estudo da susceptibilidade individual para a resposta inflamatória do hospedeiro em pacientes portadores de prótese dentária implanto-suportada. [Porto]: Faculdade De Medicina Dentária Da Universidade Do Porto; 2010.
6. Galindo-Moreno P, Fauri M, Avila-Ortiz G, Fernández-Barbero JE, Cabrera- León A, Sánchez-Fernández E. Influence of alcohol and tobacco habits on peri-implant marginal bone loss: a prospective study. *Clin Oral Implants Res*. outubro de 2005;16(5):579–86.
7. Sampaio Fernandes M, Vaz P, Braga AC, Sampaio Fernandes JC, Figueiral MH. The role of IL-1 gene polymorphisms (IL1A, IL1B, and IL1RN) as a risk factor in unsuccessful implants retaining overdentures. *J Prosthodont Res*. outubro de 2017;61(4):439–49.
8. Ravidà A, Samal A, Qazi M, Webber LP, Wang HL, Galindo-Moreno P, Borgnakke WS, Saleh MHA. Interproximal implant thread exposure after initial bone remodeling as a risk indicator for peri-implantitis. *J Periodontol*. 2022 Dec 28. doi: 10.1002/JPER.22-0499. Epub ahead of print. PMID: 36576085.

9. Ravidà A, Arena C, Tattan M, Caponio VCA, Saleh MHA, Wang HL, Troiano G. The role of keratinized mucosa width as a risk factor for peri-implant disease: A systematic review, meta-analysis, and trial sequential analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2022 Jun;24(3):287-300. doi: 10.1111/cid.13080. Epub 2022 Mar 17. PMID: 35298862; PMCID: PMC9311272.
10. Lindhe J, Meyle J, Periodontology GDoTEWo. Peri-implant diseases: consensus report of the sixth European workshop on periodontology. *Journal of clinical periodontology*. 2008;35:282-5.
11. Albrektsson T, Branemark P-I, Hansson H-A. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long lasting, direct bone anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1981 52,155-170.
12. Zarb G.A, Albrektsson T. Osseointegration – a requiem for the periodontal ligament? *International Journal of Periodontology and Restorative Dentistry*, 1991 11,88-91
13. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *Journal of Maxillofacial Surgery* 1981 9,15-25.
14. Montes CC, Pereira FA, Thomé G, Alves EDM, Acedo RV, de Souza JR, Melo ACM, Trevilatto PC. Failing factors associated with osseointegrated dental implant loss. *Implant Dentistry* 2007. 14;4 404-412
15. Prasad D, Shetty M, Bansal N, Hedge C. Platform Switching: an answer to crestal bone loss. *Journal of dental implants* 2011. v. 1
16. Vaz P, Gallas MM, Braga AC, Sampaio-Fernandes JC, Felino A, Tavares P. IL1 gene polymorphisms and unsuccessful dental implants. *Clin Oral Implants Res*. dezembro de 2012;23(12):1404–13.
17. Mombelli, A., & Decaillet, F. (2011). The characteristics of biofilms in peri implant disease. *J Clin Periodontol*, 38 Suppl 11, 203-213.

18. Renvert S, Persson GR, Pirih FQ, Camargo PM. Peri-implant health, peri-implant mucositis, and peri-implantitis: case definitions and diagnostic considerations. *J Clin Periodontol*. 2018;45(Suppl 20):S278-S285.
19. Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. *J Clin Periodontol*. 2018;45(Suppl 20):S246-S266.
20. Froum, S. J., & Rosen, P. S. (2012). A Proposed Classification for Peri-Implantitis. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 32(5), 533–540.
21. Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, et al. Peri-implant diseases and conditions: consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri- Implant Diseases and Conditions. *J Clin Periodontol*. 2018;45(Suppl 20):S286-S291.
22. Froum, S. J., & Rosen, P. S. (2012). A proposed classification for PeriGimplantitis. *The international Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 32(5), 533G 540.
23. Fu J-H, Wang H-L. Breaking the wave of peri-implantitis. *Periodontol* 2000. 2020;84:145-160.
24. Serino G, Strom C. Peri-implantitis in partially edentulous patients: association with inadequate plaque control. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(2):169-174.
25. Ramanauskaite A, Tervonen T. The efficacy of supportive peri-im- plant therapies in preventing peri-implantitis and implant loss: a sys- tematic review of the literature. *J Oral Maxillofac Res*. 2016;7(3):e12.
26. Ferreira SD, Martins CC, Amaral SA, et al. Periodontitis as a risk factor for peri-implantitis: systematic review and meta-analysis of observational studies. *J Dent*. 2018;79:1-10.
27. Zeza B, Pilloni A, Tataakis DN, et al. Implant patient compliance varies by periodontal treatment history. *J Periodontol*. 2017;88(9):846-853.
28. Duffo G, Barreiro M, Olmedo D, Crosa M, Gugliemotti M, Cabrini R. An experimental model to study implant corrosion. *Acta odontológica latinoamericana: AOL*. 1999;12(1):3-10

29. Alrabiah M, Al-Aali KA, Al-Sowygh ZH, et al. Association of advanced glycation end products with peri-implant inflammation in prediabetes and type 2 diabetes mellitus patients. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(4):535-540.
30. Al-Sowygh ZH, Ghani SMA, Sergis K, Vohra F, Akram Z. Peri-implant conditions and levels of advanced glycation end products among patients with different glycemic control. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(3):345-351.
31. Renvert S, Lindahl C, Rutger Persson G. The incidence of peri-implantitis for two different implant systems over a period of thirteen years. *J Clin Periodontol*. 2012;39(12):1191-1197.
32. Shin YK, Han CH, Heo SJ, Kim S, Chun HJ. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(5):789-794.
33. Fretwurst T, Nelson K, Tarnow DP, Wang HL, Giannobile WV. Is metal particle release associated with peri-implant bone destruction? An emerging concept *J Dent Res*. 2018;97(3):259-265.
34. Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A. The influence of soft tissue thickness on crestal bone changes around implants: a 1-year prospective controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(4):712-719.
35. Chrcanovic BR, Martins MD, Wennerberg A. Immediate placement of implants into infected sites: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(Suppl 1):e1-e16.
36. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, et al. The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(1): 71-76.
37. Katafuchi M, Weinstein BF, Leroux BG, Chen YW, Daubert DM. Restoration contour is a risk indicator for peri-implantitis: a cross-sectional radiographic analysis. *J Clin Periodontol*. 2018;45(2):225-232.
38. Merin RL. Repair of peri-implant bone loss after occlusal adjustment: a case report. *J Am Dent Assoc*. 2014;145(10):1058-1062.

39. Bover-Ramos F, Vina-Almunia J, Cervera-Ballester J, Penarrocha- Diago M, Garcia-Mira B. Accuracy of implant placement with computer-guided surgery: a systematic review and meta-analysis comparing cadaver, clinical, and in vitro studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(1):101-115.
40. Valente NA, Andreana S. Peri-implant disease: what we know and what we need to know. *Journal of periodontal & implant science*. 2016;46(3):136-51
41. Furst MM, Salvi GE, Lang NP, Persson GR. Bacterial colonization immediately after installation on oral titanium implants. *Clinical oral implant research*. 2007;18(4) 501-8
42. Salvi GE, Furst MM, Lang NP, Persson GR. One year bacterial colonization patterns of staphylococcus aureus and other bacteria at implants and adjacent teeth. *Clin oral implants res*. 2008;19(3): 242-8
43. Cerbasi KP. Bacterial etiology and treatment of peri-implantitis. *Innovations implant journal*. 2010;5(1); 50-5
44. Farsai P S. Supportive therapy (SPT) can potentially improve implant survival rate (sr), peri-implantitis, and peri-implant mucositis. *J Evid Based Dent Pract*. 2020;20(01):101414
45. Rokaya D, Srimaneepong V, Wisitrasameewon W, Humagain M, Thunyakitpisal P. Peri-implantitis Update: Risk Indicators, Diagnosis, and Treatment. *Eur J Dent*. 2020 Oct;14(4):672-682.
46. dos Santos Sá Rodrigues RJ. Estudo dos materiais de jateamento utilizados no desbridamento mecânico na peri-implantite. [Porto]: Faculdade De Medicina Dentária Da Universidade Do Porto; 2020.
47. Kim KT, Eo MY, Nguyen TTH, Kim SM. General review of titanium toxicity. *Int J Implant Dent*. 2019;5(1):10-.
48. Longo G, Ioannidu CA, Scotto d'Abusco A, Superti F, Misiano C, Zanoni R, et al. Improving Osteoblast Response In Vitro by a Nanostructured Thin Film with Titanium Carbide and Titanium Oxides Clustered around Graphitic Carbon. *PLoS One*. 2016;11(3):e0152566.

49. Suárez-López del Amo F, Rudek I, Wagner VP, Martins MD, O'Valle F, Galindo-Moreno P, et al. Titanium Activates the DNA Damage Response Pathway in Oral Epithelial Cells: A Pilot Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2017;32(6).
50. Mombelli A, Hashim D, Cionca N. What is the impact of titanium particles and biocorrosion on implant survival and complications? A critical review. *Clinical oral implants research*. 2018;29:37-53.
51. Noumbissi S, Scarano A, Gupta S. A Literature Review Study on Atomic Ions Dissolution of Titanium and Its Alloys in Implant Dentistry. *Materials (Basel)*. 2019;12(3):368.
52. Tschernitschek H, Borchers L, Geurtsen W. Nonalloyed titanium as a bioinert metal--a review. *Quintessence Int*. 2005;36(7-8):523-30.
53. Cruz H, Souza J, Henriques M, Rocha L. Tribocorrosion and bio-tribocorrosion in the oral environment: the case of dental implants. *Biomedical tribology*. 2011:1-33.
54. Přikrylová J, Procházková J, Podzimek Š. Side Effects of Dental Metal Implants: Impact on Human Health (Metal as a Risk Factor of Implantologic Treatment). *Biomed Res Int*. 2019;2019:2519205.
55. Suárez-López Del Amo F, Garaicoa-Pazmiño C, Fretwurst T, Castilho RM, Squarize CH. Dental implants-associated release of titanium particles: A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29(11):1085-100.
56. Pettersson M, Kelk P, Belibasakis GN, Bylund D, Molin Thorén M, Johansson A. Titanium ions form particles that activate and execute interleukin-1 β release from lipopolysaccharide-primed macrophages. *J Periodontal Res*. 2017;52(1):21-32.
57. Cadosch D, Sutanto M, Chan E, Mhawi A, Gautschi OP, von Katterfeld B, et al. Titanium uptake, induction of RANK-L expression, and enhanced proliferation of human T-lymphocytes. *J Orthop Res*. 2010;28(3):341-7.
58. Noronha Oliveira M, Schunemann WVH, Mathew MT, Henriques B, Magini RS, Teughels W, et al. Can degradation products released from dental implants affect peri- implant tissues? *J Periodontal Res*. 2018;53(1):1-11.

59. Aparicio C, Gil FJ, Fonseca C, Barbosa M, Planell JA. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials*. 2003;24(2):263-73.
60. Verdeguer P, Gil J, Punset M, Manero JM, Nart J, Vilarrasa J, et al. Citric Acid in the Passivation of Titanium Dental Implants: Corrosion Resistance and Bactericide Behavior. *Materials (Basel)*. 12 de janeiro de 2022;15(2).
61. Mettraux GR, Sculean A, Bürgin WB, Salvi GE. Two-year clinical outcomes following non-surgical mechanical therapy of peri-implantitis with adjunctive diode laser application. *Clin Oral Implants Res*. julho de 2016;27(7):845–9.
62. Karring ES, Stavropoulos A, Ellegaard B, Karring T. Treatment of peri-implantitis by the Vector® system: A pilot study. *Clinical Oral Implants Research*. 2005;16(3):288- 93.
63. Kister F, Specht O, Warkentin M, Geis-Gerstorfer J, Rupp F. Peri-implantitis cleaning instrumentation influences the integrity of photoactive nanocoatings. *Dent Mater*. 2017;33(2):e69-e78.
64. Moharrami M, Perrotti V, Iaculli F, Love RM, Quaranta A. Effects of air abrasive decontamination on titanium surfaces: A systematic review of in vitro studies. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(2):398-421.
65. Lopes CSD, Donato MT, Ramgi P. Comparative corrosion behavior of titanium alloys (ti-15mo and ti-6al-4v) for dental implants applications: A review. *Corrosão e Protecção de Materiais*. 2016;35:05-14.
66. Wisbey A, Gregson PJ, Peter LM, Tuke M. Effect of surface treatment on the dissolution of titanium-based implant materials. *Biomaterials*. 1991;12(5):470-3.
67. Romero-Ruiz MM, Gil-Mur FJ, Ríos-Santos JV, Lázaro-Calvo P, Ríos-Carrasco B, Herrero-Climent M. Influence of a Novel Surface of Bioactive Implants on Osseointegration: A Comparative and Histomorfometric Correlation and Implant Stability Study in Minipigs. *Int J Mol Sci*. 9 de maio de 2019;20(9).

68. Barão VAR, Mathew MT, Assunção WG, Yuan JCC, Wimmer MA, Sukotjo C. Stability of cp-Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental implants as a function of saliva pH - an electrochemical study. Clin Oral Implants Res. setembro de 2012;23(9):1055–
69. Assis SLd, Wolynech S, Costa I. Corrosion characterization of titanium alloys by electrochemical techniques. Electrochimica Acta. 2006;51(8):1815-9.
70. Nakagawa M, Matsuya S, Shiraishi T, Ohta M. Effect of fluoride concentration and pH on corrosion behavior of titanium for dental use. J Dent Res. 1999;78(9):1568- 72.

ANEXOS

Anexo 1 – Análise Estatística

ANOVAOneWay (16/07/2022 18:13:01)

Notes

Input Data

Descriptive Statistics

	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean
Ti	3	2,65733E-6	1,28974E-7	7,44633E-8
P-Ti	3	2,434E-6	1,51248E-7	8,73232E-8
B-Ti	4	2,91925E-6	1,38575E-6	6,92875E-7

One Way ANOVA

Overall ANOVA

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	2	4,09771E-13	2,04886E-13	0,24559	0,78871
Error	7	5,83993E-12	8,34276E-13		
Total	9	6,2497E-12			

Null Hypothesis: The means of all levels are equal.
 Alternative Hypothesis: The means of one or more levels are different.
 At the 0.05 level, the population means are not significantly different.

Fit Statistics

	R-Square	Coeff Var	Root MSE	Data Mean
	0,06557	0,33891	9,13387E-7	2,6951E-6

Means Comparisons

Tukey Test

	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
P-Ti Ti	-2,23333E-7	7,45777E-7	0,42351	0,9521	0,05	0	-2,41971E-6	1,97304E-6
B-Ti Ti	2,61917E-7	6,97611E-7	0,53096	0,92604	0,05	0	-1,7926E-6	2,31644E-6
B-Ti P-Ti	4,8525E-7	6,97611E-7	0,98371	0,77354	0,05	0	-1,56927E-6	2,53977E-6

Sig equals 1 indicates that the means difference is significant at the 0,05 level.
 Sig equals 0 indicates that the means difference is not significant at the 0,05 level.

Testes One-way ANOVA e Tukey para a superfície Ti, sem jateamento e com jateamento com partículas B e P.

ANOVAOneWay (16/07/2022 18:14:40)

Notes

Input Data

Descriptive Statistics

	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean
HCI	3	9,45033E-6	1,40283E-6	8,09923E-7
P-HCI	3	6,80233E-6	1,70099E-6	9,82064E-7
B-HCI	3	8,46967E-6	2,07035E-6	1,19532E-6

One Way ANOVA

Overall ANOVA

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	2	1,07536E-11	5,37681E-12	1,76334	0,24982
Error	6	1,82953E-11	3,04921E-12		
Total	8	2,90489E-11			

Null Hypothesis: The means of all levels are equal.
Alternative Hypothesis: The means of one or more levels are different.
At the 0.05 level, the population means are not significantly different.

Fit Statistics

	R-Square	Coeff Var	Root MSE	Data Mean
	0,37019	0,2119	1,7462E-6	8,24078E-6

Means Comparisons

Tukey Test

	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
P-HCI HCI	-2,648E-6	1,42577E-6	2,62654	0,23078	0,05	0	-7,02275E-6	1,72675E-6
B-HCI HCI	-9,80667E-7	1,42577E-6	0,97272	0,77894	0,05	0	-5,35541E-6	3,39408E-6
B-HCI P-HCI	1,66733E-6	1,42577E-6	1,65382	0,5113	0,05	0	-2,70741E-6	6,04208E-6

Sig equals 1 indicates that the means difference is significant at the 0,05 level.
Sig equals 0 indicates that the means difference is not significant at the 0,05 level.

Testes One-way ANOVA e Tukey para a superfície HCI, sem jateamento e com jateamento com partículas B e P.

1 ANOVAOneWay (25/07/2022 09:43:39)

Notes

Input Data

Descriptive Statistics

	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean
HCl_C	3	4,339E-6	3,24057E-7	1,87094E-7
P-HCl_C	3	3,36533E-6	4,1961E-7	2,42262E-7
B-HCl_C	3	4,39433E-6	6,57381E-7	3,79539E-7

One Way ANOVA

Overall ANOVA

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	2	2,00993E-12	1,00496E-12	4,22707	0,07153
Error	6	1,42647E-12	2,37745E-13		
Total	8	3,4364E-12			

Null Hypothesis: The means of all levels are equal.
Alternative Hypothesis: The means of one or more levels are different.
At the 0.05 level, the population means are not significantly different.

Fit Statistics

	R-Square	Coeff Var	Root MSE	Data Mean
	0,58489	0,1209	4,87591E-7	4,03289E-6

Means Comparisons

Tukey Test

	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
P-HCl_C HCl_C	-9,73667E-7	3,98117E-7	3,45872	0,1094	0,05	0	-2,19523E-6	2,47894E-7
B-HCl_C HCl_C	5,53333E-8	3,98117E-7	0,19656	0,98943	0,05	0	-1,16623E-6	1,27689E-6
B-HCl_C P-HCl_C	1,029E-6	3,98117E-7	3,65528	0,09165	0,05	0	-1,9256E-7	2,25056E-6

Sig equals 1 indicates that the means difference is significant at the 0,05 level.
Sig equals 0 indicates that the means difference is not significant at the 0,05 level.

Testes One-way ANOVA e Tukey para a superfície HCl_C, sem jateamento e com jateamento com partículas B e P.

1 ANOVAOneWay (16/07/2022 18:17:13)

Notes

Input Data

Descriptive Statistics

	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean
AC	3	8,30367E-6	7,31407E-7	4,22278E-7
P-AC	3	6,81967E-6	1,63857E-6	9,46027E-7
B-AC	4	7,55175E-6	6,90725E-7	3,45362E-7

One Way ANOVA

Overall ANOVA

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	2	3,30362E-12	1,65181E-12	1,46902	0,29329
Error	7	7,87102E-12	1,12443E-12		
Total	9	1,11746E-11			

Null Hypothesis: The means of all levels are equal.
Alternative Hypothesis: The means of one or more levels are different.
At the 0.05 level, the population means are not significantly different.

Fit Statistics

	R-Square	Coeff Var	Root MSE	Data Mean
	0,29564	0,14031	1,06039E-6	7,5577E-6

Means Comparisons

Tukey Test

	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
P-AC AC	-1,484E-6	8,65806E-7	2,42397	0,26571	0,05	0	-4,03387E-6	1,06587E-6
B-AC AC	-7,51917E-7	8,09888E-7	1,31299	0,64097	0,05	0	-3,1371E-6	1,63327E-6
B-AC P-AC	7,32083E-7	8,09888E-7	1,27835	0,65509	0,05	0	-1,6531E-6	3,11727E-6

Sig equals 1 indicates that the means difference is significant at the 0,05 level.
Sig equals 0 indicates that the means difference is not significant at the 0,05 level.

Testes One-way ANOVA e Tukey para a superfície AC, sem jateamento e com jateamento com partículas B e P.

ANOVAOneWay (16/07/2022 18:18:44)

Notes

Input Data

Descriptive Statistics

	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean
AC_C	3	3,13767E-6	5,42375E-7	3,1314E-7
P-AC_C	3	3,023E-6	5,58742E-7	3,2259E-7
B-AC_C	4	5,41925E-6	1,49998E-6	7,49989E-7

One Way ANOVA

Overall ANOVA

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	2	1,3149E-11	6,5745E-12	5,77976	0,03295
Error	7	7,96252E-12	1,1375E-12		
Total	9	2,11115E-11			

Null Hypothesis: The means of all levels are equal.
 Alternative Hypothesis: The means of one or more levels are different.
 At the 0.05 level, the population means are significantly different.

Fit Statistics

	R-Square	Coeff Var	Root MSE	Data Mean
	0,62284	0,26558	1,06654E-6	4,0159E-6

Means Comparisons

Tukey Test

	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
P-AC_C AC_C	-1,14667E-7	8,70825E-7	0,18622	0,9905	0,05	0	-2,67932E-6	2,44998E-6
B-AC_C AC_C	2,28158E-6	8,14582E-7	3,96111	0,06088	0,05	0	-1,17427E-7	4,68059E-6
B-AC_C P-AC_C	2,39625E-6	8,14582E-7	4,16018	0,05023	0,05	0	-2,76012E-9	4,79526E-6

Sig equals 1 indicates that the means difference is significant at the 0,05 level.
 Sig equals 0 indicates that the means difference is not significant at the 0,05 level.

Testes One-way ANOVA e Tukey para a superfície AC_C, sem jateamento e com jateamento com partículas B e P.

**Influência do protocolo de tratamento da peri-
implantite no comportamento à corrosão de implante
de Titânio**

Inês Jacques de Nogueira

Faculdade Medicina Dentária da Universidade do Porto

