

**U. PORTO**



FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA  
UNIVERSIDADE DO PORTO

**FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA DA UNIVERSIDADE  
DO PORTO**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTARIA

**CARACTERIZAÇÃO DE SUPERFÍCIES IMPLANTARES APÓS  
APLICAÇÃO DE LASER DE BAIXA POTÊNCIA**

MICKAËL MOURA

PORTO, 2021



# **CARACTERIZAÇÃO DE SUPERFÍCIES IMPLANTARES APÓS APLICAÇÃO DE LASER DE BAIXA POTÊNCIA**

TRABALHO DE INVESTIGAÇÃO MÉDICO-DENTÁRIO  
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

## **Estudante**

Mickaël Moura

Estudante do Mestrado Integrado em Medicina Dentária Faculdade de  
Medicina Dentária da Universidade do Porto

E-mail: up201703212@edu.fmd.up.pt / mickamoura93@gmail.com

Contacto móvel: 913408227

## **Orientadora**

Professora Doutora Paula Cristina dos Santos Vaz

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

## **Coorientador**

Professor Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes

Professor Catedrático da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do  
Porto



Aos meus pais,  
À minha família,  
Aos meus amigos e colegas,



Aos meus orientadores,

Aos meus professores,



***“O único lugar onde o sucesso vem antes  
do trabalho é no dicionário.”***

Vidal Sassoon



## **AGRADECIMENTOS:**

Aos meus pais, aos meus irmãos e à minha família, pelo apoio incondicional, motivação e carinho durante toda esta aventura longe de casa, podemos finalmente dizer que todo este esforço valeu a pena.

À Rita, aos meus primos e aos meus amigos por serem as melhores companhias que poderia ter tido, pelas memórias que ficarão para sempre, pelo apoio constante e pela paciência por me aturarem no dia a dia.

À minha orientadora, Professora Doutora Paula Cristina dos Santos Vaz, por toda a dedicação, disponibilidade, ajuda e apoio desde o início deste projeto. Um sincero obrigado por ter sido a professora que foi comigo ao longo desta aventura.

Ao meu coorientador, Professor Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes, pela disponibilidade, motivação e pelas sábias palavras que sempre teve comigo.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho, em particular, à Professora Doutora Alexandra Alves, por toda a gentileza, amabilidade e dedicação durante toda a investigação. Sem toda a ajuda, nunca teria concretizado este projeto.

À Klockner<sup>®</sup>/Soadco<sup>®</sup> e à Lasermaq<sup>®</sup>, pela amabilidade e adaptabilidade, por terem fornecido todos os materiais necessários à realização desta investigação.



## ÍNDICE

<b>AGRADECIMENTOS:</b> .....	<b>V</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>VII</b>
<b>SIGLAS E ABREVIATURAS</b> .....	<b>VIII</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>IX</b>
<b>PALAVRAS-CHAVE</b> .....	<b>X</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>XI</b>
<b>KEY-WORDS</b> .....	<b>XII</b>
<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
<b>MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	<b>6</b>
<b>RESULTADOS</b> .....	<b>10</b>
<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>20</b>
<b>CONCLUSÕES</b> .....	<b>26</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>27</b>
<b>ANEXOS</b> .....	<b>33</b>



## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> – Ilustração do protocolo de aplicação do laser nos discos de titânio e ensaios de corrosão.....	8
<b>Figura 2</b> – Imagens de MEV das superfícies dos discos iniciais e após 10 passagens de laser correspondentes A e B Titânio maquinado; C e D Titânio passivado com ácido cítrico; E e F Titânio passivado com ácido clorídrico, respectivamente.....	11
<b>Figura 3</b> – Imagens de MEV das superfícies dos discos, iniciais, após 10 e após 15 minutos de laser correspondentes a: A, B e C Titânio passivado com ácido cítrico; D, E, F Titânio passivado com ácido clorídrico. ....	12
<b>Figura 4</b> – A) Evolução do OCP com o tempo de imersão e B) Curvas de polarização potenciodinâmica; para as superfícies de titânio com e sem tratamento laser em saliva artificial a 37 °C. ....	13
<b>Figura 5</b> – A) Evolução do OCP com o tempo de imersão; B) Curvas de polarização potenciodinâmica; para as superfícies de titânio passivado com ácido clorídrico + tratamento ContacTi em saliva artificial a 37°.....	14
<b>Figura 6</b> – A) Evolução do OCP com o tempo de imersão; B) Curvas de polarização potenciodinâmica; para as superfícies de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi em saliva artificial a 37°C. ....	14
<b>Figura 7</b> – A) Evolução do OCP com o tempo de imersão e B) Curvas de polarização potenciodinâmica em saliva artificial a 37°C para todas as superfícies antes do tratamento a laser.....	15
<b>Figura 8</b> – A) Evolução do potencial de circuito aberto com o tempo de imersão e B) Curvas de polarização potenciodinâmica em saliva artificial a 37°C para todas as superfícies após o tratamento a laser. ....	16
<b>Figura 9</b> – Valores A) $i_{pass}$ ; B) $E_{OCP}$ e C) $E(i=0)$ para todas as superfícies estudadas. ....	19



## SIGLAS E ABREVIATURAS

**%** – Percentagem

**AC** – Acido Cítrico

**ASTM** – American Society for Testing and Materials

**C ou CpTi** – Titânio comercialmente puro

**CO<sub>2</sub>** – Dióxido de Carbono

**E<sub>(i=0)</sub>** – Potencial de Corrosão

**EED** – Espectroscopia por Energia Dispersiva

**EIS** – *Electrochemical Impedance Spectroscopy*

**E<sub>ocp</sub>** – Potencial de circuito aberto do inglês *Open Circuit Potential*

**Er:YAG** – Erbium-doped yttrium aluminium garnet laser

**HCl** – Ácido Clorídrico

**HPS** – Hemorragia após Sondagem

**IP** – Índice de Placa

**i<sub>pass</sub>** – Densidade de Corrente de Passivação

**KCl** – Cloreto de Potássio

**L15** – Após irradiação a laser de 15 minutos (60 passagens)

**Laser** – Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

**MEV** – Microscopia Eletrónica de Varrimento

**mm** – Milímetro

**Na** – Sódio

**NaCl** – Cloreto de Sódio

**Nd** – Neodymium

**nm** – Nanometro

**PS** – Profundidade de Sondagem

**Pt** – Platina

**Ti** – Titânio

**TiO<sub>2</sub>** – Dióxido de Titânio

**W** – Watt

**µs** – Microssegundos



## **RESUMO**

### **Introdução:**

A substituição de dentes ausentes através da colocação de implantes dentários tem sido uma opção de tratamento muito utilizada nos últimos anos. Os implantes dentários apresentam diversas vantagens entre as quais não danificarem os dentes adjacentes, a preservação do osso alveolar, uma elevada estética final e a durabilidade do tratamento reabilitador. Uma alta taxa de sucesso está associada aos implantes dentários de titânio, mas a sua osteointegração pode ser comprometida por um processo inflamatório designado de peri-implantite.

Se não tratada atempadamente, a peri-implantite pode culminar na perda do implante por falta de osso de suporte. Nesse sentido, são propostos vários tratamentos, como a utilização do laser de baixa potência, que tem vindo a ser considerado um método eficaz, desempenhando um papel significativo na descontaminação da superfície do implante.

Na cavidade oral, o implante é submetido a um microambiente microbiano oral, aos métodos de higienização, assim como aos métodos de desbridamento executados pelo médico dentista, passíveis de promoverem alterações da superfície dos implantes, muitas vezes associados à corrosão e/ou a libertação de iões metálicos que podem agravar a situação de peri-implantite e aumentar o risco de perda do implante.

Vários tratamentos de superfície têm vindo a ser desenvolvidos pelos fabricantes de implantes dentários, com o objetivo de melhorar as propriedades dos implantes de titânio.

### **Objetivos:**

O principal objetivo do presente estudo centrou-se em avaliar de que forma o laser diodo poderia influenciar o comportamento à corrosão de implantes de titânio com e sem tratamento de superfície.

### **Material e Métodos:**

Foram selecionados discos de titânio com diferentes tratamentos de superfície e um grupo controlo (titânio maquinado), todos concebidos pela Soadco® - Klockner® Implant System. Cada disco foi irradiado segundo os parâmetros do programa Periodontology - Preprocedural Decontamination, do laser Diodo 980 nm, modelo Smart M Pro da Lasotronix (Lasermaq®).

O laser foi manuseado com movimentos uniformes de modo a varrer toda a superfície dos discos de titânio. Desta forma, foram realizadas 1,3,10, 40 e 60 passagens sobre os discos. De seguida, os discos de titânio foram armazenados em tubos de Eppendorf, devidamente identificados e as superfícies foram analisadas por microscopia eletrónica de varrimento e procedeu-se à execução dos testes de corrosão nos discos selecionados.

**Resultados:**

Através da análise MEV foi possível observar alterações de superfícies nos discos com tratamento duplo após 40 e 60 passagens.

Verificou-se com os ensaios de corrosão que os discos de titânio com tratamento duplo apresentam maior suscetibilidade para a corrosão do que as superfícies de titânio maquinado, mas a velocidade de corrosão destas superfícies é menor do que a do grupo de controle. Contudo, após a irradiação laser o comportamento à corrosão das superfícies com tratamento de superfície duplo piorou enquanto no grupo de controle foi observado o inverso.

A análise estatística evidenciou diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) relativamente ao  $i_{pass}$ ,  $E_{OCP}$  e  $E_{(i=0)}$ .

**Conclusões:**

Concluiu-se que o tratamento de superfície dos implantes tem influência no comportamento à corrosão, mas mais estudos são necessários para avaliar o efeito do laser no comportamento a corrosão.

**PALAVRAS-CHAVE**

Peri-implantite, Laser Diodo, Titânio, Corrosão, Tratamento de Superfície

## **ABSTRACT**

### **Introduction:**

Replacing missing teeth by placing dental implants has been a widely used treatment option in recent years. Dental implants have several advantages, including no damage to adjacent teeth, preservation of the alveolar bone, high final aesthetics and durability of the rehabilitative treatment. A high success rate is associated with titanium dental implants, but their osseointegration may be compromised by an inflammatory process called peri-implantitis.

If not treated in a timely manner, peri-implantitis may lead to implant loss due to a lack of supporting bone. Therefore, several treatments have been proposed, such as the use of low-power laser, which has been considered an effective method, playing a significant role in decontaminating the implant's surface.

In the oral cavity, the implant is subject to an oral microbial microenvironment, to hygienic methods, as well as to debridement methods carried out by the dentist, which may cause changes on the implant surface, often associated with corrosion and/or the release of metal ions that may worsen peri-implantitis and increase the risk of implant loss.

Several surface treatments have been developed by dental implant manufacturers in order to improve the properties of titanium implants.

### **Objectives:**

The main objective of the present study focused on evaluating how the diode laser could influence the corrosion behaviour of titanium implants with and without surface treatment.

### **Material and Methods:**

Titanium discs with different surface treatments and a control group (machined titanium), all designed by Soadco® - Klockner® Implant System, were selected. Each disc was irradiated according to the parameters of the program Periodontology - Preprocedural Decontamination, of the diode laser 980 nm, model Smart M Pro by Lasotronix (Lasermaq®).

The laser was handled with uniform movements in order to sweep the entire surface of the titanium discs. Thus, 1, 3, 10, 40 and 60 passes were made over the discs. Then, the titanium discs were stored in Eppendorf tubes, properly identified and the surfaces were analysed by scanning electron microscopy and corrosion tests were carried out on the selected discs.

**Results:**

Through SEM analysis it was possible to observe surface changes on the double treated discs after 40 and 60 passages.

The corrosion tests supported that the double-treated titanium discs are more susceptible to corrosion than the machined titanium surfaces, but the corrosion rate of these surfaces is lower than that of the control group. However, after laser irradiation the corrosion behaviour of the double treated surfaces worsened while in the control group the opposite was observed.

Statistical analysis showed significant differences ( $p < 0.05$ ) regarding  $i_{pass}$ , EOCV and  $E(i=0)$ .

**Conclusions:**

It was concluded that the surface treatment of implants has an influence on corrosion behaviour, but further studies are needed to evaluate the effect of laser on corrosion behaviour.

**KEY-WORDS**

Peri-implantitis, Diode Laser, Titanium, Corrosion, Surface Treatment

## INTRODUÇÃO

Uma boa saúde oral bem como um sorriso agradável são essenciais no alcance de uma boa qualidade de vida, tanto a nível fisiológico como psicológico.

Uma boa saúde oral está dependente de um conjunto de fatores, dos quais se destacam uma correta higiene oral diária, uma dieta controlada e visitas frequentes ao médico dentista.

Ao longo da vida, a cavidade oral é submetida a diversos ambientes, a traumas e ao desgaste natural dos dentes, que por vários motivos podem concorrer para o desenvolvimento de diversas patologias, como lesões de cárie, gengivite e periodontite, entre outras, que se não forem tratadas atempadamente, podem levar à perda de um ou vários dentes (1).

Na maioria dos casos de perda dentária, existem soluções terapêuticas para a substituição dos dentes perdidos, que são eleitas de acordo com as condições locais, a situação dentária e a disponibilidade financeira para a execução do plano de tratamento.

As principais soluções incluem próteses removíveis (próteses acrílicas e esqueléticas, e sobredentaduras) e próteses fixas (coroas e pontes fixas sobre dentes naturais, coroas e pontes fixas sobre implantes dentários) (2).

Os implantes dentários têm sido cada vez mais utilizados nos últimos anos uma vez que apresentam diversas vantagens, entre as quais se destacam a possibilidade de não danificarem os dentes adjacentes, a preservação do osso alveolar, a elevada estética da reabilitação final e a durabilidade do tratamento reabilitador. A literatura associa aos implantes dentários uma elevada taxa de sucesso, mas a sua osteointegração pode ser comprometida durante processos inflamatórios desencadeados pelas doenças peri-implantares (1,3,4,5).

Quanto às doenças peri-implantares podem-se salientar duas patologias com processos inflamatórios subjacentes:

- Mucosite
- Peri-implantite

A mucosite caracteriza-se por uma inflamação gengival reversível, sem perda da inserção periodontal e que se manifesta por rubor, edema e hemorragia à sondagem (6,7,8,9).

A peri-implantite caracteriza-se por uma inflamação dos tecidos peri-implantares, associada a perda progressiva do osso de suporte. As manifestações da peri-implantite são semelhantes às da mucosite, mas com maior severidade, incluindo rubor, edema, hemorragia à sondagem e supuração. Esta patologia

pode, pelo referido, ser considerada uma evolução da mucosite, sem intervenção médico-dentária (6,7,8,9).

Estas patologias são principalmente consequência da alteração da microflora oral, associada a um aumento da quantidade de espécies *Gram* negativas e anaeróbias como a *Porphyromonas Gingivalis*, *Tannerella Forsythia* e *Treponema Denticola*(10, 6, 11).

No entanto, existem mais fatores etiológicos associados à doença peri-implantar, dos quais é importante destacar (8,9,11):

- Higiene oral insuficiente
- Tabagismo
- Patologias sistêmicas (*diabetes mellitus* não controlada, patologia cardiovascular, imunossupressão)
- Outros fatores individuais (suscetibilidade genética) (3,4)

Quando não tratada atempadamente, a peri-implantite pode causar uma perda do osso de suporte irreversível, que culmina na perda do implante (8).

Existem vários procedimentos descritos para estabilizar e reverter a doença peri-implantar, tendo sobretudo como objetivos a redução da hemorragia após sondagem, do índice de placa bacteriana assim como a profundidade de sondagem. Estes procedimentos são selecionados de acordo com a severidade da condição peri-implantar (8,11,12).

No tratamento da peri-implantite, assim como no tratamento da periodontite, encontram-se descritos procedimentos convencionais, não cirúrgicos e os procedimentos cirúrgicos (5).

Assim, pode-se optar por:

- Tratamento não cirúrgico (desbridamento mecânico):
  - Aplicação de curetas
  - Ultrassons
  - Sistemas de pós de jateamento
  - Terapia laser e terapia fotodinâmica (13)
- Tratamento cirúrgico
  - Cirurgia ressetiva
  - Cirurgia regenerativa (5)

Constata-se, no entanto, que a literatura refere que nenhum destes tratamentos consegue garantir a completa supressão das bactérias dos implantes infetados (5).

Alguns estudos, porém, relatam que estes procedimentos podem danificar a superfície dos implantes modificando as suas propriedades mecânicas, nomeadamente a osteointegração e osteocondução (14,15).

Na última década, os lasers com aplicação em medicina dentária começaram a ser utilizados na área da periodontologia (laser CO<sub>2</sub>, laser Er: YAG, laser Nd: YAG e laser de diodo) e foram descritos como meios de tratamento eficazes no âmbito de remoção da placa bacteriana à volta dos implantes dentários (16,17). Até então, ainda não foram identificadas as consequências da irradiação do laser nas diferentes superfícies dos implantes (18).

Tanto o titânio como as suas ligas são considerados o material de implante dentário mais aplicável, pois exibem características mecânicas adequadas. O titânio constitui um excelente biomaterial, não tóxico e raramente rejeitado pelo corpo humano (19). De acordo com a *American Society for Testing and Materials* (ASTM), existem quatro graus de titânio comercialmente puro (CpTi) usados em biomateriais de implante. Os graus I-IV CpTi têm diferentes graus de pureza, com diferentes quantidades de elementos intersticiais (carbono, oxigénio, azoto, hidrogénio e ferro). O grau V refere-se às ligas de titânio Ti-6Al-4V, que constitui, atualmente, a liga mais comumente usada (20).

Para além da sua boa biocompatibilidade e de osteointegração, o titânio apresenta também características mecânicas importantes, nomeadamente uma elevada resistência específica, uma boa maleabilidade, uma baixa densidade e uma excelente resistência à corrosão, devido à sua passividade (19,21,22). Esta passividade está relacionada com o desenvolvimento de uma camada formada na sua superfície, que protege o material das influências externas. Na presença de oxigénio, o titânio oxida e forma uma camada fina de dióxido de titânio (TiO<sub>2</sub>). Quando esta camada se encontra danificada, na presença de oxigénio, observa-se um efeito de regeneração, com a formação de uma nova camada de proteção de dióxido de titânio (23). Estas propriedades tornaram o titânio num material de eleição para o fabrico de implantes dentários (24,25).

Apesar de todas estas características e da boa resistência à corrosão, vários estudos detetaram a presença de partículas de titânio e produtos de degradação do titânio em tecidos orais e não orais (20,23,26). Estas partículas de titânio podem ser libertadas da superfície dos implantes dentários devido ao desgaste mecânico, contacto com agentes químicos e/ou interação com substâncias produzidas pelo biofilme aderente e pelas células inflamatórias do hospedeiro (23). Estas situações podem ocorrer durante a inserção do implante, a colocação de uma prótese dentária, a higienização mecânica dos implantes, tanto no contexto da prevenção como do tratamento da peri-implantite, e como resultado de micromovimentos entre o implante e a supraestrutura, durante a função (20,23,26).

Segundo Mombelli, A., *et al.*, esta libertação de partículas de titânio pode originar reações de hipersensibilidade, efeitos tóxicos e efeitos pró-inflamatórios (23).

A denominação tribocorrosão foi atribuída ao fenómeno da acção simultânea de desgaste e corrosão e aos fatores ambientais, que levam a degradação da superfície do implante de titânio (23). Por outro lado, a corrosão foi definida por

Přikrylová, J., *et al.*, como a perda espontânea e progressiva de material, que é causada pelo ambiente circundante (27).

A corrosão dos implantes apresenta uma etiologia multifatorial, associada a fatores elétricos, químicos e mecânicos, que podem desencadear consequências nos tecidos peri-implantares e na microbiota oral (23,26).

Existem vários tipos de corrosão, sendo que a corrosão que ocorre na cavidade oral está incluída na categoria da corrosão húmida. Esta última é caracterizada por fenómenos eletroquímicos, que causam a libertação de iões metálicos da superfície dos implantes dentários, tanto para os tecidos duros e moles circundantes, como também para órgãos periféricos, fora da cavidade oral (26).

A corrosão húmida observada nos implantes dentários, deve-se principalmente às características e aos componentes da saliva (pH, capacidade tampão, tensão superficial) (26). Esta corrosão húmida pode ser dividida em três tipos: mecânica (tribocorrosão), eletroquímica e química (26).

A corrosão húmida assim como a eletroquímica dependem de um eletrólito ou de um ambiente húmido (26).

Já a corrosão mecânica é o resultado das tenções funcionais do implante com os componentes protéticos, resultando em riscos, enfraquecimento e fissuras dos componentes, aumentando a suscetibilidade à corrosão (26).

Assim, verifica-se que na cavidade oral podem ser observados vários tipos de corrosão, nomeadamente:

- Corrosão Uniforme: caracterizada pela remoção regular e uniforme de iões metálicos da superfície da superestrutura protética do implante ou do implante.
- Corrosão Intersticial: ocorre geralmente na interface entre duas superfícies próximas, onde existem interstícios, onde o teor de oxigénio é muito inferior à da superfície externa.
- Corrosão Galvânica: acontece quando dois tipos diferentes de metais estão em contato direto, entre si, dentro da cavidade oral. Manifesta-se pela libertação de iões metálicos, resultando da atividade galvânica criada no local. Nestes casos, o implante desempenha o papel de um ânodo.
- Corrosão por Fadiga: relacionada com a fadiga do metal durante a função, associada à presença de fissura, que tornam o implante vulnerável à corrosão, na presença de um ambiente corrosivo.
- Erosão e Corrosão por *Fretting*: ocorre entre dois metais em contato, que deslizam um contra o outro, durante a função.

- Corrosão Microbiana: os processos inflamatórios, como resultado da resposta do hospedeiro aos materiais e aos produtos libertados por bactérias anaeróbias, criam um ambiente ácido, muito corrosivo para o implante e para as suas peças protéticas (26).

Estes vários tipos de corrosão são independentes e ao mesmo tempo, podem complementar-se. Os tipos de corrosão mais facilmente identificados são a corrosão galvânica, intersticial e por picadas (26).

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 (23,26).

Para este estudo estabelecemos os seguintes objetivos:

- Avaliar de que forma o laser díodo tem influência no comportamento à corrosão dos implantes
- Avaliar de que forma o tratamento de superfície dos implantes tem influência no comportamento à corrosão.

Assim, consideram-se as seguintes hipóteses nulas:

- $H_{01}$  - o laser não tem influência no comportamento à corrosão;
- $H_{02}$  - o tratamento de superfície dos implantes não tem influência no comportamento à corrosão.

## MATERIAL E MÉTODOS

### Seleção da amostra

Foram previamente selecionados 12 discos de titânio (CpTi) com 2 tipos diferentes de tratamento de superfície e 6 discos de controlo:

- Tratamento com ácido cítrico (AC) + tratamento de superfície - ContacTi®
- Tratamento com ácido clorídrico (HCl) + tratamento de superfície - ContacTi®
- Grupo de titânio maquinado (Ti) - grupo de controlo

Cada disco apresentava uma dimensão de 4 mm de diâmetro e 3 mm de altura. Todos os discos e respetivas superfícies foram produzidas pela SOADCO® - Klockner® Implant System.

Cada um destes discos foi irradiado pelo laser Diodo Smart M Pro da Lasotronix (Lasermaq®) no programa Periodontology – Preprocedural Decontamination . Os discos irradiados foram posteriormente sujeitos a análise por microscopia eletrónica de varrimento para caracterização morfológica e química. No disco controlo, não foi realizada nenhuma irradiação.

### Protocolo (Figura 1)

1. Seleção aleatória de um disco de titânio correspondente ao grupo a estudar. Os discos foram manuseados pelas paredes laterais para evitar contato com as superfícies tratadas, que pudessem alterar o perfil da superfície;
2. Fixação do disco de titânio num suporte de teflon;
3. Aplicação do laser Diodo 980 nm, modelo Smart M Pro da Lasotronix (Lasermaq®), através do programa Periodontology – Preprocedural Decontamination com os seguintes parâmetros:
  - *Power*: 1.5W
  - *Work Mode*: Imp (modo pulsado)
  - *Pulse Time*: 100 µs (tempo de 1 ciclo de irradiação)
  - *Pause Time* 100 µs (tempo de repouso entre ciclos)
  - *Aiming Beam*: 10%

A ponta foi colocada em direção ao disco com um ângulo de incidência de 45 °. A ponta do laser foi aplicada, respeitando movimentos de vaivém, de forma a abranger toda a superfície do disco de titânio, mantendo-se sempre um leve contato com a superfície dos discos, tal como ilustrado na Figura 1.

3. Remoção do disco de titânio do suporte de teflon;

4. Armazenamento do disco de titânio num tubo de Eppendorf, devidamente identificado;
5. Análise por microscopia eletrônica de varrimento (MEV) das superfícies das amostras já jateadas com um microscópio NanoSEM - FEI Nova 200 (FEG/SEM); EDAX - Pegasus X4M (EDS/EBSD);
6. Os ensaios de corrosão foram realizados numa célula eletroquímica de três elétrodos, em que um elétrodo de Ag/AgCl saturado foi usado como elétrodo de referência, um elétrodo de Pt como elétrodo auxiliar e as amostras como elétrodo de trabalho (com uma área exposta de 0,13cm<sup>2</sup>), ligados a um potencióstato (Gamry Potentiostat/Galvanostat/ZRA modelo REF 600+);
7. As amostras foram imersas num eletrólito de saliva artificial Fusayama-Meyer (0.4 g/L NaCl, 0.4 g/L KCl, 0.795 g/L CaCl<sub>2</sub>.2H<sub>2</sub>O, 0.005 g/L Na<sub>2</sub>S.9H<sub>2</sub>O, 0.69 g/L NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>.2H<sub>2</sub>O, 1 g/L ureia). O pH da saliva foi ajustado a 5.5 ± 0.1, de modo a manter a temperatura a 37 °C a célula electroquímica foi colocada numa estufa, como se pode observar na figura 1;
8. O potencial de circuito aberto (OCP – *Open Circuit Potential*) foi monitorizado durante, 2 horas, de modo a estabilizar o sistema, sendo considerado estável se  $\Delta E < 60$  mV/h, seguindo-se os ensaios de polarização potenciodinâmica com uma taxa de varrimento de 0,5 mV/s na direção anódica desde  $-0,25 V_{OCP}$  até  $1,5 V_{Ag/AgCl}$ ;
9. Após os ensaios de corrosão todas as amostras foram limpas com água destilada;
10. Todos os ensaios de corrosão foram repetidos pelo menos três vezes, de forma a confirmar a reprodutibilidade dos resultados e os seus parâmetros são apresentados com média ± desvio padrão;

Foi feita em cada tipo de superfície, 1, 3, 10, 40 e 60 passagens por toda a superfície dos discos segundo os seguintes tempos:

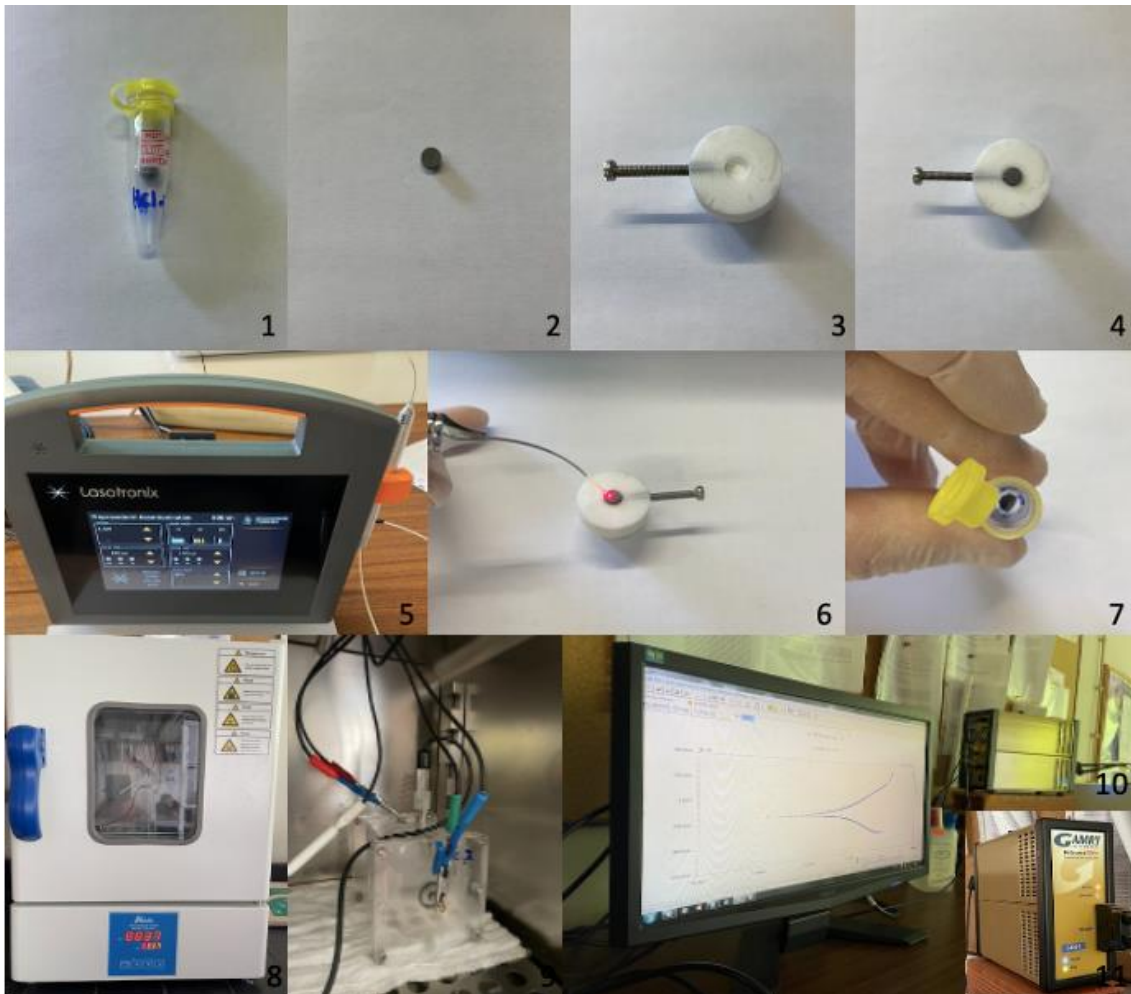
1 passagem: 15 segundos

3 passagens: 45 segundos

10 passagens: 150 segundos = 2 minutos e 30 segundos

40 passagens: 600 segundos = 10 minutos

60 passagens: 900 segundos = 15 minutos



**Figura 1** – Ilustração do protocolo de aplicação do laser nos discos de titânio e ensaios de corrosão.

1. Disco armazenado no tubo Eppendorf devidamente identificado.
2. Disco de titânio.
3. Suporte de teflon.
4. Colocação do disco de titânio no suporte de teflon.
5. Laser Díodo 980 nm, modelo Smart M Pro, Lasotronix (Lasermaq®).
6. Aplicação do Laser díodo sobre a superfície do disco de titânio.
7. Armazenamento do disco no tubo Eppendorf após o tratamento com laser.
8. Célula eletroquímica a 37°C.
9. Célula eletroquímica (interior).
10. Monitor de controlo dos ensaios ligado ao potencióstato.
11. Potencióstato (Gamry Potentiostat/Galvanostat/ZRA modelo REF 600+).

### **Microscopia Eletrónica de Varrimento (SEM)**

Foi utilizado o microscópio eletrónico de varrimento modelo NanoSEM - FEI Nova 200 (FEG/SEM); EDAX - Pegasus X4M (EDS/EBSD) para a observação da superfície dos discos utilizados. As superfícies de titânio foram caracterizadas antes e após o tratamento de laser.

## **Análise estatística**

Os dados recolhidos foram inicialmente registados com o software Microsoft Excel, versão 2020 e posteriormente analisados através do software Origin (© OriginLab Corporation).

A análise estatística visou comparar os resultados obtidos para as superfícies dos discos com e sem tratamentos de superfície, antes e depois da irradiação com o laser.

Os valores de  $i_{\text{pass}}$  (densidade de corrente de passivação), os valores de  $E_{(\text{OCP})}$  (potencial de circuito aberto) e os valores de  $E_{(i=0)}$  (potencial de corrosão) foram submetidos a uma análise *ANOVAOneWay*.

Os valores de  $i_{\text{pass}}$ , os valores de  $E_{(\text{OCP})}$  e os valores de  $E_{\text{corr}}$  foram considerados a variável dependente e as variáveis de agrupamento como a variável independente.

Nos casos em que a variável de agrupamento foi o grupo de estudo realizou-se um teste ANOVA de uma dimensão, com uma confiança de 95%.

De seguida, realizou-se a comparação entre os grupos experimentais com provas post-hoc, segundo o método de Tukey HSD, com um intervalo de confiança de 95%.

## **RESULTADOS**

Os resultados dos ensaios vão ser apresentados segundo a sequência realizada em laboratório da seguinte forma:

- Caracterização das diferentes superfícies de titânio
- Resultados dos testes de corrosão
- Análise estatística

### **Caracterização das diferentes superfícies de titânio**

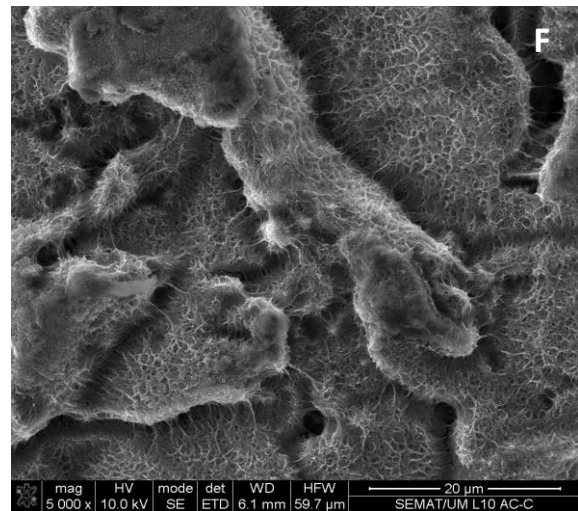
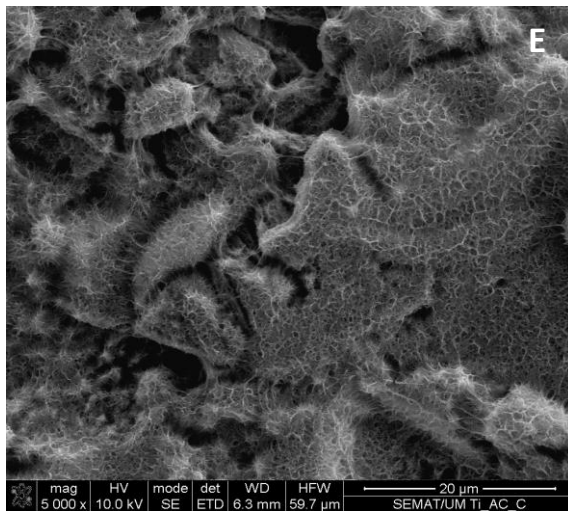
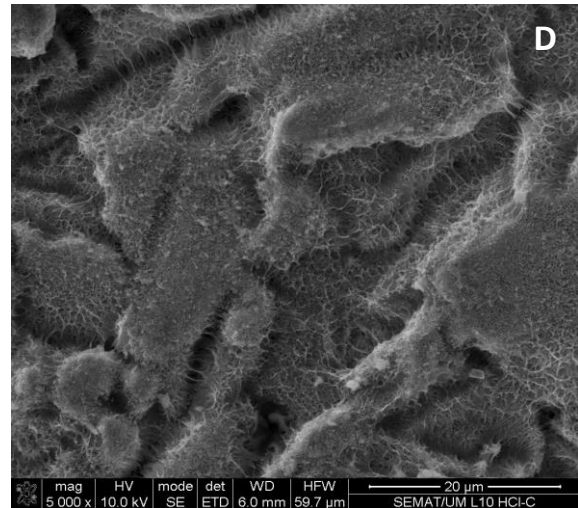
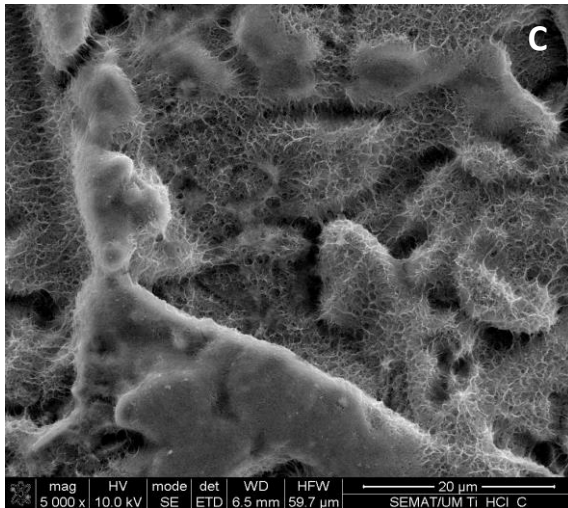
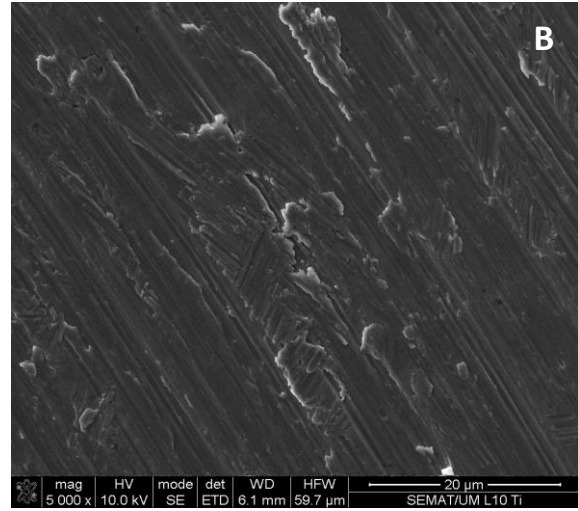
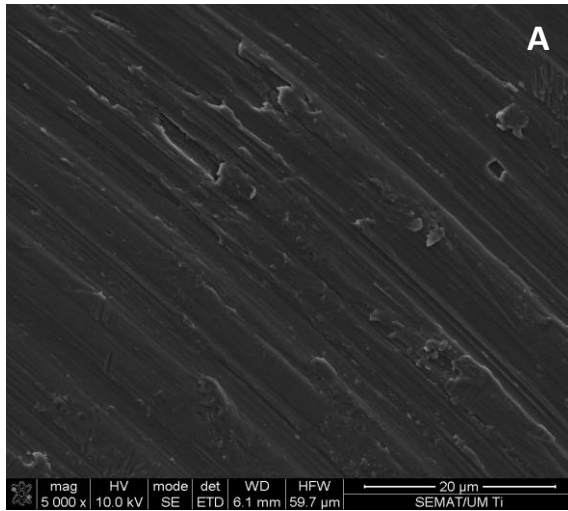
As imagens representativas de MEV/ES das superfícies dos discos de titânio iniciais e depois de 10 passagens de laser, equivalentes a 2 minutos e 30 segundos de irradiação, encontram-se na figura 2.

Nestas imagens não foi possível identificar qualquer tipo de diferença entre as superfícies antes e após o tratamento de laser. Assim sendo, possivelmente nas amostras para 1 e 3 passagens, equivalentes respectivamente a 15 segundos e 45 segundos, não seria possível a identificação de diferenças das superfícies dos discos de titânio.

Mediante esta análise, foi realizado um protocolo mais extremo com tempos de irradiação superiores.

Superfície Inicial

Laser  
10 passagens (2 min 30 seg)

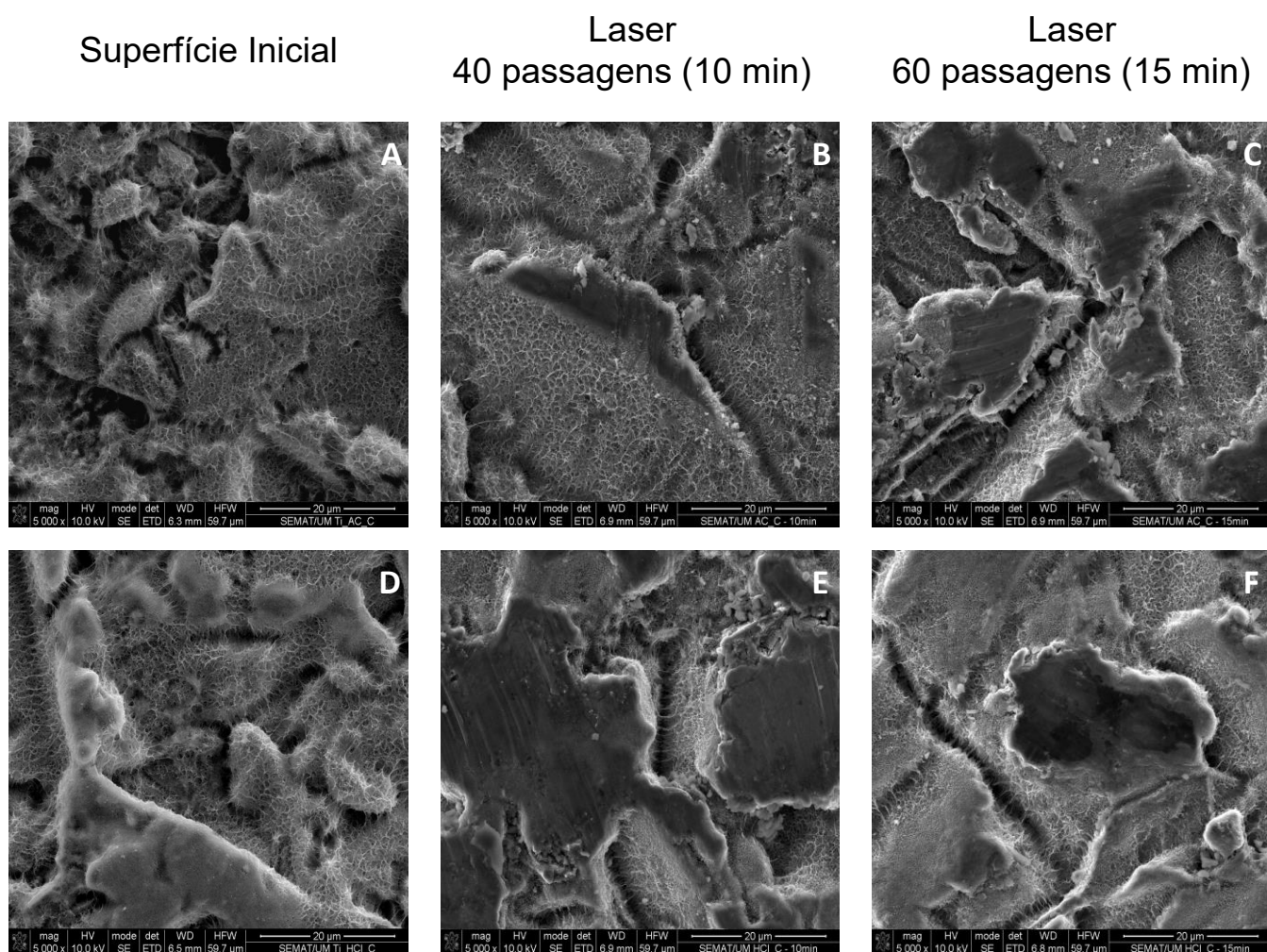


**Figura 2** – Imagens de MEV das superfícies dos discos iniciais e após 10 passagens de laser correspondentes A e B Titânio maquinado; C e D Titânio passivado com ácido cítrico; E e F Titânio passivado com ácido clorídrico, respectivamente.

Já na figura 3, são apresentadas as imagens de MEV das superfícies dos discos de titânio com tratamento duplo (tratamento ácido + tratamento ContacTi), antes da aplicação de laser, após 40 passagens de laser e após 60 passagens de laser.

Nas imagens iniciais, tanto a superfície dos discos de titânio passivado com ácido cítrico e tratamento ContacTi (AC\_C) como a superfície de titânio passivado com ácido clorídrico e tratamento ContacTi (HCl\_C), apresentam uma estrutura em malha.

Após 40 passagens e mais acentuadamente após 60 passagens, equivalentes respetivamente a 10 e 15 minutos de irradiação, observa-se uma perda do aspeto em malha em ambas as amostras, prova de uma modificação de superfície com a utilização do laser após 15 minutos.

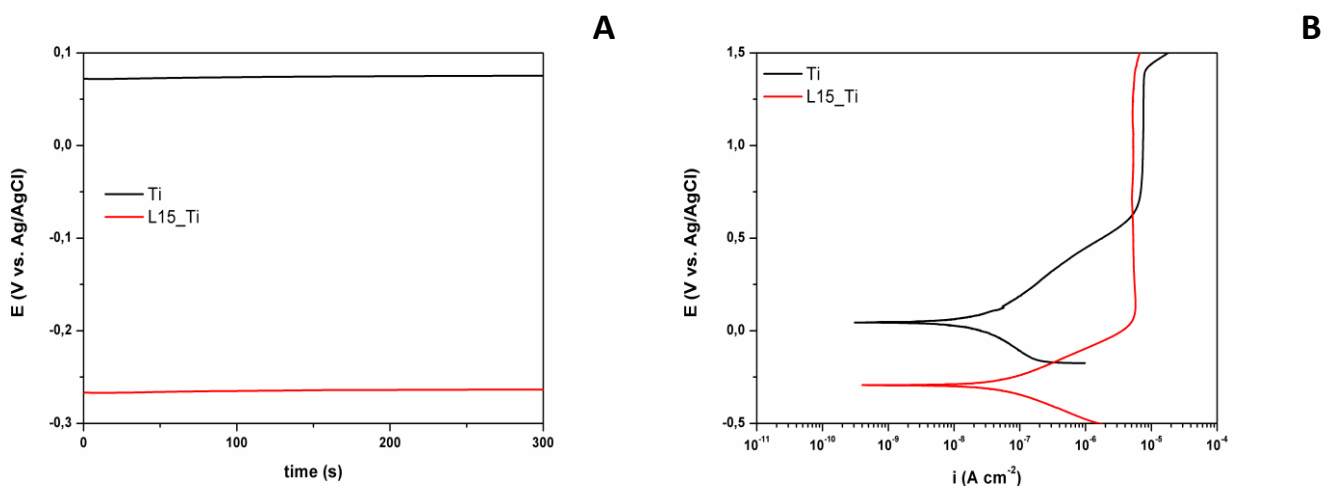


**Figura 3** – Imagens de MEV das superfícies dos discos, iniciais, após 10 e após 15 minutos de laser correspondentes a: A, B e C Titânio passivado com ácido cítrico; D, E, F Titânio passivado com ácido clorídrico.

## Resultados de corrosão

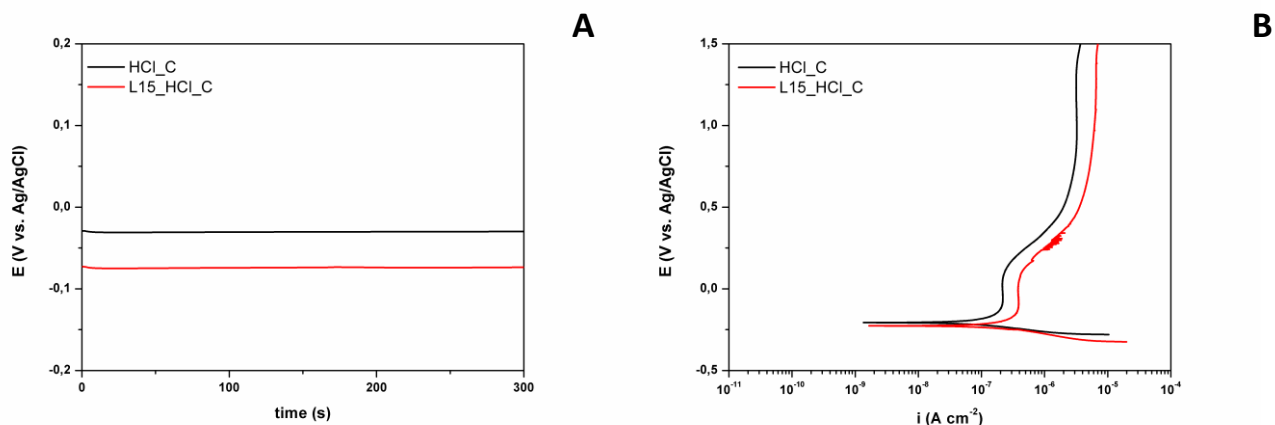
Na figura 4A está apresentada a evolução do OCP com o tempo para as superfícies de titânio com (L15\_Ti) e sem (Ti) o tratamento de laser, para os últimos 5 min de imersão. No gráfico A da figura 4, pode-se observar um valor de  $E_{(OCP)}$  inferior nos discos de titânio maquinado após utilização do laser durante 15 minutos comparado com os discos sem irradiação por laser. Isto traduz-se numa maior tendência para a corrosão após aplicação do laser.

No gráfico B da figura 4, estão apresentadas as curvas representativas de polarização potenciodinâmica para as superfícies de titânio, o valor inferior de  $E_{(i=0)}$  das superfícies de titânio após utilização do laser ilustra uma maior suscetibilidade para a corrosão, no entanto o valor inferior do  $i_{pass}$  revela uma maior resistência à corrosão nestas superfícies.



**Figura 4** – A) Evolução do OCP com o tempo de imersão e B) Curvas de polarização potenciodinâmica; para as superfícies de titânio com e sem tratamento laser em saliva artificial a 37 °C.

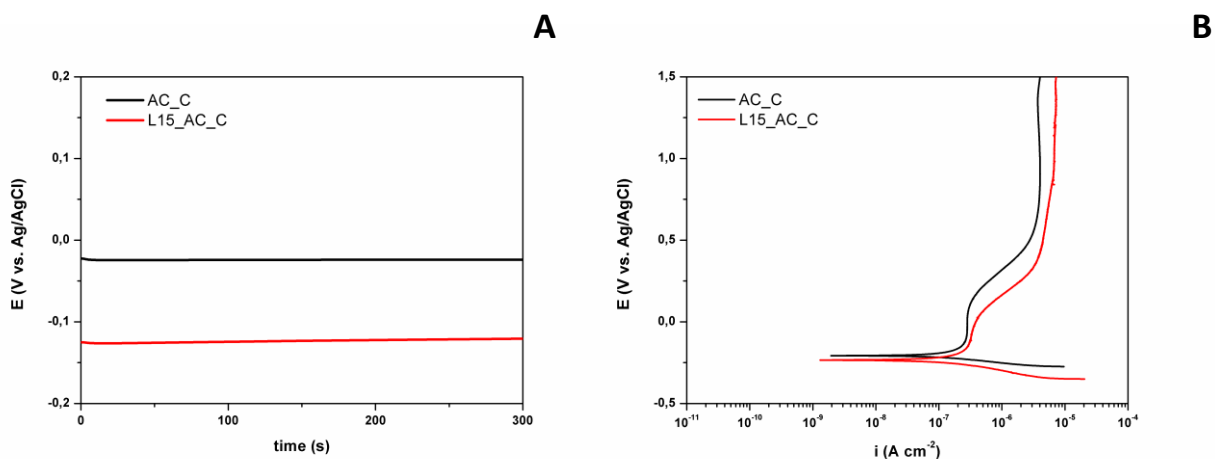
No gráfico da figura 5A da evolução do OCP para as superfícies HCl\_C pode observar-se que o valor  $E_{(OCP)}$  é inferior nas superfícies HCl\_C após utilização do laser durante 15 minutos comparado com os discos sem irradiação por laser, traduzindo-se numa maior tendência para a corrosão após aplicação do laser. Por outro lado, como se pode observar nas curvas de polarização potenciodinâmica da figura 5B, o valor inferior de  $E_{(i=0)}$  das superfícies após utilização do laser ilustra uma maior suscetibilidade para a corrosão e o  $i_{pass}$  superior indica a maior taxa de corrosão nestas superfícies.



**Figura 5** – A) Evolução do OCP com o tempo de imersão; B) Curvas de polarização potenciodinâmica; para as superfícies de titânio passivado com ácido clorídrico + tratamento ContacTi em saliva artificial a 37°.

No que respeita às superfícies AC\_C, No gráfico da figura 6A, aparece um valor de  $E_{(OCP)}$  inferior nas superfícies após utilização do laser durante 15 minutos comparado com superfícies sem irradiação por laser. Isto traduz-se numa maior tendência para a corrosão após aplicação do laser.

No gráfico da figura 6B, o valor inferior de  $E_{(i=0)}$  inferior das superfícies de titânio após utilização do laser ilustra esta maior suscetibilidade para a corrosão e o  $i_{pass}$  superior indica a maior taxa de corrosão nestas superfícies.



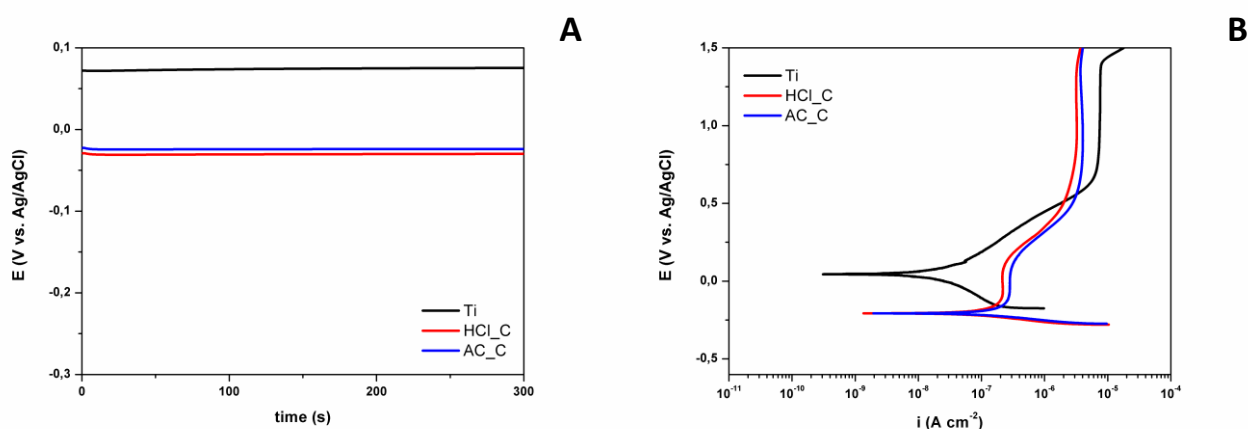
**Figura 6** – A) Evolução do OCP com o tempo de imersão; B) Curvas de polarização potenciodinâmica; para as superfícies de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi em saliva artificial a 37°C.

No gráfico A da figura 7, aparecem valores de  $E_{(OCP)}$  inferiores das superfícies de titânio com duplo tratamento de superfície em comparação com o titânio maquinado. Os valores  $E_{(OCP)}$  dos discos de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi (AC-C) são similares aos dos discos de titânio passivado com ácido clorídrico + tratamento ContacTi (HCl-C), ainda que estes últimos apresentem valores ligeiramente inferiores.

Isto ilustra a maior tendência para a corrosão nos discos de titânio com duplo tratamento de superfície em comparação com os discos de titânio maquinado.

No gráfico B da figura 5, os valores inferiores de  $E_{(I=0)}$  inferior dos discos de titânio com duplo tratamento de superfície, ilustram esta maior suscetibilidade para a corrosão.

Os valores de  $i_{pass}$  dos discos de titânio com duplo tratamento de superfície têm valores similares, contudo inferiores aos valores  $i_{pass}$  encontrados nos discos de titânio maquinado. Estes valores indicam uma maior taxa de corrosão nas superfícies de titânio maquinado em comparação com os discos de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi (AC\_C) e os discos de titânio passivado com ácido clorídrico + tratamento ContacTi (HCl\_C), apesar da maior tendência a corrosão destes últimos.



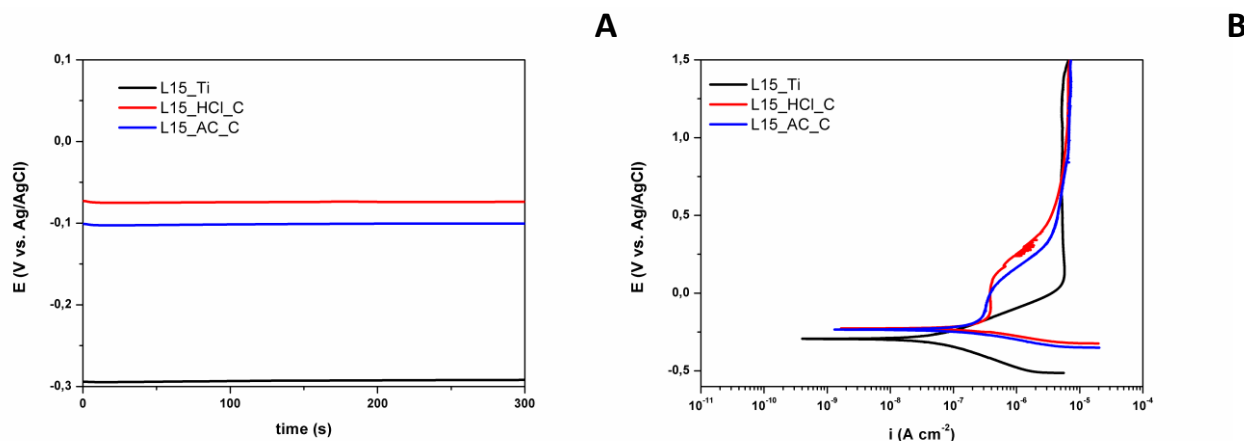
**Figura 7** – A) Evolução do OCP com o tempo de imersão e B) Curvas de polarização potenciodinâmica em saliva artificial a 37°C para todas as superfícies antes do tratamento a laser.

No gráfico A da figura 8, aparecem valores de  $E_{(OCP)}$  superiores nos discos de titânio com duplo tratamento de superfície em comparação com o titânio maquinado. Os valores  $E_{(OCP)}$  dos discos de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi (AC-C) são similares aos dos discos de titânio passivado com ácido clorídrico + tratamento ContacTi (HCl-C), ainda que estes últimos apresentem valores ligeiramente superiores.

Isto ilustra a maior tendência para a corrosão nos discos de titânio maquinado após aplicação do laser durante 15 minutos (60 passagens) em comparação com os discos de titânio com duplo tratamento de superfície.

No gráfico B da figura 8, os valores inferiores de  $E_{(I=0)}$  inferior dos discos de titânio maquinado, ilustram esta maior suscetibilidade para a corrosão.

No entanto, os valores de  $i_{pass}$  são semelhantes entre todos os grupos para potenciais acima de  $0,5 V_{Ag/AgCl}$ , não havendo uma diferença na taxa de corrosão entre estes grupos, contudo para potenciais logo acima do potencial de corrosão as superfícies com tratamento duplo apresentam um pequeno patamar de estabilização com valores de densidade de corrente cerca de uma década menor do que as superfícies de titânio maquinado. O que mostra que a irradiação com laser altera a superfícies dos grupos com tratamento duplo de superfície originando uma ligeira diminuição da resistência à corrosão. Contudo, um comportamento inverso foi observado para as superfícies de titânio maquinado.



**Figura 8** – A) Evolução do potencial de circuito aberto com o tempo de imersão e B) Curvas de polarização potenciodinâmica em saliva artificial a 37°C para todas as superfícies após o tratamento a laser.

### Análise estatística

A análise estatística descritiva dos resultados, mostra que os valores de  $i_{pass}$  mais altos observaram-se nos discos com duplo tratamento de superfície (tratamento ácido + ContacTi), quando estes foram irradiados com laser, à exceção dos discos de titânio maquinado, que mostraram valores semelhantes de  $i_{pass}$  com e sem irradiação com laser.

Os valores de  $E_{(i=0)}$  obtidos foram semelhantes para todos os grupos de amostras.

Os valores de  $E_{OCP}$  foram semelhantes para os discos de titânio maquinado, com e sem utilização do laser, enquanto se observaram valores superiores de  $E_{OCP}$  nos discos com duplo tratamento de superfície (tratamento ácido + ContacTi), que não foram irradiados por laser.

Estes resultados estão de acordo com os resultados anteriores e mostram que os discos de titânio com duplo tratamento de superfície (tratamento ácido + ContacTi) apresentam menor taxa de corrosão e menor tendência à corrosão quando não são submetidos a irradiação por laser em comparação com os mesmos discos após irradiação durante 15 minutos.

Relativamente aos discos de titânio maquinado, não foram observadas diferenças, independentemente da utilização do laser.

De forma a determinar se as diferenças encontradas são estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) entre os diversos grupos em estudo, foi utilizado o teste One-Way ANOVA (Anexo I). Este teste evidenciou diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) relativamente ao  $i_{pass}$ ,  $E_{OCP}$  e  $E_{i=0}$ , da seguinte forma (Figura 9).

#### $i_{pass}$ :

- Entre discos de titânio passivado com ácido clorídrico + tratamento ContacTi (HCl-C) e discos de titânio maquinado (Ti).
- Entre discos de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi (AC-C) e discos de titânio maquinado (Ti).
- Entre discos de titânio passivado com ácido clorídrico + tratamento ContacTi (HCl-C) e titânio maquinado após irradiação por laser (L15\_Ti).
- Entre discos de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi (AC-C) e titânio maquinado após irradiação por laser (L15\_Ti).
- Entre discos de titânio passivado com ácido clorídrico + tratamento ContacTi, após irradiação por laser (L15\_HCl-C) e discos de titânio maquinado (Ti).
- Entre discos de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi, após irradiação por laser (L15\_AC-C) e discos de titânio maquinado (Ti).
- Entre discos de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi, após irradiação por laser (L15\_AC-C) e discos de titânio maquinado após irradiação por laser (L15\_Ti).

#### $E_{i=0}$ :

- Entre discos de titânio passivado com ácido clorídrico + tratamento ContacTi (HCl-C) e discos de titânio maquinado (Ti).
- Entre discos de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi (AC-C) e discos de titânio maquinado (Ti).
- Entre discos de titânio maquinado após irradiação por laser (L15\_Ti) e discos de titânio maquinado (Ti).
- Entre discos de titânio passivado com ácido clorídrico + tratamento ContacTi, após irradiação por laser (L15\_HCl-C) e discos de titânio maquinado (Ti).

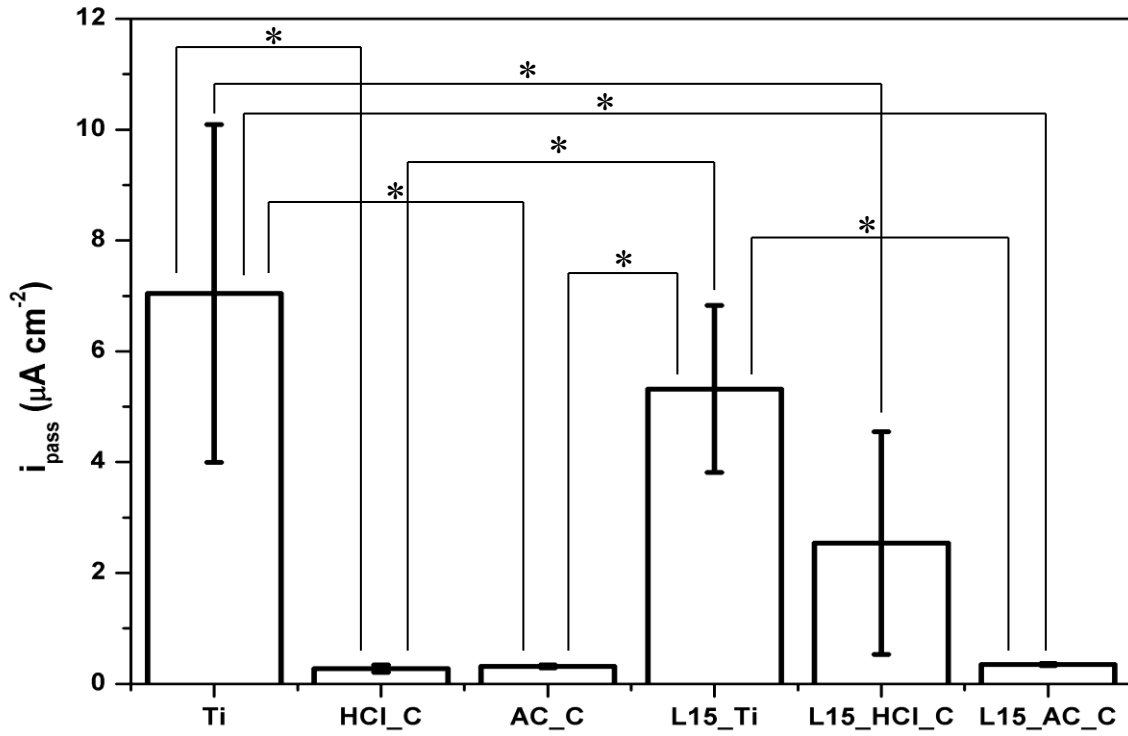
- Entre discos de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi, após irradiação por laser (L15\_AC-C) e discos de titânio maquinado (Ti).

**$E_{OCP}$ :**

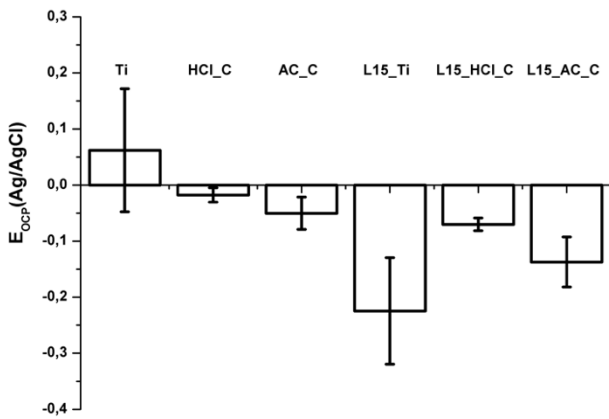
- Entre discos titânio maquinado após irradiação por laser (L15\_Ti) e discos de titânio maquinado (Ti).
- Entre discos de titânio passivado com ácido clorídrico + tratamento ContacTi (HCl-C) e titânio maquinado após irradiação por laser (L15\_Ti).
- Entre discos de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi (AC-C) e titânio maquinado após irradiação por laser (L15\_Ti).
- Entre discos de titânio passivado com ácido cítrico + tratamento ContacTi, após irradiação por laser (L15\_AC-C) e discos de titânio maquinado (Ti).

Os valores de  $E_{OCP}$  e  $E_{i=0}$  são valores termodinâmicos e por vezes uma variação de 200/300V não é significativa, assim estes dados não foram considerados relevantes.

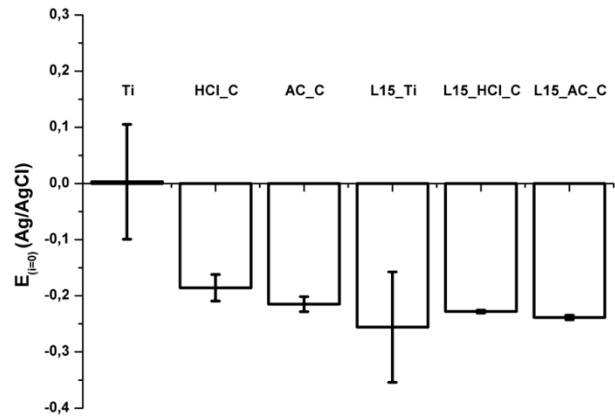
A



B



C



**Figura 9** – Valores A)  $i_{pass}$ ; B) EOCP e C)  $E(i=0)$  para todas as superfícies estudadas.  
\* grupos com diferenças estatisticamente significativas

## DISCUSSÃO

### Laser em medicina dentaria

A luz por emissão estimulada de radiação, mais conhecida por laser, foi introduzida como potencial instrumento na área da periodontologia na década de 1990. (5)

O laser é um dispositivo emissor de luz, através de um feixe intenso, bem colimado, coerente e monocromático, transmitido por uma fibra ótica, que interage com o tecido alvo, no qual é espalhado, transmitido, absorvido ou refletido (5,16).

Esta interação com os tecidos pode manifestar-se com coagulação sanguínea, aquecimento dos tecidos ou até vaporização dos tecidos (5).

Estes efeitos dependem de muitas variáveis relacionadas como o comprimento de onda, os parâmetros de irradiação e as características de absorção da superfície do tecido alvo (14).

O laser apresenta também várias vantagens como uma resistência reduzida aos antibióticos, descontaminação completa dos tecidos infetados, modulação ou ativação do metabolismo celular nos tecidos circundantes. Adicionalmente, não é conhecido que provoque distúrbios sistêmicos nos tecidos circundantes (13, 16).

Devido a todas estas características, o laser tem sido cada vez mais implementado em medicina dentária, com inúmeras aplicações, nomeadamente em procedimentos cirúrgicos (gingivectomia, alongamentos coronários, biópsias, procedimentos periodontais cirúrgicos) e não cirúrgicos (terapia periodontal não cirúrgica, descontaminação de implantes), entre outras (5,13).

Os lasers mais utilizados em medicina dentária são os lasers de CO<sub>2</sub>, lasers de neodmium, lasers Er:YAG e lasers Diodo (5,17).

### Laser Diodo

O laser Diodo tem sido considerado um instrumento muito promissor na área da periodontologia e em implantologia, devido às suas propriedades de penetração nos tecidos moles, dos seus efeitos antibacterianos e bioestimulantes, e da sua segurança quando aplicado diretamente na superfície do implante (28).

Tem a capacidade de desinfetar as superfícies dos implantes, eliminando as bactérias patogénicas através dos seus efeitos foto-térmicos, que inativam as endotoxinas bacterianas (28).

Segundo Slot, D. E., *et al.*, devido às suas capacidades antimicrobianas, especialmente pela capacidade de redução de agentes microbianos produtores de pigmentos subgingivais, como a *Porphyromonas gingivalis* ou *Prevotella intermedia*, o laser Diodo tem sido indicado na área de implantologia com benefício clínico (29).

Ainda segundo Slot, D. E., *et al.*, o principal benefício do laser Diodo é a redução favorável na carga bacteriana subgengival (29).

Segundo Ulu, M., *et al.* esta eficácia antimicrobiana do tratamento com o laser é atribuída ao efeito térmico do mesmo (30).

Os diferentes tipos de equipamentos de laser de Diodo podem ser utilizados tanto em modo contínuo como em modo pulsado (17).

No âmbito da terapia peri-implantar, estes lasers são principalmente escolhidos pelas suas capacidades de inativação de bactérias, remoção de tecido mole inflamado em bolsas periodontais, assim como no sulco peri-implantar e para as suas competências de hemostasia em tecido inflamado. Estes procedimentos são efetuados com uma energia média, relativamente baixa, geralmente inferior à energia utilizada para procedimentos cirúrgicos, sendo por isso incluídos, este tipo de laser, no grupo de lasers de baixa potência (17).

### **Protocolos de utilização**

Existem vários protocolos de utilização do laser no tratamento da peri-implantite. O tratamento com laser pode ser efetuado com contacto, aplicando a ponta do laser diretamente sobre a superfície do implante (17).

O tratamento com laser também pode ser realizado sem contacto, mantendo a ponta do laser a uma certa distância da superfície do implante a ser irradiada (17).

Adicionalmente, o laser pode ser programado para emitir luz de forma contínua, de forma a manter um feixe uniforme, com a mesma intensidade durante todo o procedimento, ou então, pode ser configurado de forma a emitir luz de forma pulsada, com uma frequência de emissão definida, permitindo evitar o superaquecimento dos tecidos irradiados e um relaxamento térmico durante o procedimento. (17,28,30).

Segundo um estudo de Ulu, M., *et al.*, com o tratamento com laser Er:YAG, sem contacto, a temperatura da superfície do disco de titânio atingia 41,4 ° C no centro e diminuía gradualmente na superfície do disco de titânio. Enquanto que no tratamento com laser com contato, o aumento da temperatura era limitado ao ponto de aplicação, onde a ponta de contato do laser estava em contato com o disco de titânio, sendo atingida uma temperatura de 58,8 ° C (30).

Ainda neste mesmo estudo foi definida como 47 ° C a temperatura limite para dano térmico do tecido ósseo, induzido pelo calor, e valores de temperatura acima desse valor poderiam desencadear a necrose óssea (30).

Portanto, o laser com contato deve ser usado com cuidado na prática clínica diária, para evitar danos térmicos no osso e no tecido mole circundante (30).

Segundo Aimetti, M., *et al.*, a utilização do laser pode produzir uma geração de calor, que constitui um risco para os tecidos circundantes. Este risco demonstra

também a importância em selecionar um bom protocolo, com os parâmetros adequados. (28)

A geração de calor pelo laser pode ter um risco acrescido na presença de tecido inflamado, em que o alto teor em hemoglobina e outros cromóforos, aumentam a absorção de calor pelos tecidos circundantes. (28)

### **Tratamentos de superfície**

Os tratamentos de superfície dos implantes dentários também podem influenciar as características químicas e físicas do implante, influenciando propriedades como a energia superficial ou a molhabilidade, que conseqüentemente, podem influenciar a adsorção de proteínas e o processo de osteointegração (24,25).

Os tratamentos de superfície podem também influenciar a adesão bacteriana ao implante. Um tratamento de superfície implantar que aumenta a rugosidade superficial do implante, favorece, quando é exposta, a migração e adesão de micro-organismos patogênicos, que, por sua vez, complicam os procedimentos de higienização (24). O mesmo se observa no caso de tratamentos de superfície que aumentam a hidrofilia do implante, da qual resulta uma maior adesão bacteriana (24).

Segundo Ulu, M., *et al*, o desbridamento mecânico tradicional com ultrassons em implantes com superfície micro-estruturada é muito mais difícil e menos eficiente do que em implantes com superfície lisa (30).

É nesse contexto que a utilização do laser pode ter um papel muito importante. Assim, e segundo Ulu, M., *et al*, o laser com as suas características e vantagens supracitadas, foi descrito como um método eficaz para a descontaminação dos implantes com superfícies micro-estruturadas, no âmbito do tratamento da peri-implantite (30).

### **Laser versus outras técnicas**

Segundo os estudos de Mizutani, K., *et al*, a literatura recente comparando o desbridamento mecânico tradicional com a utilização do laser, no âmbito do tratamento da peri-implantite não verifica diferenças significativas na redução das bolsas e no ganho de inserção à volta dos implantes, sugerindo a necessidade de mais estudos para comprovar a potencial vantagem da terapia com laser (17).

Já os estudos de Albaker, A. M., *et al*, verificaram uma melhoria significativa dos parâmetros inflamatórios à volta dos implantes infetados, com a aplicação do laser (16). Este mesmo estudo acrescenta que, no que diz respeito às características microbiológicas e imunológicas, são necessários mais estudos

para comprovar a utilidade do laser em comparação com os métodos convencionais no tratamento da peri-implantite (16).

Noutro estudo, Bombeccari *et al.*, compararam a utilização do laser díodo, do laser Er:Yag e do tratamento convencional com ultrassons, como coadjuvante ao tratamento cirúrgico e no tratamento não cirúrgico da peri-implantite e concluíram que o laser conseguia reduzir o biofilme bacteriano em 95,2% de unidades formadoras de colónias (UFC) por mililitro, quando comparado com uma redução de 80,85% UFC com o tratamento convencional (5).

Numa metanálise de Lin, G. H., *et al.*, destaca-se que no tratamento da peri-implantite, a aplicação do laser resultou numa redução de hemorragia após sondagem a curto prazo, tendo-se também verificado uma melhoria na redução e eliminação de microrganismos, (principalmente bactérias anaeróbias gram-negativas pigmentadas) (5).

Estes resultados complementam-se com os de Aimetti, M., *et al.*, em que a utilização do laser não mostrou vantagens significativas na redução da profundidade de sondagem e na redução da perda de aderência, quando comparado com os tratamentos convencionais. Contudo, o uso do laser encontrava-se associado a uma redução significativa da hemorragia após-sondagem (28).

Hoje em dia ainda não existem ensaios clínicos suficientes para poder retirar conclusões sobre a eficácia e as consequências do tratamento com laser, no âmbito do tratamento da peri-implantite e ainda se observam muitos resultados controversos (5).

Assim, por exemplo, segundo Lin, G. H., *et al.*, a grande diversidade nos resultados do tratamento da peri-implantite com aplicação do laser de baixa potência, pode ser associada a três fatores :

- a etiologia multifatorial das infeções peri-implantares, que envolve, incluindo agentes específicos do hospedeiro e do implante, que podem desempenhar um papel importante no desfecho do tratamento.
- a variabilidade de protocolos, de parâmetros e de laser utilizados.
- a repetição de uso pode influenciar os resultados do tratamento, já que vários estudos demonstraram resultados positivos com a aplicação repetida de laser em implantes infetados (5).

Apesar do número crescente de estudos efetuados sobre a utilização do laser para a descontaminação de implantes, no tratamento da peri-implantite, ainda não existe um protocolo definido, capaz de desmistificar o interesse clínico do tratamento com laser.

Esta falta de conhecimento faz deste procedimento, um assunto controverso.

## **Análise de resultados e limitações**

Para a análise da superfície dos discos de titânio, foi utilizada a microscopia eletrônica de varrimento que fornece imagens topográficas tridimensionais de alta resolução, permitindo identificar modificações de superfície como as fraturas, a corrosão, os grãos e até as fronteiras de grãos (31).

A análise das imagens de MEV obtidas neste estudo mostram que, com a aplicação de laser nos discos de titânio com tratamento duplo, só se verificaram modificações de superfície, a partir de 10 minutos (40 passagens) de irradiação, sendo estas modificações mais acentuadas nos discos submetidos a 15 min (60 passagens) de aplicação do laser isto é, não se verificaram diferenças para 1, 3 e 10 passagens (Figura 2 e 3).

Esta análise foi adequada neste estudo, mas depende da avaliação subjetiva do observador. Para uma maior objetividade dos resultados poderia ter sido acompanhada de outros meios de análises como a profilometria (30).

O aumento da temperatura nos tecidos circundantes, principalmente no tecido ósseo, após aplicação do laser, pode provocar danos irreversíveis como a necrose óssea, que conseqüentemente provoca a perda de suporte do implante, agravando a situação de peri-implantite e aumentando o risco potencial de perda do implante (30,32). No estudo de Rios, F. G., *et al.*, foi estabelecido o aumento de 10 °C, como limite crítico para comprometer a vitalidade do tecido ósseo (32).

No presente estudo poderia ter sido interessante medir a temperatura dos discos de titânio através de uma câmara de imagem térmica, imediatamente após a aplicação do laser dídodo na superfície dos discos (30).

Na cavidade oral, os implantes encontram-se submetidos a diversas situações que provocam constantemente variações do pH oral. O consumo de certos alimentos, como o leite ou as nozes, podem provocar a alcalinização do pH salivar.

Paralelamente, várias situações podem induzir o efeito contrário e provocar a acidificação do pH oral como a ingestão de certos alimentos (alimentos açucarados, fruta, bebidas refrigerantes), no caso de situações de patologias crônicas, reações inflamatórias ou hábitos tabágicos (33). O pH normal da saliva foi estabelecido entre 6 e 7, sendo considerado ligeiramente ácido (34). Estas mudanças de pH, com outros fatores associados à saliva como a capacidade tampão, a tensão superficial ou os componentes da saliva podem induzir modificações na superfície dos implantes dentários através da corrosão.

Segundo Barão, V. A., *et al.*, a acidificação do ambiente oral está correlacionada com a diminuição da resistência à corrosão, agravando então a situação de peri-implantite, contribuindo para a perda óssea e conseqüentemente para a perda potencial do implante dentário (33).

Neste estudo, optou-se por realizar os ensaios com uma solução Fusayama-Meyer com pH 5.5 a 37°C, que por ser mais ácida pareceu ser a solução mais adequada para simular a situação de peri-implantite. A realização de outros estudos, comparando soluções com pH diferentes, como por exemplo a solução de Ringer (33), permitiriam ser mais representativas da situação clínica real, com as diversas modificações de pH na cavidade oral.

## CONCLUSÕES

Neste estudo, foi possível verificar através da análise MEV que a superfície dos discos com duplo tratamento (ácido + ContacTi) tem um aspecto morfológico diferente dos discos sem tratamento de superfície.

A aplicação de curta duração do laser Diodo nas superfícies dos discos não permitiu evidenciar qualquer tipo de dano na morfologia. Por outro lado, quando se aumentou o tempo de aplicação para 10 e particularmente 15 minutos foi possível observar alterações notáveis nas superfícies de titânio com duplo tratamento de superfície.

Relativamente aos ensaios de corrosão, pode-se concluir que as superfícies com tratamento duplo, embora apresentem uma maior susceptibilidade para a corrosão do que as superfícies de titânio maquinado, ( $E_{OCP}$  mais baixo), a velocidade de corrosão destas superfícies é menor do que a do grupo de controlo, uma vez que os valores de densidade de corrosão de passivação são mais baixos.

Após a aplicação do tratamento do laser no grupo de controlo, embora a tendência para a corrosão acontece para potenciais mais baixos, a densidade de corrente de corrosão é mais baixa, mostrando que a aplicação do laser melhorou a sua resistência para a corrosão.

Por outro lado, o oposto foi observado para as superfícies com tratamento duplo de superfície, uma vez que após a aplicação do laser a resistência para a corrosão destas superfícies diminuiu. Contudo, não se observou diferenças na sua tendência para a corrosão.

A análise estatística não permitiu evidenciar de forma significativa a influência do laser no comportamento à corrosão, não permitindo rejeitar a hipótese nula  $H_{01}$ : O laser não tem influência no comportamento à corrosão.

Por outro lado, a análise estatística permitiu evidenciar de forma significativa a influência do tratamento de superfície no comportamento à corrosão, permitindo rejeitar a hipótese nula  $H_{02}$ : O tratamento de superfície dos implantes não tem influência no comportamento à corrosão.

No entanto, estes resultados encontram-se limitados ao número reduzido de amostras e as condições escolhidas para o protocolo. Numa perspetiva de obter resultados mais significativos e mais representativos das condições orais reais, poderia ser interessante testar outros pH, aumentar o tamanho das amostras e até medir outras variáveis como por exemplo, a temperatura dos discos durante a utilização do laser.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Guillaume B. Dental implants: A review. *Morphologie*. 2016 Dec;100(331):189-98.
2. Rosing K, Christensen LB, Øzhayat EB. Associations between tooth loss, prostheses and self-reported oral health, general health, socioeconomic position and satisfaction with life. *J Oral Rehabil*. 2019 Nov;46(11):1047-54.
3. Vaz P, Gallas MM, Braga AC, Sampaio-Fernandes JC, Felino A, Tavares P. IL1 gene polymorphisms and unsuccessful dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Dec;23(12):1404-13.
4. 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*. 2017 Oct;61(4):439-49.
5. Lin GH, Suárez López Del Amo F, Wang HL. Laser therapy for treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: An American Academy of Periodontology best evidence review. *J Periodontol*. 2018 Jul;89(7):766-82.
6. Sahrman P, Gilli F, Wiedemeier DB, Attin T, Schmidlin PR, Karygianni L. The Microbiome of Peri-Implantitis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Microorganisms*. 2020 May;8(5).
7. Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. *J Periodontol*. 2018 Jun;89 Suppl 1:S267-s90.
8. Lee CT, Huang YW, Zhu L, Weltman R. Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis: systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2017 Jul;62:1-12.
9. Heitz-Mayfield LJA, Salvi GE. Peri-implant mucositis. *J Periodontol*. 2018 Jun;89 Suppl 1:S257-S266.
10. Kuo HN, Mei HI, Liu TK, Liu TY, Lo LJ, Lin CL. In Vitro Laser Treatment Platform Construction with Dental Implant Thread Surface on Bacterial Adhesion for Peri-Implantitis. *Biomed Res Int*. 2017;2017:4732302.
11. Klinge B, Klinge A, Bertl K, Stavropoulos A. Peri-implant diseases. *Eur J Oral Sci*. 2018;126 Suppl 1:88-94.
12. Lollobrigida M, Fortunato L, Serafini G, Mazzucchi G, Bozzuto G, Molinari A, et al. The Prevention of Implant Surface Alterations in the Treatment of Peri-Implantitis: Comparison of Three Different Mechanical and Physical Treatments. *Int J Environ Res Public Health*. 2020 Apr 11;17(8):2624.
13. Chambrone L, Wang HL, Romanos GE. Antimicrobial photodynamic therapy for the treatment of periodontitis and peri-implantitis: An American Academy of Periodontology best evidence review. *J Periodontol*. 2018 Jul;89(7):783-803.
14. Giannelli M, Bani D, Tani A, Materassi F, Chellini F, Sassoli C. Effects of an Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet Laser and Ultrasonic Scaler on Titanium Dioxide-Coated Titanium Surfaces Contaminated With Subgingival Plaque: An In Vitro Study to Assess Post-Treatment Biocompatibility With Osteogenic Cells. *J Periodontol*. 2017 Nov;88(11):1211-20.
15. Matsubara VH, Leong BW, Leong MJL, Lawrence Z, Becker T, Quaranta A. Cleaning potential of different air abrasive powders and their impact on implant surface roughness. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2020 Feb;22(1):96-104.

16. Albaker AM, ArRejaie AS, Alrabiah M, Abduljabbar T. Effect of photodynamic and laser therapy in the treatment of peri-implant mucositis: A systematic review. *Photodiagnosis Photodyn Ther.* 2018 Mar;21:147-52.
17. Mizutani K, Aoki A, Coluzzi D, Yukna R, Wang CY, Pavlic V, et al. Lasers in minimally invasive periodontal and peri-implant therapy. *Periodontol 2000.* 2016 Jun;71(1):185-212.
18. Giannelli M, Lasagni M, Bani D. Thermal effects of  $\lambda = 808$  nm GaAlAs diode laser irradiation on different titanium surfaces. *Lasers Med Sci.* 2015 Dec;30(9):2341-52.
19. Arifagaoglu O, Oncul S, Ercan A, Olcay O, Ersu B. HGF-1 proliferation on titanium dental implants treated with laser melting technology. *Niger J Clin Pract.* 2019 Feb;22(2):251-57.
20. Kim KT, Eo MY, Nguyen TTH, Kim SM. General review of titanium toxicity. *Int J Implant Dent.* 2019 Mar 11;5(1):10.
21. Apaza-Bedoya K, Tarce M, Benfatti CAM, Henriques B, Mathew MT, Teughels W, et al. Synergistic interactions between corrosion and wear at titanium-based dental implant connections: A scoping review. *J Periodontal Res.* 2017 Dec;52(6):946-54.
22. 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 Mar 31;11(3):e0152566.
23. Mombelli A, Hashim D, Cionca N. What is the impact of titanium particles and biocorrosion on implant survival and complications? A critical review. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Oct;29 Suppl 18:37-53.
24. Ionescu AC, Brambilla E, Azzola F, Ottobelli M, Pellegrini G, Francetti LA. Laser microtextured titanium implant surfaces reduce in vitro and in situ oral biofilm formation. *PLoS One.* 2018 Sep 7;13(9):e0202262.
25. Bressel TAB, de Queiroz JDF, Gomes Moreira SM, da Fonseca JT, Filho EA, Guastaldi AC, et al. Laser-modified titanium surfaces enhance the osteogenic differentiation of human mesenchymal stem cells. *Stem Cell Res Ther.* 2017 Nov 28;8(1):269.
26. Noubissi S, Scarano A, Gupta S. A Literature Review Study on Atomic Ions Dissolution of Titanium and Its Alloys in Implant Dentistry. *Materials (Basel).* 2019 Jan 24;12(3).
27. 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 Jul 10;2019:2519205.
28. Aimetti M, Mariani GM, Ferrarotti F, Ercoli E, Liu CC, Romano F. Adjunctive efficacy of diode laser in the treatment of peri-implant mucositis with mechanical therapy: A randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2019 May;30(5):429-38.
29. Slot DE, Jorritsma KH, Cobb CM, Van der Weijden FA. The effect of the thermal diode laser (wavelength 808-980 nm) in non-surgical periodontal therapy: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol.* 2014 Jul;41(7):681-92.
30. Ulu M, Pekbagriyanik T, Ibis F, Enhos S, Ercan UK. Antibiofilm efficacies of cold plasma and er: YAG laser on *Staphylococcus aureus* biofilm on titanium for nonsurgical treatment of peri-implantitis. *Niger J Clin Pract.* 2018 Jun;21(6):758-65.

31. Nguyen JNT, Harbison AM. Scanning Electron Microscopy Sample Preparation and Imaging. *Methods Mol Biol.* 2017;1606:71-84.
32. Rios FG, Viana ER, Ribeiro GM, González JC, Abelenda A, Peruzzo DC. Temperature evaluation of dental implant surface irradiated with high-power diode laser. *Lasers Med Sci.* 2016 Sep;31(7):1309-16.
33. Barão VA, Mathew MT, Assunção WG, Yuan JC, 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.* 2012 Sep;23(9):1055-62.
34. Humphrey SP, Williamson RT. A review of saliva: normal composition, flow, and function. *J Prosthet Dent.* 2001 Feb;85(2):162-9.



# **ANEXOS**



## Anexos

### Anexo 1:

ANOVAOneWay (21/05/2021 14:33:50)

#### Descriptive Statistics

	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean
Ti	3	0,00297	0,10217	0,05899
HCL_C	3	-0,1859	0,02368	0,01367
AC_C	3	-0,21493	0,01322	0,00763
L15_Ti	3	-0,25567	0,09833	0,05677
L15_HCL_C	3	-0,228	0,00265	0,00153
L15_AC_C	3	-0,23867	0,00404	0,00233

#### One Way ANOVA

##### Overall ANOVA

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	5	0,1378	0,02756	7,92427	0,00166
Error	12	0,04174	0,00348		
Total	17	0,17954			

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
0,76754	-0,31588	0,05897	-0,1867

#### Means Comparisons

##### Tukey Test

	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
HCL_C Ti	-0,18887	0,04815	5,54694	0,01933	0,05	1	-0,35061	-0,02713
AC_C Ti	-0,2179	0,04815	6,39964	0,00704	0,05	1	-0,37964	-0,05616
AC_C HCL_C	-0,02903	0,04815	0,8527	0,98877	0,05	0	-0,19077	0,13271
L15_Ti Ti	-0,25863	0,04815	7,59596	0,00179	0,05	1	-0,42037	-0,09689
L15_Ti HCL_C	-0,06977	0,04815	2,04902	0,69963	0,05	0	-0,23151	0,09197
L15_Ti AC_C	-0,04073	0,04815	1,19632	0,95245	0,05	0	-0,20247	0,12101
L15_HCL_C Ti	-0,23097	0,04815	6,7834	0,0045	0,05	1	-0,39271	-0,06923
L15_HCL_C HCL_C	-0,0421	0,04815	1,23646	0,94576	0,05	0	-0,20384	0,11964
L15_HCL_C AC_C	-0,01307	0,04815	0,38376	0,99974	0,05	0	-0,17481	0,14867
L15_HCL_C L15_Ti	0,02767	0,04815	0,81256	0,99096	0,05	0	-0,13407	0,18941
L15_AC_C Ti	-0,24163	0,04815	7,09668	0,00314	0,05	1	-0,40337	-0,07989
L15_AC_C HCL_C	-0,05277	0,04815	1,54974	0,87397	0,05	0	-0,21451	0,10897
L15_AC_C AC_C	-0,02373	0,04815	0,69704	0,99552	0,05	0	-0,18547	0,13801
L15_AC_C L15_Ti	0,017	0,04815	0,49928	0,99908	0,05	0	-0,14474	0,17874
L15_AC_C L15_HCL_C	-0,01067	0,04815	0,31328	0,9999	0,05	0	-0,17241	0,15107

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.

ANOVAOneWay (21/05/2021 14:31:41)

Descriptive Statistics

	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean
Ti	3	0,0622	0,10971	0,06334
HCl_C	3	-0,01763	0,0127	0,00733
AC_C	3	-0,0503	0,02888	0,01667
L15_Ti	3	-0,22462	0,09503	0,05487
L15_HCl_C	3	-0,07006	0,01157	0,00668
L15_AC_C	3	-0,13734	0,04473	0,02582

One Way ANOVA

Overall ANOVA

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	5	0,14699	0,0294	7,28954	0,00237
Error	12	0,04839	0,00403		
Total	17	0,19538			

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
0,75231	-0,87043	0,0635	-0,07296

Means Comparisons

Tukey Test

	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
HCl_C Ti	-0,07984	0,05185	2,17748	0,64807	0,05	0	-0,254	0,09433
AC_C Ti	-0,1125	0,05185	3,06845	0,31753	0,05	0	-0,28667	0,06166
AC_C HCl_C	-0,03267	0,05185	0,89097	0,98635	0,05	0	-0,20683	0,1415
L15_Ti Ti	-0,28682	0,05185	7,8228	0,00139	0,05	1	-0,46098	-0,11265
L15_Ti HCl_C	-0,20698	0,05185	5,64531	0,01719	0,05	1	-0,38115	-0,03282
L15_Ti AC_C	-0,17432	0,05185	4,75435	0,04976	0,05	1	-0,34848	-1,50993E-4
L15_HCl_C Ti	-0,13227	0,05185	3,6075	0,18386	0,05	0	-0,30643	0,0419
L15_HCl_C HCl_C	-0,05243	0,05185	1,43001	0,90548	0,05	0	-0,22659	0,12173
L15_HCl_C AC_C	-0,01976	0,05185	0,53905	0,99866	0,05	0	-0,19393	0,1544
L15_HCl_C L15_Ti	0,15455	0,05185	4,2153	0,09345	0,05	0	-0,01961	0,32872
L15_AC_C Ti	-0,19954	0,05185	5,44238	0,02191	0,05	1	-0,37371	-0,02538
L15_AC_C HCl_C	-0,11971	0,05185	3,2649	0,26219	0,05	0	-0,29387	0,05446
L15_AC_C AC_C	-0,08704	0,05185	2,37393	0,56833	0,05	0	-0,2612	0,08713
L15_AC_C L15_Ti	0,08728	0,05185	2,38042	0,56572	0,05	0	-0,08689	0,26144
L15_AC_C L15_HCl_C	-0,06727	0,05185	1,83488	0,78121	0,05	0	-0,24144	0,10689

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.

ANOVAOneWay (21/05/2021 14:36:14)

Descriptive Statistics

	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean
Ti	3	7,04263E-6	3,04533E-6	1,75822E-6
HCl_C	3	2,72533E-7	6,8025E-8	3,92743E-8
AC_C	3	3,15003E-7	2,90818E-8	1,67904E-8
L15_Ti	3	5,32033E-6	1,50655E-6	8,69808E-7
L15_HCl_C	3	2,54027E-6	2,00617E-6	1,15826E-6
L15_AC_C	3	3,48267E-7	1,84752E-8	1,06667E-8

One Way ANOVA

Overall ANOVA

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	5	1,2852E-10	2,57039E-11	9,90249	6,14429E-4
Error	12	3,11484E-11	2,5957E-12		
Total	17	1,59668E-10			

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
0,80492	0,61031	1,61112E-6	2,63984E-6

Means Comparisons

Tukey Test

	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
HCl_C Ti	-6,7701E-6	1,31547E-6	7,27827	0,00256	0,05	1	-1,11887E-5	-2,35153E-6
AC_C Ti	-6,72763E-6	1,31547E-6	7,23261	0,00269	0,05	1	-1,11462E-5	-2,30906E-6
AC_C HCl_C	4,247E-8	1,31547E-6	0,04566	1	0,05	0	-4,3761E-6	4,46104E-6
L15_Ti Ti	-1,7223E-6	1,31547E-6	1,85158	0,77513	0,05	0	-6,14087E-6	2,69627E-6
L15_Ti HCl_C	5,0478E-6	1,31547E-6	5,42669	0,02232	0,05	1	6,29231E-7	9,46637E-6
L15_Ti AC_C	5,00533E-6	1,31547E-6	5,38103	0,02357	0,05	1	5,86761E-7	9,4239E-6
L15_HCl_C Ti	-4,50237E-6	1,31547E-6	4,84032	0,04493	0,05	1	-8,92094E-6	-8,37981E-8
L15_HCl_C HCl_C	2,26773E-6	1,31547E-6	2,43795	0,54261	0,05	0	-2,15084E-6	6,6863E-6
L15_HCl_C AC_C	2,22526E-6	1,31547E-6	2,39229	0,56093	0,05	0	-2,19331E-6	6,64383E-6
L15_HCl_C L15_Ti	-2,78007E-6	1,31547E-6	2,98874	0,34219	0,05	0	-7,19864E-6	1,6385E-6
L15_AC_C Ti	-6,69437E-6	1,31547E-6	7,19685	0,0028	0,05	1	-1,11129E-5	-2,2758E-6
L15_AC_C HCl_C	7,57333E-8	1,31547E-6	0,08142	1	0,05	0	-4,34284E-6	4,4943E-6
L15_AC_C AC_C	3,32633E-8	1,31547E-6	0,03576	1	0,05	0	-4,38531E-6	4,45183E-6
L15_AC_C L15_Ti	-4,97207E-6	1,31547E-6	5,34527	0,0246	0,05	1	-9,39064E-6	-5,53498E-7
L15_AC_C L15_HCl_C	-2,192E-6	1,31547E-6	2,35653	0,57536	0,05	0	-6,61057E-6	2,22657E-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.



Anexo 2:



DECLARAÇÃO

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Monografia/Relatório de Estágio

Identificação do autor

Nome Completo Michael Moura  
Nº de Identificação Civil 31288548 Nº de Estudante 201703212  
Email Institucional up201703212@edu.fmd-up.pt  
Email Alternativo michmoura33@gmail.com Tlf/Tlm 913408227  
Faculdade/Instituto Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Identificação da Publicação

Dissertação de Mestrado Integrado (Monografia)   
Relatório de Estágio

Título Completo

Caracterização de Superfícies Implantares após Aplicação de  
Laser de Baixa Potência

Orientador

Paula Cristina dos Santos Vaz

Coorientador

João Carlos Antunes Sampaio Fernandes

Palavras-Chave Peri-implantite ; Cavos Diodo ; Titânio ;  
Coroação ; Tratamento de Superfície

Autorizo a disponibilização imediata do texto integral no Repositório da U.Porto:  (x)

Não Autorizo a disponibilização imediata do texto integral no Repositório da U.Porto:  (x)

Autorizo a disponibilização do texto integral no Repositório da U.Porto, com período de embargo, no prazo de:

6 Meses:  ; 12 Meses:  ; 18 Meses:  ; 24 Meses:  ; 36 Meses:  ; 120 Meses: .

Justificação para a não autorização imediata

---

---

Data 22 10 2021

Assinatura Michael Joras

### Anexo 3:



## DECLARAÇÃO

### Monografia/Relatório de Estágio

Declaro que o presente trabalho, no âmbito da Monografia/Relatório de Estágio, integrado no MIMD, da FMDUP, é da minha autoria e todas as fontes foram devidamente referenciadas.

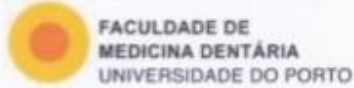
13/10/2021

Michaél Moura  
O / A Estudante



Anexo 4:

**U. PORTO**



**Parecer do Orientador para entrega definitiva do trabalho apresentado**

Informo que o Trabalho de Monografia/Relatório de Estágio desenvolvido pela estudante Mickaël Moura, com o título: "*Caracterização de superfícies implantares após aplicação de laser de baixa potência*"; está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

22/05/2021

A Orientadora

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Paula", written over a light-colored rectangular background.

---

(Prof. Doutora Paula Cristina dos Santos Vaz Fernandes)

Anexo 5:



**Parecer do Coorientador para entrega definitiva do trabalho apresentado**

A Monografia/Relatório de Estágio desenvolvido pelo estudante **Mickaël Moura**, com o título "*Caracterização de superfícies implantares após aplicação de laser de baixa potência*", está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

Porto, FMDUP, 22 / 05 / 2021

O Coorientador

(Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes)