

2º CICLO DE ESTUDOS

REABILITAÇÃO ORAL

PERI-IMPLANTITE - ANÁLISE DO IMPACTO DA UTILIZAÇÃO DE LASER NO DESBRIDAMENTO MECÂNICO DAS SUPERFÍCIES DE TITÂNIO

Iara Mariana Pereira Ordens Costa Louro

M

2022



Mestrado em Reabilitação Oral

Peri-implantite – Análise do impacto da utilização de laser no desbridamento mecânico das superfícies de titânio.

Estudante

Iara Mariana Pereira Ordens Costa Louro

Estudante do 2º Ano do Mestrado em Reabilitação Oral

Número de estudante: 202001269

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Contato telefónico: +351 918406474

Endereços de correio eletrónico: up202001269@edu.fmd.up.pt

Orientador

Prof.^a Doutora Paula Cristina dos Santos Vaz Fernandes

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

Investigadora INEGI, Portugal

Coorientador

Prof.^a Doutora Alexandra Manuela Vieira da Cruz Pinto Alves

Escola de Engenharia da Universidade do Minho

CMEMS-UMinho – *Center of MicroElectroMechanical Systems – University of Minho*, Guimarães, Portugal

Porto, 2022

À minha Família

À memória do meu Pai

À memória da minha avó Esmeralda

Às minhas orientadoras

Professora Doutora Paula Cristina dos Santos Vaz Fernandes

Professora Doutora Alexandra Manuela Vieira da Cruz Pinto Alves

Aos meus Mestres

Aos docentes
da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Agradecimentos

Ao Ricardo, por estar comigo incondicionalmente.

À minha mãe e à minha irmã pelo amor, carinho e compreensão.

À minha orientadora, Professora Doutora Paula Cristina dos Santos Vaz Fernandes por ter feito com que este trabalho fosse possível, pela sua dedicação e apoio.

À minha coorientadora, Professora Doutora Alexandra Manuela Vieira da Cruz Pinto Alves, por toda a disponibilidade, apoio e dedicação durante todo o projeto.

Às empresas Lasermag® e SOADCO® - Klockner® Implant System, por terem disponibilizado o material necessário à realização deste estudo.

Índice

1. Introdução.....	1
2. Materiais e Métodos	9
2.1. Materiais	9
2.2. Metodologia	9
2.3. Análise Estatística.....	13
3. Resultados.....	14
3.1. Caracterização das superfícies de Ti antes e após o tratamento com laser	14
3.2. Comportamento electroquímico:	17
3.3. Análise estatística	23
4. Discussão	24
5. Conclusão.....	32
Trabalhos futuros.....	33
Referências.....	34
ANEXOS.....	39

Índice de figuras

Figura 1 - Ilustração do protocolo de aplicação do laser de Díodo nos discos de Ti...	11
Figura 2 - a) estufa para manter a temperatura a 37°C, b) set-up utilizado na realização dos ensaios electroquímicos, c) potencióstato.....	12
Figura 3 - Micrografias de MEV (eletrões secundários) das superfícies antes e após a irradiação de Laser de Díodo.	14
Figura 4 - Evolução do potencial de circuito aberto (OCP) nos últimos 5 min de imersão em saliva artificial a 37 °C para as superfícies: a) Ti, b) HCl, c) HCl_C, d) AC e e) AC_C.	17
Figura 5 – Curvas representativas de polarização potenciodinâmica antes e após a irradiação com laser para: a) Ti, b) HCl, c) HCl_C, c) AC e d) AC_C.....	19
Figura 6 – Espectros de EIS na forma dos diagramas de Nyquist e de Bode antes e após a irradiação com laser para todas as superfícies.	20

Índice de tabelas

Tabela 1 – Valores de da densidade de corrente de passivação (i_{pass}), potencial de corrosão ($E_{(i=0)}$), potencial de circuito aberto (E_{OCP}) e potencial de ruptura (E_b).	18
Tabela 2 – Valores da impedância ($ Z $) e ângulo de fase máximo.....	22

Resumo

Introdução: A utilização de implantes dentários como opção reabilitadora fixa de espaços edêntulos sofreu um aumento exponencial nos últimos anos.

Os implantes dentários apresentam múltiplas vantagens como a preservação alveolar, ótima estética e durabilidade. Apesar da sua elevada taxa de sucesso, os implantes dentários apresentam suscetibilidade à inflamação dos tecidos de suporte e degradação da superfície do Ti constituinte. Este processo inflamatório, quando não tratado atempadamente, pode condicionar a estabilidade óssea (osteointegração) do implante e culminar na perda do mesmo.

Vários métodos de descontaminação da superfície do implante e dos tecidos adjacentes têm vindo a ser estudados, no entanto, até hoje ainda não foi possível selecionar o método mais eficaz.

A utilização do laser em Medicina Dentária, tem sido recomendado para descontaminar a superfície do implante em casos de peri-implantite. O laser de Díodo, pelas suas características, bactericida, hemostático e cicatrizador tecidular tem sido amplamente estudado, no entanto é importante perceber as alterações que a irradiação com laser pode induzir na superfície do implante.

Objetivos: O principal objetivo deste estudo é avaliar de que forma a aplicação de laser de Díodo pode influenciar o comportamento à corrosão de diferentes superfícies de implantes de Ti.

Metodologia: Foram utilizadas superfícies de Ti maquinado (controlo), superfícies de Ti passivadas em diferentes meios (ácido cítrico (AC) e ácido clorídrico (HCl)) e superfícies de Ti ContacTi® (AC_C e HCl_C). Todas as superfícies foram produzidas e concedidas pela SOADCO® - Klockner® Implant System.

A irradiação com laser de Díodo 980 nm, modelo Smart M Pro da Lasermag® no programa de Periodontology – *Preprocedural Decontamination* foi realizada em todas as superfícies de Ti. Antes e após a irradiação com laser as superfícies foram analisadas por Microscopia Eletrónica de Varrimento (MEV) e foram realizados ensaios de corrosão.

Resultados: Pela análise de MEV, foi possível observar alterações na morfologia das superfícies após passagem com laser, com maior evidência para as superfícies ContacTi®.

De acordo com os ensaios de corrosão realizados, o valor de i_{pass} é menor para as superfícies iniciais o que significa que estas apresentam uma maior resistência à corrosão, quando comparado com as superfícies irradiadas com laser. Os valores de $E_{(i=0)}$ mostram que para as superfícies ContacTi®, a aplicação de laser não afeta a tendência à corrosão pois a diferença de valores é muito pequena. As amostras sem tratamento laser revelam valores superiores de impedância. Quanto ao valor do ângulo de fase, que reflete a qualidade do filme passivo produzido na superfície do Ti, é superior ($\approx -90^\circ$) para todas as amostras que não foram irradiadas.

A análise estatística revelou diferenças estatisticamente significativas no valor de i_{pass} nas superfícies ContacTi® antes e após a irradiação do laser.

Conclusões: Do ponto de vista morfológico o laser também mostrou promover alterações nas características das superfícies iniciais, com maior evidência nas superfícies ContacTi®, originando uma influência no comportamento à corrosão, refletindo-se numa diminuição da resistência à corrosão destas superfícies.

Palavras-chave: Peri-implantite; Titânio; Tratamentos de superfície; Laser de Díodo; Corrosão

Abstract

Introduction: The use of dental implants as a fixed rehabilitative option for edentulous spaces has increased exponentially in recent years.

Dental implants have multiple advantages such as alveolar preservation, optimal aesthetics and durability. Despite their high success rate, dental implants are susceptible to inflammation of the supporting tissues and surface degradation of the Ti constituent. This inflammatory process, when not treated in due time, can affect the bone stability (osseointegration) of the implant and culminate in implant loss.

Several methods of decontamination of the implant surface and adjacent tissues have been studied, however to date, it has not been possible to select the most effective method.

The use of laser in dentistry has been recommended for decontaminating the implant surface in cases of peri-implantitis. The diode laser, due to its bactericidal, hemostatic and tissue healing characteristics, has been widely studied, however it is important to understand the changes that laser irradiation can induce on the implant surface.

Objectives: The main goal of this study is to evaluate how the application of Diode laser can influence the corrosion behavior of different Ti implant surfaces.

Methodology: Machined Ti surfaces (control), Ti surfaces passivated in different media (citric acid (CA) and HCl) and ContacTi® Ti surfaces (CA_C and HCl_C) were used. All surfaces were produced and delivered by SOADCO® - Klockner® Implant System.

Irradiation with a 980 nm diode laser, model Smart M Pro from Lasermag® in the Periodontology - Preprocedural Decontamination program was performed on all Ti surfaces. Before and after laser irradiation, the surfaces were analyzed by scanning electron microscopy (SEM) and corrosion tests were performed.

Results: By SEM analysis, it was possible to observe changes in the morphology of the surfaces after laser passage, with greater evidence for the ContacTi® surfaces.

According to the corrosion tests performed, the i_{pass} value is lower for the initial surfaces, which means that they present a higher corrosion resistance, when compared to the laser irradiated surfaces. The values of $E_{(i=0)}$ show that for the

Contacti® surfaces, the laser application does not affect the corrosion tendency as the difference in values is very small. The samples without laser treatment show higher impedance values. As for the value of the phase angle, which reflects the quality of the passive film produced on the Ti surface, it is higher ($\approx -90^\circ$) for all samples that were not irradiated.

Statistical analysis revealed statistically significant differences in the i_{pass} value on Contacti® surfaces before and after laser irradiation.

Conclusions: From a morphological point of view, the laser also showed to promote changes in the characteristics of the initial surfaces, with greater evidence in the Contacti® surfaces, originating an influence in the corrosion behavior, reflected in a decrease in the corrosion resistance of these surfaces.

Keywords: Peri-implantitis; Titanium; Surface Treatments; Diode Laser; Corrosion

1. Introdução

A aplicação de implantes osteointegrados na reabilitação de pacientes parcial ou totalmente desdentados, tem sido utilizada com frequência em Medicina Dentária (1;2;3). A taxa de sobrevivência dos implantes em pacientes saudáveis chega a atingir os 91,5%, após 15 anos de acompanhamento, tendo os mesmos sido colocados em condições adequadas (1;4;5).

No entanto, alguns estudos clínicos indicam que 9 a 14 anos após a colocação do implante, as lesões peri-implantares constituem um problema clínico comum. A peri-implantite é uma causa comum para a perda de implantes, apresentando algumas semelhanças com a periodontite (6).

O aumento da prevalência da peri-implantite pode ser atribuído ao aumento do número de pacientes reabilitados com implantes em comparação com o passado, mas também pode depender de uma maior precisão no diagnóstico e maior atenção e monitorização dos tecidos peri-implantares (7). Mesmo assim, a peri-implantite e complicações peri-implantares deverão apresentar valores subestimados, em muitos casos, por falta de diagnóstico. Assim, quando não tratada atempadamente, a peri-implantite pode causar uma perda irreversível de osso de suporte e culminar na perda do implante (8;9). Estudos relatam o fracasso de implantes devido a inflamações peri-implantares (1), dentro das quais se destacam a mucosite e a peri-implantite (10).

A mucosite é caracterizada por uma inflamação do tecido gengival que envolve o implante, sem perda de suporte ósseo, manifesta-se clinicamente por rubor, edema e hemorragia à sondagem. De acordo com os procedimentos do 7th *European Workshop on Periodontology*, o parâmetro chave para o diagnóstico da mucosite corresponde a uma hemorragia à sondagem com uma força suave (<0,25 N) (11).

O termo peri-implantite, introduzido por Mombelli no final dos anos 80, é definido como um processo inflamatório que afeta os tecidos moles e duros à volta do implante, tendo como resultado dessa inflamação a perda de suporte ósseo (1;3).

Clinicamente, a peri-implantite caracteriza-se por rubor, edema, hemorragia à sondagem e supuração. Radiograficamente é visível perda óssea em torno do implante. (8;9;10;11).

Os defeitos peri-implantares podem ser classificados em Classes I, II, III e IV. Os defeitos de Classe I demonstram perda óssea horizontal moderada e componente intraósseo mínimo. Já a Classe II, representa perda óssea horizontal moderada a grave e componente intraósseo mínimo. Os defeitos classificados pela Classe III, apresentam perda óssea horizontal mínima a moderada com lesão intraóssea circunferencial avançada. Por fim, na Classe IV, estes defeitos aumentados com perda óssea horizontal moderada e lesão intraóssea circunferencial avançada, além disso, a parede vestibular e/ou lingual apresenta-se perdida (6;14).

Existem vários fatores que podem provocar a inflamação dos tecidos envolventes e a perda precoce do implante, tais como: má higiene oral, história clínica prévia de doença periodontal, patologias sistêmicas como diabetes *mellitus* mal controlada, terapias medicamentosas, polimorfismos genéticos, hábitos tabágicos e consumo de álcool (2;5;14;15;16;17;20;22).

Cardoso et al. (23) e Vaz et al. (17) referem nos seus estudos que há evidência científica que indica que as complicações biológicas em implantes dentários tendem a concentrar-se num subconjunto de indivíduos, o que parece implicar que a resposta do hospedeiro pode ser uma chave determinante no desenvolvimento de peri-implantite. O sistema imunológico do hospedeiro reage à invasão bacteriana produzindo mediadores inflamatórios, citocina pró-inflamatória interleucina-1 (IL-1). A IL-1 é considerada um importante mediador de doenças inflamatórias crônicas, pois desempenha um papel crucial no processo de destruição da matriz extracelular do tecido conjuntivo e na reabsorção óssea.

Estudos referem elevados níveis de IL-1 no fluído crevicular peri-implantar em pacientes com infecções peri-implantares (17;23;24).

A presença do genótipo positivo para IL-1 associado a hábitos tabágicos pesados parece corresponder a um risco mais elevado para o desenvolvimento de complicações inflamatórias graves (23).

No entanto, o principal fator etiológico que tem vindo a ser implicado, nos últimos anos, à doença peri-implantar é o biofilme bacteriano (3;12). Em condições saudáveis, a microflora peri-implantar consiste principalmente em cocos gram-positivos e bacilos imóveis, com apenas um pequeno número de espécies anaeróbicas gram-negativas, que é semelhante à microflora de dentes saudáveis. Em contraste, na mucosite peri-implantar, observa-se um aumento do número de cocos, bacilos móveis e espiroquetas, que é semelhante à gengivite. Na peri-implantite, observa-se um aumento do número de espécies gram-negativas, móveis e anaeróbicas (incluindo as três espécies do “complexo vermelho” *Porphyromonas gingivalis*, *Tannerella forsythia* e *Treponema denticola*) que é semelhante à periodontite. No entanto, alguns microrganismos que não aparecem comumente em locais de periodontite, como *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis* e *Candida spp.*, foram identificados em locais de peri-implantite (24;25).

Uma vez estabelecida a peri-implantite, o objetivo principal da terapia consiste na remoção de estruturas de biofilme aderidas à superfície do implante, para controlar e suprimir a inflamação. Isso acarreta duas grandes dificuldades: em primeiro lugar, a necessidade de uma descontaminação cirúrgica completa do implante, da dissipação de biofilmes estruturados, bem como a remoção de restos bacterianos e de matriz de superfícies altamente retentivas; em segundo lugar, a necessidade de evitar alterações superficiais, durante os procedimentos de descontaminação, preservando as propriedades físicas e químicas do implante, proporcionando a osteointegração da superfície previamente contaminada (7;23;26).

A rugosidade da superfície do implante evidencia-se como um fator importante para alcançar a osteointegração, sendo que a sua diminuição influenciará negativamente esse processo. Deste modo, a preservação da rugosidade é um objetivo importante a manter durante a descontaminação da superfície (30).

As alternativas de tratamento da peri-implantite incluem tratamento não cirúrgico e cirúrgico.

O tratamento não cirúrgico consiste no desbridamento mecânico das superfícies dos implantes através da aplicação de curetas, ultrassons, sistemas de pós de jactamento, terapia laser e terapia fotodinâmica (1;28). A terapia mecânica convencional pode danificar a superfície do implante, o que pode ser confirmado por microscopia eletrónica de varrimento, sem conseguir descontaminar efetivamente a superfície ou produzir uma melhoria significativa na profundidade da bolsa. Vários agentes antimicrobianos químicos (ácido cítrico, clorexidina, peróxido de hidrogénio) e antibióticos locais têm vindo a ser utilizados como coadjuvantes ao tratamento da peri-implantite. Tal facto prende-se com a redução da hemorragia à sondagem e da profundidade de sondagem, além de proporcionar uma rápida e eficaz eliminação das bactérias. No entanto, a utilização desses agentes antimicrobianos químicos não é completamente isenta de desvantagens. Os antibióticos locais levam a um aumento de espécies resistentes, reações sistémicas negativas e imunossupressão, enquanto os agentes químicos, descritos anteriormente, podem causar danos ou irritação nos tecidos (32).

O tratamento cirúrgico consiste em criar acesso para o desbridamento e descontaminação da superfície do implante. Este tipo de tratamento pode ser feito através de cirurgia ressectiva ou cirurgia regenerativa (33)(31).

Um tratamento antimicrobiano alternativo é a terapia assistida por laser, onde a irradiação a laser tem como alvo as bactérias presentes localmente, não existindo possíveis reações sistémicas (32).

Os lasers com aplicação em Medicina Dentária (laser CO₂, laser Er:YAG, laser Nd:YAG e laser de Díodo) começaram a ser utilizados na área da Periodontologia e Cirurgia nos últimos anos, e têm sido descritos como meios eficazes na remoção da placa bacteriana localizada nos tecidos envolventes aos implantes dentários (19;20).

O laser, sigla para amplificação de luz por emissão estimulada de radiação, foi introduzido na Periodontologia na década de 1990, como ferramenta de diagnóstico, para cirurgias e estudos fisiológicos. O laser é um dispositivo que emite luz contínua num feixe pequeno, intenso e quase não divergente, com energia suficiente para cortar tecidos duros e moles. O efeito de um laser

depende da energia emitida e absorvida pelo tecido alvo. Essa energia representa uma luz monocromática que é colimada num feixe focado que interage com o tecido alvo ao ser espalhado, transmitido, absorvido ou refletido. O poder da energia pode resultar em efeitos como aquecimento, coagulação ou vaporização dos tecidos com base em diferentes níveis de energia (34).

Nas doenças periodontais, os diferentes tipos de laser podem ser utilizados como tratamento isolado ou em associação à raspagem convencional. O laser de Díodo pode ser aplicado em procedimentos não cirúrgicos e cirúrgicos. Caracteriza-se por ter efeito hemostático, promoção da cicatrização, desbridamento de bolsas periodontais, remoção de bactérias e inativação das toxinas que se encontram nos tecidos envolventes. Este laser pode também ser aplicado para corte e coagulação da gengiva e mucosa (25;26;29;30;31).

O laser de Díodo possui uma ponta fina que remove o tecido de granulação e faz a esterilização do local, sem a necessidade de remover osso para o sucesso do tratamento (6). Ehsan Birang et al. (36) refere que o laser pode entrar em contato com a superfície do implante sem fundir, rachar ou torná-la côncava. Estudos que comparam os diferentes tipos de laser, demonstraram que o laser de Díodo (980 nm) produz efeito bactericida sem alterar o padrão da superfície do implante (10).

O Titânio (Ti) é um elemento metálico conhecido pelas suas distintas características como biocompatibilidade, excelente resistência à corrosão e elevada resistência específica. Os dispositivos biomédicos de Ti proporcionam elevadas taxas de sucesso, com resposta biológica favorável, quando colocado em contacto com tecidos vivos. Estas propriedades fazem deste um material amplamente utilizado nas mais diversas áreas da Medicina e Medicina Dentária, na produção de peças protéticas e implantes dentários, tendo-se cada vez mais vindo a assistir a um investimento na investigação e desenvolvimento das superfícies implantares (6;7).

A excelente resistência do Ti à corrosão é devido à sua capacidade de passivação. A passivação da superfície do Ti resulta da formação de uma camada de dióxido de titânio (TiO₂) contínua, amorfa, altamente aderente e estável que protege a superfície do metal contra os processos de degradação oxidativa dos fluidos biológicos. A espessura do filme passivo pode variar de 1 a

20 nm, e pode ser danificado em tensões de corte muito baixas com a exposição da superfície de Ti ao ambiente oral, corrosivo. Após ser danificado, o filme passivo pode ser recuperado imediatamente, através da sua repassivação. No entanto, agressões mínimas são capazes de despassivar, causando danos irreversíveis ao material (40).

Apesar de todas as características e excelente resistência à corrosão, vários estudos detetaram a presença de partículas de titânio e produtos da sua degradação em tecidos orais e não orais (27;36;40). Segundo Mombelli et al. esta libertação de partículas pode originar reações de hipersensibilidade, efeitos tóxicos e efeitos pró-inflamatórios (43).

O efeito combinado de corrosão e desgaste, denominado tribocorrosão, é considerado um dos principais processos impulsionadores da falha precoce de implantes dentários. Materiais à base de Ti quando expostos a condições oxidantes formam um filme passivo de TiO_2 , promovendo biocompatibilidade e resistência à corrosão. Quando existe um deslizamento contra um outro material, o filme protetor passivo de Ti é removido/danificado, criando produtos de desgaste e libertação de produtos de corrosão, elevando os níveis de iões metálicos no sangue. Esses produtos de corrosão e desgaste podem causar reações inflamatórias, que promovem o recrutamento de macrófagos e dos seus mediadores inflamatórios, o que, por sua vez, resultam em reabsorção óssea (40).

A presença de bactérias no meio oral leva a uma diminuição do pH, o que faz com que se torne mais ácido e consequentemente leva à promoção de reações de oxidação do Ti e libertação de iões metálicos para os tecidos envolventes, o que gera inflamação e perda de osso de suporte. Nestes casos a passivação do metal é interrompida. Por outro lado, o filme passivo formado nas superfícies do Ti é bioinerte, e por isso não tem a capacidade de se ligar diretamente com o tecido circundante. Além disso, o Ti apresenta a grande desvantagem de possuir uma baixa resistência ao desgaste. Assim, é importante tornar a superfície do Ti mais resistentes a estas alterações que acontecem no meio oral (corrosão e tribocorrosão) e ao mesmo tempo melhorar a bioatividade da sua superfície.

Estudos descrevem que a modificação da superfície de Ti melhora a sua bioatividade e resistência à tribocorrosão. Os tratamentos de superfície que podem ser aplicados ao Ti maquinado são diversos, desde tratamento ácido, ácido e térmico, com hidroxiapatita, com sol-gel, jactamento ácido combinado com ataque ácido da superfície ou tratamentos de anodização (38;42;43;44;45). Embora não seja possível concluir que os produtos de corrosão e desgaste dos implantes levam a uma resposta inflamatória ou aceleram uma condição pré-existente, devido à falta de dados clínicos, esses resultados dão indicação clara de que a degradação severa de implantes dentários de Ti pode ser induzida (45).

Estudos afirmam que a saliva tem influência no processo de corrosão e tribocorrosão das superfícies de Ti. A saliva humana é uma mistura complexa de fluidos que consiste em vários compostos inorgânicos e orgânicos produzidos pelas glândulas parótidas, submaxilares e submandibulares, bem como pelas restantes glândulas da mucosa oral. A saliva tem inúmeras funções, incluindo humedecimento da mucosa oral, lubrificação durante a mastigação, formação do bolo alimentar, deglutição, fala, modulação da flora bacteriana oral e ajuda na cicatrização de feridas orais (40;41;42;43;44;45;46).

O pH da saliva varia entre 6 e 7 e pode diminuir pela presença de substâncias ácidas e metabólitos resultantes da atividade de microorganismos. Em condições de pH mais baixo, a superfície de Ti é propensa à degradação devido à redução da resistência à corrosão. Em geral, o ambiente ácido favorece a trocas entre a superfície do implante e a saliva, induzindo maiores taxas de corrosão. Ao contrário, no meio oral a viscosidade da saliva devido à presença de mucina promove a proteção das superfícies contra o desgaste. Tal proteção é atribuída à capacidade da mucina formar uma camada reticulada que prejudica a corrosão/desgaste por um efeito viscoelástico e lubrificante nas superfícies. Vários estudos afirmam que a saliva tem uma influência significativa no processo de bio-tribo-corrosão e a sua utilização em testes *in vitro* é essencial para uma resposta mais fiel da interação com os materiais de implantes (40;47).

O objetivo desta investigação *in vitro* é avaliar de que forma a aplicação de laser de Díodo pode influenciar o comportamento à corrosão de diferentes superfícies de implantes de Ti.

Hipótese do trabalho: A irradiação com laser de Díodo não influencia o comportamento à corrosão das diferentes superfícies de Ti.

2. Materiais e Métodos

2.1. Materiais

Foram selecionados discos de titânio (Cp Ti – grau IV):

- Grupo de Ti maquinado (**Ti**) – Controlo
- Jacteamento com partículas de Al_2O_3 e passivado em ácido cítrico (**AC**)
- Jacteamento com partículas de Al_2O_3 e passivado em ácido cítrico seguido de um tratamento termoquímico (**AC_C**)
- Jacteamento com partículas de Al_2O_3 e passivado em ácido clorídrico (**HCl**)
- Jacteamento com partículas de Al_2O_3 e passivado em ácido clorídrico seguido de um tratamento termoquímico (**HCl_C**)

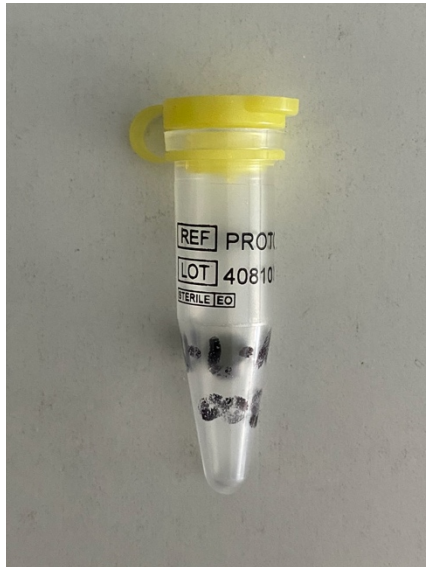
Os discos ($\varnothing$ - 5 mm) foram produzidos pela SOADCO® - Klockner® Implant System.

2.2. Metodologia

Todas as superfícies foram tratadas com laser Díodo 980 nm, modelo Smart M Pro da (Lasermag®) no programa de Periodontology – *Preprocedural Decontamination*.

1. Seleção aleatória de um disco de titânio correspondente ao grupo a estudar (Figura 1a e b);
2. Fixação do disco de titânio num suporte de teflon (Figura 1c);
3. Aplicação do laser Díodo 980 nm, modelo Smart M Pro da Lasotronix (Lasermag®), através do programa *Periodontology – Preprocedural Decontamination* com os seguintes parâmetros (Figura 1d e e):
 - 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%.

4. A ponta foi colocada em direção ao disco com um ângulo de incidência de 45° e foi realizada a passagem com o laser por toda a superfície durante 15 minutos, mantendo sempre um leve contacto sobre a superfície (Figura 1e)
5. Armazenamento do disco de titânio num tubo de Eppendorf devidamente identificado (Figura 1f);



a.



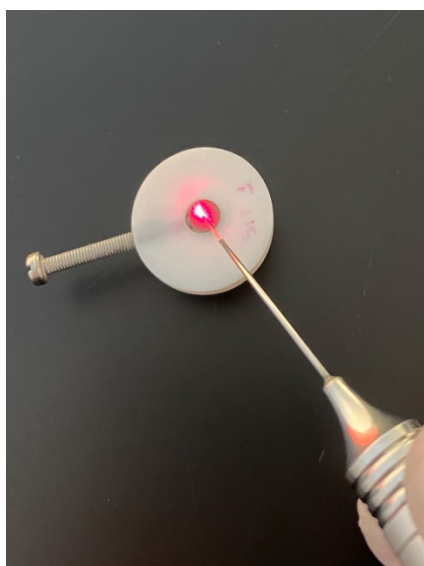
b.



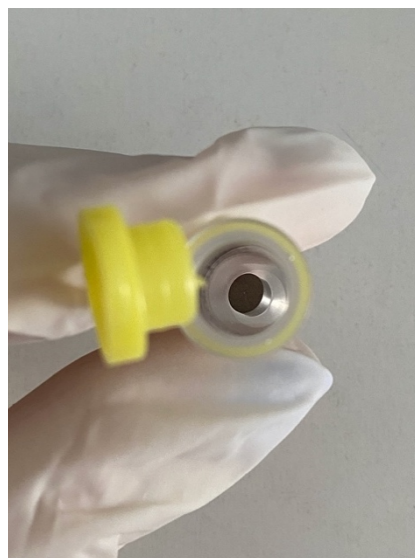
c.



d.



e.



f.

Figura 1 - Ilustração do protocolo de aplicação do laser de Díodo nos discos de Ti.

Os ensaios electroquímicos foram realizados em saliva artificial (Fusyama) a 37 °C, numa estufa (Figura 2 a), o pH da saliva foi ajustado a $5,5 \pm 0,1$. Foi utilizada uma célula electroquímica típica com configuração 3 eléctrodos, onde o eléctrodo de referência utilizado foi um eléctrodo de Ag/AgCl saturado e uma rede de Pt foi utilizada como eléctrodo auxiliar. Já as superfícies dos implantes foram utilizadas como eléctrodo de trabalho, com uma área exposta ao electrólito de 0,19 cm². A célula electroquímica (Figura 2b) foi posteriormente ligada ao potencióstato *Gamry Ref 600+* (Figura 2c).

O potencial de circuito aberto (OCP, do inglês *open circuit potential*) foi monitorizado à estabilização, sendo que o sistema foi considerado estável quando o $\Delta E < 60$ mV/h. Após a estabilização do sistema foram realizados ensaios de espectroscopia de impedância electroquímica (EIS, do inglês *Electrochemical Impedance Spectroscopy*), onde foi varrido um intervalo de frequências de 10⁵ até 10⁻² Hz, com 7 pontos/década, com uma amplitude de sinal sinusoidal de ± 10 mV, de forma a garantir a linearidade da resposta do eléctrodo. Antes da polarização potenciodinâmica, monitorizou-se o OCP durante 5 minutos. Os ensaios de polarização potenciodinâmica foram realizados num intervalo de potenciais na direcção anódica desde -0,250 V_{OCP} até 1,500 V_{Ag/AgCl}

com uma taxa de varrimento de 0,5 mV/s. Após os ensaios de corrosão as amostras foram limpas com água destilada.

Todos os ensaios de corrosão foram repetidos pelo menos 3 vezes, em amostras distintas, de modo a verificar a repetibilidade dos resultados.

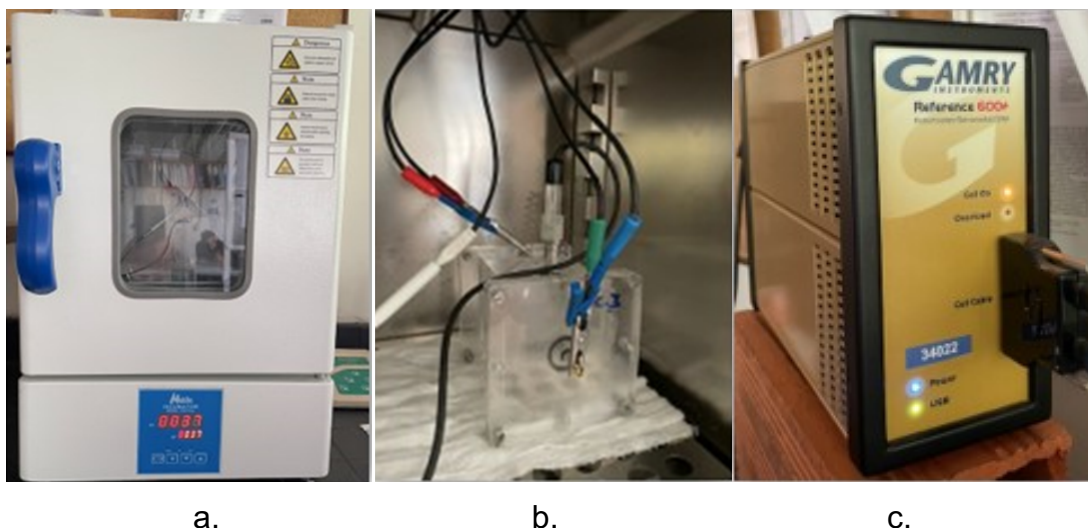


Figura 2 - a) estufa para manter a temperatura a 37°C, b) set-up utilizado na realização dos ensaios electroquímicos, c) potenciômetro.

Antes e após o tratamento de laser as superfícies foram analisadas por microscopia eletrônica de varrimento modelo (NanoSEM – FEI Nova 200 (FEG/SEM); EDAX – Pegasus X4M (EDS/EBSD)).

2.3. Análise Estatística

Os dados recolhidos foram registados com recurso ao software Microsoft Office Excel 365 (Microsoft®, USA) e posteriormente analisados com recurso ao software Origin (© OriginLab Corporation).

A análise estatística teve como principal objetivo a comparação dos resultados obtidos nas superfícies dos discos de Ti com e sem tratamento de superfície, antes e depois da aplicação do laser de Díodo.

Foi realizada uma análise *ANOVAOneWay* para os valores de i_{pass} , densidade de corrente de passivação. Os valores de i_{pass} , foram considerados a variável dependente e os grupos experimentais foram considerados a variável independente. De seguida foi feita uma comparação dos grupos experimentais *post-hoc*, segundo o método de *Turkey HSD*, com um intervalo de confiança de 95%.

3. Resultados

3.1. Caracterização das superfícies de Ti antes e após o tratamento com laser

Na Figura 3 estão apresentadas as imagens de MEV dos grupos estudados, identificados à esquerda, antes e após a irradiação com laser de Diodo 980nm, modo pulsado com 1,5W de potência.

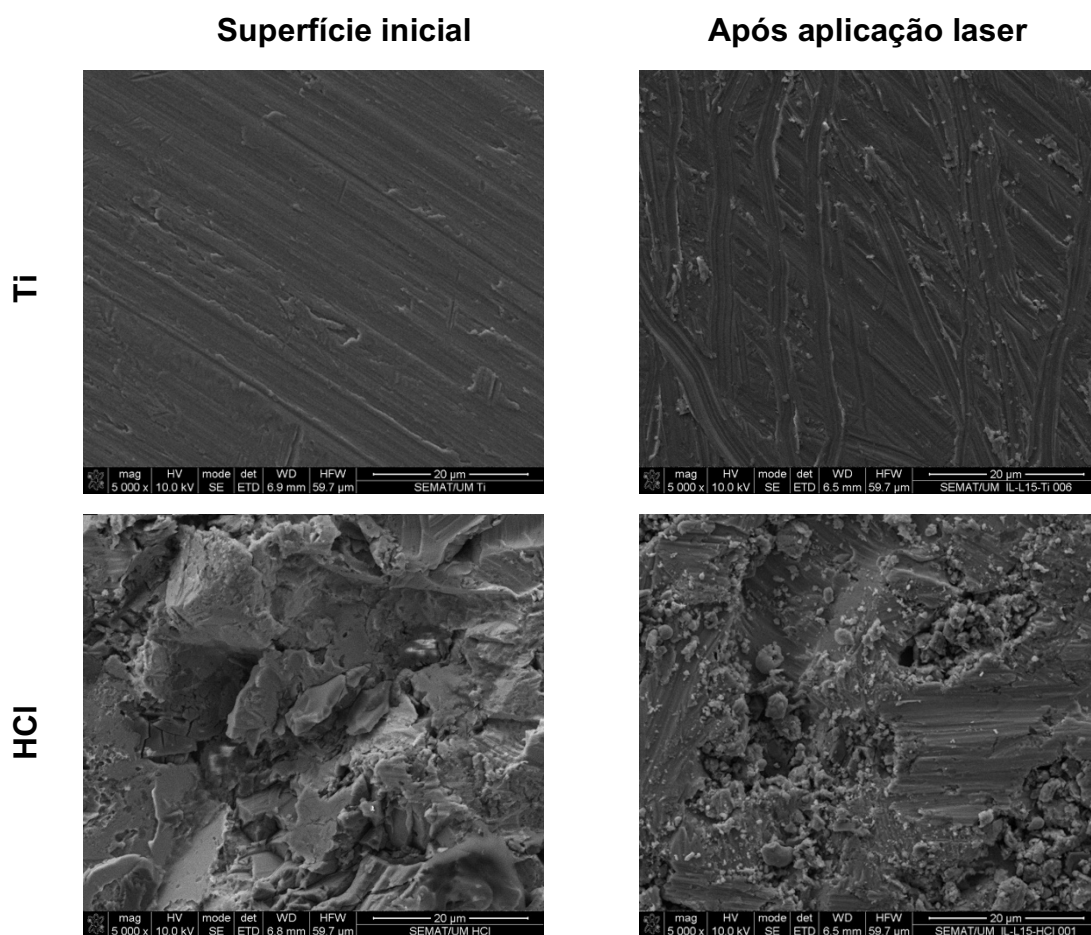


Figura 3 - Micrografias de MEV (eletrões secundários) das superfícies antes e após a irradiação de Laser de Diodo.

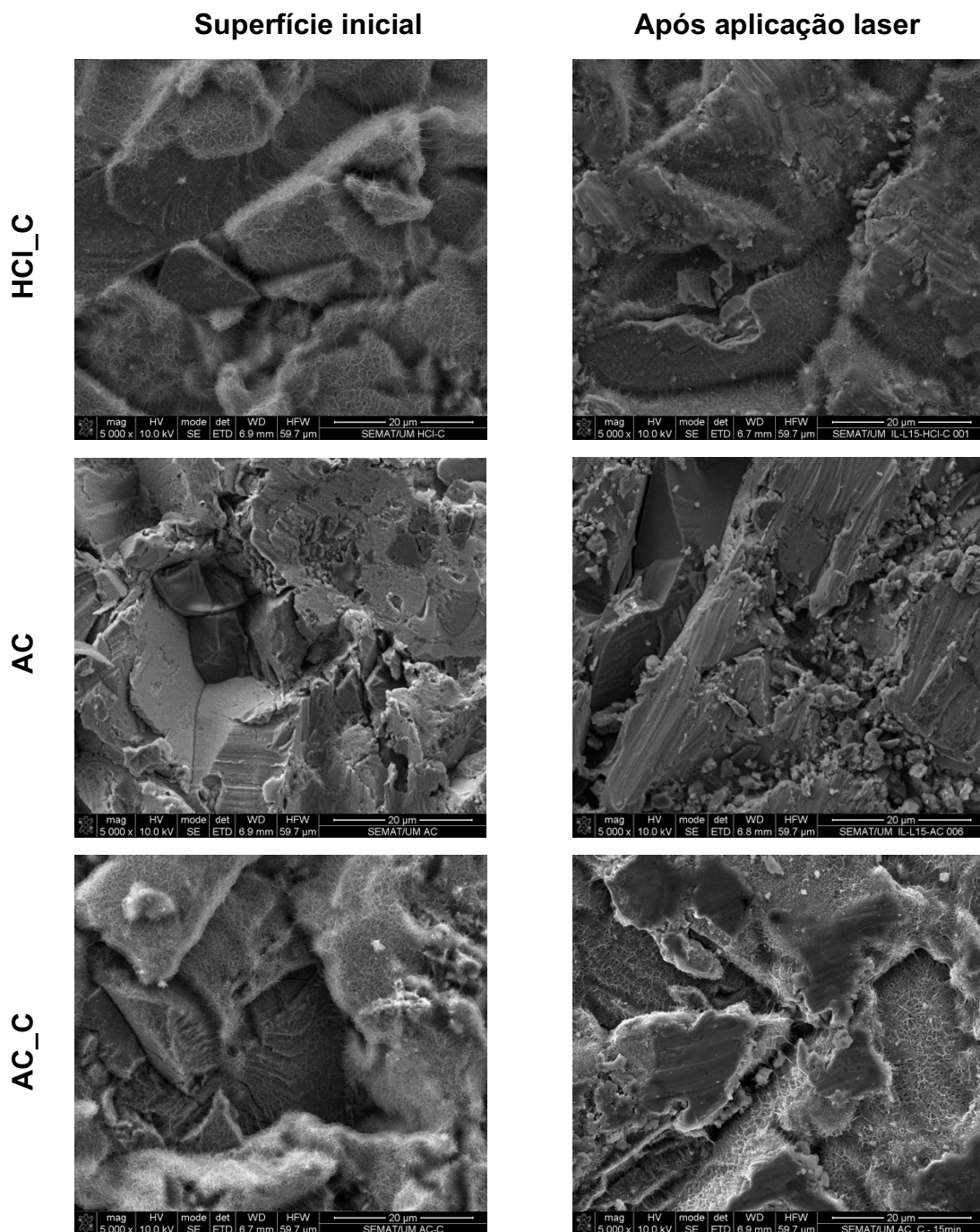


Figura 3 - Micrografias de MEV (eletrões secundários) das superfícies antes e após a irradiação de Laser de Diodo (CONT.).

Para as amostras de Ti é visível que após a passagem do laser os riscos característicos da maquinagem do Ti são suavizados pelos riscos da ponta do laser. Por outro lado, nas imagens das superfícies passivadas (HCL e AC), independentemente do ácido usado no tratamento de passivação, antes e após

a irradiação são visíveis umas zonas mais escuras que são partículas de Al_2O_3 , provenientes do jactamento com essas partículas. Assim, a irradiação com o laser não afeta a presença das partículas de Al_2O_3 .

Nas imagens das superfícies ContacTi®, HCl_C e AC_C, para além das partículas de Al_2O_3 , a superfície metálica apresenta uma estrutura em malha, proveniente do tratamento termoquímico. Após a passagem do laser de Díodo durante 15 minutos é possível observar uma suavização da estrutura em malha e em algumas zonas essa estrutura desapareceu totalmente, o que demonstra uma alteração da superfície provocada pela irradiação com laser.

3.2. Comportamento electroquímico:

Na Figura 4 estão representados os gráficos de evolução do potencial de circuito aberto dos últimos cinco minutos de imersão em saliva artificial a 37 °C.

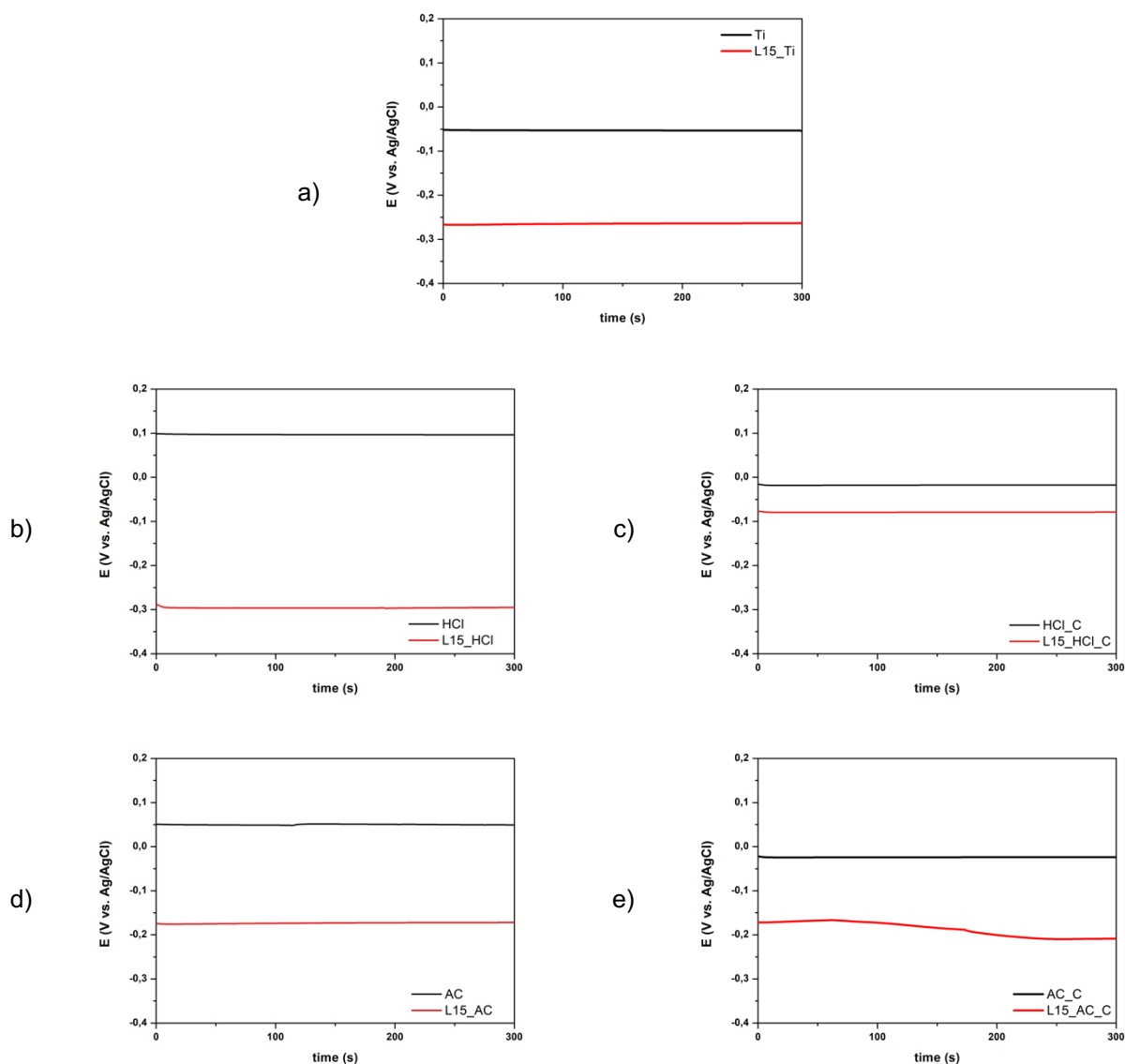


Figura 4 - Evolução do potencial de circuito aberto (OCP) nos últimos 5 min de imersão em saliva artificial a 37 °C para as superfícies: a) Ti, b) HCl, c) HCl_C, d) AC e e) AC_C.

No gráfico a), para as amostras de Ti com tratamento laser (L15_Ti) e sem (Ti) o valor de E_{OCP} é inferior para os discos tratados com laser o que indica uma maior tendência para a corrosão quando irradiados com laser.

O mesmo é comprovado na análise dos gráficos b), c), d) e e), em que os valores de E_{OCP} são inferiores para todos os grupos após a irradiação com laser o que se traduz numa maior tendência para a corrosão das amostras L15_HCl, L15HCl_C, L15_AC e L15_AC_C. No entanto a diferença na tendência para a corrosão para as superfícies ContacTi® é menor quando comparado com a diferença dos valores de E_{OCP} antes e após passagem do laser das restantes superfícies.

Na Figura 5 estão representadas as curvas representativas de polarização potenciodinâmica para cada superfície estudada, na Tabela 1 encontram-se os valores da densidade de corrente de passivação (i_{pass}), potencial de corrosão ($E_{(i=0)}$), potencial de circuito aberto (E_{OCP}) e potencial de ruptura (E_b).

Tabela 1 – Valores da densidade de corrente de passivação (i_{pass}), potencial de corrosão ($E_{(i=0)}$), potencial de circuito aberto (E_{OCP}) e potencial de ruptura (E_b).

	$i_{pass} (\mu A.cm^{-2})$	$E_{(i=0)}$ $V_{Ag/AgCl}$	E_{OCP} $V_{Ag/AgCl}$	E_b $V_{Ag/AgCl}$
Ti	$3,135 \pm 1,893$	$-0,046 \pm 0,085$	$0,062 \pm 0,110$	$1,382 \pm 0,023$
L15_Ti	$3,740 \pm 1,096$	$-0,260 \pm 0,097$	$-0,225 \pm 0,095$	–
HCl	$9,455 \pm 2,407$	$0,003 \pm 0,084$	$0,080 \pm 0,082$	$1,413 \pm 0,005$
L15_HCl	$10,040 \pm 1,526$	$-0,267 \pm 0,017$	$-0,240 \pm 0,049$	–
HCl_C	$2,479 \pm 0,411$	$-0,186 \pm 0,024$	$-0,018 \pm 0,013$	–
L15_HCl_C	$3,977 \pm 0,828$	$-0,227 \pm 0,010$	$-0,070 \pm 0,012$	–
AC	$6,324 \pm 0,702$	$-0,054 \pm 0,040$	$0,000 \pm 0,043$	$1,378 \pm 0,019$
L15_AC	$9,116 \pm 2,792$	$-0,207 \pm 0,064$	$-0,164 \pm 0,008$	–
AC_C	$3,677 \pm 0,105$	$-0,214 \pm 0,011$	$-0,050 \pm 0,029$	–
L15_AC_C	$4,539 \pm 0,405$	$-0,244 \pm 0,009$	$-0,137 \pm 0,045$	–

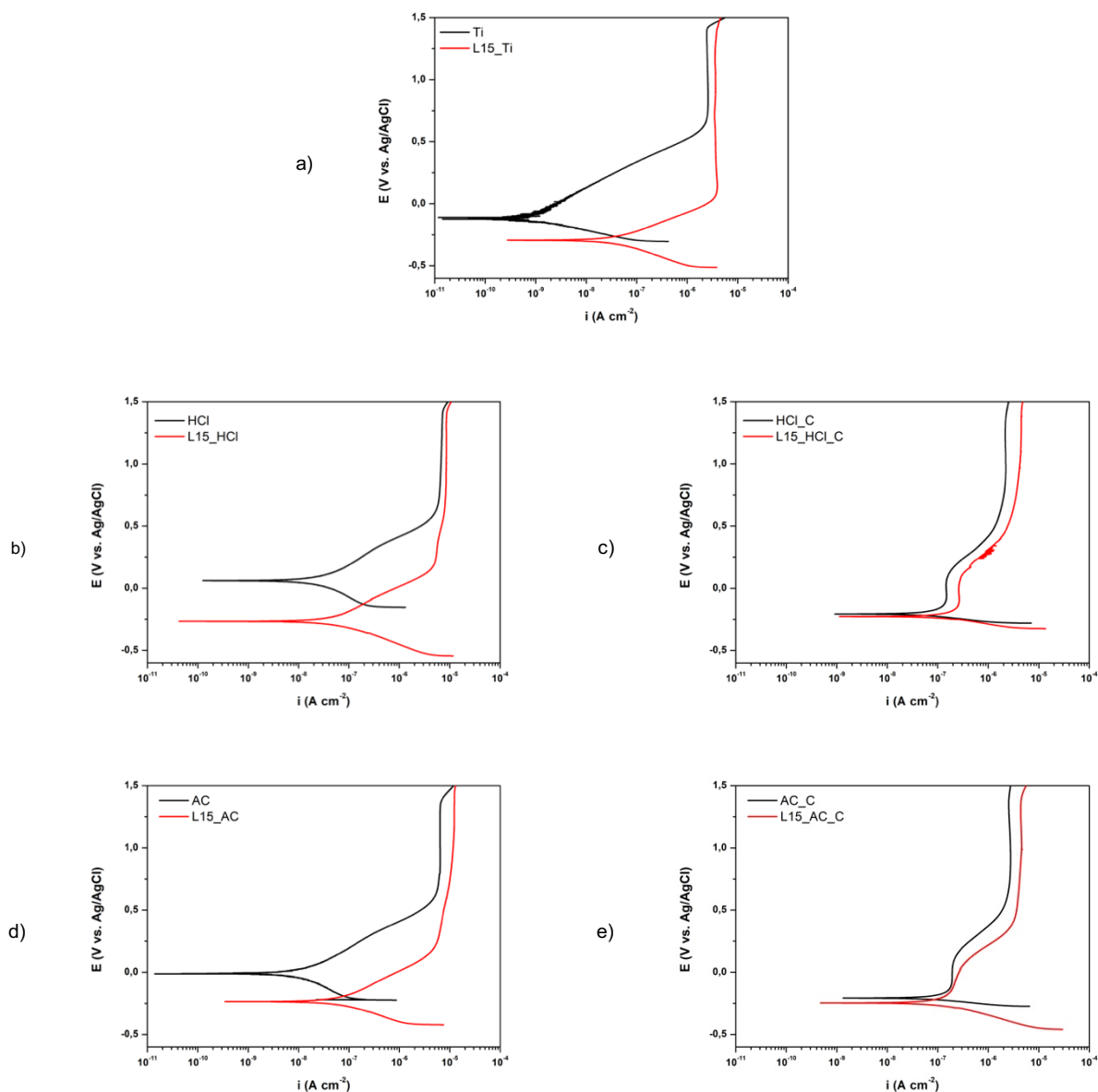


Figura 5 – Curvas representativas de polarização potenciodinâmica antes e após a irradiação com laser para: a) Ti, b) HCl, c) HCl_C, c) AC e d) AC_C.

Os valores de i_{pass} , são inferiores para todos os grupos de amostras sem o tratamento de laser, o que indica que as superfícies sem tratamento de laser tem uma maior resistência à corrosão. No entanto pela análise da Tabela 1 é possível verificar que a diferença do valor de i_{pass} é ainda maior para as amostras ContacTi® (HCl_C e AC_C), sendo a superfície tratada com laser também a menos resistente à corrosão.

Na Figura 5 e na Tabela 1 também é possível estudar o valor de $E_{(i=0)}$, que representa o potencial de corrosão. Este valor é mais negativo para todas as amostras tratadas com laser, isso traduz-se numa maior tendência para a corrosão associada às amostras após a irradiação, contudo, para as superfícies ContacTi® (HCl_C e AC_C) essa diferença é muito reduzida o que se pode traduzir numa tendência para a corrosão semelhante. Nestas superfícies, a aplicação do laser de Díodo não influencia a tendência à corrosão.

Na Figura 6 estão representados os espectros de EIS na forma dos diagramas de Nyquist e de Bode e na Tabela 2 os valores de impedância ($|Z|$) e do ângulo de fase, extrapolados a partir dos diagramas de Bode.

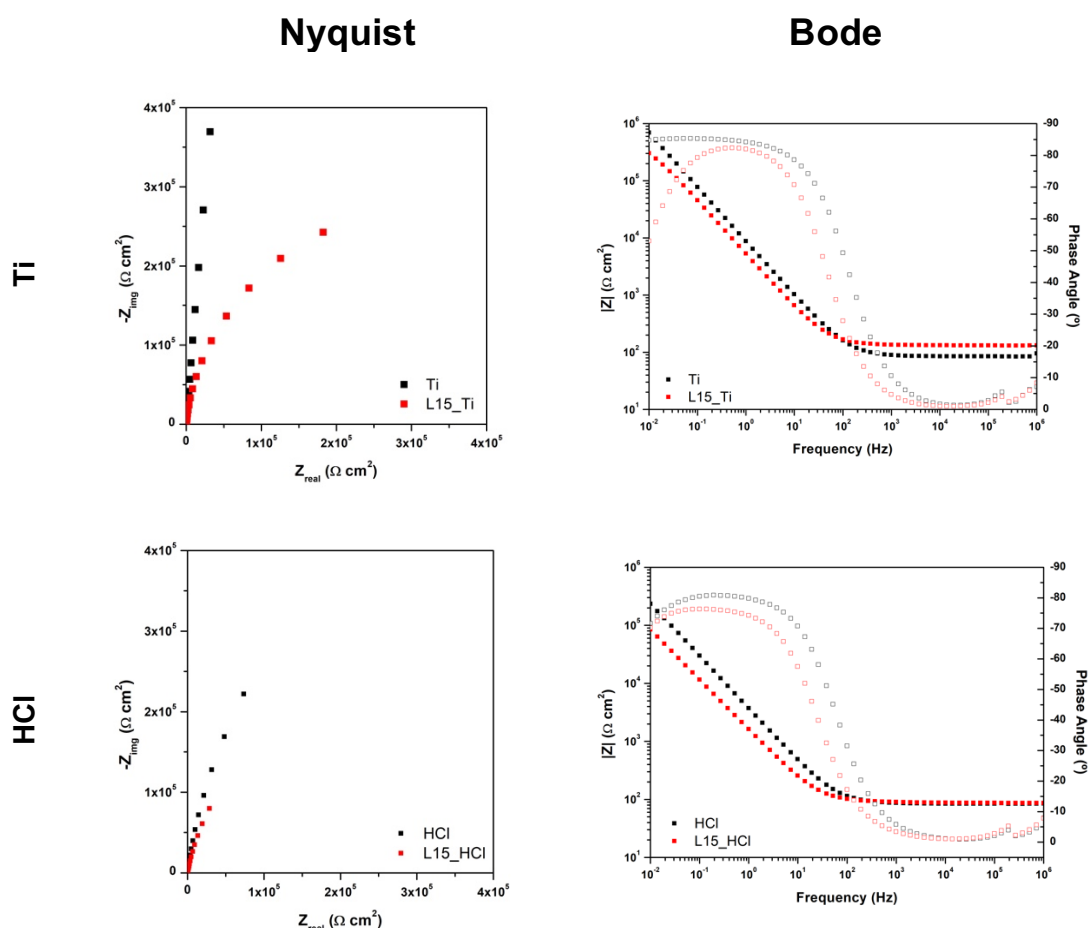


Figura 6 – Espectros de EIS na forma dos diagramas de Nyquist e de Bode antes e após a irradiação com laser para todas as superfícies.

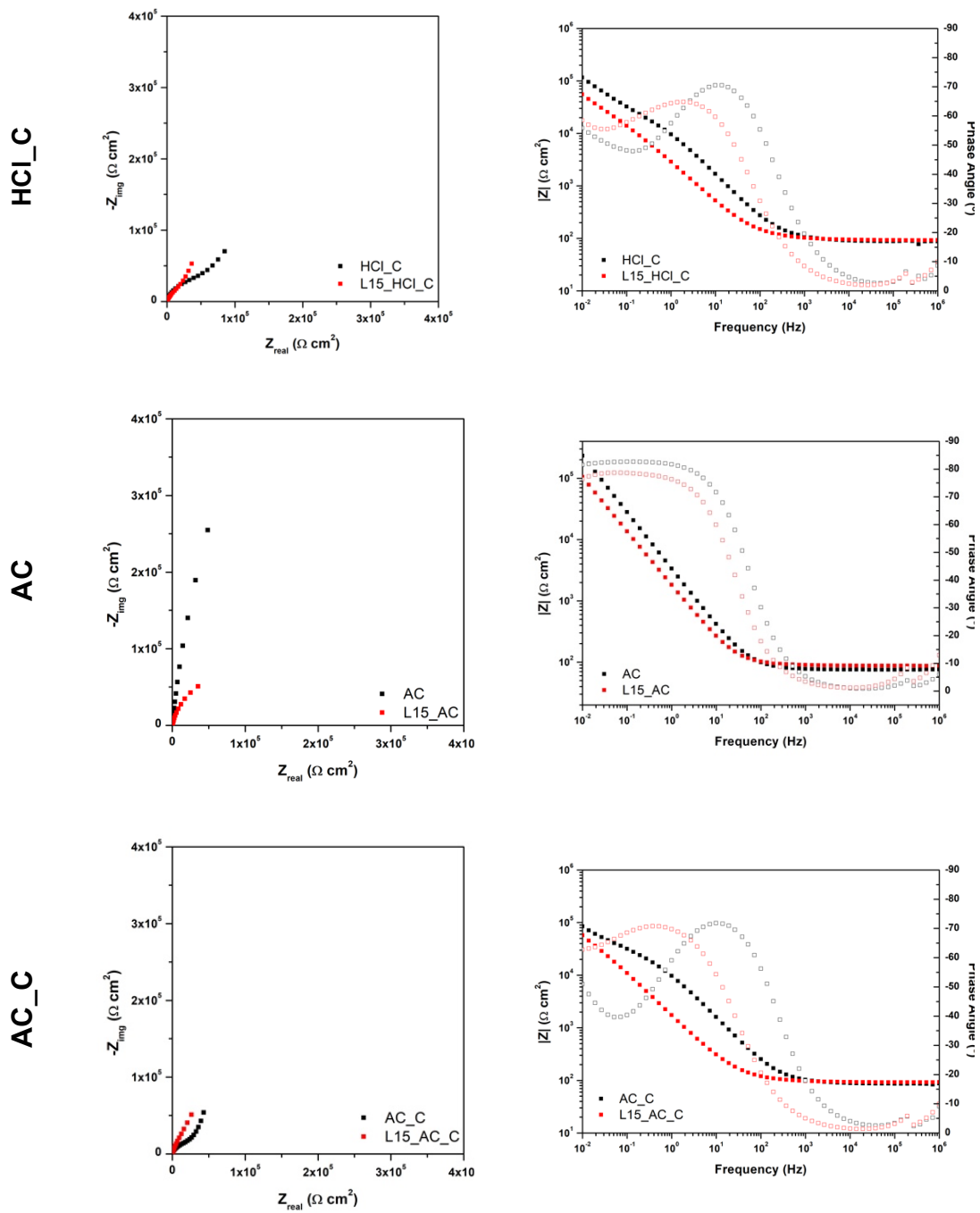


Figura 6 – Espectros de EIS na forma dos diagramas de Nyquist e de Bode antes e após a irradiação com laser para todas as superfícies. (CONT)

Tabela 2 – Valores da impedância ($|Z|$) e ângulo de fase máximo.

	$ Z $ ($\times 10^5 \Omega \text{ cm}^2$)	Ângulo de fase ($^\circ$)
	Media	Media
Ti	$4,12 \pm 2,65$	$-79,25 \pm 7,54$
L15-Ti	$1,92 \pm 1,00$	$-76,77 \pm 4,88$
HCl	$1,64 \pm 0,63$	$-77,86 \pm 3,18$
L15-HCl	$0,78 \pm 0,07$	$-73,81 \pm 2,29$
HCl_C	$1,15 \pm 0,04$	$-72,09 \pm 2,44$
L15-HCl-C	$0,68 \pm 0,16$	$-64,74 \pm 0,12$
AC	$2,67 \pm 0,38$	$-82,43 \pm 0,95$
L15-AC	$1,23 \pm 0,71$	$-76,71 \pm 3,35$
AC_C	$0,73 \pm 0,10$	$-66,63 \pm 7,05$
L15-AC_C	$0,59 \pm 0,01$	$-68,04 \pm 4,88$

No diagrama de Nyquist para as amostras de Ti pode observar-se que os valores das amostras de Ti sem tratamento laser, produzem semi-círculos maiores quando comparado com as amostras L15_Ti o que se traduz numa maior resistência à corrosão das amostras de Ti sem tratamento. A resistência à corrosão é dada pelo diâmetro do semicírculo.

No que respeita ao diagrama de Bode, as amostras de Ti sem tratamento de laser revelam uma impedância superior assim como o comportamento do ângulo de fase. Um valor de ângulo de fase mais próximo de -90° revela uma melhor qualidade do filme passivo, logo uma maior resistência à corrosão.

No que respeita às superfícies de HCl, o diâmetro do semi-círculo das amostras sem tratamento de laser é superior ao das amostras tratadas por laser de Díodo, isto demonstra uma maior resistência à corrosão para as amostras sem tratamento laser. De acordo, pela análise dos valores de $|Z|$ é possível dizer que as amostras de HCl sem tratamento laser, têm valores de impedância mais elevados, o que se traduz numa maior resistência à corrosão. O mesmo se verifica para o valor do ângulo de fase.

Para HCl_C pela análise do diagrama de Nyquist não é possível encontrar diferenças no diâmetro do semi-círculo entre as amostras sem e com tratamento de laser, o que se traduz numa resistência à corrosão equivalente. Este achado pode estar relacionado com a estrutura em malha que estas amostras

apresentam antes de serem tratadas e que pode influenciar o comportamento à corrosão. Todavia a impedância é superior nas amostras que não foram irradiadas, assim como o ângulo de fase. Isso expressa uma maior resistência e uma melhor qualidade do filme passivo criado na superfície das amostras sem tratamento laser.

O estudo das amostras AC e L15_AC, revelam um valor de diâmetro do semi-circulo e impedância mais elevado para as amostras de AC (sem tratamento laser). O mesmo se reflete no comportamento do ângulo de fase, o que expressa uma maior resistência à corrosão para essas amostras.

Pela análise do diagrama de Nyquist é possível descrever que as amostras de AC_C e L15_AC_C não têm diferenças no diâmetro do semi-circulo, o que se traduz numa resistência à corrosão equivalente. Por outro lado, pela análise do digrama de Bode (Figura 6) e da Tabela 2, é possível confirmar um valor de impedância mais alto para as amostras de AC_C.

3.3. Análise estatística

Foi feita a análise estatística dos valores de i_{pass} e foram encontradas diferenças estatisticamente significativas apenas para as duas superfícies ContacTi® (HCl_C e AC_C), o que se traduz numa redução da resistência à corrosão após a irradiação com laser.

4. Discussão

O tratamento da peri-implantite tem como principal objetivo o desbridamento da superfície do implante e dos tecidos envolventes, pela eliminação dos microrganismos e das suas toxinas, por forma a resolver a inflamação, promover a regeneração óssea e nova osteointegração (6).

Vários métodos de descontaminação de superfícies têm sido propostos para o tratamento da peri-implantite, entre eles o jacteamento com pós abrasivos, limpeza mecânica com curetas de metal ou plástico, sistemas de ultrassons e associação de antibiótico-terapia sistêmica. No entanto, nenhum desses métodos tem mostrado resultados satisfatórios (56).

A utilização de laser como forma de desbridamento mecânico da superfície do implante tem sido amplamente estudada e relatada nos últimos anos (56).

O uso de laser é considerado eficaz e adequado para o tratamento de diversas condições inflamatórias e infecciosas. As terapias com laser de baixa e alta intensidade desempenham um papel importante na cicatrização e regeneração dos tecidos no tratamento de doenças periodontais e peri-implantares (35). De acordo com Slot et al. (57) os benefícios do laser de Díodo baseiam-se na premissa do tratamento periodontal, de que a curetagem subgengival é um tratamento eficaz e que a redução significativa dos microrganismos subgengivais é previsivelmente alcançada. Além disso, a utilização do laser de Díodo em relação a outras técnicas tem como vantagem a capacidade de atingir áreas duras o que permite uma melhor esterilização e desbridamento (6).

É importante, antes de começar o tratamento, avaliar os parâmetros do laser pois estes variam consoante a composição química/grau do Ti, tratamento de superfície e diâmetro do implante. Assim a descontaminação da superfície é alcançada de uma forma eficaz e segura (58). Os comprimentos de onda de 800 a 980nm, são os mais utilizados em Medicina Dentária (59). Os diferentes tipos

de equipamentos de laser de Díodo podem ser utilizados tanto em modo contínuo como em modo pulsado (31). Sabe-se que o modo de aplicação do laser, contínuo ou pulsado, pode influenciar diretamente o aumento da temperatura da superfície do implante e consequentemente dos tecidos circundantes (60–62). O uso do laser em modo pulsado permite o relaxamento térmico, ou seja, um intervalo de tempo sem irradiação de energia o que permite o arrefecimento dos tecidos envolventes, evitando danos térmicos maiores (62). Um aumento máximo da temperatura da superfície do implante de 10°C é o limite crítico para comprometer a vitalidade do tecido ósseo. A manutenção de temperaturas entre 47 e 50 °C por mais de 60s afeta negativamente o tecido ósseo saudável e compromete a sua regeneração podendo gerar lesões irreversíveis (52;56;57). A irradiação de superfícies de implante com laser de Díodo pode produzir um aumento de temperatura acima do limiar crítico após 10s (55;58).

Contrariamente, Silva et al (65) no seu estudo concluiu que a terapia com laser de baixa intensidade parece acelerar o processo de osteointegração do osso envolvente, esta conclusão estará relacionada com o aumento ligeiro da temperatura do implante e do osso após irradiação com laser (59).

Gonçalves et al. (64) descrevem como benefício do laser de Díodo de 980nm, a sua forma de transmissão, através de fibras óticas finas, que permite a aplicação através do sulco peri-implantar. Deste modo, não é necessário acesso cirúrgico e pode ser aplicado também em casos de mucosite peri-implantar.

Contudo, é necessário a realização de mais estudos que tenham em conta a variável aumento da temperatura da superfície do implante, após irradiação com laser de Díodo já que os dados até ao momento são escassos (58).

Por outro lado, os implantes dentários são colocados, no que é provavelmente o meio biológico humano mais agressivo, estando expostos a um ambiente biológico e eletrolítico complexo, associado a forças de carga mecânica extremamente altas devido à mastigação e em alguns casos ao bruxismo (46).

A exposição do Ti a este tipo de condições promove a ação de mecanismos de degradação, na ação combinada de corrosão e desgaste (tribocorrosão) originando a libertação de iões metálicos e de produtos de desgastes, que podem causar efeitos colaterais tóxicos e alérgicos acabando por comprometer a sua durabilidade (46).

A biocompatibilidade do Ti é principalmente devido à sua resistência à corrosão no ambiente fisiológico. Isso deve-se ao filme de óxido que cobre espontaneamente a superfície do metal (29). No entanto, o Ti e as suas ligas são altamente suscetíveis a mudanças de estrutura e potencial da superfície na presença de condições ácidas (66).

O pH normal da saliva, num indivíduo saudável varia entre 6.3 e 7. Porém, existem vários fatores que podem fazer variar o pH, no caso, as infeções podem tornar o pH da saliva mais ácido. Outros fatores como a alimentação, a idade, os produtos de higiene oral, doença periodontal, doenças sistêmicas e o tabagismo podem estar associados a uma alteração do mesmo (1). O pH utilizado neste estudo 5,5 corresponde ao pH associado a casos de peri-implantite (mais ácido). Deste modo é possível estudar o comportamento das superfícies de Ti, *in vitro*, em condições de inflamação.

Para melhorar a resistência ao desgaste e a osteointegração, podem ser efetuados vários tipos de tratamentos à superfície dos implantes.

Um ataque ácido do Ti (passivação) provoca um aumento da rugosidade da superfície do implante, contribuindo para um aumento da interação osso-implante ideal para a adesão, proliferação, e diferenciação de células osteoblásticas humanas. Por sua vez quando é realizado o tratamento termoquímico da superfície de Ti ocorre uma diminuição da libertação de iões, devido a uma conversão na estrutura do TiO_2 de anatase para rutilo. Ocorre também a formação de um filme de óxido após o arrefecimento o que dá uma maior resistência à corrosão conferindo bioatividade à superfícies (1;62).

Romero-Ruiz et al. (47) no seu estudo sobre a influência de superfície ContacTi® na osteointegração, mostra que superfícies rugosas tendem a produzir maior formação óssea quando comparadas com superfícies polidas.

As amostras utilizadas nesta investigação foram sujeitas a tratamento de superfície simples (jactamento com partículas de Al_2O_3 e passivado em ácido HCl ou ácido cítrico) ou duplo, ContacTi® (jactamento com partículas de Al_2O_3 e passivado em ácido clorídrico ou ácido cítrico seguido de um tratamento termoquímico).

A passivação dos implantes dentários de Ti é realizada com o objetivo de limpar a superfície e obter uma fina camada de óxido protetor sobre a superfície do material, a fim de melhorar o seu comportamento à corrosão e evitar a libertação de iões metálicos para o meio fisiológico. O agente químico mais comum para o processo de passivação é o HCl (46).

Contudo, Verdeguer et al. (46) no seu estudo refere a utilização de ácido cítrico em implantologia pelas suas propriedades antibacterianas. A imersão do Ti em ácido cítrico pode proporcionar um leve aumento da rugosidade, que não acarreta um aumento na recolonização bacteriana, pois a rugosidade permanece abaixo de $0,2\ \mu\text{m}$, valor abaixo do qual a adesão bacteriana não é afetada. Os resultados mostraram que a passivação com ácido cítrico melhora o caráter hidrofílico da superfície, a resistência à corrosão e apresenta um maior caráter bactericida em comparação com o tratamento com HCl. Apesar do aumento do efeito bactericida, a utilização de ácido cítrico na passivação do Ti diminui os parâmetros de resistência à corrosão havendo um aumento significativo nos níveis de libertação de iões metálicos (46).

As conclusões de Verdeguer et al. (46) são corroboradas por Barão et al. (49) que nos diz que a acidificação do ambiente oral está relacionada com a diminuição da resistência à corrosão o que consequentemente agrava a peri-implantite (31).

A análise das superfícies dos discos de Ti estudadas foi realizada através de MEV que fornece imagens tridimensionais de alta resolução da topografia das

superfícies permitindo identificar modificações como fraturas, corrosão e até as fronteiras dos grãos (67).

Lang et al. (68) no seu estudo notaram, através da análise das imagens MEV, que a ponta do laser de Díodo deixou a superfície dos discos de Ti um pouco mais rugosa do que a dos discos de controlo. O mesmo é possível observar nas imagens MEV da Figura 3, desta investigação. Contudo, este aumento de rugosidade contrasta com o estudo de Castro et al. (69) que não encontrou alterações visíveis, através das imagens de microscopia, na superfície de implantes de Ti com e sem tratamento de laser de Díodo. Esta análise foi adequada neste estudo, mas depende da avaliação subjetiva do observador.

Diversas investigações concluíram que a utilização do laser de Díodo é eficaz na desbridamento de culturas bacterianas que caracterizam a peri-implantite (6;50;52;58;65;66).

Lin et al. (34) no seu estudo sobre a influência da terapia a laser no tratamento da mucosite peri-implantar e da peri-implantite relataram que o tratamento combinado, laser de Díodo e tratamento cirúrgico, reduziu significativamente a contagem bacteriana para *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis* e *Prevotella intermedia*. Por sua vez, Mettraux et al. (66) relata eficácia no desbridamento utilizando a técnica não cirúrgica associada ao laser. Para comprimentos de onda de 810–980 nm e configuração de potência de 1 W, Sennhenn-Kirchner et al. (71) relatou uma redução bacteriana de 98,86–99,98% alcançada através do desbridamento com laser de Díodo. Mizutani et al. (72) obteve na sua investigação melhores resultados de descontaminação com o laser em comparação com os métodos mecânicos. Contudo, a maioria dos estudos atribuem eficácia ao laser de Díodo sem comprometer a estrutura do implante (7;31;50;56;58;65;68;69;70;71;72;73).

Romanos et al. (75) relataram que o laser de Díodo (980nm) não causa alterações na superfície do Ti mesmo com alto nível de energia. Neste estudo o laser de Díodo foi comparado com o laser de Neodímio conferindo melhor desempenho ao laser de Díodo. Por outro lado, Natto et al. (10) refere que o

laser de Díodo de 810 nm não causa danos na superfície de Ti após irradiação e é capaz de descontaminar a superfície áspera do implante.

Romanos et al. (75) refere que não houve diferenças entre superfícies com e sem laser, o que corrobora com os resultados desta investigação para as amostras de AC, HCl e Ti. Contudo para as amostras das superfícies com tratamento duplo, ContacTi®, o laser produziu uma ligeira alteração da estrutura o que consequentemente gerou alterações na resistência à corrosão.

As conclusões de Mattar et al. (59) na sua revisão sistemática não suportam uma recomendação para o uso do laser de Díodo no tratamento da peri-implantite. Mais ensaios clínicos são recomendados com períodos de acompanhamento de longo prazo. O laser de Díodo pode estar associado ao risco de gerar e transmitir calor ao tecido ósseo peri-implantar quando usado com parâmetros e técnicas de irradiação inadequadas (35).

No estudo de Lollobrigida et al. (7) realizado em 2020, as amostras de Ti foram irradiadas com diferentes potências de laser de Díodo e foi possível concluir que para uma potência de 3w não foram relatadas alterações na estrutura, no entanto, para uma irradiação a 4w durante 40s em modo contínuo foram observados sinais de fusão do material devido ao aumento da temperatura. Comparando o laser de Érbio (Er:YAG) com o laser de Díodo, o primeiro causou um aumento de temperatura do implante e dos tecidos menor do que o laser de Díodo (58).

Outros estudos não alcançaram resultados claros, com o tratamento laser (62). Kamel et al. (60) pela sua análise revelou incerteza em associar os resultados negativos nas superfícies à irradiação com laser. Em concordância com estes resultados, Arisan et al. (37) relata que não foi possível encontrar nenhum efeito positivo adicional da aplicação adjuvante do laser de Díodo na cicatrização da peri-implantite em comparação à raspagem mecânica convencional e desbridamento com curetas de plástico.

Através da observação dos valores de i_{pass} , descritos na Tabela 1 para cada uma das superfícies estudadas, é possível comparar a resistência à corrosão para as

diferentes superfícies. Deste modo, para a superfície de Ti maquinado (grupo controlo) podemos observar um valor de i_{pass} muito próximo do valor das superfícies com tratamento ContacTi®, o que permite concluir que a resistência à corrosão para as amostras com tratamento duplo é muito semelhante à resistência do Ti maquinado. Porém, comparando o grupo controlo com as superfícies AC e HCl, o valor da densidade de corrente de passivação é superior para as amostras com tratamento. Isto traduz-se numa menor resistência à corrosão das mesmas.

Confrontando as amostras com tratamento de superfície, entre si, é possível observar que as superfícies que foram apenas passivadas AC e HCl apresentam valores de i_{pass} bastante superiores aos das superfícies ContacTi® correspondentes. Este achado traduz-se numa menor resistência à corrosão para as superfícies passivadas.

Quando relacionados, os valores de i_{pass} para as amostras de AC e HCl é possível verificar um valor mais elevado para o HCl, correspondendo a uma menor resistência à corrosão. No entanto, para as amostras AC_C e HCl_C apesar dos valores de i_{pass} serem muito semelhantes, o valor do HCl_C é ligeiramente menor o que se traduz numa maior resistência à corrosão do tratamento HCl_C.

De acordo com os resultados obtidos é possível conferir que as superfícies de AC e HCl sem tratamento térmico de superfície respondem pior, em termos de resistência à corrosão, quando o pH do meio é ácido.

Os efeitos conjuntos de fatores eletroquímicos, biofilme bacteriano e carga do implante podem levar a um processo de degradação grave *in vivo*, que pode desencadear ou acelerar ainda mais a peri-implantite ou outras doenças inflamatórias que podem resultar em falha do implante (45).

Rodrigues et al. (45) menciona que a colonização bacteriana das superfícies do implante pode levar a uma redução do pH oral pela produção de ácidos orgânicos que iniciará a dissolução do metal. Este pH baixo pode criar um ambiente favorável para a corrosão.

Barfeie et al. (44), refere no seu estudo que há uma tendência para resultados clínicos mais previsíveis em implantes com tratamento de superfície, comparando com superfícies Ti maquinado .

A corrosão tem sido considerada na literatura como um fator desencadeador secundário na indução de inflamação e da peri-implantite. A falta de estudos que relacionem a peri-implantite e a corrosão do Ti dificulta a obtenção de mais conclusões (45).

Através da bibliografia estudada foi possível a comparação de alguns resultados, porém não é possível obter uma conclusão dessa mesma comparação pois os parâmetros, técnicas e materiais diferem entre investigações (56).

A maior parte dos estudos publicados focam o efeito bactericida da aplicação do laser como principal ponto de estudo, deste modo, são necessários mais estudos, com um maior número de amostras por forma a obter resultados significativos acerca do impacto do laser de Díodo nas superfícies de Ti.

5. Conclusão

O impacto da irradiação com laser de Díodo, para descontaminação de superfícies de implantes foi estudado no presente trabalho de investigação.

As principais conclusões são as seguintes:

- Do ponto de vista da morfologia (imagens de MEV) as diferenças das superfícies após o laser são mais evidentes nas superfícies ContacTi®.
- Do ponto de vista eletroquímico a irradiação com laser de Díodo 980 nm, não apresenta uma influência significativa nas superfícies de Ti e nas superfícies passivadas (AC e HCl). Contudo, nas superfícies ContacTi® (HCl_C e AC_C) a destruição da camada em malha, após a irradiação com laser, origina uma diminuição na resistência à corrosão (i_{pass}), sendo que esta diferença é estatisticamente significativa.

O laser de Díodo tem sido cada vez mais utilizado para desbridamento de superfícies de Ti no entanto são necessários mais estudos para avaliar a sua influência no aquecimento das estruturas irradiadas e das estruturas envolventes.

Trabalhos futuros

A presente investigação que analisou superfícies de Ti com e sem tratamento de superfície, com e sem tratamento com laser de Díodo, mostrou que há alteração das superfícies ContacTi® quando realizados testes de corrosão. No entanto, seria interessante, para estudos futuros, a realização de ensaios de tribocorrosão.

Referências

1. 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.
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. CERBASI KP. Bacterial etiology and treatment of peri-implantitis. *Innovations Implant Journal.* 2010, 5, n.1, pp. 50-55. ISSN 1984-5960.
4. Dierens M, Vandeweghe S, Kisch J, Nilner K, De Bruyn H. Long-term follow-up of turned single implants placed in periodontally healthy patients after 16-22 years: radiographic and peri-implant outcome. *Clin Oral Implants Res.* fevereiro de 2012;23(2):197–204.
5. Dierens M, Vandeweghe S, Kisch J, Persson GR, Cosyn J, De Bruyn H. Long-term follow-up of turned single implants placed in periodontally healthy patients after 16 to 22 years: microbiologic outcome. *J Periodontol.* julho de 2013;84(7):880–94.
6. Habash G, Jayash SN. Diode laser assisted horizontal bone defect regeneration in the treatment of peri-implantitis. *Clin Case Rep.* março de 2021;9(3):1247–52.
7. 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.* 11 de abril de 2020;17(8).
8. Lee CT, Huang YW, Zhu L, Weltman R. Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis: systematic review and meta-analysis. *J Dent.* julho de 2017;62:1–12.
9. Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, 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.* junho de 2018;45 Suppl 20:S286–91.
10. Natto ZS, Aladmawy M, Levi PAJ, Wang HL. Comparison of the efficacy of different types of lasers for the treatment of peri-implantitis: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* abril de 2015;30(2):338–45.
11. Hashim D, Cionca N, Combescure C, Mombelli A. The diagnosis of peri-implantitis: A systematic review on the predictive value of bleeding on probing. *Clin Oral Implants Res.* outubro de 2018;29 Suppl 16:276–93.
12. Sahrmann P, Gilli F, Wiedemeier DB, Attin T, Schmidlin PR, Karygianni L. The Microbiome of Peri-Implantitis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Microorganisms.* 1 de maio de 2020;8(5).
13. Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. *J Periodontol.* junho de 2018;89 Suppl 1:S267–90.
14. Heitz-Mayfield LJA, Salvi GE. Peri-implant mucositis. *J Periodontol.* junho de 2018;89 Suppl 1:S257–66.
15. Newman MG Takei, Henry H, Carranza, Fermin A,. Carranza's clinical periodontology. Philadelphia: W.B. Saunders Co.; 2002.
16. Marcantonio C, Nicoli LG, Marcantonio Junior E, Zandim-Barcelos DL.

- Prevalence and Possible Risk Factors of Peri-implantitis: A Concept Review. *J Contemp Dent Pract*. 1 de setembro de 2015;16(9):750–7.
17. 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.
 18. 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.
 19. Mesa F, Souki N, Galindo-Moreno P, Velasco-Torres M, O’Valle F, Bravo M. Tobacco consumption induces alveolar crest height loss independently of mandibular bone mass and bone density. *Clin Oral Implants Res*. setembro de 2014;25(9):1034–40.
 20. Padial-Molina M, Suarez F, Rios HF, Galindo-Moreno P, Wang HL. Guidelines for the diagnosis and treatment of peri-implant diseases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. dezembro de 2014;34(6):e102-111.
 21. Kotsailidi EA, Michelogiannakis D, Al-Zawawi AS, Javed F. Surgical or non-surgical treatment of peri-implantitis — what is the verdict?., *Surgery in Practice and Science*. 1 de junho de 2020;1:100010.
 22. 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.
 23. Cardoso JM, Ribeiro AC, Palos C, Proença L, Noronha S, Alves RC. Association between IL-1A and IL-1B gene polymorphisms with peri-implantitis in a Portuguese population-a pilot study. *PeerJ*. 2022;10:e13729.
 24. Kornman KS, Crane A, Wang HY, di Giovine FS, Newman MG, Pirk FW, et al. The interleukin-1 genotype as a severity factor in adult periodontal disease. *J Clin Periodontol*. janeiro de 1997;24(1):72–7.
 25. Padial-Molina M, López-Martínez J, O’Valle F, Galindo-Moreno P. Microbial Profiles and Detection Techniques in Peri-Implant Diseases: a Systematic Review. *J Oral Maxillofac Res*. setembro de 2016;7(3):e10.
 26. Klinge B, Klinge A, Bertl K, Stavropoulos A. Peri-implant diseases. *European Journal of Oral Sciences*. 1 de outubro de 2018;126:88–94.
 27. Valente NA, Andreana S. Peri-implant disease: what we know and what we need to know. *J Periodontal Implant Sci*. junho de 2016;46(3):136–51.
 28. 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;13(9):e0202262.
 29. Mombelli A, Buser D, Lang NP. Colonization of osseointegrated titanium implants in edentulous patients. Early results. *Oral Microbiol Immunol*. setembro de 1988;3(3):113–20.
 30. Alagl AS, Madi M, Bedi S, Al Onaizan F, Al-Aql ZS. The Effect of Er,Cr:YSGG and Diode Laser Applications on Dental Implant Surfaces Contaminated with *Acinetobacter Baumannii* and *Pseudomonas Aeruginosa*. *Materials (Basel)*. 27 de junho de 2019;12(13).
 31. Moura M. Caracterização De Superfícies Implantares Após Aplicação De Laser De Baixa Potência. [Porto]: Faculdade De Medicina Dentária Da Universidade Do Porto; 2021.
 32. Świder K, Dominiak M, Grzech-Leśniak K, Matys J. Effect of Different Laser Wavelengths on Periodontopathogens in Peri-Implantitis: A Review of In Vivo Studies.

Microorganisms. 29 de junho de 2019;7(7).

33. Ting M, Alluri LSC, Sulewski JG, Suzuki JB, Paes Batista da Silva A. Laser Treatment of Peri-Implantitis: A Systematic Review of Radiographic Outcomes. *Dent J (Basel)*. 28 de janeiro de 2022;10(2).

34. 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*. julho de 2018;89(7):766–82.

35. Aoki A, Mizutani K, Schwarz F, Sculean A, Yukna RA, Takasaki AA, et al. Periodontal and peri-implant wound healing following laser therapy. *Periodontol 2000*. junho de 2015;68(1):217–69.

36. Birang E, Talebi Ardekani MR, Rajabzadeh M, Sarmadi G, Birang R, Gutknecht N. Evaluation of Effectiveness of Photodynamic Therapy With Low-level Diode Laser in Nonsurgical Treatment of Peri-implantitis. *J Lasers Med Sci*. Summer de 2017;8(3):136–42.

37. Arisan V, Karabuda ZC, Arıcı SV, Topçuoğlu N, Külekçi G. A randomized clinical trial of an adjunct diode laser application for the nonsurgical treatment of peri-implantitis. *Photomed Laser Surg*. novembro de 2015;33(11):547–54.

38. Jorge JRP, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Queiroz TP, Assunção WG. Titanium in dentistry: historical development, state of the art and future perspectives. *J Indian Prosthodont Soc*. junho de 2013;13(2):71–7.

39. Nicolas-Silvente AI, Velasco-Ortega E, Ortiz-Garcia I, Monsalve-Guil L, Gil J, Jimenez-Guerra A. Influence of the Titanium Implant Surface Treatment on the Surface Roughness and Chemical Composition. *Materials (Basel)*. 9 de janeiro de 2020;13(2).

40. Barão VAR, Ramachandran RA, Matos AO, Badhe RV, Grandini CR, Sukotjo C, et al. Prediction of tribocorrosion processes in titanium-based dental implants using acoustic emission technique: Initial outcome. *Materials Science and Engineering: C*. 1 de abril de 2021;123:112000.

41. Noubissi S, Scarano A, Gupta S. A Literature Review Study on Atomic Ions Dissolution of Titanium and Its Alloys in Implant Dentistry. *Materials (Basel)*. 24 de janeiro de 2019;12(3).

42. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants*. dezembro de 2017;32(6):1413–20.

43. 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*. outubro de 2018;29 Suppl 18:37–53.

44. Barfeie A, Wilson J, Rees J. Implant surface characteristics and their effect on osseointegration. *Br Dent J*. 13 de março de 2015;218(5):E9.

45. Rodrigues DC, Valderrama P, Wilson TG, Palmer K, Thomas A, Sridhar S, et al. Titanium Corrosion Mechanisms in the Oral Environment: A Retrieval Study. *Materials (Basel)*. 15 de novembro de 2013;6(11):5258–74.

46. 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).

47. 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).

48. Dini C, Costa RC, Sukotjo C, Takoudis CG, Mathew MT, Barão VAR.

Progression of Bio-Tribocorrosion in Implant Dentistry. Em: *Frontiers in Mechanical Engineering*. 2020.

49. 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):1055–62.
50. Mathew MT, Barão VA, Yuan JCC, Assunção WG, Sukotjo C, Wimmer MA. What is the role of lipopolysaccharide on the tribocorrosive behavior of titanium? *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 1 de abril de 2012;8:71–85.
51. Licausi MP, Igual Muñoz A, Borrás VA. Tribocorrosion mechanisms of Ti6Al4V biomedical alloys in artificial saliva with different pHs. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 19 de setembro de 2013;46(40):404003.
52. Duffo G, Barreiro M, Olmedo D, Crosa M, Guglielmotti M, Cabrini R. An experimental model to study implant corrosion. *Acta odontologica latinoamericana : AOL*. 1999;12(1):3—10.
53. Souza MEP, Lima L, Lima CRP, Zavaglia CAC, Freire CMA. Effects of pH on the electrochemical behaviour of titanium alloys for implant applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 1 de fevereiro de 2009;20(2):549–52.
54. Beline T, Marques I da SV, Matos AO, Ogawa ES, Ricomini-Filho AP, Rangel EC, et al. Production of a biofunctional titanium surface using plasma electrolytic oxidation and glow-discharge plasma for biomedical applications. *Biointerphases*. 16 de março de 2016;11(1):011013.
55. Figueiredo-Pina CG, Guedes M, Sequeira J, Pinto D, Bernardo N, Carneiro C. On the influence of *Streptococcus salivarius* on the wear response of dental implants: An in vitro study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. julho de 2019;107(5):1393–9.
56. Giannelli M, Landini G, Materassi F, Chellini F, Antonelli A, Tani A, et al. The effects of diode laser on *Staphylococcus aureus* biofilm and *Escherichia coli* lipopolysaccharide adherent to titanium oxide surface of dental implants. An in vitro study. *Lasers Med Sci*. novembro de 2016;31(8):1613–9.
57. 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*. julho de 2014;41(7):681–92.
58. Matys J, Botzenhart U, Gedrange T, Dominiak M. Thermodynamic effects after Diode and Er:YAG laser irradiation of grade IV and V titanium implants placed in bone - an ex vivo study. Preliminary report. *Biomed Tech (Berl)*. 1 de outubro de 2016;61(5):499–507.
59. Mattar H, Bahgat M, Ezzat A, Bahaa El-Din B, Keraa K, El Taftazany I. Management of peri-implantitis using a diode laser (810 nm) vs conventional treatment: a systematic review. *Lasers Med Sci*. fevereiro de 2021;36(1):13–23.
60. Kamel MS, Khosa A, Tawse-Smith A, Leichter J. The use of laser therapy for dental implant surface decontamination: a narrative review of in vitro studies. *Lasers Med Sci*. novembro de 2014;29(6):1977–85.
61. Geminiani A, Caton JG, Romanos GE. Temperature change during non-contact diode laser irradiation of implant surfaces. *Lasers Med Sci*. março de 2012;27(2):339–42.
62. 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*. setembro de 2016;31(7):1309–16.
63. Wawrzyk A, Łobacz M, Adamczuk A, Sofińska-Chmiel W, Rahnama M. The Efficacy of a Diode Laser on Titanium Implants for the Reduction of Microorganisms

- That Cause Periimplantitis. *Materials* (Basel). 26 de novembro de 2021;14(23).
64. Gonçalves F, Zanetti AL, Zanetti RV, Martelli FS, Avila-Campos MJ, Tomazinho LF, et al. Effectiveness of 980-nm diode and 1064-nm extra-long-pulse neodymium-doped yttrium aluminum garnet lasers in implant disinfection. *Photomed Laser Surg.* abril de 2010;28(2):273–80.
 65. Silva T, Lima L, Alcobaça Gomes Machado JI, Carvalho C, Moura C. Influence of low-level laser on dental implant sites: A literature review. *Dental Press Implantology.* janeiro de 2014;8:86–94.
 66. 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.
 67. Nguyen JNT, Harbison AM. Scanning Electron Microscopy Sample Preparation and Imaging. *Methods Mol Biol.* 2017;1606:71–84.
 68. Lang MS, Cerutis DR, Miyamoto T, Nunn ME. Cell Attachment Following Instrumentation with Titanium and Plastic Instruments, Diode Laser, and Titanium Brush on Titanium, Titanium-Zirconium, and Zirconia Surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* agosto de 2016;31(4):799–806.
 69. Castro GL, Gallas M, Núñez IR, Borrajo JLL, Alvarez JC, Varela LG. Scanning electron microscopic analysis of diode laser-treated titanium implant surfaces. *Photomed Laser Surg.* abril de 2007;25(2):124–8.
 70. Lerario F, Roncati M, Gariffo A, Attorresi E, Lucchese A, Galanakis A, et al. Non-surgical periodontal treatment of peri-implant diseases with the adjunctive use of diode laser: preliminary clinical study. *Lasers Med Sci.* janeiro de 2016;31(1):1–6.
 71. Sennhenn-Kirchner S, Klaue S, Wolff N, Mergeryan H, Borg von Zepelin M, Jacobs HG. Decontamination of rough titanium surfaces with diode lasers: microbiological findings on in vivo grown biofilms. *Clin Oral Implants Res.* fevereiro de 2007;18(1):126–32.
 72. 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.* junho de 2016;71(1):185–212.
 73. Kushima SS, Nagasawa M, Shibli JA, Brugnera AJ, Rodrigues JA, Cassoni A. Evaluation of Temperature and Roughness Alteration of Diode Laser Irradiation of Zirconia and Titanium for Peri-Implantitis Treatment. *Photomed Laser Surg.* maio de 2016;34(5):194–9.
 74. Papadopoulos CA, Vouros I, Menexes G, Konstantinidis A. The utilization of a diode laser in the surgical treatment of peri-implantitis. A randomized clinical trial. *Clin Oral Investig.* novembro de 2015;19(8):1851–60.
 75. Romanos GE, Everts H, Nentwig GH. Effects of diode and Nd:YAG laser irradiation on titanium discs: a scanning electron microscope examination. *J Periodontol.* maio de 2000;71(5):810–5.
 76. Khadra M, Kasem N, Lyngstadaas SP, Haanaes HR, Mustafa K. Laser therapy accelerates initial attachment and subsequent behaviour of human oral fibroblasts cultured on titanium implant material. A scanning electron microscope and histomorphometric analysis. *Clin Oral Implants Res.* abril de 2005;16(2):168–75.

ANEXOS

Anexo 1 – Análise Estatística

Descriptive Statistics				
	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean
TI	3	3.13533E-6	1.89329E-6	1.09309E-6
HCI	3	9.45533E-6	2.4074E-6	1.38991E-6
HC_C	3	2.47933E-6	4.11073E-7	2.37333E-7
AC	3	6.32367E-6	7.20229E-7	4.15825E-7
AC_C	3	3.67733E-6	1.04644E-7	6.04161E-8

One Way ANOVA					
Overall ANOVA					
	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	4	9.95438E-11	2.4886E-11	12.34569	6.98522E-4
Error	10	2.01576E-11	2.01576E-12		
Total	14	1.19701E-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
	0.8316	0.28315	1.41977E-6	5.0142E-6

Means Comparisons									
Tukey Test									
	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL	
HCI TI	6.32E-6	1.15924E-6	7.71007	0.00202	0.05	1	2.50484E-6	1.01352E-5	
HCI_C TI	-6.56E-7	1.15924E-6	0.80029	0.97723	0.05	0	-4.47116E-6	3.15916E-6	
HCI_C HCI	-6.976E-6	1.15924E-6	8.51035	9.45035E-4	0.05	1	-1.07912E-5	-3.16084E-6	
AC TI	3.18833E-6	1.15924E-6	3.8896	0.11475	0.05	0	-6.26824E-7	7.00349E-6	
AC HCI	-3.13167E-6	1.15924E-6	3.82047	0.1235	0.05	0	-6.94682E-6	6.83491E-7	
AC HCI_C	3.84433E-6	1.15924E-6	4.68988	0.04808	0.05	1	2.91756E-8	7.65949E-6	
AC_C TI	5.42E-7	1.15924E-6	0.66121	0.9887	0.05	0	-3.27316E-6	4.35716E-6	
AC_C HCI	-5.778E-6	1.15924E-6	7.04886	0.00388	0.05	1	-9.59316E-6	-1.96284E-6	
AC_C HCI_C	1.198E-6	1.15924E-6	1.4615	0.83462	0.05	0	-2.61716E-6	5.01316E-6	
AC_C AC	-2.64633E-6	1.15924E-6	3.22839	0.22697	0.05	0	-6.46149E-6	1.16882E-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.

Teste One-way ANOVA e Tukey para superfícies Iniciais (sem tratamento de laser)

Descriptive Statistics

	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean
L15-Ti	3	3.74E-6	1.09586E-6	6.32693E-7
L15-HCI	3	1.00397E-5	1.52583E-6	8.80937E-7
L15-HCI_C	3	3.97733E-6	8.27768E-7	4.77912E-7
L15-AC	3	9.116E-6	2.79228E-6	1.61212E-6
L15-AC_C	3	4.53933E-6	4.05125E-7	2.33899E-7

One Way ANOVA

Overall ANOVA

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	4	1.10885E-10	2.77213E-11	11.38435	9.65199E-4
Error	10	2.43504E-11	2.43504E-12		
Total	14	1.35236E-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
	0.81994	0.24838	1.56046E-6	6.28247E-6

Means Comparisons

Tukey Test

	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
L15-HCI L15-Ti	6.29967E-6	1.27411E-6	6.99239	0.00411	0.05	1	2.10647E-6	1.04929E-5
L15-HCI_C L15-Ti	2.37333E-7	1.27411E-6	0.26343	0.99968	0.05	0	-3.95587E-6	4.43053E-6
L15-HCI_C L15-HCI	-6.06233E-6	1.27411E-6	6.72896	0.00538	0.05	1	-1.02555E-5	-1.86913E-6
L15-AC L15-Ti	5.376E-6	1.27411E-6	5.96715	0.01197	0.05	1	1.1828E-6	9.5692E-6
L15-AC L15-HCI	-9.23667E-7	1.27411E-6	1.02523	0.94577	0.05	0	-5.11687E-6	3.26953E-6
L15-AC L15-HCI_C	5.13867E-6	1.27411E-6	5.70372	0.01589	0.05	1	9.45465E-7	9.33187E-6
L15-AC_C L15-Ti	7.99333E-7	1.27411E-6	0.88723	0.9671	0.05	0	-3.39387E-6	4.99253E-6
L15-AC_C L15-HCI	-5.50033E-6	1.27411E-6	6.10516	0.01033	0.05	1	-9.69353E-6	-1.30713E-6
L15-AC_C L15-HCI_C	5.62E-7	1.27411E-6	0.6238	0.99091	0.05	0	-3.6312E-6	4.7552E-6
L15-AC_C L15-AC	-4.57667E-6	1.27411E-6	5.07992	0.03134	0.05	1	-8.76987E-6	-3.83465E-7

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.

Teste One-way ANOVA e Tukey das superfícies após irradiação com Laser

Descriptive Statistics					
	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean	
Ti	3	3.13533E-6	1.89329E-6	1.09309E-6	
L15-Ti	3	3.74E-6	1.09586E-6	6.32693E-7	

One Way ANOVA					
Overall ANOVA					
	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	1	5.48433E-13	5.48433E-13	0.22921	0.65711
Error	4	9.57091E-12	2.39273E-12		
Total	5	1.01193E-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
	0.0542	0.44997	1.54684E-6	3.43767E-6

Means Comparisons									
Tukey Test									
	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL	
L15-Ti Ti	6.04667E-7	1.26299E-6	0.67706	0.65711	0.05	0	-2.90197E-6	4.1113E-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.

Teste One-way ANOVA e Tukey para amostras Ti

Descriptive Statistics					
	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean	
HCI	3	9.45533E-6	2.4074E-6	1.38991E-6	
L15-HCI	3	1.00397E-5	1.52583E-6	8.80937E-7	

One Way ANOVA					
Overall ANOVA					
	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	1	5.12168E-13	5.12168E-13	0.12609	0.74045
Error	4	1.62475E-11	4.06187E-12		
Total	5	1.67596E-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
	0.03056	0.20676	2.01541E-6	9.7475E-6

Means Comparisons									
Tukey Test									
	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL	
L15-HCI HCI	5.84333E-7	1.64557E-6	0.50218	0.74045	0.05	0	-3.98451E-6	5.15318E-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.

Teste One-way ANOVA e Tukey para amostras HCI

Descriptive Statistics					
	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean	
HC_C	3	2.47933E-6	4.11073E-7	2.37333E-7	
L15-HCI_C	3	3.97733E-6	8.27768E-7	4.77912E-7	

One Way ANOVA					
Overall ANOVA					
	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	1	3.36601E-12	3.36601E-12	7.88124	0.04845
Error	4	1.70836E-12	4.27091E-13		
Total	5	5.07437E-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 significantly different.

Fit Statistics				
	R-Square	Coeff Var	Root MSE	Data Mean
	0.66333	0.20243	6.53522E-7	3.22833E-6

Means Comparisons									
Tukey Test									
		MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
L15-HCI_C	HCI_C	1.498E-6	5.33598E-7	3.9702	0.04845	0.05	1	1.64925E-8	2.97951E-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.

Teste One-way ANOVA e Tukey para amostras HCI_C

Descriptive Statistics					
	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean	
AC	3	6.32367E-6	7.20229E-7	4.15825E-7	
L15-AC	3	9.116E-6	2.79228E-6	1.61212E-6	

One Way ANOVA					
Overall ANOVA					
	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	1	1.16957E-11	1.16957E-11	2.81297	0.16881
Error	4	1.66311E-11	4.15777E-12		
Total	5	2.83268E-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
	0.41288	0.26413	2.03906E-6	7.71983E-6

Means Comparisons									
Tukey Test									
		MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
L15-AC	AC	2.79233E-6	1.66489E-6	2.37191	0.16881	0.05	0	-1.83013E-6	7.4148E-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.

Teste One-way ANOVA e Tukey para amostras AC

Descriptive Statistics

	Sample Size	Mean	Standard Deviation	SE of Mean
AC_C	3	3.67733E-6	1.04644E-7	6.04161E-8
L15-AC_C	3	4.53933E-6	4.05125E-7	2.33899E-7

One Way ANOVA

Overall ANOVA

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Prob>F
Model	1	1.11457E-12	1.11457E-12	12.73232	0.02341
Error	4	3.50153E-13	8.75383E-14		
Total	5	1.46472E-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 significantly different.

Fit Statistics

	R-Square	Coeff Var	Root MSE	Data Mean
	0.76094	0.07202	2.95869E-7	4.10833E-6

Means Comparisons

Tukey Test

	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
L15-AC_C AC_C	8.62E-7	2.41576E-7	5.04625	0.02341	0.05	1	1.91277E-7	1.53272E-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.

Teste One-way ANOVA e Tukey para amostras AC_C

**Peri-implantite - Análise do impacto da utilização de laser no
desbridamento mecânico das superfícies de titânio.**

lara Mariana Pereira Ordens Costa Louro

FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA

