

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ABC
CENTRO DE ENGENHARIA E MODELAGEM E
CIÊNCIAS SOCIAIS APLICADAS
ENGENHARIA BIOMEDICA

CARLA NASCIMENTO FAUSTINO

INVESTIGAÇÃO DO AUMENTO DA TEMPERATURA DURANTE O USO DO
LASER DE DIODO EM ALTA INTENSIDADE PARA A DESCONTAMINAÇÃO
DE IMPLANTES DENTÁRIOS

Trabalho de Graduação III

Santo André - SP
2016

CARLA NASCIMENTO FAUSTINO

INVESTIGAÇÃO DO AUMENTO DA TEMPERATURA DURANTE O USO DO
LASER DE DIODO EM ALTA INTENSIDADE PARA A DESCONTAMINAÇÃO
DE IMPLANTES DENTÁRIOS

TRABALHO DE GRADUAÇÃO III

Relatório Final do Trabalho de Graduação III
apresentado ao Curso de Graduação da
Universidade Federal do ABC, como requisito parcial
para obtenção do grau de Engenheira Biomédica

Orientador: Profa. Dra. Patrícia Aparecia da Ana
Universidade Federal do ABC - UFABC

Santo André - SP
2016

CARLA NASCIMENTO FAUSTINO

INVESTIGAÇÃO DO AUMENTO DA TEMPERATURA DURANTE O USO DO
LASER DE DIODO EM ALTA INTENSIDADE PARA A DESCONTAMINAÇÃO
DE IMPLANTES DENTÁRIOS

APRESENTAÇÃO DE TRABALHO DE GRADUAÇÃO III

DATA: ___/___/___

Orientador - Profa. Dra. Patrícia Aparecida da Ana

Prof. Dra. Christiane Bertachini Lombello

Prof. Dra. Ilka Tieme Kato

Santo André - SP

2016

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente a meus pais e minhas irmãs, Carlos, Eliane, Juliana e Jacqueline, os quais me deram todo o apoio em iniciar e finalizar esta empreitada de ser pioneira em uma área tão inovadora, sem o amor e o apoio de vocês eu certamente não chegaria até aqui.

Ao meu namorado, Caio, o qual acompanhou-me dia-a-dia e me ajudou sempre que possível para que eu chegasse ao fim desta 'batalha' denominada graduação.

À minha professora e orientadora Patrícia Aparecida da Ana, por toda paciência, ajuda, persistência, dedicação e credibilidade em meu trabalho e potencial para que pudéssemos enfrentar esta caminhada.

Aos idealizadores da UFABC, certamente sem esta oportunidade eu não teria a chance de alcançar o grau de Engenheira Biomédica com este perfil tão voltado à inovação e as necessidades do século XXI.

E por fim, mas não menos importante agradeço à Deus por me guiar pelos caminhos certos e me dar forças nos momentos mais difíceis, sem ele não somos nada.

**“Mesmo desacreditado e ignorado por todos,
não posso desistir, pois para mim, vencer é nunca desistir. ”**

Albert Einstein

Resumo

A periimplantite é um processo inflamatório destrutivo que afeta os tecidos que sustentam o implante dentário, isto é, osso e gengiva, levando à perda do implante. Dentre os tratamentos para esta patologia, a irradiação da superfície contaminada com laser em alta intensidade tem se mostrado uma alternativa promissora; contudo, parâmetros de irradiação devem ser corretamente ajustados para se obter a eficácia do tratamento sem causar efeitos deletérios aos tecidos. Este estudo avaliou as elevações de temperatura ao redor de implantes odontológicos promovidas por um laser de diodo em alta intensidade, quando ajustado em diferentes parâmetros, buscando-se estimar qual a potência e o modo de emissão seriam seguros para um futuro tratamento de periimplantite. Para isso foram utilizados 6 implantes fixados em osso bovino, cujos defeitos ósseos foram irradiados sob forma de varredura manual com laser de diodo em alta intensidade ($\lambda = 808 \text{ nm}$) nos modos de emissão contínuo e pulsado por 60 s, com as variações de potência por amostra partindo de 0,5 a 3,0 W. As elevações de temperatura durante as irradiações foram monitoradas por 4 termopares de resposta rápida (tipo K), posicionados no interior do defeito ósseo, na região cervical atrás do implante, na região dentro do implante e na região apical do implante. Foi observado, para todos os grupos experimentais, que o maior aumento de temperatura se deu na região do defeito ósseo, seguido da região atrás do implante, logo após a região dentro do implante e, por fim, a região de ápice do implante. Desse modo concluiu-se que o laser de diodo em alta intensidade pode ocasionar aumentos de temperatura perigosos para os tecidos periimplantares dependendo dos parâmetros ajustados, havendo uma relação positiva com a potência laser empregada. Parâmetros de potência média de 1,0 W sob modo pulsado ou 0,5 W sob modo contínuo apresentam segurança e, portanto, potencial para futura aplicação clínica.

Palavras-chave: Temperatura, Implante, Laser, Periimplantite.

ABSTRACT

The periimplantitis is a destructive inflammatory process that affects the tissues that support the dental implant, i.e. the bone and gingiva, leading to the implant failure. Among the treatments for this pathology, laser high intensity radiation in contaminated surfaces has been shown to be a promising alternative, however, irradiation parameters must be properly adjusted to achieve treatment efficacy without causing harmful effects to the bone tissue. This study evaluated the temperature rises around dental implants promoted by a diode laser at high intensity when set on different parameters, seeking to estimate what the power and transmission mode would be safe for future treatment of periimplantitis. Thereunto six implants were fixed in bovine bone, whereupon bone defects were irradiated in the form of manual scan with diode laser for high intensity ($\lambda = 810$ nm) in two modes of radiation the continuous and pulsed for 60 s, with the power variations by sample starting at 0.5 to 3.0 W. The temperature elevations during irradiation was monitored by four thermocouples rapid response (type K) positioned in four regions: inside the bone defect, in the neck behind the implant, in the region within the implant and the apical region of the implant. It was observed, for all experimental groups, the largest temperature increase occurred in the bone defect area, followed by the region behind the implant, after implant within the region, and finally, the implant apex region. Thus it was concluded that the diode laser at a high intensity can cause dangerous temperature increases to peri-implant tissues depending on adjusted parameters having a positive relationship with the laser power employed. Parameters average power of 1.0 W in pulsed mode or 0.5W in continuous mode presented security and therefore further potential for clinical application.

Keywords: temperature, Dental Implant, Laser, Periimplantitis.

Sumário

1. INTRODUÇÃO	9
2. OBJETIVO.....	14
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	15
3.1. Edentulismo.....	15
3.2. Próteses dentárias.....	16
3.3. Periimplantite	17
3.4. Tratamentos da periimplantite	18
3.5. A irradiação de laser no tratamento da periimplantite.....	21
4. MATERIAL E MÉTODO.....	23
5. RESULTADOS.....	27
6. DISCUSSÃO	36
7. CONCLUSÃO	39
8. BIBLIOGRAFIA.....	40

1. INTRODUÇÃO

Atualmente no Brasil a maior prevalência de edentulismo encontra-se na faixa etária entre 65 a 74 anos, onde 76,5%[1] dos indivíduos possuem perda total ou parcial de seus dentes superiores. Pelo fato de o edentulismo estar fortemente ligado a fatores socioeconômicos e ao acesso a recursos de saúde bucal, observa-se uma maior prevalência de edentulismo no Brasil em regiões mais carentes quanto aos cuidados com a saúde, sendo as regiões norte e nordeste as de maior prevalência[1].

O edentulismo é caracterizado pela perda total e irreversível do dente do indivíduo, onde a única solução cabível e que proporciona conforto e saúde bucal é a extração dos resíduos do dente em questão e posteriormente sua substituição por uma prótese dentária biocompatível. A condição de edentulismo vem sendo estudada e se mostra estritamente ligada a fatores de envelhecimento da população, assim como aos fatores socioeconômicos, os quais afetam o acesso aos cuidados com a saúde prejudicando, também, a possibilidade de manejo da saúde bucal[2].

A etiologia do edentulismo caracteriza-se não só por um mutilamento funcional, devido à perda de eficiência de mastigação e às desordens geradas na articulação têmporomandibular, como também em um constrangimento social, levando-se em consideração que a perda dos dentes pode afetar de maneira moderada a severa alguns aspectos de expressão facial e estéticos. O profissional cirurgião-dentista tem como papel prover a reabilitação destes pacientes, possibilitando o acesso às próteses dentárias disponíveis no mercado, visando assim minimizar os problemas ocasionados pela perda dentária[2].

Um implante dentário trata-se de uma prótese biocompatível, a qual substitui totalmente um dente perdido. O uso de diferentes materiais para a reposição de dentes perdidos datam da pré-história, onde utilizava-se diversos tipos de materiais, tais quais madeiras, metais e cerâmicas a fim de se substituir as funções estéticas e mecânicas dos dentes. Os materiais metálicos utilizados como o cobre, o ouro, a prata ou até mesmo a platina tinham sua vida útil bastante limitada pela falta de afinidade mecânica desses materiais quanto ao

osso e principalmente pela alta susceptibilidade á corrosão que estes materiais apresentam[3]. Os materiais cerâmicos por sua vez, como a porcelana por exemplo, apresentam módulo elástico e fragilidade muito diferentes quanto as do dente humano, fazendo com que a vida útil dos implantes feitos de tais materiais fosse reduzida[3].

Milhares de anos se passaram e a implantodontia continuou a buscar materiais os quais se adaptem as funções de substituição do dente com a melhor performance possível. As décadas de 50 a 70 foram marcadas por diversas experiências, falhas e fatos controversos no que diz respeito aos princípios biológicos[4]. A obtenção de uma interface osso-implante de consistência fibrosa periimplantar era um objetivo de diversos autores, porém o enrijecimento articular, a anquilose, era considerada um fator negativo para o a vida útil do implante[5].

No entanto a busca por materiais os quais apresentassem funções semelhantes às do osso humano continuaram, e séculos mais tarde este panorama começou a ser modificado com a descoberta da osseointegração, termo o qual é entendido como junção funcional e anatômica de maneira direta entre o osso remodelado e a superfície do implante[6] onde a eficácia do implante depende essencialmente da bioatividade do material, ou seja, da sua capacidade de estabelecer uma interface mecanicamente sólida, sem a presença de tecido fibroso, com a completa união entre a superfície do material e o tecido ósseo[7], feita pelo Dr. Prof. Per-Ingvar Bränemark em 1952, na Suécia, associada à outra importante descoberta na história dos implantes, a biocompatibilidade, a qual ocorre quando os tecidos entram em contato com um determinado material e não manifestam qualquer tipo de experiência de natureza irritante, tóxica, inflamatória, alérgica ou de fundo carcinogênico ou mutagênico[8]. Tais descobertas fizeram com que os rumos das pesquisas e o sucesso de vida útil dos implantes dentários fossem aumentadas confeccionando-os à base de titânio. O sucesso de implantes confeccionados em titânio continua sendo demonstrado atualmente, onde as ligas titânio mostram-se como a matéria-prima mais adequada para a confecção de implantes dentários, fato que está ligado principalmente às suas altas condições biocompatíveis em meio vivo e alta similaridade mecânica em relação ao osso,

assim como sua ductilidade e módulo de elasticidade ótima para tal tipo de aplicação[3][9].

O uso de um implante dentário envolve riscos pré e pós-operatórios como qualquer outra medida cirúrgica. Algumas doenças podem ser desenvolvidas ao longo de utilização dos implantes, tal como a periimplantite[10]. A periimplantite tem sua definição como um processo inflamatório destrutivo o qual afeta os tecidos que oferecem sustentação ao implante dentário, isto é, osso e gengiva. Em um ponto de vista clínico, a periimplantite é caracterizada por inflamação dos tecidos moles, existência de bolsa periimplantar, sangramentos e posterior perda do osso que faz contato com o implante, acarretando, em casos extremos, o surgimento de defeitos ósseos com exposição do implante, podendo culminar em perda do implante dentário e conseqüentemente em perda óssea do paciente[10].

A doença periimplantar ocorre fundamentalmente por acúmulo de placa bacteriana, ou biofilme, nas proximidades do implante. Desse modo, seu tratamento deve ocorrer de forma em que se descontamine o implante e o local afetado pelo processo inflamatório ocasionado pelo biofilme[10].

Atualmente existem três principais tipos de tratamento para a periimplantite, não sendo ainda muito bem estabelecido qual se faz mais eficaz frente a outro, proporcionando desse modo o maior nível de segurança e continuidade de osseointegração do implante. As técnicas atuais para tratamento são divididas em terapias não-cirúrgicas, cirúrgicas e laserterapia[10][11].

Onde a técnica não cirúrgica trata-se da raspagem mecânica com intuito de promover a eliminação do biofilme, com possível associação de agentes descontaminantes como a clorexidina por exemplo[10]. Por outro lado, a técnica cirúrgica trata-se de uma raspagem mecânica para a eliminação do biofilme, com possível associação de agentes descontaminantes como a clorexidina, porém feita por meio de abertura de retalho cirúrgico[11][13].

Já o tratamento da laserterapia é baseada do uso de diversos lasers de alta intensidade, tais como Er: YAG, CO₂, Nd: YAG e o laser Diodo, para a desinfecção do implante através da absorção da luz do laser, aquecendo assim

sua superfície promovendo a destruição da alimentação em cadeia fluída dentro do biofilme, a laserterapia de alta intensidade também tem o objetivo de modificar a superfície do implante de modo que se favoreça a adesão celular[12].

A ação do uso de agentes antimicrobianos no tratamento da periimplantite configura uma terapia não-cirúrgica a qual demonstra relativa eficácia com o uso de metronidazol; porém, seus resultados são relativos se comparados aos métodos cirúrgicos e a laserterapia pelo fato das evidências clínicas com metronidazol apresentarem apenas diminuição de sangramento da sondagem e uma média de diminuição de área de profundidade da sondagem de apenas 1mm, mostrando assim que a eficácia deste agente é relativamente menor que quando comparada a eficácia de outros métodos, como o método cirúrgico ou até mesmo a laserterapia[13]. O uso de clorexidina a 0,2% também aparece na literatura como agente antimicrobiano, configurando tratamento considerado conservador e que requer um tempo mais longo de tratamento, desse modo aplicável de utilização no início da doença[21].

O tratamento cirúrgico trata-se da raspagem cirúrgica, um procedimento de instrumentação com retalho aberto, retirando assim o biofilme e o tecido de granulação da região periimplantar. A raspagem cirúrgica age de modo a corrigir condições anatômicas e a eliminar o saco periimplantar diminuindo as condições de proliferação da doença pelo tecido[13].

O uso de laserterapia iniciou-se nos Estados Unidos a partir da aprovação do FDA (Food and Drug Administration). A partir de então, diversos estudos com diferentes lasers foram relatados na literatura a fim de entender o quão eficaz e seguro pode ser o uso de laserterapia no tratamento da periimplantite, partindo do ponto em que o laser aquece a superfície do implante o suficiente para descontaminar sua área sem que se modifique sua morfologia, como rugosidade e estrutura mecânica, assim como sem promover danos térmicos aos tecidos periimplantares[9][10][11]. Dependendo da potência e modo de aplicação feito sobre o implante, pode-se ter um tratamento minimamente invasivo, o qual diminui a incidência de danos relacionados ao bem estar do paciente, assim como aparição de novos focos de infecção devido a excessiva força mecânica aplicada no local como ocorre na raspagem feita pela técnica não cirúrgica por

exemplo, mostrando-se dessa forma uma possível solução a qual necessita ter sua segurança estudada e estipulada seguindo alguns protocolos de aplicação[14].

Os lasers mais utilizados para tratamento de periimplantite atualmente tem sido os lasers de Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, Diodo e CO₂, estes são os lasers mais considerados para este tipo de terapia devido sua capacidade de descontaminar a superfície do implante sem que haja danos graves à sua morfologia, respeitando-se as potencias e modo de aplicação limite, mantendo o máximo possível da função osseointegradora e mecânica do implante[12].

Por sua vez o laser diodo apresenta algumas características que o fazem mais interessante para o uso clínico no Brasil, principalmente por sua eficácia e a acessibilidade econômica, se tratando de um laser mais barato devido a sua construção, dois metais de contato e entre estes metais junção p e n com o substrato de n, por ser um laser de fabricação brasileira ainda não há protocolos estabelecidos para seu uso clínico no país, desse modo é interessante que se investigue os parâmetros adequados para sua aplicação clínica.

Sabendo que a laserterapia desinfeciona o implante aumentando sua temperatura e que o implante faz interface direta com o tecido biológico, é necessário investigar quais intervalos de aumentos de temperatura no implante podem afetar de forma nociva ao tecido do paciente. Desse modo é conhecido que um aumento de temperatura das células que fazem interface com o implante em uma faixa entre 5 a 6 °C não há evidencias de danos de caráter irreversíveis ao tecido[39], porém quando esta faixa aumenta em até 2°C, permeando acima de 7 a 10°C de aumento de temperatura do implante, são registrados início de desnaturação proteica das células adjacentes e carbonização do tecido, configurando dano irreversível ao tecido biológico[10].

Para tanto é necessário que seja feito um estudo de faixa de aumento de temperatura de segurança na qual o tecido do paciente poderá ser submetido quando exposto a uma determinada potência por um determinado tempo[11].

2. OBJETIVO

Tendo em vista que o uso de laser de diodo para descontaminação de implantes dentários aumenta sua temperatura como um todo, o objetivo deste trabalho foi verificar a potência e modo de emissão do feixe que relacionam uma faixa de temperatura onde há a possibilidade de proporcionar eficácia e segurança na descontaminação do implante, não comprometendo suas funções ósseo integradoras e/ou mecânicas.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. Edentulismo

O edentulismo é uma condição irreversível altamente debilitante e tem sua descrição como o "marcador final da carga da doença para saúde bucal"[14]. O mesmo é caracterizado pela ausência de um ou mais dentes, sendo que tal condição é dada pela perda total do dente desde de seu ápice até sua raiz. Existem diversos motivos os quais discorrem as causas do edentulismo, dentre os que prevalecem mais fortemente nas populações em geral é a falta de acesso à saúde bucal promovido por desigualdade social e econômica distribuída dentre as populações. Além disso, a idade das populações é outro fator que se faz fortemente ligada à ocorrência do edentulismo[16].

O edentulismo pode ser classificado de acordo com as proporções de perda de dente, sendo esta classificação de dois tipos, edentulismo total e edentulismo parcial. No edentulismo total temos a perda de todos os dentes da maxila ou mandíbula, sendo neste caso proposto o uso de próteses removíveis completas (popularmente denominadas de dentaduras) ou implantes dentários, que podem suportar próteses totais ou unitárias.

Em contrapartida, no edentulismo parcial nota-se a ausência de alguns dentes, porém os dentes consequentes ainda se fazem presentes. Deste modo é indicado o uso de próteses parciais fixas ou removíveis, ou o uso de implantes de titânio a qual substitui o dente totalmente, mimetizando sua função de sustentação óssea e mastigação.

No Brasil, o edentulismo tem suas maiores taxas nos Estados de menor renda per capita, principalmente nos Estados das regiões Norte e Nordeste, com fortes aspectos na população feminina, não se fazendo exclusivo ao gênero, e acima de 65 anos. Tais dados demonstram que o edentulismo é uma doença com traços estritamente ligados a fatores socioeconômicos e educacionais, fatores os quais proporcionam um maior cuidado com a saúde bucal[1].

3.2. Próteses dentárias

Próteses são classificadas como dispositivos permanentes ou transitórios que substituem total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido[8]. Para próteses dentárias utilizadas na perda total de um único dente, a melhor prótese indicada para este tipo de procedimento é uma prótese dental implantável constituída por ligas de titânio, material que tem sua biocompatibilidade, resistência e performance mecânica mais adequada para a substituição do dente perdido para a aplicação da integração óssea do local implantado[8].

Ao longo do tempo, diversos tipos de materiais foram utilizados para substituição das propriedades mecânicas do dente como um todo, tais quais metais (ouro, prata, bronze), madeiras e até mesmo cerâmicas, as quais mimetizavam a aparência dental, em alguns casos até obtinham um bom desempenho mecânico, porém algumas propriedades como alta corrosão, alta fragilidade e baixa biocompatibilidade reduziam exacerbadamente o tempo de vida útil de tais implantes[3][8].

Em 1952, um médico, pesquisador e professor, Dr. Per-Ingvar Branemark, que realizava pesquisas experimentais na Suécia, estudando a microcirculação e observando os fenômenos da cicatrização por meio de uma câmera filmadora de titânio inserida na medula da tíbia de coelhos, onde acabou descobrindo “acidentalmente” um mecanismo alternativo de fixação e uma íntima afinidade óssea pelo titânio[8]. A partir de então, diversos tipos de próteses começaram a ser desenvolvidas à base de titânio o qual, além de apresentar afinidade em osseointegração e biocompatibilidade, possui propriedades mecânicas, como módulo de elasticidade e ductilidade muito semelhantes ao do osso humano, tal descoberta veio a acrescentar e aumentar a vida útil dos implantes dentais uma vez que estes fazem interface direta com o osso do paciente[8].

Com o passar dos anos, a tecnologia na fabricação de implantes foi sendo cada vez mais aprimorada, de modo que a superfície dos implantes foi sendo modificada com o fim de auxiliar na ancoragem do implante no osso e principalmente na adesão celular em sua superfície. O aumento de rugosidade e de ranhuras na superfície dos implantes retratam essas mudanças, demonstrando, dessa forma, considerável queda nas taxas de falhas de implantes dentais[19].

3.3. Periimplantite

Uma das principais falhas nos implantes dentais é a periimplantite ou infecção da região periimplantar, a qual acomete em torno de 5 a 8% de pacientes implantados, o que totaliza um número em torno de 160.000 implantes acometidos pela doença[20].

A periimplantite se caracteriza por um processo inflamatório o qual acomete os tecidos periimplantares, neste caso a gengiva e o osso de suporte, categorizando uma das principais causas de insucesso de implantes dentais[21]. A periimplantite também tem sua definição como inflamação da mucosa seguida de perda no osso de suporte[22].

Há evidência científica de que a colonização bacteriana da periimplantite pode ser proveniente de colonização bacteriana ligada a doenças periodontais as quais causaram o edentulismo do paciente, em outras palavras, as bactérias residuais de uma doença periodontal prévia pode afetar e lesar o sulco periimplantar do paciente edentulo[23]. Quando este tipo de colonização ocorre, as bactérias presentes no sulco periimplantar são em geral classificadas como Gram-negativas, podendo encontrar-se diferentes tipos de bactérias tais quais *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermédia*, *Tannerella forsythensis*, *Fusobacterium nucleatum*[24]. No entanto, em sítios periimplantares saudáveis são predominantemente encontradas bactérias do tipo Gram-positivas[25].

A qualidade e quantidade de invasão bacteriana ditam o quão severa a periimplantite será, assim como a capacidade de resposta imunológica do paciente[26]. Existem fatores que influenciam nos riscos da aparição da doença, tais quais como a carga biomecânica sobre o implante e principalmente a quantidade de gengiva ao redor do implante onde, quanto menor a quantidade de gengiva inserida, maior o risco da doença[27].

Por se tratar de uma doença assintomática, a periimplantite se desenvolve ao longo do tempo e apenas é detectada em consultas de rotina, os sinais clínicos da doença são sangramento, supuração e profundidade de sondagem, seguido de posterior perda óssea ao redor do implante, a qual é identificada apenas por exames radiográficos[28]. Edema e vermelhidão nem sempre são

associados à infecção e a dor não é uma característica clínica que acompanha a periimplantite. Seu principal risco é a má higiene oral, doença periodontal prévia, pacientes diabéticos não controlados, etilistas e fumantes[29]. Por estes motivos é importante o controle da doença periodontal previa quando o paciente ainda é dentado, demonstrando a importância da detecção dos microrganismos presentes na região da periodontite para aplicar o tipo de tratamento adequado quando da presença de periimplantite.

3.4. Tratamentos da periimplantite

Para se tratar a periimplantite são aplicados dois objetivos: restaurar a condição periimplantar saudável e eliminar a causa da doença, ou seja, extinguir a cepa presente no sulco periimplantar. Para isso, existem diferentes tipos de tratamentos, sendo estes classificados em técnicas cirúrgicas, não cirúrgicas e a combinação das duas técnicas[9]. Segundo alguns autores, o objetivo principal do tratamento da periimplantite é promover a remoção dos fatores etiológicos que causam a periimplantite prevenindo a perda óssea e a reosseointegração[30].

De acordo com a Terapia de Suporte Cumulativa e Interceptiva (CIST) [31], existem quatro modos de se tratar a periimplantite, sendo eles divididos de A a D, onde A= raspagem mecânica e polimento; B = tratamento anti-séptico; C = tratamento antibiótico; D = cirurgia regenerativa ou ressectiva. Conforme o protocolo B, o uso de digluconato de clorexidina a uma concentração de 0,1% e 0,2% é indicado, em bochechos com 10 ml durante 30s, aplicação de gel de clorexidina 0,2% ou irrigação com clorexidina 0,2% duas vezes ao dia durante três a quatro semanas. O protocolo C inclui o uso de antibióticos, como o ornidazol (1000 mg/dia) ou metronidazol (250 mg três vezes ao dia) durante 10 dias, ou até mesmo uma combinação de amoxicilina (375 mg três vezes ao dia) com metronidazol (250 mg três vezes ao dia) por 10 dias. O antibiótico local adotado para este tratamento foi com uso de fibras de tetraciclina e microesferas de minociclina. No tratamento cirúrgico foram utilizadas apenas barreiras de membranas ou combinadas ao enxerto autógeno. O tratamento ressectivo pode

ser levado em consideração quando o defeito periimplantar não for apto a receber tratamento regenerativo. Em regiões que a profundidade de sondagem é menor ou igual a 3 mm, onde não há presença de biofilme e sangramento, o tratamento não é necessário, porém se o biofilme e o sangramento estão presentes é preciso optar pelo protocolo A. Quando a profundidade de sondagem for de 4 a 5 mm, utiliza-se o protocolo A+B. O mesmo protocolo é utilizado quando a profundidade de sondagem é maior que 5 mm, e houver sangramento à sondagem e não houver perda óssea. Quando a profundidade de sondagem for maior que 5 mm, e houver sangramento à sondagem e perda óssea for menor ou igual a 2 mm, o protocolo sugerido é A+B+C, mas se a perda óssea for maior que 2 mm o protocolo indicado é A+B+C+D.

O tratamento da periimplantite pode ser dificultada em seu tratamento com agentes antimicrobianos locais e sistêmicos e até com intervenções cirúrgicas. O acúmulo de biofilme é o maior responsável para a introdução das bactérias pela mucosa do implante, deste modo a higiene bucal tem um papel crucial no que se trata de prevenção da periimplantite. Existem modalidades de tratamentos os quais incluem medidas um tanto quanto mais conservadoras, como por exemplo o enxágue com antimicrobianos, como a clorexidina, com uso conjunto da escova macia para o combate da inflamação. Tratamentos não-cirúrgicos, como debridamento mecânico, podem ser utilizados com instrumentos manuais, assim como tratamentos cirúrgicos com abertura de retalho para melhor visualização das espiras expostas dos implantes, possibilitando deste modo debridamento mecânico e enxágue com soluções químicas[32].

Na fase inicial da periimplantite, a inflamação deve ser tratada com uma higienização de qualidade por parte do paciente junto com agentes antimicrobianos, priorizando-se o uso de substâncias como a clorexidina. A utilização do tratamento mecânico pode ser considerada limitado, principalmente nas superfícies de implantes rugosas utilizando-se curetas de teflon, plásticas, ou de carbono, as quais não geram modificações bruscas à superfície dos implantes[33]. Alguns autores afirmam que a utilização de curetas de metal causaram ranhuras irreversíveis nas superfícies lisas dos implantes quando comparadas a curetas de outros materiais menos agressivos[33].

Em testes de eficácia de seis agentes antimicrobianos (hipoclorito de sódio, peróxido de hidrogênio a 3%, ácido cítrico a 40%, clorexidina a 0,2%, Listerine e Plax) foi constatada a capacidade dos antissépticos em reduzir a quantidade de micro-organismos ao redor da superfície do titânio. Todas as soluções, exceto o cloreto de citipiridíneo e ácido cítrico a 40% de concentração, mostraram bom efeito bactericida. Contudo são necessários mais estudos clínicos que visem investigar e concluir os efeitos clínicos e microbiológicos em pacientes com periimplantite e para a comprovação de sua efetividade[34].

O principal objetivo do tratamento cirúrgico para periimplantite é ter acesso à superfície do implante para que seja feito o debridamento e a descontaminação, resultando na diminuição da inflamação no tecido periimplantar. O tratamento cirúrgico da periimplantite é realizado em casos de bolsas periimplantares acima de 5 mm com perda óssea, o objetivo do tratamento cirúrgico é a eliminação mecânica da inflamação, evitando a progressão da doença, assim como mantendo o implante em sua plena função quanto aos tecidos periimplantares saudáveis, o tratamento cirúrgico visa também à regeneração do tecido periimplantar o qual foi perdido com a doença[35].

Existe também a associação da técnica cirúrgica aliada ao tratamento antimicrobiano no tratamento da periimplantite, onde nove pacientes edentados foram selecionados para o estudo, sendo todos diagnosticados com periimplantite, tais pacientes foram submetidos à cirurgia de retalho, onde as espiras dos implantes foram expostas e irrigadas com peróxido de hidrogênio a concentração de 10%. Logo após os pacientes foram medicados com antibióticos de acordo com as diferentes bactérias presentes em suas infecções e foram orientados a fazer bochecho com gluconato de clorexidina a 0,2%, de 12/12 horas. Os resultados das avaliações microbiológicas e radiográficas foram feitos nos períodos de seis meses, um ano e cinco anos, onde demonstraram que 7 implantes dos 26 analisados foram perdidos, ainda assim demonstrando diminuição do índice de sangramento e o biofilme, 4 implantes continuaram com perdas ósseas, 9 não sofreram alterações e 6 obtiveram regeneração óssea. Desta maneira, concluiu-se que, a terapia combinada de tratamento

antimicrobiano e cirurgia, possibilitaram um índice de sucesso de apenas 58% dos implantes[36].

Diversos estudos para o tratamento da periimplantite foram realizados, porém cada um utiliza metodologias diversas, e com resultados bastante divergentes, por isso há necessidade de introduzir uma terapia que utilize parâmetros seguros e eficientes para o tratamento da periimplantite, como a utilização do laser de alta potência para a descontaminação da superfície do implante.

Em diversas especialidades da odontologia os lasers são utilizados como terapia coadjuvante ao tratamento convencional. A escolha do tipo dos parâmetros e do tipo de laser, é estritamente dependente do tipo de patologia e também do tecido alvo da absorção. Desse modo não existe um laser padronizado como o melhor tipo de tratamento, e sim o laser mais indicado dada diferentes situações clínicas[37].

3.5. A irradiação de laser no tratamento da periimplantite

O laser é um acrônimo na língua inglesa que significa *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, em português: Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação. Trata-se de um dispositivo que produz radiação eletromagnética a qual possui características diferentes da luz comum, tais quais monocromaticidade, coerência e colimação.

Na utilização clínica, os lasers possuem comprimento de onda entre o vermelho e o infravermelho, faixa a qual se denomina não-ionizante no espectro eletromagnético, desse modo o laser não configura mutações celulares ou neoplasias[38]. Um laser é considerado funcional desde que este consiga realizar a excitação de um número mínimo de átomos de determinado material para um nível de energia acima do inicial, a modo de se obter a inversão de elétrons nestes níveis, liberando assim espontaneamente fótons de luz, onde sua amplificação é feita pelo mesmo processo ocorrendo em átomos vizinhos[39].

O laser, como qualquer outra luz, quando incide sobre um objeto, pode sofrer reflexão, transmissão, espalhamento ou absorção, sendo esta última a mais importante para ação dos efeitos biológicos no tecido. Essas interações da luz com o tecido podem acontecer concomitantemente, sendo que a proporção que cada uma delas ocorrerá irá depender do tecido alvo, sua composição, modo de irradiação e das características e parâmetros da luz incidente. Assim, para que o ângulo de incidência e o de reflexão seja igual a zero, é necessário que a irradiação seja perpendicular ao tecido alvo, a fim de que a absorção da luz pelo tecido seja a máxima possível[40].

Os tratamentos e protocolos atuais para a descontaminação da superfície de implantes apresentam resultados altamente satisfatórios quando utilizados lasers tanto de alta quanto de baixa intensidade[41].

Os lasers de alta potência ou alta intensidade, são amplamente utilizados em cirurgias, hemostasia, prevenção, ablação do tecido ósseo e dental, e na descontaminação[42]. Na implantodontia têm-se a utilização de lasers de alta intensidade para a modificação da superfície do implante, com o objetivo de aumentar a adesão celular e da camada de óxido de titânio e também quando da reabertura no segundo estágio cirúrgico da implantação da prótese dentária[43].

Em alguns estudos, a irradiação com laser de alta intensidade foi analisada quanto a adesão de osteoblastos em discos de titânio. Dessa maneira, foram irradiadas diferentes superfícies de implantes (usinada, revestida por hidroxiapatita, jateada por areia e jateada por spray de plasma de titânio) com dois tipos de laser de alta intensidade (o laser de CO₂ e Er,Cr:YSGG) e, como grupo controle, os discos não-irradiados foram examinados. A cultura de osteoblastos nos discos de titânio foi cultivada em todas as amostras, as quais foram examinadas através de Microscopia por Varredura Eletrônica, MEV, os resultados obtidos demonstraram que os osteoblastos cresceram em todas as superfícies de implantes, porém, a maturação celular nestas superfícies só pôde ser observada nos grupos previamente irradiados pelo laser[41].

Alguns autores avaliaram o efeito do laser de CO₂ para a descontaminação de defeitos ósseos periimplantares aplicando-se a 15 pacientes. Após irradiação

com o laser, o defeito ósseo foi preenchido com enxerto ósseo (BioOss) e coberto com uma membrana de colágeno. Os pacientes ficaram em observação por um período de 27 meses, onde foi demonstrado que a grande maioria dos defeitos ósseos foram preenchidos. Os autores concluíram desse modo que a associação da técnica de enxerto ósseo com uso laser de CO₂ para descontaminação dos defeitos pode ser um método bastante efetivo no tratamento da periimplantite[44].

Alguns autores relatam que uso do laser diodo de alta intensidade não danifica a superfície dos implantes, até mesmo quando utilizado em altas densidades de energia[45]. Quando da utilização de lasers com comprimento de onda entre 800 nm a 810 nm tem que se levar em consideração que o alto aumento de temperatura pode causar alguns danos, porém não existem ainda evidências científicas suficientes as quais estabeleçam em quais potências e modos de irradiação o laser diodo é não danoso e eficaz para a descontaminação da superfície de implantes.

4. MATERIAL E MÉTODO

Após aprovação do presente estudo pela Comissão de Ética em Uso de Animais da UFABC (CEUA-UFABC 1362120915), blocos de tecido ósseo provenientes de fêmur bovino, com dimensões de 2 x 1,5 x 2 cm, foram preparados, de forma que fossem instalados implantes de titânio grau IV odontológicos, conforme protocolo cirúrgico recomendado pelo fabricante dos implantes utilizados. Os implantes apresentavam dimensões de 4,0 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento, com superfície porosa (diâmetro dos seus poros variando entre 1,5 e 2 µm). Antes da instalação dos implantes, foi feita uma perfuração circular de 1 mm de diâmetro no osso, na região apical do implante, para possibilitar a passagem de termopares (Figura 1). Por último, foram criados defeitos ósseos na superfície vestibular coronal dos implantes com dimensões de 3 x 3 mm, visando-se simular uma perda óssea característica de periimplantite (Figura 1).



Figura 1: Osso bovino com implante odontológico instalado, demonstrando a localização do defeito ósseo para irradiação laser e do orifício apical para colocação de um dos termopares.

Para a análise da elevação de temperatura atingida durante as irradiações, foram posicionados quatro termopares tipo K (chromel-alumel – NiCr-NiAl, Omega Eng. Inc., EUA) com espessura de 127 μm e resolução de 0,1 $^{\circ}\text{C}$) nas regiões listadas na Tabela 1 com seus posicionamentos ilustrados de acordo com a Figura 2, de forma que as extremidades dos termopares estivessem em contato com a superfície dos implantes. A porção externa dos orifícios dos termopares foi selada com cera utilidade. Os termopares foram conectados a um sistema de monitoração de temperatura composto de um registrador, com resolução temporal de 0,05 segundos (NI 9213, National Instruments, EUA), onde o tempo em que o termopar continuou a ser monitorado após o fim da irradiação foi de 3 minutos (180 s).

Tabela 1. Relação termopar e sua localização no implante/osso.

Termopar	Localização
T ₀	Atrás do implante, junção Implante-osso
T ₁	Dentro do implante
T ₂	Defeito (osso-implante)
T ₃	Ápice do implante

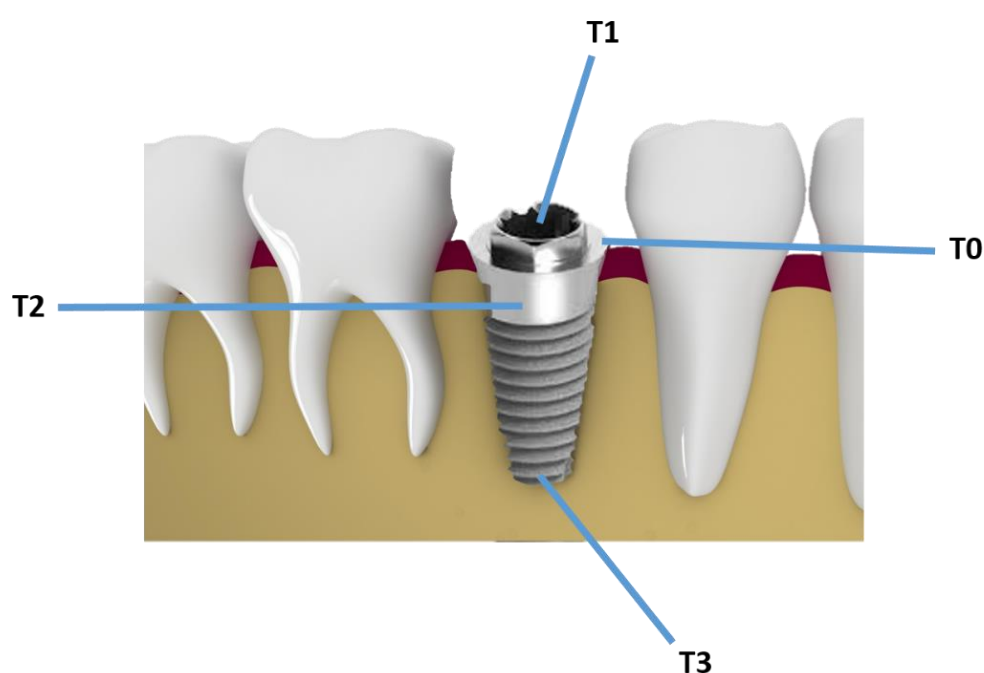


Figura 2: Representação da localização dos termopares.

Os defeitos ósseos criados foram irradiados com laser de diodo em alta intensidade (Thera Lase Surgery[46], DMC Equipamentos, Brasil, $\lambda = 808 \text{ nm}$) focalizado sob modo contínuo, de maneira manual por um único operador calibrado por 60 s, sendo 30 s de maneira vertical e 30s de maneira horizontal no defeito criado, de acordo com os grupos experimentais listados na Tabela 2 e conforme as direções adotadas na Figura 3. Para as irradiações, foi empregada fibra óptica de diâmetro de 400 μm , clivada a cada irradiação. Para os grupos irradiados sob modo pulsado, foi empregada taxa de repetição de 20 Hz.

Tabela 2. Grupos experimentais do presente estudo

Grupo experimental	Potência média (W)	Intensidad e (W/cm ²)	Densidade de Energia (J/cm ²)	Modo de emissão	Energia entregue (J)
G1	0,5	396,83	23,80*10 ³	Contínuo	30
G2	0,5	396,83	11,90*10 ³	Pulsado	15
G3	1,0	793,65	47,61*10 ³	Contínuo	60
G4	1,0	793,65	23,80*10 ³	Pulsado	30
G5	1,5	1.190,48	71,42*10 ³	Contínuo	90
G6	1,5	1.190,48	35,71*10 ³	Pulsado	45
G7	2,0	1.587,30	95,23*10 ³	Contínuo	120
G8	2,0	1.587,30	47,61*10 ³	Pulsado	60
G9	2,5	1.984,13	119,04*10 ³	Contínuo	150
G10	2,5	1.984,13	59,52*10 ³	Pulsado	75
G11	3,0	2.380,95	142,85*10 ³	Contínuo	180
G12	3,0	2.380,95	71,42*10 ³	Pulsado	90

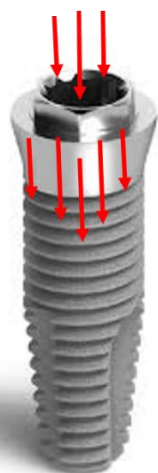
**Irradiação Vertical****Irradiação Horizontal**

Figura 3: Esquematização das duas formas de varredura, horizontal e vertical.

Os valores de temperatura obtidos foram analisados graficamente, empregando-se o software OriginPro 8 (Originlab Corporation, EUA). Os valores de variação de temperatura obtidos em cada região do tecido ósseo e em cada grupo experimental foram analisados estatisticamente empregando-se os testes de Kruskal-Wallis e Student-Newman-Keuls, considerando-se o nível de significância estatística de 5%.

5. RESULTADOS

No presente trabalho, para todos os grupos experimentais, foi observado que o maior aumento de temperatura se deu na região do defeito (osso-implante) onde localizava-se o termopar T₂, seguido da região junção implante-osso onde localizava-se o termopar T₀, logo após a região dentro do implante onde havia o termopar T₁ e, por fim, a região de ápice do implante onde localizava-se o termopar T₃.

Na Tabela 3 encontram-se os valores médios de variação de temperatura, com seus respectivos valores de desvio-padrão, registrados em todos os grupos experimentais avaliados, tanto para o modo de emissão contínuo quanto para o modo de emissão pulsado. Pode-se observar, para o modo de emissão contínuo, que há uma relação positiva entre a potência laser empregada e as temperaturas observadas. Contudo, para o modo pulsado, este fato não se repete, pois a irradiação sob potência média de 2,0 W apresentou maiores valores médios de elevação de temperatura quando comparado com os grupos irradiados sob potência média de 2,5 W e 3,0 W. Ainda na Tabela 3, embora tenham sido observados valores distintos de elevação de temperatura na comparação entre os grupos irradiados sob modo contínuo em comparação com o modo pulsado, tais valores não diferiram estatisticamente entre si, exceto para o grupo irradiado com 3,0 W.

Tabela 3. Valores das variações médias de temperatura, com respectivos desvio-padrão, obtidas durante a irradiação dos implantes, medidas pelo Termopar 0*.

Potência (W)	$\Delta T \pm \sigma$	
	<i>Contínuo</i>	<i>Pulsado</i>
0,5	8,3 ± 1,1 ^a	5,2 ± 1,4 ^a
1,0	18,9 ± 2,6 ^{a, b}	8,9 ± 1,1 ^a
1,5	23,1 ± 7,9 ^b	62,2 ± 31,6 ^b
2,0	53,6 ± 10,3 ^c	106,9 ± 10,4 ^c
2,5	72,1 ± 7,4 ^c	79,5 ± 19,2 ^{b, c}
3,0	73,7 ± 22,3 ^c	49,8 ± 19,4 ^b

* Letras diferentes evidenciam médias estatisticamente distintas de acordo com o teste de Student-Newman-Keuls, ao nível de significância estatística de 5%.

A Figura 4 ilustra o perfil médio da elevação de temperatura promovida durante a irradiação laser, para todos os grupos experimentais irradiados sob modo pulsado, medida pelo termopar T0. É possível observar o perfil pulsado de elevação as curvas, característico dos pulsos do laser empregado. Ainda assim, nota-se um decaimento exponencial de temperatura, denotando o comportamento típico de transferência de calor para o ambiente. Observa-se, também, que, após o término das irradiações, que se leva aproximadamente 2 minutos para que a temperatura retorne ao seu valor inicial.

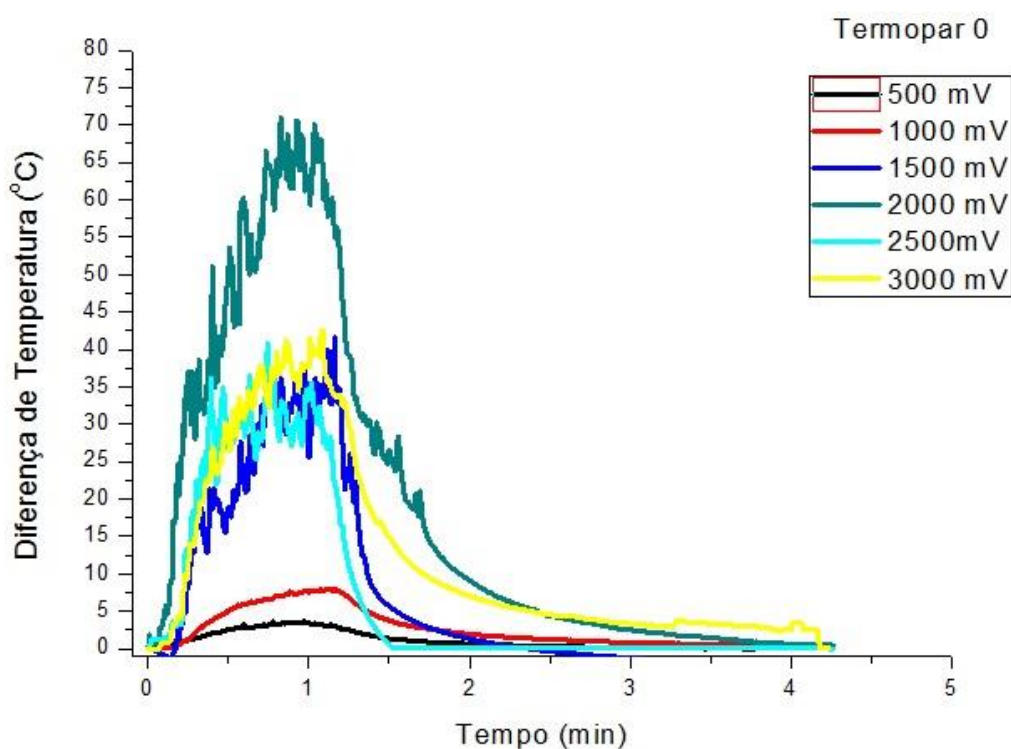


Figura 4: Curvas médias de temperatura registradas pelo termopar 0 durante a irradiação dos implantes sob modo de irradiação pulsado.

A Figura 5 ilustra o perfil médio da elevação de temperatura promovida durante a irradiação laser, para todos os grupos experimentais irradiados sob modo contínuo, medida pelo termopar T0. É possível observar o

mesmo comportamento das curvas em relação ao registrado quando foi empregado o modo pulsado, porém com menores oscilações de temperatura.

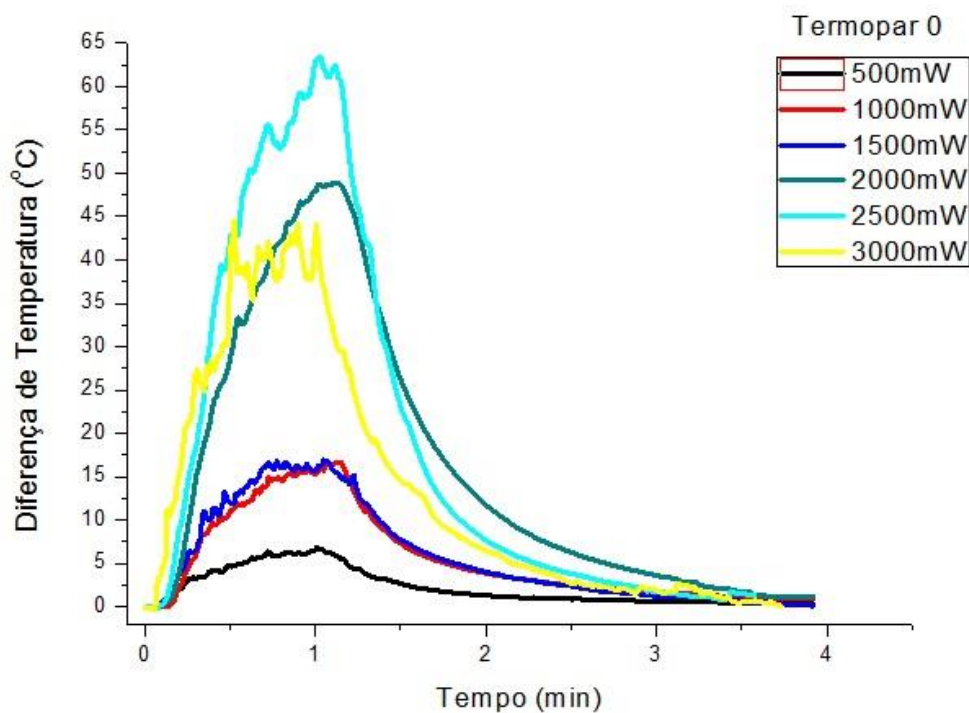


Figura 5: Curvas médias de temperatura registradas pelo termopar 0 durante a irradiação dos implantes sob modo de irradiação contínuo.

Na Tabela 4 encontram-se os valores médios de variação de temperatura, com seus respectivos valores de desvio-padrão, registrados em todos os grupos experimentais avaliados, tanto para o modo de emissão contínuo quanto para o modo de emissão pulsado. Pode-se observar que os grupos de 0,5 W para ambos os modos de irradiação apresentam aumento de temperatura não danoso ao tecido adjacente ao implante. Tais valores não diferiram entre si com exceção dos grupos de 1,5 W.

Tabela 4. Valores das variações médias de temperatura, com respectivos desvio-padrão, obtidas durante a irradiação dos implantes, medidas pelo Termopar 1*.

Potência (W)	$\Delta T \pm \sigma$	
	<i>Contínuo</i>	<i>Pulsado</i>
0,5	$7,0 \pm 0,4^a$	$4,2 \pm 0,3^a$
1,0	$21,5 \pm 1,0^{a, b}$	$12,5 \pm 1,0^b$
1,5	$35,6 \pm 2,1^{b, d}$	$30,0 \pm 1,5^c$
2,0	$70,2 \pm 5,0^{c, e}$	$46,9 \pm 5,1^{d, e}$
2,5	$52,1 \pm 15,5^{d, e}$	$60,2 \pm 3,1^e$
3,0	$70,3 \pm 19,3^{c, e}$	$45,7 \pm 6,5^{c, d}$

* Letras diferentes evidenciam médias estatisticamente distintas de acordo com o teste de Student-Newman-Keuls, ao nível de significância estatística de 5%.

Na figura 6 pode-se observar o aumento da temperatura para todos os grupos de potência em relação ao termopar 1 no modo de irradiação pulsada, pode-se observar graficamente que apenas o grupo de 0,5 W configura uma potência segura para a descontaminação da superfície do implante.

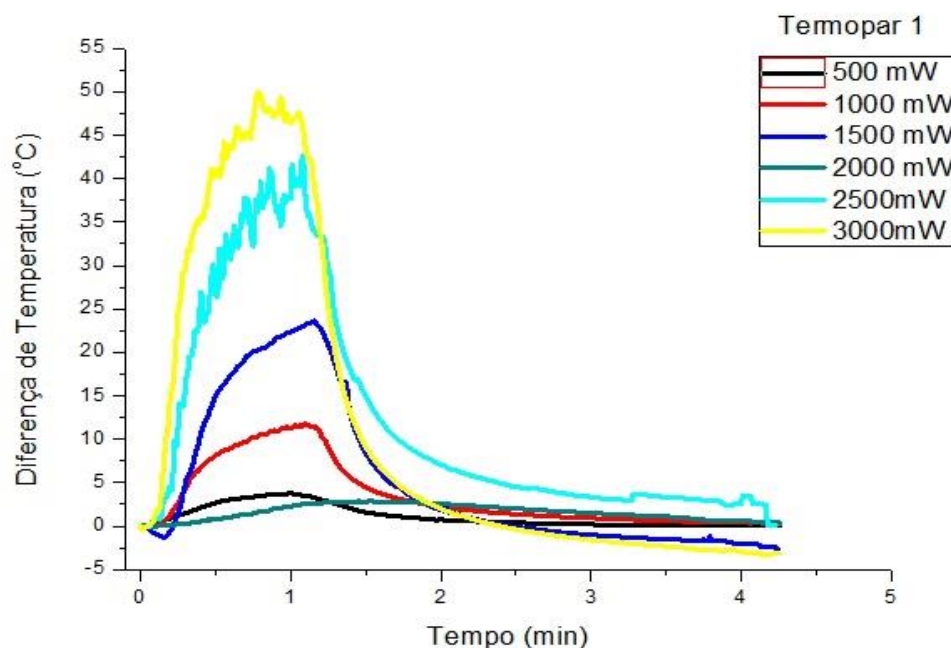


Figura 6: Curvas médias de temperatura registradas pelo termopar 1 durante a irradiação dos implantes sob modo de irradiação pulsada.

Na figura 7 pode-se observar o aumento da temperatura para todos os grupos de potência em relação ao termopar 1 no modo de irradiação contínuo, pode-se observar graficamente que apenas o grupo de 0,5 W configura uma potência segura para a descontaminação da superfície do implante.

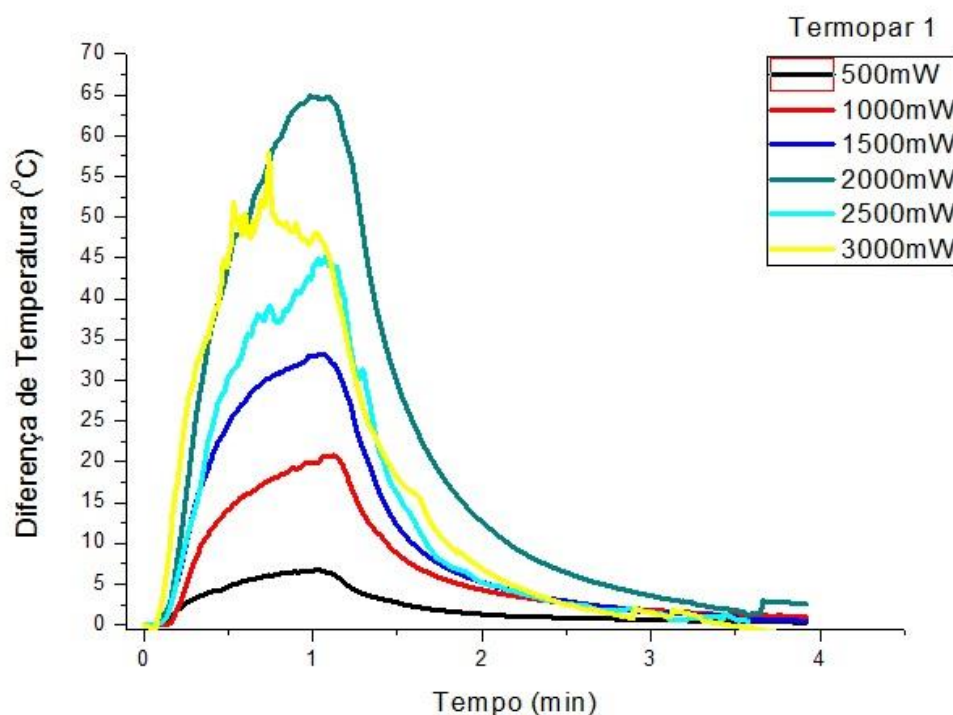


Figura 7: Curvas médias de temperatura registradas pelo termopar 1 durante a irradiação dos implantes sob modo de irradiação contínuo.

Na tabela 5 encontram-se os valores médios de variação de temperatura, com seus respectivos valores de desvio-padrão, registrados em todos os grupos experimentais avaliados, tanto para o modo de emissão contínuo quanto para o modo de emissão pulsado. Pode-se observar que o grupo de 0,5 W para o modo de irradiação pulsada apresenta aumento de temperatura não danoso ao tecido adjacente ao implante, todos os outros grupos em ambos os modos apresentam aumento de temperatura superior ao aceitável pela literatura como danoso. Os valores de desvio padrão não diferiram entre si com exceção dos grupos de 2,0, 2,5 e 3,0 W.

Tabela 5. Valores das variações médias de temperatura, com respectivos desvio-padrão, obtidas durante a irradiação dos implantes, medidas pelo Termopar 2*.

Potência (W)	$\Delta T \pm \sigma$	
	<i>Contínuo</i>	<i>Pulsado</i>
0,5	23,2 \pm 8,5 ^a	8,6 \pm 3,7 ^a
1,0	33,1 \pm 9,9 ^a	12,7 \pm 1,9 ^{a, b}
1,5	92,1 \pm 24,9 ^b	33,6 \pm 7,4 ^{b, c}
2,0	91,8 \pm 28,7 ^b	55,8 \pm 6,8 ^{c, d}
2,5	102,5 \pm 32,6 ^b	46,9 \pm 12,4 ^c
3,0	124,1 \pm 28,7 ^b	82,3 \pm 11,3 ^d

* Letras diferentes evidenciam médias estatisticamente distintas de acordo com o teste de Student-Newman-Keuls, ao nível de significância estatística de 5%.

Na figura 8 pode-se observar o aumento da temperatura para todos os grupos de potência em relação ao termopar 2 no modo de irradiação pulsado, pode-se observar graficamente que apenas o grupo de 0,5 W configura uma potência segura para a descontaminação da superfície do implante.

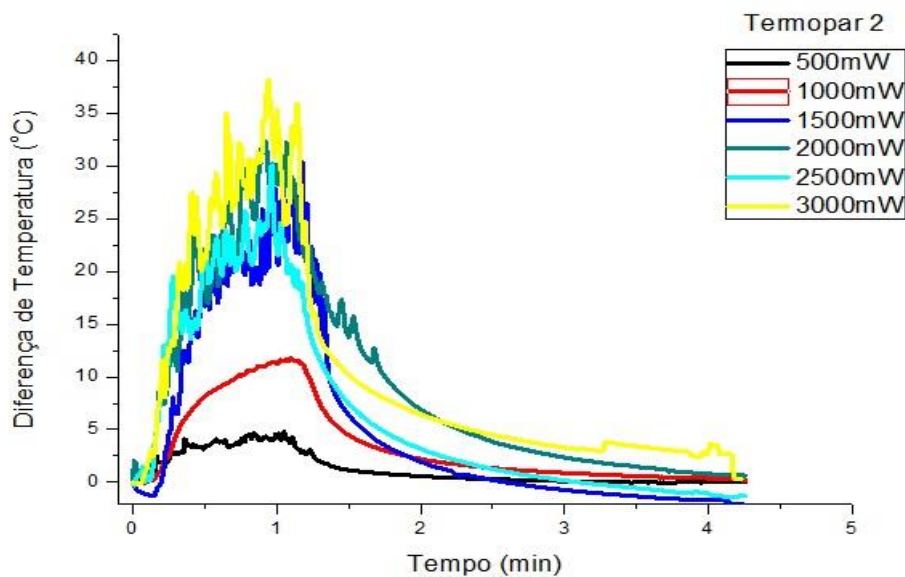


Figura 8: Curvas médias de temperatura registradas pelo termopar 2 durante a irradiação dos implantes sob modo de irradiação pulsado.

Na figura 9 pode-se observar o aumento da temperatura para todos os grupos de potência em relação ao termopar 2 no modo de irradiação contínuo, pode-se observar graficamente que apenas o grupo de 0,5 W configura uma potência segura para a descontaminação da superfície do implante.

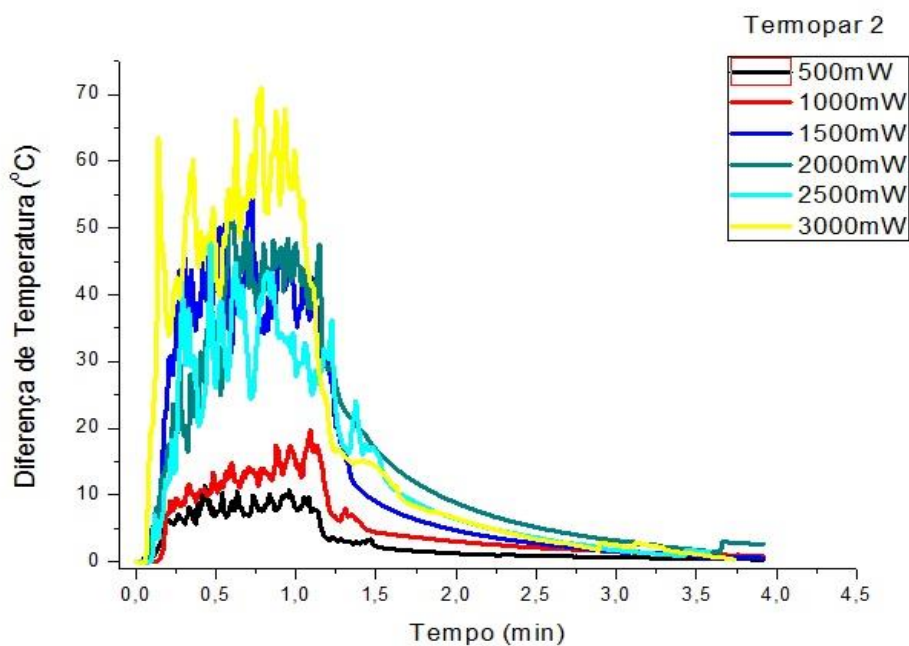


Figura 9: Curvas médias de temperatura registradas pelo termopar 2 durante a irradiação dos implantes sob modo de irradiação contínuo.

Na região de ápice do implante foram registradas menores variações de temperaturas quando comparadas com as demais 3 regiões de estudo, como podemos observar na tabela 6 as medias e desvio padrão para todos os grupos no termopar 3, podendo ser observado que os grupos não diferem estatisticamente entre si com exceção na potência de 2,0 e 3,0 W.

Tabela 6. Valores das variações médias de temperatura, com respectivos desvio-padrão, obtidas durante a irradiação dos implantes, medidas pelo Termopar 3*.

Potencia (W)	$\Delta T \pm \sigma$	
	<i>Contínuo</i>	<i>Pulsado</i>
0,5	2,6 \pm 2,5 ^a	2,1 \pm 2,8 ^a
1,0	5,1 \pm 0,3 ^a	1,4 \pm 0,2 ^{a, c}
1,5	8,1 \pm 1,1 ^b	3,8 \pm 0,4 ^{b, d}
2,0	4,6 \pm 1,2 ^a	3,1 \pm 0,4 ^{c, d}
2,5	9,3 \pm 1,1 ^{b, c}	7,3 \pm 1,1 ^{b, e}
3,0	16,0 \pm 3,1 ^c	10,8 \pm 1,0 ^e

* Letras diferentes evidenciam médias estatisticamente distintas de acordo com o teste de Student-Newman-Keuls, ao nível de significância estatística de 5%.

Nas figuras 10 e 11 pode-se observar as curvas médias para todos os grupos em ambos os modos de irradiação pulsado e contínuo, respectivamente.

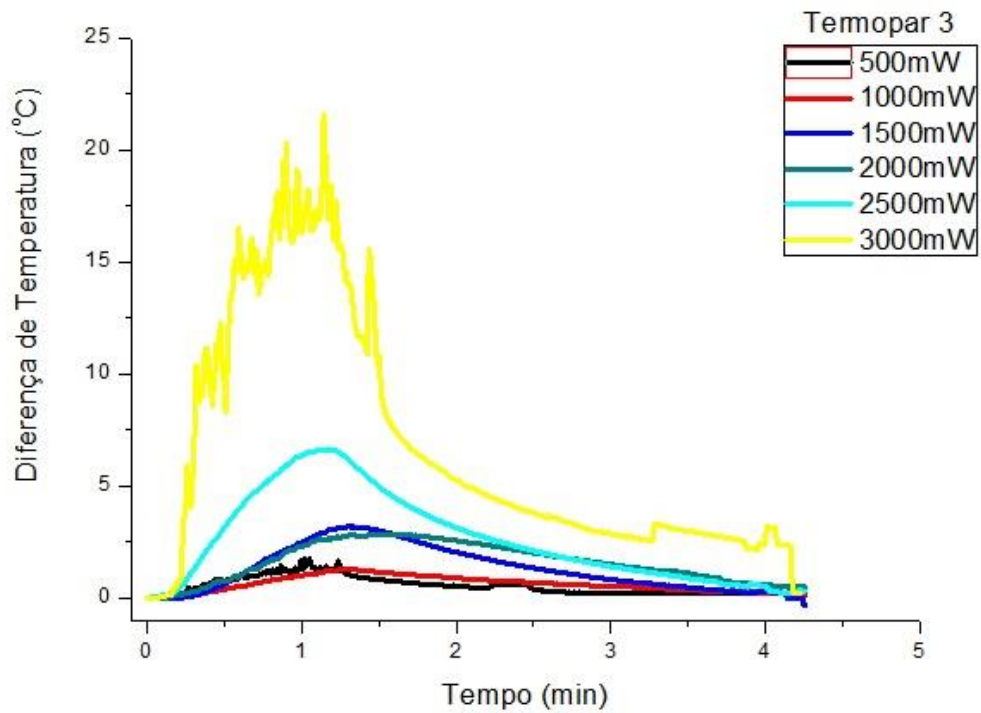


Figura 10: Curvas médias de temperatura registradas pelo termopar 3 durante a irradiação dos implantes sob modo de irradiação pulsado.

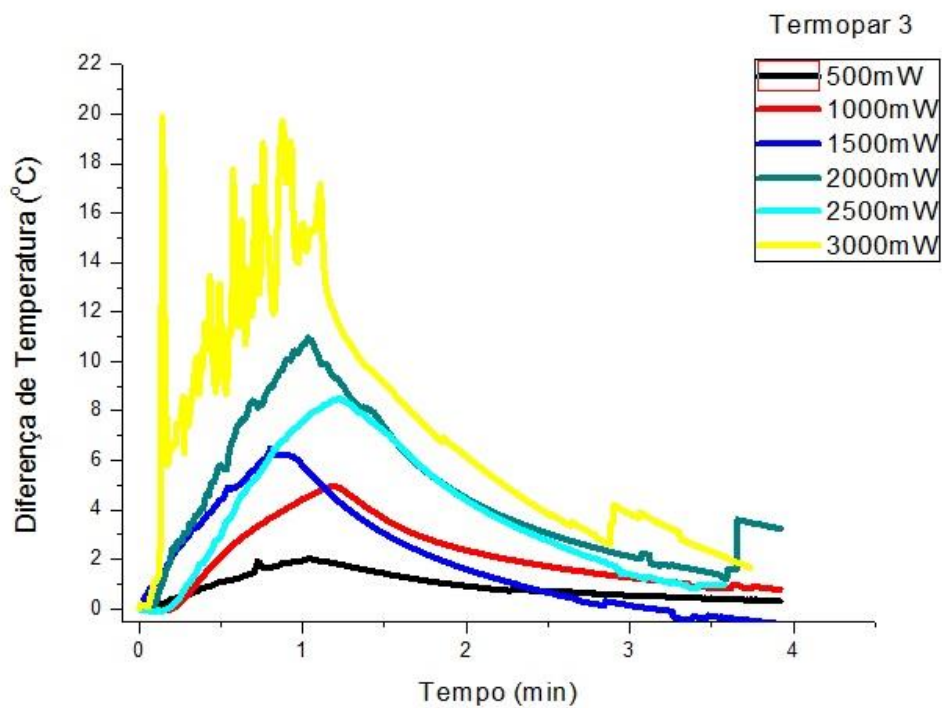


Figura 11: Curvas médias de temperatura registradas pelo termopar 3 durante a irradiação dos implantes sob modo de irradiação contínuo.

6. DISCUSSÃO

A importância do controle do aumento de temperatura na superfície de um implante está intimamente ligada à necessidade de manter as características ósseas naturais do paciente, assim como as características ósseo-integradoras. Como consenso científico, temos que uma diferença de temperatura em torno de 10 °C de aumento de temperatura podem promover danos irreversíveis, tais como necrose, ao tecido ósseo do paciente o qual está em contato com o implante, podendo, desta forma, acarretar danos para à fixação óssea do implante[40]. Por outro lado, elevações de temperatura entre 7 a 10°C podem ocasionar danos às células dos tecidos moles, tais como a gengiva [39]. Desta forma, cuidados devem ser observados durante o tratamento com laser em alta intensidade buscando-se evitar danos aos tecidos periimplantares.

Por outro lado, a irradiação laser trata-se de uma ferramenta promissora para tratamento da periimplantite, tendo em vista que os aumentos de temperatura promovidos nos sítios de contaminação óssea promovem a efetiva redução bacteriana [47]. Sabe-se que as bactérias mesofílicas sobrevivem nas faixas de temperatura entre 36 a 42°C, desse modo um aumento de temperatura acima deste valor acaba por diminuir sua taxa metabólica levando a lise destes microrganismos[48]. Assim, o uso de laser em alta intensidade tem se mostrado uma alternativa coadjuvante interessante ao tratamento não cirúrgico pois permite a descontaminação em locais de difícil acesso para a raspagem, assim como pode evitar a necessidade de um procedimento cirúrgico menos conservador. Ainda assim, o uso de lasers mais econômicos, de tecnologia nacional, pode tornar o procedimento mais atrativo e corriqueiro nas clínicas brasileiras. Desta maneira, o estudo de parâmetros adequados de irradiação torna-se primordial.

No presente estudo, na região junção osso-implante, onde foi posicionado o termopar 0 (T_0), observamos que a potência e modo de irradiação adequada para esta região ocorre a 0,5 W no modo contínuo, apresentando um $\Delta T \pm \sigma$ de $8,3 \pm 1,1$, já em relação ao modo de irradiação pulsado observamos que a potência de 1,0 W se faz adequada para a descontaminação eficaz e sem danos

para o implante demonstrando uma diferença de temperatura com seu respectivo desvio padrão ($\Delta T \pm \sigma$) de $8,9 \pm 1,1$.

Para o termopar 1 (T_1) localizado dentro do implante, as potências mais adequadas nessa região estão em torno de 0,5 W, não demonstrando riscos ao paciente nesta faixa de potência, já em potências acima em ambos os modos o gradiente de temperatura apresentado é superior ao máximo aceitável. Vale ressaltar que as elevações de temperatura nesta região não são um aspecto importante a ser considerado no presente trabalho pois, nesta região, não se encontra tecido biológico, mas sim elementos de fixação do implante e da prótese unitária, que pouco são afetados com a temperatura.

Na região do defeito onde se localiza o termopar 2 (T_2), podemos observar grandes diferenças de temperatura, demonstrando, assim, que somente a emissão de laser de diodo em modo de irradiação pulsada a 0,5 W apresentando uma diferença de temperatura e um desvio padrão ($\Delta T \pm \sigma$) de $8,6 \pm 3,7$ é considerado adequado para o tratamento da periimplantite, Nas demais faixas de potência, em modo de irradiação pulsado e em modo de irradiação contínuo, foram observados de um modo geral diferenças de temperatura que se configuram muito acima dos até 10 °C aceitáveis.

No ápice do implante, região de localização do termopar 3 (T_3), o modo de irradiação pulsado a uma potência de 2,5 W não acarreta alterações de temperaturas significativas o suficiente onde houvesse o comprometimento das características do implante, demonstrando uma diferença de temperatura e desvio padrão ($\Delta T \pm \sigma$) de $7,3 \pm 1,1$. Em contrapartida, para potências acima de 2,5 W podemos observar uma diferença de temperatura muito superior ao limite de segurança clínico (7 a 10°C). Analisando o modo de irradiação pulsado para esta mesma região, podemos observar a ação da relaxação térmica entre um pulso e outro de laser diodo, resultando em diferenças de temperaturas menores que em comparação às mesmas potências no modo de irradiação contínuo. Deste modo ao analisarmos o modo de irradiação contínuo no termopar (T_3) observou-se que o aumento de temperatura o qual é considerado aceitável para aplicação clínica ocorre a uma potência de até 1,5 W considerando uma

aplicação contínua de laser diodo durante 60 s, demonstrando assim uma diferença de temperatura e desvio padrão ($\Delta T \pm \sigma$) de $8,1 \pm 1,1$.

As discrepâncias de desvio padrão observados nos resultados das medidas se dão pelo fato de que os experimentos foram realizados com a utilização de um operador manual o qual, mesmo tendo adotado uma padronização no momento da aplicação, não conseguiu obter o mesmo padrão exato entre uma medida e outra como um operador de passo faria. No entanto, a adoção de um operador manual para as medidas em cada implante foi feita para que o estudo se aproximasse o máximo possível da situação clínica onde o profissional cirurgião-dentista, operador manual, faz a aplicação do laser para o tratamento da periimplantite diretamente no implante do paciente.

De acordo com os dados do presente estudo, o uso de tal laser na prática clínica tem de ser meticulosamente testado e calculado, para que haja uma relação bastante positiva com a potência laser empregada sem que danos estruturais e osseointegradores sejam acarretados ao implante do paciente.

7. CONCLUSÃO

A irradiação com laser de diodo em alta intensidade resulta em aumentos consideráveis de temperatura potencialmente nocivos aos tecidos periimplantares. Os parâmetros de potência média de 1,0 W sob modo de irradiação pulsado ou 0,5 W sob modo de irradiação contínuo apresentam segurança e eficácia em sua aplicação, deste modo conclui-se que tais potências e modos de emissão apresentam um grande potencial para futura aplicação clínica.

8. BIBLIOGRAFIA

1. Projeto SB Brasil 2010: Pesquisa Nacional de Saúde Bucal - Resultados Principais. Ministério da Saúde [internet]. 2011 1(1):22-23 [citado em 5 de maio de 2016]. Disponível em: http://dab.saude.gov.br/CNSB/sbbrasil/arquivos/projeto_sb2010_relatorio_final.pdf
2. Enami E, Souza RF, Kabawat M. The Impact of Edentulism on Oral and General Health. *International Journal of Dentistry*. 2013; 6(10):1-2.
3. Faverani LP. Implantes osseointegrados: evolução e sucesso. 2011; 30(1):47-58.
4. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prothet dent*. 2002; 88:89-95.
5. Schroeder A. The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with plasma-sprayed titanium surfaces. *J Maxillofac Surg*. 1981; 9(1):15-25.
6. Bränemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983; 50(3):399-410.
7. Anselme K. Osteoblast adhesion on biomaterials. *Biomaterials*. 2000; 21(7):667-81.
8. Bränemark PI, Adell R, Albrektsson T. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*. 1983; 4(1):25-8.
9. Kreisler M, Götz H, Duschner H. Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO₂, and GaAlAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17(2):202-11.
10. Gómez-Santos L, Arnabat-Domínguez J, Sierra-Rebolledo A, Gay-Escoda C. Thermal increment due to ErCr:YSGG and CO₂ laser irradiation of different implant surfaces. A pilot study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010; 15(5):e782-7.
11. Kreisler M, Al Haj H, Götz H, Duschner H, d'Hoedt B. Effect of simulated CO₂ and GaAlAs laser surface decontamination on temperature changes in Ti-plasma sprayed dental implants. *Lasers Surg Med*. 2002; 30(3):233-9.
12. Hemlata G. Periimplantitis and Lasers – A Review. *Int J Biol Med Res*. 2012; 3(3):2302-2305.

13. Pompa CC, Ribeiro EDP. Periimplantite: Diagnóstico e tratamento. *Innov. Implant J., Biomater.* 2009; 4(1):52-57.
14. Kreisler M, Al Haj H, d'Hoedt B. Temperature changes induced by 809-nm GaAlAs laser at the implant–bone interface during simulated surface decontamination *Clin. Oral Implant.* 2003; 14:91–96.
15. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983; 50:101-107.
16. Cunha-Cruz J, Hujuel PP, Nadanovsky P. Secular trends in socio-economic disparities in edentulism: USA, 1972–2001. *Journal of Dental Research.* 2007; 86(2)131-136.
17. Muller F, Naharro M, Carlsson GE. What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe?. *Clinical Oral Implants Research.* 2007; 18(3)2-14.
18. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991; 25(7):889- 902.
19. Fandrilis J, Papadopoulos T. Surface characterization of three titanium dental implants. *Implant Dent.* 2008; 17(1):91-99.
20. Bjorn K., Hultin M, Berglundh T. Periimplantitis. *Dent Clin.* 2005; (49):661-676.
21. Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol 2000.* 1998; (17):63-76.
22. Hwar, F, Nuesry E, Bieling K, Herten M, Becker JJ. Influence of an erbium-doped yttrium, scandium, gallium, and garnet (Er,Cr:YSGG) laser on the reestablishment of the biocompatibility of contaminated titanium implant surface. *Periodontol.* 2006; 77(11):1820-1827.
23. Emrani J, Chee W, Slots J. Bacterial colonization of oral implants from nondental sources. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008; In press(23).
24. Martins MC, Shibli JÁ, Abi-rached RS, Marcantonio E JR. Progression of experimental chronic peri-implantitis in dogs: clinical and radiographic evaluation. *J Periodontol.* 2005; 76(8):1367-1373.

25. Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol* 2000. 1998; 17:63-76.
26. Tillmanns HW, Hermann, JS, Tiffée JC, Burgess AV, Meffert RM. Evaluation of three different implants in ligature-induced peri-implantitis in the beagle dog. Part II. Histology and microbiology. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1998; 13(1):59-68.
27. Moreira RCQ. Abordagem clínica da periimplantite, *Rev Bras Implantodon Protese Implant.* 2006; 13(51):150-154.
28. Persson LG, Berglundh T, Lindhe J, Sennerby, L. Re-osseointegration after treatment of peri-implantitis at different implant surfaces. An experimental study in dog. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12(6):366-372.
29. Moreira NA, Ferreira RQ. Periimplantites: etiologia e diagnóstico. *Arq Odontol.* 2000; 36:123-130.
30. Baron M, Haas R, Dörtbudak O, Watzek G. Experimentally induced peri-implantitis: a review of different treatment methods described in the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(4):533-544.
31. Lang NP, Berglundh T, Heitz-Mayfield LJ, Pjetursson BE, Salvi GE, Sanz M. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19:150-154.
32. Renvert S, Roos-Jansaker AM, Claffey N. Non-surgical treatment of periimplant mucositis and peri-implantitis: a literature review. *J Clin Periodontol* 2008;35(8 Suppl):305-15.
33. Duarte P, Reis AF, De Freitas PM, Ota-Tsuzuki C. Bacterial adhesion on smooth and rough surfaces after treatment with different instruments. *J Periodontol.* 2009; 80(11): 1824-1832.
34. Heitz M, Lang NP. Antimicrobial treatment of peri-implant disease. *Int J Maxillofac Implants.* 2004; (suppl19):128-139.
35. Schou S, Berglundh T, Lang NP. Surgical treatment of peri-implantitis. *Int J Maxillofac Implants.* 2004; 19:140-149.
36. Gutknecht, Eduardo CP. A odontologia e o laser: atuação do laser na especialidade odontológica. São Paulo: Quintessence, 2004:320p.
37. Renvert S, Lessem J, Dahlén G, Renvert H, Lindahl C. Mechanical and repeated antimicrobial therapy using a local drug delivery system in the

- treatment of peri-implantitis: a randomized clinical trial. *J Periodontol.* 2008; 79(5):836-844.
- 38.** Deppe H, Horch H. Laser applications in oral surgery and implant dentistry. *Laser Med Sci* 2007; 22(4):217-221.
- 39.** Brugnera Jr A, Villa RG, Genovese, WJ. *Laser na odontologia.* São Paulo: Pancast, 1991:61.
- 40.** Deppe H, Horch HH, Neff A. Conventional versus CO2 laser-assisted treatment of peri-implant defects with the concomitant use of pure-phase beta-tricalcium phosphate: A 5-year clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(1):79-86.
- 41.** Maluf PSZ, Marotti J, Komatsu C, Arcangeli P. Vantagens do tratamento de superfície a laser em implantes dentais osseointegráveis. *ImplantNews* 2007; 4(6):643-6.
- 42.** Romanos G, Crespi R, Barone A, Covani U. Osteoblast attachment on titanium disks after laser irradiation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(2):232-6.
- 43.** Romanos GE, Nentwig GH. Regenerative therapy of deep peri-implant infrabony defects after CO2 laser implant surface decontamination. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28(3):245-55.
- 44.** Castro GL, Gallas M, Núñez IR, Borrajo JL, Alvarez JC, Varela LG. Scanning electron microscopic analysis of diode laser-treated titanium implant surfaces. *Photomed Laser Surg.* 2007; 25(2):124-8.
- 45.** Leja C, Geminiani A, Caton J, Romanos GE. Thermodynamic effects of laser irradiation of implants placed in bone: an in vitro study. *Lasers Med Sci.* 2013; 28(6):1435-40.
- 46.** Junior RM. *Thera Laser Surgery| Manual do Usuário [internet].* 2010 Março 1(4):3-47 [citado em 10 de maio de 2016] Disponível em: http://www.dmcgroup.com.br/arquivos/manual/man_thera_lase_surgery_port.pdf.
- 47.** Nermela SI, Sivela C, Luoma T, Tuovinen OH. Maximum temperature limits for acidophilic, mesophilic bacteria in biological leaching systems. *Applied and Environmental Microbiology.* 1994; 60(9):3444-3446.

- 48.** Droffner ML, Brinton WF, Evans E. Evidence for the prominence of well characterized mesophilic bacteria in thermophilic composting environments. *Biomass and bioenerg.* 1995; 8(3):191-195.