



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**EFEITOS DA IRRADIAÇÃO COM *LASER* DE Er,Cr:YSGG NA MORFORLOGIA
SUPERFICIAL E NA TEMPERATURA DO OSSO ADJACENTE A IMPLANTES
ODONTOLÓGICOS**

MARIELLA DA SILVA GOTTARDI

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de Mestre
Profissional em *Lasers* em Odontologia.**

Orientadora: Profa. Dra. Denise Maria Zezell

Co-Orientadora: Profa. Dra. Patricia A. da Ana

São Paulo

2011





**MESTRADO PROFISSIONAL EM LASERS EM
ODONTOLOGIA**

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**EFEITOS DA IRRADIAÇÃO COM *LASER* DE Er,Cr:YSGG NA MORFORLOGIA
SUPERFICIAL E NA TEMPERATURA DO OSSO ADJACENTE A IMPLANTES
ODONTOLÓGICOS**

MARIELLA DA SILVA GOTTARDI

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre Profissional em *Lasers* em Odontologia.

Orientadora: Profa. Dra. Denise Maria Zezell

Co-Orientadora: Profa. Dra. Patricia A. da Ana

SÃO PAULO

2011

AGRADECIMENTOS

Acima de tudo a Deus, nosso senhor que nos ama desde o início e sempre, nos protege, guarda e está ao nosso lado nos vigiando e nos dando força a cada dia. Sem ele nada é possível, e graças a ele pude realizar esse sonho, que por diversas vezes pensei em desistir, mas ele esteve comigo nessa caminhada porque me ama como filha. Obrigada Senhor.

Aos meus pais e irmão, Ricardo, Carlota e Ricardinho, pelo amor incondicional, formação do meu caráter e pela força que me deram durante minhas ausências durante o mestrado, parte disto se deve a vocês sem dúvida.

Ao meu esposo Bruno, que me apoiou desde o início, e me deu grande suporte, e sem ele com certeza não poderia realizar esse sonho.

Ao amor da minha vida, minha filha, desculpa-me pelas ausências durante esse período, você me ensina a viver melhor a cada dia, tudo faço por você minha querida.

À tia Ana e Tio Zé, por terem me dado tanto apoio com minha filha durante minhas ausências.

À minha orientadora, Prof^a. Dr^a. Denise Maria Zezell pela sua dedicação e brilhantismo, por sempre estar disposta a ajudar e me incentivar nessa jornada, obrigada por seus ensinamentos.

À Prof^a. Dr^a. Patricia A. da Ana por sua incansável ajuda, persistência e dedicação, sempre disposta a ajudar com um sorriso meigo no rosto.

Às Prof^{as}. Dr^{as}. Sheila Gouw-Soares, Luciane Azevedo, Ana Cecília Aranha e Patrícia Freitas por sempre estarem dispostas e ensinar, ajudar e incentivar ao conhecimento e às pesquisas, vocês são realmente adoráveis, obrigada.

Aos professores do IPEN e do LELO por seus ensinamentos, paciência e dedicação.

Às verdadeiras amigas que encontrei na turma do MPLO, Jana, Lucinha, Carol e

Marcinha, que tornaram esta jornada mais leve e divertida que tanta saudade sentirei, amo vocês.

À secretária Liliane de Souza pela dedicação e ajuda em todos os momentos,
sempre disposta a resolver nossos problemas, você é especial.

EFEITOS DA IRRADIAÇÃO COM *LASER* DE Er,Cr:YSGG NA TEMPERATURA DO OSSO ADJACENTE E MORFORLOGIA SUPERFICIAL DE IMPLANTES ODONTOLÓGICOS

Mariella da Silva Gottardi

RESUMO

A periimplantite representa uma problemática nas clínicas odontológicas, considerando que os tratamentos convencionais podem ser pouco eficazes na completa remoção de microrganismos, o que dificulta o processo de cura. Considerando seus efeitos bactericida, a irradiação *laser* mostra-se como uma alternativa promissora para tratamento da periimplantite; contudo, seus parâmetros devem ser avaliados buscando-se segurança para o tecido ósseo adjacente. O presente estudo objetivou avaliar as mudanças morfológicas nas superfícies dos implantes, assim como as variações de temperatura no tecido ósseo adjacente a eles durante a irradiação com *laser* de Er,Cr:YSGG para tratamento da periimplantite. Na primeira fase experimental, 30 implantes foram aleatoriamente distribuídos em 3 grupos experimentais, para posterior irradiação com *laser* de Er,Cr:YSGG ($\lambda = 2,78 \mu\text{m}$): G1: 75 mJ/pulso, 16,09 J/cm²; G2: 100 mJ/pulso, 22,65 J/cm²; G3: 125 mJ/pulso, 28,31 J/cm². As amostras irradiadas foram submetidas à avaliação morfológica por meio de microscopia eletrônica de varredura. Na segunda fase experimental, os mesmos implantes foram inseridos em blocos de tecido ósseo suíno, nos quais foram simulados defeitos de periimplantite. As amostras foram divididas em 3 grupos experimentais e irradiados conforme os grupos G1, G2 e G3; durante as irradiações, a temperatura no tecido ósseo adjacente foi monitorada por termopares de resposta rápida. Todas as densidades de energia promoveram fusões em algumas regiões da na superfície dos implantes, não sendo observados efeitos deletérios como trincas ou carbonizações. As irradiações dos defeitos ósseos promoveram uma diminuição da temperatura local durante as irradiações, oriundas da refrigeração ar-água do *laser*. Concluiu-se que a irradiação de implantes de titânio com *laser* de Er,Cr:YSGG promove alterações morfológicas na superfície do titânio dependentes da densidade de energia empregada, além de não promover variações de temperatura deletérias nas diferentes regiões de tecido ósseo adjacente aos implantes. Dentre os parâmetros estudados, o *laser* de Er,Cr:YSGG mostra-se seguro para futura aplicação clínica.

EFFECTS OF Er,Cr:YSGG LASER IRRADIATION ON THE ADJACENT BONE TEMPERATURE AND SURFACE MORPHOLOGY OF DENTAL IMPLANTS

Mariella da Silva Gottardi

ABSTRACT

Periimplantitis is still a problem in dental offices, taking into account that conventional treatments sometimes cannot propitiate the complete removal of microorganisms and, as a consequence, the complete cure is difficult. Considering its bacteriostatic effects, *laser* irradiation can be a promissory alternative for the treatment of periimplantitis; however, the parameters should be well evaluated in order to avoid thermal damages for surrounding tissues. This study evaluated the morphological changes at the surface of implants, as well the temperature variations in the surrounding bone tissue during the irradiation with Er,Cr:YSGG *laser* aimed at periimplantitis treatment. At the first experimental phase, 30 implant were randomly distributed in 3 experimental groups for further irradiation with Er,Cr:YSGG *laser* ($\lambda = 2,78 \mu\text{m}$): G1: 75 mJ/pulse, 16.09 J/cm²; G2: 100 mJ/pulse, 22.,65 J/cm²; G3: 125 mJ/pulse, 28.31 J/cm². All samples were evaluated by scanning electron microscopy. In the second experimental phase the same implants were inserted in blocks of pig bone with defects of periimplantitis. All samples were again randomly distributed in 3 experimental groups to be irradiated as described in G1, G2 and G3. During irradiations, the temperature in the surrounding bone tissue was monitored by fast-response thermocouples. All irradiations promoted melting in some regions of the surface of implants, cracks or carbonization were not observed. *Laser* irradiation of bone defects promoted a decrease of local temperature during irradiations due to the *laser* air-water cooling. It was concluded that Er,Cr:YSGG *laser* irradiation promote morphological changes on titanium surfaces dependent on energy density, and it is not promoted harmful temperature variations on surrounding bone tissue. Within the studied parameters, Er,Cr:YSGG is safe for future clinical application.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	7
2 REVISÃO DE LITERATURA	10
2.1 Superfícies dos implantes	10
2.2 Periimplantite	11
2.3 Tratamentos da periimplantite	12
2.4 Aplicações da irradiação <i>laser</i> para o tratamento da periimplantite	16
3 OBJETIVOS	20
4 MATERIAL E MÉTODOS	21
4.1 Delineamento experimental	21
4.2 Primeira fase experimental – caracterização morfológica das superfícies dos implantes irradiadas	21
4.2.1 Amostras	21
4.2.2 Laser	22
4.2.3 Grupos experimentais e irradiações laser	23
4.2.4 Análise morfológica	25
4.3 Segunda fase experimental: análise de temperatura no tecido ósseo adjacente aos implantes	25
5 RESULTADOS	28
5.1 Caracterização morfológica	28
5.2 Análise de temperatura no tecido ósseo	33
6 DISCUSSÃO	43
7 CONCLUSÕES	49
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	50

1 INTRODUÇÃO

Os implantes dentários tornaram-se uma modalidade de tratamento cientificamente aceita para os diversos tratamentos de reabilitação oral nos últimos 25 anos. O avanço na implantodontia está ligado diretamente na descoberta da osseointegração, onde os implantes dentais de titânio ficam em contato direto com o osso tanto na maxila quanto na mandíbula.

A história da osseointegração começou com as pesquisas realizadas pelo Dr. Prof. Per-Ingvar Brånemark no ano de 1952 em Lund, na Suécia, no laboratório de biologia experimental. Os estudos se iniciaram por meio de uma pesquisa feita para avaliar a reação da microcirculação dos tecidos frente a uma agressão. Para observar este mecanismo, foi instalada uma micro-câmera de titânio de microscopia vital acoplada ao perônio de coelhos; o titânio foi eleito o material para confecção da câmera, por ser um material com excelentes propriedades mecânicas e superficiais para implantação em materiais biológicos. No final do experimento, os autores constataram que as câmeras instaladas nos animais encontravam-se intimamente ligadas ao osso, não sendo possível removê-las sem causar dano ao osso. Logo após a descoberta desse fenômeno, o qual ficou conhecido como “osseointegração”, estudos começaram a desenvolver diversos desenhos e tipos implantes para serem substitutos de raízes perdidas, por descobrirem que o titânio seria o melhor material para se deixar em contato com o osso^{1, 2, 3, 4}.

Existem muitas formas de se tratar a superfície dos implantes, aumentando a forma de união com o osso, e este tratamento aumenta a velocidade da osseointegração, pois existe uma maior inter-relação entre as fibrinas do coágulo com o material do implante⁵. Muitas pesquisas estão sendo desenvolvidas neste tema, comprovando que o tempo de osseointegração vem diminuindo graças ao tratamento dado a essas novas superfícies, que com maior rapidez se osseointegram, variando de quatro semanas, como os implantes tipo SLActive (Straumann Institute) a oito semanas, como os implante tipo osseotite (3I Implants Inovations), dentre outros tipos como: Bioglass, Hidroxiapatita, Tcp, Tiunite etc.

Dentre os principais insucessos da implantodontia em todo o mundo em longo prazo está a periimplantite, a qual ocorre entre 5 % a 10% dos pacientes com implantes, sendo caracterizada por ser um processo inflamatório que acomete os tecidos adjacentes dos implantes, podendo acarretar na perda do implante⁶.

O tecido periimplantar não possui fibras colágenas em sua inserção; por isso, difere-se do tecido periodontal, o que torna esse tecido ao redor dos implantes mais suscetível à infiltração bacteriana e conseqüente inflamação⁷.

Biofilmes são aglomerados bacterianos altamente organizados dentro de uma matriz de glicocálice. Elas se formam sobre todas as superfícies duras em um meio aquoso. Por isso, o biofilme se forma mais facilmente na porção do implante que se encontra exposta ao meio bucal. Essa colonização bacteriana foi analisada por meio de análises de DNA, técnicas de cultura e estudada por microscopia⁸.

Os sinais da periimplantite podem variar desde leve sangramento à sondagem até bolsas periimplantares maiores que 4 mm, perda de crista óssea, supuração, mobilidade do implante e dor. Nos estágios avançados da doença, os tratamentos preventivos podem não ser efetivos para restabelecer a função total do implante⁹.

O sangramento após leve sondagem é um sinal clássico da inflamação dos tecidos moles ao redor dos implantes. Pode haver supuração proveniente da bolsa periimplantar. A vermelhidão e edema dos tecidos marginais podem não ser tão evidentes e geralmente não tem dor associada a essa periimplantite. A perda óssea em estágio avançado do implante, pode não possuir sinal de mobilidade, já que ainda há uma perfeita osseointegração em sua parte apical. Só ocorrerá mobilidade quando não houver mais osseointegração, caracterizando a perda deste implante¹⁰.

O tratamento da periimplantite inclui atualmente técnicas não cirúrgicas, cirúrgicas e combinações de ambas, e a *laser*terapia de acordo com as necessidades específicas de cada caso. O tratamento não cirúrgico consiste em administração local e ou sistêmica de antibióticos e tratamentos químicos, colutórios bucais e mecânicos (jateamento com jato de bicarbonato, raspagem e curetagem), além de orientar o paciente quanto à higienização. Se esses métodos não cirúrgicos empregados não forem suficientes, pode-se lançar mão de um tratamento cirúrgico, com abertura a retalho da área afetada, cujo objetivo é ter acesso à lesão para uma terapia de descontaminação, seja química ou mecânica, possibilitando a reparação do defeito ósseo e também para se obter regeneração óssea como também do tecido mole^{11, 12, 13}.

A *laser*terapia nos últimos 10 anos também tem sido pesquisada para a remoção do biofilme da superfície dos implantes. Estudos realizados com *laser* de Nd:YAG, CO₂ e *laser* de Diodo evidenciam grande eficácia e uma excelente ablação tecidual e bom efeito bactericida, comprovando sua eficácia na descontaminação¹⁴.

A avaliação da influencia do *laser* de óxido de gálio, escândio e ítrio dopado com

cromo e érbio (Er:Cr:YSGG) sobre a morfologia e biocompatibilidade das superfícies de implantes de titânio, bem como o restabelecimento da biocompatibilidade de implantes contaminados foi estabelecido em um estudo onde os autores concluíram que apesar de boa remoção do biofilme sobre os discos irradiados, o *laser* de Er,Cr:YSGG não foi eficaz em restabelecer a biocompatibilidade dos discos de titânio contaminados¹⁵. Em outro estudo de biocompatibilidade das superfícies de titânio irradiadas com *laser* de Er,Cr:YSGG comparado com superfícies de titânio não tratadas, revelou-se que as superfícies irradiadas apresentavam-se com derretimento e a avaliação da biocompatibilidade demonstrou uma maior adesão de osteoblastos às superfícies irradiadas. Neste segundo estudo, os autores concluíram que a irradiação com *laser* de Er,Cr:YSGG aumenta a biocompatibilidade das superfícies de titânio¹⁶.

A grande vantagem de se utilizar os *lasers* Er,Cr:YSGG no tratamento das periimplantites nas superfícies de implantes, demonstrou ser um eficiente método na descontaminação da superfície do implante sem causar super-aquecimento ou alterações importantes na superfície do implante, além de causar menos dor e procedimento em menor tempo¹⁷.

Lasers pulsados que possuem largura de pulso menor que o tempo de relaxamento térmico do tecido, são mais vantajosos, possibilitando grandes aumentos de temperatura pico, suficientes para exercer efeito bactericida, mas que permitem o correto resfriamento do tecido, evitando injúrias decorrentes deste aumento de temperatura. Por isso, os lasers de Er,Cr:YSGG tornam-se vantajosos¹⁸.

Assim, devido às divergências encontradas na literatura, neste estudo analisaremos a superfície do implante irradiado em microscopia eletrônica de varredura, para avaliar as possíveis alterações da topografia do implante, além de avaliar a temperatura no osso, quando feita irradiação *laser* no implante inserido no osso de porco, para obtenção de protocolos seguros e eficientes para redução microbiana sem efeitos deletérios nos tecidos, capazes de serem utilizados na prática clínica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Superfícies dos implantes

O aumento na demanda clínica para colocar os implantes em função, cada vez mais cedo e para o sucesso da colocação dos implantes em regiões com baixa densidade óssea fez com que as empresas mudassem suas concepções quanto à fabricação de implantes com superfície lisa para o uso de implantes com novas superfícies tratadas.

Os implantes com superfícies de titânio lisas, isto é, superfície sem qualquer modificação química ou física, tem demonstrado um aumento na taxa das falhas, para os implantes mais curtos, desta forma muitos estudos estão sendo realizados com implantes com superfícies modificadas para melhorar sua ancoragem do implante no osso¹⁹.

O titânio e suas ligas são materiais altamente biocompatíveis para a fabricação de implantes dentários, pois possuem certas características que os tornam de excelência, tais como a alta resistência à oxidação e corrosão, a baixa taxa de dissolução, da alta aceitação biológica e alta capacidade em atrair as células do tecido ósseo, possibilitando a osseointegração²⁰.

A segunda geração das superfícies dos implantes foi caracterizada pela superfície de spray de plasma de titânio (TPS), onde mostrou que essa rugosidade na superfície proporcionava uma propriedade hidrofílica e um aumento do crescimento ósseo ao redor dos implantes, resultando em uma aposição óssea sobre o titânio. Apesar desta superfície, aumentar a estabilidade do implante no osso, também cria um ambiente favorável para uma colonização bacteriana mais frequente, resultando em uma deiscência óssea e de tecido mole²¹.

A terceira geração dos implantes consiste no jateamento da superfície com micropartículas no corpo do implante seguida por um ataque ácido (SLA) para remoção do agente abrasivo. O procedimento de ataque ácido resulta na modificação da superfície, criando picos e vales vistos por microscopia, o que aumenta a sua característica hidrofílica. Entretanto essa superfície também aumenta a possibilidade de colonização bacteriana, podendo comprometer a manutenção do implante²¹.

Não é surpreendente, portanto que as superfícies rugosas dos implantes tenham se tornado altamente populares na implantodontia nos últimos anos e são agora fabricados por diversas empresas de implantes. Do ponto de vista clínico, os implantes com superfícies rugosas, oferecem uma ancoragem no osso significativamente melhor e períodos de

cicatrização bem menores, podendo-se lançar mão de implantes mais curtos com um bom prognóstico em longo prazo. Deve-se observar, entretanto, que diferenças nas características de rugosidade existem e que superfícies introduzidas recentemente precisam ser avaliadas com muito cuidado e comparadas com as superfícies de titânio, clinicamente já muito bem documentadas, tais como a superfície usinada e a de *spray* de plasma de titânio²².

2.2 Periimplantite

Nessa virada do milênio, foi estimado pelo marketing que cerca de dois milhões de implantes são instalados anualmente no mundo, e esse número pode subir nos próximos anos. Uma das principais complicações dos implantes é a periimplantite, acometendo de 5-8 % dos casos, isto é, em torno de 160.000 implantes acometidos pela periimplantite²³.

Periimplantite é um processo inflamatório que acomete os tecidos periimplantares, isto é, a gengiva e o osso de suporte, sendo uma das principais causas de insucesso dos implantes, acometendo entre 5% a 10% dos pacientes com implantes osseointegrados²⁴. O consenso do 6th *Workshop* Europeu de Periodontia descreveu este fenômeno como uma mucosite periimplantar, caracterizando-o como a presença de inflamação na mucosa do implante sem sinais de perda óssea²⁵. A periimplantite também é definida como a presença de inflamação da mucosa e perda no osso de suporte^{25, 26}.

O desenvolvimento da microbiota do sulco periimplantar foi estudado pela primeira vez em pacientes edêntulos utilizando técnicas de culturas anaeróbicas, onde as bactérias se originaram da saliva presente na cavidade oral. Tais bactérias clinicamente são associadas com fortes sinais de inflamações e alguns sinais também de infecções²⁷. Outro estudo prospectivo demonstrou que algumas bactérias presentes em bolsas periodontais residuais também colonizam os sulcos periimplantares²⁸.

Posteriormente, foi observado que mesmo em pacientes totalmente edêntulos, com histórico de extração dentária recente, podem-se encontrar patógenos, oriundos de uma periodontite prévia, sugerindo que esses microorganismos podem ficar retidos por um longo período em sítios edentados, facilitando assim a recolonização, o que pode comprometer a saúde dos tecidos periimplantares²⁹. A rápida colonização bacteriana na periimplantite está relacionada a uma microbiota bacteriana ampla, representada principalmente por bactérias Gram-negativas, incluindo as *Porphyromonas gingivalis*,

Prevotella intermédia, *Tannerella forsythensis*, *Fusobacterium nucleatum* e, menos freqüente, a *Actinobacillus actinomycetemcomitans*³⁰.

Por outro lado nos sítios periimplantares saudáveis são encontradas, predominantemente, as bactérias Gram-positivas³¹. A severidade da doença está relacionada à qualidade e quantidade de invasão bacteriana, assim como a capacidade individual de cada hospedeiro responder a estas mudanças³². Além da infecção bacteriana e da carga biomecânica excessiva, a quantidade de gengiva inserida ao redor do implante é considerada importante para o risco da periimplantite; desta maneira quanto menor a quantidade de gengiva inserida, maior o risco da doença³³.

A periimplantite é geralmente assintomática, sendo detectada em consultas de rotina. O aumento da profundidade de sondagem, seguida por sangramento e algumas vezes supuração é um sinal clínico da doença, sendo complementado por exames radiológicos para detecção da perda óssea ao redor do implante³⁴. O edema e a vermelhidão dos tecidos marginais podem não ser tão proeminentes e geralmente não há dor associada à periimplantite. O defeito ósseo periimplantar usualmente assume forma bem definida de disco ao redor do implante. Por causa da parte apical do implante ainda possuir perfeita osseointegração, essa reabsorção óssea ocorre sem sinal de mobilidade do implante. A mobilidade só ocorre quando não há mais osseointegração o que caracteriza a perda do implante³⁵. Os riscos que estão associados à periimplantite são a má higiene oral, o histórico de doença periodontal, pacientes fumantes, diabéticos não controlados, e pacientes etilistas. Por essas razões, é de grande importância o controle da infecção anteriormente à instalação do implante no paciente parcialmente dentado. A detecção dos microorganismos presentes é de grande importância para a escolha da estratégia adequada para o tratamento da periimplantite^{36, 37, 38}.

2.3 Tratamentos da periimplantite

O tratamento da periimplantite possui duas finalidades: a primeira é eliminar a causa da doença e a segunda é restaurar a condição periimplantar saudável original³⁹. Segundo um estudo⁴⁰, o objetivo do tratamento da periimplantite é remover fatores etiológicos para a prevenção da perda óssea e a reosseointegração (nova formação óssea em contato com a superfície do implante previamente contaminado)⁴⁰. Dentre as técnicas para o tratamento da periimplantite estão: técnicas não cirúrgicas, as cirúrgicas ou a

combinação de ambas. Tratamentos conservadores, ressectivos e regenerativos tem sido descritos, dependendo do tipo e tamanho do defeito ósseo³⁹.

Um consenso proposto⁴¹ recomendam uma série de procedimentos clínicos em relação às complicações e sobrevida dos implantes dentários, denominadas Terapia de Suporte Cumulativa e Interceptiva (CIST). Existem quatro modalidades de tratamento dentro deste protocolo: A = raspagem mecânica e polimento; B = tratamento anti-séptico; C = tratamento antibiótico; D = cirurgia regenerativa ou ressectiva. Para o protocolo B, o uso de digluconato de clorexidina a 0,1% e 0,2% é indicado, bochechos com 10 ml durante 30s, aplicação de gel de clorexidina 0,2% ou irrigação com clorexidiana 0,2% duas vezes ao dia por três a quatro semanas. O protocolo C inclui os antibióticos: ornidazol (1000 mg/dia) ou metronidazol (250 mg três vezes ao dia) por 10 dias, ou 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. Foram utilizadas no tratamento cirúrgico 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+D⁴¹.

A periimplantite pode ser difícil de tratar com agentes antimicrobianos locais e sistêmicos e até com intervenções cirúrgicas. Devido ao acúmulo de biofilme ser o grande responsável para a introdução das bactérias pela mucosa marginal do implante, o papel da higiene oral é crucial para a prevenção da doença. As modalidades de tratamentos incluem tratamentos conservadores tais como enxágue antimicrobianos, como a clorexidina, com uso concomitante 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 o debridamento mecânico e enxágüe com soluções químicas⁴².

Durante a fase inicial da periimplantite, a inflamação deve ser tratada com uma excelente higienização por parte do paciente junto com agentes antimicrobianos, em que se preconiza o uso de substâncias como a clorexidina. A utilização do tratamento mecânico pode ser considerado limitado, principalmente nas superfícies de implantes rugosas utilizando curetas plásticas, de teflon ou de carbono (que não modifica a superfície dos implantes)⁴³. Segundo estudo⁴⁴, a utilização de curetas de metal quando comparadas a outros instrumentos causaram ranhuras irreversíveis nas superfícies lisas dos implantes. As superfícies rugosas também sofreram alterações. Em outro estudo *in vitro* os instrumentos utilizados para descontaminação das superfícies não devem mudar a topografia desses implantes para não as tornarem retentivas aos biofilmes. Os resultados mostraram que a adesão do microorganismo *Streptococci sanguinis* na superfície dos implantes rugosos foi menor quando foram utilizadas curetas de metal e jato de bicarbonato abrasivo, provavelmente pelo alisamento das elevações dos picos dessas rugosidades e também pela presença de depósitos de carbonatos de sódio nas irregularidades das superfícies. Vale ressaltar que os depósitos de carbonatos de sódio têm implicações biológicas ainda desconhecidas e não muito estudadas, tais como efeitos citotóxicos e emparelhamento e piora na adesão dos fibroblastos⁴⁴.

A eficácia de seis agentes antimicrobianos (hipoclorito de sódio, peróxido de hidrogênio a 3%, ácido cítrico a 40%, clorexidina a 0,2%, Listerine e Plax) utilizados como métodos de desinfecção para periimplantite na descontaminação das superfícies de titânio inseridos em um aparelho removível de acrílico superior na boca de indivíduos voluntários durante uma noite por 12 horas para haver aderências de diferentes tipos de bactérias em seguida esses aparelhos foram removidos e tratados com diferentes anti-sépticos e foi realizado a quantificação do número de bactérias vivas e mortas em combinação com microscopia de fluorescência. Todos os antisépticos testados foram capazes de reduzir a quantidade de microorganismos ao redor da superfície do titânio; todas as soluções, exceto ocloro de citipiridíneo e ácido cítrico a 40%, mostraram bom efeito bacteriostático. Mais estudos clínicos são necessários para investigar os efeitos clínicos e microbiológicos em pacientes com periimplantite e quais desses agentes serão mais efetivos⁴³.

Para se avaliar os efeitos de antibióticos sistêmicos no tratamento da periimplantite foram instalados 30 implantes na mandíbula de cinco cães. Nesses sítios foram induzidas lesões por ligaduras, sendo os sítios separados em dois grupos experimentais distintos,

onde receberam doses de antibiótico tipo amoxicilina e metronidazol por 21 dias. Somente no grupo controle foi realizado tratamento cirúrgico a retalho para debridamento e aplicação de delmopinol. A conclusão desse estudo foi que apenas com a antibioticoterapia não foi suficiente para eliminar a lesão periimplantar, onde também foi observada falha na osseointegração⁴⁵. Em outro estudo, uma avaliação da eficácia da administração local de fibras de tetraciclina para o tratamento da periimplantite foi realizada em 30 implantes com evidência radiográfica de perda óssea com aspecto circunferencial e com profundidade a sondagem maior que 5 mm. Observou-se que as fibras de tetraciclina permaneceram *in situ* por 10 dias, sendo posteriormente submetidas às análises microbiológicas, de índice de biofilme, radiográfica, grau de profundidade à sondagem e de inflamação. A conclusão desse estudo foi que essa terapia foi efetiva com relação a parâmetros clínicos e microbiológicos, porém a lesão não deve estar em estágio avançado. Evidenciou-se um decréscimo da contagem de *Prevotella intermédia/nigrescens*, *Fusobacterium spp.*, *Tannerella forsythia* e *Campylobacter rectus*⁴⁶.

Uma análise de antibióticos tópicos (Doxicilina base sob a forma de hiclato), a qual libera a doxiciclina lentamente, foi realizada em um estudo⁴⁷ onde foram feitos debridamentos mecânicos e instrução de higiene por 18 dias, com análises realizadas por índice de sangramento à sondagem e profundidade de bolsa periimplantar. Observou-se que os pacientes tratados com o antibiótico além do tratamento convencional apresentaram menor profundidade de bolsa quando comparada ao estágio inicial, assim como foi observado um menor índice de sangramento à sondagem ($p = 0,001$). A conclusão desse estudo foi que a aplicação desse tipo de Doxicilina apresentou benefícios significativos em curto prazo quando associada ao debridamento mecânico⁴⁷.

Em uma revisão sistemática da literatura foram analisados 24 estudos que abordam o tratamento não cirúrgico (tratamentos mecânicos de raspagem) da periimplantite, nos quais os autores ressaltaram que tais tratamentos conservadores não foram efetivos. Quando a associação de abordagens não cirúrgicas e antibioticoterapia são realizadas em conjunto há redução no sangramento à sondagem e diminuição na profundidade de bolsa⁴⁸. Esse estudo vai de encontro com os resultados mostrados na 6ª Reunião da Academia Européia de Periodontia, em 2008²⁶, onde foi destacada a importância da implementação de medidas terapêuticas antiinfecção, onde as terapias não-cirúrgicas não têm resultados previsíveis, onde para tratamentos de periimplantites realizados apenas com terapias mecânicas, não foram efetivas, e que os agentes químicos antimicrobianos como a clorexidina tem efeitos clínicos e microbiológicos limitados, entretanto quando esses

tratamentos mecânicos estão associados a tratamento antibióticos locais e sistêmicos, os resultados mostrados são de redução do sangramento a sondagem e diminuição de bolsa periimplantar. O objetivo principal do tratamento cirúrgico para periimplantite é ter acesso à superfície do implante para o debridamento e descontaminação para a 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 principal objetivo do tratamento é a eliminação da inflamação, evitando a progressão da doença, assim como manter o implante em função com os tecidos periimplantares saudáveis. Além disso, o tratamento visa à regeneração do tecido periimplantar perdido^{38, 49, 50}.

A associação da técnica cirúrgica com o tratamento antimicrobiano para tratar a periimplantite. Feita em nove pacientes edentados foram selecionados para o estudo, todos foram diagnosticados com periimplantite. Estes pacientes foram submetidos à cirurgia a retalho, onde as espiras dos implantes ficaram expostas e foram irrigadas com peróxido de hidrogênio a 10%. Esses pacientes foram medicados com antibióticos de acordo com as diferentes bactérias e bochecho com gluconato de clorexidina a 0,2%, de 12/12 horas. Avaliações microbiológicas e radiográficas foram feitas após seis meses, um ano e cinco anos. Os resultados mostraram que sete implantes dos 26 foram perdidos, apesar da diminuição do índice de sangramento e o biofilme, quatro implantes continuaram com perdas ósseas, nove não sofreram alterações e 6 obtiveram regeneração óssea. Desta maneira, concluiu-se que, a terapia combinada de tratamento e retratamento, possibilitaram um índice de sucesso de apenas 58% dos implantes⁵¹.

Vários estudos para o tratamento da periimplantite foram realizados, porém cada um deles utiliza uma metodologia diferente, 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.

Nas diversas especialidades da Odontologia os *lasers* são utilizados como terapia coadjuvante ao tratamento convencional. A escolha do tipo de *laser*, assim como de seus parâmetros, depende muito do tipo de patologia, e o tecido alvo da absorção. Não existe, assim, um único *laser* considerado melhor, porém o mais indicado para cada situação clínica⁵².

2.4 Aplicações da irradiação *laser* para o tratamento da periimplantite

Na implantodontia moderna, os tratamentos e protocolos para descontaminação da superfície dos implantes apresentam resultados extremamente satisfatórios quando são utilizadas irradiações com os *lasers* de alta e de baixa intensidade⁵³.

Um novo paradigma para o tratamento das superfícies dos implantes tem sido proposto após a introdução do *laser* de Er:Cr:YSGG. Alguns *lasers* de alta intensidade como o de Nd:YAG, Ho:YAG, GaAlAs, CO₂ e Er:YAG podem acarretar uma alta elevação de temperatura nos tecidos irradiados, entretanto a vantagem do *laser* de Er,Cr:YSGG é sua alta eficiência e eficácia na remoção de microorganismos da superfície do implante, com potencial de não alterar suas características topográficas o que potencialmente proporcionaria a reosseointegração, sem aumento excessivo da temperatura⁵⁴.

Dois métodos de tratamento para periimplantite: (1) *laser* de Er:YAG e (2) tratamento não cirúrgico convencional, realizado com debridamento mecânico com curetas plásticas e controle químico com clorexidina a 0,2%. Após seis meses de acompanhamento, a diferença do índice de placa, sangramento a sondagem e profundidade de bolsa periimplantar entre os dois métodos não foi estatisticamente significativa, apesar do tratamento com a irradiação *laser* ter demonstrado uma maior diminuição de sangramento à sondagem quando comparado ao tratamento não cirúrgico⁵⁵.

Os efeitos do *laser* de Er,Cr:YSGG, na superfície e biocompatibilidade dos implantes quanto à remoção do biofilme dental e o restabelecimento da biocompatibilidade da superfície de titânio contaminada, quando irradiadas pelo *laser* de Er,Cr:YSGG com diversas potências médias mostrou que, apesar desse *laser* demonstrar uma grande eficiência em remover o biofilme, não se observou um bom restabelecimento da biocompatibilidade da superfície do titânio. Isso pode ser explicado devido à contaminação bacteriana na superfície do implante afetar a camada de dióxido do implante, resultando em uma diminuição da energia de superfície, acarretando assim uma diminuição da integração dos tecidos ao redor dos implantes⁵⁶.

Em um trabalho posterior, avaliou-se a aplicação clínica do *laser* de Er,Cr:YSGG em implantodontia através de um relato clínico sobre um tratamento da periimplantite. Paciente não-fumante do sexo masculino com 28 anos de idade apresentava recessão gengival de 2 mm e profundidade de sondagem de 7 mm face vestibular do implante na região do 21. Foi realizada uma cirurgia óssea regenerativa, onde o *laser* de Er,Cr:YSGG foi utilizado no rebatimento do retalho, na remoção do tecido de granulação, perfuração do

tecido ósseo e na limpeza de superfície do implante e após esse debridamento, enxerto ósseo heterogêneo e membrana foram colocadas no defeito. Após um acompanhamento de três, seis, 12 e 18 meses, não foi encontrada nenhuma complicação, como: profundidade de sondagem maior que 5 mm, mais que 1 mm de recessão gengival, sangramento ou mobilidade do implante e, dessa forma, os autores concluíram que o *laser* de Er,Cr:YSGG foi eficaz na cirurgia óssea regenerativa para o tratamento da periimplantite⁵⁷.

A avaliação por microscopia eletrônica de varredura, comparou a utilização do *laser* de Er,Cr:YSGG com potencia máxima de 6 W, com ponta ativa do *laser* com 600 µm de diâmetro, e com refrigeração de 100% de ar e 32% de água, por 3 minutos, e 1 minuto de irrigação com soro fisiológico, além da utilização de ácido cítrico nas superfícies rugosas do titânio para descontaminação de superfície mostrou que a irradiação *laser* tem maior eficiência na remoção das substâncias que contaminam a superfícies dos implantes quando comparada ao tratamento químico convencional, sem que ocorram mudanças significativas nas superfícies dos implantes⁵⁴.

Diversos estudos clínicos preliminares mostram que o *laser* de Er,Cr:YSGG é capaz de remover com eficiência os depósitos de bactérias em ambas as superfícies rugosas e lisas, sem mudar a topografia destes implantes⁵⁸. Recentemente a esterilização e descontaminação da superfície do implante com a utilização dos *lasers* tem sido bastante sugestivas, em especial o *laser* de Er:YAG que vem demonstrando uma excelente habilidade em ablacionar tecidos moles e duros. Com o seu comprimento de onda de 2,940 µm, este *laser* é altamente absorvido pela água, por isso possui várias indicações na área odontológica. Desta forma, é ressaltada sua utilização para descontaminação dos implantes sem que haja alteração na topografia dos mesmos, e sem causar injúrias aos tecidos adjacentes ocasionadas pelo aumento da temperatura. Devido ao sistema de refrigeração deste *laser*, a temperatura dos tecidos durante as irradiações é menor⁵⁹.

Foram estudadas as alterações que pudessem acontecer em diversas superfícies de implantes como as com ataque ácido, jateamento de areia, spray de plasma de titânio e revestida por hidroxiapatita, utilizando os *lasers* de alta potência de Nd:YAG, Ho:YAG, CO₂ e GaAlAs em diversos parâmetros de potencia. Após essas superfícies terem sido analisadas por meio de microscopia eletrônica de varredura, constatou-se que os *lasers* de YAG provocaram um derretimento, rachaduras e crateras nas superfícies dos implantes, enquanto que o *laser* de CO₂ provocou alterações superficiais nas superfícies com ataque ácido, revestida por hidroxiapatita e por spray de plasma de titânio. O *laser* de GaAlAs foi o único deste estudo que não modificou a topografia dos implantes, por isso a

conclusão a partir desses resultados foram que: os *lasers* de Nd:YAG e o Ho:YAG não eram indicados para descontaminação de superfícies de implantes, independente da potência utilizada. Já os *lasers* de CO₂ e Er:YAG deveriam ter suas potências controladas para evitar alterações e danos às superfícies⁶⁰.

A eficácia do *laser* de Er:YAG no tratamento da periimplantite, foi avaliada em 20 pacientes com lesões periimplantares moderadas e avançadas, com tratamentos mecânicos, utilizando curetas plásticas e terapia anti-microbiana com clorexidina a 0,2% onde a profundidade da bolsa periimplantar, índice de placa bacteriana, sangramento a sondagem, recessão gengival e nível de aderência clínica foram medidas no início do tratamento, três, seis, 12 meses após o término do tratamento. Os melhores resultados quanto à diminuição de sangramento a sondagem foi ao tratamento feito com o *laser* no período de até seis meses, por isso essas técnicas ainda são limitadas, quanto ao sucesso a longo prazo⁶¹.

Discos de titânio com diferentes tipos de superfícies desde usinadas até superfícies rugosas, irradiadas com *laser* de CO₂ com spot de 1,5mm, potência variando de 4 a 6 W, com frequência de 20 Hz e ciclo de trabalho de 6%, e com *laser* de Er,Cr:YSGG com potência de 1.25 W, e 42% de ar e 41% de água em sua refrigeração. Após análise em microscopia eletrônica de varredura com magnificação de 50X, 200X, 1.000 X, 2.500 X, 5.000X. As irradiações com estes *lasers* em discos variados de titânio não influenciou negativamente para a adesão de osteoblastos. Tais achados podem explicar o efeito da irradiação *laser* nos implantes e sua real possibilidade em nova formação óssea, porém mais pesquisas são necessárias para mostrar a real cicatrização e reosseointegração pós-irradiação com *lasers* de alta intensidade⁶².

3 OBJETIVOS

O presente projeto visa determinar as mudanças na morfologia de implantes de titânio, assim como monitorar a temperatura do osso adjacente aos mesmos, decorrentes da irradiação com *laser* de Er,Cr:YSGG, visando-se estabelecer o potencial do uso seguro deste *laser* para tratamento clínico da periimplantite.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Procedimentos

Para a realização deste estudo *in vitro*, foram obtidas 30 amostras de implantes de titânio, os quais foram aleatoriamente distribuídos em três grupos experimentais ($n = 10$), de acordo com a energia da irradiação *laser* empregada: G1: 75 mJ/pulso, densidade de energia de 16,09 J/cm²; G2: 100 mJ/pulso, densidade de energia de 22,65 J/cm²; G3: 125 mJ/pulso, densidade de energia de 28,31 J/cm². Todos os implantes foram irradiados com *laser* de Er,Cr:YSGG, $\lambda = 2,78 \mu\text{m}$, sob refrigeração constante. Em uma primeira fase experimental, os implantes foram irradiados manualmente, sendo avaliados morfológicamente por microscopia eletrônica de varredura. Após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa Animal do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Comissão Nacional de Energia Nuclear (IPEN – CNEN/SP), uma segunda fase experimental foi desenvolvida. Os mesmos implantes foram inseridos em 30 blocos de tecido ósseo, mandíbula de suíno, em cujos defeitos foram realizadas novas irradiações. As temperaturas no tecido ósseo adjacente aos implantes foram monitoradas durante as irradiações em três locais distintos por meio de termopares de resposta rápida. Para a avaliação estatística, cada local de temperatura monitorado foi analisado isoladamente, os implantes foram considerados como unidades experimentais, sendo a energia *laser* considerada como fator de variação. Os dados de temperatura obtidos foram analisados estatisticamente por meio de Análise de Variância e teste *post hoc* de Tukey, sendo o nível de significância adotado de 5%.

4.2 Primeira fase – caracterização morfológica das superfícies dos implantes irradiadas

4.2.1 Amostras

Para a execução da primeira fase experimental, foram utilizados 30 implantes de titânio (Osseotite Implant Innovations Inc. Palm Beach Gardens, FL, EUA) comercialmente puro (titânio grau II – ASTM F67), com superfície tratada por subtração ácida, duplo ataque ácido e esterilizados de fábrica com protocolo de esterilização para uso clínico (FIG. 1). Os implantes apresentam dimensões de 4,0 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento; apresentam superfície porosa que promove uma irregularidade superficial

com diâmetro dos seus poros variando entre 1,5µm (segundo informações do fabricante).



FIGURA 1 - Implante osseotite utilizado nos experimentos

4.2.2 Laser

A irradiação das amostras foi realizada com *laser* de Er,Cr:YSGG (FIG. 2), cuja emissão se dá por meio de uma fibra óptica flexível acoplada a uma peça de mão na qual se adapta uma ponta de 750 µm de diâmetro de cristal de safira, comum spray de ar/água ajustável (Millenium, Biolase Technology, Inc., San Clemente, CA, EUA). Este *laser* emite no comprimento de onda de 2,780 µm, com pulsos de duração entre 120 e 140 µs, 20 Hz de taxa de repetição e potência média variável de 0 a 6 W. O equipamento utilizado pertence ao Centro de *Lasers* e Aplicações do IPEN CNEN/SP (Projeto CEPID FAPESP n°. 05/51689-2).



FIGURA 2 - *Laser* de Er,Cr:YSGG Millennium, Biolase Technology, Inc., San Clemente, C.A.

4.2.3 Grupos experimentais e irradiações *laser*

Para esta fase experimental, os 30 implantes obtidos foram aleatoriamente distribuídos em três grupos experimentais distintos de acordo com a TAB. 1. A densidade de energia foi calculada como sendo a entregue na ponta da fibra, já que não é possível determinar a área exata de incidência do feixe no implante dentro do osso.

TABELA 1- Condições de irradiação empregadas no presente estudo

GRUPO	Potência média no display [W]	energia por pulso medida [J]	densidade de energia calculada [J/ cm ²] na saída da ponta da fibra
G 1	1,5	75 mJ	16,09
G 2	2,0	100 mJ	22,65
G 3	2,5	125 mJ	28,31

A energia emitida pelo *laser* foi verificada anteriormente à irradiação de cada amostra por um medidor de potência e energia, conforme (FieldMaster GS, Coherent Inc., EUA) ao qual estava acoplado um sensor para medidas de pulsos *laser* de alta potência (LP 10i, Coherent Inc., EUA) (FIG. 3).

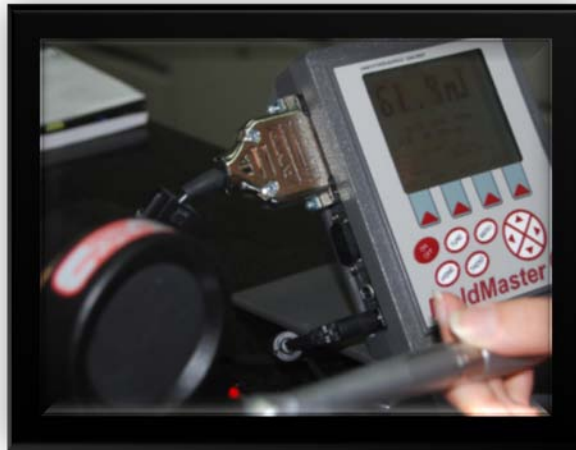


FIGURA 3 - Medidor de potência e energia com sensor (FieldMaster GS, Coherent, EUA)

No presente estudo, foi utilizada uma refrigeração com fluxo de ar de 50% e de água 50%. Para a irradiação das amostras, as mesmas foram posicionadas individualmente em suportes ópticos apropriados, de forma que as amostras se mantiveram estáticas durante as irradiações. As irradiações foram realizadas manualmente com tempo padronizado de 30 segundos, sob a forma de varredura, a 1 mm de distância da amostra, mantendo-se uma angulação de aproximadamente 45° de inclinação, de forma a simular a condição clínica (FIG. 4).

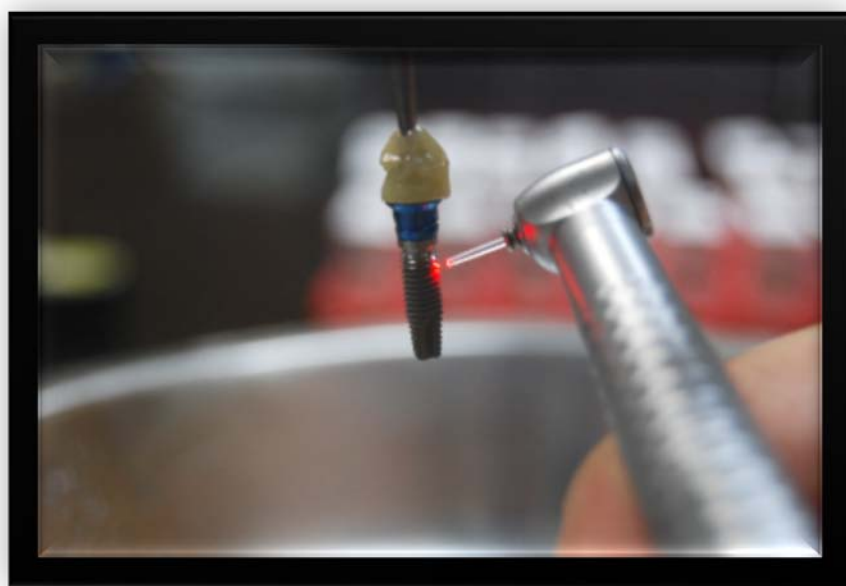


FIGURA 4 – Irradiação no implante Osseotite com o *laser* de Er,Cr:YSGG com o posicionamento a 45°

4.2.4 Análise morfológica

Após as irradiações, as amostras foram submetidas à avaliação em microscópio eletrônico de varredura (MEV). Para tal, as amostras foram posicionadas individualmente em porta-amostra (*stubs*) apropriados para visualização em MEV. Como se tratavam de amostras metálicas, não foi necessário o recobrimento ou a desidratação das amostras.

Para a tomada das imagens, foi empregado o microscópio eletrônico de varredura (Phillips XR 30 (Eindhoven, Holanda), pertencente ao Centro de Caracterização de Materiais do IPEN-CNEN/SP. De cada implante, foram obtidas 2 imagens das áreas irradiadas e 2 imagens das áreas não irradiadas para comparação, com as seguintes ampliações: 25X, 250X, 500X, 1000X e 2000X. As imagens obtidas foram analisadas e comparadas com o grupo controle quanto a modificação e alteração da topografia das superfícies de titânio dos implantes.

4.3 Segunda fase: análise de temperatura no tecido ósseo adjacente aos implantes

Nesta fase, foram empregados os mesmos 30 implantes da fase anterior, considerando que os mesmos não sofreram alterações morfológicas que interferissem nos resultados destas análises.

Os implantes foram inseridos cirurgicamente em 30 blocos de tecido ósseo de origem suína (mandíbulas), conforme protocolo cirúrgico recomendado pelo fabricante dos implantes utilizados. Este tecido ósseo foi selecionado por sua similaridade ao tecido ósseo humano^{63,64}. Os blocos estavam padronizados em 2 cm de comprimento, 1,5 cm de espessura e 2 cm de altura.

Antes da instalação dos implantes foram feitas três perfurações circulares de 1 mm de diâmetro, localizadas nos terços médio anterior, apical posterior e coronal posterior de cada implante, para possibilitar a passagem dos termopares, obtendo-se o contato com a superfície dos implantes, finalizando com a utilização de limas de endodontia para desobstruir possíveis remanescentes ósseos no local que pudesse obstruir o contato do termopar com a superfície do implante. Esses orifícios foram criados usando-se pontas diamantadas esféricas sob refrigeração abundante, até que fosse possibilitado o contato dos termopares nos terços médio anterior, apical posterior e coronal posterior de cada implante.

Depois foi feita a colocação dos implantes, conforme orientação do fabricante, com contra-ângulo em 600 rotações por minuto, utilizando as brocas da mesma marca do implante, seguindo sua ordem de perfuração, com refrigeração abundante, e colocação do implante em 20 rotações por minuto com contra-ângulo até a completa inserção do

implante no osso e por último foram criados defeitos ósseos padronizados com dimensões de 3 x 3 mm, visando-se simular uma perda óssea causada por periimplantite. Os defeitos foram criados na superfície vestibular coronal dos implantes, por meio de ponta carbide tronco-cônica 702 e cinzéis para remoção do tecido ósseo. Os defeitos foram padronizados com dimensões de 3 x 3 mm (FIG. 5).

Após a confecção dos orifícios, colocação dos implantes e confecção dos defeitos, os tecidos ósseos foram mantidos congelados até 2 horas antes do início dos experimentos.

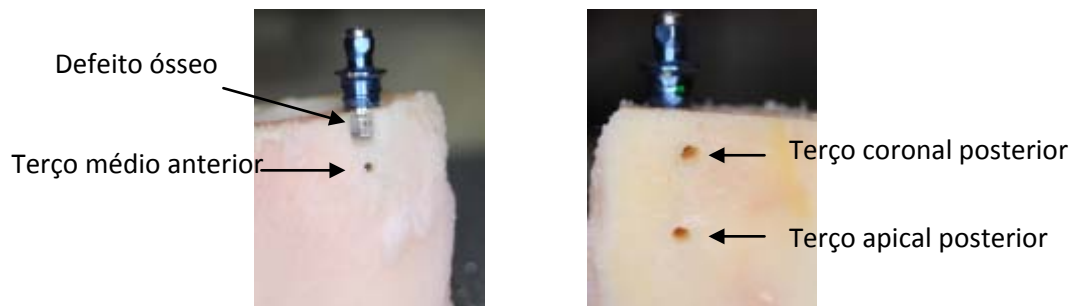


FIGURA 5 – Fotos com as três perfurações circulares (setas) de 1 mm de diâmetro no bloco de osso bovino para colocação dos termopares

Para a análise da elevação de temperatura atingida durante as irradiações, os três orifícios criados com pontas diamantadas esféricas foram preenchidos com pasta térmica (Implastec, Votorantim, Brasil), de condutividade térmica equivalente a $0.4 \text{ cal s}^{-1} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$, com auxílio de seringas descartáveis. Em seguida, foram posicionados três termopares tipo K (chromel-alumel – NiCr-NiAl, Omega Eng. Inc., Stanford, CA, EUA) com espessura de $127 \text{ } \mu\text{m}$ e resolução de $0,1 \text{ } ^\circ\text{C}$ em cada um dos orifícios criados, de forma que as extremidades dos termopares estivessem em contato com a superfície dos implantes e cujo posicionamento foi monitorado por radiografias periapicais. A porção externa dos orifícios dos termopares foi selada com cera utilidade, visando evitar a entrada de água do banho térmico para o interior do tecido ósseo.

As amostras assim obtidas foram aleatoriamente distribuídas em três grupos experimentais distintos, conforme descrito no item 4.2.3. Durante as irradiações, as temperaturas nos terços médio anterior, apical posterior e coronal posterior foram monitoradas. Para as análises das temperaturas dos blocos de tecido ósseo, os mesmos foram imersos em banho térmico com temperatura controlada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ (Precision Scientific Co, Chicago, IL, EUA), de forma que somente o defeito ósseo não ficasse submerso; desta forma, simulou-se a influência da temperatura corporal sobre a

propagação do calor. Os termopares foram, então, conectados a um sistema de monitoração de temperatura composto de um registrador, com resolução temporal de 0,05 segundos (NI 9213, National Instruments, EUA), conectado a um computador.

As irradiações foram realizadas sobre os implantes, na região onde foram criados os defeitos ósseos, nas mesmas condições descritas anteriormente, com 30 segundos de irradiação, sob a forma de varredura manual. Finalizadas as irradiações de cada implante, a temperatura foi monitorada por mais 2 minutos, de forma a se visualizar a redução da mesma (FIG. 6).

Os valores de temperatura obtidos foram analisados graficamente, empregando-se o software OriginPro 8 (Originlab corporation, Northhampton, MA, EUA). Os valores de variação de temperatura obtidos em cada região do tecido ósseo e em cada grupo experimental foram analisados estatisticamente empregando-se Análise de Variância e o teste *post hoc* de Tukey, considerando-se o nível de significância estatística de 5%.

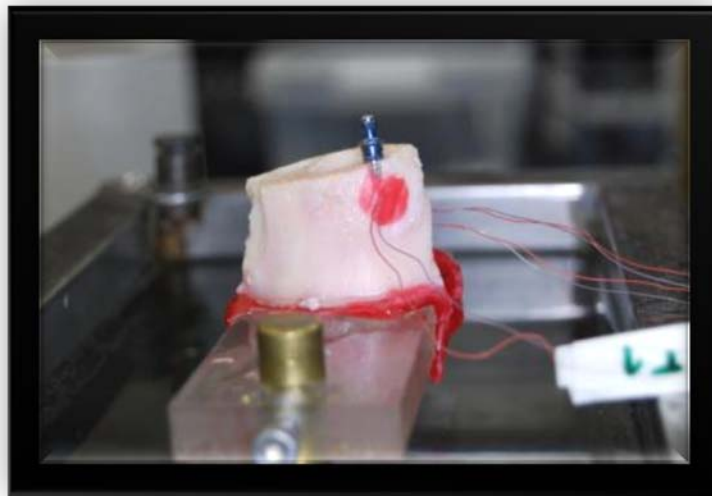


FIGURA 6 - Implante Osseotite inserido em bloco ósseo e posicionamento dos termopares para medida de temperatura durante as irradiações

5 RESULTADOS

5.1 Caracterização morfológica

A FIG. 7 evidencia eletromicrografias representativas de amostras não irradiadas, em diferentes magnificações, correspondendo, portanto, às faces controle de cada implante utilizado no presente estudo. Por elas, pode-se evidenciar uma superfície homogênea, com a presença de microrugosidades típicas do tratamento de superfície dos implantes por meio de ataque ácido, com ausências de defeitos estruturais tais como trincas ou áreas sem tratamento ácido.

Na FIG. 8, observam-se eletromicrografias de implantes irradiados com densidade de energia de $16,09 \text{ J/cm}^2$. Evidencia-se que já houve uma diferença na topografia desses implantes quando comparados ao grupo controle, onde podemos observar algumas ranhuras na superfície e pontos de derretimento do titânio. Nas eletromicrografias presentes da FIG. 9, evidencia-se maior quantidade de áreas alteradas pela irradiação laser com densidade de energia de $22,65 \text{ J/cm}^2$ (setas), promovendo-se derretimento da superfície dos implantes principalmente nas cristas das espiras, isto é, os locais de maior proximidade com a fibra do laser. Na FIG. 10, com a utilização de maior densidade de energia ($28,31 \text{ J/cm}^2$), notam-se áreas de ablação da superfície do titânio, também mais prevalentes nas cristas das espiras, isto é, locais que tiveram mais proximidade com as irradiações. Desta maneira, observa-se que os efeitos promovidos na morfologia dos implantes de titânio são dependentes da densidade de energia laser empregada. Vale ressaltar que em nenhum dos grupos experimentais foi observado efeitos deletérios tais como trincas ou carbonizações.

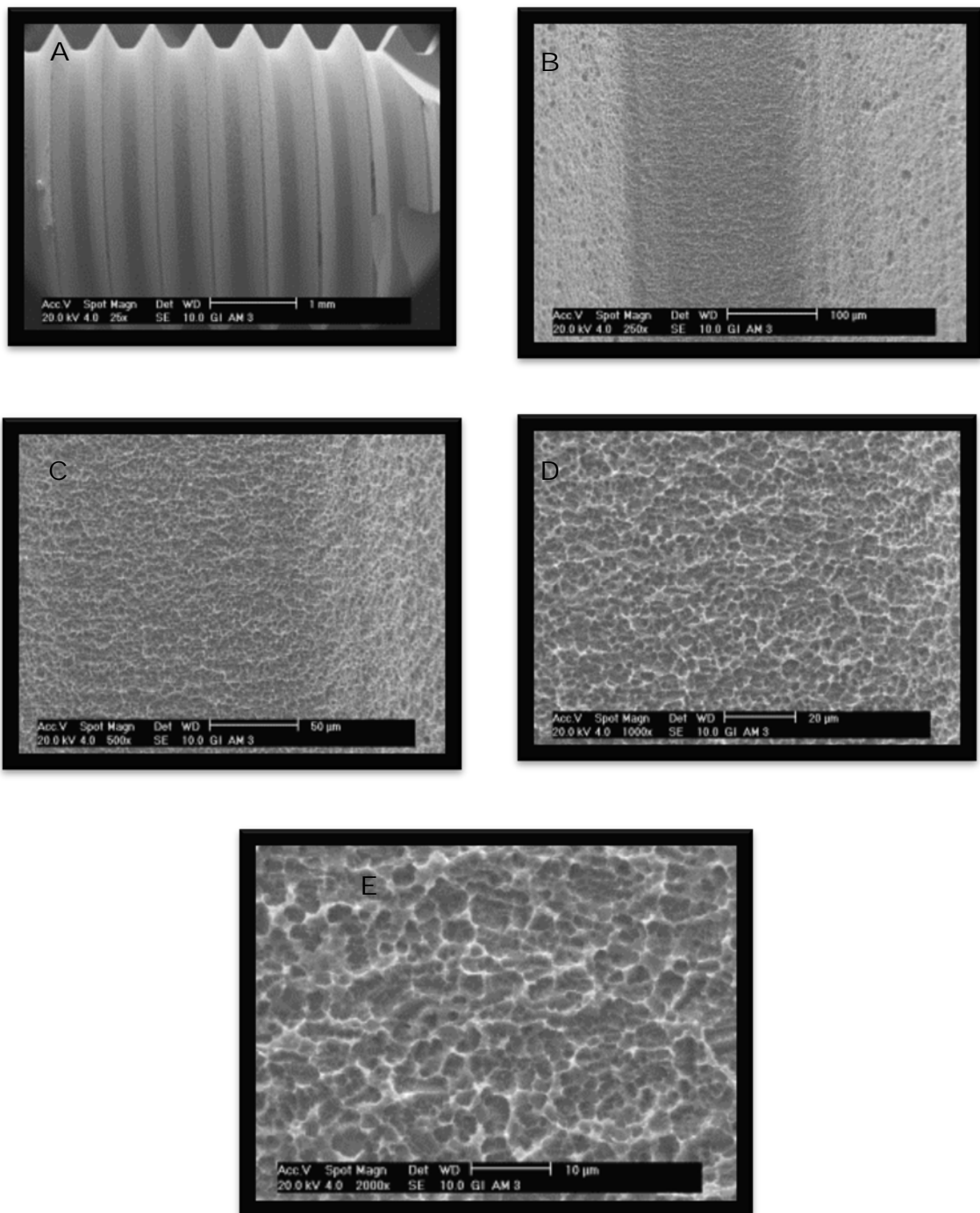


FIGURA 7 - Eletromicrografias representativas das amostras de implante de titânio não irradiadas. As imagens representam as faces que foram consideradas controle de cada implante utilizado no presente estudo. Por elas, pode-se evidenciar uma superfície homogênea, com a presença de micro rugosidades típicas do tratamento de superfície dos implantes por meio de ataque ácido, com ausências de defeitos estruturais tais como trincas. Em A= magnificação original de 25X; B = 250X; C = 500X; D = 1000X; E = 2000X

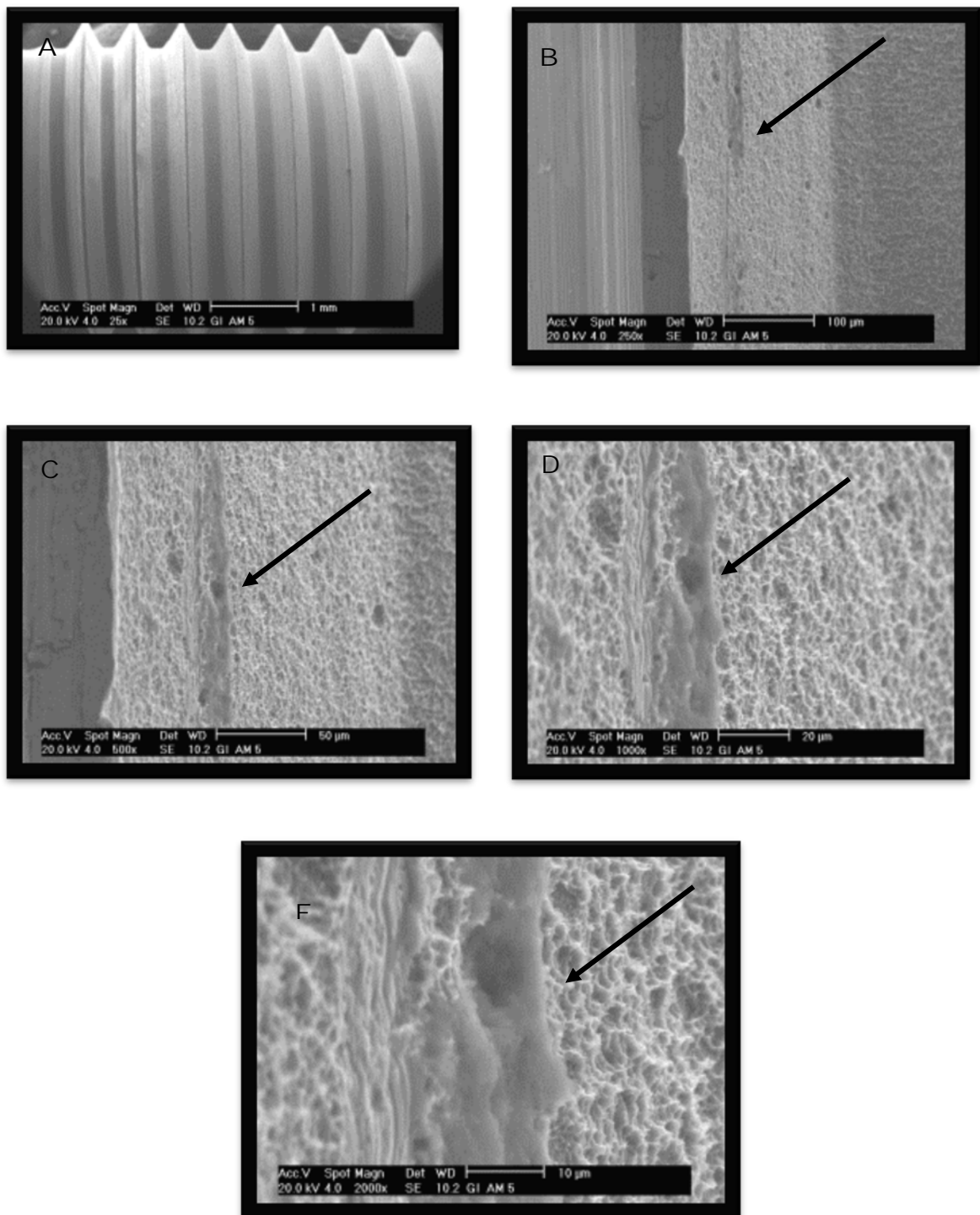


FIGURA 8 - Eletromicrografias representativas das amostras de implante de titânio irradiadas com *laser* de Er,Cr:YSGG com energia por pulso de 75 mJ. Nos maiores aumentos, nota-se modificação da superfície do titânio por meio de superfícies com aspecto de fusão (setas). Em A= magnificação original de 25X; B = 250X; C = 500X; D = 1000X; E = 2000X

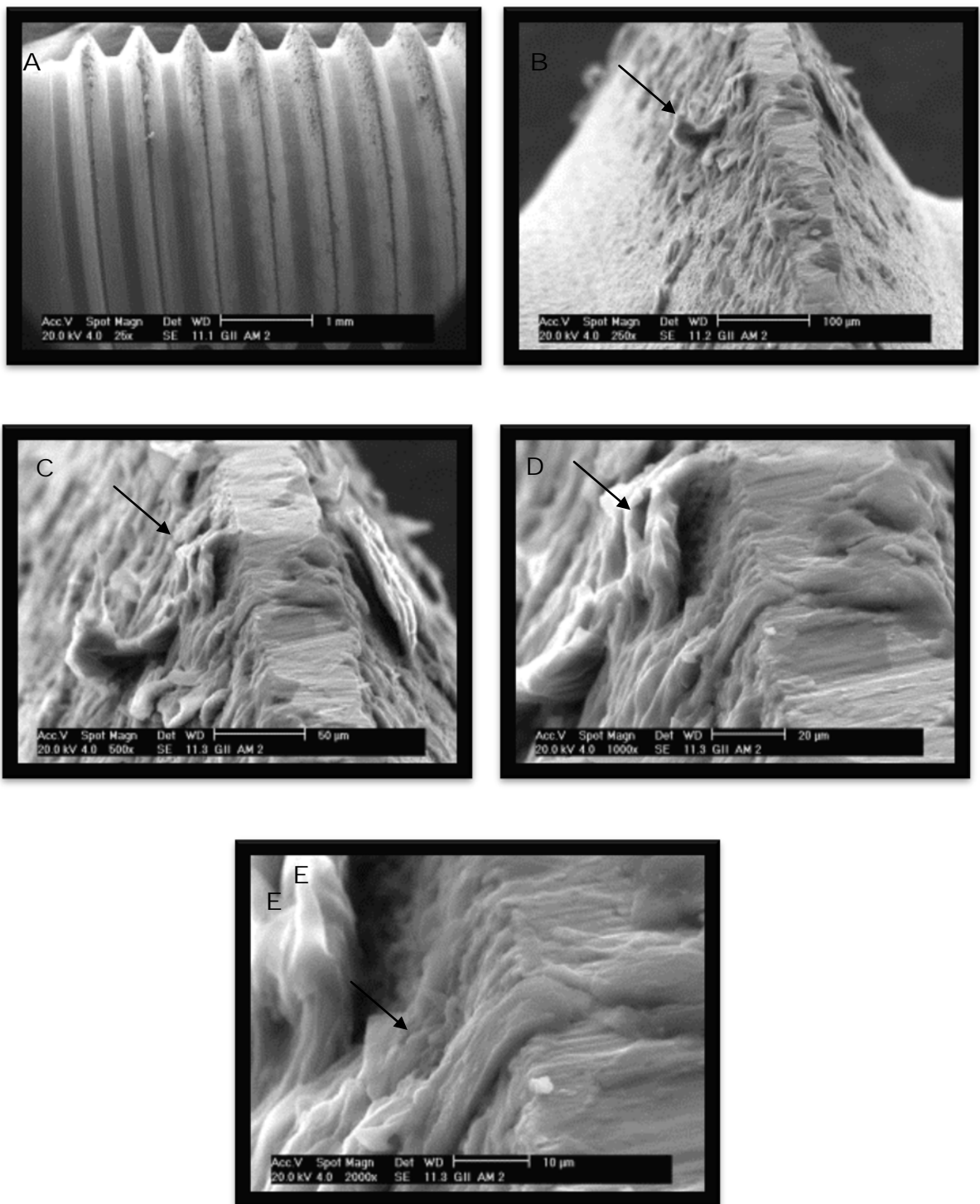


FIGURA 9 - Eletromicrografias representativas das amostras de implante de titânio irradiadas com *laser* de Er,Cr:YSGG com energia por pulso de 100 mJ. Nota-se a presença áreas de intensa fusão e resolidificação do titânio (setas), porém sem áreas de carbonização ou trincas. Em A = magnificação original de 25X; B = 250X; C = 500X; D = 1000X; E = 2000X

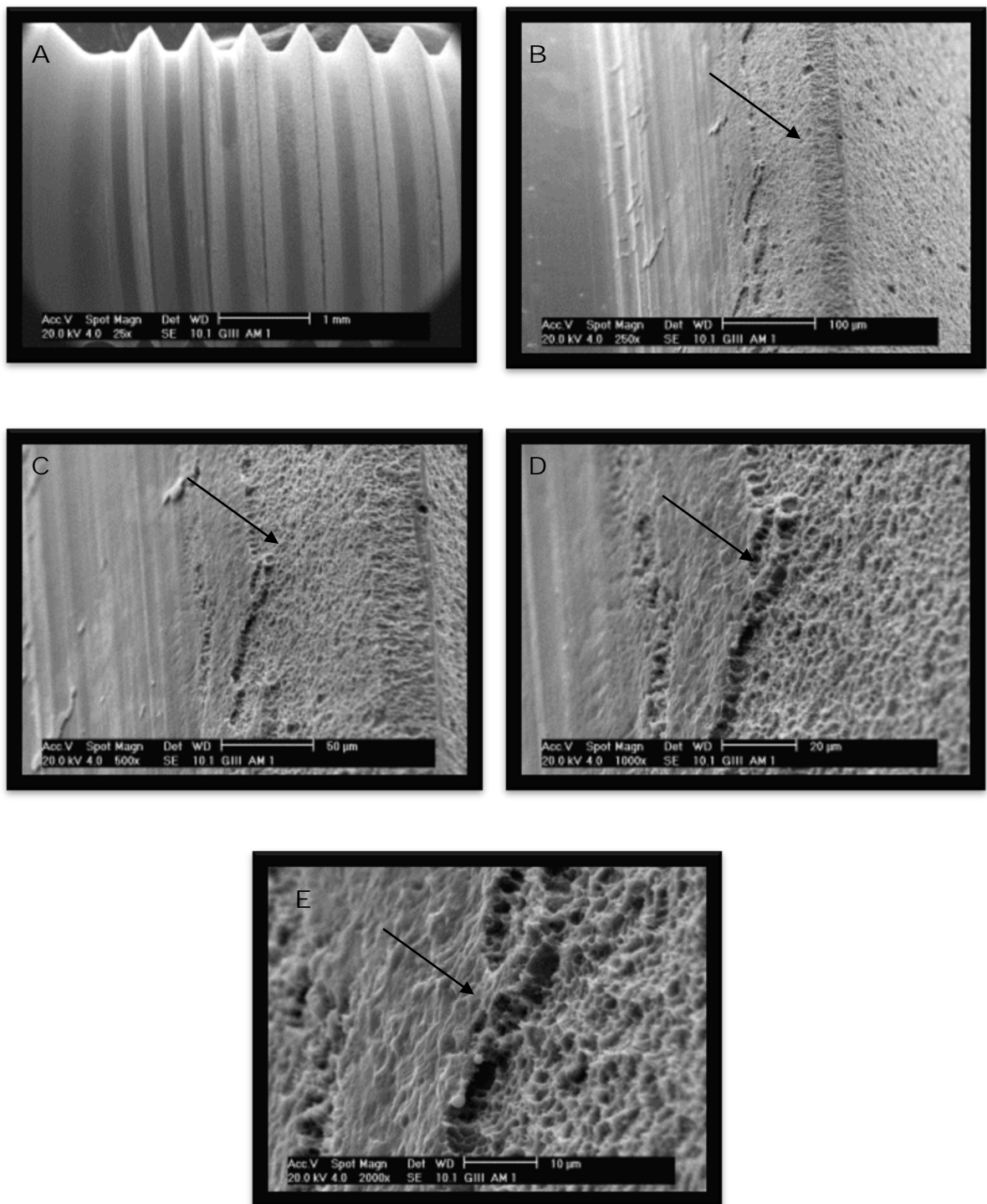


FIGURA 10 - Eletromicrografias representativas das amostras de implante de titânio irradiadas com *laser* de Er,Cr:YSGG com energia por pulso de 125 mJ, densidade de energia = 28,31 J/cm². Nota-se a presença de intensas áreas de fusão do titânio (setas), maior alteração na topografia, provavelmente uma evaporação de parte do material dessa superfície, mas não se observa áreas de carbonização ou trincas. Em A = magnificação original de 25X; B = 250X; C = 500X; D = 1000X; E = 2000X

5.2 Análise de temperatura no tecido ósseo

Os gráficos a seguir ilustram as variações médias de temperatura obtidas durante as irradiações com *laser* de Er,Cr:YSGG no defeito ósseo criado, para os três grupos de tratamento propostos no presente estudo. Pela análise da FIG. 11, observa-se que as variações médias de temperatura no tecido ósseo adjacente aos implantes, localizado no terço médio anterior, durante as irradiações não ultrapassou 10,0⁰C, sendo 9,0⁰C a maior variação de temperatura encontrada para o grupo G1. Contudo, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos experimentais ($p = 0,5831$ - TAB. 2).

TABELA 2 - elevações de temperatura obtidas no terço médio anterior dos implantes considerando-se os três grupos experimentais estudados. Dados padrão.

Fonte de variação	SQ	gl	MQ	F	Valor P
Entre grupos	15.646	2	7.823	0.5597	0.5831
Resíduo	363.389	26	13.976		
Total	379.035	28			

* $pL < 0,05$ representa diferença estatística

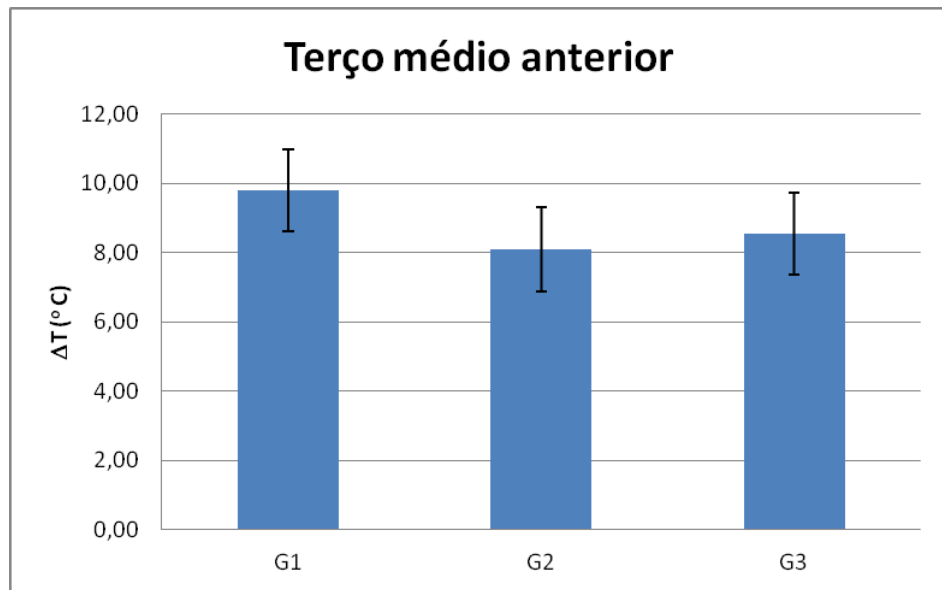


FIGURA 11 - Variação média de temperatura no terço apical anterior dos implantes durante as irradiações com o *laser* de Er,Cr:YSGG nos diferentes grupos de tratamento. As barras indicam erro padrão

Em relação ao terço coronal posterior dos implantes (FIG. 12), evidencia-se que as maiores variações de temperatura foram encontradas também para o grupo G1, seguidas pelos grupos G2 e G3, nesta ordem. Observa-se, também, que as variações médias não ultrapassaram 8°C para nenhum dos grupos de tratamento testado, não sendo também evidenciadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos experimentais ($p = 0,0626$ – TAB. 3). Considerando-se o terço apical posterior dos implantes (FIG. 13), observa-se também não haver variações de temperatura superiores a 8°C em nenhum dos grupos experimentais testados, assim como também não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre eles ($p = 0,1774$ – TAB. 4).

TABELA 3 - Resultados da análise de variância realizada para comparação entre as elevações de temperatura obtidas no terço coronal posterior dos implantes considerando-se os três grupos experimentais estudados. Dados padrão

Fonte de variação	SQ	Gl	MQ	F	Valor P
Entre grupos	46.677	2	23.338	3.0602	0.0626
Resíduo	198.289	26	7.626		
Total	244.966	28			

* $pL < 0,05$ representa diferença estatística

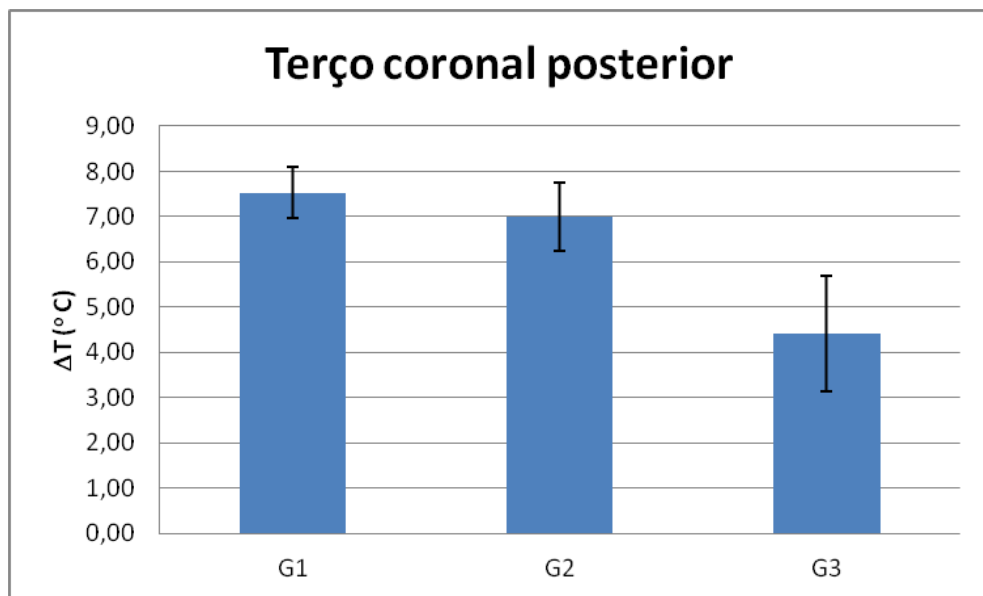


FIGURA 12 - Variação média de temperatura no terço coronal posterior dos implantes durante as irradiações com o *laser* de Er,Cr:YSGG nos diferentes grupos de tratamento. As barras indicam erro padrão

Tabela 4 - Resultados da análise de variância realizada para comparação entre as elevações de temperatura obtidas no terço apical posterior dos implantes considerando-se os três grupos experimentais estudados. Dados padrão

Fonte de variação	SQ	Gl	MQ	F	Valor P
Entre grupos	36.700	2	18.350	1.8400	0.1774
Resíduo	259.300	26	9.973		
Total	296.000	28			

* $pL < 0,05$ representa diferença estatística

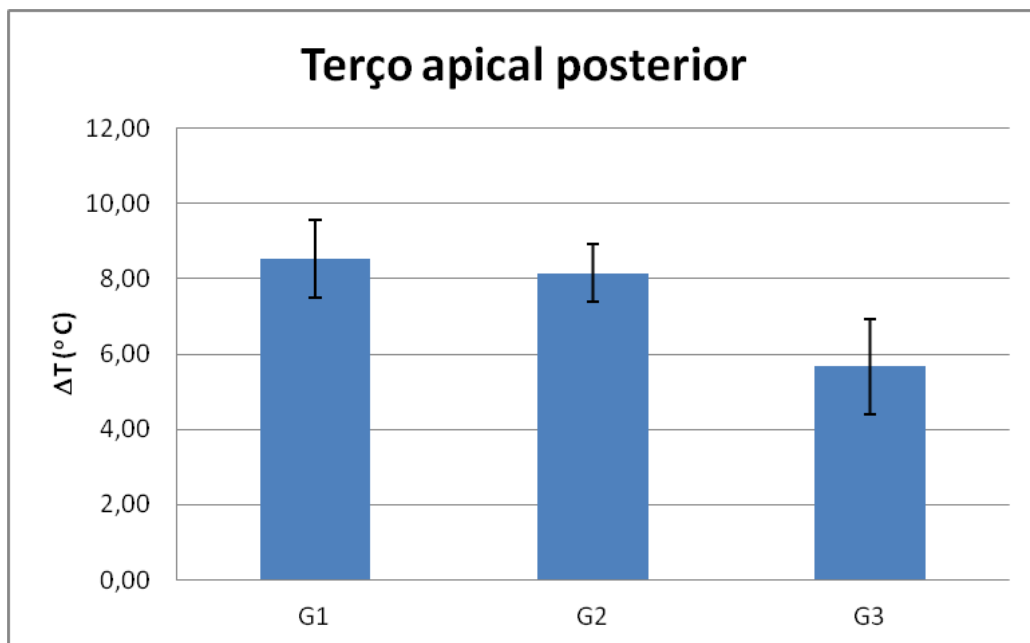


FIGURA 13 - Variação média de temperatura no terço apical posterior dos implantes durante as irradiações com o *laser* de Er,Cr:YSGG nos diferentes grupos de tratamento. As barras indicam erro padrão

A TAB. 5 mostra a variação de temperatura em cada grupo experimental, assim como seus valores de desvio padrão e a máxima temperatura encontrada de acordo com o grupo experimental e a posição do termopar.

TABELA 5 – Variação média e valores máximos de temperatura encontrados em cada região do tecido ósseo avaliado de acordo com os grupos experimentais testados

Grupo de tratamento	Posição Avaliada	$\Delta T \pm DP$ (°C)	Coefficiente de variação	Máxima temperatura registrada (°C)
G1	Terço Médio Anterior	-9,80 ± 3,8	0,25	38,82
	Terço Apical Posterior	-8,52 ± 3,3	0,22	37,86
	Terço Coronal Posterior	-7,53 ± 1,7	0,19	39,24
G2	Terço Médio Anterior	-8,11 ± 3,8	0,21	38,38
	Terço Apical Posterior	-8,15 ± 2,3	0,18	37,858
	Terço Coronal Posterior	-6,99 ± 2,4	0,30	39,25
G3	Terço Médio Anterior	-8,56 ± 3,6	0,22	38,11
	Terço Apical Posterior	-5,67 ± 3,8	0,16	34,75
	Terço Coronal Posterior	-4,40 ± 3,7	0,13	34,71

* pL < 0,05 representa diferença estatística

Para relacionar os valores de temperatura registrados nos diferentes termopares para cada grupo de tratamento, gráficos de coluna foram feitos e podem ser observados nas FIG. 14, 15, 4e 16. Além destes, foram efetuadas análises de variância (TAB. 6, 7 e 8) para se comparar estatisticamente os valores de temperatura registrados em cada posição avaliada de tecido ósseo.

De acordo com os dados obtidos, evidencia-se que não há diferença estatisticamente significativa entre as elevações de temperatura obtidas entre os diferentes grupos de tratamento, independentemente da posição do termopar no tecido ósseo. Desta maneira, observa-se que a variação de temperatura apresentou-se uniforme em todo o implante, independentemente da posição analisada.

Tabela 6 - Resultados da análise de variância realizada para comparação entre as elevações de temperatura obtidas para o grupo experimental G1 considerando-se as três regiões de tecido ósseo analisadas. Dados padrão

Fonte de variação	SQ	Gl	MQ	F	Valor P
Entre grupos	27,267	2	13,633	1,4481	1,2518
Resíduo	254,200	27	9,415		
Total	281,467	29			

* pL 0,05 apresenta diferença estatística

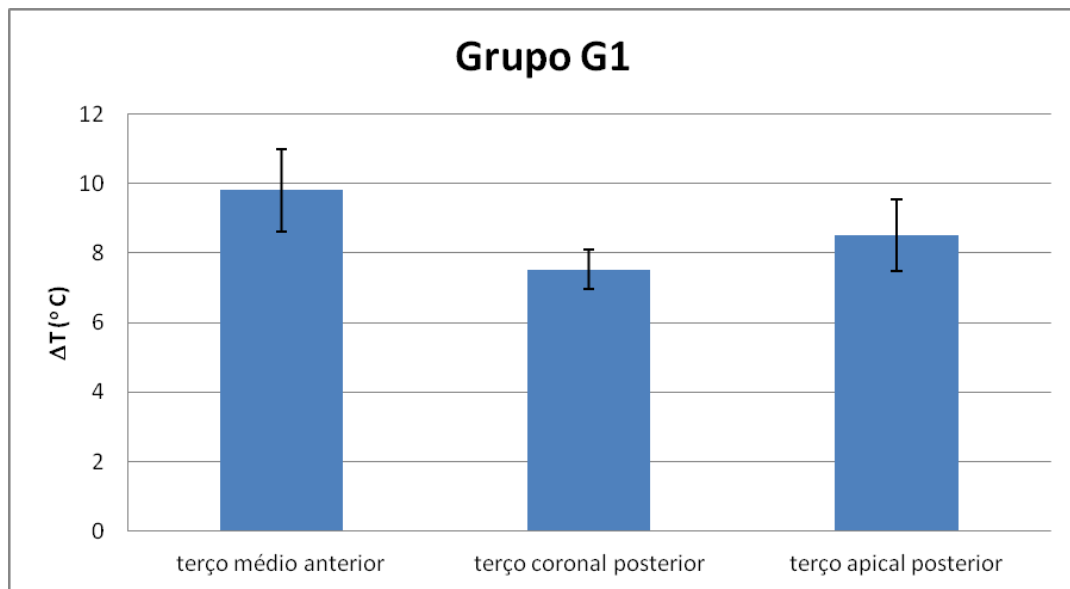


FIGURA 14 - Variação média de temperatura nas diferentes regiões de tecido ósseo analisadas durante as irradiações com o *laser* de Er,Cr:YSGG nos parâmetros definidos para o grupo G1. As barras indicam erro padrão

TABELA 7 - Resultados da análise de variância realizada para comparação entre as elevações de temperatura obtidas para o grupo experimental G2 considerando-se as três regiões de tecido ósseo analisadas. Dados padrão

Fonte de variação	SQ	Gl	MQ	F	Valor P
Entre grupos	8.867	2	4.433	0.5051	0.6143
Resíduo	237.000	27	8.778		
Total	245.867	29			

* pL 0,05 apresenta diferença estatística

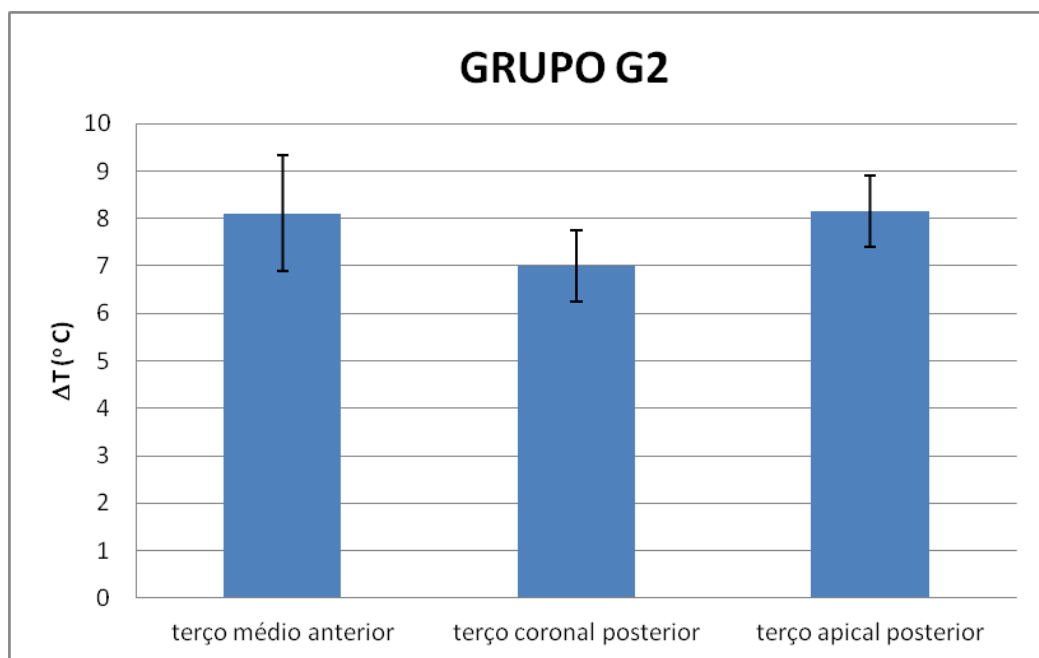


FIGURA 15 - Variação média de temperatura nas diferentes regiões de tecido ósseo analisadas durante as irradiações com o *laser* de Er,Cr:YSGG nos parâmetros definidos para o grupo G2. As barras indicam erro padrão

TABELA 8 - Resultados da análise de variância realizada para comparação entre as elevações de temperatura obtidas para o grupo experimental G3 considerando-se as três regiões de tecido ósseo analisadas. Dados padrão

Fonte de variação	SQ	GI	MQ	F	Valor P
Entre grupos	75.630	2	37.815	2.7520	0.0824
Resíduo	329.778	24	13.741		
Total	405.408	26			

* pL 0,05 apresenta diferença estatística

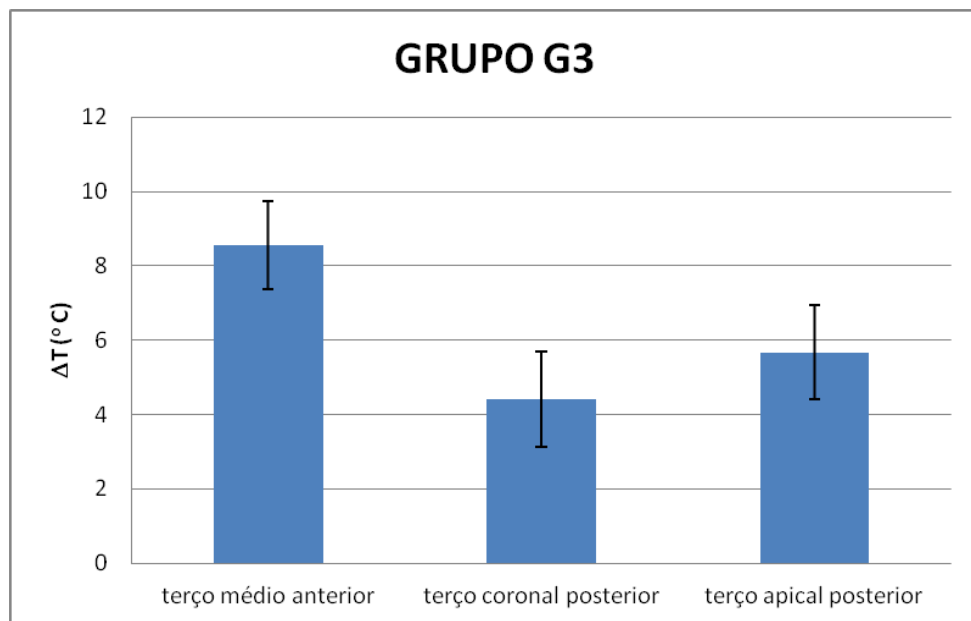


FIGURA 16 - Variação média de temperatura nas diferentes regiões de tecido ósseo analisadas durante as irradiações com o *laser* de Er,Cr:YSGG nos parâmetros definidos para o grupo G3. As barras indicam erro padrão

As FIG. 17, 18 e 19 ilustram o comportamento médio da temperatura nas diferentes regiões do tecido ósseo, no decorrer do tempo, para os diferentes grupos de tratamento. Por estas figuras, evidencia-se, ao contrário do que se esperava, que as temperaturas diminuem durante as irradiações, e não aumentam. Desta forma, os valores de variação de temperatura mostrados anteriormente referem-se ao decréscimo da temperatura durante as irradiações provavelmente promovida pela refrigeração pela associação de spray de ar/água do *laser*. Pelas Fig. 17, 18 e 19 evidencia-se que a temperatura do tecido ósseo decresce durante as irradiações, retornando aos valores iniciais após o final das mesmas. Observa-se, também, que tal fenômeno ocorreu em todos os grupos experimentais testados, independentemente da região do implante avaliada.

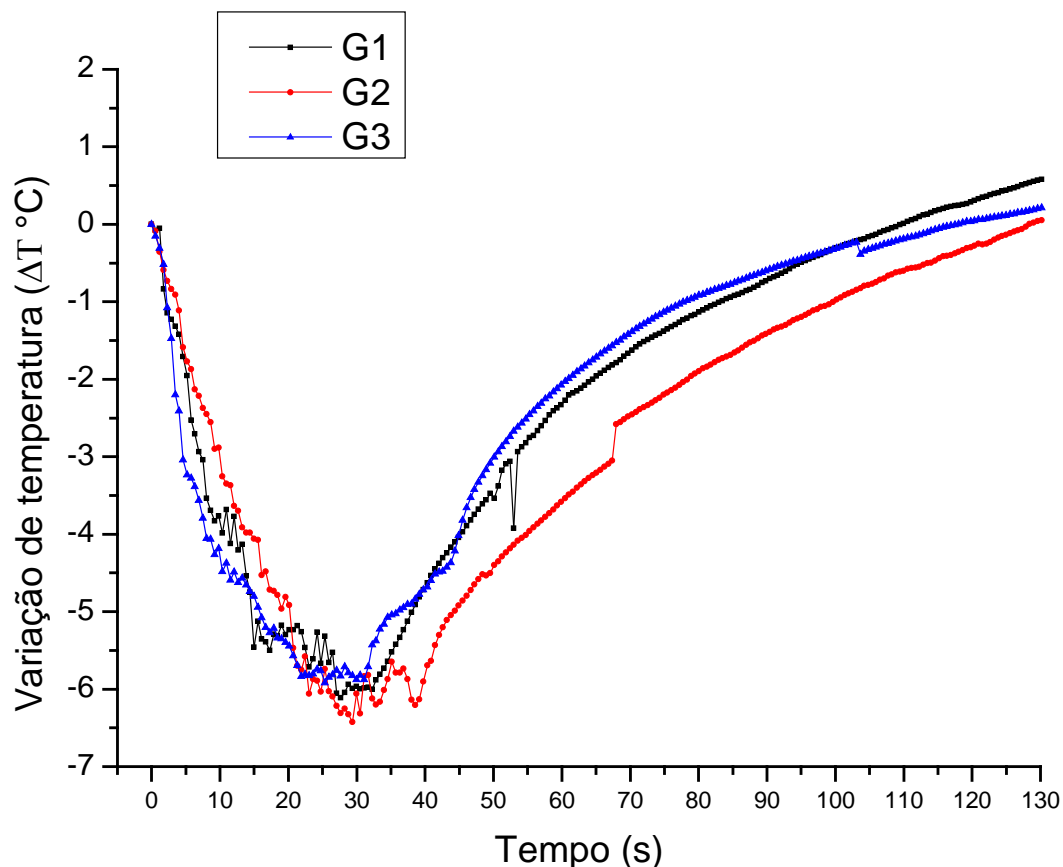


FIGURA 17 - Curva média representativa da variação de temperatura, no decorrer do tempo, obtida no terço médio anterior dos implantes avaliados, para todos os grupos testados.

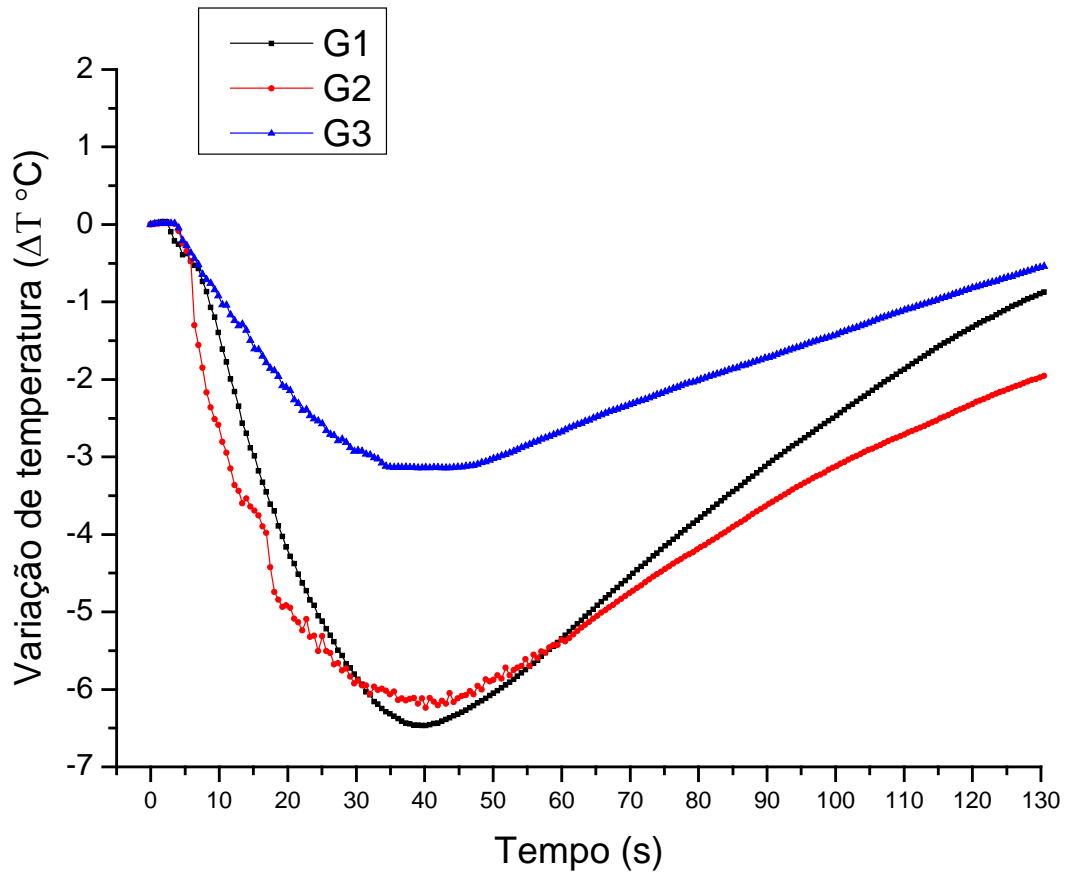


FIGURA 18 - Curva média representativa da variação de temperatura, no decorrer do tempo, obtida no terço coronal posterior dos implantes avaliados, para todos os grupos experimentais testados .

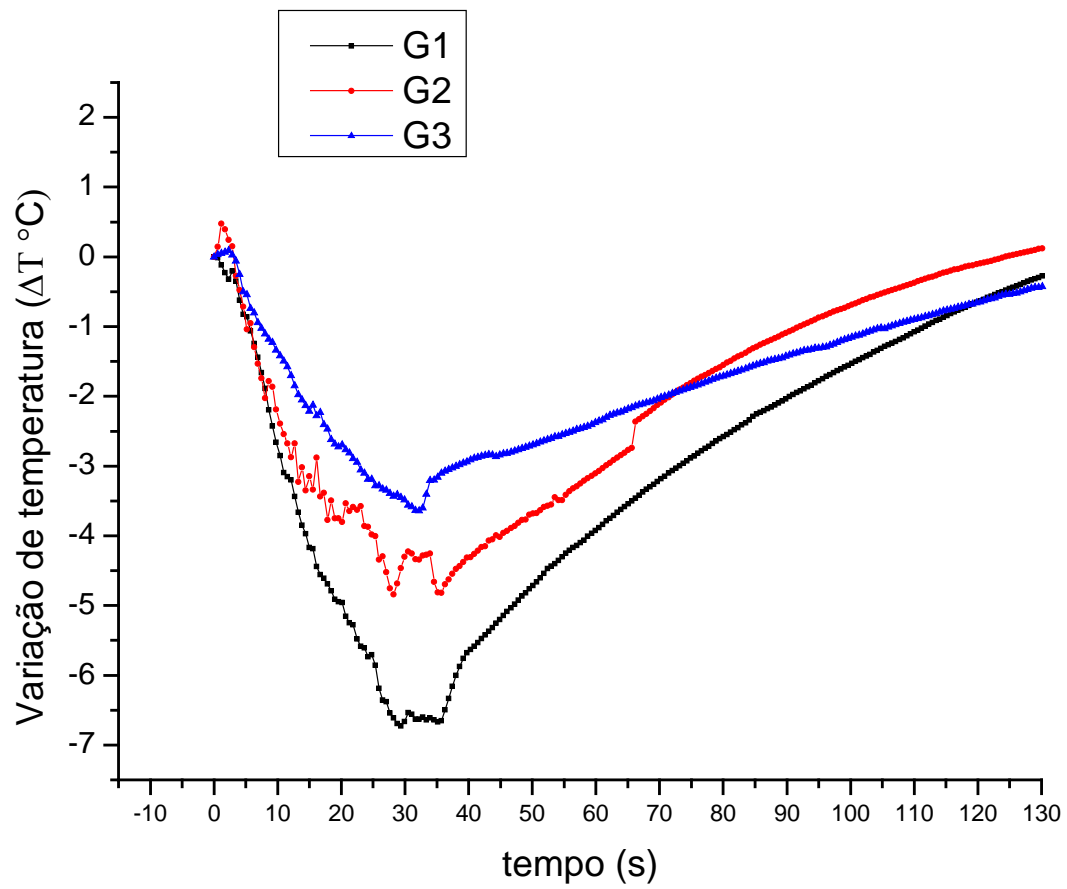


FIGURA 19 - Curva média representativa da variação de temperatura, no decorrer do tempo, obtida no terço apical posterior dos implantes avaliados, para todos os grupos experimentais testados.

6 DISCUSSÃO

Comercialmente existem diversas marcas e superfícies de implantes, que se diferenciam entre si por suas características micro-topográficas devido ao tratamento das superfícies, aumentando assim a área de contato osso-implante. Este fato, por sua vez, diminui cada vez mais o tempo de osseointegração, pois a resposta biológica está relacionada às propriedades físico-químicas das superfícies, e não há dúvidas que a topografia das superfícies influencia diretamente na formação óssea sobre o implante. O implante escolhido para este trabalho foi o implante OSSEOTITE 3i Biomed, que já está no mercado há bastante tempo, com diversos trabalhos publicados em longo prazo. Além disso, trata-se de um dos implantes mais utilizados no mundo nas últimas décadas, reportando-se excelente taxa de sucesso⁶⁵.

“A redução microbiana de bolsas e sulcos periimplantares é conseguida também através da terapia mecânica, porém o uso exclusivo de curetas não permite a manutenção de níveis baixos de microorganismos por períodos mais prolongados, principalmente em áreas de difícil acesso. O efeito antimicrobiano dos lasers de alta potência e da terapia fotodinâmica (PDT) vem ao encontro da necessidade de complementação da redução microbiana conseguida pelo tratamento tradicional” (Eduardo, 2010)⁶⁶.

A descontaminação da superfície do implante com *laser* de alta potência tem demonstrado resultados favoráveis para a neoformação óssea no tratamento da periimplantite. Porém o comprimento de onda do *laser* deve ser criteriosamente selecionado, já que as alterações promovidas pela intensidade da luz com a superfície de titânio podem prejudicar o prognóstico do tratamento⁶⁶. Dentre os *lasers* de alta potência mais indicados para a periimplantite de acordo com estudos estão os *lasers* de Er:YAG e de Er,Cr:YSGG, que apontam a neoformação óssea após a descontaminação da superfície de titânio, além da ausência de alterações morfológicas quando da utilização de protocolos de irradiação adequados^{67, 68}.

Os parâmetros utilizados para irradiação *laser* deste trabalho foram baseados no trabalho de Schwarz, F. e colaboradores (2006)⁵⁶, com os seguintes parâmetros para o *laser* de Er,Cr:YSGG: potências médias de 0.5W, 1.0W, 1.5W, 2.0W e 2.5W, com 20 a 25 Hz de taxa de repetição. A ponta ativa do *laser* foi guiada em direção ao implante sob irrigação 50% de água e 50% de ar. Neste mesmo trabalho os autores demonstram que o uso dos *lasers* de Er,Cr:YSGG e Er:YAG para o tratamento de periimplantite, tanto em estudos *in vitro* quanto em estudos clínicos controlados, resultaram em significativas

reduções das medidas de profundidades de bolsas periimplantares quando comparadas a tratamentos convencionais, além de não causar danos térmicos à superfície dos implantes com potências utilizadas até 2,5 W, sendo também são altamente eficientes para redução microbiana^{55, 56, 58, 61}.

A literatura atual mostra-se bastante controversa a respeito dos protocolos utilizados e tipos de *laser* seguros e eficientes para o tratamento da periimplantite, pois há diversos parâmetros com resultados divergentes; por isso a necessidade de se testar parâmetros seguros já empregados em outros trabalhos da literatura para a obtenção de um protocolo para utilização clínica e que seja útil para outros trabalhos futuros. O *laser* de Er,Cr:YSGG opera em um comprimento de onda de 2.78 μm e exerce um efeito similar quando comparado com o *laser* de Er:YAG que opera com comprimento de onda de 2.94 μm . Ambos os *lasers* atuam em modo pulsado, possuem alta absorção pelos tecidos dentais tanto para tecidos moles e tecidos duros, com poucos efeitos térmicos ao osso e sem alterar ou afetar pouco a superfície do implante, por isso a escolha deste comprimento de onda para utilizar no presente estudo⁶⁹.

Diversos *lasers* já foram utilizados para o tratamento da periimplantite, incluindo os *lasers* de Nd:YAG, Ho:YAG, GaAlAs e de CO₂, porém a maioria desses *lasers* geram um grande aquecimento nas superfícies, muitas vezes devido à ausência de refrigeração.

Estudos de temperatura óssea^{70, 71} demonstraram que elevações de temperatura acima de 47⁰C por um minuto causam danos irreversíveis ao osso. Um aumento de 10⁰ C acima da temperatura corporal (37⁰C) é suficiente para produzir esse dano. Por isso os *lasers* não podem exceder esses limites quando aplicados nos implantes. O aumento na temperatura no tecido biológico é provocado pelo efeito térmico do *laser* e é capaz de causar desnaturação protéica e morte celular. Entretanto uma exposição do tecido biológico entre 47⁰C a 50⁰C *in vivo* durante ou mais de 1 minuto é capaz de provocar danos irreversíveis^{72, 73}. Desta forma é consenso da literatura que uma variação de até 10⁰ C por intervalos menores que 1 minuto, é considerado limite de segurança biológica.

Altas temperaturas podem alterar e causar danos a superfícies dos implantes, tornando-as inapropriadas para a regeneração pós-tratamento, tal como evidenciado em experimento *in vitro*⁷⁰, onde se concluiu que a utilização de *lasers* de diodo de alta intensidade com comprimento de onda de 810 nm e 980 nm, com 2 W de potência em modo contínuo, podem produzir um aumento de temperatura acima do nível crítico (10⁰C após apenas 10 segundos de irradiação) causando danos irreversíveis ao tecido ósseo, por

isso a importância de se observar o comportamento dos sistemas de *lasers* quanto ao aumento de temperatura⁷⁴. Outro estudo comprova efeitos deletérios utilizando o *laser* de Nd:YAG, onde se observou uma boa descontaminação da superfície do titânio, porém com mudanças significativas da superfície do implante quando analisadas em microscopia de varredura, onde foram observados derretimento de superfície e também formação de crateras, o que mostra uma topografia pouco propícia à osseointegração e revela a geração de grandes aumentos de temperaturas capazes de mudarem a topografia e estrutura do implante⁷⁵.

Estudos de análise de microscopia eletrônica de varredura observaram a ação do *laser* de CO₂ sobre implantes de titânio, e demonstraram que, quando utilizado com potências entre 1.0 W a 2.0 W, o mesmo não altera a superfície de implantes, sejam eles de superfícies SLA, cobertos por hidroxiapatita ou spray de plasma de titânio^{62, 76}. *Lasers* de diodo com comprimentos de onda de 980 nm operados no modo pulsado também parecem não alterar as superfícies dos implantes, mesmo com potência de até 10 W. Ao contrário desses *lasers*, a irradiação com Nd:YAG está associada a grandes alterações das superfícies, como derretimento, fusão, formação de crateras e trincas^{77, 78, 79}, pois trata-se de laser pulsado com altas potências pico.

Outros estudos^{75, 80, 81} investigaram os efeitos da irradiação com os *lasers* de Nd:YAG em implantes osseointegrados para descontaminação bacteriana e mostraram que além de alterarem bastante a morfologia do implante, causando fusão e crateras nas superfícies dos implantes, também causam injúrias nos tecidos periimplantares e ósseos adjacentes por aumento de temperatura quando utilizados perto dos implantes, por isso deve ser usado com cautela para o tratamento da periimplantite^{75, 80, 81}.

Apesar do *laser* de Er,Cr:YSGG ser largamente utilizado nos propósitos da odontologia, é um *laser* em potencial para aplicações na implantodontia sendo bastante eficiente para remoção das bactérias que colonizam a superfície dos implantes sem que a mesma seja alterada^{54, 57, 76}. Porém mais estudos são necessários para que possamos observar aspectos eficientes e seguros para os tecidos adjacentes ao implante.

Um estudo feito em mandíbula de porco demonstrou que, apesar do *laser* de CO₂ não alterar as superfícies dos implantes quando utilizadas potências baixas, o CO₂ pode causar danos térmicos aos tecidos periimplantares ao atingir temperaturas acima de 50⁰ C durante as irradiações⁶². Por isso a preocupação do nosso estudo foi analisar se a descontaminação bacteriana com o laser de Er,Cr:YSGG com parâmetros já utilizados em outros trabalhos⁵⁶ seria suficiente para provocar a lise bacteriana sem o aumento excessivo

da temperatura que fosse capaz de provocar efeitos deletérios ao tecido periimplantar (experimento realizado com blocos de osso suíno e implantes osseointegrados).

No presente trabalho, podemos observar que não houve variação de temperatura deletéria no tecido ósseo adjacente aos implantes após a irradiação com o *laser* de Er,Cr:YSGG durante 30 segundos, nas potências de 1.5 W, 2.0 W e 2.5 W, com irrigação de 50 % de água e 50% de ar. Isso se deve provavelmente a refrigeração promovida pelo spray ar-água empregado durante a irradiação *laser*. Estes resultados se assemelham a outros resultados obtidos⁸², em que o *laser* de Er,Cr:YSGG utilizando uma potência de 1,5 W com refrigeração de 2% de ar e 6% de água não induziu a um aumento significativo de temperatura dos implantes durante e após a irradiação, não sendo capaz assim de gerar danos ao tecido ósseo circunvizinhos localizado no terço apical. Os autores relatam que isso ocorreu devido ao uso da refrigeração, pois quando o mesmo *laser* foi utilizado sem a refrigeração, houve um aumento médio na temperatura de 5^o C - 7.5^oC, por isso é recomendado o uso de refrigeração para este comprimento de onda e condição de irradiação⁸². Neste mesmo trabalho, os autores observaram comportamentos de temperatura similar ao obtido no presente estudo, isto é, houve uma diminuição da temperatura no osso durante as irradiações com refrigeração.

Outros estudos com *lasers* de CO₂ também mostraram aumentos de temperaturas não significativas, quando operados em potências de 2 a 4 W em modo contínuo ou até 6 W em modo pulsado, sem refrigeração e com frequência de 20 Hz⁷⁴. Estes dados vão de acordo com outro estudo que testou o laser de CO₂, sob modo contínuo, sem refrigeração com potência de 4 W por 10 segundos onde, após análise de microscopia eletrônica de varredura, não se observou alteração significativa da superfície do implante SLA⁸³. Desta forma, se observa relatos conflitantes na literatura.

Deve-se ressaltar que, além do comprimento de onda da irradiação laser, o modo de emissão laser também é importante na geração do calor obtido, uma vez que lasers que operam sob modo contínuo não possibilitam o correto resfriamento do tecido; por isso, são frequentes os relatos de carbonizações ou danos térmicos proporcionados por lasers que operam sob modo contínuo, tais como os lasers de CO₂. Lasers pulsados que possuem largura de pulso menor que o tempo de relaxamento térmico do tecido são mais vantajosos, possibilitando grandes aumentos de temperatura pico, suficientes para exercer efeito bactericida, mas que permitem o correto resfriamento do tecido, evitando injúrias decorrentes deste aumento de temperatura. Por isso, os lasers de Er,Cr:YSGG tornam-se vantajosos⁸⁴.

Embora tenham sido reportados estudos que avaliem alguns parâmetros de irradiação e seus efeitos sobre a morte bacteriana, não há trabalhos prévios na literatura que avaliem os efeitos de diferentes parâmetros de irradiação, já em uso clínico, sobre a temperatura de tecido ósseo adjacente aos implantes com o laser de Er,Cr:YSGG. No presente estudo, pudemos observar que as temperaturas do tecido ósseo circunvizinho diminuem durante as irradiações, e não aumentam. Desta forma, os valores da variação de temperatura referem-se ao decréscimo da temperatura durante as irradiações provavelmente promovida pela refrigeração pela associação de spray de ar/água do *laser*.

As análises de microscopia de varredura das amostras deste estudo mostraram alguns pontos de derretimento seguido de solidificação e alteração da superfície, decorrentes do aumento da temperatura máxima durante as irradiações, a qual não pode ser detectada pela metodologia de avaliação de temperatura empregada no presente estudo. Se considerarmos a temperatura do ponto de fusão do titânio, pode-se sugerir que, nestes pontos, elevou-se a temperatura em torno de 1.668 °C⁸⁵.

Os resultados aqui obtidos são similares aos obtidos por outro estudo⁸⁶, realizado por microscopia eletrônica de varredura, onde se observou após a irradiação com laser de Er:YAG na superfície de implantes SLA, uma alteração da topografia do implante com pontos de derretimento da superfície, porém não foram observadas crateras ou trincas quando utilizou-se sob densidades de energia de 100 a 140 mJ/pulso. Outro estudo que apresenta resultados de morfologia similares aos do presente estudo⁸⁶, concluiu que o parâmetro com a utilização do laser de Er:YAG mais seguro capaz de não alterar significativamente as superfícies dos implantes SLA foi de 100 mJ/pulso, 10 Hz de taxa de repetição, por menos de 1,5 minutos, com refrigeração máxima⁸⁶.

A irradiação com *laser* Er:YAG com 10 Hz de taxa de repetição, durante 1 minuto e refrigeração em spray de água/ar, levou a uma redução bacteriana de 98% da região contaminada em um estudo *in vitro* com osso suíno⁷³.

Devido aos achados morfológicos do presente estudo, também sugere-se que as temperaturas máximas atingidas durante as irradiações possam ser eficientes para redução microbiana tendo em vista que a temperatura tem grande influência no desenvolvimento e crescimento dos microorganismos, que em sua maioria se multiplicam e desenvolvem em temperaturas entre 36°C a 42°C, por isso são necessárias elevações de temperatura acima de 42°C para promover morte bacteriana^{87, 88}. Esta suposição de que as condições de irradiação do presente estudo levam a redução microbiana é corroborada por Schwarz⁵⁶ que obteve descontaminação de implantes de titânio irradiados em condições semelhantes

a deste trabalho, porém com *laser* de Er:YAG, e também sem causar alterações nas superfícies irradiadas. A remoção de bactérias de superfícies rugosas de implantes de titânio sem causar danos estruturais nas superfícies também foi obtida com irradiação de *laser* de Er,Cr:YSGG²¹ (100% de ar, 32% de água, 20 Hz, e potência máxima de 6 W)²¹.

Os resultados encontrados nas medidas de temperatura com os termopares no presente estudo sugerem que a propagação do calor durante a irradiação com o laser de Er,Cr:YSGG não representa risco de necrose e nem injúrias ao tecido biológico e podem ser suficientes para eliminação das bactérias, o que torna estes parâmetros testados seguros para os tecidos periimplantares. Ainda assim, tais parâmetros podem possibilitar uma adequada reparação óssea posterior ao tratamento da periimplante, tendo em vista que um trabalho anterior demonstrou, por meio de análise histológica, a presença de células osteogênicas nos devidos tempos de reparação óssea após osteotomia realizada com *laser* de Er,Cr:YSGG, com 200 mJ/pulso e densidade de energia de 144 J/cm². Desta maneira, como foram empregadas menores densidade de energia no presente trabalho, sugere-se um potencial de osseointegração. Contudo mais estudos são necessários para se confirmar essa hipótese, já que não excede o limite de 9⁰C. Como também, maiores estudos são necessários para se comprovar o potencial bactericida do laser de Er,Cr:YSGG, sob os parâmetros empregados, sobre as colônias bacterianas causadoras de periimplantite, assim como ainda é necessário avaliar o potencial de cicatrização das lesões e de aderência celular após a irradiação laser.

A irradiação com *laser* de Er:YAG possui um alto potencial bactericida nas superfícies dos implantes⁸². A mesma propriedade se aplica ao *laser* utilizado nesse estudo, o *laser* de Er,Cr:YSGG pois tem comprimento de onda similar ao *laser* de Er:YAG. Por essas razões o *laser* utilizado se mostra seguro, pois não há aumento significativo da temperatura durante o tempo total de irradiação (30 segundos), se tornado uma alternativa promissora para o tratamento da periimplantite.

É importante enfatizar que os efeitos térmicos dos lasers de alta intensidade são imprescindíveis para propiciar uma eficiente descontaminação, principalmente de áreas de difícil acesso cirúrgico. Estudos anteriores mostram que o laser de Er:YAG promove descontaminação de 99,4% de bactérias de sítios periimplantares, propiciando, assim, rápida cicatrização⁸⁹. Os tratamentos convencionais, tais como a antibioticoterapia sistêmica com administração de amoxicilina e metronidazol, mostram-se eficientes; porém, trata-se de uma terapia mais longa (administração por pelo menos 7 dias), que pode gerar efeitos colaterais em pacientes com sensibilidade, além de potencial indução de resistência

antibiótica após uso prolongado. O uso tópico de clorexidina 0,12% também apresenta-se como potencial efeito bacteriostático, porém os efeitos clínicos demonstrados na literatura apresentam-se controversos. Segundo Mombelli e Lang (2000)³¹, o uso de clorexidina 0,12% em bolsas periodontais com profundidade de sondagem maior de 3 mm não demonstrou eficácia; desta maneira, sugere-se o emprego de clorexidina 0,5% combinada com antibioticoterapia durante 10 dias. Assim, apesar de seu baixo custo, melhores resultados clínicos são evidenciados com a terapia com clorexidina efetuada por uso prolongado, em associação com antibioticoterapia sistêmica e raspagem mecânica do local, o que requer um tratamento mais longo. Desta maneira, a utilização de um laser de alta intensidade mostra-se promissora por requerer menor tempo clínico e com ausência de efeitos colaterais.

No presente estudo, apesar de terem sido observadas alterações nas superfícies dos implantes como fusão e mesmo subtração de algum material da superfície, não foram observadas trincas ou carbonizações, fenômenos frequentemente relatados em estudos da literatura realizados com a utilização de outros *lasers*⁵⁹; desta maneira, sugere-se que o laser de Er,Cr:YSGG, nos parâmetros aqui testados, possa ser eficiente para tratamento da periimplantite. Contudo, são necessários mais estudos para se verificar se a osseointegração na superfície irradiada ocorrerá de forma satisfatória, o que pode ser estimado por estudos de adesão celular.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada e os resultados obtidos no presente estudo, pode-se concluir que:

1. a irradiação de implantes de titânio com *laser* de Er,Cr:YSGG promove alterações morfológicas na superfície do titânio oriundas de aquecimento, as quais apresentam relação com a densidade de energia empregada;
2. a irradiação de implantes com *laser* de Er,Cr:YSGG não promove variações de temperatura deletérias nas diferentes regiões de tecido ósseo adjacente aos implantes;
3. sob os parâmetros analisados, o *laser* de Er,Cr:YSGG apresenta potencial uso para tratamento de periimplantite.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 BRANEMARK, P.I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. *Tissue integrated prosthesis - osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985. cap. 4, p. 99-116.
- 2 ALBREKTSSON, T. Microangiographic representation of the microvascular system in bone tissue: a vital microscopic evaluation in the rabbit. *Clin Orthop Relat Resn*, n. 159, p. 286-293, 1981.
- 3 ALBREKTSSON, T. et al. A method for short-and long-term *in vivo* study of the Bone-implant interface, *Clin Orthop Relat Resn*, n. 159, p. 269-273, 1981.
- 4 DINATO, J.C.; POLIDO, W.D. (Ed.). *Implantes osseointegrados-cirurgia e prótese*. São Paulo: Artes Médicas, 2001.
- 5 RESENDE, L.C.N. *Interação biológica, implante tecido ósseo*. São Paulo: Almed, 1994.
- 6 MOMBELLI, A.E.; LANG, N. P. Antimicrobial treatment o peri-implant infections. Copenhagen, *Clin Oral Implants Res*, v. 3, n. 4, p. 162-168, 1992.
- 7 LANG, N.P.; MOMBELLI, A.; TONETTI, M.S.; BRÄGGER, U.; HÄMMERLE, C.H. Clinical trials on therapies for peri-implant infections. Chicago, *Ann Periodontol*, v. 2, n. 1, p. 343-356, 1997.
- 8 LINDHE, J.; KARRING, T.; LANG, N.P. *Tratado de periodontia clínica e implantologia oral*. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.
- 9 NOROWSKI, P.A; BUMGARDNER, J.D. Biomaterial and antibiotic strategies for periimplantitis: a review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, In press, v. 12, 2008.
- 10 POMPA, C.C.; RIBEIRO, E.P.; SOUSA, S.B. Peri-implantite: diagnóstico e tratamento. *Innov Implant J*, v. 4, n. 1, p. 52-57, 2009.
- 11 SPIEKERMANN, H. *Implantology*. Nova York: Thieme Medical, 1995.
- 12 HEITZ-MAYFIELD, L.J. Diagnosis and management of peri-implant diseases. *Aust Dent J*, v. 53 Suppl 1, p. S43-48, 2008.
- 13 MAROTTI, J. *Descontaminação da superfície de implantes dentários por meio da terapia fotodinâmica*. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia da USP, São Paulo, 2008.
- 14 HEITZ-MAYFIELD, L.J.; LANG, N.P. Antimicrobial treatment of peri-implant diseases. *Int J Oral Maxillofac Implants*, n. 19, Suppl, p. 128-139, 2004.

- 15 SCHWARZ, F.; NUESRY, E.; BIELING, K.; HERTEN, M.; BECKER, J.J. 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*, v. 77, n. 11, p. 1820-1827, 2006.
- 16 HUANG, H.H.; CHUANG, Y.C.; CHEN, Z.H.; LEE, T.L.; CHEN, C.C. Improving the initial biocompatibility of a titanium surface using an Er,Cr:YSGG laser-powered hydrokinetic system. *Dent Mat*, v. 23, p.410-414, 2007.
- 18 ZECELL, D.M. Interação da luz laser. Apostila do curso de Mestrado Profissinalizante em Lasers em Odontologia. IPEN/FOUSP, 2010
- 17 MILLER, R.J. Treatment of the contaminated implant surface using the Er,Cr:YSGG laser. *Implant Dent*, v. 13, p. 165-170, 2004.
- 18 ZECELL, D.M. Interação da luz laser. Apostila do curso de Mestrado Profissinalizante em Lasers em Odontologia. IPEN/FOUSP, 2010
- 19 FANDRILIS, J.; PAPADOPOULOS, T. Surface characterization of three titanium dental implants. *Implant Dent*, n. 1, v. 17, p. 91-99, 2008.
- 20 LANG N. P. Implantes orais número. *Periodontol 2000*, n. 5, p. 22-33, 2005.
- 21 ROBERT, J.M. Treatment of the contaminated implant surface using the Er,Cr: YSGG Laser. *Implant Dent*, v.13, n. 2, p. 165-170, 2004.
- 22 LANG, N.P. Implantes orais número . *Periodontol 2000*, n. 5, p. 36-43, 2005.
- 23 BJORN, K.; HULTIN, M.; BERGLUNDH, T. Periimplantitis. *Dent Clin N Am*, n. 49, p. 661-676, 2005.
- 24 MOMBELLI, A.; LANG, N.P. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol 2000*, n. 17, p.63-76, 1998.
- 25 KOLDSLAND, O.C.; SCHEIE, A.A.; AASS, A.M. Prevalence of peri-implantitis related to severity of the disease with different degrees of bone loss. *J Periodontol*, v. 81, n. 2, p. 231-238, 2010.
- 26 LINDHE, J. et al. Peri-implant diseases: consensus report of the sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol*, v. 35 (suppl. 8), p. 282-285, 2008.
- 27 MOMBELLI, A.; BUSER, D.; LANG, N.P. Colonization of osseointegrated titanium implants in edentulous patients: early results. *Oral Microbiol Immunol*, n. 3, p. 113-120, 1988.
- 28 MOMBELLI, A.; MARXER, M.; GABERTHÜEL, T.; GRUNDER, U.; LANG, N.P. The microbiota of osseointegrated implants in patients with history of periodontal disease. *J Clin Periodontol*, n. 22, p. 124-130, 1995.
- 29 EMRANI, J.; CHEE, W.; SLOTS, J. Bacterial colonization of oral implants from nondental sources. *Clin Implant Dent Relat Res*, In press, n. 23, 2008.

- 30 MARTINS, M.C.; SHIBLI, J.A.; ABI-RACHED, R.S.; MARCANTONIO, E. JR. Progression of experimental chronic peri-implantitis in dogs: clinical and radiographic evaluation. *J Periodontol*, v.76, n. 8, p.1367-1373, 2005.
- 31 MOMBELLI, A.; LANG, N.P. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol 2000*, v. 17, p. 63-76, 1998.
- 32 TILLMANN, H.W.; HERMANN, J.S.; TIFEE, J.C.; BURGESS, A.V.; MEFFERT, R.M. Evaluation of three different implants in ligature-induced peri-implantitis in the beagle dog. Part II. Histology and microbiology. *Int J Oral Maxillofac Implant*, v. 13, n. 1, p. 59-68, 1998.
- 33 MOREIRA, R.C.Q. Abordagem clínica da periimplantite, *Rev Bras Implantodon Protese Implant*, v. 13, n. 51, p.150-154, 2006.
- 34 PERSSON, L.G.; 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*, v. 12, n. 6, p. 366-372, 2001.
- 35 MOREIRA, A. N.; FERREIRA, R.Q. Periimplantites: etiologia e diagnóstico. *Arq Odontol*, v. 36, p. 123-130, 2000.
- 36 LEONHARDT, A.; ADOLFSSON, B.; LEKHOLM, U.; WIKSTRÖM, M.; DAHLÉN, G. A longitudinal microbiological study on osseointegrated titanium implants in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res*, v. 4, p. 113-120, 1993.
- 37 MOMBELLI, A.; VAN OOSTEN, M.A.; SCHURCH E, J.R.; LAND, N.P. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol*, v. 2, p. 145-151, 1987.
- 38 HEITZ-MAYFIELD, L.J. Peri-implant disease, diagnosis and risk factors. *J Clin Periodontol*, v. 35 (suppl. 8), p. 292-304, 2008.
- 39 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*, v. 15, n. 4, p. 533-544, 2000.
- 40 LINDHE, J. *Tratado de periodontia clinica e implantodontia oral*. 3. ed. São Paulo: Guanabara Loogan, 1997.
- 41 LANG, N.P.; BERGLUNDH, T.; HEITZ-MAYFIELD, L.J.; PJETURSSON, B.E.; SALVI, G.E.; SANZ, M. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 19, suppl, p.150-154, 2004.
- 42 ZETTERQVIST, L.; FELDMAN, S.; ROTTER, B.; VINCENZI, G.; WENNSTRÖM, J.L.; CHIERICO, A.; STACH, R.M.; KENEALY, J.N. A prospective, multicenter, randomized-controlled 5-year study of hybrid and fully etched implants for the incidence of peri-implantitis. *J Periodontol*, v. 81, n. 4, p. 493-501, 2010.

- 43 GOSAU, M.; HAHNEL, S.; SCHWARZ, F.; GERLACH, T.; REICHERT, T.E.; BÜRGERS, R. Effect of six different peri-implantitis disinfection methods on *in vivo* human oral biofilm. *Clin Oral Impl Res*, v. 21, n. 8, p. 866-872, 2010.
- 44 DUARTE, P.; REIS, A.F.; DE FREITAS, P.M.; OTA-TSUZUKI, C. Bacterial adhesion on smooth and rough surfaces after treatment with different instruments. *J Periodontol*, v. 80, n. 11, p. 1824-1832, 2009.
- 45 ERICSSON, I.; PERSSON, L.G.; BERGLUNDH, T.; EDLUND, T.; LINDHE, J. The effect of antimicrobial therapy on periimplantitis lesions: an experiment study in the dog. *Clin Oral Implants Res*, v. 7, n. 4, p. 320-328, 1996.
- 46 MOMBELLI, A.; FELOUTZIS A.; BRÄGGER U.; LANG N.P. Treatment of peri-implantitis by local delivery of tetracycline: clinical, microbiological and radiological results. *Clin Oral Implants Res*, v. 12, n. 4, p. 287-294, 2001.
- 47 BUCHTER, A.; MEYER U.; KRUSE-LÖSLER, B.; JOOS, U.; KLEINHEINZ, J. Sustained release of doxycycline for the treatment of peri-implantitis: randomized controlled trial. *Br J Oral Maxillofac Surg*, v. 42, n. 5, p. 439-444, 2004.
- 48 RENVERT, S.; ROOS-JANSÅKER, A.M.; CLAFFEY, N. Non-surgical treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: a literature review. *J clin Periodontol*, v. 35, n. 8 suppl, p. 305-325, 2008.
- 49 HEIZT, M.; LANG, N.P. Antimicrobial treatment of peri-implant disease. *Int J Maxillofac Implants*, suppl 19, p. 128-139, 2004.
- 50 SCHOU, S.; BERGLUNDH, T.; LANG, N.P. Surgical treatment of peri-implantitis. *Int J Maxillofac Implants*, v. 19, p.140-149, 2004.
- 51 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*, v. 79, n. 5, p. 836-844, 2008.
- 52 MAROTTI, J.; PIGOZZO, M.N.; NAKAMAE, A.E.M.; TORTAMANO NETO, P.; LAGANÁ, D.C.; CAMPOS, T.N. Terapia fotodinâmica no tratamento da periimplantite. *Implant News*, v. 4, n. 5, p. 401-405, 2008.
- 53 DEPPE, H.; HORCH H.; *Laser applications in oral surgery and implant dentistry. Laser Med Sci*, v. 22, n. 4, p. 217-221, 2007.
- 54 MILLER, R.J. Treatment of the contaminated implant surface using the Er,Cr:YSGG Laser. *Implant Dent*, v. 13, n. 2, p.165-170, 2004.
- 55 SCHWARZ, F.; SCULEAN, A.; ROTHAMEL, D.; SCHWENZER, K.; GEORG, T.; BECKER, J. Clinical evaluation of an Er:YAG laser for nonsurgical treatment of peri-implantitis: a pilot study. *Clin Oral Impl Res*, v. 16, p. 44-52, 2005.

- 56 SCHWARZ, F.; NUESRY, E.; BIELING, K.; HERTEN, M.; BECKER, J. Influence of an erbium, chromium-doped yttrium, scandium, gallium, and garnet (Er,Cr:YSGG) *laser* on the reestablishment of the biocompatibility of contaminated titanium implant surface. *J Periodontol*, v. 77, n. 11, p. 1820-1827, 2006.
- 57 AZZEH, M.M. Er,Cr:YSGG *laser* assisted surgical treatment of peri-implantitis with 1 year reentry and 18-months follow up. *J Periodontol*, v. 79, n. 10, p. 2000-2005, 2008.
- 58 SCHWARZ, F.; SCULEAN, A.; ROMANOS, G.; HERTEN, M.; HORN, N.; SCHERBAUM, W.; BECKER, J. Influence of different treatment approaches on the removal of early plaque biofilm and the viability of SAOS2 osteoblast grown on titanium implants. *Clin Oral Investig*, v. 9, p. 11-117, 2005
- 59 SHIN, S.L.; MIN, H.K.; PARK, B.H.; KWON, Y.H.; PARK, J.B.; HERR, Y.; HEO, S.J.; CHUNG, J.H. The effect of Er:YAG *laser* irradiation on the scanning electron microscopic structure and surface roughness of various implant surface: an *in vitro* study. *Laser Med Sci*, v.26, n. 6, p. 767-776, 2011.
- 60 KREILSER, M.; GÖTZ, H.; DUSCHNER, H. Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO₂, and GAAIAs *laser* irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 17, n. 2, p. 202-211, 2002.
- 61 SCHWARZ, F.; BIELING, K.; BONSMANN, M.; LATZ, T.; BECKER, J. Nonsurgical treatment of moderate and advanced periimplantitis lesions: a controlled clinical study. *Clin Oral Invest*, v. 10, p. 279-288, 2006.
- 62 ROMANOS, G.; CRESPI, R.; BRONE, A.; COVANI, U. Osteoblast attachment on titanium disks after *laser* irradiation. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 21, n. 2, p. 232-236, 2006.
- 63 THORWARTH, M.; SCHULTZE-MOSGAU, S.; KESSLER, P.; WILTFANG, J.; SCHLEGEL, K.A. Bone regeneration in osseous defects using a resorbable Nano particular hydroxyapatite. *J Oral Maxillofac Surg*, v. 63, n. 11, p.1626-33, 2005.
- 64 PEARCE, A. I.; PEARCE A.I.; RICHARDS, R.G.; MILZ, S.; SCHNEIDER, E.; PEARCE, S.G.. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *Eur Cell Mater*, v. 13, p. 1-10, 2007.
- 65 SULLIVAN, D.; VINCENZI, G.; FELDMANN, S. Early loading of osseointegrated implants 2 months after placement in the maxilla and mandible: 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 20, n. 6, p. 905-912, 2005.
- 66 EDUARDO, C.P. *Fundamentos de odontologia: laser em odontologia*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010. cap. 16, p. 210.
- 67 TAKASAKI, A.A.; AOKI, A.; MIZUTANI, K.; KIKUCHI, S.; ODA, S.; ISHIKAWA, I. Er:YAG *laser* therapy for peri-implant infections: a histological study. *Laser Med Sci*, v. 22, p. 143-157, 2007.

- 68 KREISLER, M.; KOHEN, W.; CHRISTOFFERS, A.B.; GÖTZ, H.; JANSEN, B.; DUSCHNER, H.; D'HOEDT, B. *In vitro* evaluation of the biocompatibility of contaminated implant surfaces treated with an Er:YAG *laser* and an air powder system. *Clin Oral Impl Res*, v. 16, p. 36-43, 2005.
- 69 ARNABAT-DOMÍNGUEZ, J.; BRAGADO-NOVEL, M.; ESPAÑA-TOST, A.J.; BERINI-AYTÉS, L.; GAY-ESCODA, C. Advantages and esthetic results of erbium, chromium:yttrium-scandium-galium-garnet *laser* application in second-stage implant surgery in patients with insufficient gingival attachment: a report of three cases. *Laser Med Sci*, v. 25, p. 459-546, 2010.
- 70 ERIKSSON, A.R.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*, v. 50, p. 101-107, 1983.
- 71 ERIKSSON, A.R.; ALBREKTSSON, T. The effect of heat bone regeneration: an experimental study in rabbit using the bone grow chamber. *J Oral Maxillofac Surg*, v. 42, p. 705-711, 1984.
- 72 OYSTER, D.K., PARKER, W.B.; GHER, M.E. CO2 *lasers* and temperature changes of titanium implants. *J Periodontol*, v. 66, p. 1017-1024, 1995.
- 73 KREISLER, M., KOHNEN, W.; MARINELLO, C.; GÖTZ, H.; DUSCHNER, H.; JANSEN, B.; D'HOEDT, B. Bactericidal effect of the Er:YAG on dental implant surface: an *in vivo* study, *J Periodontol*, v. 73, n. 11, p. 1292-1298, 2002.
- 74 GEMINIANI, A.; ROMANOS, G.E. Temperature change during non-contact diode *laser* irradiation of implant surfaces. *Laser Med Sci*. 2010.
- 75 BLOCK, C.M.; MAYO, J.A.; EVANS, G.H. Effects of Nd: dental *laser* on plasma-sprayed and hidroxyhapatite-coated titanium dental implants: surface alteration and attempted sterilization. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 7, p. 441-449, 1992.
- 76 ROMANOS, G.E.; GUTKNECHT, N. DIETER S, SCHWARZ F, CRESPI R, SCULEAN A. *Laser* wavelengths and oral implantology. *Laser Med Sci*, v. 24, p. 961-970, May 2009.
- 77 ROMANOS, G.E.; EVERTS, H.; NENTWIG, G.H. Effects of diode and Nd:YAG *laser* irradiation on titanium discs: a scanning electron microscope examination. *J Periodontol*, v. 71, n. 5, p. 810-815, 2000.
- 78 WALSH, L.J. The use of *laserlasers* in implantology: an overview. *J Oral Implantol*, v. 18, p. 1-6, 1992.
- 79 CATONE, G.A. *LaserLasers* in periodontology surgery. In: CATONE, G.A; ALING, C.C (Eds.) *Laser application in oral maxillifaccial surgery*. Philadelphia: W. B. Saunders, 1997. p. 181-196.
- 80 ROMANOS, G.E.; EVERTS, H.; NENTWIG, G. Alterations of the implant surface after CO2 or Nd:YAG *laser* irradiation. A SEM- examination. *J Oral Laser Appl*, v. 1, p. 29-33, 2001.

- 81 CHU, R.T.; WATANABE, L.; WHITE, J. Temperature rise and surface modifications of lased titanium cylinders. *J Dent Res* **71144**, special issue, abstract, n. 312, 1992.
- 82 GÓMEZ-SANTOS, L.; ARNABAT-DOMÍNGUEZ, J.; SIERRA-REBOLLEDO, A.; GAY-ESCODA, C. Thermal increment due to Er,Cr:YSGG and CO₂ laser irradiation of different implant surfaces: a pilot study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, v. 15, p. 782-787, 2010.
- 83 STUBINGER, S.; ETTER, C.; MISKIEWICZ, M.; HOMANN, F.; SALDAMLI, B.; WIELAND, M.; SADER, R. Surface alterations of polished and sandblasted and acid-etched titanium implants after Er:YAG, carbon dioxide, and diode laser irradiation, the intern. *J Oral Maxillofacial implants*, v. 25, n. 1, p. 104-111, 2010. .
- 85 LIU, X.; CHU, P.; DING, C. Surface modification of titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Material Sci Engen*, v. 47, p. 49-121, 2004.
- 86 LEE, J.H.; KWON, Y.H.; HERR, Y.; SHIN, S.I.; CHUNG, J.H. Effect of erbium-doped:yttrium, aluminium and garnet laser irradiation on the surface microstructure and roughness of sand-blasted, large grit, acid etched implants. *J Periodontal Implants*, v. 41, p. 135-142, 2011.
- 87 DROFFNER, M.L.; BRINTON, W.F.; EVANS, E. Evidence from the prominence of well characterized mesophilic bacteria in thermophilic (50-70⁰C) composting environments. *Biomass & Bioenergy*, v. 8, n. 3, p.191-195, 1995.
- 88 NIEMELÄ S.I.; SIVELÄ, C.; LUOMA, T.; TUOVINEN, O.H. Maximum temperature limits for acidophilic, mesophilic bacteria in biological leaching systems. *Appl Environ Microbiol*, v. 60, n. 9, p. 3444-3446, 1994.
- 89 GARCÉS M.A.S.; ESCODA, C.G. Periimplantitis. *Med Oral Pathol Oral Cir Bucal* , v. 9, supl. S, p. 63-74, 2004.