

**FELIPE LEITE COLETTI**

**AVALIAÇÃO COM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA  
DIFERENTES SUPERFÍCIES DE TITÂNIO IRRADIADAS COM LASER DE  
Er,Cr:YSGG**

BARRETOS

2010

**FELIPE LEITE COLETTI**

**AVALIAÇÃO COM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA  
DIFERENTES SUPERFÍCIES DE TITÂNIO IRRADIADAS COM LASER DE  
Er,Cr:YSGG**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Ciências Odontológicas do Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos, para obtenção do título de Mestre em Implantodontia.

Orientador: Profa. Dra. Letícia Helena Theodoro

BARRETOS

2010

Coletti, Felipe Leite.

Avaliação com Microscopia Eletrônica de Varredura Diferentes Superfícies de Titânio Irradiadas com Laser de Er,Cr:YSGG / Felipe Leite Coletti. – Barretos: [s.n.], 2010.

47 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos, Curso de Mestrado em Ciências Odontológicas.

Orientador: Profa. Dra. Letícia Helena Theodoro.

1. Laser Er,Cr:YSGG, 2. Superfície de Implantes, 3. Microscopia Eletrônica de Varredura. Avaliação com Microscopia Eletrônica de Varredura Diferentes Superfícies de Titânio Irradiadas com Laser de Er,Cr:YSGG.

FELIPE LEITE COLETTI

AVALIAÇÃO COM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA  
DIFERENTES SUPERFÍCIES DE TITÂNIO IRRADIADAS COM LASER DE  
Er,Cr:YSGG

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Profa. Dra. Letícia Helena Theodoro

2º Examinador: Profa. Dra. Ana Emilia Farias Pontes

3º Examinador: Prof. Dr. Luciano Bachmann

Barretos, 08 de Fevereiro de 2010.

## **DADOS CURRICULARES**

### **FELIPE LEITE COLETTI**

Nascimento	18/06/1983 – ARARAQUARA/SP
Filiação	Ronaldo Coletti Magda Regina Gomes Leite
2003/2007	Graduação em Odontologia pela Universidade de Franca, Franca-SP
2008/2009	Especialização em Periodontia, APCD- São Carlos- SP
2008/2010	Curso de Mestrado em Ciências Odontológicas do Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos. UNIFEB- Barretos- SP.

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família: meu pai *Ronaldo Coletti*, minha mãe *Magda Regina Gomes Leite* e minha irmã *Natalia Leite Coletti*, pelo amor confiança e apoio que sempre recebo, dando-me condições de lutar para construir uma vida com dignidade e sabedoria. Obrigado por tudo, amo vocês.

A *Luiza Monachini Marcantonio*, pelo companheirismo e amor infinito. “Amar não é olhar um para o outro, é olhar juntos na mesma direção.”

*Antoine de Saint-Exupéry*

## **AGRADECIMENTOS**

A *Deus* por me conceder a vida, me oferecer oportunidades e força nos momentos mais difíceis da caminhada do aprendizado.

À *Profa. Dra. Leticia Helena Theodoro* pelo exemplo de generosidade, pela paciência e sabedoria em minha orientação, e poder desfrutar de sua imensa capacidade profissional e intelectual.

Ao *Prof. Titular Elcio Marcantonio Júnior* e à *Profa. Dra. Rosemary Adriana Chierici Marcantonio*, por me incentivar e contribuir de maneira efetiva para realização deste trabalho, principalmente na parte experimental. Também pelos conselhos em minha carreira profissional que muito valorizo. Com muita sinceridade eu agradeço o privilégio de ter pessoas como vocês ao meu lado.

Ao *Prof. Dr. José Eduardo Sampaio* pelas orientações e empréstimos de materiais tornando possível a realização e análise desse trabalho.

À *Profa. Dra. Denise Maria Zezzel* por ter concedido o uso do laboratório no IPEN-USP contribuindo para realização e coleta de dados.

Ao *Laboratório Multidisciplinar da UNESP- Faculdade de Química de Araraquara-SP*, onde foi possível a realização das fotomicrografias.

À *SIN* (Sistema de Implante Nacional), que disponibilizou corpos de prova para realização do estudo.

À *UNIFEB*, juntamente com os professores e funcionários da Clínica Odontológica, que de maneira direta ou indireta, contribuíram para realização do estudo.

## SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS .....	8
RESUMO .....	10
ABSTRACT .....	12
1 INTRODUÇÃO .....	13
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	16
3 PROPOSIÇÃO .....	27
4 METODOLOGIA .....	28
5 RESULTADOS.....	32
6 DISCUSSÃO .....	37
7 CONCLUSÃO .....	41
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	42

## LISTA DE ABREVIATURAS

°C	Graus Célsius
µm	Micrometro
CO <sub>2</sub>	Dióxido de Carbono
EDS	Espectometria de Energia Dispersiva
Er,Cr:YSGG	Erbium, Chromium, Yttrium, Scandium, Gallium, Garnet
Er:YAG	Erbium, Yttrium Aluminium Garnet
Fig.	Figura
GaAlAs	Galium, Aluminium, Arsenium
HA	Hidroxiapatita
Ho:YAG	Holmium, Yttrium Aluminium Garnet
Hz	Hertz
InGaAlP	Indium, Gallium, Aluminium, Fósforo
Jcm <sup>2</sup>	Joule por Centímetro ao quadrado
LASER	Light Amplification by Stimulation Emission Radiation
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
mg	Miligrama
mJ	Milijoule
mm	Milímetros

Nd:YAG	Neodimium, Yttrium, Aluminium Garnet
ppp	Pulso por Segundo
PRR	Taxa de Repetição de Pulso
PW	Largura de Pulso
RTG	Regeneração Tecidual Guiada
SAC	Superfície Tratada com Ataque Ácido (Titânio)
SU	Superfície Usinada (Titânio)
TPS	Plasma Spray de Titânio
W	Watt
W/cm <sup>2</sup>	Watts por Centímetro ao Quadrado

## RESUMO

Coletti, FL. Avaliação com Microscopia Eletrônica de Varredura Diferentes Superfícies de Titânio Irradiadas com Laser de Er,Cr:YSGG. [Dissertação de Mestrado]. Barretos: Curso de Mestrado em Ciências Odontológicas da UNIFEB; 2010.

O objetivo do presente estudo foi analisar através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), os efeitos da irradiação com o laser de Er,Cr:YSGG em diferentes superfícies de titânio. Foram utilizados 20 discos de titânio, sendo 10 de Superfície Usinada (SU) e 10 de Superfície tratada com Ataque Ácido (SAC). Os 10 discos com mesmo tratamento foram divididos em dois grupos com cinco unidades cada, a irradiação foi realizada nas potências de 1 W e 2 W. Os resultados mostraram que na irradiação com 1 W de potência não houve alterações morfológicas significantes nas SU irradiadas, quando comparadas às superfícies não irradiadas. Nas SAC pequenas alterações foram observadas no aumento de 1000 X quando comparado à superfície não irradiada. Com 2 W de potência, não foram observadas alterações morfológicas significantes nas SU, quando comparadas às superfícies não irradiadas. Nas SAC algumas alterações foram observadas no aumento de 1000 X, apresentando áreas sugestivas de desgaste do tratamento além de algumas áreas com aspecto de derretimento. Conclui-se que o Laser de Er,Cr:YSGG não promove alterações morfológicas nas SU nas potências de saída de 1 e 2 W; as SAC demonstraram

pequenas alterações morfológicas semelhante a desgaste e derretimento, mais evidentes quando irradiadas com potência de 2 W.

**Palavras-chave:** Laser Er,Cr:YSGG, Superfície de Implantes, Microscopia Eletrônica de Varredura.

## ABSTRACT

Coletti, FL. Evaluation with Scanning Electron Microscopy Different Surfaces Titanium Radiated Laser Er, Cr: YSGG. [Dissertation]. Barretos: Master's Degree in Dental Science of UNIFEB, 2010.

The purpose of this study was to analyze by SEM the effects of laser irradiation of Er, Cr: YSGG on different surfaces of titanium. Study of 20 titanium discs, and 10 Machined Surface (MS) and 10 surface treated with acid attack (AAS). The 10 discs with the same treatment were divided into two groups with five units each, the irradiation was performed in powers of 1 W and 2 W. The results showed that the irradiation with 1 W power resulted in no significant morphological changes in the MS-irradiated compared to non-irradiated surfaces. In AAS surfaces, minor changes were observed in the increase of 1000 X when compared to non-irradiated surface. With 2 W of power, there were no significant morphological changes in the MS., compared to non-irradiated areas. In AAS some changes were observed in the increase of X 1000, showing areas of wear suggestive of treatment and some areas with melting point. We conclude that the laser Er, Cr: YSGG did not promote morphological changes in the MS. in power outputs of 1 and 2 W; and that AAS showed small alterations like wear and melt more evident when irradiated with a power of 2 W.

**Keywords:** Laser Er, Cr: YSGG, surface implants, Scanning Electron Microscopy.

## 1 INTRODUÇÃO

A reabilitação protética de indivíduos total ou parcialmente desdentados tornou-se mais versátil após a utilização dos implantes osseointegráveis (Brånemark et al., 1969). A obtenção e manutenção da osseointegração dependem da capacidade de cicatrização, reparação e de remodelamento dos tecidos biológicos que circundam o implante (Brånemark et al., 1977).

De acordo com Tonetti & Schmid (2000), o insucesso do tratamento engloba, na realidade, uma série de eventos: processos biológicos; processos biomecânicos e adaptação do paciente.

Quirynen et al. (2002) em uma revisão de literatura sobre os riscos de infecção em implantes, observaram que a longevidade pode ser comprometida por sobrecarga oclusal e/ou acúmulo de placa, induzindo a periimplantite.

As patologias periimplantares foram classificadas em mucosite e periimplantite, sendo que a primeira, restringe-se apenas a reações inflamatórias nos tecidos moles ao redor de implantes em função, enquanto que a periimplantite consiste em reações inflamatórias com perda de tecido ósseo de suporte ao redor de implantes em função (Albrektsson & Isidor, 1994).

A formação do biofilme ao redor de implantes osseointegrados parece ser similar com a formação do biofilme dental (Berglundh et al., 1992; Ericsson et al., 1992; Pontoriero et al., 1994; Zitzmann et al., 2001). A microbiota

dos implantes orais em condições de saúde é dominada por cocos Gram-positivos, facultativamente anaeróbios. Entretanto, implantes condenados exibiram a colonização predominante de espiroquetas, bacilos móveis e bactérias fusiformes, caracterizando a periimplantite (Mombelli, 2000).

O diagnóstico e o tratamento das doenças periimplantares observados na literatura são semelhantes aos das doenças periodontais, e o tratamento proposto para implantes comprometidos consiste basicamente na associação de procedimentos mecânicos, antimicrobianos sistêmicos e aplicação local de anti-sépticos na tentativa de descontaminação da superfície do implante (Ericsson et al., 1996; Franch et al., 2004; Lindhe et al., 2005).

Com o advento do primeiro equipamento laser por Theodore Maiman em 1960, surgiu uma nova opção terapêutica tanto na área médica como na odontologia.

A palavra LASER é um acrônimo da expressão Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, ou amplificação da luz por emissão estimulada de radiação. É uma forma de energia eletromagnética, produzida artificialmente (Theodoro et al., 2001).

Os lasers de alta potência têm capacidade de promover redução bacteriana na cavidade bucal (Ando et al., 1996; Haypek et al., 2001). Diante destes achados alguns estudos experimentais têm avaliado o efeito da irradiação com lasers de alta potência sobre superfícies de implantes contaminados ou não (Adrian & Gross, 1979; Ganz, 1994; Oyster et al., 1995; Coffelt et al., 1997; Masson, 1992; Nanmour & Majerus, 1991; Shibli et al., 2004). Porém, alguns

emissores lasers, como o Nd:YAG, demonstraram efeitos deletérios sobre as superfícies de titânio após a irradiação, principalmente apresentando pontos de derretimentos e fissuras (Romanos et al., 2001).

Desta forma, acreditamos que novos estudos devam ser realizados para analisar os efeitos de outros sistemas lasers de alta potência sobre diferentes superfícies de implantes e com diferentes parâmetros de irradiação, a fim de que se possa indicá-los com segurança nos procedimentos terapêuticos para descontaminação de implantes em áreas com diagnóstico de periimplantite.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### *Estudos in vitro*

Os primeiros estudos que avaliaram a irradiação de superfícies de titânio foram realizados na década de noventa. Swift et al. (1995), irradiaram implantes cobertos com HA com laser de CO<sub>2</sub> nos parâmetros de 4, 8 e 15 W com tempo de exposição de 1,5 ou 15 segundos, variando quanto ao modo: contínuo ou pulsado. Concluíram que temperaturas superiores a 50°C podem ser geradas nestes implantes quando irradiados com este laser. A maior elevação de temperatura ocorreu com potências mais elevadas, modo contínuo e período extenso de irradiação. O modo pulsado, tempo de 15 segundos, e potência máxima de 8 W podem evitar aumento deletério da temperatura.

Também em 1995, Oyster et al., ao empregarem laser de CO<sub>2</sub> em implantes, observaram aumento da temperatura em diferentes pontos do implante, sendo que esse aumento variou, dependendo da região aferida, de 4,2 a 16,8°C, de 2,0 a 11,5°C, de 1,2 a 11,7°C, de 0 a 5 °C. A soma dessas variações com a temperatura normal do corpo humano ultrapassa em determinadas regiões 50°C. Baseado em um estudo de Eriksson & Albrektsson (1983), onde os autores verificaram que implantes instalados em tíbia de ratos expostos a mais de 1 minuto a temperaturas que variaram entre 47 a 50°C sofreram injúrias na osseointegração, pode-se concluir que os resultados das variações comprometem a osseointegração nos pontos de temperaturas mais elevadas.

Wooten et al.(1999), utilizaram o laser de CO<sub>2</sub> super pulsado em implantes com superfície tratada de Titânio Plasma Spray (TPS). Concluíram que o aumento de temperatura está diretamente relacionado ao tempo de exposição e à potência do laser. Além disto, que o modo super pulsado gera menos calor no protocolo de 1,5 W num tempo de irradiação de 15 segundos.

Mouhyi et al. (1999), utilizaram laser de CO<sub>2</sub> e avaliaram as diferenças de temperatura na descontaminação de superfícies de implantes. Seis implantes de titânio foram colocados em uma mandíbula de porco dessecada. Foi criada uma deiscência de 4X4 milímetro na vestibular de cada implante a fim de expor o pescoço do implante e cerca de cinco roscas. A superfície plana apical de cada implante foi exposta através de um orifício na mandíbula do porco de aproximadamente 10 milímetros abaixo do topo do implante. Foram inseridas sondas termométricas em pontos variados para verificação de alterações térmicas. Um total de 122 aferições foi realizado. Os efeitos da temperatura e PW e PRR foram estudados em superfície de titânio seca, com uma duração total de exposição de 5 segundos e uma potência de 8 W. Com um PW de 20 ms, ao aferir a temperatura, mostrou-se em torno de 11°C em um PRR de 10 Hz, podendo chegar a 20°C em um PRR de 30 Hz. Ao manter a PRR em 20 Hz, e alterando o PW, o aumento da temperatura foi em torno de 7°C, quando PW foi de 10 ms. Observou-se que as mudanças de parâmetros, ou seja, PRR e PW poderiam levar a elevado aumentos de temperatura apesar de usar o mesmo tempo de exposição. Temperaturas mais baixas foram registradas quando irradiada superfícies

molhadas, em comparação com superfícies secas. Além disso, em superfícies molhadas a temperatura aumentou para um máximo de 7,4°C.

Haypek (2001) realizou estudo *in vitro* para avaliar a eficiência do laser de CO<sub>2</sub> na redução bacteriana sobre superfícies de implantes contaminados por *Streptococcus sanguis*. Os resultados obtidos demonstraram que as potências de 0,6 W, 1,2 W e 1,9 W, sem contato durante 40 segundos, foram efetivas na redução bacteriana de superfícies dos implantes e as variações de temperatura sobre as superfícies dos implantes não ultrapassaram limites de 8°C, além de não haver alterações morfológicas nos implantes. Se concluiu que o laser de CO<sub>2</sub> pode ser utilizado como uma alternativa de tratamento para redução bacteriana em infecções periimplantares.

Os estudos com laser de CO<sub>2</sub> não demonstraram aumento de temperatura deletério em superfície óssea quando utilizado com potências baixas (menores que 2 W) ou com potências maiores na presença de refrigeração a água. Além disso, estes lasers não promovem danos significantes nas superfícies dos implantes por serem pouco absorvidos pelo titânio.

A comparação da irradiação com diferentes sistemas lasers sobre superfícies de implante foram estudadas por Romanos et al. (2000), quando compararam os efeitos do laser de Nd:YAG, pulsado, nas potências de 2,4 e 6 W com o laser de diodo, em modo contínuo, com potência de 5, 10 e 15 W em discos de titânio. Para esse estudo os autores usaram discos de titânio com diferentes tratamentos de superfície: jateadas, TPS e revestidos com HA. Concluíram que o laser de Nd:YAG causou danos à superfície do implante de todas as amostras.

avaliadas, mesmo na potência mais baixa, e que o laser de diodo não promoveu alterações na superfície do titânio das amostras analisadas nos diferentes parâmetros utilizados no estudo. Os mesmos autores estudaram em 2001 as alterações do titânio após a irradiação com laser de CO<sub>2</sub> e de Nd:YAG, através de MEV. Derretimento e trincas foram notados nas amostras irradiadas com laser de Nd:YAG, enquanto que o laser de CO<sub>2</sub> não provocou alterações na superfície do titânio.

Estes estudos comparativos entre a irradiação com diversos sistemas lasers sobre a superfície do titânio confirmaram que o laser de CO<sub>2</sub> não promove alterações morfológicas nas superfícies dos implantes e que o laser de diodo também poderia ser uma alternativa para irradiação destas superfícies. Por outro lado, o laser de Nd:YAG, mesmo com potências baixas, promove derretimento e trincas na superfície do titânio com superfície tratada ou não. Diante destes fatos, os lasers de Nd:YAG devem ser evitados para irradiação direta de superfícies de implantes, porém outros estudos que avaliam a alteração térmica de implantes irradiados com laser de Nd:YAG e de diodo devem ser avaliados.

Em um estudo para se saber os efeitos de diferentes tipos de lasers em diferentes tipos de superfícies de titânio, Kreisler et al. (2002) utilizaram os lasers de Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO<sub>2</sub>, e GaAlAs em discos de titânio com quatro diferentes tratamentos de superfícies: jateado, ataque ácido, TPS e HA. Os parâmetros utilizados para o laser de CO<sub>2</sub> foram de potências variando entre 1,0 e 4,0 W no modo pulsado com 50pps e a fluência de energia foi entre 15,2 e 60,8

Jcm<sup>2</sup> e foi utilizada uma fibra de 200 µm; para o laser de GaAlAs foi utilizado uma calibração de potência entre 0,5 a 7 W com fluência de energia entre 1,9 e 26,6 Jcm<sup>2</sup> utilizando uma fibra óptica de 400 µm; com laser de Er:YAG o parâmetro utilizado foi de fluência de energia entre 6,6 e 28 J/cm<sup>2</sup>, com frequência de pulso constante de 10 pps e utilizado uma fibra óptica de 400 µm; em relação ao laser de Nd:YAG, não foi citado no artigo quais foram os parâmetros de irradiação utilizado para desenvolver o estudo; para o laser de Ho:YAG os parâmetros de energia variaram entre 0,5 e 4 W com frequência de pulso de 5pps e fluência de energia entre 3,6 e 28,8 Jcm<sup>2</sup>. Após irradiação dos discos, as amostras passaram por análise em MEV e EDS de raio-X. Os resultados mostraram que os lasers de Nd:YAG e Ho:YAG estão contra-indicados na terapia de descontaminação de implantes por promoverem alterações significantes na superfície dos discos; os lasers de Er:YAG e CO<sub>2</sub> podem ser ferramentas de grande significância como tratamento adjunto na terapia das patologias periimplantares, desde que utilizados em potências baixas e o laser de GaAlAs mostrou ser o que apresenta menor poder destrutivo da superfície do implante nos diferentes parâmetros utilizados.

Matsuyama et al. (2003) propuseram um estudo com o objetivo de analisar as alterações morfológicas e aumento da temperatura do titânio após a irradiação do laser Er: YAG e também para investigar os efeitos deste laser no debridamento de pilares de implantes contaminados. Os experimentos foram compostos por três etapas. Na primeira, dez placas de titânio redondas foram expostas a irradiação com Er: YAG laser (30-200 mJ) no modo pulsado e as

mudanças de superfície foram observadas por microscópio estereoscópico e MEV. Posteriormente, foram medidas, por uma sonda termográfica ultra-sônica, as alterações de temperatura da superfície de 60 placas de titânio durante e após a irradiação com laser Er: YAG em 30 e 50 mJ no modo pulsado. Por fim, o cálculo sobre a superfície de seis pilares contaminados foi removido com o laser de Er: YAG e as superfícies tratadas foram analisadas por microscópio estereoscópico. Os resultados obtidos foram que em 50 mJ / pulso alterações morfológicas não foram observadas e a elevação da temperatura da superfície foi mínima, em especial com uso da água para refrigeração. O Er: YAG a 30 mJ/pulso e 30 Hz com spray de água foi capaz de remover eficazmente a placa e cálculo sobre o pilares sem danificar suas superfícies. É possível concluir neste estudo que o laser de Er: YAG pode ser uma nova modalidade de técnica de debridamento da superfície de pilares de implantes.

Shibli et al. (2004) realizaram um estudo com objetivo de avaliar a limpeza do titânio após irradiações de CO<sub>2</sub> e o efeito sobre a topografia e composição de superfícies de implantes dentários perdidos. Dez implantes dentários foram recuperados de nove pacientes, como resultado do fracasso da osseointegração precoce ou tardia. Os implantes foram divididos em duas partes: um lado do implante foi irradiado com laser de CO<sub>2</sub> (lado teste), enquanto o outro lado não recebeu irradiação (lado controle). O laser de CO<sub>2</sub> foi operado a 1,2 W em modo contínuo durante 40 segundos (40 J de energia). A peça de mão do laser de CO<sub>2</sub> foi mantida a uma distância de 30 mm da superfície do implante, resultando em uma área local de 0,031415 cm<sup>2</sup> (38,20 W/cm<sup>2</sup>; 1559 J/cm<sup>2</sup>) em

modo de varredura (cervico-apical). Um implante dentário contaminado foi utilizado como controle negativo para ambos os grupos. Todas as superfícies passaram por análise de elementos em MEV e EDS. Na análise em MEV as superfícies dos lados teste consistiram em diferentes graus de resíduos orgânicos, aparecendo principalmente como manchas escuras semelhantes às observadas nos lados de controle. Nenhuma das superfícies do grupo teste apresentou alterações, como crateras, camadas de lava ou de fusão, se comparadas com as superfícies não-irradiadas. Elementos estranhos, tais como carbono, oxigênio, sódio, cálcio e alumínio, foram detectados em ambos os lados. Estes resultados sugerem que a irradiação com laser CO<sub>2</sub> não altera a superfície do implante, embora o efeito de limpeza não fosse satisfatório.

Castro et al. (2007) realizaram um estudo para verificar alterações na superfície de diferentes marcas de implantes com o mesmo tratamento de superfície (jato de óxido de titânio) após sofrerem irradiação com o laser de diodo InGaAlP durante 60 segundos com duas variações de potência, 1 e 15 W e com uma fibra de 2mm de diâmetro sem tocar a superfície do metal. Após análise em MEV, os resultados mostraram que não houve nenhuma alteração nos diferentes tipos de superfície do metal testado em ambas as potências utilizadas no estudo, podendo concluir que o laser de InGaAlP é um sugestivo meio auxiliar de tratamento para implantes diagnosticado com periimplantite.

Romanos et al. (2006) estudaram a adesão de osteoblastos em discos de titânio após a irradiação com lasers. Foram utilizados diferentes tipos de superfície de implantes: usinados, HA, jateadas, TPS, sendo que todos diferentes

tipos de superfície receberam irradiações com lasers de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) e Er,Cr:YSGG. O grupo controle não sofreu irradiação. Foram realizadas culturas de osteoblasto nas superfícies dos discos e posteriormente examinados por MEV. Os resultados mostraram que os osteoblastos proliferam em todas as superfícies e houve a proliferação e diferenciação de células na superfície irradiado.

#### *Estudos in vivo*

Guimarães (1999) realizou estudo experimental em cão para avaliar a ação do laser de CO<sub>2</sub> sobre os vedantes de implantes instalados nestes animais, durante a reabertura dos mesmos na cavidade bucal. Na análise de microscopia eletrônica de varredura os resultados demonstraram que o laser de CO<sub>2</sub> em alta intensidade pode ser utilizado para vaporização do tecido gengival ou mucosa que recobre a superfície de implantes submerso, pelo seu efeito fototérmico, sem promover alterações sobre a superfície do titânio irradiada. Os autores ainda comentam que o laser em alta intensidade tem ação direta sobre a microbiota que coloniza a superfície do titânio. Entretanto, dependendo do comprimento de onda e do coeficiente de absorção da luz pelo metal, a superfície do titânio pode sofrer intensas alterações morfológicas e estruturais devidas, principalmente, às variações de temperatura no momento da irradiação.

Na tentativa de promover a desinfecção e limpeza de implantes, Schwarz et al. (2003) realizaram um estudo clínico com objetivo de avaliar os efeitos de um laser de Er: YAG sobre as propriedades de superfície de implantes

de titânio *in vivo*, e para determinar a eficácia desta modalidade de tratamento para remoção de cálculo subgingival. Este estudo foi realizado em oito implantes de dois pacientes, com severas inflamações periimplantares. Seis implantes foram instrumentados subgingivalmente com um laser de Er: YAG (100 mJ / pulso e 10 Hz). Dois implantes serviram como controle. Todos os implantes de titânio foram examinados utilizando MEV por um examinador calibrado e cego. Em comparação ao grupo controle não tratado, nenhuma instrumentação cirúrgica de implantes de titânio com um laser de Er: YAG resultou em uma remoção efetiva do cálculo subgingival sem provocar quaisquer danos térmicos. No entanto, todas as amostras do grupo teste revelaram quantidades de detritos residuais que devem ser tomadas em consideração para condições clínicas saudáveis.

#### *Estudos Clínicos em Humanos*

Em uma exposição de caso clínico, Azzeh (2008) utilizou o laser de Er;Cr:YSGG como tratamento de periimplantite e posterior regeneração óssea guiada com acompanhamento de 18 meses. Paciente de 28 anos apresentava ausência do dente 21 devido a um acidente, e foi colocado um implante no incisivo central superior esquerdo. Durante cinco anos ele não fez manutenção. O exame clínico revelou profundidade de sondagem de 7 mm por vestibular, com 2mm de recessão gengival, sangramento a sondagem com supuração e mobilidade vestibulo-lingual menor que 1mm, com 4mm de gengival queratinizada e biotipo fino. Radiografias revelaram perda óssea envolvendo 3 roscas medialmente e 4

distalmente, apresentava recessão gengival e exposição de roscas do implante por vestibular. O tratamento foi cirúrgico, com o laser de Er;Cr:YSGG com 1,5 W, 7% de água, 11% de ar e frequência de 20Hz no modo de pulso com ponta T4 com 400µm de diâmetro, para realizar o retalho. Para remoção do tecido de granulação o laser foi utilizado com 1,5 W, 10% de água, 20% de ar, com 20 Hz de frequência no modo contato com ponta G6 de 600µm de diâmetro. Perfurações ósseas na vestibular foram executadas com o laser com 2,5 W, 30% de água, 50% de ar, com ponta G6 e 20Hz no modo não contato. O debridamento da superfície do implante foi executado com o laser a 1,75 W, com 15% de água, 30% de ar, com ponta G4 com 600µm no modo não-contato, com frequência de 20 Hz. As áreas debridadas receberam enxerto ósseo com membranas reabsorvíveis. O paciente foi reavaliado clinicamente e radiograficamente com 3, 6, 12 e 18 meses. Os resultados demonstraram ausência de complicações pós-operatórias, melhora clínicas significantes, com ganho de inserção e redução da recessão.

Efeoglu & Eyyupoglu (2008) publicaram uma exposição de caso clínico onde utilizaram o laser de Er,Cr:YSGG como meio adicional no tratamento convencional da periimplantite. Paciente do gênero feminino de 56 anos portando cinco implantes na mandíbula na região de canino a primeiro pré-molar instalados há cinco anos portando uma prótese fixa suportadas por esses implantes, apresentava um dos implantes sem ativação, com mínima faixa de gengiva ceratinizada ao redor destes implantes e apresentava periimplantite moderada nos dois implantes distais e periimplantite agressiva nos implantes centrais e supuração constante. Foi realizada antibioticoterapia com a combinação

de amoxicilina-clavulanato (1000mg) e ornidazol (500mg) por cinco dias. A terapia periimplantar constituiu em aplicação de ultra-som, debridamento com curetas plásticas e irrigação com solução de iodo nas bolsas periimplantares. Nos implantes diagnosticados com periimplantite agressiva, além do tratamento citado anteriormente, foi realizado aplicação local de gel de metronidazol como meio auxiliar, e não houve melhora em relação à supuração. Optou-se em realizar terapia com laser onde inicialmente a exposição subgingival das áreas afetadas foi realizada com laser de diodo (810nm), potência de 1 W, e subsequentemente foi aplicado o laser de Er,Cr:YSGG nas bolsas periimplantares. Durante a cirurgia os dois implantes centrais foram removidos juntamente com todo o tecido de granulação e os implantes sobreviventes foram irradiados para descontaminação da superfície até o fundo da bolsa periimplantar. A calibragem do aparelho foi de 1,0 W, 20Hz, 11% ar e 10% água. Após descontaminação da área afetada, foi realizada RTG. Depois de dez meses o paciente apresentava-se clinicamente saudável. No exame radiográfico panorâmico constatou-se sucesso na RTG nas áreas onde foram removidos os implantes centrais e melhora no aspecto radiográfico na qualidade óssea ao redor dos implantes distais.

### **3 PROPOSIÇÃO**

O propósito deste estudo é avaliar o efeito da irradiação com laser de Er,Cr:YSGG por meio de MEV, em superfícies de implantes com superfícies usinada ou com tratamento de superfície.

## 4 METODOLOGIA

### *Discos de Titânio*

Foram utilizados 20 discos de titânio comercialmente puro (12 mm de diâmetro e 4 mm de altura), sendo 10 de superfície usinada (SU) (Sistema de Implantes Nacional, SIN, Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e 10 de superfície tratada com ataque ácido (SAC) (Sistema de Implantes Nacional, SIN, Ltda, São Paulo, SP, Brasil). Os 10 discos com mesmo tratamento foram divididos em dois grupos de cinco unidades cada (Tabela 1). Todos os 20 discos foram demarcados no centro com auxílio de uma fresa cilíndrica diamantada em alta rotação sem refrigeração (2200, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), que percorreu todo seu diâmetro para delimitar duas áreas e um ponto na extremidade de maior diâmetro na superfície controle (Fig.1), a qual não seria irradiada (controle) e a outra seria irradiada com o laser de Er,Cr:YSGG com potências de 1 W e 2 W (teste).

Tabela 1- Distribuição dos tratamentos e parâmetros de irradiação.

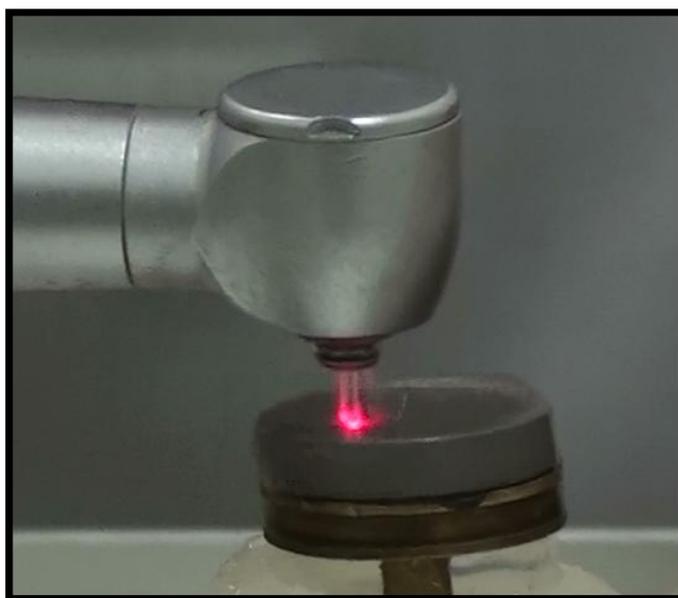
<b>ER,CR:YSGG</b>	<b>SU 1</b>	<b>SU 2</b>	<b>SAC 1</b>	<b>SAC 2</b>
<b>Quantidade</b>	05	05	05	05
<b>Superfície</b>	Usinada	Usinada	Ataque ácido	Ataque ácido
<b>Frequência</b>	20 Hz	20 Hz	20 Hz	20 Hz
<b>Diâmetro da ponta</b>	600 µm	600 µm	600 µm	600 µm
<b>Tempo de exposição</b>	25 s	25 s	25 s	25 s
<b>Potência</b>	1 W	2 W	1 W	2 W
<b>Refrigeração-água/</b>	20%	20%	20%	20%
<b>Ar</b>	40%	40%	40%	40%
<b>Forma de aplicação</b>	Sem contato	Sem contato	Sem contato	Sem Contato
<b>Irradiância</b>	357,14 W/cm <sup>2</sup>	714,28 W/cm <sup>2</sup>	357,14 W/cm <sup>2</sup>	714,28 W/cm <sup>2</sup>



*Fig. 1-* Disco de titânio delimitado em duas áreas e um ponto na extremidade do lado controlole.

### *Laser*

O equipamento laser utilizado foi o Biolase (Waterlase MD, Biolase, San Clemente, CA, EUA) que tem como meio ativo o Er,Cr:YSGG de 2,780 nm de comprimento de onda, emitido por uma fibra colimada de 0,6 mm (4 mm de comprimento), potência máxima de 2,5 W, com 20 % de água e 40 % de ar, pulsado. Para irradiação os discos foram fixados com uma combinação de esmalte e grafite em *stubs*, e a irradiação foi realizada nas potências de 1 W e 2 W, por um único operador treinado, em forma de varredura, de forma a cobrir uniformemente toda a superfície do disco delimitada para irradiação, com a fibra posicionada perpendicularmente a superfície do disco, durante 25 segundos (Fig. 2). Antes do início da irradiação das amostras a potência de saída do laser foi medida e o equipamento calibrado por um técnico especializado pelo fabricante.



**Fig. 2-** Fibra do laser posicionada perpendicularmente a superfície do disco

### *Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)*

Após irradiação, os discos foram encaminhados para análise em MEV (Jeol JSM-T330A Scanning Microscope Eletronic, Japão). A avaliação dos discos foi realizada no centro da amostra com aumento original de 50 X, para avaliação geral das áreas irradiadas e não-irradiadas; e as duas áreas distintas (irradiada e não-irradiada) foram analisadas com aumento original de 1000 X, obtendo desta forma três fotomicrografias por disco analisado. Depois de obtidas as fotomicrografias eletrônicas das amostras, as mesmas foram analisadas e comparadas por dois examinadores previamente calibrados.

## 5 RESULTADOS

### *Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)*

#### **1) Er,Cr:YSGG- 1 W:**

Não foram observadas alterações morfológicas significantes nas SU irradiadas com 1 W (Fig. 3) quando comparadas às superfícies não-irradiadas (Fig. 4). As SU apresentavam ranhuras inerentes à usinagem do titânio.

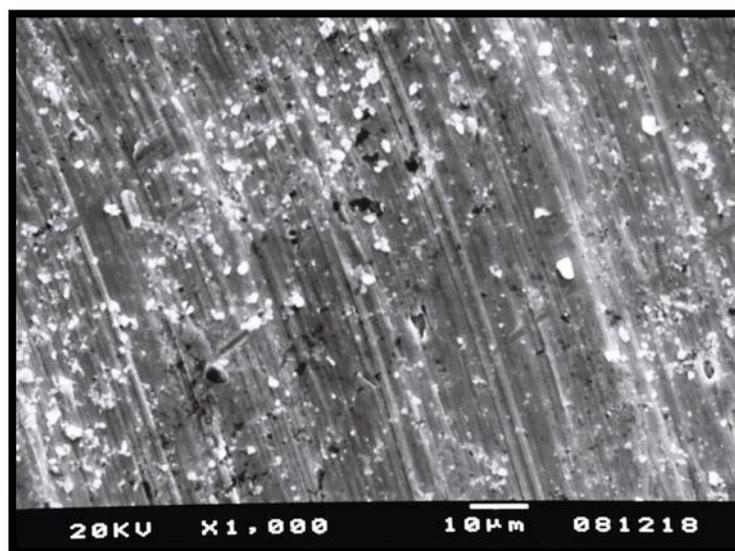
Nas SAC pequenas alterações foram observadas no aumento de 1000 X (Fig. 5) quando comparado à superfície não-irradiada (Fig. 6). As superfícies não-irradiadas apresentavam aspecto irregular com porosidade inerente ao tratamento, enquanto as irradiadas também apresentavam o mesmo aspecto, porém com algumas pequenas áreas sugestivas de desgaste do tratamento.

#### **2) Er,Cr:YSGG- 2W:**

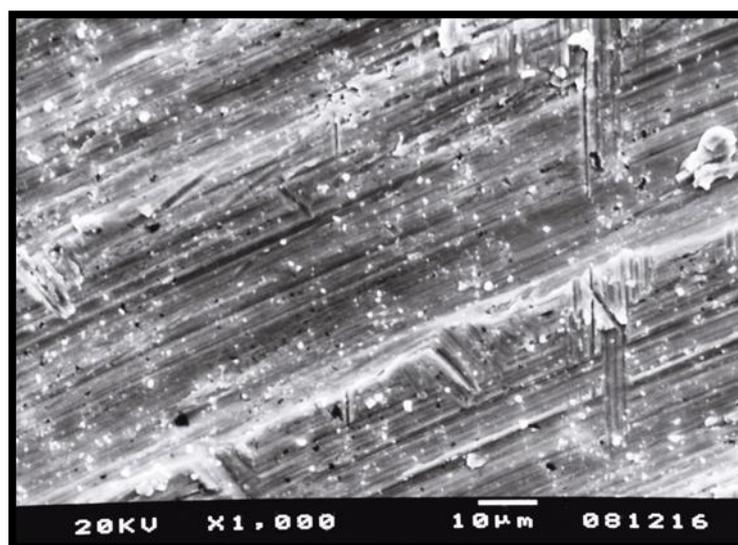
Aspecto semelhante com o parâmetro de 1 W foi observado nas SU irradiadas com 2 W. Não foram observadas alterações morfológicas significantes nas SU irradiadas com 2 W (Fig. 7) quando comparadas às superfícies não-irradiadas (Fig. 8). As SU apresentavam ranhuras inerentes à usinagem do titânio.

Nas SAC algumas alterações foram observadas no aumento de 1000 X (Fig. 9) quando comparado à superfície não-irradiada (Fig. 10). As superfícies não-irradiadas apresentavam aspecto irregular com porosidade inerente

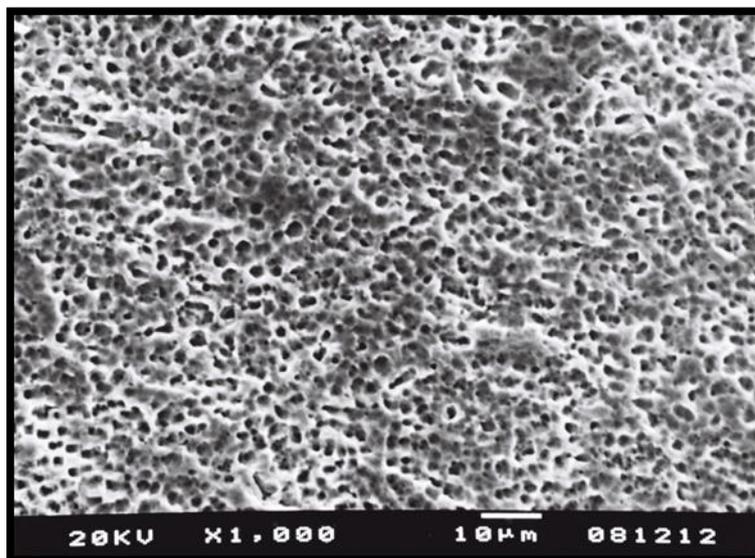
ao tratamento, enquanto as irradiadas também apresentavam o mesmo aspecto, porém com a superfície apresentando áreas sugestivas de desgaste do tratamento além de algumas áreas com aspecto de derretimento.



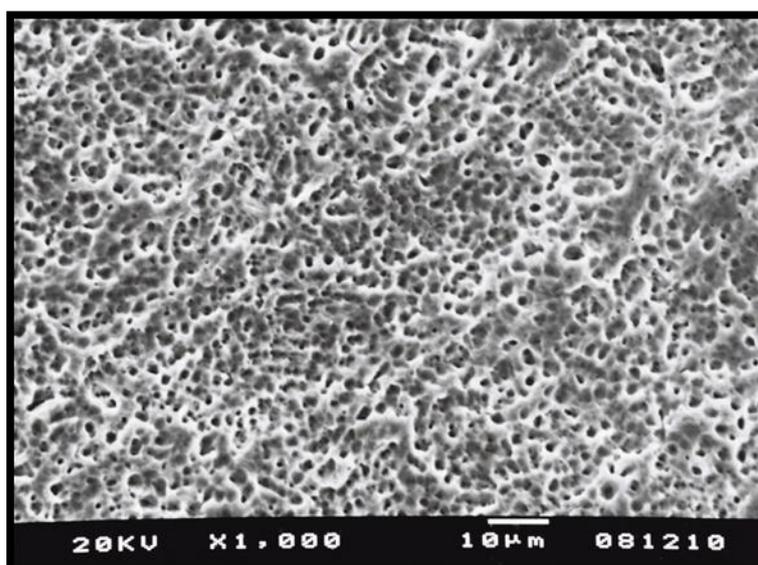
*Fig. 3-* SU irradiadas com 1 W, ausência de alterações morfológicas. Aumento original de 1000X.



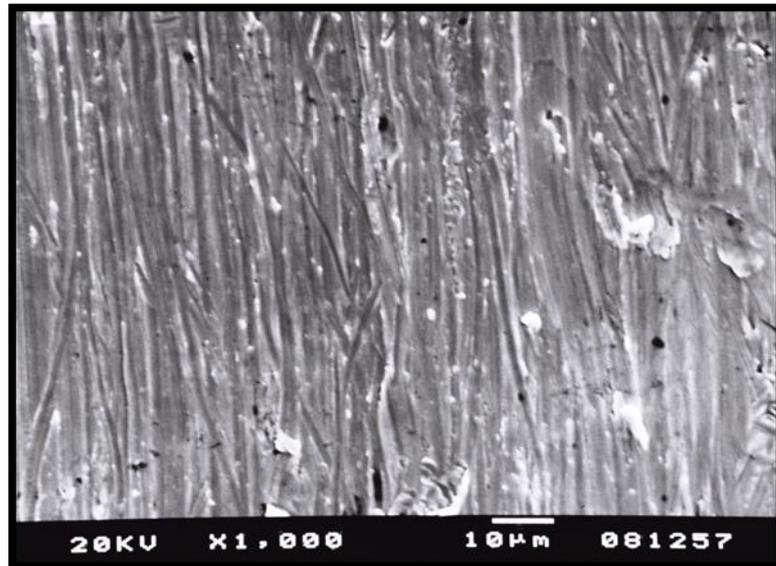
**Fig. 4-** SU não irradiada. Aumento original de 1000X.



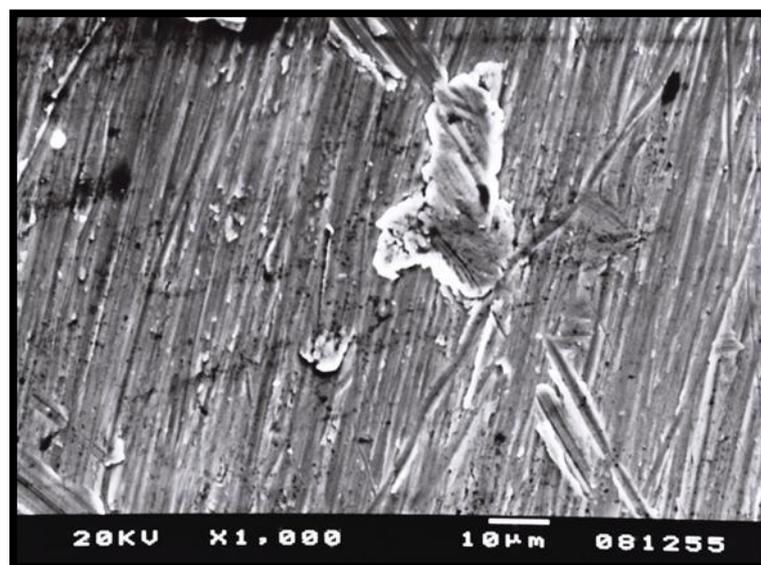
**Fig. 5-** SAC após irradiação com 1 W, pequenas alterações observadas. Aumento original de 1000X.



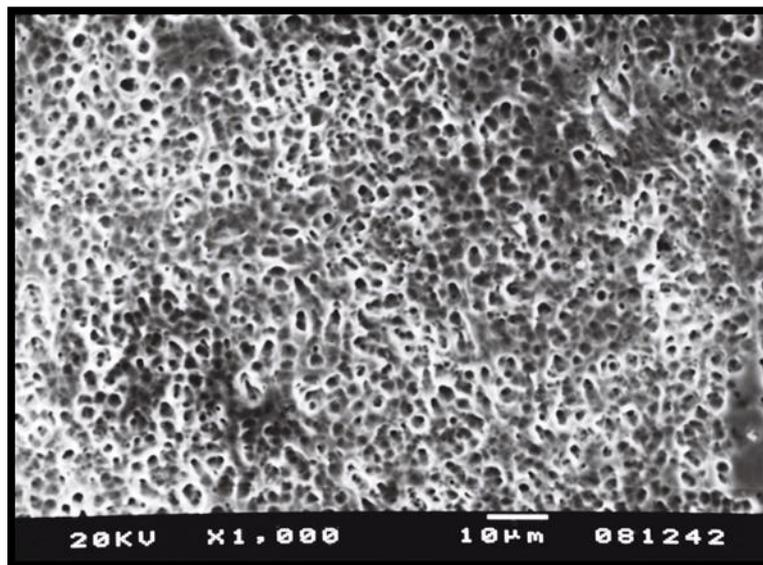
**Fig. 6-** SAC não irradiada. Aumento original de 1000X.



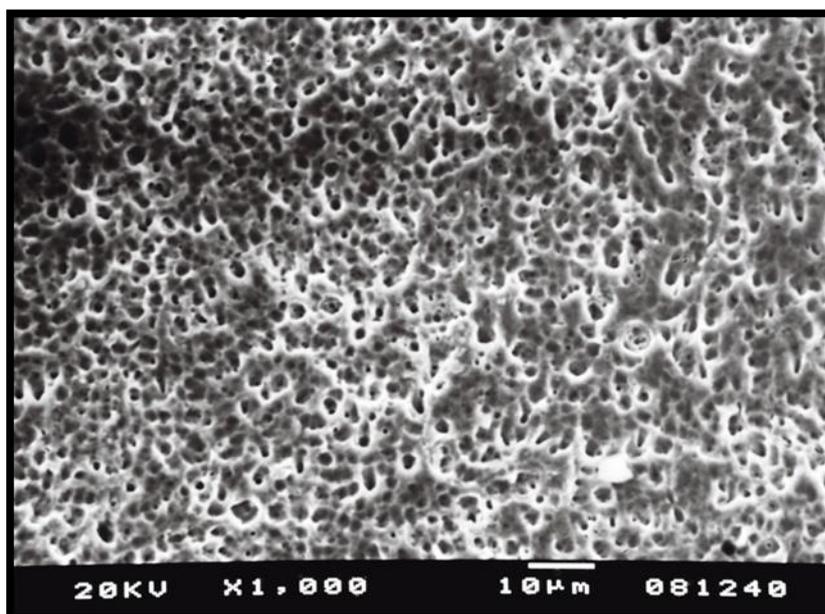
*Fig. 7-* SU irradiadas com 2 W, ausência de alterações morfológicas. Aumento original de 1000X.



*Fig. 8-* SU não irradiada. Aumento original de 1000X.



*Fig. 9-* SAC após irradiação com 2 W, algumas alterações observadas. Aumento original de 1000X.



*Fig. 10-* SAC não irradiada. Aumento original de 1000X.

## 6 DISCUSSÃO

A contaminação de superfícies de implantes com bactérias e subprodutos bacterianos pode causar a periimplantite e assim prejudicar a função e estética dos implantes osseointegrados. Uma descontaminação insuficiente da superfície dos implantes, durante o tratamento pode comprometer o processo de reparo de áreas com periimplantite.

Várias técnicas de tratamento têm sido adotadas com o intuito de promover a descontaminação e limpeza destes implantes, porém apresentam limitações nos resultados. Alguns estudos têm avaliado o efeito de diferentes sistemas lasers de alta potência em superfícies de titânio, pela sua alta capacidade de redução de microrganismos associados à patógenos periodontais e periimplantares (Ando et al., 1996; Kato et al., 2008).

O presente estudo avaliou o efeito do laser de Er,Cr:YSGG sobre a morfologia de SU e SAC. Na análise dos resultados do estudo pode-se observar que as SU não sofreram alterações morfológicas quando irradiadas com o laser de Er,Cr:YSGG nos parâmetros e nas diferentes potências do presente estudo. Por outro lado, as SAC demonstraram alterações morfológicas mais evidentes com o aumento da potência para 2 W. Estes resultados sugerem que este tipo de tratamento de superfície tem uma interação diferente com o laser no comprimento de onda de 2,780 nm e que esta interação pode ser influenciada pelo aumento da potência de saída.

A interação entre laser e metal pode ser influenciada pela energia de irradiação, grau de absorção, condutividade térmica e composição do material (Kreislner et al., 2002). A capacidade de reflexão do titânio para os lasers no infravermelho é entre 50 e 60% e aumenta para 96% na faixa do comprimento de onda de 10000 nm (Kreislner et al., 2002).

Com relação ao tratamento de superfície, alguns estudos têm sido realizados para avaliar a interação destas superfícies com comprimentos de onda de laser utilizados em odontologia. Kreislner et al. (2002) demonstraram microscopicamente que diferentes tratamentos de superfícies de implante podem sofrer maiores alterações morfológicas quando irradiadas com alguns lasers. Estes autores, demonstraram que o laser de Er:YAG alterou as superfícies de titânio usinada, TPS, jateadas e tratadas com HA. Diferente destes resultados, Schwartz et al., (2003), utilizaram o mesmo laser e não foram demonstradas alterações das superfícies tratadas com TPS, ataque ácido e HA quando irradiadas com densidades de energia maiores. Estas discrepâncias podem ser explicadas, pois neste estudo a irradiação foi feita com a fibra paralela às superfícies e com refrigeração a água, enquanto que no anterior foi posicionada perpendicularmente à superfície e sem refrigeração a água. Entretanto, no presente estudo, que utilizamos o Er,Cr:YSGG, a irradiação foi perpendicular à superfície com refrigeração a água e os resultados demonstraram que a irradiação não alterou a SU e provocou poucas alterações na SAC.

Estudos comparativos entre a irradiação com diversos sistemas lasers sobre a superfície do titânio confirmaram que o laser de CO<sub>2</sub> não promove

alterações morfológicas nas superfícies dos implantes com parâmetros adequados de irradiação (Mouhyi et al., 1999; Romanos et al., 2001; Kreisler et al., 2002), e que o laser de diodo (Kreisler et al., 2002) também poderia ser uma alternativa para irradiação destas superfícies. Por outro lado, o laser de Nd:YAG mesmo com potências baixas promove derretimento e trincas na superfície do titânio com superfície tratada ou não (Romanos et al., 2001; Kreisler et al., 2002 ). Diante destes fatos os lasers de Nd:YAG devem ser evitados para irradiação direta de superfícies de implantes.

Quanto ao uso do Er,Cr:YSGG poucos estudos tem sido publicados na tentativa de demonstrar seu efeito na irradiação de superfícies de titânio usinadas ou com tratamento de superfície (Romanos et al., 2006; Lee et al., 2008).

Os parâmetros de irradiação utilizados no presente estudo foram baseados em parâmetros intermediários dos estudos prévios de Romanos et al., (2006) onde verificou-se que em discos irradiados com Er,Cr:YSGG com potência de 1,25 W (42 % de ar e 41% de água) houve maior densidade de osteoblastos em superfícies usinadas e não observaram diferenças na adesão de células entre superfícies tratadas, irradiadas ou não com este laser. Além deste, outro estudo recente demonstrou aumento na proliferação de osteoblastos em superfícies de discos de titânio anodizadas irradiadas com lasers de CO<sub>2</sub> (2 W) e Er,Cr:YSGG (1,5 e 2,5 W).

As variações físicas e químicas, incluindo as alterações tridimensionais na topografia da superfície de titânio irradiadas com laser, devem ter papel importante na biocompatibilidade inicial. A qualidade da superfície do

implante depende das propriedades químicas, físicas e mecânicas da topografia e estas diferenças devem alterar a resposta dos osteoblastos durante a osseointegração (Faeda et al., 2009).

Poucos estudos relatam o uso clínico dos lasers de alta potência no tratamento de superfícies de implantes contaminados. O estudo de Schwartz et al., (2005) demonstrou que o laser de Er:YAG é um método efetivo para remoção de placa supra-gengival de biofilmes em superfícies de implantes tratadas com TPS, apesar de falhar na restauração da biocompatibilidade da superfície previamente contaminada.

Para padronizar as condições do experimento, fixamos o ângulo entre a fibra e a superfície de irradiação em aproximadamente 90°, o qual também poderia influenciar nos resultados. Além do ângulo de irradiação, a presença de saliva, sangue e fluidos orais poderia interferir e requer outros estudos para comprovação científica.

Quando operado com parâmetros apropriados de irradiação o laser de Er,Cr:YSGG parece ser um ferramenta alternativa para descontaminação de superfícies usinadas de implantes, sem alterar de forma deletéria a morfologia da superfície e promover uma superfície mais biocompatível. Porém outros estudos devem ser realizados para verificar se este laser pode provocar alterações na temperatura do implante e no tecido ósseo adjacente, bem como influenciar positivamente no processo de reparo da periimplantite.

## 7 CONCLUSÃO

Diante dos resultados e com os parâmetros utilizados no presente estudo pode-se concluir que:

1. A irradiação com laser de Er,Cr:YSGG não promoveu alterações morfológicas nas superfícies usinadas nas potências de saída de 1 e 2 W;
2. As superfícies tratadas com ataque ácido demonstraram pequenas alterações morfológicas semelhantes a desgaste e derretimento, mais evidentes quando irradiadas com o laser de Er,Cr:YSGG na potência de 2 W.

## 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Adrian JC, Gross A. A new method of sterilization: The carbon dioxide laser. J Oral Pathol 1979;8:60-1.

Albrektsson T, Isidor F. Consensus report: implant therapy. In: Lang, N. P. & Karring, T. Proceedings of the 1<sup>st</sup> European Workshop on Periodontology, Berlin: Quintessence 1994:365–369.

Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I. Bactericidal effect off erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. Lasers Surg Med 1996;19:190-200.

Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I. In Vitro Studies on Laser Scaling of Subgingival Calculus with an Erbium:YAG Laser. J. Periodontol 1996;65:1097-1106.

Azzeh, MM. Er ,Cr:YSGG laser-assisted surgical treatment of peri-implantitis with 1-year reentry and 18-month follow-up. J Periodontol 2008;79:2000-2005.

Berglundh T, Lindhe J, Marinello C, Ericsson I, Liljenberg B. Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. Clin Oral Implants Res 1992;3:1–8.

Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Öhman A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 1969;81:100-160.

Brånemark PI, Hansson B, Adell R, Breine U, Lindström J, Öhman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand. J Plast Reconstr Surg 1977;11:1-132.

Castro GL, Gallas M, Núñez IR, Álvarez JC, Scanning Electron Microscopic Analysis of Diode Laser-Treatment Titanium Implant Surfaces. Photom. and Laser Surg 2007;2:124-128.

Coffelt DW, Cobb CM, MacNeill S, Rapley JW, Killoy WJ. Determination of energy density threshold for laser ablation of bacteria. J Clin Periodontol 1997; 24:1-7.

Efeoglu E, Eyyupoglu GT. Treatment of Peri-implantitis Lesions with Laser-assisted Therapy and a Minimally Invasive Approach: A Case Report. J Oral Laser Applications 2008;8:109-116.

Ericsson I, Berglundh T, Marinello C, Liljenberg B, Lindhe J. Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. Clin Oral Implants Res 1992;3:99-103.

Ericsson I, Person LG, Berglundh T, Edlund T, Lindhe J. The effect of antimicrobial therapy on periimplantitis lesions. An experimental study in the dog. Clin Oral Implants Res 1996;7:320-8.

Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: A vital microscopy study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983;50:101-7.

Faeda RS, Tavares HS, Sartori R, Guastaldi AC, Marcantonio E Jr. Evaluation of titanium implants with surface modification by laser beam. Biomechanical study in rabbit tibias. *Braz Oral Res* 2009 Apr-Jun;23(2):137-43.

Franch F, Luengo F, Bascones A. evidencia microbiana de la periimplantitis, factores de riesgo coadyuvantes, diagnóstico y tratamiento según los protocolos científicos. *Avances em Periodoncia* 2004;16:143-56.

Ganz CH. Evaluation of the safety of the carbon dioxide laser used in conjunction with root form implants: A pilot study. *J Prosthet Dent* 1994;71:27-30.

Guimarães MVM. Avaliação clínica, microscopia eletrônica de varredura e metalografia, em cães, com a utilização da irradiação de laser de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) nas cirurgias de reabertura em implantes osseointegrados, com finalidade protética. São José dos campos, 1999, 148p. Dissertação (Mestrado em Prótese Parcial Fixa)- Faculdade de Odontologia, Campus Universitário de São José dos Campos- UNESP.

Haypek P. Redução bacteriana pós aplicação do laser de dióxido de carbono na superfície de implantes contaminados com *S. Sanguis*. São Paulo, 2001. 100p. Dissertação (Mestrado em Dentística)- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Kato T, Kusakari H, Hoshino E. Bactericidal efficacy of carbon dioxide laser against bacteria-contaminated implants and subsequent cellular adhesion to irradiated area. *Laser Surg Med* 1998;23:299-309.

Kreisler M, Götz H, Duschner H, Hoedt d´B. Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO<sub>2</sub>, and GaAlAs Laser Irradiation on Surface Properties of Endosseous Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:202–211.

Lindhe J, Karring T, Lang N, Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan;2005.

Maiman TH. Stimulet optical radiation in ruby. *Nature* v.116, p.293.

Masson ML. Using the laser for implant maintenance. *Dentistry Today* 1992;11:74-75.

Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I. Effects of the Er:YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces. *J Clin Laser Med Surg* 2003;21:7-17.

Mombelli A. Aging and the periodontal and peri-implant microbiota. *Periodontol* 2000. 1998;16:44-52.

Mouhyi J, Sennerby L, Nammour S, Guillame P, Van Reck J, Temperature increases during surface decontamination of titanium implants using CO<sub>2</sub> laser. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:54-61.

Nammour S, Majerus P. Sterilization potential of the CO<sub>2</sub> laser. *Acta Stomatologica Belgica* 1991;88:183-186.

Oyster, D. K.; Parker, W. B.; Gher, M. E. CO<sub>2</sub> laser and temperature changes of titanium implants. *J. Periodontol* 1995;66:1017-1024.

Pontoriero R, Tonetti MP, Carnevale G, Mombelli A, Nyman SR, Lang NP. Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:254–259.

Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:1-19.  
Review.

Romanos G, Crespi R, Barone A, Covani U. Osteoblast attachment on titanium discs after irradiation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:232-6.

Romanos GE, Everths H, Newtwing GH. Alterations of the implant surface after CO<sub>2</sub> or Nd:YAG- laser irradiation: a SEM examination. *J Oral laser Applications* 2000;1:29-33.

Romanos GE, Everths H, Newtwing GH. Effects of diode and Nd:YAG laser irradiation on titanium discs: a scanning electron microscope examination. *J Periodontol* 2001;71:810-815.

Schwarz F, Rothamel D, Becker J. Influence of an Er:YAG laser on the surface structure of titanium implants. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2003;113:660-71.

Shibli JA, Theodoro LH, Haypek P, Garcia VG, Marcantonio E Jr. The effect of CO<sub>2</sub> laser irradiation on failed implant surfaces. *Implant Dent* 2004;13:342-51.

Swift JQ, Jenny JE, Hargreaves KM. Heat generation in hidroxyapatite-coated implants as aresult of CO<sub>2</sub> laser application. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1995;79:410-415.

Theodoro LH, Garcia VG. Lasers em Implantodontia, *J Bras Clin Odontol Int* 2001;30:520-529.

Tonetti MS, Schmid J. Pathogenesis of implant failures. *J Periodontol* 2000;4:127-138.

Wooten CA, Sullivan SM, Surpure S. Heat generation by superpulsed CO<sub>2</sub> lasers on plasma-sprayed titanium implants: an in vitro study. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol* 1999;88:544-548.

Zitzmann NU, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J. Experimental periimplant mucositis in man. *J Clin Periodontol* 2001;28:517–523.