



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ALTERAÇÕES NA SUPERFÍCIE DE IMPLANTES DE TITÂNIO APÓS A
IRRADIAÇÃO COM *LASER* DE Nd:YAG**

ROGERIO FIGUEIREDO ROMERA

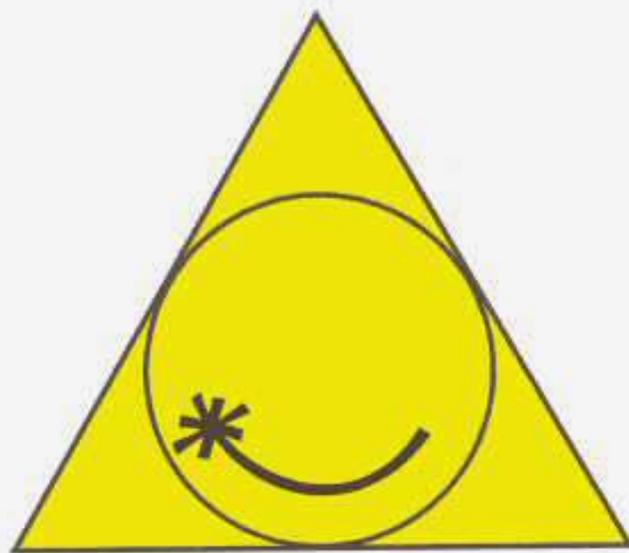
**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do
Grau de Mestre Profissional em
Lasers em Odontologia.**

**Orientador:
Prof. Dr. Wagner de Rossi**

**Co-Orientadora:
Prof^a. Dr^a. Ana Cecília Correa Aranha**

São Paulo
2010





**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

**ALTERAÇÕES NA SUPERFÍCIE DE IMPLANTES DE TITÂNIO APÓS A
IRRADIAÇÃO COM *LASER* DE Nd:YAG**

ROGERIO FIGUEIREDO ROMERA

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

**Orientador:
Prof. Dr. Wagner de Rossi**

**Co-Orientadora:
Prof^a. Dr^a. Ana Cecília Correa Aranha**

São Paulo
2010

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais Ramon e Maria, por todos seus esforços para minha educação e formação pessoal e escolar.

A minha esposa Pilar e meus filhos Raphaela e Martin, fonte de inspiração para realização de meus projetos, agradeço seu apoio e compreensão durante a realização deste trabalho.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Wagner de Rossi pela sua brilhante orientação e participação ativa em todas etapas da realização deste trabalho.

A Profa. Dra. Ana Cecília Correa Aranha pela sua também brilhante participação neste trabalho, sempre de forma rápida e eficiente.

A Profa Dra Denise Maria Zezell pelos seus esforços em nos conduzir nos ensinamentos da Física.

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo pela inspiração em seguir de forma brilhante pelos caminhos do laser na odontologia.

Ao Prof. Fabio Gonçalves pela amizade, colaboração na realização deste trabalho e pelo estímulo em estar sempre buscando novos caminhos dentro da odontologia

Ao Prof. Francesco S. Martelli pelo exemplo na pesquisa e utilização clínica do laser.

Aos professores do IPEN e do LELO por seus esforços, dedicação e paciência em iniciar-nos em novos conceitos.

Aos Profs. Simone Gonçalves Moretto e Nilton Azambuja Junior pela realização das fotomicrografias em Microscopia Eletrônica de Varredura utilizadas neste trabalho.

Aos colegas de da nona turma do MPLO que tornaram esta jornada mais suave e em especial a Rachel, brilhante parceira nos trabalhos.

A secretária Liliane de Souza pela sua ajuda em todas as situações do curso e em especial na formatação deste trabalho.

A secretária Andrea Malavazi por seu estímulo nos momentos difíceis .

A empresa Top Consult e DEKA Laser pelo total apoio neste projeto.

A empresa Implacil pela cessão dos discos e implantes de titânio utilizados neste projeto.

A todas as pessoas envolvidas em minha carreira odontológica que me trouxe até aqui.

ALTERAÇÕES NA SUPERFÍCIE DE IMPLANTES DE TITÂNIO APÓS A IRRADIAÇÃO COM *LASER* DE Nd:YAG

Rogério Figueiredo Romera

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo irradiar a superfície de discos e implantes de titânio grau IV com *laser* pulsado de Nd:YAG, e através da avaliação da morfologia da superfície formada obter parâmetros mais adequados no tratamento da periimplantite com este tipo de *laser*. A intensidade e alguns parâmetros do *laser* foram variados para controlar a temperatura e conseqüente estado final da superfície irradiada.

Para este trabalho foram utilizados 10 discos e 10 implantes. Os discos possuíam 10 mm de diâmetro por 1,5 mm de espessura, com o mesmo polimento dado aos implantes utilizados na clínica odontológica.

O equipamento utilizado para irradiação das amostras foi o *laser* de Nd:YAG pulsado, com potência média máxima de 10 W, e com sistema de entrega de feixe por fibra ótica de 300 µm de diâmetro. A irradiação foi feita com potência média de 3,0W, taxa de repetição de 30 Hz e 100 mJ de energia por pulso. Três tipos de largura temporal de pulsos foram utilizados: pulsos curtos de 350µs, longos de 700µs e extras longos de 1ms.

As amostras foram movimentadas utilizando-se um sistema de movimentação em dois eixos com precisão micrométrica. O movimento, controlado por um sistema CadCam, descreveu uma linha reta, e os parâmetros variados foram a velocidade, a sobreposição de pulsos, e a largura temporal dos pulsos *laser*. A irradiação dos discos foi feita perpendicularmente à sua superfície, e neste caso foi variada a distância da sua superfície à ponta da fibra. No caso dos implantes, a irradiação foi feita tangencialmente à linha da rosca, simulando um caso clínico.

As superfícies irradiadas foram atacadas com solução ácida para revelar possíveis alterações metalográficas, e sua inspeção foi feita através de microscopia eletrônica de varredura – MEV e microscopia óptica convencional.

Os resultados mostraram que a irradiação tangencial em nenhum caso provocou fusão da superfície da rosca, mas a sua eficiência é limitada na irradiação das suas partes mais internas. A irradiação perpendicular deve ser cuidadosamente controlada, pois pode levar à fusão superficial e a um aquecimento excessivo da superfície.

SURFACE CHANGES OF DENTAL IMPLANTS AFTER IRRADIATION BY A Nd:YAG LASER

Rogério Figueiredo Romera

ABSTRACT

This research aimed to irradiate with a pulsed Nd:YAG laser, discs surfaces, and titanium implants grade IV, and according to the surface morphology changes evaluation, to set up proper parameters for the periimplantitis treatment. The intensity and other laser parameters were varied for controlling the temperature and the final result on the laser surface.

Ten discs and 10 implants were used. The discs with 10 mm diameter and 1,5 mm thickness, with the same finishing giving to the implants used in the dental clinic.

A Nd:YAG pulsed laser equipment was used with a maximum power of 10 W and with a delivery system in a 300 μm fiber optic. The irradiation was made with a medium power of 3 W, repetition rate of 30 Hz and 100mJ of energy per pulse. Three types of pulse duration were used: short pulses of 350 μs , long pulses of 700 μs and extra long pulses of 1 ms.

The samples were moved by a system with two axes with micrometric precision. The movement, controlled by a CAD/CAM, described a straight line, and the parameters varied were speed, pulses overlap and pulses duration. The discs irradiation were done perpendicular to their surfaces, and in this case, with the variation of the distance between the fiber tip and the disc surface. For the implants, the irradiation occurred tangential to the tread simulating a clinical case.

The irradiated surfaces were treated with an acid solution to reveal possible metallographic changes and evaluated by SEM and optic microscopy.

The results showed that the tangential irradiation did not cause tread fusion in any situation, but its efficacy is limited to the irradiation of the internal areas of the treads. The irradiation should be carefully controlled because may cause superficial fusion and overheating.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SIMBOLOS

AsGa	- Arseneto de gálio
GaAlAs	- Arseneto de gálio e alumínio
He	- Hélio
HeNe	- hélio e neônio
J/cm ²	-joule por centímetro quadrado
Er	- érbio
LASER	- <i>L(ight) A(mplification) by S(timulated) E(mission) of R(adiation)</i> : amplificação da luz por emissão estimulada de radiação
MEV	- microscopio eletrônico de varredura
Ar	- arrefecimento
A	- área
D	- dose ou fluência
E	- energia
F	- freqüência ou taxa de repetição
I	- intensidade
P	- potência
T	- tempo
ΔT	- variação de temperatura
Ga	- gálio
Al	- alumínio
As	- arsênio
CO ₂	- dióxido de carbono
Nd	- neodímio
O	- oxigênio
Y	- ítrio
YAG	- <i>Y(ttríum) L(ithium) G(arnet)</i> granada de itrio e alumínio
Al ₂ O ₃	- óxido de alumínio
Ti	- titânio
TiO ₂	- óxido de titânio
°C	- graus Celsius
cm	- centímetro
cm ²	- centímetro ao quadrado

g	- grama
kg	- quilograma
mg	- miligrama
Hz	- Hertz
J	- Joule
mJ	- mileJoule
μm	- micrometro
nm	- nanometro
ms	- milisegundo
V	- volt
W	- Watt
mmhg	- milímetro de mercurio

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1 <i>Titânio e suas ligas</i>	14
2.2 <i>Ligas de titânio</i>	16
2.3 <i>Oxidação do titânio</i>	17
2.4 <i>Irradiação laser do titânio</i>	18
3 OBJETIVOS	20
4 MATERIAIS E MÉTODOS	21
5 RESULTADOS	30
5.1 <i>RESULTADOS DO EXPERIMENTO 1</i>	30
5.2 <i>RESULTADOS DO EXPERIMENTO 2</i>	37
7 CONCLUSÕES	39
8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	39
9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	40

1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes osseointegrados na clínica odontológica diária é uma realidade¹. Porém, a presença da placa bacteriana periodontal e periimplantar pode ser considerada entre outros, como fator predisponente para perda do implante².

A obtenção de selamento perimucoso ou perigengival do tecido mole sobre a superfície do implante é um dos pré-requisitos para o sucesso dos implantes osseointegrados³.

Alterações patológicas nos tecidos que fazem contato com os implantes dentários estão compreendidos na definição de patologia periimplantar. O desenvolvimento de um processo inflamatório que está limitado aos tecidos moles preimplantares pode ser definido como mucosite periimplantar. A perda óssea progressiva periimplantar acompanhada de patologia inflamatória nos tecidos moles é referida como periimplantite⁴. A periimplantite pode ocorrer por fatores mecânicos ou biológicos⁵.

Entre os inúmeros avanços no desenvolvimento da implantodontia como os novos conceitos cirúrgicos, as novas formas e superfícies de implantes, os componentes e a busca por resultados cada vez mais previsíveis e estéticos, podemos encontrar ainda algumas dúvidas, principalmente relacionadas à manutenção dos implantes⁶.

Uma vez que o implante dentário não possui cimento nem inserção de fibras na sua superfície, a manutenção do selo periimplantar é muito importante. Se este selamento for violado é provável que os tecidos moles adjacentes se tornem inflamados. A isto, segue a atividade osteoclástica no tecido ósseo subjacente a reabsorção crônica do osso de suporte, preenchimento da solução de continuidade por tecido de granulação, levando assim a um crescente grau de mobilidade e até a perda do implante⁷.

Como na doença periodontal, a periimplantite também apresenta caráter multifatorial, seu tratamento vem sendo discutido. Entre os tratamentos sugeridos para o tratamento da periimplantite estão os procedimentos de raspagem e remoção do biofilme associado ou não à terapia antimicrobiana local ou sistêmica^{9,11}

Utilizado para descontaminação de bolsas periodontais, a utilização com sucesso do *laser* em periodontia foi comprovado.¹²

Baseados na utilização clínica e nos resultados satisfatórios citados por diversos autores^{10,11,13}, encontra-se o *laser* de Nd:YAG ($\lambda=1064\text{nm}$), um excelente método de redução microbiana da bolsa periodontal e periimplantar. Porém, a irradiação do *laser* de Nd:YAG possui diferentes afinidades pelo tecido dental e pelo titânio do implante. A irradiação neste comprimento de onda, nos parâmetros citados pela literatura para a completa descontaminação, pode causar alterações na superfície do titânio, podendo assim dificultar a ósseointegração e a resolução do problema periimplantar¹⁴.

Segundo Gonçalves et al. em 2009, a total descontaminação da superfície de implantes contaminados com *E. faecalis* e *P. gingivalis* se deu com a irradiação com *laser* de Nd:YAG pulsado, pulso extra-longo com fibra de 300 μm respectivamente com 3,0 W e 2,5 W de potência média, perpendicular aos discos de titânio, a uma distância de 3,0 mm da ponta da fibra ao disco¹⁵.

Diante da literatura pesquisada, verificamos que o comprimento de onda de 1064 nm pode produzir alterações morfológicas indesejadas às superfícies dos implantes de titânio, mas a redução bacteriana promovida pela ação do *laser* de Nd:YAG é eficaz, como ilustram os trabalhos de alguns autores¹⁶⁻²¹.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Titânio e suas ligas

Os implantes osseointegrados metálicos utilizados na clínica odontológica são feitos de titânio puro. Este metal é escolhido não só por suas propriedades de alta resistência mecânica e química, como também pela sua excelente biocompatibilidade.

O titânio é o quarto elemento mais abundante da crosta terrestre e foi descoberto pelo Reverendo William Gregor na Inglaterra em 1791. O grande atrativo deste material entre os metais não ferrosos está associado às suas propriedades físico-químicas, que lhe permitem formar uma grande variedade de ligas com diferentes tipos de metais.

Pouco reativo em temperatura ambiente, o titânio aquecido sofre a ação dos não-metais, dando compostos estáveis, duros e refratários, como o nitreto (TiN), o carbeto (TiC) e os boretos (TiB e TiB₂). Altamente resistente ao ataque ácido, dissolve-se unicamente no ácido fluorídrico, com o qual forma complexos de flúor.

Este metal tem sido largamente utilizado na indústria desde a década de 50, com aplicações na área aeronáutica e espacial, onde inicialmente foi utilizado na substituição do alumínio quando usado a temperaturas elevadas. Hoje, o titânio e suas ligas encontram aplicações também na biomedicina, na indústria petroquímica e na indústria de papel e celulose. Na área médica, seu principal atributo é a biocompatibilidade²²; na petroquímica é a sua alta resistência à maior parte dos ácidos minerais e cloretos. Na indústria de papel e celulose sua resistência ao cloro e seus compostos, utilizados no branqueamento do papel, são sua principal atração.

A temperatura ambiente, o titânio apresenta uma estrutura hexagonal compacta (hcp) denominada alfa (α). Para uma temperatura de aproximadamente 880°C (para o metal puro)³¹, o titânio passa por uma transformação alotrópica de fase, apresentando uma estrutura cúbica de corpo centrado (ccc), denominada beta (β). Se mantêm assim estável até atingir a temperatura de 1672°C que é sua temperatura de fusão²³. Quando resfriado rapidamente, algumas ligas de titânio apresentam formações martensíticas do tipo α' , com estrutura hexagonal

compacta ou α'' , que possui estrutura ortorrômbica. A figura 1 mostra as principais redes cristalinas encontradas para o titânio.

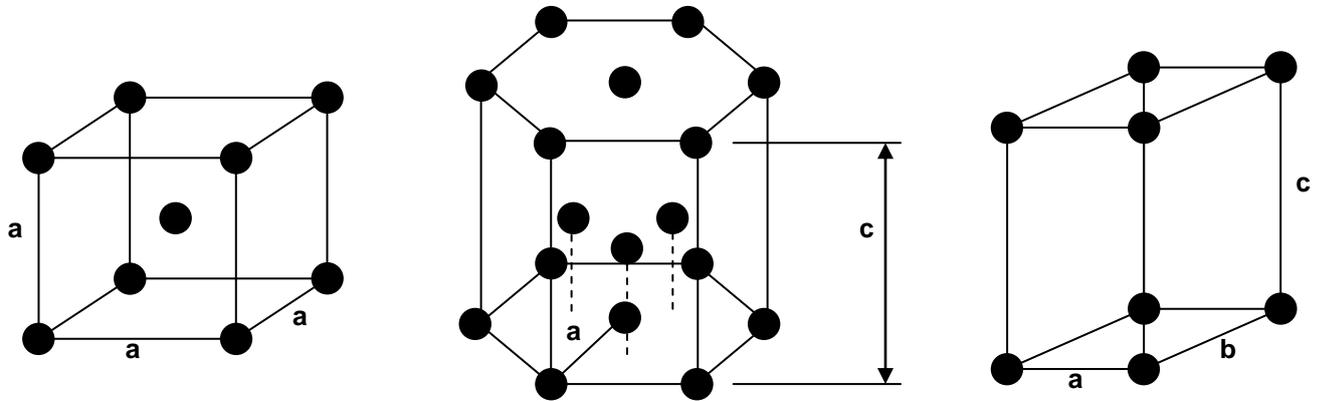


Figura 1

Principais redes de Bravais encontradas no titânio e suas ligas.; a) célula cúbica de corpo centrado; b) célula hexagonal compacta; c) célula ortorrômbica simples.

Embora sendo composta do mesmo elemento, estas variações na estrutura cristalina do titânio modificam suas propriedades físicas e químicas, alterando suas características metalúrgicas e mecânicas. Estas modificações, que são microestruturais, não são percebidas a olho nu e nem mesmo com microscopia de grande aumento. Porém, como possuem propriedades físico-químicas distintas, podem ser atacadas de maneira diferente por uma solução ácida adequada. No caso do titânio, a solução de Kroll (2 ml de HF, 6ml de HNO₃ e 88 ml de H₂O) é a mais utilizada para este ataque, o qual revela (mesmo a olho nu para grandes extensões), a região do metal que sofreu uma transformação alotrópica de fase.

Assim, é importante notar que um aquecimento a temperaturas elevadas, seguido de um rápido resfriamento pode levar a esta transformação de fase, que passa a ser estável à temperatura ambiente. O material, nesta nova condição, não possui mais as mesmas propriedades da fase anterior, podendo inclusive prejudicar sua propriedade de biocompatibilidade.

2.2 Ligas de titânio

Além do metal puro de titânio, a adição de elementos em sua composição faz surgir inúmeros tipos de ligas com propriedades mecânicas e térmicas distintas daquelas do titânio puro e que ampliam ainda mais o seu espectro de uso. Estes elementos, chamados de “elementos de liga”, são geralmente classificados em duas categorias: os elementos que estabilizam a fase α , os alfa-gênicos, e os que estabilizam a fase β , ou beta-gênicos. Eles agem mudando o equilíbrio termodinâmico das fases α e β , aumentando ou diminuindo a temperatura em que ocorre a transformação alotrópica de fase. Alguns dos elementos mais utilizados na obtenção destas ligas são o níquel, o vanádio e o alumínio, e a liga de titânio mais largamente utilizada em implantes médicos é a Ti6Al4V.

A classificação das ligas de titânio pode, portanto, ser feita de acordo com a microestrutura encontrada, onde temos as ligas α , ligas $\alpha+\beta$ e ligas β . Assim, segundo o sistema da ASTM (American Society of Testing and Materials), a classificação metalúrgica do titânio, é determinada sob a seguinte forma: titânio comercialmente puro (Ti c.p.) de diferentes graus (também denominado como “não-ligados”) e as ligas: alfa (α), alfa-beta ($\alpha + \beta$) e beta (β), as quais definem a predominância das fases presentes na microestrutura²⁶.

O (Ti c.p.) apresenta teores entre 98 a 99,5% de pureza e conforme a norma ASTM F67 é classificado em quatro categorias, variando de acordo com os teores de nitrogênio, hidrogênio, oxigênio, carbono e ferro. Seus valores podem ser observados pelos dados da tabela 1.

Tabela 1

ASTM 67 – composição máxima (%) p/p				
Categoria	Grau I	Grau II	Grau III	Grau IV
Elementos				
Hidrogênio	0,015			
Nitrogênio	0,03	0,03	0,05	0,05

Carbono	0,08			
Oxigênio	0,18	0,25	0,35	0,4
Ferro	0,2	0,3	0,5	
Titânio	Balanço			

Além da classificação acima, as ligas de titânio, de forma mais abrangente, também podem ser classificadas em ligas resistentes à corrosão e ligas estruturais, com propriedades mecânicas de maior resistência.

2.3 Oxidação do titânio

Devido à presença de uma fina camada de óxido na superfície do metal, o titânio não reage com os elementos do ar na temperatura ambiente²⁴. Porém, a partir de uma determinada temperatura (temperatura de oxidação), esta camada de óxido perde suas propriedades de proteção, permitindo que os elementos da atmosfera, principalmente o oxigênio, difundam no titânio e reajam com ele. Os valores desta temperatura para o titânio, variam muito de acordo com a fonte da literatura, e vai desde 300°C até 600°C^{24,25}.

A difusão de um gás em um sólido, portanto, é um fenômeno dependente da temperatura, e quanto maior for esta temperatura, mais facilmente o gás conseguirá entrar na rede cristalina do sólido, podendo então reagir com ele.

A camada de óxido formada na superfície do material é, portanto, um fator que conta para a diminuição da difusão do gás no metal, por ser mais um obstáculo que os átomos do gás têm que atravessar para reagir com o metal base.

Porém, nem os átomos neutros do metal nem os átomos neutros do oxigênio são solúveis nesta camada de óxido. Assim, para que a oxidação continue ocorrendo, tanto o metal quanto o oxigênio precisam estar ionizados. Somente íons de titânio e de oxigênio podem passar pela camada de óxido, e isto acontece com o aumento da temperatura, onde o titânio perde e o oxigênio ganha elétrons.

No titânio, a oxidação pode ser dividida em duas partes: quando há predominância da difusão dos íons de oxigênio e quando a difusão dos íons de titânio para a superfície é predominante.

Até aproximadamente 1000°C, há uma difusão do oxigênio no titânio, formando uma camada de óxido na superfície do material, porém a partir de 1000°C o fenômeno que prevalece é a difusão dos íons de titânio para a superfície, passando pela camada de óxido já existente^{27,28}

Esta camada de óxido formado na superfície do titânio é visível, possuindo cores que dependem da concentração de oxigênio existente que vai do roxo até o azul, voltando novamente para o azul e repetindo a seqüência²⁹.

2.4 Irradiação *laser* do titânio

Estudos da irradiação com *laser* de Nd:YAG em implantes com superfície tratada com óxido de titânio e com hidroxiapatita, bem como o potencial de descontaminação quando os implantes eram contaminados por *Bacillus subtilis* foram feitos por Block e colaboradores. Neste estudo as potências utilizadas foram 0,3, 2,0 e 3,0W em modo contato e não contato. Alterações na superfície foram observadas nos dois tipos de superfície, mesmo para a menor potência. No que se refere a descontaminação a irradiação não foi capaz de esterilizar os implantes contaminados¹⁷.

Foi realizado por Liu et al. um estudo comparando o uso do *laser* de Nd:YAG e a raspagem e polimento na terapia periodontal. Observou-se, neste estudo, que o *laser* de Nd:YAG tem sido utilizado no tratamento da doença periodontal, no entanto relatam que poucos trabalhos foram documentados relatando redução da profundidade de bolsa e inflamação gengival. Neste estudo in vivo os autores não encontraram diferenças significativas quando houve a associação da terapia convencional de raspagem e polimento coronário radicular ao uso do *laser* de Nd:YAG utilizado com potência média de 3W e 20 pulsos por segundo, e energia de 150 mJ por pulso¹⁶.

O desenho e a qualidade da superfície de implantes de titânio são de vital importância para a sua estabilidade em longo prazo. Gaggl *et al* (2000) avaliaram os métodos de obtenção de superfícies e encontraram ótimos resultados nos implantes que tiveram a sua superfície preparada com *laser* produzindo uma

rugosidade de superfície de 30 a 50 μ m, desta forma concluíram que o novo método de tratamento da superfície de implantes com *laser* produz rugosidade de superfície, livre de contaminação, ideais para a osseointegração³⁰.

Outros estudos avaliaram as alterações na superfície de discos de titânio submetidos à irradiação pelos *lasers* de Nd:YAG (1064nm) e de diodo (980nm). Os discos foram submetidos à irradiação com Nd:YAG pulsada com fibra em contato com a superfície em potências médias de 2, 4 e 6W. Para o *laser* de diodo o modo de aplicação foi contínuo com potências de 5, 10 e 15W, mantendo-se a fibra em contato com os discos. Na MEV (microscopia eletrônica de varredura) os autores observaram que a irradiação pelo Nd:YAG produzia extensa alteração na superfície dos discos, por outro lado os discos submetidos ao *laser* de diodo não sofreram alterações na superfície, independente dos padrões energéticos utilizados, podendo ser utilizado no tratamento da perimplantite e cirurgias de reabertura de implantes³¹.

No estudo acima, fica claro, que o modo de irradiação, pulsado ou contínuo, e não o comprimento de onda é que é o principal responsável por uma possível alteração na morfologia do metal. Embora com uma potência média menor, e com uma refletividade maior para o metal, o *laser* de Nd:YAG pulsado foi o que provocou grande alteração na superfície do implante. Na verdade, o fator mais importante na interação da radiação *laser* com o metal é a sua potência pico, e não a sua potência média. Embora não mencionado no trabalho citado acima, verificamos que a potência pico utilizada para o *laser* de neodímio certamente é muito mais alta que a potência (média) utilizada com o *laser* de diodo.

3 OBJETIVOS

Este trabalho teve como objetivo avaliar a alteração morfológica da superfície de discos e implantes de titânio grau IV irradiados com laser pulsado de Nd:YAG (1064nm).

Estabelecer ou determinar parâmetros de irradiação para o tratamento da periimplantite.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para este trabalho foram utilizados 10 discos e 10 implantes de titânio grau IV fornecidos pela empresa Implacil (São Paulo, SP). Os discos possuíam 10 mm de diâmetro por 1,5 mm de espessura, apresentando o mesmo polimento dado aos implantes utilizados na clínica odontológica.

As amostras foram fixadas a uma lâmina de microscópio e movimentadas utilizando-se um sistema de movimentação em dois eixos com precisão micrométrica. O movimento é controlado por um sistema CadCam, o qual faz com que o feixe *laser* descreva um desenho pré-determinado sobre a superfície da peça. Este sistema pertence ao laboratório Tcubo Usinagem-T3U do Centro de Lasers e Aplicações (CLA) do IPEN.

O equipamento utilizado para irradiação das amostras foi o *laser* de Nd:YAG pulsado SMARTFILE produzido pela empresa DEKA M.E.L.A (Itália). Este equipamento é controlado eletronicamente por um micro processador e apresenta potência média máxima de 10 W, com sistema de entrega de feixe por fibra óptica.

A irradiação das amostras foi feita com a fibra óptica de 300 μm , em potência média de 3,0 W, taxa de repetição de 30 Hz e 100 mJ de energia por pulso. Três tipos de largura temporal de pulsos foram utilizados: pulsos curtos de 350 μs pulsos, longos de 700 μs e pulsos extra longos de 1ms. Através de Microscopia Eletrônica de Varredura – MEV e Microscopia Óptica convencional foram avaliadas as alterações superficiais produzidas nos discos e implantes de titânio por estas irradiações. Uma fotografia do equipamento *laser* utilizado é visto na figura 2.



FIGURA 2 - Laser de Nd:YAG utilizado nos experimentos.
 A. Painel de controle - é visto à esquerda
 B. Fibra de entrega de feixe - é visto à direita

Para o experimento 1 (irradiação perpendicular dos discos de titânio):

Enquanto a fibra era mantida fixa, com a ponta virada para baixo (eixo vertical z), a amostra era movimentada nos eixos horizontais x e y e o ajuste de distância da superfície dos discos à ponta da fibra era feita com a ajuda de um translador micrométrico vertical e um paquímetro digital. A foto abaixo mostra o conjunto de suporte da amostra.

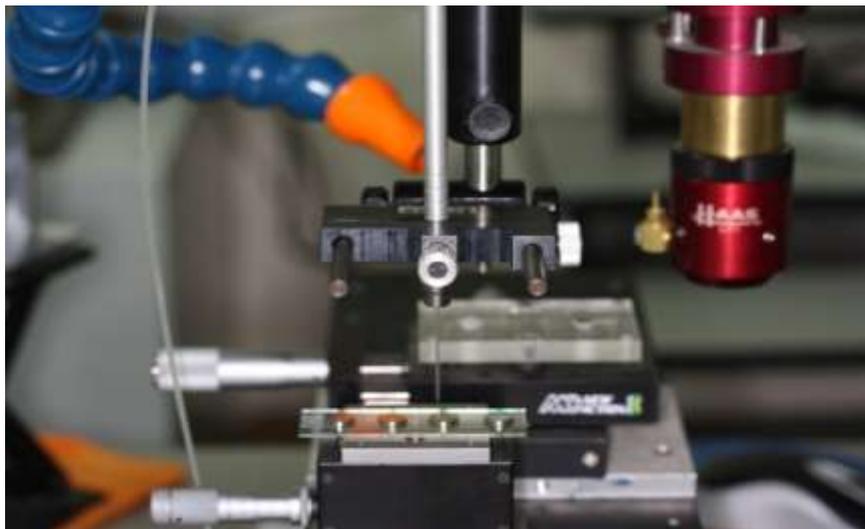


FIGURA 3 - Arranjo utilizado para irradiação dos discos de titânio.
 No centro pode ser observada a fibra e quatro amostras de Ti.

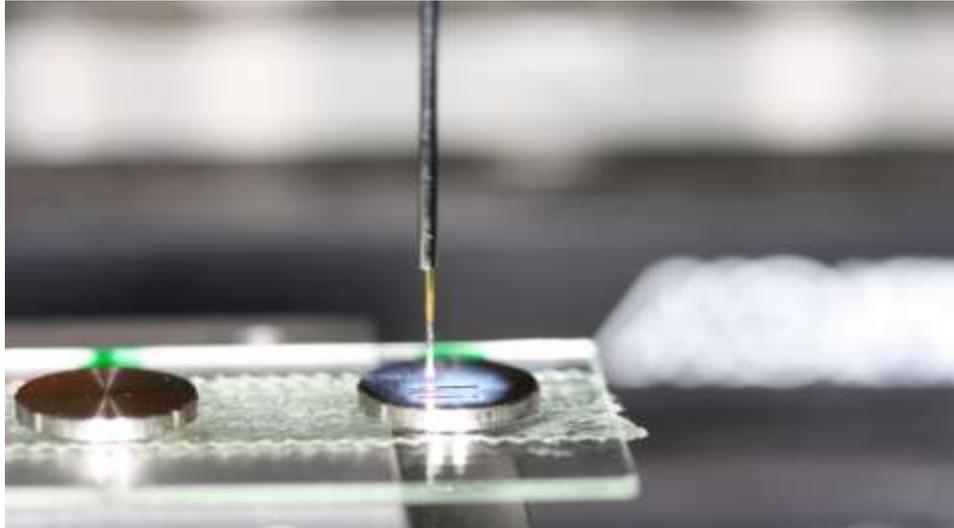


FIGURA 4 - Detalhe do momento em que um traço é realizado sobre a superfície de um dos discos de titânio. Dois traços já realizados também são observados.

Baseado nos protocolos clínicos de tratamento da periimplantite com *laser* de Nd:YAG e metodologia já descrita na literatura, as superfícies dos implantes de titânio foram irradiados a distâncias variadas de 0,5 mm, 0,7 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, 2,5 mm e a 3 mm da ponta da fibra.

Com a utilização do sistema de movimentação, foram feitos movimentos constantes de varredura e perpendiculares à superfície das amostras. De acordo com trabalho de Gonçalves¹⁵, foi utilizada energia E de 100 mJ por pulso e taxa de repetição f de 30 Hz, o que corresponde a uma potência média P_m de 3,0 W. Para cada condição, também foi variada a largura temporal do pulso *laser*, ou seja, foram utilizados pulsos curtos de 350 μ s, longos de 700 μ s e extra-longos de 1ms.

Como a taxa de sobreposição espacial de pulsos pode influenciar na temperatura máxima da região irradiada, as condições acima foram repetidas para algumas velocidades de varredura diferentes. Estas velocidades foram calculadas em função do diâmetro do ponto irradiado e forneceram taxas de sobreposição altas para velocidades baixas e taxas de sobreposição baixa para velocidades mais altas. É claro que o caso ideal deve representar uma velocidade possível para um procedimento clínico real, mas mesmo que este não seja o caso, serve de subsídio para obtenção de novos parâmetros de processo.

Portanto, para a realização do procedimento acima foi necessário o cálculo do diâmetro do ponto irradiado sobre a amostra. Isto foi obtido pelo cálculo da abertura numérica da fibra utilizada e da distância da ponta da fibra até a amostra.

Assim, se o diâmetro calculado da região irradiada for ϕ , então a fração de sobreposição S em função da velocidade V é:

$$V = (S-1) \cdot \phi \cdot f$$

O procedimento acima descrito teve como objetivo determinar uma taxa de sobreposição de pulsos em uma mesma região do implante que resultasse em uma diminuição da temperatura máxima localizada. Se esta condição não fosse suficiente para evitar a fusão da superfície do implante, então uma nova etapa deveria ser realizada.

Para o prosseguimento do experimento, o ponto de partida foi aquele cuja condição apresentasse a menor modificação superficial. A partir destes parâmetros, se necessário, a energia dos pulsos seria diminuída e a taxa de repetição seria aumentada para a manutenção da potência média, pois:

$$P_m = E \cdot f$$

Assim, algumas amostras foram irradiadas com as condições mostradas na tabela I (amostra # 1a e 1b). A velocidade de 377 mm/min corresponde a uma taxa de sobreposição de 20% e a de 94 a 80%. Estes valores foram calculados para um diâmetro de feixe de 0,314mm, o qual foi obtido para uma fibra óptica monomodo a uma distância de 3mm da sua saída.

O resultado final, para as duas condições, levou a um resultado onde não houve fusão da superfície, mantendo as condições morfológicas macroscópicas como antes de procedimento. Para termos certeza de que o acúmulo de energia entre pulsos, e conseqüentemente a taxa de sobreposição, não era um parâmetro decisivo nas condições utilizadas, a velocidade foi diminuída drasticamente para 9 e 2mm/min.

Mesmo com pulsos tão sobrepostos, não houve fusão na superfície do titânio. Assim, mesmo com a utilização da menor largura temporal (pulso curto), podemos concluir que a intensidade de um único pulso não leva a uma elevação de temperatura suficiente para a fusão do material. Podemos também concluir

que o acúmulo de temperatura residual entre pulsos não compensa a perda de calor por condução.

Como o objetivo aqui é o de encontrar parâmetros de processo que não levem à fusão superficial, mesmo com a utilização dos protocolos clínicos estabelecidos, partimos então para outro procedimento conforme o seguinte critério:

Velocidade: uma simulação do movimento da fibra feito com a mão, durante um procedimento de irradiação do implante, levou a uma velocidade estimada de 75 mm/min.

No lugar de apenas um traço, optamos pela sobreposição de diversos traços nas mesmas condições. Isto foi feito porque um único traço pode causar uma modificação superficial extremamente pequena e não observável mesmo em MEV. Um segundo traço, sobre uma superfície assim modificada, pode causar um dano um pouco maior. O acúmulo de um número grande de traços pode então levar a danos maiores e macroscopicamente observáveis.

Distância amostra – fibra: A divergência do feixe, após a saída da fibra, pode levar a uma variação muito grande no diâmetro do feixe sobre a superfície irradiada. Isto acarreta numa variação correspondente muito grande da intensidade I . Como a intensidade é o parâmetro mais importante na determinação da condição final do estado da superfície irradiada, optamos por variar este parâmetro em passos relativamente pequenos conforme visto na tabela I.

Vale aqui salientar, que o diâmetro de 0,314mm para o feixe, a uma distância de 3mm da ponta da fibra, corresponde ao cálculo feito para uma fibra monomodo. Como não sabemos o tipo de fibra utilizada (monomodo ou multimodo), podemos aqui estar introduzindo um erro muito grande, pois a divergência é muito maior para fibras multimodo.

O conjunto das condições utilizadas é mostrado na tabela 2, e as amostras correspondentes foram observadas e fotografadas em microscopia eletrônica de varredura MEV no LELO – Laboratório Especial de *Laser* em Odontologia.

Obviamente, os resultados de MEV podem mostrar uma modificação morfológica da superfície irradiada. Contudo, mesmo que a superfície irradiada não apresente modificação visível na sua topografia e rugosidade, ainda pode

haver uma mudança da rede cristalina que pode também influenciar no processo de osseointegração. Para isto foi feito um ataque químico nas superfícies irradiadas, que nos mostra as áreas afetadas pelo efeito térmico das irradiações.

Para o experimento 2 – irradiação paralela dos implantes

Foi feita a irradiação com *laser* Nd:YAG com 3W de potencia, 30 Hz, 100 mJ de energia e também com três diferentes larguras temporais: pulso curto 350 μ s, pulso longo 700 μ s, e pulso extra longo 1ms.

A irradiação foi feita paralelamente ao longo eixo dos implantes, com a fibra tocando na cinta oclusal dos implantes e percorrendo toda a extensão dos implantes a uma velocidade de 75 mm/min e 26 repetições

Para estes experimentos foram utilizados implantes de titânio grau IV padrão Banemark fornecidos pela empresa Implacil (São Paulo, SP). A figura abaixo mostra o arranjo da irradiação paralela ao implante.

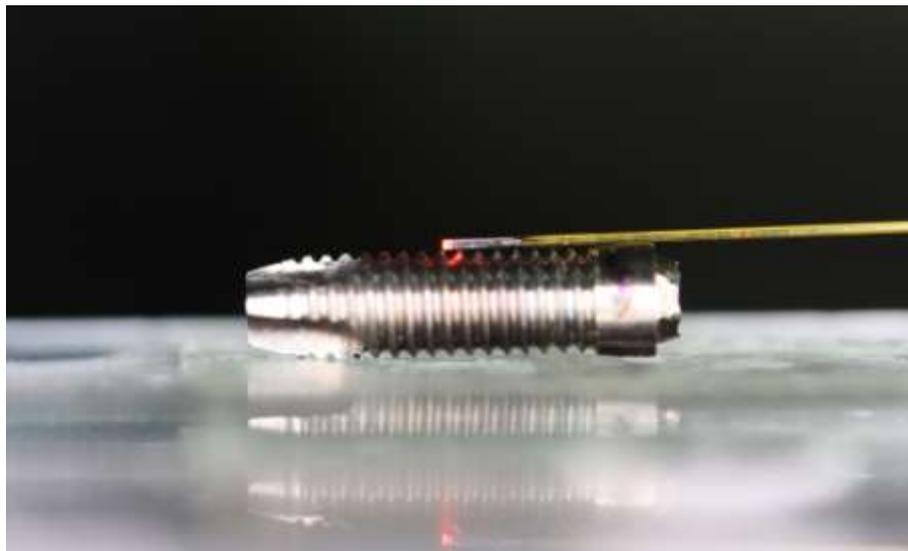


FIGURA 5 - Irradiação paralela ao implante. A fibra sobre o implante tem um movimento longitudinal de vai e vem enquanto os pulsos *laser* saem por sua extremidade.

Como a fibra utilizada não é de modo fundamental e como se verificou que ela apresenta grande divergência, tornou-se necessário a medida experimental desta divergência para se obter o cálculo da densidade de energia sobre o implante.

Esta medida foi feita com a utilização de um papel preto sensível à radiação *laser* no infravermelho. O procedimento foi o de variar a distância da ponta da fibra até a superfície do papel, e atingi-lo com um pequeno número de pulsos em cada posição. O diâmetro da marca deixada no papel, em função da distância fornece a divergência do feixe ao deixar a fibra. A figura abaixo mostra as marcas obtidas no papel com este procedimento. Verifica-se o rápido aumento no diâmetro do feixe para uma pequena variação da distância.

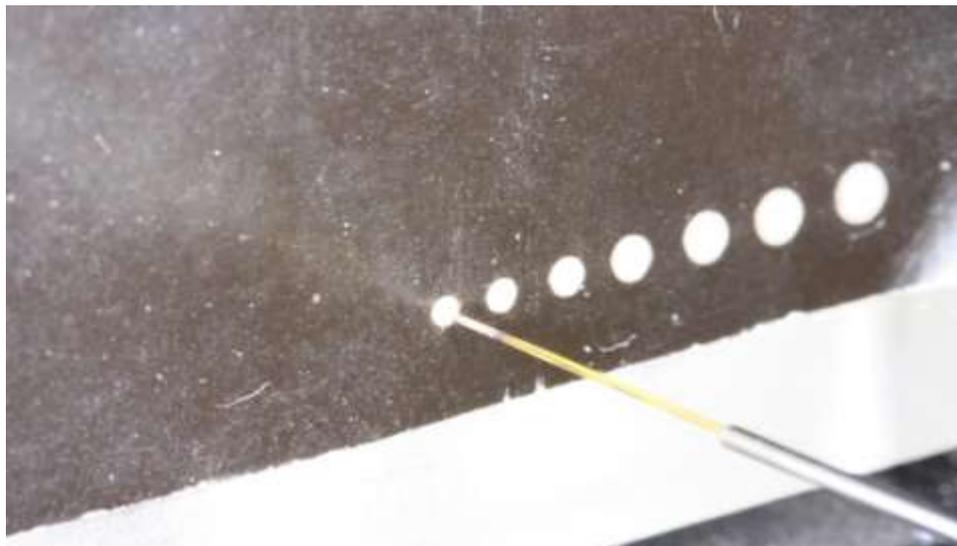


FIGURA 6 - Irradiação de papel sensível ao *laser* onde a distância da fibra à superfície aumenta da esquerda para a direita, de 0,5 a 3,0 mm.

Aqui é preciso salientar que energia e taxa de repetição alta poderiam mascarar as medidas, pois uma possível condução térmica do papel causaria um dano muito maior que o diâmetro do feixe *laser*. Assim, a energia mínima do sistema foi utilizada, com uma taxa de repetição também mínima de 10 Hz durante uma janela temporal mínima de 1 segundo. Varias medidas foram realizadas para se ter certeza de que este procedimento também não levaria a uma medida menor do que a real, a qual poderia ser obtida no caso de um feixe muito pouco energético causando uma marca menor que o diâmetro do feixe.

É obvio que esta medida não seguiu nenhuma norma técnica para caracterização de feixe *laser*, mas com certeza não está muito longe da realidade e serve de parâmetro para as análises aqui pretendidas.

Embora a irradiação paralela apresente grandes vantagens do ponto de vista prático, ela se mostra bastante ineficiente para atingir as regiões mais

profundas da rosca do implante. É fácil verificar que se o feixe saísse da fibra sem nenhuma divergência, e se não houvesse espalhamento, as reentrâncias do implante nunca seriam atingidas pela irradiação do *laser*.

Na realidade o feixe apresenta uma divergência relativamente grande ao ser emitido através da ponta da fibra. Em nosso caso, como já verificado, esta divergência (total) é de cerca de 26° e um desenho esquemático em escala é visto na figura 6 . Esta falta de paralelismo do feixe se torna benéfica no caso de irradiação paralela de implantes, pois possibilita a irradiação de parte da sua rosca. Nota-se claramente, que mesmo com o movimento longitudinal de vai e vem da fibra, somente uma pequena região entre as cristas da rosca é irradiada; o fundo da rosca, e toda a superfície de um dos seus lados nunca são atingidos. Na prática, contudo, esta situação é um pouco modificada, e todo o material (líquido) contido na bolsa periimplantar serve de elemento espalhador para o feixe *laser*.

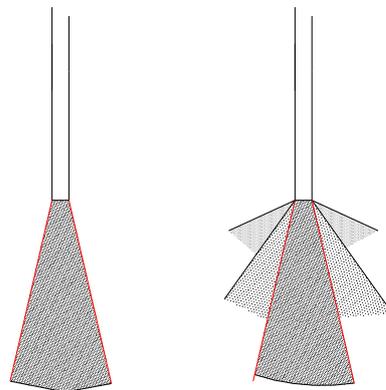


FIGURA 7 - Emissão *laser* que sai da fibra óptica. Divergência natural da fibra à esquerda, e alargamento da divergência devido a espalhamento na superfície à direita.

A figura 8 a seguir mostra o arranjo da fibra (com espalhamento) e do implante sendo irradiado. Verifica-se que somente a crista da rosca é atingida diretamente pelo feixe *laser*, sendo o restante atingido somente pela radiação espalhada. Além disso, esta radiação espalhada tem uma intensidade muito menor que o feixe direto, e sua intensidade diminuem com o aumento do ângulo. Como o espalhamento pode se dar inclusive para trás (retro-espalhamento), toda a região da rosca acaba sendo atingida.

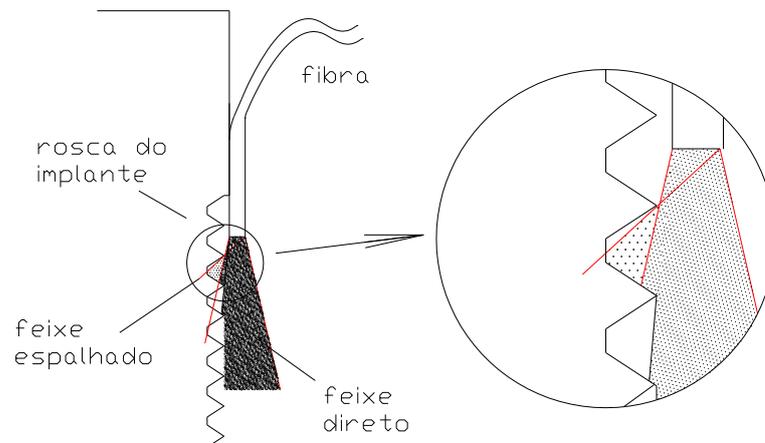


FIGURA 8 - Desenho em escala da irradiação tangente ao implante. No aumento do detalhe é mostrada a sombra e a parte irradiada da rosca do implante. A intensidade maior se dá no centro do feixe.

É claro que as partículas espalhadoras também absorvem a luz do feixe *laser*. Isto implica não somente numa atenuação da sua intensidade, mas também no aquecimento de todo o meio onde se dá o espalhamento. Assim, temos uma situação que pode ser bastante complexa: A crista da rosca é atingida diretamente pelo feixe *laser*; o restante é atingido somente por luz espalhada, e todo o meio é aquecido pelo líquido que absorveu o feixe *laser* e pela parte do metal diretamente irradiado.

A situação descrita indica uma grande dificuldade no controle do processo. Se a intensidade é mantida baixa para não haver fusão da crista da rosca, ela pode não ser alta o suficiente para agir no seu interior. Se for muito aumentada, pode elevar em demasia a temperatura de toda a região além de provocar a fusão da parte externa da rosca.

É claro que o aumento da temperatura do meio pode ser benéfico para a eliminação bacteriana, e que a fusão de uma pequena parte da rosca do implante não deve impedir a sua osseointegração. O exato valor dos parâmetros para o procedimento, contudo, ainda deve ser objeto de estudo.

5 RESULTADOS

5.1 RESULTADOS DO EXPERIMENTO 1

TABELA 2 – Condições e resultados obtidos no experimento 1.

Amostra #	Velocidade (mm/min.)	pulso	resultado	Distância h (mm)	Obs.
1 a	377	curto	Não marcou	3	Traço único
1b	94	curto	Não marcou	3	Traço único
2a	9	curto	Não marcou	3	Traço único
2b	2	curto	Não marcou	3	Traço único
3a	75	curto	Não marcou	3	25 traços sobrepostos 30Hz E=0,1J
3b	75	curto	Não marcou	3	75 traços sobrepostos
3c	75	curto	Não marcou	2	25 traços sobrepostos
3d	75	curto	Não marcou	2	75 traços sobrepostos
3e	75	curto	marcou	1	25 traços sobrepostos
3f	75	curto	Não marcou	1	75 traços sobrepostos
4a	75	curto	Marcou muito forte	0,5	25 traços sobrepostos
4b	75	curto	Marcou muito forte	0,7	25 traços sobrepostos
4c	75	curto	Marcou muito forte	1,0	25 traços sobrepostos
5a	75	curto	Não marcou	1,5	25 traços sobrepostos
5b	75	curto	Não marcou	2,0	25 traços sobrepostos
5c	75	curto	Não marcou	2,5	25 traços sobrepostos
5d	75	curto	Não marcou	3,0	25 traços sobrepostos
6a	75	longo	marcou	0,5	26 traços sobrepostos
6b	75	longo	marcou	0,7	26 traços sobrepostos
6c	75	longo	marcou	1,0	26 traços sobrepostos
7a	75	longo	marcou	1,5	26 traços sobrepostos
7b	75	longo	Não marcou	2,0	26 traços sobrepostos
7c	75	longo	Não marcou	2,5	26 traços sobrepostos
7d	75	longo	Não marcou	3,0	26 traços sobrepostos
8a	75	Extra longo	marcou	0,5	25 traços sobrepostos
8b	75	Extra longo	Não marcou	0,7	25 traços sobrepostos
8c	75	Extra longo	Não marcou	1,0	25 traços sobrepostos
9a	75	Extra longo	Não marcou	1,5	25 traços sobrepostos
9b	75	Extra longo	Não marcou	2,0	25 traços sobrepostos
9c	75	Extra longo	Não marcou	2,5	25 traços sobrepostos
9d	75	Extra longo	Não marcou	3,0	25 traços sobrepostos

Para um diâmetro de feixe $\phi = 0,314$ mm (calculado para o modo fundamental a uma distância de 3mm da fibra), e para energia de 100 mJ, as intensidades utilizadas acima foram:

$$T_c = 350 \mu\text{s} - I_c = 3,7 \times 10^5 \text{ W/cm}^2$$

$$T_l = 700 \mu\text{s} - I_l = 1,9 \times 10^5 \text{ W/cm}^2$$

$$T_{el} = 1000 \mu\text{s} - I_{el} = 1,3 \times 10^5 \text{ W/cm}^2$$

Onde os índices “c”, “l” e “el” correspondem a “curto”, “longo” e “extra longo”.

A fluência para estas condições é: $F = 1,3 \times 10^2 \text{ J/cm}^2$

Estas condições de intensidade indicam que mesmo para pulso único deveria haver fusão superficial. Como isto não foi observado, concluímos que deve ter havido algum erro nestes cálculos. Como o único fator desconhecido é o tipo de fibra, então devemos aí ter a nossa fonte de erro, ou seja, o diâmetro calculado não deve estar correto e uma divergência muito maior deve ocorrer para o feixe. A medida precisa desta divergência não é simples e não foi feita de maneira rigorosa neste experimento. Contudo, como visto na seção de Materiais e Métodos, esta divergência foi estimada com a marcação do *laser* em papel sensível à sua radiação. O resultado obtido foi de uma divergência total de 26°.

Com este novo valor de divergência, as intensidades foram recalculadas, e os resultados são mostrados na tabela 3.

Distância (mm)	Diâmetro (mm)	Intensidade T curto $\text{W.cm}^{-2} \times 10^4$	Intensidade T longo	Intensidade T extra longo	Fluência J.cm^{-2}
0,5	1,10	3,1	1,6	1,1	10,5
0,7	1,15	2,8	1,4	0,95	9,6
1,0	1,24	2,4	1,2	0,41	8,3
1,5	1,42	1,8	0,9	0,31	6,3
2,0	1,53	1,6	0,8	0,27	5,4
2,5	1,58	1,5	0,75	0,26	5,1
3,0	1,62	1,4	0,7	0,24	4,9

Tabela 3

Estes resultados mostram uma significativa diminuição no valor estimado tanto para a intensidade quanto para a fluência. Os valores iniciais, onde não se

levava em conta esta maior divergência, indicava uma intensidade alta o suficiente para provocar fusão da superfície em todos os casos. Os valores mais baixos estão, portanto mais dentro da realidade observada e concordam mais com os resultados da literatura.

A seguir são apresentadas algumas imagens consideradas significativas do experimento obtidas com microscopia óptica e eletrônica de varredura.

A figura 9 mostra as irradiações 4a, 4b e 4c, correspondente a pulso curto e distancia de 0,5, 0,7 e 1,0mm. Nesta imagem fica claro que estas condições são demasiadamente severas, causando forte alteração morfológica com fusão e oxidação das regiões irradiadas. As cores marrom e azul indicam a diferença de intensidade conforme visto anteriormente.

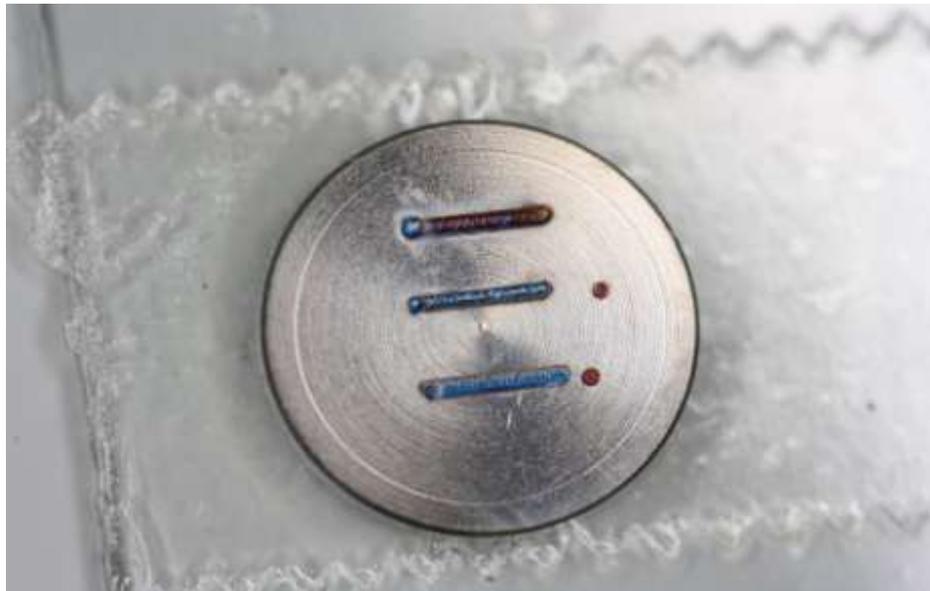


FIGURA 9 - Foto da amostra 4 a, 4 b e 4 c de cima para baixo

A imagem a seguir (figura 10) mostra a MEV da irradiação 4a. Vemos aqui uma forte fusão com material espirrado e resolidificado na borda do traço do *laser*, e uma serie de trincas no seu interior. Isso pode indicar um rápido resfriamento e provável transformação de fase, ou ainda a formação de uma fina camada de óxido.

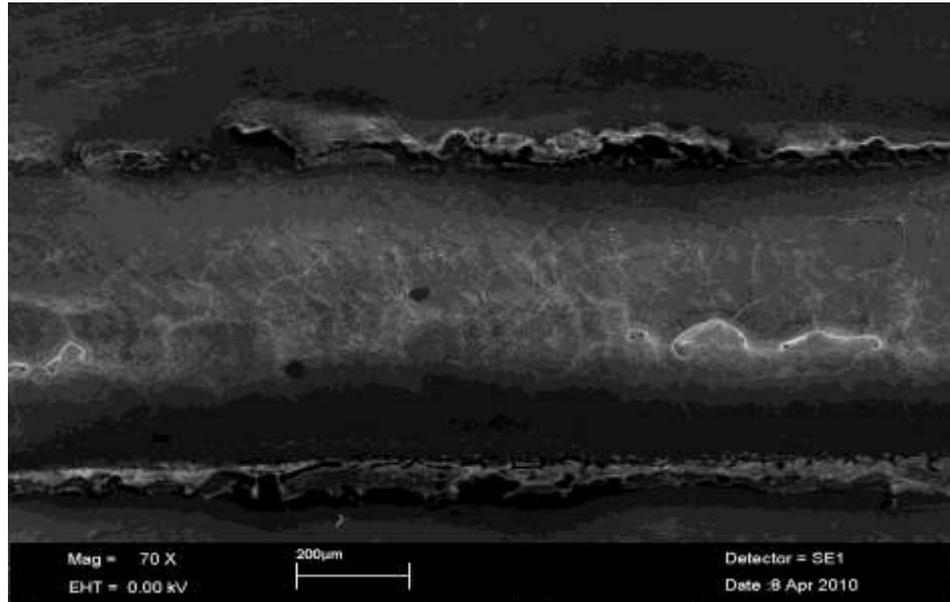


FIGURA 10 - Detalhe em MEV da amostra 4a.

A amostra 6b, mostrada na figura 11, ainda apresentou alteração nítida, porem com menor quantidade de material resolidificado e de trincas. Compatível com uma densidade de energia menor para uma distancia de 0,7 mm e pulso longo.

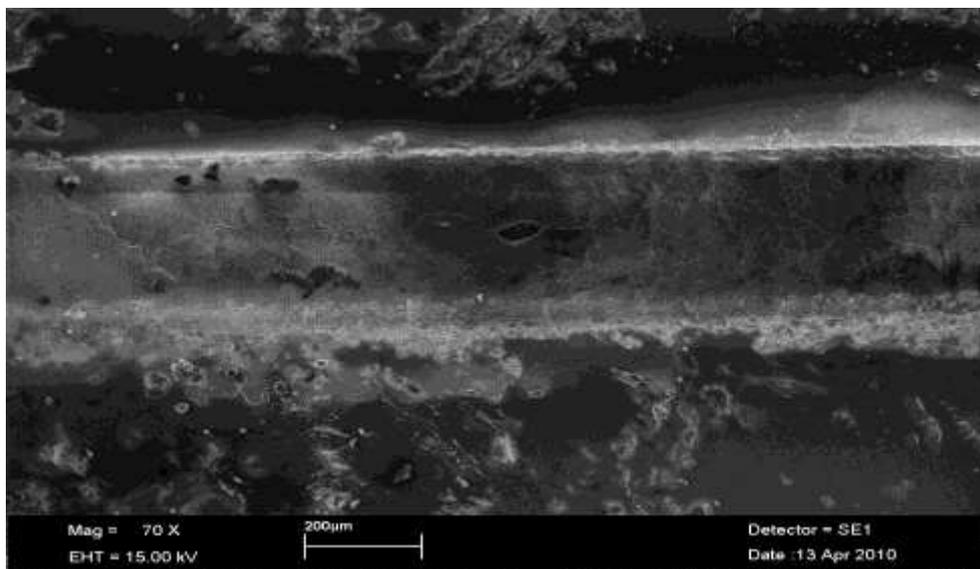


FIGURA 11 - Detalhe em MEV da amostra 6b.

Amostra 8 b, da figura 12, não apresentou danos a uma distância de irradiação de 0,7 mm e pulso extra longo. A alteração na região a direita da

imagem é artefato para a localização da área irradiada imediatamente à esquerda.

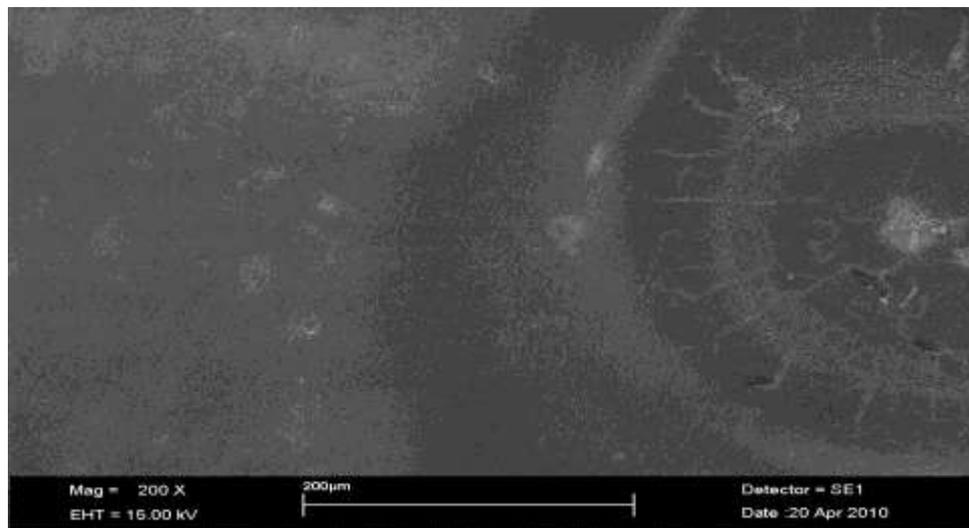


FIGURA 12 - Detalhe em MEV da amostra 8b.

Amostra 7b (figura 13) não apresentou danos a uma distância de irradiação de 2,0 mm e pulso longo. Apesar de não observarmos alteração morfológica, notamos que existe uma diferença na coloração da área irradiada indicando uma reação de provável oxidação do titânio, isto indica que a região irradiada atingiu temperaturas próxima a 500°C .

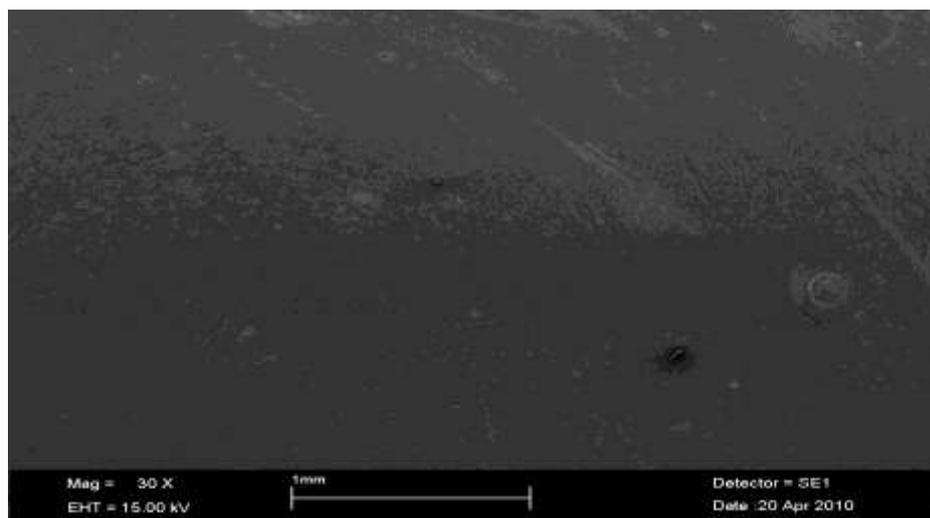


FIGURA 13 - Detalhe em MEV da amostra 7b.

Após esta análise em MEV, as amostras foram atacadas com o reagente de Kroll e fotografadas em microscópio óptico com baixo aumento. O objetivo foi o de verificar possível alteração de fase não observada como alteração morfológica

severa (vista sem o ataque químico). Os resultados mais significativos são apresentados a seguir.

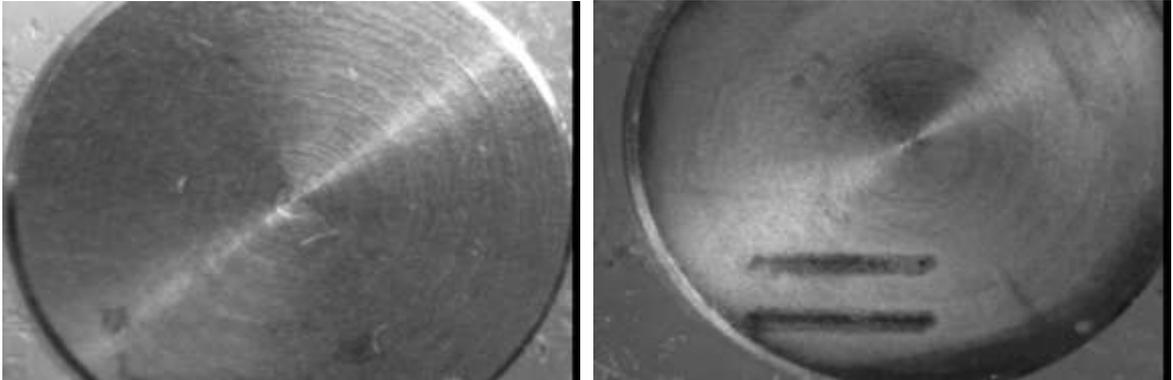


FIGURA 14 - Amostra # 3, não atacada à esquerda e atacada à direita.

Na amostra #3 não houve fusão observada da superfície irradiada, contudo o ataque químico revelou uma alteração nas irradiações 3c e 3d de intensidades maiores. A amostra #5 não apresentou sinal de fusão, mas também mostrou alterações evidentes depois do ataque, o mesmo ocorreu para a amostra #7 e #8, conforme visto nas figuras a seguir.



FIGURA 15 - Amostra # 5 atacada com reagente de Kroll.

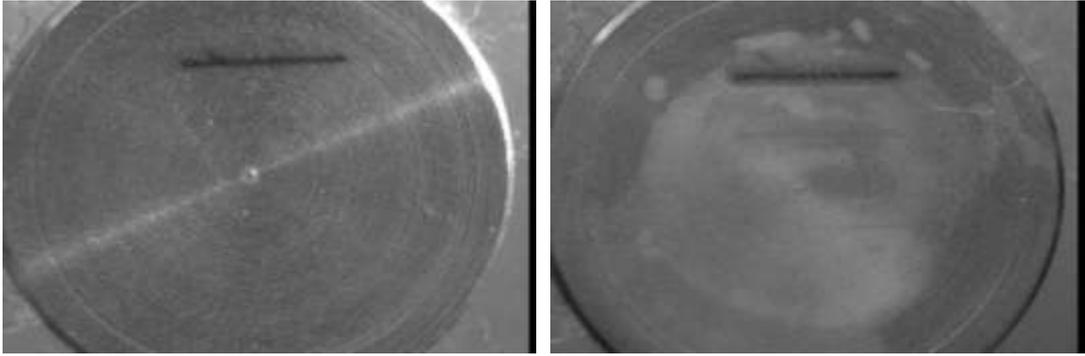


FIGURA 16 - Amostra # 7, não atacada à esquerda e atacada à direita.

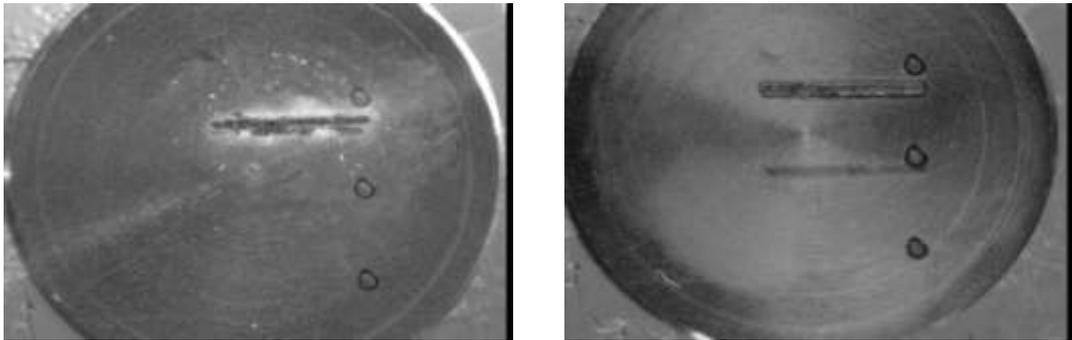


FIGURA 17 - Amostra # 8, não atacada à esquerda e atacada à direita.

A amostra #9, não apresentou alteração morfológica vista em microscópio óptico, compatível com a mais baixa intensidade relacionada ao pulso extra-longo. Mesmo depois do ataque químico, nenhuma alteração foi verificada conforme visto na figura abaixo.



FIGURA 18 - Amostra # 9, atacada com reagente Kroll.

5.2 RESULTADOS DO EXPERIMENTO 2

Como podemos observar na MEV das fotos a seguir, não houve alteração morfológica nos implantes irradiados de forma paralela ao seu longo eixo, no equador do implante.

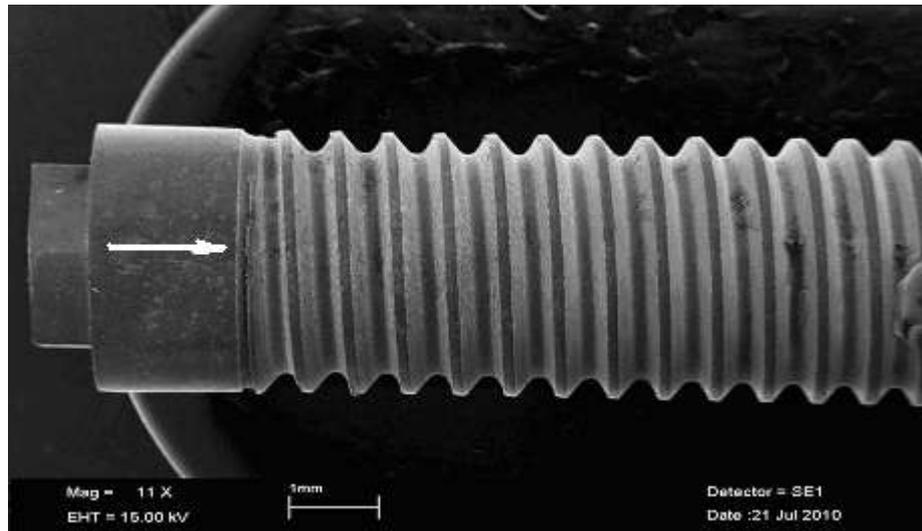


FIGURA 19. Pulso curto, 3W de potencia; a seta indica a direção de irradiação.

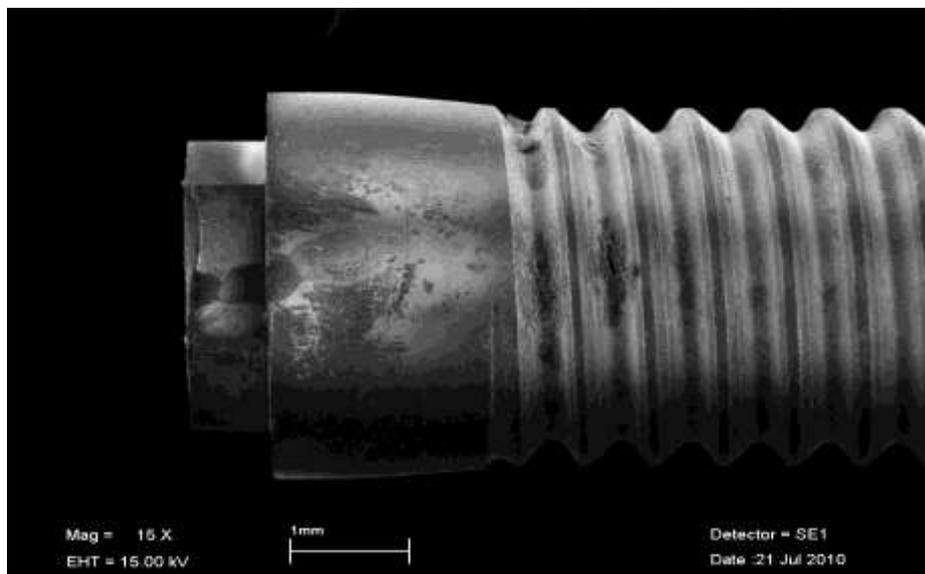


FIGURA 20 - Pulso longo, 3W de potencia

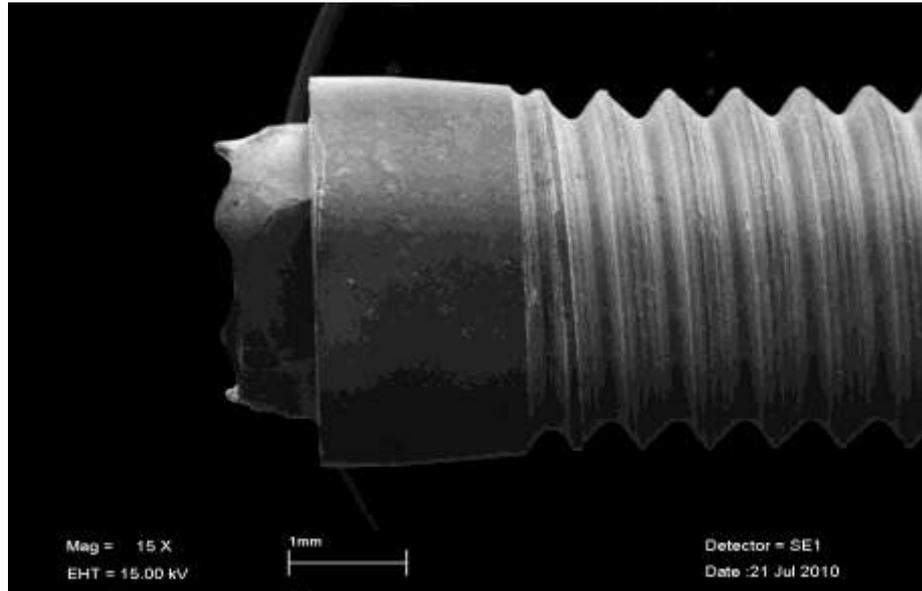


FIGURA 21 - Pulso extra longo, 3W

7 CONCLUSÕES

A intensidade é um fator muito importante na formação ou não de fusão superficial de implantes odontológicos. Esta intensidade é muito sensível à distância da ponta da fibra à superfície tratada e da largura temporal do pulso *laser*.

Alterações morfológicas podem ocorrer mesmo sem a observação de fusão superficial, o que foi visto após ataque químico.

A irradiação tangencial não causou fusão superficial, porém, leva pouca radiação do *laser* à superfície do implante, e a descontaminação deve ocorrer por aquecimento do meio ao seu redor.

Parâmetros seguros foram encontrados para irradiação perpendicular.

- Distância maior que 1 mm
- Pulso extra-longo.

8 Sugestões Para Trabalhos Futuros

Para complementar os resultados obtidos neste trabalho algumas atividades são sugeridas:

Desenvolver um controle de distância entre a ponta da fibra e a superfície do implante.

Avaliar se a nova estrutura cristalina formada na irradiação *laser* ainda é favorável à osseointegração.

Desenvolver uma fibra óptica com saída do feixe *laser* perpendicular à sua ponta.

Estudar a elevação da temperatura do meio da bolsa periimplantar em função dos parâmetros *laser* de irradiação.

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. SPIKERMAN H. Implantodontia. Porto Alegre: Artes Médicas; 1995. Patologia Periimplantar, p. 317-328.
2. MISH C. E. Implante Odontológico Contemporâneo. Pancast; 1996. cap.3: Sucesso ou Fracasso do Implante: Avaliação Clínica, p. 29-41.
3. HAYPEK P. Redução bacteriana pós aplicação do *laser* de CO₂a superfície de implantes contaminados com S. Sanguis [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2001.
4. ZITZMANN N U, BERGLUNDH T, Definition and prevalence of periimplant diseases. J Clin Periodontol 2008;35:286-91.
5. AZZEH M M.Er,Cr;YSGG *laser*-assisted surgical treatment of periimplantitis with 1 year reentry and 18 month follow up. Periodontol.2008 oct;79(10):2000-5
6. GONÇALVES F, GRANGEIRO JM, ZANETTI RV, ZANETTI AL, MARTELLI FS. The use of *laser* in dental implants decontamination.EAO;17 Annual scientific Meeting – 18 – 20 september 2008.
7. BRANEMARK PI, HENRY PJ, HOLT R, LINDEU G (EDS). Tissue integration in oral and maxilo-facial reconstruction. Current Clinical Practice Series 29. Amsterdam: Excerpta Medica, 1983; p.350.
8. BACH G, NECKEL C, MALL C, KREKELER G. Conventional versus *laser*-assisted therapy of periimplantitis: a five-year comparative study. Implant Dentistry. 2000: 9 (3) p. 247-251.
9. CAIAZZO, F., CURCIO, F., DAURELIO, G., MINUTOLO, F. M. C., Ti6Al4V sheets lap and butt joints carried out by CO₂ *laser*: mechanical and morphological characterization, Journal of Materials Processing Technology, v. 149, p.546-55, dez. 2003
10. DEPPE, H; HORCH, H.H.; NEFF, A. Conventional versus CO₂ *laser*-assisted treatment of peri-implant defects with the concomitant use of pure-phase β -tricalcium phosphate: a 5 year clinical report. Oral Maxillofac Implants, v.22, n.1, p.79-86, 2007.
11. MARTELLI F.S. Novas perspectivas para o tratamento das doenças periimplantares.São Paulo:Artes Médicas;2004.cap.4;Implante dentário endoósseo,p.57-77.

12. BEN HATIT Y, BLUM R, SEVEIN C et al. The effects of a pulsed Nd:YAG *laser* on subgingival bacterial flora and on cementum: an *in vivo* study. *J Clin Laser Med Surg* 1996 June; 14(3): 137-143.
13. ROMANOS GE, EVERTS H, NENTWIG G ET AL. Alterations of the implant surface after CO₂ or Nd:YAG *Laser* Irradiation: a SEM examination. *J Oral Laser Applications* 2000; 1(1): 29-33.
14. GONÇALVES F. Estudo *in vivo* do *laser* de diodo 980nm na desinfecção de implantes. [tese]. Campinas: Universidade de São Leopoldo Mandic; 2005.
15. GONÇALVES F, ZANETTI A L, ZANETTI R V, MARTELLI F S, ÀVILA-CAMPOS M J, TOMASINHO L F, GRANJEIRO J M. Effectiveness of DIODE 980nm and Nd:YAG 1064nm *lasers* in extra-long pulse in the implants disinfection. *Photomedicine and laser surgery*. vol 00, number 00, 2009, p. 1-8
16. LIU C M, HOU L T, WONG M Y, et al. Comparison of Nd:YAG *laser* versus scaling and root planning in periodontal therapy. *J Periodontol* 1999 Nov; 70(11) : 1276-82.
17. BLOCK C M, MAYO J A, EVANS G H. Effects of the Nd:YAG dental *laser* on plasma-sprayed and hidroxiapatite-coat titanium dental implants : surface alteration and attempted sterilization. *Int J Maxillofac Implants* 1992; 7(4): 441-9.
18. DORTBUDAK O, HAAS R, BERNHART T, et al. Lethal photosensitization for decontamination of implant surface in the treatment of peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res* 2001 Apr; 12(2): 104-8.
19. EL MONTASER M, DEVLIN H, DICKINSON M R. Osseointegration of titanium metal implants in erbium-YAG *laser*-prepared bone.. *Implant Dent* 1999; 8(1) : 79-85.
20. GUTKNECHT N T, ZIMERMANN R, LAMPERT F. *Lasers* in periodontology: State of the art. *J Oral Laser Applications* 2001;1(3): 169-179.
21. KREISLER M, GOTZ H, DUSCHNER H. Effects of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO₂, and GaAlAs *laser* irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002 Mar-Apr; 17(2): 202-11.
22. BENTO, C. A. S., Estudo da interface Ti6Al4V/TiO₂ por microscopia eletrônica de varredura. 2000. 83f. Dissertação de mestrado – Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.
23. FLOWER, H M. Microestrutural Development in Relation to Hot Working of Titânium Alloys- *Materials Science and Technology*, V.6, p. 1082-1092, 1990

24. Spreadsheet Applications for Materials Science. Diffusion of Oxygen into Titanium. Disponível em <http://www.matsci.ucdavis.edu/meier/sams/Modules/Kinetics/Oxidation.htm> .
25. KORNILOV I I, Titanium and Titanium alloys, publication n. 10, 1963
26. PRIMA F , VERMAUT P, THIBON I, ET AL. A low cost metastable, beta titanium alloy: Microstructures and mechanical properties. JPHYS IV, vol 11: (pr4), p.241-148, 2001.
27. SCHACKELLFORD F, Introduction to Materials Science for Engineering. 3rd edition, Maximillan Publishing Company. 1990.
28. ZHANG, L., GOBBI, S. L., NORRIS, I., ZOLOTOVSKY, S., RICHTER, K. H., *Laser welding techniques for titanium alloy sheet*, Journal of Materials Processing Technology, v. 65, p. 203-208, 1997.
29. LI X, XIE J, ZHOU Y, Effects of oxygen contamination in the argon shielding gas in *laser* welding of commercially pure titanium thin sheet. Journal of Materials Science, V. 40 (13), p. 3437-3443, 2005.
30. GAGGI A, SCHULTES G, MULLER W D et al. Scanning electron microscopical analysis of *laser*-treated titanium implant surfaces-a comparative study. Biomaterials 2000 may; 21(10): 1067-73.
31. VIEIRA A K, Corrosão de ligas de titânio recobertas com filmes de carbono tipo diamante (ALC) em meio contendo cloreto.2003 Tese de doutorado – Instituto tecnológico da Aeronáutica , São Jose dos Campos.
32. ROMANOS GE, EVERTS H, NENTWIG GH. Effects of diode and Nd:YAG *laser* irradiation on titanium discs: a scanning electron microscope examination. J Periodontol 2000 May; 71(5): 810-5.