

RAFAEL BRAGA VIANA MACIEL

APLICAÇÕES DO LASER NA IMPLANTODONTIA.

Belo Horizonte

2013

RAFAEL BRAGA VIANA MACIEL

APLICAÇÕES DO LASER NA IMPLANTODONTIA.

Monografia apresentada ao curso de Especialização em Implantodontia / UFMG, como requisito para a obtenção do título de Especialista em Implantodontia.

Orientador: Prof. Marcos Martins Guimarães.

Belo Horizonte

2013

Apresentação da Monografia em 28/02/2013 ao curso de Especialização em Implatodontia / UFMG.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Martins Guimarães

Dedico este trabalho, com todo o meu amor e respeito, aos meus pais, que sempre me apoiaram e tiveram presentes em minha vida e no meu crescimento profissional dentro da odontologia.

AGRADECIMENTOS

A Deus que me ajuda a seguir em frente.

Agradeço aos meus professores pelo apoio e ajuda constante.

A meu orientador pela paciência e dedicação.

E aos meus amigos e familiares pela presença e carinho.

“Faça as coisas o mais simples que
você puder, mas não as mais simples”.

Albert Einstein

RESUMO

A utilização dos lasers na implantodontia é cada vez mais crescente, se mostrando muito úteis em diversas situações clínicas; que vão desde a parte cirúrgica e protética, até o tratamento de infecções nos tecidos peri-implantares. Somado a isso, por possuírem um excelente efeito bactericida e de descontaminação, espera-se que os lasers sejam uma técnica promissora para o tratamento da peri-implantite. Através de uma revisão de literatura, procurou-se, um melhor entendimento sobre as possibilidades de tratamento com o laser e sua aplicação na implantodontia, além de suas indicações e contraindicações. Embora não esteja totalmente definido, parece haver algumas vantagens em realizar a incisão de tecidos moles e o corte de tecidos duros, através dos lasers; porém essas técnicas precisam ser aprimoradas e, mais estudos que testem tal hipótese devem ser realizados. O uso dos lasers para o tratamento da periimplantite é considerado como um importante método de tratamento, tendo sido demonstrado eficácia em alguns casos; porém resultados clínicos significativos não foram demonstrados. Portanto são necessários, um maior número de ensaios clínicos controlados e randomizados, pois há pouca evidencia confiável relatando a eficácia deste tratamento.

Palavras chaves: lasers odontológicos, Implantodontia, peri-implantite, implantes dentários.

ABSTRACT

Laser applications in Implantology

The use of lasers in implantology is increasingly growing, proving to be very useful in many clinical situations, ranging from surgical and prosthetic, to the treatment of infections in peri-implant tissues. Added to this, because they have an excellent bactericidal effect and decontamination is expected that the lasers are a promising technique for treating peri-implantitis. Through a literature review, we tried to achieve, a better understanding of the possibilities of treatments with the lasers and it's applications in implantology, besides it's indications and contraindications. While not completely defined, there appears to be some advantage in making the incision of soft tissue and hard tissue with lasers, but these techniques need to be improved, and a greater number of studies to test this hypothesis should be performed. The use of lasers to treat peri-implantitis is considered an important treatment method, and efficacy has been achieved in some cases, but no significant clinical results have been demonstrated. So a larger number of randomized controlled trials are needed, because there is very little evidence of reliable reporting of the effectiveness of this treatment.

Key Words: dental lasers, implantology, Peri-implantitis, dental implants.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Modelo de laser de ND:YAG	29
Figura 2 - Modelo de laser de Diodo	31
Figura 3 - Modelo de laser de CO ₂	35
Figura 4 - Aplicação do laser de Er:YAG para descontaminação do implante	59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Laser AsGa- Arsênio- Gálio

Laser AsGaAl- Arsênio-Gálio-Alumínio-Fosforo

LED- Light Emitting Diode

Laser Nd: YAG- Neodymium - Doped Yttrium - Aluminium - Garnet

Laser Er,Cr:YSGG- Erbium, Chromium - Doped Yttrium - Scandium - Gallium -Garnet

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 OBJETIVOS	15
3 METODOLOGIA	16
4 REVISÃO DE LITERATURA	17
4.1 Considerações gerais sobre o laser	17
4.2. Interação com os Tecidos	19
4.2.1 Manifestações Clínicas do Efeito Fotoquímico	20
4.2.2 Manifestações Clínicas do Efeito Fototérmico	21
4.2.3 Manifestações Clínicas do Efeito Fotomecânico	22
4.2.4 Manifestações Clínicas do Efeito Fotoelétrico	22
4.3. Tipos de Laser	23
4.2.5 Classificação de acordo com a Potência	23
4.3.2 Classificação de acordo com o Meio Ativo	24
4.4. Os Lasers mais utilizados na implantodontia	26
4.4.1 laser de ND:YAG	26
4.4.2 Lasers de Diodo	30
4.4.3 Lasers de Dioxido de carbono (CO ₂)	32
4.4.4 Lasers de Erbium	36
4.5 Utilização dos Lasers na Implantodontia	37
4.5.1 Descontaminação do Sítio Cirúrgico	37

4.5.2	Uso durante a incisão de tecidos ósseo e gengival	39
4.5.2.1	Incisão em Tecidos Moles	41
4.5.2.2	Incisão em Tecido Ósseo	42
4.5.3	Reabertura do implante	49
4.5.4	Hemostasia	50
4.5.5	Utilização do Laser no Tratamento da peri-implantite	51
4.5.5.1	Terapia Fotodinâmica	51
4.5.5.2	Utilização dos Lasers YAG para o Tratamento da peri-implantite	53
4.5.5.3	Utilização dos Lasers CO ₂ para o Tratamento da peri-implantite	60
4.5.5.4	Comparação entre os vários tipos de Lasers no Tratamento da peri-implantite	62
5	DISCUSSÃO	64
6	CONCLUSÕES	71
	REFERENCIAS	72

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, os implantes dentários tornaram-se uma alternativa viável de tratamento, sendo largamente utilizados na reabilitação de pacientes total ou parcialmente desdentados (WALSH, 2003).

Apesar de possuírem um prognóstico favorável com altas taxas de sobrevivência (cerca de 95%), as complicações durante e/ou após o tratamento com implantes não são raras, podendo ocorrer infecções ao redor dos mesmos (KLINGE et al., 2002).

Assim, devido ao aumento da quantidade de implantes instalados no mundo e ao número cada vez maior de profissionais que os utilizam nas reabilitações orais; patologias como: a mucosite e a peri-implantite, têm se tornado muito frequente (KLINGE et al., 2002).

Paralelamente, sabe-se que um dos fatores chave para o sucesso, a longo prazo, dos implantes dentais é a manutenção dos tecidos periimplantares saudáveis (ESPOSITO et al., 2008).

Por isso, nos últimos anos, têm sido propostas muitas estratégias de tratamento para as infecções peri-implantares. Dentre elas, ressaltasse o desbridamento mecânico através de curetas plásticas e/ou taças de borracha para polimento. Porém, os métodos mecânicos tem sido insuficientes para eliminar as bactérias presentes na superfície rugosa dos implantes, sendo indicado também o uso de agentes químicos (irrigação local com desinfetantes e antibioticoterapia local ou sistêmica) (SCHWARZ et al., 2006).

Além dessas ferramentas convencionais, diferentes sistemas de lasers têm sido propostos para o tratamento das infecções peri-implantares. Por possuírem excelente efeito bactericida e de descontaminação, espera-se que os lasers sejam uma das mais promissoras técnicas para o tratamento da Peri-implantite (SCHWARZ et al., 2006).

Por outro lado, os Lasers estão se mostrando muito uteis, na Implantodontia, em diversas situações que vão desde a parte cirúrgica e protética, até o tratamento de infecções nos tecidos peri-implantares (CONVISSAR; 2011).

No entanto, apesar do uso dos lasers serem uma alternativa às abordagens tradicionais. Esta é uma opção terapêutica relativamente nova, sendo importante que o implantodontista conheça melhor as modalidades existentes; além de suas indicações, contra indicações, vantagens e desvantagens.

2 OBJETIVOS

Objetivo geral:

O objetivo deste estudo foi fazer uma revisão de literatura sobre as indicações do uso do laser na Implantodontia.

Objetivo específicos:

- Pesquisar sobre aplicação dos lasers no tratamento da peri-implantite.
- Avaliar as possibilidades de aplicação dos lasers nos tecidos moles.
- Avaliar as possibilidades de aplicação dos lasers nos tecidos duros.

3 METODOLOGIA

Durante o segundo semestre de 2012 (agosto/setembro) foi realizada uma pesquisa bibliográfica no Pub Med e BVS (biblioteca virtual em saúde) para um levantamento dos artigos deste estudo. Foram selecionados estudos publicados a partir de 2002, em jornais e revistas odontológicas internacionais, em inglês. As palavras-chave foram: Peri-implantitis, Laser Therapy.

No pub Med foram encontrados 40 artigos, já no BVS foram encontrados 45 artigos. Os artigos foram então selecionados por título, em seguida foi realizada uma seleção pelo resumo dos artigos eliminando os que não tinham relação com o tema do trabalho e os artigos repetidos.

No total 23 artigos foram utilizados para confecção da revisão de literatura e discussão do trabalho. Outros artigos mais antigos e livros texto (Principles and Practice of Laser Dentistry - CONVISSAR, 2011; Aplicação do laser na odontologia - PINHEIRO, 2010), foram utilizados para a definição de alguns termos e complementação do trabalho.

4 REVISÃO DE LITERATURA

4.1. Considerações gerais sobre o laser

A palavra laser é um acrônimo de: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (Amplificação de Luz por Emissão Estimulada de Radiação) (CONVISSAR; 2011).

O laser é uma radiação eletromagnética, não ionizante, que se caracteriza por ser uma fonte luminosa com características muito distintas daquelas de uma luz convencional (PINHEIRO et al., 2004).

A luz é definida como uma forma de energia eletromagnética que viaja em ondas de velocidade constante. A unidade básica desta energia é chamada de fóton. As ondas de fótons podem ser definidas por duas propriedades básicas: amplitude e comprimento de onda (CONVISSAR, 2011).

A luz laser é diferenciada da luz comum por três propriedades. O laser é monocromático, pois gera um raio de cor única, que pode ser invisível (se o comprimento de onda estiver fora da faixa visível do espectro). Adicionalmente, cada onda da luz laser é coerente, isto é, idêntica em tamanho e formato. Por fim são colimadas, ou seja, propagam-se como um feixe de ondas paralelas e na mesma direção.

A ideia básica do funcionamento do laser é utilizar a emissão estimulada para gerar feixes de fótons coerentes, ou seja, todos os fótons possuem a

mesma frequência, fase, polarização e direção de propagação (PINHEIRO et al., 2004).

A emissão estimulada ocorre quando um fóton de energia ressonante incide sobre um átomo, tornando-o instável. Conseqüentemente o átomo “passa” para um estado de energia “mais baixo” emitindo dois fótons com as mesmas características do fóton incidente (energia, direção e fase). Além de aumentar o número de fótons no campo de radiação em torno do átomo (amplificação), os fótons emitidos são coerentes, oscilando juntos no tempo e no espaço. Este mecanismo é o principal fundamento da geração de luz laser (PINHEIRO et al., 2004).

Os lasers odontológicos possuem comprimentos de onda muito pequeno, que são medidos em nanometro (nm) ou micrometro (μm). Além disso, podem emitir energia em duas modalidades: constante - a energia é emitida de forma intermitente; ou pulsátil - a energia é emitida em forma de pulsos, como uma luz piscando (CONVISSAR; 2011).

O efeito causado pelo laser depende basicamente de duas propriedades básicas da onda de fótons: a amplitude e o comprimento de onda. A amplitude é definida como a altura vertical da onda, sendo que, quanto maior for o seu tamanho, maior será o trabalho potencial realizado pela mesma (DEDERICH; BUSCHICK, 2004).

O comprimento de onda é a distancia horizontal entre dois pontos correspondentes da onda. Essa propriedade influencia na forma como o laser interage com o tecido e, na forma como é emitido para a região alvo. Ou seja, cada comprimento de onda irá agir em um determinado componente do tecido.

Como por exemplo: a água, pigmentos do tecido, componentes vasculares e componentes químicos (CONVISSAR, 2011).

Em outras palavras, o efeito causado pelo laser depende das características de absorção do comprimento de onda e das propriedades óticas do tecido alvo. Em relação aos lasers odontológicos podemos citar três tipos:

- Efeito térmico: resulta em coagulação, corte, vaporização, ablação ou carbonização.
- Efeito fotoquímico: ocorre a estimulação de reações químicas como a polimerização de resinas compostas ou quebra de ligações químicas.
- Efeito fotoacústico: pode produzir a explosão e pulverização dos tecidos dentais duros, criando crateras na superfície dental (CARDOSO; 2002).

4.2. Interação com os Tecidos

A luz laser que incide sobre um determinado tecido pode ser total ou parcialmente refletida pela superfície, caracterizando a reflexão da luz. A luz laser que não é refletida pela superfície irradiada é então absorvida pelo tecido, caracterizando a absorção da luz. A luz absorvida exerce a sua função, movendo-se através dos tecidos em profundidade, caracterizando o fenômeno da difusão. Dependendo das propriedades óticas dos tecidos, a luz, pode ser absorvida e em vez de exercer a sua função ela pode simplesmente passar através do tecido sem causar qualquer efeito, caracterizando o fenômeno de

transmissão. Esse efeito também é dependente do comprimento de onda do laser (PINHEIRO et al., 2010).

Nos tecidos biológicos podem ocorrer todos esses fenômenos ao mesmo tempo e, apenas um deles ocorre com maior intensidade; porém a absorção é o efeito mais desejado durante um procedimento clínico (CARDOSO et al., 2002).

A absorção da luz laser pelos tecidos pode resultar em quatro processos: fotoquímico, fototérmico, fotomecânico e fotoelétrico. Por causa dos diferentes efeitos clínicos que esses processos ocasionam, eles podem ser subdivididos de acordo com a sua manifestação clínica (CONVISSAR, 2011).

4.2.6 Manifestações Clínicas do Efeito Fotoquímico

- **Biomodulação:** é o efeito da luz laser sobre os processos moleculares e bioquímicos que ocorrem nos tecidos, como por exemplo, a cicatrização e o reparo de feridas. Consiste na aplicação de uma energia de baixa intensidade, que será utilizada pelas células para estimular a membrana e as mitocôndrias ocorrendo a bioestimulação. A magnitude do efeito é dependente do comprimento de onda, das doses aplicadas e da intensidade do laser (CONVISSAR, 2011).
- **Terapia Fotodinâmica:** é o processo pelo qual o laser induz reações tissulares, através da associação da luz laser e uma droga

fotossensibilizadora, capazes de produzir uma substância que pode danificar os componentes essenciais das células ou alterar sua atividade metabólica de maneira irreversível resultando na morte da célula alvo (MEYLE, 2012). É utilizada para o tratamento de neoplasias malignas (algumas moléculas fotossensibilizadoras como derivados de porfirinas acumulam-se nas células malignas), tratamento da doença periodontal e endodontia (associado a medicação intracanal).

- Fluorescência tecidual: é usado como um método de diagnóstico para a detecção de tecidos que refletem a luz, como por exemplo, no diagnóstico da carie. A luz vermelha com comprimento de onda de 638 a 655nm induz fluorescência capaz de diferenciar o tecido hígido do tecido cariado (DEPPE; HORSH, 2007).

4.2.7 Manifestações Clínicas do Efeito Fototérmico

- Fotoablação: se caracteriza pela remoção do tecido através de sua vaporização e pelo aquecimento dos fluidos tissulares, causando coagulação e hemostasia. Esse processo ocorre muito rápido e o excesso de calor é também eliminado pela fumaça gerada. Essa manifestação ocorre, por exemplo, em uma incisão de tecido mole, no qual, foi utilizado um laser cirúrgico (PINHEIRO et al., 2010).

- Fotopirólise: consiste na queima (carbonização) do tecido por aquecimento, sendo que as variações de temperatura podem induzir diversas modificações teciduais reversíveis ou não. (PINHEIRO et al., 2010).

4.2.8 Manifestações Clínicas do Efeito Fotomecânico

- Fotodisrupção e fotodissociação: são a quebra estrutural do tecido pela luz laser. Este efeito ocorre ao se incidir uma radiação de densidade de alta potência que possa gerar um grande campo elétrico, provocando separações do tipo eletrônico, e causando localmente uma ruptura mecânica (PINHEIRO et al., 2010).
- Efeitos fotoacústicos: envolvem a remoção tecidual pela geração de ondas de choque. Esse efeito se manifesta, por exemplo, na remoção de carie dental com o laser (PINHEIRO et al., 2010).

4.2.9 Manifestações Clínicas do Efeito Fotoelétrico

- Fotoplasmólise: consiste na remoção tecidual pela formação de íons e partículas carregadas eletricamente, existentes em um estado semigásoso de alta energia conhecido como plasma. Esse efeito é mais

empregado na medicina, como por exemplo, na revascularização transmiocárdica, conhecida como Heart Laser (PINHEIRO et al., 2010).

4.3. Tipos de Laser

Várias classificações têm sido propostas para os diversos tipos de laser. Na odontologia os lasers são divididos de acordo com sua potência ou meio ativos.

4.3.1 Classificação de acordo com a Potência

- Lasers de baixa intensidade, ou baixa potência, ou não cirúrgicos: atuam em nível celular, podendo promover aumento do metabolismo das células, induzindo diferentes efeitos, tais com: analgésico, anti-inflamatório e reparador. A terapia com laser de baixa potência é feita por aparelhos que produzem energia menor do que 1w de potência e comprimentos de onda entre 600 e 1000nm; assim são relativamente pouco absorvidos, apresentando uma boa transmissão na pele e mucosas. Nestes comprimentos de onda (espectro vermelho próximo ao infravermelho) estão às radiações que produzem efeitos terapêuticos como a bioestimulação, proliferação, diferenciação e síntese de

proteínas. Podemos citar como exemplo de lasers de baixa potência: os lasers AsGa (arsênio- gálio) e de AsGaAl (arsênio-gálio-alumínio-fosforo) (THEODORO et al., 2002).

- Os lasers de alta intensidade, ou de alta potência, ou cirúrgicos: atuam através de interações fototérmicas, podendo promover uma ablação de tecidos moles ou duros (THEODORO et al., 2002). Dentre outras indicações, são utilizados para: biopsias, ablação de lesões, frenectomia e gengivectomia. Além disso, possuem como uma grande vantagem o fato, de que, após o seu uso a ferida é coagulada, resultando em um pós-operatório com o mínimo de sangramento, edema e dor. Esta ferramenta é excepcionalmente desejável quando a área da cirurgia não pode ser suturada e a cicatrização será por segunda intenção (PICK et al., 1987).

4.3.2 Classificação de acordo com o Meio Ativo:

- Lasers gasosos: funcionam normalmente com base em uma excitação por energia elétrica e ocasionalmente por energia de natureza química. Para produzir a energia da luz laser atuam em meios atômicos gasosos, que podem ser: neutros, ionizados ou moleculares (PINHEIRO et al., 2010).
- Lasers químicos: são aqueles nos quais a energia ativadora do sistema é originada de uma reação química entre dois átomos. Pertence a

família dos lasers gasosos dinâmicos, os quais são baseados em uma expansão rápida de gases aquecidos, sobre alta pressão, através de válvulas dentro de um ambiente praticamente a vácuo (PINHEIRO et al., 2010).

- Lasers corantes: utilizam um corante orgânico diluído em um solvente líquido e retiram energia da radiação emitida por outras fontes óticas, como flash ou luz laser. Produzem uma ampla gama de comprimentos de onda (PINHEIRO et al., 2010).
- Lasers de vapor de metal: seu meio ativo é resultante do aquecimento de um metal neutro, para além de seu ponto de vaporização; a partir daí, este meio de metal ionizado é excitado por descargas elétricas pulsadas rapidamente (PINHEIRO et al., 2010).
- Lasers sólidos: possuem um meio ativo de natureza sólida e semicondutora (PINHEIRO et al., 2010).
- Lasers semicondutores: têm como meio ativo um semicondutor muito semelhante a um LED (Light Emitting Diode), tanto na estrutura como na operação, sendo formado por uma junção positivo-negativo (PINHEIRO et al., 2010).

4.4. Os Lasers mais utilizados na implantodontia.

4.4.1 Lasers de Neodymium (ND: YAG)

Os lasers de ND:YAG (Neodymium - doped Yttrium - aluminium - garnet) possuem como meio ativo um cristal transparente de ítrio-alumínio conhecido como garnet dopado com íons de neodímio (PINHEIRO, 2010).

O laser ND:YAG (neodímio: ítrio-alumínio-granada) pode ser utilizado de modo pulsado ou contínuo. Seu principal comprimento de onda é de 1064 nm, com potência variável e número de pulsos por segundo, também variáveis de acordo com o tipo do aparelho (CONVISSAR, 2011).

Este laser também pode ser emitido por destravamento. Com esse modo de emissão, o ND:YAG leva aos tecidos pulsos muito rápidos, limitando a formação de efeitos térmicos, criando um estado de ionização que resulta na criação de ondas de choque que promovem a fotodisrupção do tecido. Este dispositivo é muito utilizado na oftalmologia para o rompimento da capsula posterior do olho. Também é utilizado para remoções de tatuagens e manchas pigmentadas (PINHEIRO, et al., 2010).

O laser de ND:YAG também pode operar no comprimento de onda de 1319nm e 1444nm. Seus comprimentos de onda são bem absorvidos pela água e assim sendo, requerem o uso de fibras óticas de quartzo com baixo teor de água para levar a energia pulsátil para os tecidos. Possuem alta afinidade

por pigmentos, sendo absorvido por corantes, o que possibilita aumentar sua eficiência nos tecidos dentais (PINHEIRO, et al., 2010).

A emissão de 1319 nm produz melhor vaporização como resultado da redução relativa da sua penetração nos tecidos, preservando a sua capacidade hemostática. O comprimento de onda de 1414nm é excelente para vaporização devido a sua baixa penetração tecidual, contudo seu efeito hemostático é baixo ou inexistente (PINHEIRO et al., 2010).

A energia deste laser pode ser transmitida através de fibras óticas sem contato direto ou com contato direto. Quando é utilizado sem contato direto, ocorre a difusão para o ambiente, sendo que a difusão de calor dentro dos tecidos pode chegar a 7 mm de profundidade. Por outro lado, o uso de fibras de contato reduz a difusão da radiação para o ambiente em 5% e, a combinação do uso dos pulsos longos e uma baixa penetração previne o dano tecidual adjacente, devido ao espalhamento do calor para distante do local de impacto (PINHEIRO et al., 2010).

Os lasers Nd:YAG são muito utilizados na Periodontia, mas não são muito indicados na implantodontia por vários autores; pois segundo eles, possuem uma elevada profundidade de corte e podem danificar a superfície dos implantes, causando inclusive a sua fusão (CONVISSAR, 2011). Tem a capacidade de coagular vasos de até 5 mm de diâmetro, permitindo que o sangramento seja controlado facilmente durante processos cirúrgicos. Além disso, emite uma energia próxima ao infravermelho (sua luz é visível e pode ser transmitida por fibras flexíveis), que é altamente absorvida pela água, tecidos moles e mineralizados (PINHEIRO et al., 2010).

O laser de ND:YAG também pode emitir energia no comprimento de onda de 532 nm no espectro verde, sendo então chamado de KTP. Tecnicamente este laser é diferente, pois utiliza um cristal de fosfato-titânio-potássio para dobrar a frequência do ND:YAG. Sua vantagem é o baixo custo quando comparado aos demais; além disso, esse aparelho é portátil e possui efeito térmico reduzido não provocando danos aos tecidos vizinhos (PINHEIRO et al., 2010). A figura 3, mostra um modelo de laser de ND:YAG.



Figura 3: modelo de laser de ND:YAG (PINHEIRO et al., 2010).

4.4.2 Lasers de Diodo

O laser de diodo é um chip semicondutor que funciona como um diodo elétrico. A região ativa do diodo lembra um sanduiche de materiais semicondutores diferentes, onde uma camada de material condutor de carga elétrica positiva é separada de outra de carga elétrica negativa, através de uma camada não condutora. Quando uma corrente de voltagem negativa é aplicada na camada de um material condutor de carga elétrica negativa e, uma corrente positiva é aplicada na camada de um material condutor de carga elétrica positiva, ocorre um fenômeno de troca na camada não condutora, fazendo com que os elétrons passem através dos orifícios existentes nessa camada liberando energia (PINHEIRO et al., 2010). A figura 1, mostra um modelo de laser de Diodo.

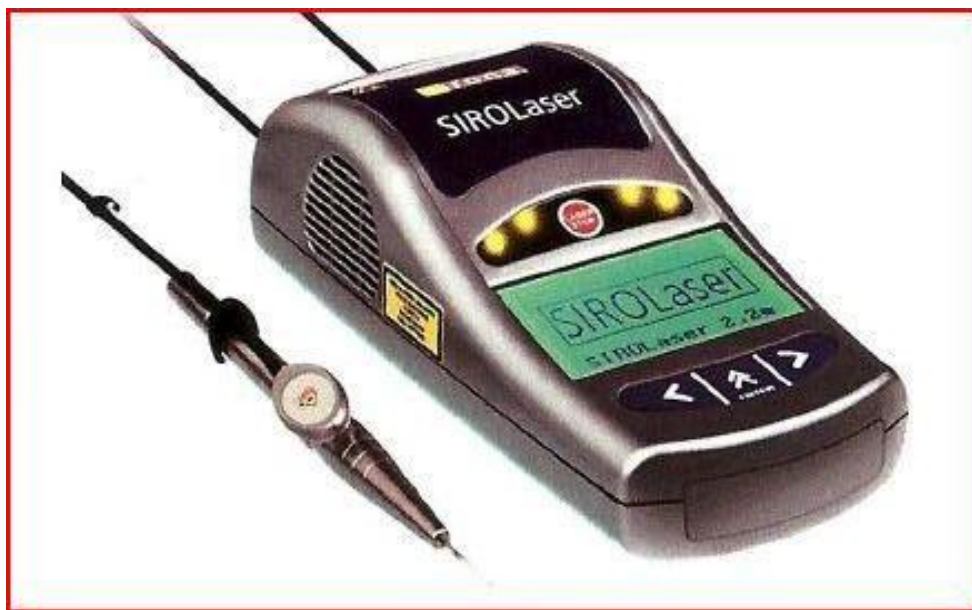


Figura 1: Modelo de laser de Diodo (PINHEIRO et al., 2010).

A energia emitida por esses lasers tem como alvo pigmentos como: a hemoglobina e a melanina. Essa energia é transmitida por fibra ótica através de contato com o tecido alvo, sendo que é possível aumentar a temperatura do local em até 800 °C. Uma vez que, essa temperatura é transferida para o tecido, o mesmo é cortado através da vaporização de seus componentes celulares (BORNSTEIN, 2004).

Os lasers de diodo possuem diferentes comprimentos de onda no espectro vermelho e infravermelho, as mais comuns são: 810, 940 e 980nm (BORNSTEIN, 2004). O comprimento de onda de 980nm é absorvido pela água em uma taxa mais alta, do que o de 810nm, fazendo com que o laser de 980nm seja mais seguro e conseqüentemente mais útil para a Implantodontia (CONVISSAR, 2011).

A vantagem do laser de diodo é sua menor profundidade de penetração, o que possibilita melhor controle pelo operador e menor risco de danos aos tecidos adjacentes. A desvantagem é uma menor velocidade de corte (CONVISSAR, 2001).

4.4.3 Lasers de Dioxido de carbono (CO₂)

O laser de CO₂ é um laser do tipo gasoso, no qual o meio ativo é uma mistura dos gases CO₂, nitrogênio e hélio. Essa mistura faz com que o processo

de geração do raio seja mais efetivo. Uma corrente elétrica pode ser passada diretamente através do meio ativo, ou pode estimulá-lo através de um campo elétrico. Esse estímulo leva as moléculas de nitrogênio a um estágio de excitação. Depois de excitadas, as moléculas transferem sua energia através de colisões com moléculas de CO_2 em estado de repouso, resultando na liberação de fótons infravermelhos e, posteriormente, no retorno das moléculas ao seu estado de repouso. A presença do hélio na mistura visa facilitar a transferência de calor entre o meio ativo e a parede da cavidade óptica (PINHEIRO et al., 2010).

O comprimento de onda utilizado por esses lasers é de 10.600 nm e, eles trabalham com emissão de energia de forma contínua, superpulsada e pulsátil. A forma contínua emite energia sem interrupções, as formas superpulsada e pulsátil, emitem energia em uma sequência de pulsos curtos (PINHEIRO, 2010). O comprimento de onda de 10.600nm é altamente absorvido pela água, colágeno e hidroxiapatita. Também é muito eficaz para vaporizar tecidos moles, produzir hemostasia e eliminar bactérias, além de proporcionar menor contração da ferida e menores cicatrizes (DEDERICH; BUSHICK, 2007).

Os aparelhos mais recentes possuem modo pulsátil e uma redução da densidade energética para 180 a 300 millijoules por centímetro quadrado, emitido a uma velocidade de 400 a 800 microsegundos; o que resulta na redução da carbonização e na melhora da velocidade de trabalho e eficiência do laser (CONVISSAR, 2011).

Atualmente já existem aparelhos que reduzem a densidade energética para 50 a 300 millijoules por centímetro quadrado, emitido a uma velocidade de

30 a 80 microsegundos. Isso cria um laser versátil que pode, de forma segura, tratar infecções e fazer incisões cirúrgicas com 4 a 5 mm de profundidade de forma rápida e eficiente (CONVISSAR, 2011).

Os lasers de CO_2 utilizam braços articulados e espelhos alinhados para transmitir o raio. Porém alguns fabricantes desenvolveram uma tecnologia que utiliza fibras ópticas para transmissão do raio, facilitando a aplicação na cavidade oral e, o uso desses equipamentos pelos cirurgiões dentistas. Assim o laser CO_2 vem sendo utilizado no tratamento de diversas patologias do complexo maxilofacial, devido aos seus atributos e vantagens no uso cirúrgico (PINHEIRO et al., 2010). A figura 2 mostra um modelo de laser de CO_2 .

Os lasers CO_2 podem ser usados de forma segura ao redor dos implantes dentais, porque a energia é absorvida pela água e, não por pigmentos, atingindo o conteúdo aquoso intracelular das bactérias. Sendo assim podem tratar a Peri-implantite e a mucosite sem danificar a superfície dos implantes (RAFFETTO; GUTIERREZ, 2001). Ao mesmo tempo, esses lasers possuem propriedades hemostáticas excelentes permitindo que o cirurgião tenha uma melhor visão do campo operatório; além reduzir significativamente o tempo cirúrgico e conseqüentemente as complicações pós-operatórias, como a dor e o inchaço (CONVISSAR, 2011).



Figura 2: modelo de laser de CO₂ (PINHEIRO et al., 2010).

4.4.4 - Lasers de Erbium

O laser de erbium possui como meio ativo um cristal transparente de ítrio-alumínio conhecido como garnet mergulhado (dopado) em íons de erbium. A família dos lasers de erbium possuem dois comprimentos de onda similares: laser Er:YAG com comprimento de onda de 2940nm, o laser Er,Cr:YSGG (erbium, chromium - doped yttrium – scandium – gallium - garnet) com comprimento de onda de 2780nm. Estes dois lasers emitem energia de forma pulsátil. Os lasers erbium emitem energia que é altamente absorvida pela água e hidroxiapatita, conseqüentemente são excelentes para fazer ablação de tecidos mole e duro (tecidos dental e ósseo) (CONVISSAR, 2011). A ablação com eliminação de tecido duro ocorre com a aplicação de pulsações rápidas da energia laser, que é absorvida pela água do tecido superficial, aquecendo-a até alcançar sua temperatura de vaporização. A vaporização da água produz uma expansão, da mesma, dentro do tecido. Essa expansão produz aumento da pressão no interior do tecido causando sua explosão (microexplosões). Assim, ocorre eliminação de tecido duro sem aquecimento dos tecidos subjacentes, uma vez que não é atingida a temperatura de fusão tecidual. (PINHEIRO et al., 2010).

Uma vantagem desse tipo de laser é que quando, utilizado em tecido ósseo, a superfície fica sangrenta evitando a necessidade de curetar o local, favorecendo assim o processo de cicatrização. Porém a ablação em tecido

mole possui limitações, sendo mais eficazes em tecidos pouco vascularizados, onde o sangramento não será um problema; pois sua capacidade de produzir hemostasia é pequena (WEINER, 2004).

O uso dos lasers de erbium é seguro ao redor dos implantes dentais, pois sua energia é absorvida pela água. Além disso, possuem uma excelente capacidade bactericida, levando ao rompimento da membrana celular, já que sua energia é absorvida pela água intracelular. Assim são indicados para o tratamento da Peri-implantite e mucosite; e também para realizar a reabertura de implantes dentais (CONVISSAR, 2011).

4.5 Utilização dos Lasers na Implantodontia

4.5.1 Descontaminação do Sítio Cirúrgico

Durante as cirurgias de colocação de implantes é importante manter o sítio cirúrgico livre de saliva. Essa tarefa pode ser fácil em cirurgias menores, porém, nos casos que, necessitam de incisões maiores, com a colocação de vários implantes; pode ser difícil manter um ambiente estéril (CONVISSAR, 2011).

Por serem bactericidas, os lasers são uma excelente solução para o problema da contaminação sítio cirúrgico. Pois com uma simples exposição da

energia laser, durante alguns segundos, o local é profundo e quase instantaneamente esterilizado. Assim quando necessário, a energia laser pode ser direcionada para os tecidos para descontaminar o local da cirurgia, de modo que o processo possa continuar com uma maior probabilidade de sucesso (DEPPE, HORCH, 2007).

Nas situações clínicas que envolvem a extração dentária e a colocação imediata do implante no sitio da extração, espera-se encontrar tecidos infectados ao redor do ápice radicular e nas regiões de furca de molares. Nesses casos, a fim de eliminar os tecidos infectados e descontaminar toda a superfície óssea do alvéolo, o cirurgião dentista; pode usar uma cureta para remover o tecido de granulação e, em seguida, aplicar a energia laser para remover qualquer lâmina de tecido infectado que ainda possa estar presente (CONVISSAR, 2011).

Para esse fim, o comprimento de onda do laser de erbium é eficaz na remoção do tecido mole remanescente e na descontaminação da superfície óssea. Além disso, por não serem eficientes na promoção da hemostasia, deixam a superfície óssea sangrenta, o que melhora a cicatrização do alvéolo. Os lasers de CO₂, também podem ser usados na descontaminação do alvéolo, porém possuem uma excelente capacidade hemostática. Portanto o dentista deve curetar o osso e restabelecer o sangramento; a fim de restabelecer o potencial de cicatrização ao redor do sitio do implante ou do enxerto (DEPPE; HORCH, 2007).

4.5.2 Uso durante a incisão de tecidos ósseo e gengival

O uso da energia laser para realizar a incisão de tecidos têm muitos benefícios. Em primeiro lugar, um corte estéril é menos susceptível a infecção. Além disso, os lasers incisam os tecidos sem promover o início da cascata de eventos inflamatórios, pois selam os vasos sanguíneos e linfáticos, diminuindo e/ou impedindo a migração de células de defesa para o local da ferida. Clinicamente, ocorre uma redução da dor, do inchaço e de outras complicações pós-operatórias (LOMKE, 2008). Por outro lado se o edema for reduzido, a sutura não irá tensionar o tecido e/ou será menos propensa a se desfazer. Outro benefício é a menor necessidade de prescrever antibióticos e analgésicos (levando a diminuição das interações medicamentosas); pois o pós-operatório do paciente é significativamente menos traumático, o que pode ser visto tanto em pequenas como em grandes cirurgias (CONVISSAR, 2011).

Raldi; Niccoli-Filho; Prakki (1999), analisaram clinicamente as diferenças de respostas entre incisão à bisturi e à laser de CO₂ na reparação tecidual, em pele de ratos. No grupo controle a incisão foi realizada com bisturi convencional seguida de sutura simples. Nos grupos tratados, a incisão foi realizada com laser CO₂ variando-se as potências utilizadas (5, 10, 15 e 20W respectivamente). Os animais foram fotografados imediatamente após a cirurgia e com 3, 7, 14 e 21 dias. Verificou-se que nos grupos tratados com laser de CO₂ houve ausência de sangramento, proporcionando melhor visualização do campo operatório e menor intensidade de inflamação e/ou edema pós-operatório. Nas potências de 15 e 20W ocorreram áreas de carbonização ao longo das regiões incisadas, bastante evidentes, provocando

um retardo na reparação, quando comparadas à incisão convencional. Já com as potências de 5 e 10W, a reparação teve um padrão similar ao do grupo controle.

Bramante et al. (2010), avaliaram o processo de cicatrização, em incisões realizadas na derme de ratos, com: bisturi, termocautério ou Laser Er:YAG. Foram utilizados no estudo, cinco ratos, que foram divididos em três grupos experimentais: grupo I (incisão com bisturi), grupo II (incisão com termocautério) e grupo III (incisão com laser de Er-YAG). Os animais receberam anestesia por injeção intramuscular, na região dorsal (previamente depilada). Logo após, foram feitas três incisões na região dorsal de cada animal, sendo que todas foram suturadas com fio de seda 3.0, montado em agulha atraumática de 3 cm. As incisões foram fotografadas após 3, 7 e 14 dias, ocasiões e, as suturas foram removidas após 7 dias. Dois animais foram mortos após 7 dias e três após 14 dias. O tecido, contendo a área da incisão, foi removido e preparado para processamento histológico. Verificou-se que no grupo bisturi, após 7 dias o tecido apresentava-se em avançado processo de reparação; sendo que após 14 dias, o tecido incisado estava visualmente reparado. No grupo do termocautério, após 7 dias havia uma reação inflamatória, que ainda estava presente, após 14 dias. No grupo do laser, após 7 dias a zona incisada apresentava intensa reação inflamatória; porém essa região estava em vias de cicatrização, após 14 dias.

4.5.2.1 Incisão em Tecidos Moles

Em alguns casos, a incisão de tecidos moles requer uma entrada mínima, com diâmetro de 3 a 4 milímetros para baixo para da crista óssea alveolar. Nesses casos, se o tecido for relativamente fino (1 a 2 mm de espessura), qualquer comprimento de onda laser é aceitável (CONVISSAR, 2011).

No entanto, em tecidos mais espessos, o uso do laser de Diodo pode levar alguns minutos para realizar a incisão. Sendo que, a mesma incisão pode ser feita pelos lasers de erbium e CO₂ em apenas alguns segundos. Por outro lado, dependendo do tecido, a hemorragia pode ser um problema para o laser de erbium (DEPPE; HORCH, 2007).

A incisão de sítios maiores, com retalhos mais complexos que passam por camadas de tecido queratinizado e mucosa alveolar, exige uma escolha minuciosa do comprimento de onda a ser utilizado. Assim é importante considerar os fatores como: a velocidade de corte (que reduz o tempo clínico) e, a hemostasia (que aumenta a visão do operador) (CONVISSAR, 2011).

Desta maneira, os lasers de Diodo e Nd: YAG são menos eficazes, pois por serem de contato exigem mais tempo para fazer incisões maiores. De forma similar, os lasers de erbium não são indicados, porque não proporcionam uma hemostasia adequada. Assim por promover uma excelente hemostasia, visão desobstruída e possuir eficiência em cortar todos os biótipos de tecidos,

em qualquer espessura, o laser de CO₂ é o mais adequado para realizar estes procedimentos (DEPPE; HORCH, 2007).

4.5.2.2 Incisão em Tecido Ósseo

Para muitas pessoas, as brocas e peças de mão são os componentes mais inconvenientes da cirurgia oral, portanto a osteotomia a laser pode trazer conforto para o paciente (DEPPE; HORCH, 2007).

O corte do tecido ósseo com a energia laser é menos prejudicial para este tecido, em comparação às técnicas convencionais. Por ser um processo em que não há contato de fricção entre a ponta do laser e a crista óssea, o mesmo se torna menos traumático que o uso de brocas de corte; as quais podem superaquecer o osso e causar necrose na interface osso-implante (CONVISSAR, 2011).

Para realizar a ablação óssea a família dos lasers de erbio é indicada. Podendo assim, ser usados para iniciar a osteotomia, com um aumento mínimo da temperatura no tecido ósseo, desde que o dentista utilize um pulverizador de água adequado. No entanto, a tecnologia ainda não avançou a ponto de que a osteotomia seja completamente realizada com os lasers de érbio (CONVISSAR, 2011).

Stubinger et al. (2007) avaliaram os benefícios de dois sistemas de lasers ER:YAG (com fibra ótica e com braço articulado), em relação a ablação do osso em cirurgias de exodontia de cisos e a cicatrização da feridas.

Participaram deste estudo 30 pacientes, divididos em dois grupos. No primeiro grupo, foi utilizado para realizar a osteotomia, o laser Er: YAG com um sistema de transmissão de energia por fibra óptica. No segundo grupo, a osteotomia foi feita pelo laser Er: YAG com um sistema de transmissão de energia através do braço articulado. Verificou-se que após a osteotomia a laser não ocorreu nenhum distúrbio neurossensorial. Em relação a cicatrização das feridas, não houve nenhum comprometimento ou retardo do processo cicatricial. A avaliação histológica demonstrou cicatrização óssea intacta sem qualquer danos térmicos. Apesar dos resultados clínicos promissores, as osteotomias consumiram muito tempo e alguns pacientes reclamaram do som e do cheiro causado pelo procedimento; achando desagradável. Outro problema encontrado foi a sucção insuficiente durante as cirurgias; o que rapidamente inibia o corte a laser, devido ao acúmulo de sangue e de líquido de irrigação, que cobriam a superfície do osso. Como resultado, cortes profundos, bem como o corte do osso esponjoso, levou muito mais tempo do que o corte do osso cortical. O laser com fibra ótica mostrou melhor capacidade de manobra no ambiente intraoral do que o sistema de braço articulado, embora o processo de ablação óssea tenha sido mais rápido com o sistema de braço articulado.

A influência do preparo do leito de implante com laser Er: YAG na osseointegração de implantes de titânio, foi avaliada por Schwarz et al. (2007). Um total de 24 leitões de implantes foram preparados nas mandíbulas de quatro cães beagle utilizando o laser Er: YAG, ou brocas convencionais de acordo com um desenho de boca dividida; sendo que cada animal recebeu 6 implantes. O estudo foi realizado em duas fases cirúrgicas. Na primeira fase, foi feita a extração dos segundo, terceiro e quarto pré-molares e do primeiro molar

superior e inferior, bilateralmente em todos os 4 cães beagle. Após 4 meses de cicatrização, foi realizada a preparação do leito do implante na mandíbula usando o laser de Er: YAG ou brocas convencionais. Em seguida, três tipos de implantes, de diferentes fabricantes foram aleatoriamente inseridos em ambos os grupos. As radiografias foram obtidas antes e imediatamente após as extrações dentárias, bem como imediatamente após a inserção dos implantes. Clinicamente, verificou-se que não houve sinais de qualquer carbonização em ambos os grupos. A cicatrização pós-operatória foi considerada normal, sem alterações em todos os cães. De acordo com os resultados histológicos, na segunda semana após a colocação dos implantes, a precisão dos leitos dos implantes diferiram entre os dois grupos. Os leitos dos implantes do grupo das brocas estavam bem definidos com contorno e distâncias homogêneas entre o osso alveolar e a superfície do implante. A osteotomia a laser frequentemente resultou em amplas lacunas peri-implantares particularmente na região apical do osso de suporte do implante. Foram encontrados valores significativamente mais elevados de largura de gaps peri-implantares em todos os implantes do grupo laser. No entanto, ao final de 12 semanas, a cicatrização das feridas foi caracterizada pela formação de novo osso em ambos os grupos.

Stubinger et al. (2008) avaliaram o uso do laser de Er: YAG pulsado para a remoção de enxertos ósseos. Participaram do estudo 12 pacientes, que foram submetidos a cirurgias para remoção de enxertos ósseos na região da sínfise e do ramo mandibular, utilizando o laser de Er:YAG pulsado com um sistema de braço articulado. Verificou-se que a média geral de tempo para a osteotomia foi de 150 segundos para a sínfise e 180 segundos para o ramo, sendo que a média de tempo foi dependente do tamanho do enxerto ósseo, da

qualidade do osso e da acessibilidade anatômica. O acesso anatômico foi responsável pelo aumento do tempo de até 5 a 6 minutos, especialmente quando os enxertos foram retirados da área do ramo. Os desvios na angulação do feixe de laser levou a significativa perda óssea do enxerto e, também tornou muito difícil a avaliação da profundidade de corte, por inspeção visual, devido a irregularidades na superfície do corte. No ramo mandibular atenção adicional foi necessária para preservar o periósteo adjacente e o nervo alveolar inferior. Não foram observados estresse mecânico e vibrações no osso resultando em maior conforto para os pacientes, quando comparado a osteotomia convencional realizada com brocas. O risco de lesão acidental aos tecidos moles adjacentes foi mínimo e, não houve efeitos de carbonização ou danos colaterais aos tecidos mineralizados circundantes da osteotomia.

Kuttenberger et al. (2010) avaliaram os resultados histológicos encontrados após osteotomias completas de tíbia de ovelhas, utilizando um prototipo de laser de CO₂ ou uma serra oscilante. Foram selecionados para o estudo vinte e quatro ovelhas adultas com idade entre 2 anos e 4 anos, que foram divididas em dois grupos iguais (n = 12), o primeiro submetido a osteotomia a laser e o segundo a osteotomias por serras. Ambos os grupos foram divididos em dois subgrupos (n = 6), e os animais foram sacrificados 4 semanas ou 12 semanas após a cirurgia. No grupo laser, não foi observado, clinicamente, vestígios visíveis de carbonização sobre as superfícies de corte. As osteotomias ocorreram sem complicações. A duração dos cortes foram significativamente diferentes, sendo que a osteotomia a laser levou entre 19 e 30 minutos no grupo 4 semanas e, entre 13.5 e 21 minutos no grupo de 12 semanas. Por outro lado, a osteotomia com a lâmina de serra convencional

levou entre 1 min e 1,5 min nos dois grupos. A diferença no tempo da osteotomia a laser entre os grupos de 4 e 12 semanas foi causada pelo menor diâmetro da tíbia nos grupos de 12 semanas. Nas análises histológicas, dos grupos de 4 semanas (controle e laser) foi notada remodelação ossea inicial. Osteóides recém formados foram encontrados adjacentes a superfície da osteotomia, indicando vitalidade óssea. As lacunas resultantes da osteotomia foram preenchidas com tecido conjuntivo indiferenciado. Verificou-se, ainda, que não havia nenhuma formação ossea dentro das lacunas. Nenhum sinal de alteração térmica nos tecidos, tais como restos necróticos ou reabsorção óssea excessiva, foram detectados em qualquer uma das amostras. Nos grupos de 12 semanas (laser e controle) apresentaram padrões semelhantes de cicatrização. No grupo laser, as lacunas estavam quase completamente preenchidas com osso, no entanto, na maioria dos casos, eles ainda eram visíveis. No grupo controle as lacunas estavam completamente preenchidas com osso neoformado. Após 3 meses, as lacunas foram quase completamente preenchidas com osso, em ambos os grupos. Houve um pouco mais de osso cortical formado no grupo controle, mas a diferença não foi estatisticamente significativa.

Stubinger et al. (2010) comparam a osseointegração de implantes dentários, cujo preparo do leito do implante foi realizado através do laser Er: YAG, cirurgia piezelétrica ou broca. Foram utilizados no estudo seis ovelhas suíças do sexo feminino, com 2 e 3 anos de idade, distribuídas aleatoriamente em três grupos: Er: YAG laser, grupo piezoelétrico, grupo das brocas. Todos os implantes dentários (total 108) foram colocados no ossos ilíaco da pelve. Nove implantes foram colocados em cada lado da pelve (total de 18 por ovelhas).

Para as osteotomias a laser foi utilizado um aparelho laser de ER:YAG pulsado, guiado manualmente; com um ponto de aplicação de 0,9 milímetros, uma distância de 10mm da superfície do osso e ângulo de irradiação de 90 graus. Para a osteotomia com o piezoelétrico foi usado um dispositivo piezosurgery, aplicado com a eficiência de corte máxima para osso cortical, e a maior quantidade de arrefecimento a água durante a osteotomia. A preparação convencional do leito do implante foi realizada de acordo, com as recomendações do fabricante do implante e protocolo de perfuração do uso brocas, em ordem crescente de diâmetro. Para o grupo do laser Er: YAG e piezoelétrico, foi feito um gabarito com furos preparados previamente para garantir um diâmetro padrão e repetível da perfuração. Os implantes dentários foram inseridos com um torque máximo de 45 Ncm. Os animais foram sacrificados após 4, 6 e 8 semanas e, os locais de osteotomia foram examinados macroscopicamente e através de imagens digitais. O osso pélvico foi radiografado, sendo depois cortado em cubos de 1.5cm/1.5 cm, cada um contendo um implante. Metade das amostras foram processadas para histologia e a outra metade para testes biomecânicos. Verificou-se que todos os implantes foram colocados sem complicações e com boa estabilidade primária, mesmo nas perfurações com laser – não eram perfeitamente congruentes com a geometria do implante, especialmente na parte apical (preparo apical irregular, paredes laterais desviadas). A inserção dos implantes nos sitios preparados com o piezoelétrico necessitaram de um torque de inserção (45 Ncm), ligeiramente maior, do que os implantes do grupo laser e do grupo das brocas. A análises histológicas demonstraram que após 4 semanas, os grupos laser e piezoelétricos apresentaram maior valores de

contato osso-implante, do que o grupo das brocas. No entanto, no grupo das brocas a remodelação óssea diminuiu da quarta para a oitava semana, enquanto aumentou com o tempo nos grupos: piezoelétrico e laser. Essas diferenças não foram estatisticamente significativas. Após 6 semanas, o grupo das brocas mostraram valores notavelmente mais elevados de contato osso-implante, quando comparado aos grupos: laser e piezoelétrico, porém as diferenças não foram significativas. Após 8 semanas, o grupo das brocas mostrou uma diminuição nos valores de contato osso-implante, enquanto os grupos: piezoelétrico e laser mostraram um aumento, porém as diferenças não foram estatisticamente significativas. Os testes do torque de remoção do implante, mostraram valores individuais mais altos no grupo do laser do que em todos os grupos. Sendo que as análises demonstraram valores de torque significativamente mais elevados do grupo laser, após 8 semanas; em comparação ao grupo das brocas, após 4, 6 e 8 semanas. Valores de torque significativamente mais elevados do grupo laser (após 8 semanas), também foram notados em comparação com os grupos piezoelétrico e laser, após 6 semanas.

A energia laser também pode ser utilizada em cirurgias de enxerto em bloco, para iniciar a osteotomia, “desenhando” sobre o osso o corte a ser feito; o que facilita a visualização e a medição do bloco doador antes do corte. Sendo que, para esse fim, os lasers de CO₂ e Erbium podem ser utilizados. Depois que o bloco ósseo for cortado e dimensionado, ele pode ser modificado pela aplicação do laser; além disso, os orifícios dos parafusos também podem ser feitos com o laser de erbium. Esse procedimento irá eliminar as tensões mecânicas e de atrito da utilização de uma broca (CONVISSAR, 2011).

O benefício real do uso do laser nos procedimentos de enxerto em bloco reside nos efeitos pós-operatórios. A resposta inflamatória dos tecidos moles é mínima aumentando o conforto do paciente e minimizando o inchaço, além disso, raramente se vê infecções localizadas no sítio cirúrgico (CONVISSAR, 2011).

4.5.3 Reabertura do implante

Após a completa cicatrização e osseointegração do implante dentário, deverá ser realizada a segunda fase cirúrgica, que consiste na reabertura e localização do implante dentário. Muitas vezes percebe-se que, nesta fase o implante não está apenas recoberto por tecido mole, mas também por osso recentemente formado (2 a 3 mm de espessura). Depois de localizar o implante radiograficamente, o tecido mole deve ser removido. Se o tecido não for muito espesso (1 a 2 mm), esse procedimento pode ser feito com qualquer tipo de energia laser; com exceção do laser Nd: YAG, devido aos seus efeitos adversos sobre implantes (CONVISSAR, 2011).

Se o tecido for mais espesso, o comprimento de onda do laser de CO₂ é mais indicado, por ser capaz de remover o tecido rapidamente e por manter uma excelente hemostasia e, conseqüentemente uma ótima visualização do campo cirúrgico (CONVISSAR, 2011).

Se houver osso formado sobre a parte superior do implante, o clínico deve decidir a melhor abordagem. O laser de CO2 pode ser usado na camada superficial do tecido ósseo facilitando sua remoção com um instrumento manual. No entanto, os lasers de erbium podem ser utilizados para remoção deste tecido ósseo, de qualquer espessura, de forma eficiente e segura, sem danificar a superfície do implante dentário (DEPPE; HORCH, 2007).

Uma das grandes vantagens do uso da energia laser para execução deste procedimento é que o tecido mole pode ser facilmente moldado e esculpido pelo laser. Isso resulta em uma melhor estética gengival (principalmente em regiões anteriores) e, em uma melhora na cicatrização (CONVISSAR, 2011).

4.5.4 Hemostasia

Uma das grandes vantagens do laser é o seu uso em pacientes que fazem uso regular de anticoagulantes como: a Aspirina, o Clopidogrel (Plavix) e a Warfarina; pois por possuírem excelentes propriedades hemostáticas, levam a diminuição do sangramento e ao controle da hemorragia. Com isso, pode-se evitar, em muitos casos, a suspensão dos medicamentos anticoagulantes antes da cirurgia (CONVISSAR, 2011). Além disso, o laser pode tornar desnecessário o uso de outros artifícios para o controle da hemorragia, tais como: bochechos com ácido tranexâmico, sutura em massa, aplicação de trombina tópica, dentre outros (WAHL, 2000).

Assim os pacientes que recebem terapia anticoagulante serão beneficiados pelo uso de lasers em procedimentos cirúrgicos odontológicos (DEPPE; HORCH, 2007).

Somado a isso, o uso do laser resulta em uma melhora da cicatrização e na diminuição da inflamação. Fato pode ser atribuído à diminuição do dano tecidual pela formação de uma ferida menos traumática, quando comparado ao corte realizado pelo bisturi. Além disso, o bisturi tradicional não induz a hemostasia, sendo necessário que o controle da hemorragia seja feito pelos meios convencionais (STRAUSS; FALLON, 2004).

4.5.5 Utilização do Laser no Tratamento da Peri-implantite

4.5.5.1 Terapia Fotodinâmica

A terapia fotodinâmica é descrita como a associação do uso prévio de um fármaco fotossensibilizador, com a posterior aplicação de lasers de baixa potência. Essa técnica resulta em danos as células alvo e sua rede vascular, levando a necrose e apoptose celular e; tem como finalidade provocar a morte de células ou microorganismos (WALSH; 2003).

Segundo Hayek et al. (2005) o fármaco fotossensibilizador reage com o substrato (geralmente oxigênio ou água), para produzir oxigênio altamente reativo, como os radicais livres. Sendo que a energia laser atua na ativação destes radicais livres; os quais, danificam a estrutura da membrana celular levando à morte de microorganismos.

Em 2005, Hayek et al. compararam os efeitos da terapia fotodinâmica com os da terapia convencional, para o tratamento da periimplantite induzida em cães. A terapia convencional consistia na técnica cirúrgica, ou seja, na realização de um retalho mucoperiosteal para raspagem da superfície do implante e a posterior irrigação com clorexidina. Foram usados no estudo 9 cães labradores, submetidos a extração de 18 terceiros pré-molares e a colocação imediata de implantes. Após o período de osseointegração, a periimplantite foi induzida e os animais foram aleatoriamente divididos em dois grupos. No grupo convencional, a peri-implantite foi tratada pela técnica cirúrgica descrita. No grupo da terapia fotodinâmica, foi realizada uma raspagem sem retalho, logo após a injeção do azuleno (fotossensibilizador) dentro da bolsa periimplantar, e em seguida, a aplicação de um laser de Diodo ($\lambda = 660 \text{ nm}$, $P = 40 \text{ mW}$, $E J = 7,2$, durante 3 minutos). Amostras microbiológicas obtidas antes e imediatamente após o tratamento; revelaram que a *Prevotella sp.*, o *Fusobacterium sp.* e o *S. Beta-haemolyticus* foram significativamente reduzidos em ambos os grupos, não havendo diferenças significativas entre eles.

Marotti et al. (2012) analisaram a descontaminação da superfície de implantes por meios da utilização da terapia fotodinâmica. Foram utilizados no estudo 60 implantes distribuídos em quatro grupos. No grupo G1 não foi feita descontaminação, enquanto no G2 a descontaminação foi realizada com clorexidina 0,01% por 5 minutos. No grupo G3 foi realizada a terapia fotodinâmica (laser + corante fotossensibilizante) e no grupo G4 foi utilizado apenas o laser sem o corante. Os resultados demonstraram uma diferença significativa entre o grupo G1 e os demais grupos. Foi relatado uma melhor

descontaminação nos grupos G2 e G3, não havendo diferença estatisticamente significativa entre eles.

4.5.5.2 Utilização dos Lasers YAG para o Tratamento da Peri-implantite

Em 2006, Schwarz et al. avaliaram o padrão clínico e histopatológico de lesões da periimplantite após tratamento não-cirúrgico com o laser Er: YAG. Participaram do estudo 12 pacientes portadores de periimplantite, que receberam apenas uma dose de radiação do laser Er: YAG. Foram realizados exames clínicos para avaliação dos parâmetros periodontais (índice de placa, sangramento à sondagem, profundidade de sondagem, recessão gengival, nível de inserção clínica), além de biópsia e exame histológico dos tecidos periimplantares; após 1, 3, 6, 9, 12, e 24 meses do tratamento. Verificou-se que os 12 pacientes apresentaram melhora, de todos os parâmetros clínicos investigados. Os exames histopatológicos revelaram a presença de um infiltrado de células inflamatórias (macrófagos, linfócitos, e células plasmáticas), encapsuladas por feixes irregulares de tecido fibroso; o que demonstra um aumento na proliferação de estruturas vasculares.

Neste mesmo ano, Quirynen et al. (2006) compararam os efeitos entre o uso do jato de ar-abrasivo e da aplicação do laser Er: YAG, para o tratamento de casos graves de peri-implantite. Participaram do estudo 42 indivíduos, divididos aleatoriamente em dois grupos. O primeiro grupo recebeu uma única

aplicação do jato de ar-abrasivo e, de igual modo, o segundo grupo recebeu uma aplicação da energia laser Er: YAG. Os dados clínicos foram avaliados antes e após 6 meses do tratamento. Os resultados demonstraram que o sangramento a sondagem e supuração diminuíram nos dois grupos. Houve também uma redução na profundidade de sondagem e ganho ou nenhuma perda ossea, em ambos os grupo; mas nenhuma diferença significativa foi encontrada.

A eficácia do laser neodmium:yttrium aluminum garnet (Nd: YAG) em proporcionar a ablação bacteriana e preservar as propriedades de superfície dos implantes de titânio, foi investigada por Giannini et al (2006). As bactérias comumente associadas a periimplantite (*Actinobacillus actinomycetemcomitans* e *Escherichia coli*) foram semeadas em implantes de titânio, presentes em um meio de cultura. Os implantes e os meios de cultura foram irradiados utilizando um laser Nd: YAG; sendo que os implantes foram irradiados com energia e frequência de pulso variadas. Verificou-se que, quando a energia de pulso foi mantida em 20mJ e a frequência de pulso fixada em 50 ou 70 Hz, não ocorreu nenhuma modificação na morfologia da superfície do titânio. Por outro lado, a irradiação com alto pulso de energia (60-100 mJ) levou há uma substancial alteração da superfície, consistindo no aparecimento de trincas e fraturas. Porém o uso apropriado do laser, com pulso de energia e frequência de pulso (20mJ e 50 ou 70 Hz) foi capaz de preservar as características morfológicas da superfície do implante e, de exercer um efeito bactericida sobre os microrganismos da *E. coli* e *A. Actinomycetemcomitans*.

Esposito et al. (2008) por meio de uma revisão sistemática, objetivaram investigar as intervenções mais eficazes para o tratamento da periimplantite. Para isso, pesquisaram os estudos presentes nos bancos de dados: Cochrane Oral Health Group's Trials Register, CENTRAL, MEDLINE and EMBASE e em outros jornais odontológicos, publicados até janeiro de 2008. Foram selecionados 7 ensaios clínicos randomizados que comparavam as diferentes intervenções clínicas para o tratamento da periimplantite. Os trabalhos foram divididos em: (1) uso de antibióticos locais versus desbridamento com ultrassom; (2) antibióticos locais juntamente com desbridamento manual; (3) diferentes técnicas de desbridamento subgengival; (4) laser versus desbridamento manual e irrigação com clorexidina/gel; (5) antibióticos sistêmicos, além de cirurgia ressectiva + antibióticos locais com e sem alisamento da superfície do implante; (6) hidroxapatita nanocristalina versus Bio-Oss e barreiras reabsorvíveis. Na categoria do laser versus desbridamento manual e irrigação com clorexidina / gel, apenas dois estudos foram selecionados. No primeiro estudo, vinte pacientes com 32 implantes afetados por periimplantite foram divididos em 2 grupos: o primeiro tratado com laser e o segundo com desbridamento manual e irrigação com clorexidina / gel. Após 6 meses de acompanhamento, os resultados obtidos não revelaram diferenças estatisticamente significativas para a melhora nos níveis de inserção, profundidade de sondagem e recessão gengival. No entanto, este estudo foi considerado como tendo um alto risco de viés.

No segundo estudo vinte pacientes com 40 implantes afetados por periimplantite foram divididos em: grupo tratado com laser e grupo tratado com desbridamento manual e irrigação com clorexidina / gel. Sendo 10 pacientes

com 20 implantes em cada grupo. Após um ano de acompanhamento, verificou-se que não houve diferenças estatisticamente significativas dos níveis de inserção, profundidade de sondagem e recessão gengival. Porém este estudo, também, foi considerado como sendo de alto risco de viés. A meta-análise dos dois ensaios não apresentou diferença estatisticamente significativa entre as duas modalidades de tratamento.

Kotsovilis et al. (2008) também avaliaram a eficácia das modalidades de tratamento para periimplantite. Realizaram uma revisão sistemática dos ensaios clínicos randomizados controlados e dos ensaios clínicos comparativos publicados em revistas e jornais odontológicos internacionais, em Inglês, a partir de julho de 2007. As bases de dados PubMed e Cochrane Library foram pesquisadas eletronicamente e numerosos jornais odontológicos foram examinados manualmente. A busca resultou na seleção de apenas 5 estudos. De acordo com a modalidade terapêutica implementada para a terapia, os trabalhos selecionados foram posteriormente sub-divididos nos seguintes grupos: (1) Utilização apenas de debridamento mecânico para terapia não-cirúrgica da peri-implantite, (2) Uso apenas do laser Er: YAG para terapia não-cirúrgica da peri-implantite, (3) Utilização de debridamento mecânico combinado com agentes anti-sépticos para terapia não-cirúrgica da peri-implantite, (4) Utilização de debridamento mecânico combinado com aplicação local de antibiótico para terapia não-cirúrgica da peri-implantite, (5) Tratamento cirúrgico da periimplantite. Os resultados, após 6 meses do tratamento, revelaram que ocorreu melhorias clínicas no grupo que utilizou o laser de Er:YAG, indicando que está pode ser uma modalidade eficaz para o tratamento da peri-implantite,.

Persson et al. (2011) avaliaram os efeitos clínicos e microbiológicos do tratamento não-cirúrgico da periimplantite usando o laser de érbio: ítrio,alumínio e granada (Er: YAG). Participaram do estudo 42 pacientes com periimplantite que foram, divididos em 2 grupos para serem tratados com a aplicação do laser Er: YAG ou de um dispositivo de ar-abrasivo. Após 6 meses, foram avaliados os parâmetros periodontais, além de radiografias. Verificou-se uma redução da profundidade de sondagem de 0,9 para 0,8 mm e de 0,8 para 0,5 mm, nos grupos laser e ar-abrasivo respectivamente. Não houve diferenças significativas nas contagens bacterianas entre os grupos. No grupo ar-abrasivo, a *Pseudomonas aeruginosa*, o *Staphylococcus aureus*, e o *Staphylococcus anaerobius* foram encontradas em menor número, no primeiro mês após a terapia.

Schwarz et al. (2011) por meio de um ensaio clínico randomizado, investigou o impacto dois métodos de desbridamento / descontaminação, em conjunto com cirurgia ressectiva e regenerativa para o tratamento de periimplantite. Os tratamentos utilizados foram: Aplicação de laser Er: YAG ou desbridamento com curetas plásticas mais algodão embebido em solução salina estéril. Um total de 32 pacientes (um total de 38 implantes), que apresentavam periimplantite de moderada a avançada, foram selecionados para o estudo. Todos os indivíduos foram submetidos a cirurgia com retalho, remoção de tecido de granulação, e implantoplastia nas superfícies supra-ósseas. Em seguida os pacientes foram divididos de forma randomizada em dois grupos: laser e uso de curetas. Em ambos os grupos, foi utilizado um material para preenchimento (osso natural mineral) dos defeitos osséos, que em seguida foram recobertos com membrana de colágeno. Antes e após 6

meses do tratamento, foram avaliados: índice de placa, sangramento à sondagem, profundidade de sondagem, a recessão da mucosa, e o nível de inserção clínica. Também avaliou-se as radiografias do pré e pós-operatório (após 6 meses). Os resultados demonstraram um aumento significativo dos índices de placa, após 6 meses. Foram encontrados uma redução do sangramento à sondagem nos dois grupos, sendo que essa redução tendeu a ser maior no grupo (cureta), porém as diferenças não foram estatisticamente significativas. Tanto os pacientes tratados no grupo (cureta), quanto no (laser) exibiram uma redução significativa da média de profundidade de sondagem e, apesar dessa redução tender a ser maior no grupo (cureta), a diferença não foi estatisticamente significativa. A figura 4, mostra aplicação do laser de Er:YAG para descontaminação do implante.



Figura 4: Aplicação do laser de Er:YAG para descontaminação do implante.
(RENVERT et al., 2011)

4.5.5.3 Utilização dos Lasers CO₂ para o Tratamento da Peri-implantite

Em 2001, Deppe et al. avaliaram as possíveis alterações nas superfícies de implantes (in vitro e in vivo) causadas pela utilização do laser CO₂. Os autores também pesquisaram se ocorreu a neoformação óssea após a descontaminação dos implantes. In vitro, foram registradas as mudanças de temperatura na interface osso-implante durante a aplicação do laser CO₂; além dos efeitos da irradiação laser sobre os implantes, em diferentes configurações de energia. Participaram do estudo 6 cães, que possuíam um total de 60 implantes portadores de defeitos ósseos resultantes do acúmulo de placa. Os defeitos ósseos foram tratados com a aplicação de um jato de ar abrasivo, com a irradiação laser, ou com as duas técnicas. Verificou-se que (in vitro) não foram encontradas alterações nas temperaturas de fusão e nas superfícies dos implantes, mesmo em configurações de alta potência da energia laser. Também foi demonstrado (in vivo), através de exame histológico, que ocorreu a formação de osso ao redor dos implantes, após a laserterapia.

Avaliando as diferentes técnicas para o tratamento de defeitos infraosseo peri-implantar, Romanos et al. (2008) realizaram um estudo com um total de 15 pacientes. O tratamento dos defeitos consistiu na realização de um retalho muco-periosteal total sob anestesia local, curetagem do tecido de granulação com curetas de titânio e após a irradiação com laser CO₂ por 1 minuto. Em seguida, 10 defeitos infraosseos foram preenchidos com osso autógeno (removidos do mento, ramo da mandíbula ou tuberosidade maxilar do paciente) e, nove defeitos foram preenchidos com material xenógeno (BioOss).

Nos dois grupos, uma membrana de colágeno (BioGide) foi colocada sobre o preenchimento e fixada com pinos de titânio. A avaliação dos implantes foi feita após 1, 3, 6 e 9 meses e depois, uma vez por ano durante todo o período de acompanhamento. Verificou-se que nenhuma reação inflamatória Peri-implantar (sangramento e supuração) foi notada durante o período de observação. Além disso, os índices de sangramento gengival e profundidade de sondagem apresentaram uma significativa redução. Radiograficamente observou-se um completo preenchimento ósseo foi em todos os defeitos preenchidos com o material xenógeno. Nos sítios tratados com material de preenchimento autógeno, pelo menos dois terços do defeito estava preenchido, devido a alguma reabsorção do material de preenchimento.

Romanos et al.(2009) forneceram uma revisão de literatura sobre o uso do laser do mesmo laser (CO₂) no tratamento da peri-implantite. Relatando que o uso do laser de CO₂ deve ser considerado como uma modalidade eficaz no tratamento da periimplantite. Mas que no entanto, o cirurgião necessita de treinamento especial para executar o procedimento de forma segura, e adquirir conhecimento sobre interação do laser com os tecidos. Adicionalmente, o custo da unidade de laser e o seu comprimento de onda devem ser levados em consideração. Além disso, pesquisas clínicas e histológicas adicionais são necessárias para determinar se o sucesso a longo prazo pode ser alcançado.

4.5.5.4 Comparação entre os vários tipos de Lasers no Tratamento da Peri-implantite

Renvert et al. (2008) realizaram uma revisão de literatura sobre tratamento não-cirúrgico da mucosite periimplantar e da peri-implantite. Para obter os dados necessários, uma pesquisa nos bancos de dados on-line, PubMed e Cochrane Library, além de busca manual em vários jornais e revistas odontológicas foi realizada. Foram incluídos no estudo os artigos publicados a partir de novembro de 2007, sendo que um total de 24 publicações foram selecionadas para a revisão. As publicações foram separadas nas seguintes categorias: (1) Tratamento da mucosite peri-implantar - estudo animal, (2) tratamento da mucosite peri-implantar - estudos humanos, (3) tratamento da peri-implantite - estudo animal, (4) tratamento da peri-implantite - estudo humano, (5) terapia mecânica em conjunto com antimicrobianos sistêmicos, (6) terapia mecânica associada a antimicrobianos locais, e (7) terapia com laser. Verificou-se que, os estudos que avaliam a terapia com laser possuem dados incompletos e não mostram benefícios quando comparado à terapia mecânica convencional.

Geminiani et al., (2011) avaliaram os gradientes de temperatura gerados durante a irradiação, da superfície do implante, com os lasers de CO² e de Er: YAG. Para realizar o estudo a superfície do implante foi irradiada pelos lasers de CO² e Er: YAG, com potências variáveis. O aumento da temperatura foi medido em dois locais da superfície do implante: zona cervical e zona apical. Verificou-se que a aplicação do laser CO² (em modo contínuo) provocou um

aumento de temperatura de 10 °C, após 36 segundos; sendo que o laser de Er: YAG (em modo contínuo) produziu um maior aumento da temperatura, após 10 segundos, atingindo rapidamente o limiar crítico.

A descontaminação da superfície de implantes, com perda óssea marginal decorrente de infecções peri-implantares, através de métodos químicos, mecânicos e físicos, foi revisada por Meyle (2012). Várias abordagens terapêuticas foram analisadas como: o tratamento mecânico, o tratamento com antisépticos, com jato de ar / abrasivo, a terapia fotodinâmica, e a aplicação de laser. Verificou-se que a terapia fotodinâmica pode efetivamente reduzir a prevalência de patógenos em superfícies de implantes, mas que seus benefícios clínicos permanecem desconhecidos. Além disso, o aumento da temperatura na superfície do implante causada pelo laser de CO2 representa um risco do tratamento. Por outro lado, o laser de Er: YAG foi considerado por vários autores como portador das melhores propriedades para a descontaminação da superfície dos implantes dentais. Para a descontaminação das superfícies de implantes infectados, a lavagem com solução salina (ou limpeza com bolinhas de algodão embebido com solução salina estéril) e tratamento com jato de ar/abrasivo parece funcionar, sendo que a descontaminação da superfície dos implantes com lasers não proporcionam melhores resultados quando comparados com os métodos descritos acima.

5 DISCUSSÃO

O uso do laser na Odontologia tem um pouco mais de 20 anos e, ainda não é muito difundido entre os dentistas; portanto muitos profissionais desconhecem a contribuição que os lasers podem oferecer à prática odontológica (DEDERICH; BUSHICK, 2004).

Assim, por ser uma modalidade terapêutica relativamente nova, muitos autores têm pesquisado sobre as aplicações clínicas dos lasers (WALSH, 2003; DEDERICH; BUSCHICK, 2004; DEPPE; HORCH, 2007; LOMKE, 2008).

Segundo Pinheiro et al. (2010), os lasers mais utilizados na odontologia são: laser de Neodimium (ND:YAG), laser de Diodo, Laser de CO₂ e laser de Erbium. Sendo que cada um destes tipos possuem características e indicações próprias.

O laser de ND:YAG é bem absorvido pela água, tecidos moles e mineralizados (PINHEIRO et al., 2010). Por outro lado a energia do laser de Diodo é bem absorvida por pigmentos como: a hemoglobina e a melanina (BORNSTEIN, 2004) Em contrapartida a energia dos lasers: de CO₂ e de Erbium; são altamente absorvidas pela água e hidroxiapatita (DEDERICH; BUSCHICK, 2004; CONVISSAR, 2011).

Segundo Convisar (2011), os lasers de Diodo tem menor profundidade de penetração e, conseqüentemente apresentam menor risco de danos à superfície dos implantes e aos tecidos adjacentes. De maneira similar, o uso

dos lasers de erbium e de CO₂, ao redor dos implantes dentais, também é considerado seguro (RAFFETO; GUTIERREZ, 2001, CONVISSAR, 2011). Por outro lado os lasers de ND:YAG possuem elevada profundidade de corte, podendo danificar os implantes dentários (CONVISSAR, 2011).

Os lasers de: ND:YAG e Diodo, apresentam excelentes propriedades hemostáticas (PINHEIRO et al., 2010); mas, por serem lasers de contato possuem pequena velocidade de corte (DEPPE; HORCH, 2007).

Os lasers de Erbium são excelentes para fazer ablação de tecidos moles e duros (CONVISSAR, 2011), porém tem pequena capacidade hemostática, limitando seu uso em tecidos muito vascularizados (WEINER, 2004). Por outro lado, por possuírem uma excelente hemostasia e eficiência em cortar todos os biótipos de tecidos; o laser de CO₂ é o mais indicado para realizar cortes em tecidos moles (DEPPE; HORCH, 2007).

Segundo Raldi et al. (1999) a incisão realizada com laser de CO₂, independente da potência utilizada, permite uma melhor visualização do campo cirúrgico e proporciona um pós-operatório com menor intensidade de inflamação e edema. Para Lomke (2008), o uso da energia laser para realizar a incisão de tecidos moles têm muitos benefícios. Pois, à medida que os lasers incisam os tecidos, ocorre o selamento dos vasos sanguíneos e linfáticos; resultando na menor migração de células de defesa para o local da ferida e, na redução da inflamação. No entanto, Bramante et al. (2010), concluíram que as incisões realizadas com o bisturi apresentam um processo de cicatrização mais rápido, do que as realizadas com laser. Assim, segundo os autores, o laser é

uma alternativa aceitável por impedir a hemorragia, mas resulta em uma cicatrização mais demorada.

Em relação ao corte de tecido ósseo, os lasers de Erbium são os mais indicados para realizar a osteotomia, pois possuem uma maior velocidade de corte (CONVISSAR, 2011). Embora outros autores tenham sugerido a utilização do laser de CO₂ (KUTTENBERGER et al., 2010) e do laser de Er: YAG (STUBINGER et al., 2007; STUBINGER et al., 2008), para realizar osteotomias. Além disso, para o preparo do leito de implantes o laser de Er: YAG tem sido utilizado (SCHWARZ et al., 2007, STUBINGER et al., 2010).

O uso da energia laser para realizar o corte do tecido ósseo é considerado menos prejudicial, que as técnicas convencionais. Pois não há contato de fricção entre a ponta do laser e a crista óssea, resultando em menor trauma que o uso de brocas de corte (CONVISSAR, 2011). No entanto as osteotomias realizadas a laser consomem muito tempo e os pacientes podem se sentir incomodados com o som e o cheiro causado pelo procedimento (STUBINGER et al., 2007). Também outros autores encontraram diferenças significativas entre os tempos de duração de osteotomias realizadas a laser e com instrumentos de corte convencionais (KUTTENBERGER et al., 2010)

Para Kuttenger et al. (2010) a osteotomia com o uso de laser precisa ser aprimorada, a fim de reduzir seu longo tempo de duração. Sendo necessário também, desenvolver a técnica de corte em ossos de maior espessura.

Segundo Stubinger et al. (2010) a preparação do leito do implante com o laser pode resultar em uma elevada força de ligação na interface osso-

implante e, ainda em valores de torque de remoção significativamente superiores (especialmente depois de oito semanas), em comparação com a osteotomia feita por brocas. No entanto, para os autores, estudos clínicos adicionais deverão avaliar criticamente as desvantagens da osteotomia a laser, como o controle de profundidade e angulação do feixe. Porém, Schwarz et al. (2007) encontraram valores significativamente mais elevados de largura de gaps peri-implantares, quando o preparo do leito do implante foi realizado com laser.

Assim, devido as propriedades relatadas, o uso do laser na implantodontia é cada vez mais frequente. Englobando situações clínicas que vão desde a parte cirúrgica e protética, até a descontaminação dos tecidos Peri-implantares (DEPPE; HORCH, 2007; CONVISSAR; 2011).

Além disso, por possuírem excelente efeito bactericida, diferentes sistemas de lasers têm sido propostos para o tratamento da peri-implantite (HAYEK et al., 2005; QUIRYNEN et al., 2006; MAROTTI et al., 2012). Dentre eles estão: o laser Er: YAG (SCHWARZ et al., 2006; PERSSON et al., 2011); o laser neodýmium:yttrium aluminum garnet (Nd: YAG) (GIANNINI et al., 2006), o laser de CO₂ (DEPPE et al., 2001) e o laser de Diodo (HAYEK et al., 2005).

Outro método proposto para o tratamento da peri-implantite é a terapia fotodinâmica (WALSH, 2003; HAYEK et al., 2005; MAROTTI et al., 2012). Segundo Hayek et al. (2005, a terapia fotodinâmica é um método não invasivo e eficaz no tratamento da peri-implantite. Sendo que o azuleno é um fotossensibilizador eficaz contra os microrganismos patogênicos causadores da

periimplantite e, que o mesmo, não mancha a superfície dos implantes e dos tecidos periimplantares.

Outros autores também sugerem que a terapia fotodinâmica pode efetivamente reduzir a prevalência de agentes patogênicos sobre as superfícies dos implantes, sem causar qualquer efeito deletério sobre o implante e as superfícies ósseas adjacentes (MAROTTI et al., 2012; MEYLE, 2012). No entanto, os estudos sobre o uso dessa terapia em pacientes são limitados e, resultados clínicos significativos ainda não foram demonstrados (MEYLE, 2012).

De fato a efetividade do uso do laser para descontaminação das superfícies peri-implantares e para o tratamento da peri-implantite tem sido pesquisada, através de ensaios clínicos de: modelo humano (QUIRYNEN et al., 2006; SCHWARZ et al., 2006; PERSSON et al., 2011; SCHWARZ et al., 2011; ROMANOS et al., 2008) e modelo animal (DEPPE et al., 2001; HAYEK et al., 2005).

Estudos recentes não demonstraram resultados clínicos significativos no tratamento da Peri-implante (SCHWARZ et al., 2006; PERSSON et al., 2011). Segundo Schwarz et al. (2006), uma única aplicação do laser Er:YAG pode não ser suficiente para o tratamento efetivo da periimplantite. Também para Persson et al. (2011) o tratamento da periimplantite com laser Er:YAG ou jato de ar-abrasivo, não é capaz de reduzir a colonização bacteriana, após 6 meses do tratamento.

De forma similar Schwarz et al. (2011), concluíram que a terapia combinada de desbridamento e descontaminação dos implantes (com o uso do

laser) falhou no tratamento de lesões peri-implantares. Porém segundo Romanos et al. (2008), o uso do laser de CO₂ para o tratamento da Peri-implantite deve ser reconhecido como uma modalidade eficaz.

Devido ao risco de aumento da temperatura no local aplicado e consequentemente de danos a superfície dos implantes e aos tecidos adjacentes; o uso do laser tem sido pesquisado por meio de estudos em vitro (GIANNINI et al., 2006; DEPPE et al., (2001); GEMINIANI et al., 2011).

Segundo Giannini et al (2006), se for utilizado corretamente, o laser de Nd:YAG pode promover uma efetiva ablação microbiana das espécies aeróbias e anaeróbias, sem danificar a superfície do implante. Também, para Deppe et al. (2001) os defeitos peri-implantares podem ser tratados com sucesso pela descontaminação com laser CO₂, sem danificar os tecidos circundantes no modelo de cão. Somado a isso, segundo Geminiani et al. (2011), o laser de CO₂ exige uma quantidade significativamente maior de tempo (36 segundos), em comparação com o laser Er: YAG (10 segundos), para aumentar a temperatura da superfície do implante para além do limite crítico de 47 ° C.

Por outro lado, as intervenções mais eficazes para o tratamento da periimplantite, foram investigadas, através de revisões sistemáticas (ESPOSITO et al., 2008; KOTSOVILIS et al., 2008; RENVERT et al., 2008; ROMANOS et al., 2009; MEYLE, 2012). Segundo Esposito et al. (2008) há muita pouca evidência confiável sugerindo qual poderia ser a intervenção mais eficaz para o tratamento da periimplantite.

Para Kotsovilis et al. (2008) os estudos disponíveis são muito limitados em número, amostra e períodos de acompanhamento. Assim, uma quantidade

maior de ensaios clínicos randomizados e controlados, é necessária para testar essa hipótese. No entanto, segundo Renvert et al. (2008) o uso do laser no tratamento da Peri-implantite apresenta resultados menos eficazes, quando comparado as terapias convencionais.

Assim, torna-se evidente a necessidade de estudos adicionais a longo-prazo, que comprovem a viabilidade deste tipo de tratamento.

6 CONCLUSÕES

- A utilização dos lasers na implantodontia é cada vez mais crescente. Sendo que parecer haver algumas vantagens em realizar a incisão de tecidos moles e o corte de tecidos duros, através dos lasers. Porém essas técnicas precisam ser aprimoradas e, um maior número de estudos que testem tal hipótese devem ser realizados.
- O uso dos lasers para o tratamento da periimplantite é considerado por vários autores, como um importante método de tratamento, tendo sido demonstrado eficácia em alguns casos; porém resultados clínicos significativos não foram demonstrados. Portanto são necessários, um maior número de ensaios clínicos controlados e randomizados, pois há pouca evidencia confiavel relatando a eficácia deste tratamento.

7 REFERÊNCIAS

ALBREKTSSON, T.; ISIDOR, F.; LANG, N. P.; KARRING, T. Consensus report of session IV. In: LANG, N.P.; KARRING, T. (Ed.). Proceedings of the 1st European workshop of periodontology, 1. 1993, Ittingenm, Switzerland. London: quintessence, 1994. P. 365-369. In: **GOMES, A. M.** Descontaminação da superfície dos implantes com Peri-implantite. 2008. Monografia (Especialização em periodontia) - Faculdade de odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.

BLINDER, D.A.N.; ANDRADE, K.S. Peri-implantite e re-osseointegração. 2004. 32f. Monografia (Especialização em implantodontia) – Faculdade de odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2004.

BORNSTEIN E. Near-infrared dental diode lasers: scientific and photobiologic principles and applications. **Den Today**, v.23, n.3, p.102-104, 2004.

BRAMANTE C.M., GARCIA R.B., BRAMANTE A.S., MORAES I.G., BERNADINELI N. Análise Microscópica de Incisões realizadas em Ratos, por meio do Bisturi, Termocautério e Laser de Er:YAG. **Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac**, v.51, p.77-81, 2010.

CARDOSO, R.J.A.; GONÇALVES P. Dentística/laser. São Paulo: **Artes Médicas**, Cap. 23, p.441-461, 2002.

CONVISSAR, A.R. Principles and Practice of Laser Dentistry. 1^a edição. **Editores Mosby**, 2011.

DEDERICH, D.N.; BUSHICK R.D. Lasers in Dentistry: Separating science for hype. **jada**, v.135, p.204-212, Feb 2004.

ESPOSITO M, GRUSOVIN M.G., COULTHARD P., WORTHINGTON H.V. The efficacy of interventions to treat peri-implantitis: a Cochrane systematic review of randomised controlled clinical trials. **Eur J Oral Implantol**, v.1, n.2, p.111-125, 2008.

GEMINIANI, A; CATON J.G.; ROMANOS G.E. Temperature Increase During CO₂ and Er: YAG Irradiation on Implant Surfaces. **Implant Dentistry**, v.20, n.5, p.379-382, 2011.

GIANNINI R.; VASSALLI M.; CHELLINI F.; POLIDORI L.; GIANELLI D.M. Neodymium:yttrium aluminum garnet laser irradiation with low pulse energy: a potential tool for the treatment of peri-implant disease. **Clin Oral Implants Res**, v.17, n.6, p.638-43, 2006.

HAYEK R.R.; ARAÚJO N.S.; GIOSO M.A.; FERREIRA J.; BAPTISTA-SOBRINHO C.A.; YAMADA A.M; RIBEIRO M.S. Comparative study between the effects of photodynamic therapy and conventional therapy on microbial reduction in ligature-induced peri-implantitis in dogs. **J Periodontol**, v.76, n.8, p.1275-81, 2005.

DEPPE H.; HORCH H.H; HENKE J.; DONATH K. Peri-implant Care of Ailing Implants with the Carbon Dioxide Laser. **Oral Maxillofac Implants**, v.16, p.659-667, 2001.

DEPPE H.; HANS-HENNING HORCH. Laser applications in oral surgery and implant dentistry. **Lasers Med Sci**, v.22, p.217–222, 2007.

KLINGE, B.; GUSTAFSSON, A.; BERGLUNDH, T. A systematic review of the effect of anti-infective therapy in the treatment of peri-implantitis. **J. Clin. Periodontol**, v.29, n.3, p.213-225, 2002.

KOTSOVILIS S.; KAROUSSIS I.K.; TRIANTI M.; FOURMOSIS I. Therapy of peri-implantitis: a systematic review. **J Clin Periodontol**, v.35, n.7, p.621-629, 2008.

LOMKE M.A. Clinical applications of dental lasers. **General Dentistry**, v.57, n.1, p.47-59, 2009.

MAROTTI J.; TORTAMANO P.; RIBEIRO M.S.; FRANCO J.E.; CAMPOS T.T. Decontamination of dental implant surfaces by means of photodynamic therapy. **Lasers Med Sci**, p.1-7, 2012.

MEYLE J. Mechanical, chemical and laser treatments of the implant surface in the presence of marginal bone loss around implants. **Eur J Oral Implantol**, v.5, p.71-81, 2012.

PERSSON G.R.; ROOS-JANSKER A.M.; LINDAHL C.; RENVERT S. Microbiologic results after non-surgical erbium-doped:yttrium, aluminum, and garnet laser or air-abrasive treatment of peri-implantitis: a randomized clinical trial. **J Periodontol**; v.82, n.9, p.1267-78, 2011.

PICK, R.P.; PECARO, B.C.; Use of CO2 laser in soft tissue dental surgery. **Lasers in surgery and medicine**, v.7, p.207-217, 1987.

PINHEIRO, A.L.B.; GERBI, M.E.M.M. Laserterapia: uma visão atual sobre as aplicações clínicas na prática implantodontica. In: **QUERIDO, M. R. M; FAN, Y. L.** Implantes osteointegrados, inovando soluções. São Paulo: Artes Médicas, Cap. 15, p. 283-303, 2004.

PINHEIRO, A.L.B.; JUNIOR, A.B.; ZANIN, F.A.A. Aplicação do laser na odontologia. São Paulo: Ed. Santos. 2010.

QUIRYNEN M.; VOGELS R.; PEETERS W.; VAN STEENBERGHE D.; NAERT I.; HAFFAJEE A. Dynamics of initial subgingival colonization of 'pristine' peri-implant pockets. **Clinical Oral Implants Research**, v.17, p.25-37, 2006.

RAFFETTO N.; GUTIERREZ T. Lasers in periodontal therapy, a five-year retrospective. **Journal of the California Dental Hygiene Association**, v.16, p.17-20, 2001.

RALDI, F.V., NICCOLI-FILHO, W., PRAKKI, P. Comparative study between wound healing after conventional suture and CO₂ laser incision with different power. **Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos**, v.2, n.1, p.28-34, 1999.

RENVERT S.; ROOS-JANSÅKER A.M.; CLAFFEY N. Non-surgical treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: a literature review. **J Clin Periodontol**, v.35, n.8, p.305-315, 2008.

RENVERT S.; LINDAHL C.; ROOS-JANSÅKER A. M.; PERSSON G.R. Treatment of peri-implantitis using an Er:YAG laser or an air-abrasive device: a randomized clinical trial. **J Clin Periodontol**, v.38, n.1, p.65-73, 2011.

ROMANOS G.E.; NENTWIG G.H. Regenerative therapy of deep peri-implant infrabony defects after CO₂ laser implant surface decontamination. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v.28, n.3, p.245-255, 2008.

ROMANOS G.; KO H.H.; FROUM S.; TARNOW D. The use of CO₂ laser in the treatment of peri-implantitis. **Photomed Laser Surg**, v.27, n.3, p.381-386, 2009.

ROOS-JANSÅKER, A.M.; LINDAHL C., RENVERT, H. & RENVERT, S. Nine- to fourteen-year followup of implant treatment. Part I: implant loss and associations to various factors. **Journal of Clinical Periodontology**, v.33, p.283–289, 2006.

SCHWARZ F.; BIELING K.; NUESRY E.; SCULEAN A.; BECKER J. Clinical and histological healing pattern of peri-implantitis lesions following non-surgical treatment with an Er:YAG laser. **Lasers Surg Med**; v.38, n.7, p.663-671, 2006.

SCHWARZ F.; SAHM N.; IGLHAUT G.; BECKER J. Impact of the method of surface debridement and decontamination on the clinical outcome following combined surgical therapy of peri-implantitis: a randomized controlled clinical study. **J Clin Periodontol**, v.38, n.3, p.276-84, 2011.

STRAUSS R.; FALLON S. Lasers in contemporary oral and maxillofacial surgery. **Dent Clin North Am**, v.48, p.862-868, 2004.

STUBINGER S., BIERMEIER K., BACHI B., FERGUSON S.J., SADER R., RECHENBERG B. Comparison of Er:YAG Laser, Piezoelectric, and Drill Osteotomy for Dental Implant Site Preparation: A Biomechanical and Histological Analysis in Sheep. **Lasers in Surgery and Medicine**, v.42, p.652–661, 2010.

THEODORO, L.H.; GARCIA, V.G. MARCANTONIO JR.E. Lasers em implantodontia. **BCI, Curitiba**, v.9, n.33, p74-78, 2002.

WAHL M. Myths of dental surgery in patients receiving anticoagulant therapy. **J Am Dent Assoc**, v.131, n.1, p.77-81, 2000.

WASLH, L.J. The current status of laser applications in dentistry. **Aust Dent J**, v.48, n.3, p.146-55, 2003.

WEINER G.P. Laser dentistry practice management. **Dent Clin N Am**, v.48, p.1105-1126, 2004.