

**UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ**

**Rosemília Milet Passos**

**RESISTÊNCIA À FLEXÃO DO TECIDO ÓSSEO  
IRRADIADO COM LASER DE Er:YAG**

**Taubaté – SP  
2008**

**UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ**  
**Rosemília Milet Passos**

**RESISTÊNCIA À FLEXÃO DO TECIDO ÓSSEO**  
**IRRADIADO COM LASER DE Er:YAG**

Dissertação apresentada para obtenção do Título de Mestre pelo Programa de Pós-graduação do Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Sigmar de Mello Rode

**Taubaté – SP**  
**2008**

Dedico este trabalho a meu esposo Arnaldo, pelo incentivo constante, aos meus pais e irmãos pela amizade e apoio.

## AGRADECIMENTOS

A Deus, fonte de vida e esperança. Chama viva que nunca se apaga.

A Arnaldo, meu esposo, pela dedicação e paciência, sem os quais não seria possível vencer mais essa etapa. Esta vitória também é sua, pois você foi um dos mais importantes incentivadores desta obra.

Aos meus pais, José Wilson e Emília, responsáveis pela minha formação moral e profissional, de quem agora procuro imitar os exemplos de honestidade e dignidade. Muito obrigada por terem ensinado muito mais do que pude aprender.

Aos meus irmãos, Rosane e Wilsinho, pelo carinho que sempre demonstraram sentir por mim.

Aos professores e amigos José Rogério de Almeida e Cyntia Ferreira Ribeiro, pelo incentivo constante que me deram durante toda essa jornada.

À minha amiga e mãe paulista, Elizabete Maibrada pelo companherismo, ombro-amigo e conselhos dados durante o período em que estive no mestrado. Obrigada amiga, pois você fez amenizar muito a saudade de casa.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Sigmar de Mello Rode, por confiar e acreditar na minha capacidade para realizar esta caminhada, por ter possibilitado compartilhar o seu saber e experiência.

À Profa. Dra. Ana Christina Claro Neves, pelo exemplo de determinação, orientação e simpatia. Sua presença e competência, sempre contribuíram muito para o meu crescimento profissional e pessoal.

Ao Prof. Dr. Walter Niccoli Filho, por sua imprescindível contribuição para a execução dessa dissertação, sobretudo diante da jovialidade acadêmica da autora.

Ao Prof. Msc. Davi Aquino, pelo resultado da análise estatística dos resultados da pesquisa.

Ao Prof. Dr. Carlos Rocha Gomes Torres, do Departamento de Dentística Restauradora da Universidade Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, pela ajuda e incentivo durante a aplicação do laser.

Aos funcionários do biotério da Universidade Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, pelo carinho e compreensão que tiveram comigo durante a obtenção das minhas amostras.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Taubaté.

Aos meus colegas de mestrado, pelo intercâmbio e boas risadas que demos juntos, apesar das dificuldades que apareceram.

A todos aqueles que direta ou indiretamente colaboraram para a realização desse trabalho.

“Não desanime se errou. Erga-se e recomece. Talvez chegue ao fim da luta cheio de cicatrizes, mas estas se transformaram em luzes”.

(Autor desconhecido)

Passos RM. *Resistência a flexão do tecido ósseo irradiado com laser de Er:YAG*. [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2008, 62p.

## RESUMO

**Objetivo:** Avaliar os efeitos da radiação laser de Érbio:YAG na resistência óssea, frente a ensaios mecânicos de flexão de três pontos. **Método:** Foram utilizados fêmures de 15 ratos jovens machos albinos, da variedade *Wistar*, divididos aleatoriamente em dois grupos. Todos os animais foram sacrificados num mesmo tempo, após comprovada a efetividade anestésica, procedendo com a exposição e remoção dos ossos intactos. Os trinta fêmures ficaram assim divididos: Grupo I (controle): 15 ossos sem nenhum tipo de tratamento adicional e Grupo II (experimental): 15 ossos que sofreram irradiação com laser de Er:YAG. As amostras obtidas foram acondicionadas em formol 10% tamponado em um vidro âmbar, por um período de três dias para fixação. Em seguida as amostras de ambos os grupos foram submetidas ao teste de resistência mecânica através do ensaio de flexão de 3 pontos, numa máquina de ensaio universal Emic DL2000 a uma velocidade de ensaio de 5mm/min e célula de carga de 50kgf. **Resultados:** Apesar dos valores encontrados para a resistência óssea serem numericamente diferentes, eles não apresentaram diferença estatística significativa ( $p>0,05$ ). **Conclusão:** A radiação laser com Er:YAG não altera a resistência óssea à flexão, pois o grupo tratado não apresentou diferença estatística significativa quando comparado com o grupo controle. Contudo, a diferença numérica apresentada entre os grupos deve ser considerada clinicamente.

**Palavras-chave:** Érbio:YAG; Resistência óssea; Laser.

Passos RM. *Resistance flexure of bone tissue irradiated with Er:YAG laser*. [Dissertação de mestrado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2008, 62p.

## ABSTRACT

**Aim:** Evaluate the effect of the Erbium:YAG laser radiation in the bone resistance, front the mechanical test in three-point bending. **Methods:** They had been used femures of 15 male rats albinus, of the Wistar variety, divided in two groups. All the animals had been sacrificed in one same time, after proven the anesthetic effectiveness, proceeding with the exposition and removal from the unbroken bones. The thirty femures had been thus divided: Group I (control): 15 bones without no type of additional treatment and Group II (test): 15 bones that to suffer irradiation with laser from Er: YAG. The gotten samples had been conditioned in formol 10% in a buffered glass amber, for a period of three days for its setting. In followed the samples of both the groups they had been submitted to the resistance test mechanics through in three-point bending test, in universal test machine Emic DL2000 with a 5mm/min speed and with cell of 50kgf. **Results:** Although the medium values showed of bone resistance were different, but they here not difference significant statistics ( $p > 0,05$ ). **Conclusion:** The laser radiation with Er: YAG does not modify the bone resistance flexure, therefore the treat group did not present difference significant statistics when comparative with the group it has controlled. However, the presented numerical difference enters the groups must clinically be considered.

**Key words:** Erbio:YAG; Resistance bone; Laser.



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>10</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>13</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO</b>	<b>39</b>
<b>4 MÉTODO</b>	<b>40</b>
<b>4.1 Análise Estatística</b>	<b>45</b>
<b>5 RESULTADOS</b>	<b>46</b>
<b>6 DISCUSSÃO</b>	<b>48</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b>	<b>53</b>
<b>REFERÊNCIA</b>	<b>54</b>
<b>ANEXOS</b>	<b>58</b>

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial desta obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada à fonte.

Rosemília Milet Passos

Taubaté, setembro 2008.

## 1 INTRODUÇÃO

O tecido ósseo é um dos mais resistentes e rígidos tecidos do corpo humano. Serve como suporte das partes moles protegendo órgãos vitais, como por exemplo, o conteúdo na caixa craniana e cavidade torácica, bem como, proporciona apoio aos músculos esqueléticos e constitui um sistema de alavancas que ampliam as forças geradas na contração muscular (Ten Cate, 2001; Junqueira & Carneiro, 2004).

No desempenho das funções mecânicas, os ossos ficam sujeitos à ação de forças, podendo sofrer deformações, necessitando muitas vezes de reparos. O corte ou modelação do tecido ósseo é um procedimento geralmente efetuado com brocas, cinzéis ou serras, e a utilização de tais instrumentos, bem como o próprio procedimento de remoção tecidual, pode conduzir a traumas de elevada magnitude (Stopp et al., 2007).

Nas últimas décadas os lasers vêm se desenvolvendo de forma muito rápida, auxiliando e facilitando diversos tipos de procedimentos cirúrgicos na área médica e odontológica. Acredita-se que sua aplicação sobre o tecido ósseo seja capaz de promover ablação sem provocar danos aos tecidos circunvizinhos (Bader & Krejci, 2006).

O termo laser significa *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* e seus estudos foram iniciados na odontologia, no ano de 1964, por meio de Stern e Sognnaes, os quais vaporizaram lesões cariosas em esmalte e dentina com um laser de rubi (Myers, 1991). Desde então, inúmeras pesquisas têm sido desenvolvidas visando sua utilização nas diferentes especialidades odontológicas

(Myers, 1991; España-Tost et al., 2004; Revilla-Gutiérrez et al., 2004; Bader & Krejci, 2006).

Existem diversos tipos de laser, onde são classificados de acordo com o meio ativo, comprimento de onda, forma de emissão, entre outros critérios. Contudo, a forma mais utilizada é a classificação de acordo com a potência, sendo: laser de baixa potência (Arsênio de Gálio- As,Ga; Arsênio de Gálio e Alumínio- As,Ga,Al e Hélio-Neônio- He,Ne) e laser de alta potência (Argônio; Diodo; Dióxido de Carbono- CO<sub>2</sub>; Érbio:YAG- Er:YAG; Érbio, Cromo:YSGG- Er,Cr:YSGG; Neodímio:YAG- Nd:YAG; Neodímio:YAP- Nd:YAP; Hólmio:YAG- Ho:YAG) (Espana-Tost et al., 2004). Os primeiros proporcionam uma energia atômica, atuando no local da irradiação com um efeito biomodulador, enquanto que os lasers de alta potência produzem efeito térmico que provoca ablação dos tecidos envolvidos (Miller & Truhe, 1993). Devido às características intrínsecas, este tipo de radiação tem sido utilizada em procedimentos cirúrgicos, tendo em vista seu poder de corte, ablação e coagulação, sem, contudo provocar danos térmicos locais (Revilla-Gutiérrez et al., 2004).

A utilização da radiação laser no corte e remoção de tecido ósseo vem sendo estudada nas últimas décadas, sendo o laser de Er:YAG amplamente utilizado na área médica devido a seu comprimento de onda particular de 2,9 micrometros (Meister et al., 2006). O mecanismo de ablação desse laser é baseado na emissão de luz infravermelha de mesmo comprimento de onda do pico de absorção da água. Uma vez que o tecido ósseo apresenta em média 14% de água em sua composição, é presumível que este laser seja capaz de efetuar a remoção do tecido. A utilização do laser de Er:YAG para a execução de procedimentos que necessitem da remoção de tecido ósseo tem sido proposta por diversos autores (Pearson & Schuckert, 2003; Bader & Krejci, 2006; Stopp et al., 2007). A esta radiação laser foi atribuída a propriedade de execução de seções precisas, com mínimo dano aos tecidos

adjacentes (Pearson & Schuckert, 2003). A utilização deste tipo de energia luminosa em osteotomias poderia diminuir o nível de trauma e contaminação durante o procedimento, uma vez que o aparelho apresenta efetividade trabalhando à distância do tecido-alvo, o que pode levar a uma melhora na reparação tecidual (Payne et al., 2001).

Devido a essas propriedades, a radiação laser de Er:YAG pode ser utilizada clinicamente para preparar sítios de implantes com bom resultado de osseointegração e cicatrização óssea, pois apresenta um significativo aumento do percentual de contato osso-implante quando comparado com sítios preparados com brocas convencionais (Kesler et al., 2006). Isso torna-se de grande interesse para a Prótese Dentária, porque pode reduzir o tempo entre a primeira e a segunda fase cirúrgica, ficando o paciente liberado mais rápido para a colocação de peças protéticas.

Diante desses fatos, bem como devido a indicação crescente do laser de Er:YAG e a escassa literatura encontrada relacionada à estudos experimentais que abordem a sua utilização clínica em procedimentos de osteotomias, foi nosso objetivo avaliar os efeitos deste tipo de radiação na resistência óssea frente a ensaios mecânicos de flexão de três pontos, em fêmures de ratos.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Nuss et al. (1988) compararam histologicamente às características ósseas, bem como a eficiência do corte realizado com lasers de CO<sub>2</sub>, Nd:YAG (pulsado e contínuo), Er:YAG, e Ho:YSGG. Este experimento foi realizado em calvária de porco, que recebeu a irradiação dos lasers. Em seguida a amostra foi preparada para análise histológica. Os resultados demonstraram que os lasers de Er:YAG e Nd:YAG pulsado provocaram danos térmicos aos tecidos circunvizinhos com bordas estendendo-se de 10 a 15µm, enquanto que o laser de Ho:YSGG foi de 20 a 90µm e os lasers de CO<sub>2</sub> e Nd:YAG contínuo foi de 60 a 135µm. Para os autores, uma das vantagens do laser Ho:YSGG é a sua transmissão através de fibra óptica favorecendo assim cirurgia em locais de difícil acesso como em casos de endoscopias nasais. Ao final os autores concluíram afirmando que o laser de Er:YAG foi o que apresentou melhor eficiência em relação a ablação óssea e o mínimo efeito térmico local nos tecidos vizinhos, seguido do laser de Ho:YSGG.

Nelson et al. (1989) avaliaram e compararam, in vivo, o dano e conseqüente o processo de cicatrização de ossos osteotomizados com laser de Er:YAG e com instrumentos convencionais. Para tal, foram utilizadas tíbias de ratos, divididas em três grupos: grupo 1 - ossos que não sofreram nenhum tratamento; grupo 2 - ossos osteotomizados com o laser; grupo 3 - ossos osteotomizados pela técnica convencional. As tíbias foram examinadas imediatamente após a cirurgia e após seis semanas. Inicialmente, todos os grupos osteotomizados apresentaram cortes profundos com bordas cortantes. Histologicamente o grupo do laser apresentou um corte mais cônico em relação ao grupo 3. Nenhuma evidência de material carbonizado foi observado, no grupo 2, uma região de elementos de

estrutura óssea desorganizada imediatamente adjacente ao corte, o que não foi encontrado no grupo 3. Em relação à cicatrização foi observado que o grupo irradiado obteve resultados mais rápidos que o grupo dos instrumentos convencionais. Com isso, pode-se concluir que o laser de Er:YAG é viável em osteotomias, pois o mesmo apresentou precisão no corte e remoção rápida do osso sem danos a estruturas adjacentes.

Myers (1991) estudou o efeito da radiação laser nos tecidos moles e duros da cavidade bucal. O primeiro relato na literatura foi por Stern & Sognaes (1964) que avaliou a radiação do laser em esmalte e dentina. Afirmou que o laser foi inventado por Maiman em 1960 e tem sido utilizado com aplicações terapêuticas. As letras da palavra LASER significam: *light amplification by stimulated emission of radiation*. Para o autor, seu efeito nos tecidos depende inicialmente do comprimento de onda, das características de absorção de cada tecido em particular, bem como da potência utilizada, tempo de exposição, nitidez do foco e distância do objeto. Ele citou também algumas aplicações dos lasers em tecidos moles (ulcerações bucais, periodontites, pericoronarites e hipersensibilidade dentinária) e duros (esmalte, adesão das resinas compostas em dentina). Ao final, o autor afirmou que, algumas limitações podem ser encontradas, como: direcionar o foco na cavidade bucal sem diminuir a precisão, custo muito elevado e tamanho do aparelho.

Hibst (1992) estudou o efeito mecânico do laser de Er:YAG na ablação do tecido ósseo. Para o autor o laser é uma ferramenta interessante para realizar osteotomia porque ele pode ser utilizado sem força mecânica e permite todo tipo de corte sem necessidade de pontas especiais. O controle preciso da remoção do tecido e o pouco efeito térmico proporcionado pelo laser de Er:YAG o torna um instrumento

promissor para micro-cirurgias ósseas. Para o autor, do ponto de vista da temperatura, menos pulsos com energia radiante são melhores que muitos pulsos elevados.

Miller & Truhe (1993) revisaram a literatura a respeito dos sistemas de laser e suas aplicações clínicas na odontologia. Eles afirmaram que ao ser aplicado no tecido, o laser pode ser absorvido, transmitido, dispersado ou refletido. Dependendo do comprimento de onda ele pode cortar, vaporizar ou coagular o tecido. Dois tipos de laser são usados na medicina e odontologia, sendo eles: laser de baixa potência (atérmicos e geralmente utilizados para promover cicatrização, reduzir inflamação, edema e dor) e laser de alta potência (utilizados geralmente em cirurgias). Existem vários tipos de laser, dentre eles: laser GaAs, HeNe, CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, laser de Argônio e Er:YAG. Para os autores o laser de Er:YAG pode cortar esmalte e dentina sem significativo efeito térmico. Os lasers cirúrgicos de alta potência possuem várias vantagens em relação aos procedimentos cirúrgicos convencionais, como: incisões mais rápidas; hemostasia imediata e campo enxágüe, melhorando dessa forma a visibilidade. A radiação laser de CO<sub>2</sub> pode esterilizar o sítio cirúrgico por vaporização dos microrganismos; alguns procedimentos são realizados mais rapidamente; eles limitam o trauma e os danos aos tecidos adjacentes; podem minimizar o edema e a dor, bem como acelerar a cicatrização. Como os lasers podem ser ajustados para cortar, vaporizar ou coagular o tecido, eles oferecem maior versatilidade que os instrumentos convencionais. Para os pacientes, devido às propriedades intrínsecas da radiação laser de alta potência, os procedimentos são bem mais aceitos que os tratamentos convencionais.



Paghdiwala et al. (1993) analisaram a mudança de temperatura, a profundidade de corte, bem como o efeito causado pela radiação laser de Er:YAG no tecido dental duro, em diferentes níveis de potência e diferentes exposições. Os dentes foram divididos em grupos que sofreram radiação com e sem spray ar/água. Os resultados demonstraram que a temperatura média com a radiação laser foi influenciada tanto em relação ao nível de potência quanto ao tempo de exposição. A profundidade do corte também foi influenciada pela potência e pela exposição do tempo nos dentes que foram irradiados a seco. Foi observado também que na presença de água a ablação foi mais eficiente, a elevação da temperatura foi menor e houve uma mínima mudança na estrutura dos dentes. Ao final os autores afirmaram que é necessária a realização de mais estudos, com tempos de exposição mais longos e sempre com os dentes mantidos em meio aquoso.

Buchelt et al. (1994) estudaram o efeito da ablação na cicatrização óssea, quando submetida à osteotomia com laser de Er:YAG, Ho:YAG e serra elétrica. Para isso, os autores utilizaram 69 tíbias de rato que foram divididas em três grupos com 23 animais cada, sendo: grupo 1- osteotomia realizada com serra elétrica; grupo 2- osteotomia realizada com laser de Er:YAG e grupo 3- osteotomia realizada com laser de Ho:YAG. Radiografias antero-posteriores foram realizadas nos locais da osteotomia para observação da formação de fibrose óssea e desenvolvimento de pseudo-artrose. Os resultados mostraram que todas as tíbias osteotomizadas com laser de Ho:YAG desenvolveram pseudo-artrose em 12 semanas e, por isso, esse grupo não foi submetido ao teste de torção. Em relação às tíbias tratadas com serra elétrica e laser de Er:YAG nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada. No exame histológico, após uma semana, todos os três grupos exibiram tecido fibroso no local da realização da osteotomia e somente no grupo 3 foi visto

carbonização. Foi observado também que as osteotomias realizadas com serra resultaram em uma maior formação de fibrose óssea quando comparado com o grupo do laser de Er:YAG, contudo, ambas técnicas provocaram uma pequena formação dentro de oito semanas. Em 12 semanas o grupo 3 apresentou formação de tecido fibroso denso, carbonização e formação de fibrose óssea. As tomadas radiográficas mostraram maior formação do calo ósseo no grupo 1 quando comparado com o grupo 2. Pseudo-artrose foi encontrada em todas as radiografias do grupo 3, bem como uma degeneração cística.

Lewandrowsk et al. (1996), compararam a cicatrização óssea após osteotomias realizadas com a utilização da radiação laser de Er:YAG e com brocas convencionais. Para isso foram utilizadas dez mandíbulas de ratos, onde foram criados defeitos ósseos na parte inferior bilateralmente. No lado direito foi feito com brocas convencionais e no lado esquerdo com a radiação laser de Er:YAG, ambas previamente fixadas com mini-placas. Após quatro semanas os ratos foram sacrificados e suas mandíbulas preparadas para análise histológica. Os resultados não demonstraram nenhuma diferença na quantidade de osso formada em ambas osteotomias, apresentou osseointegração dos parafusos das mini-placas e indicação normal de cicatrização. Ao final, os autores afirmaram que a regeneração óssea foi similar em ambos os grupos e que a radiação laser de Er:YAG pode ser utilizada na clínica, principalmente em ossos frágeis.

Pessan et al. (1996) avaliaram o comportamento mecânico do fêmur de ratas imaturas e próximas da maturidade, em ensaios de flexão, com forças aplicadas na face côncava e convexa da diáfise do osso. A idade dos animais era de 25 e de 79 dias. Oitenta animais foram casualmente distribuídos em quatro grupos,

de acordo com a idade e a superfície testada. Os ensaios foram de flexão e realizados à temperatura ambiente, após período de estocagem a  $-20^{\circ}\text{C}$  em freezer, durante um mês. Das curvas tensão x deformação foram obtidos: módulo de elasticidade, tensão máxima, tensão no limite de proporcionalidade e energia absorvida na fase elástica. Os dados mostraram que os animais próximos da maturidade tinham ossos mais resistentes quando testados em flexão, mas quando foi comparado, para a mesma idade, a resistência aplicada na face côncava e convexa da diáfise, a maioria dos parâmetros não apresentou diferenças significantes. Com isso, os autores concluíram que o osso tem a mesma resistência aos esforços de flexão aplicados a favor e contra a concavidade, postulando-se que pode haver rearranjo da arquitetura óssea interna no sentido de compensar alguma desvantagem mecânica em um dos sentidos.

Visuri et al. (1996) avaliaram a efetividade do spray de água do laser de Er:YAG durante os procedimentos de irradiação em tecido dental duro. Para este estudo foram utilizados molares e pré-molares humanos extraídos, que foram preparados para receber a radiação laser de Er:YAG com e sem spray de água. Os resultados mostraram que na região da dentina o spray reduziu a taxa de ablação, enquanto que em esmalte isso não aconteceu e que a refrigeração com água é eficiente durante o preparo dental. Ao final, os autores concluíram que, o spray de água utilizado durante a irradiação do tecido dental com laser de Er:YAG é muito eficiente, principalmente por reduzir o efeito térmico ao redor da área irradiada, bem como afirmam que este estudo pode ser aplicado da mesma forma para tecido ósseo e tecido mole.

Spencer et al. (1999) compararam as mudanças morfológicas e químicas que induzem a neo-formação óssea após exposição do osso a radiação laser Vanderbilt Free Electron Laser (FEL), com comprimento de onda de 3.0, 6.1 e 6.45  $\mu\text{m}$ . A seleção do comprimento de onda foi escolhido de acordo com o modo de vibração das proteínas e a quantidade de água presente no osso. Para isso foram utilizadas 14 tíbias de coelhos que foram submetida a radiação laser FEL para posterior análise microscópica. Os resultados mostraram defeitos similares quando comparados os diferentes comprimento de onda. Quando comparou o grupo irradiado com o grupo controle (não-irradiado), observou que houve uma relativa diminuição da intensidade do amido II e III, bem como um pico de absorção foi visto em todas as superfícies tratadas com o laser. Os resultados histológicos mostraram um dano térmico mínimo quando o osso foi ablacionado em todos os comprimentos de onda e qua a área carbonizada foi inferior a  $6\mu\text{m}$  da superfície.

Kuramoto Júnior et al. (2000) analisaram morfologicamente as superfícies ósseas resultantes da secção por pontas diamantadas e por laser de Er:YAG. Para isso, utilizaram os ossos da mandíbula, o úmero, o fêmur e a tíbia de cinco ratos. Depois de dissecados os ossos foram submetidos a secção óssea. O laser utilizado neste experimento foi o laser de Er:YAG, com um comprimento de onda de 2094nm, em uma energia de 300mJ por pulso e taxa de repetição de 2Hz, irrigado com água destilada deionizada. Durante os procedimentos, o ponto emissor do laser foi mantido a uma distância focal de 12mm do tecido-alvo com o auxílio de um dispositivo metálico. As secções ósseas executadas por meio de pontas diamantadas (1091, KG Sorensen) foram obtidas com uma turbina a ar. As pontas foram substituídas após a obtenção do corte e, durante os procedimentos, irrigadas com água destilada deionizada. Em seguida, as amostras foram secas a temperatura

ambiente e submetidas à cobertura com ouro e analisadas em microscópio eletrônico de varredura em aumentos de cem, duzentos, mil e três mil vezes. A análise das secções de ossos obtidas com o laser mostrou superfície mais regular quando comparadas com as secções obtidas com pontas diamantadas. Com aumento de três mil vezes, as secções obtidas pelo laser mostraram indícios de fusão e solidificação superficial, sem que tivesse sido verificada a presença de espaços abertos. Já as amostras submetidas à secção por pontas diamantadas não apresentaram essas características, mas apresentou espaços abertos sugestivos de caminhos de vasos e ramificações nervosas. Com isso, concluíram que o laser de Er:YAG foi eficaz na remoção do tecido ósseo, mas que nos parâmetros utilizados neste estudo, foi responsável por alterações morfológicas sugestivas de significativo aumento de temperatura, podendo reduzir a resposta inflamatória, não devendo ser indicado, nestas condições, para a execução de secções ósseas.

Niccoli-Filho et al. (2001) avaliaram o efeito da radiação do laser CO<sub>2</sub> em tecido ósseo. Para os autores, este laser apresenta propriedades intrínsecas importantes como: hemostasia, redução do edema e da dor pós-operatória e esterilização do campo cirúrgico. Para o estudo foram utilizados 12 ratos. Após anestesia, os ossos foram submetidos à radiação com potência de 1, 3 e 5watts. Os animais foram sacrificados nos tempos imediatamente após, três, sete e 14 dias após a irradiação, visando à remoção do osso tratado. Os espécimes obtidos foram observados em microscópio eletrônico com aumentos de 14, 25 e quarenta vezes e fotografados para posterior análise. Os resultados permitiram concluir que a potência de 1watt proporciona melhor qualidade de resposta à reparação e que as potências de três e cinco watts provocaram o atraso na cronologia de reparo.

Payne et al. (2001) avaliaram e compararam a cicatrização óssea do osso cortical após osteotomia com laser de comprimento de onda de  $6,1\mu\text{m}$  e um pulso de  $4,0\mu\text{s}$  com a resposta de osteotomias realizadas com serras pneumáticas para cirurgias ósseas. Para esse estudo foram utilizadas tíbias de coelhos, que foram avaliadas em intervalos de dois, quatro, seis e oito semanas pós-cirúrgico por meio de exames histológicos. Os resultados evidenciaram no pós-cirúrgico de duas semanas que os ossos que foram osteotomizados com serra não apresentavam nenhuma resposta de cicatrização, enquanto que os osteotomizados com laser apresentaram pequeno preenchimento com osso trabecular e osso medular primitivo. Após quatro semanas pós cirurgia os ossos osteotomizados com serra apresentaram um defeito de preenchimento com osso trabecular e osso medular primitivo e intensa remodelação no córtex original adjacente. Já os osteotomizados com laser, apresentaram consolidação e osteócitos secundários no córtex original. Em seis semanas os ossos osteotomizados com serra apresentaram defeitos com uma mistura de osso lamelar e medular, enquanto que os ossos tratados com laser apresentaram osteócito lamelar e osso medular, com remodelação de osteócitos secundários. Em oito semanas após a cirurgia todos os ossos, tanto os osteotomizados com laser como os osteotomizados com serra, apresentaram completa cicatrização. Os autores afirmaram que a osteotomia realizada com laser apresenta resposta a cicatrização melhor nas primeiras quatro semanas pós-cirúrgica que as osteotomias realizadas com serra pneumática.

Sasaki et al. (2002) analisaram a estrutura óssea após ser irradiada com o laser de Er:YAG e em seguida fez comparações com o tratamento realizado com laser de  $\text{CO}_2$  e com broca. Para isso foram utilizados dez ossos parietais de ratos, que foram tratados da seguinte forma: na porção posterior direita e esquerda foi

aplicada a radiação laser de Er:YAG; na porção anterior direita foi feito o tratamento com broca convencional enquanto que na porção anterior esquerda foi aplicado o laser de CO<sub>2</sub>. Imediatamente após os procedimentos cirúrgicos os animais foram sacrificados e preparados para a análise histológica (duas amostras), análise em microscópio eletrônico de transmissão (TEM) (quatro amostras) e análise de espectrofotometria dispersa de raio X (SEM-EDX) (quatro amostras). Os resultados da análise histológica e do TEM apresentaram, nos ossos tratados com laser de Er:YAG, duas camadas bem distintas. A camada mais superficial apresentava-se mais alterada, composta por partículas encontradas em tecido intacto, estando estas recristalizadas, ocorrendo assim uma redução na quantidade de matriz orgânica, ambos provavelmente devido ao imediato aumento da temperatura do laser. Observaram também menos componentes orgânicos na superfície irradiada. Na segunda camada, menos alterada, foi encontrada trincas e micro-fraturas, isso devido à micro-explosões provocadas pelo laser. Em relação à análise com SEM-EDX foi observado uma diminuição de cálcio e fosfato na área próxima a irradiação com o laser. Os ossos tratados com broca apresentaram uma camada de lama na superfície, mas com bordas regulares. Já para o grupo irradiado com laser de CO<sub>2</sub> foram observadas três camadas distintas, sendo a camada mais superficial totalmente carbonizada, a intermediária pouco carbonizada e a mais profunda escura. Ao final os autores concluem informando que as maiores alterações encontradas na superfície óssea após a irradiação com laser de Er:YAG são micro-rachaduras, desorganização e pouca recristalização da apatita original e redução de parte da matriz orgânica.

Sasaki et al. (2002) examinaram falhas morfológicas e a composição química das superfícies ósseas após a ablação com laser de Er:YAG, laser de CO<sub>2</sub> e

instrumento rotatório convencional. Para os autores o uso do laser de Er:YAG em cirurgias ósseas foi pouco estudado e é necessário saber a eficiência deste tipo de laser na ablação óssea, como também as características que a radiação causa nos tecido ósseo comparando com o método convencional de instrumentos rotatórios. Para isso, foram utilizadas seis calotas cranianas de ratos machos, onde quatro foram utilizadas para a análise em microscópio eletrônico de varredura e duas para a análise espectrofotométrica de FTIR. O laser de Er:YAG foi usado com um comprimento de onda de 2,94 $\mu\text{m}$ , uma energia de 100 mJ/pulso, uma repetição de pulso de 1W e duração de 200 $\mu\text{s}$ . Já o laser de CO<sub>2</sub> foi utilizado com um comprimento de onda de 10,6 $\mu\text{m}$ , uma energia de 0,5 para 5W. Para a ablação realizada com o laser de Er:YAG e com instrumento rotatório foi utilizado uma solução salina para irrigar, enquanto que o laser de CO<sub>2</sub> foi aplicado sem irrigação. Após a irradiação, as calotas cranianas foram preparadas para análise em microscopia eletrônica de varredura e FTIR. A análise em microscópio eletrônico de varredura mostrou que o laser de Er:YAG produziu sulcos com bordas precisas parecidas com os produzidos com a ablação feita com instrumento rotatório. Foi observado também tecido fibroso aprisionado nos sulcos após o tratamento com laser de Er:YAG. Esse fenômeno não foi observado em nenhum dos outros grupos. Outra característica encontrada na ablação do laser de Er:YAG foi uma superfície óssea de aspecto frágil. Em relação ao tratamento com brocas, foi encontrado resto de tecido mole nas margens dos sulcos, caso este não encontrado em nenhum outro tratamento. Em maior aumento foi observada uma camada homogeneia de lama dentinária, composta de micropartículas densas esmagadas. Já na ablação com o laser de CO<sub>2</sub> apareceu uma linha carbonizada com uma parte esbranquiçada no centro, pouca remoção de tecido e um cheiro de osso carbonizado. Nenhuma fibra colágena foi encontrada nesse grupo. O espectrofotômetro de FTIR revelou que a



composição química da superfície óssea após a ablação com o laser de Er:YAG foi maior que ao tratamento com broca. A produção de substâncias tóxicas que ocorreu após a irradiação com laser de CO<sub>2</sub> não foi observada nos outros grupos. Ao final os autores concluíram que a ablação feita com laser de Er:YAG serve como um método alternativo para cirurgias ósseas orais e periodontais.

Arnabat-Domínguez et al. (2003) avaliaram as vantagens da utilização do laser de Er:YAG em relação as cirurgias convencionais durante a abertura da segunda fase cirúrgica de implantes. Este estudo foi realizado em vinte pacientes que seriam submetidos à segunda fase cirúrgica de implante. Os pacientes foram escolhidos aleatoriamente de acordo com o método de Efron e dividido em dois grupos: um grupo composto com dez indivíduos (com 25 implantes) que foram submetidos a segunda fase cirúrgica de implante através do método convencional (grupo controle) e outro composto por dez indivíduos (com 25 implantes) que foram submetidos a mesma fase cirúrgica através da aplicação do laser de Er:YAG (2 Hz, pulso de 250mJ, e distância focal de 14mm). Nos pacientes que relataram ausência de dor pós-operatória, a metodologia do laser foi alterada, utilizando 500mJ de potência e 4Hz. O grupo tratado com laser não recebeu anestesia, enquanto que o grupo controle foi anestesiado para esta fase cirúrgica. Após o segundo estágio cirúrgico, os pacientes foram orientados a tomar medicação somente quando na presença de dor, preenchendo um questionário que possuía uma escala numérica de um a cinco onde o número um significava ausência total de dor e o número cinco a pior dor imaginável, tendo que retornar com sete dias. Passado este período os pacientes retornaram, entregaram o questionário e os resultados foram analisados estatisticamente. Os resultados apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os grupos 1 e 2 em relação a dor. No grupo 1 (grupo controle), a numeração

variou entre 1 e 4, enquanto que no grupo do laser foi entre 1 e 2. Em relação ao tecido periimplantar, o grupo do laser apresentou-se completamente cicatrizado, sem sangramento e sem sinal de inflamação, estando dessa forma, os pacientes liberados para a reabilitação protética. Já no grupo controle observou-se um pequeno edema e os pacientes só foram liberados após seis dias para reabilitação protética. Com isso, o estudo mostrou que o laser de Er:YAG pode ser utilizado com mínimo trauma cirúrgico para a segunda fase cirúrgica, sendo esta técnica limitada quando o paciente apresentar gengiva queratinizada e em áreas que envolvem a estética, pois nestes casos não se consegue fazer uma reconstrução papilar.

Pearson & Schuckert (2003) realizaram um estudo abordando o papel do laser na odontologia. Para eles, é interessante saber o potencial da tecnologia do laser para entender a maneira como o feixe de luz interage com o tecido a ser tratado. Eles afirmaram que a heterogeneidade natural tanto do esmalte quanto da dentina é fator crucial para que o efeito seja produzido. Por isso, o laser em tecido duro tem sido mais estudado que em tecido mole, pois nesse a técnica é mais estável. Vários são os fatores que podem influenciar no efeito da interação do laser com o tecido dental duro, dentre eles: o nível de energia aplicada, a quantidade total de energia fornecida sobre a área a ser irradiada, a taxa de exposição do tecido para com o feixe e o modo de exposição, se será contínuo ou pulsado. O feixe de luz em contato com o tecido pode provocar várias combinações: o feixe pode ser refletido sem causar nenhum efeito no tecido; pode ultrapassar o tecido e não fazer nenhum efeito; pode ser absorvido pelo substrato e essa energia transformada, como também o feixe pode ser espalhado, causando pouco ou nenhum efeito. De acordo com o tipo do tecido, o efeito da luz pode ser variado. Isso demonstra a importância do comprimento de onda na utilização do laser. Como por exemplo, o laser de Er:YAG

emite 2,9 $\mu$ m de comprimento de onda e é bem absorvido em tecidos que contém água como um dos seus substratos. Quando a luz é absorvida pelo tecido, uma variação da interação pode ocorrer e isso dependerá da densidade e da duração do pulso do feixe de luz. O aumento da densidade e da duração de pulso acarreta um efeito dramático em termos de destruição. Para realizar remoção de tecido duro é necessário avaliar a interação fototérmica, fotomecânica e fotoelétrica. A interação térmica é o efeito mais encontrado, onde a energia luminosa do feixe pode ser convertida em calor quando é absorvida pelo tecido e isso pode provocar carbonização, rachadura e fissura no tecido. Esses riscos podem ser reduzidos com o aumento da densidade de potência e redução da duração do pulso. A interação fotomecânica e fototérmica são normalmente produzidas por lasers que produzem luz com alta energia de fóton. O laser mais utilizado em tecido duro é o laser de Er:YAG. A remoção do tecido duro com o laser é mais lenta quando comparada com broca, contudo o corte com o laser é mais preciso. Os autores demonstraram também que os tratamentos realizados com laser apresentam uma maior descontaminação das cavidades e dos canais radiculares que aqueles realizados com método convencional. Para o futuro, a idéia é tentar fazer com que o laser ofereça solução para os casos de infecções.

Ninomiya et al. (2003) avaliaram a formação óssea em osso trabecular de fêmur de rato após ser irradiado com laser de alta potência. Para essa análise foram utilizados 18 ratos que foram divididos aleatoriamente em três grupos, sendo: Grupo 1 (grupo controle)- não irradiados; Grupo 2 (LA1)- ratos irradiados com o laser de Nd:YAG uma vez por dia e Grupo 3 (LA2)- ratos irradiados com o mesmo laser duas vezes por dia, a cada doze horas. Após o tratamento proposto, foi feita a observação da formação óssea a través da análise histomorfométrica, utilizando um microscópio

específico (CLSM). A área escolhida foi à parte do osso esponjoso secundário do fêmur, por possuir alta atividade remodeladora. Os seguintes parâmetros foram calculados: o volume ósseo (BV/TV); a taxa de mineral justaposta (MAR); superfície irradiada uma vez (sLS/BS); superfície irradiada duas vezes (dLS/BS); espessura trabecular (Tb.Th); número de trabéculas (Tb.N) e separação entre as trabéculas (Tb.Sp). Além disso, a taxa de mineral justaposta no endóstio da metáfase foi medida para avaliar a taxa de crescimento. O desvio padrão foi calculado e a comparação entre os grupos foi realizada através do teste estatístico ANOVA. Os resultados demonstraram que a taxa média do volume do osso e da justaposição de mineral no grupo LA1 era significativamente mais elevada do que no grupo controle. Estes valores encontravam-se mais elevados para o grupo LA2. Estes dados demonstraram que, na formação óssea, o número dos pulsos é mais importante que a intensidade da radiação do laser. Assim, este estudo indicou que o laser acelera a formação óssea e inibe a sua reabsorção, sendo, desta forma, um tratamento eficaz no crescimento ósseo.

España-Tost et al. (2004) comentaram os diferentes tipos de lasers em diversos tratamentos odontológicos. Para os autores, os lasers podem ser classificados de várias formas, dentre elas: laser de baixa potência (As,Ga; As,Ga,Al; He,Ne) e laser de alta potência (Argônio, Diodo, Nd:YAG, Nd:YAP, Ho:YAG, Er,Cr:YSGG, Er:YAG e CO<sub>2</sub>). Os lasers de Er,Cr:YSGG e Er:YAG são bem absorvidos por água; são lasers pulsados; são mais indicados para eliminação de tecidos duros e quando são utilizados com spray de água não produzem efeito térmico nos tecidos irradiados; são indicados para o preparo de cavidades, substituindo a turbina, remoção de restaurações antigas, no selamento de fósulas e fissuras, hipersensibilidade dentinária, no preparo químico-cirúrgico em endodontia,

em procedimentos cirúrgicos pouco invasivos sem a necessidade de aplicação de soluções anestésicas, como também em osteotomia nas cirurgias periapicais. Por fim, os autores afirmaram que para utilizar o laser na prática diária, o profissional deve conhecer as indicações, contra-indicações e a forma de utilização do tipo de laser, antes da sua aplicação clínica.

Goldhahn et al. (2004) analisaram a geometria dos implantes e demonstraram o efeito de novos procedimentos para sua inserção em fraturas ósseas. O estudo foi dividido em três partes, sendo: a otimização do desenho do implante, a eficiência da ablação da cortical óssea e comparação da tecnologia de inserção do parafuso do implante no osso. A abertura do osso cortical foi realizada com laser de Er:YAG utilizando o córtex da panturrilha de 2 a 7mm de espessura, quantificando para isso, o efeito da energia e a duração do pulso, a espessura da cortical e as condições de locais (molhado ou seco) no volume e na geometria do osso ablacionado, tempo necessário para penetração no osso cortical e os danos locais no tecido ósseo. Em uma terceira etapa, duas tecnologias diferentes foram testadas para reduzir os danos iatrogênicos causados pela inserção: vibração pneumática e inserção ultra-sônica. O osso cortical foi preparado nas seguintes maneiras: nenhuma abertura, pré-perfurar de três furos (diâmetro de 1mm cada um) e corte prévio exato do contorno inteiro. Os resultados mostraram que, aumentando o raio da curvatura exterior de 2 a 5mm, se reduz o pico de stress em todos os planos do implante, durante sua colocação no osso cortical adjacente por aproximadamente 30 a 40%. A penetração do osso cortical com um laser de Er:YAG era possível até uma espessura cortical de seis milímetros com menos de cem pulsos. Os danos causados no osso pela utilização do laser, tais como o derretimento, somente eram visíveis quando foram utilizadas energias e durações

elevadas de pulso. Quando se analisou a comparação com a vibração pneumática e a inserção ultra-sônica, a primeira mostrou-se bastante eficiente enquanto que a segunda gerou uma quantidade grande de calor (intolerável biologicamente).

Revilla-Gutiérrez et al. (2004) afirmaram que os lasers de Er:YAG e Er, Cr:YSGG são bem absorvidos tanto pela água contida nos tecidos moles, quanto na hidroxiapatita presente nos tecidos duros. O laser de Er:YAG, tem um comprimento de onda de 2940nm, enquanto que no laser de Er, Cr:YSGG esse valor é de 2780nm. No caso do primeiro, para favorecer a ablação dos tecidos e evitar o efeito térmico sobre as superfícies irradiadas, utiliza-se um spray ar/água, minimizando assim o risco de produzir lesões térmicas colaterais nos tecidos adjacentes. Para isso, é necessário ajustar corretamente a quantidade de água do spray. Segundo os autores, esses lasers podem ser indicados em dentística, endodontia, periodontia, implantodontia, prótese, ortodontia, odontopediatria e cirurgia oral. Sobre os tecidos duros foram citadas as seguintes indicações: osteotomias, osteoplasias, exérese de tórus, odontosecção e amputação radicular, cirurgia periapical e cirurgia da articulação temporomandibular. Foi abordado também que o pós-operatório dos pacientes que foram tratados com esses lasers apresentou pouca dor e edema; que a quantidade de anestesia regional utilizada foi mínima e que em feridas superficiais não foi necessário a utilização de sutura, assim como, se a superfície tratada tivesse menos de 4cm<sup>2</sup> não era necessário a prescrição de nenhum tipo de medicação pós-operatória. Completaram afirmando que, devido ao pouco efeito térmico colateral que esses lasers produzem nas feridas cirúrgicas, a cicatrização ocorre rapidamente por segunda intenção, bem como afirmaram também que esses tipos de lasers não são indicados nos casos de pacientes que possuem transtornos de coagulação, em pacientes que estão em tratamento com drogas anticoagulantes, nem em casos de exérese de lesões profundas com um certo grau de inflamação.

Pourzarandian et al. (2004) analisaram e compararam o processo de cicatrização óssea após a irradiação com laser de Er:YAG, laser de CO<sub>2</sub> e tratamento mecânico com broca. Para os autores, o laser de Er:YAG tem um bom potencial para cortar tecidos duros e uma boa capacidade para fazer ablação com menos efeitos térmicos. Para isso, foram utilizados 24 ratos, onde foram realizados sulcos retos na parte superior do crânio. O laser de Er:YAG foi aplicado na porção posterior, tanto do lado direito como do esquerdo do osso parietal, enquanto que o laser de CO<sub>2</sub> e o preparo mecânico com brocas foram realizados, respectivamente, na porção anterior esquerda e direita do mesmo osso. O laser de Er:YAG foi utilizado com um comprimento de onda de 2,94µm, pulso de duração de 200µs, energia de 100 mJ/pulso, repetição de pulso de 1W e irrigação com solução salina, enquanto que o laser de CO<sub>2</sub> foi utilizado com um comprimento de onda de 10,6µm, energia de 4W e sem irrigação. Após aplicações foram divididos seis grupos, com quatro ratos cada, onde foram sacrificados em momentos diferentes: dez minutos, seis e 24 horas, três, sete e 14 dias após as cirurgias e cortes foram preparados para análise em microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os resultados demonstraram que em relação ao infiltrado de células inflamatórias próximas a superfície do osso irradiado, bem como a reação fibroblástica e a revascularização foi melhor no grupo que utilizou a radiação com laser de Er:YAG. Um tecido rico em células de granulação com fibroblastos e osteoblastos predominou nas amostras que foram sacrificadas em sete dias após a aplicação no grupo de laser de Er:YAG. A análise histológica demonstrou que as amostras que foram sacrificadas após 14 dias de irradiação com laser de Er:YAG obtiveram um aumento de formação óssea, quando comparado com os outros grupos. Concluíram que a radiação com laser de Er:YAG irrigado com água influencia no evento inicial de cicatrização óssea, que o processo de cicatrização do tecido é mais rápido quando comparado com o laser de CO<sub>2</sub> e tratamento com broca,

como também o tratamento com laser de Er:YAG é vantajoso por promover cicatrização do ferimento, principalmente por favorecer uma junção de células na superfície tratada.

Rupprecht et al. (2004) avaliaram a segurança da utilização do laser de Er:YAG através de um sistema de retroalimentação em tecido específico na realização de osteotomias. Para a realização do estudo foram utilizadas dez hemimandíbulas que continham o nervo alveolar. O sistema de retroalimentação foi utilizado para evitar danos às estruturas sensíveis, como o nervo alveolar. Após ter sido montado o sistema de aceleração nas amostras, a camada do osso cortical foi cortada pelo laser de Er:YAG, igual a cortes realizados em cirurgias ortognáticas, até que o sistema fechasse por si só. O sistema de retroalimentação foi necessário para assegurar que o osso cortical estava sendo cortado sem causar danos a estrutura medular óssea, bem como o nervo alveolar. Em seguida as amostras foram analisadas radiograficamente e histologicamente. Na análise radiográfica foi observada a profundidade do sulco realizado pelo laser durante a ablação. Na análise histológica foi observado que o corte com o laser foi muito bem definido, sendo realizado somente no osso cortical, não causando nenhum dano às estruturas importantes que se encontravam abaixo, principalmente o nervo alveolar. Os autores comentam que, no geral, a aplicação do laser de Er:YAG para osteotomia de mandíbula permite um ato cirúrgico com pouca vibração e sem contato físico com o tecido; que as técnicas convencionais de secção contêm o risco de lesionar o nervo alveolar; que o laser de Er:YAG pode ser utilizado tanto em cirurgia maxilo-faciais, como também em cirurgias neurológicas, oftalmológicas e ortopédicas. Com isso, pode-se observar que o laser de Er:YAG foi efetivo para a realização de osteotomias



em mandíbulas, sem causar nenhum efeito deletério as estruturas anatômicas importantes circunvizinhas ao local da incisão.

Silva & Valpon (2004) avaliaram a resistência mecânica do conjunto tíbia-fíbula através do ensaio mecânico de flexão de três pontos. Segundo os autores, o comportamento mecânico do osso pode ser estudado pela realização de ensaios mecânicos do tecido ósseo, que são importantes, pois fornecem parâmetros fundamentais sobre a resistência dessas estruturas. Para análise estatística da carga de deflexão do limite elástico, deflexão do limite máximo e resistência foi utilizado o teste ANOVA para comparação simultânea entre os grupos e o método de Student-Newman-Keuls para comparação entre os pares de grupos. A carga do limite máximo e rigidez apresentaram uma distribuição não paramétrica, portanto, foi aplicado o teste Kruskal-Wallis para comparação simultânea entre os grupos e o método de Dunn para comparação entre os pares de grupos. A relação minuciosa entre o tipo de propriedade mecânica e a microestrutura do osso ainda está por ser determinada, mas depende globalmente do tipo/ quantidade de colágeno e da parte mineral, principalmente o cálcio.

Berrocal et al. (2005) avaliaram, in vitro, o efeito esterilizante do laser Er:YAG sobre as estruturas dentárias. Para isso, utilizaram 47 dentes extraídos por problemas periodontais. As amostras foram divididas em quatro grupos, sendo: grupo I- constituído por dez dentes que não foram submetidos a radiação laser (grupo controle); grupo II- 13 dentes que foram submetidos a radiação de Er: YAG (KEY Láser 2 Kavo) com potência de 250mJ; grupo III- 12 dentes que foram submetidos a radiação com o mesmo laser a uma potência de 350mJ; grupo IV- 12 dentes que foram submetidos a radiação do mesmo laser a uma potência de 450mJ.

Depois de irradiadas, as amostras foram armazenadas em meio líquido contendo triptona de soja por 72 horas a 37°C. Em seguida, as amostras foram avaliadas visualmente evidenciando turvação (presença de bactérias) ou transparência (ausência de bactéria) do líquido com 24, 48 e 72 horas. Para confirmar o teste visual, passado o tempo de armazenamento, foi realizado o cultivo microbiológico em placas contendo ágar-sangue. Com isso, os autores observaram que à medida que aumentava a potência de radiação laser, maior era a porcentagem de amostras esterilizadas, existindo diferença estatisticamente significativa entre o grupo controle e os grupos irradiados com o laser. Segundo os autores, o laser de Er:YAG apresenta efeito esterilizante sobre as estruturas dentárias e este efeito aumenta a medida que aumenta a potência do laser.

Bader & Krejci (2006) realizaram uma revisão da literatura a respeito do desenvolvimento, indicação e limitação da aplicação da radiação laser de Er:YAG na odontologia. Os autores basearam-se em uma revisão da literatura feita no PubMed, completada com outros documentos, demonstrando que o potencial do laser de Er:YAG para ablação em tecido ósseo dental estava sendo estudado desde 1989. Os autores citaram algumas vantagens do laser de Er:YAG, sendo: bem aceito tanto para o mecanismo de ablação, velocidade de ablação nos tecidos dentais, como também para alteração morfológica, reposta pulpar, efeito dessensibilizante, prevenção de cárie, efeito bactericida, percepção à dor, força de tensão adesiva, microinfiltração e adaptação marginal, dente decíduo, fóssulas e fissuras, endodontia, periodontia, tecido ósseo e implantodontia. Em relação ao tecido ósseo, o laser de Er:YAG se mostrou eficiente. Comparando-o, histologicamente, com os grupos tratados com broca mecânica e com laser de CO<sub>2</sub>, observou-se um aumento do infiltrado de células inflamatórias, boa reação fibroblástica e uma revascularização

mais rápida. Em adição, um significativo aumento de formação óssea foi observado. Após um período de 120 segundos de irradiação, a elevação da temperatura na interface osso-implante foi inferior, como também a composição química do osso foi similar à encontrada com o tratamento com broca. O laser de Er:YAG possibilitou também um aumento de detritos dentro dos sulcos com bordas mais definidas, representando um método alternativo e seguro para cirurgia oral óssea e periodontal. Uma camada de 30 $\mu$ m de espessura presente modificou a ultraestrutura, apresentando microrachadura, desorganização e pequena recristalização da apatita original e uma redução de matriz orgânica circunvizinha. No sítio do implante houve alteração superficial com fusão parcial, rachadura e formação de crateras tornaram-se óbvias após certas condições, mas com poder clínico elevado inadequado e sempre menos aparente do que a irradiação com Nd:YAG ou Ho:YAG. No segundo estágio cirúrgico do implante com Er:YAG, foi observado uma diminuição da dor pós-operatória. Na realidade, após cinco dias, os tecidos mostraram-se cicatrizados e adequados para reabilitação protética quando comparada com os métodos clássicos. Ao final os autores afirmaram que o laser de Er:YAG é de grande utilidade para todas as áreas da odontologia.

Kesler et al. (2006) compararam a resposta óssea frente a implantes de titânio colocados em tibia de ratos, entre cavidades preparadas com radiação laser Er:YAG e cavidades preparadas com broca convencional através do percentual do contato osso-implante. Para isso, 36 osteotomias foram preparadas, sendo 18 para o grupo teste (laser de Er:YAG) e 18 para o grupo controle (broca convencional para implante, com 1,3mm de largura a 1000rpm com irrigação de solução salina). A radiação laser de Er:YAG foi usada com uma peça de mão e refrigerada com água (ponto de sítio de 2mm; energia por pulso de 500 a 1000mJ; duração de pulso de

400 $\mu$ s; repetição de dez pulsos/seg. e energia de densidade de 32J/cm<sup>2</sup>). O volume de osso removido por pulso foi de 1,4mm<sup>3</sup>. Nove animais de cada grupo foram sacrificados após três semanas da aplicação da radiação do laser e o restante com três meses. Os resultados apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos tanto em três semanas como em três meses. Após três semanas foi observado 59,48% de contato de osso-implante nas amostras de laser, enquanto que no grupo da broca convencional o valor foi de 12,88%. Já em três meses o contato do osso-implante foi de 73,54% para o grupo do laser e 32,6% para o grupo controle. Baseado nestes dados, os autores concluíram que a radiação de laser de Er:YAG pode ser utilizada clinicamente para preparar sítios de implantes com um bom resultado de osseointegração e cicatrização óssea, bem como obteve um significativo aumento do percentual de contato osso-implante quando comparado com o grupo que utilizou o método convencional.

Meister et al. (2006) avaliaram a influência da água existente no esmalte e dentina na ablação com os lasers de Er:YAG e Er,Cr:YSGG. Para tal, foram utilizados 192 incisivos bovinos, que foram divididos em duas áreas cada, totalizando 384 amostras. Metade das amostras (96) foi estocada em solução salina para evitar a desidratação. Previamente a radiação, a outra metade foi desidratada em um dissecador a uma temperatura de 100°C por 24 horas. Esse procedimento foi para observar o efeito da água no esmalte e na dentina durante o processo de ablação. Para observar a influência da água externa, um terço dos dentes foi irradiado sem o spray de água a 0,8ml/s ou 0,3ml/s. As amostras ficaram assim divididas: grupo do laser Er:YAG (96 amostras) divididos em 16 amostras hidratadas e sem spray de água; 16 amostras hidratadas e com spray de água de 0,8ml/s; 16 amostras hidratadas e com spray de 3ml/s; 16 amostras desidratadas e sem spray de água; 16

amostras desidratadas e com spray de água de 0,8ml/s; 16 amostras desidratadas e com spray de 3ml/s. Com o grupo do laser de Er,Cr:YSGG (96 amostras) foi realizado a mesma divisão. As amostras foram irradiadas com energia de pulso entre 100 e 150mJ e repetição de pulso de 5 a 10Hz para os grupos do laser Er:YAG e 20 Hz para os grupos do laser de Er,Cr:YSGG. O volume de ablação foi determinado depois do preparo histológico. Após análise estatística, observou-se que não houve ablação quando foram utilizados os lasers sem spray de água no esmalte dental; já em dentina só foi observado ablação quando foi utilizado o laser Er, Cr:YCGG e o laser de Er:YAG. Com isso os autores afirmaram que somente a água presente nos tecidos não é suficiente para influenciar no processo de ablação quando se utiliza lasers de Érbio.

Schwarz et al. (2007) avaliaram a influência do preparo da loja cirúrgica realizado com laser de Er:YAG na osseointegração de implantes de titânio. Para este estudo foram utilizados 24 implantes colocados em maxilares inferiores de quatro cachorros (seis implantes por animal), divididos em dois grupos, sendo um grupo formado por implantes colocados através de loja cirúrgica realizada com irradiação laser de Er:YAG e outro grupo formado por implantes colocados em lojas cirúrgicas realizadas com broca convencional. Passadas duas e 12 semanas do ato cirúrgico, duas mandíbulas de cada grupo foram dissecadas e preparadas para a análise histológica, seguida da análise estatística. Os resultados clínicos demonstraram que o tempo necessário para se abrir a loja cirúrgica com o laser (25 minutos) foi muito maior que com a broca convencional (cinco minutos). A análise histológica mostrou que nenhum sinal de carbonização, derretimento ou rachadura foi observado em ambos os grupos. Em duas semanas o grupo que utilizou a broca convencional apresentou bordas bem mais definidas e distâncias mais homogêneas entre o osso

alveolar e a superfície do implante, bem como o grupo que utilizou a radiação laser apresentou um alargamento no espaço periimplantar principalmente na área apical do osso que suporta o implante. Após 12 semanas ambos os grupos apresentaram remodelação do tecido ósseo ao redor dos implantes. Ao final os autores concluíram dizendo que a utilização da radiação laser de Er:YAG é considerada efetiva para o preparo da loja cirúrgica em cirurgias de instalação de implantes.

Stopp et al. (2007) escreveram sobre a utilização do laser em cirurgias de remoção óssea. Para os autores, os instrumentos manuais, tais como brocas ou serras para osso têm a desvantagem de danificar o osso circunvizinho pelo calor de fricção gerado, bem como sua vibração incomoda muito o paciente. A técnica de refrigeração interna desses instrumentos não evita estes danos. O laser não apresenta essas desvantagens, sendo que ele apresenta como vantagem segurança para o paciente e o conforto para o cirurgião. Dependendo do sistema utilizado, este pode até diferenciar certos tipos de tecido como sangue, vasos e nervos. Durante o tratamento com o laser, não há nenhuma indicação da profundidade alcançada. A única maneira para o controle da profundidade é a avaliação ótica. Por isso, durante o preparo de cavidades profundas com diâmetros pequenos, o controle ótico é muito difícil para o cirurgião. O uso de pontas de contato permite o controle da profundidade, mas apresenta algumas desvantagens como: a ponta contínua enche a cratera de ablação, impedindo de refrigerar o tecido; além disso, a ponta desgasta fora, muda a característica da emissão da luz. O desgaste ocorre pelo contato entre a ponta e o osso e porque a ablação tem efeito não somente no tecido como também na superfície de contato da ponta do laser. Os sistemas de controle de navegação do laser (pontas que não permitem o contato) apresentados, não resolvem o problema da remoção seletiva do osso, pois, somente a posição do feixe do laser pode ser

determinada. Desse modo, o seu poder não é controlado, dependendo assim da posição e da orientação da sua peça de mão. Ao final os autores concluem afirmando que a cirurgia a laser é vantajosa porque o osso não é danificado pelo calor de fricção dos aparelhos, não há nenhuma vibração perturbando o paciente durante o ato cirúrgico e a remoção óssea é precisa, quando se faz um bom planejamento pré-operatório.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Este trabalho objetiva avaliar os efeitos da radiação laser de Er:YAG na resistência óssea, frente a ensaios mecânicos de flexão de três pontos, em fêmures de ratos.



## 4 MÉTODO

Após ter sido aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, protocolo de nº037/2007 (ANEXO A), foram utilizados 15 ratos (*Rattus norvegicus albinus*, *Wistar*) machos, com cerca de 250 gramas de peso corporal e três meses de vida. Todos os animais foram submetidos à anestesia perfundida, por via intramuscular, com solução composta de 1,0ml de cloridrato de tiazina\* (0,02g do sal) e 0,5ml de ketamina\*\* (0,05g do sal), na dosagem de 0,1ml/100g de peso corpóreo.

Comprovada a efetividade anestésica todos os animais foram sacrificados num mesmo tempo através de secção do cajado da aorta. Feito isto, procedeu-se a incisão com cabo de bisturi e lâmina nº 15 (Embramac, Empresa Brasileira de Materiais Cirúrgicos), divulsão com tesoura Metzemaum (Quinelato, *Schobell Industrial* LTDA, São Paulo) e tesoura serrilhada para osso (Quinelato, *Schobell Industrial* LTDA, São Paulo), visando à exposição dos fêmures, que foram removidos intactos. (Figura 1)



Figura 1 – Fêmur de rato dissecado, após a realização da incisão e divulsão

---

\*Rompun - Bayer S.A.

\*\*Dopalen – Agribrands do Brasil Ltda.

As amostras obtidas foram acondicionadas em formol 10% tamponado em vidro âmbar, por um período de três dias para sua fixação. Passado esse tempo, as peças foram divididas de forma aleatória em dois grupos, de acordo com o que segue:

Grupo I (controle): 15 fêmures sem nenhum tipo de tratamento.

Grupo II (teste): 15 fêmures submetidos à irradiação com laser de Er:YAG

(Figura 2).



Figura 2 - Fêmur de rato logo após ser irradiado com laser de Er:YAG

A irradiação dos fêmures do grupo teste foi realizada por um mesmo operador, utilizando um aparelho emissor de radiação laser Er:YAG com comprimento de onda de  $2,94\mu\text{m}$ , 250mJ de potência, 10Hz, com refrigeração à água e distância do ponto focal de 12mm (Figura 3). O aparelho utilizado para este fim foi o KAVO KEY laser 3 (*KaVo Dental Excellence*, Santa Catarina) (Figura 4).

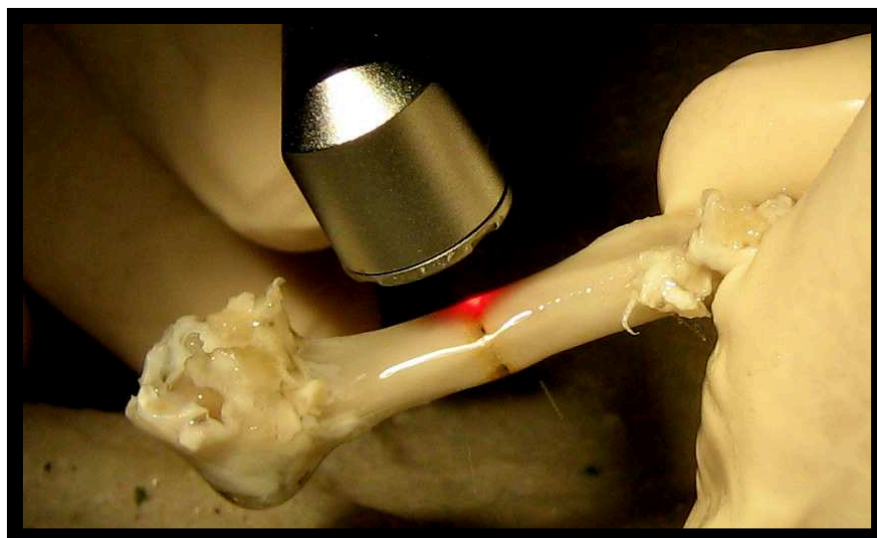


Figura 3 – Fêmur de rato no momento da aplicação do laser de Er:YAG



Figura 4 – Aparelho emissor de radiação laser (KaVo KEY laser 3)

Durante os procedimentos as normas de biossegurança (ANEXO B), foram observadas e respeitadas durante toda a realização do experimento.

Antes do envio para a realização do ensaio mecânico, as amostras foram padronizadas, removendo as extremidades epifisais com de discos de carborundum montado em motor elétrico Beltec LB – 100 (Beltec, São Paulo) com velocidade de 1000rpm, sob irrigação com cloreto de sódio 0,9%, para obtenção de uma peça óssea com dimensões aproximadas de 1,6cm de comprimento e 0,8cm de diâmetro. Estas medidas foram obtidas por meio de mensuração com paquímetro digital 799-6/150 (Starrett, São Paulo). Os discos de carborundum foram substituídos a cada epífise removida. As amostras ficaram acondicionadas em soro fisiológico, em um vidro âmbar com tampa, do momento da sua padronização até a realização do ensaio mecânico proposto.

As amostras de ambos os grupos foram encaminhadas para análise de resistência mecânica por meio de ensaio de flexão de três pontos, numa máquina de ensaio universal (Emic DL2000- FAPESP – 01/13978-1, São José dos Campos) que estava ligada a um terminal de computador, utilizando um programa próprio (Tesc versão 1.10) para análise dos dados obtidos (Figura 5).

Os fêmures foram submetidos à flexão simples com três pontos de apoio. O ponto de aplicação da carga foi no centro das amostras (Figura 6). Foi aplicada pré-carga de 200g, com tempo de acomodação de um minuto, na direção vertical, de cima para baixo.

A carga foi aplicada a uma velocidade de 5mm/min e registrada por uma célula de carga Trd 21 com capacidade de 50kgf até que houvesse fratura do fêmur. Todos os ensaios foram realizados em condições semelhantes e, durante todos eles, os ossos foram mantidos umedecidos em soro fisiológico, em temperatura ambiente, para evitar o ressecamento.



Figura 5 - Máquina de ensaio universal acoplada ao computador utilizada para analisar a resistência mecânica através do ensaio de flexão de três pontos

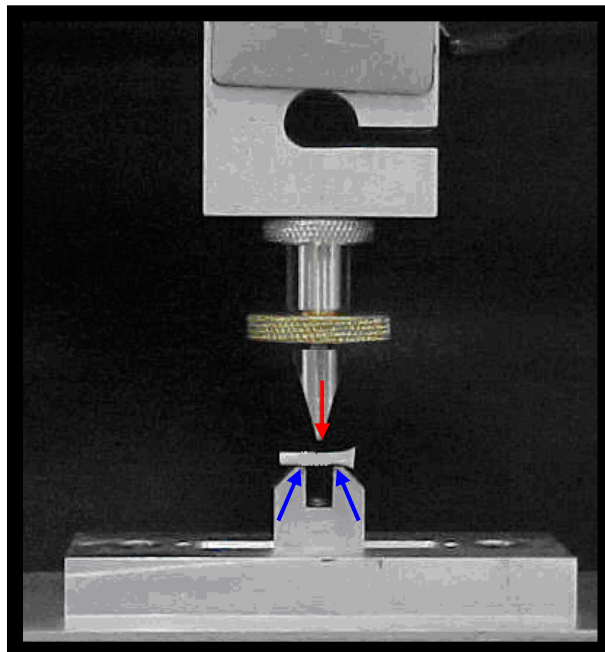


Figura 6 - Posicionamento da amostra sobre dois pontos (setas azuis) e um terceiro ponto de carga no centro da amostra (seta vermelha)

## **4.1 Análise Estatística**

Os dados obtidos dos dois grupos foram analisados quanto à resistência óssea. Como a amostra era não-paramétrica, foi aplicado o teste de Mann-Whitney, com nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ) por meio do Software Bio Estat 4.0.

## 5 RESULTADOS

As amostras do grupo controle, não submetidas a nenhum tratamento com laser, apresentaram numericamente menor resistência à flexão que o grupo tratado com laser de Er:YAG (Tabela 1). Contudo quando os resultados foram submetidos à análise estatística, não foi observada diferença estatística significativa ( $p>0,05$ ) entre os grupos estudados.

Tabela 1 - Força máxima em Newton dos grupos I (controle) e II (tratados com laser de Er:YAG) quando submetidos ao ensaio de flexão de três pontos

AMOSTRA	FORÇA MÁXIMA (N)	
	CONTROLE (grupo I)	Er:YAG (grupo II)
1	83,84	97.12
2	77,27	96.42
3	90,22	122.03
4	70,11	79.78
5	82,23	104.93
6	87,76	126.11
7	86,78	104.28
8	85,80	79.32
9	92,18	111.54
10	100,02	130.71
11	94,63	69.13
12	75,51	89.28
13	90,22	61.08
14	102,47	110.35
15	97,87	162.43
<b>Média</b>	<b>87,79</b>	<b>102,96</b>

Os valores mínimos e máximos da resistência à flexão não apresentaram grande dispersão em relação aos valores médios. Apesar dos valores médios encontrados para a resistência a flexão de cada um dos grupos serem diferentes, devido a essa grande dispersão, a aplicação do teste Mann-Whitney, significância de 5%, mostrou não haver diferença estatística significativa entre os dois grupos. O valor de p encontrado foi 0.0591, o que significa que os dois grupos estudados, segundo a análise estatística são iguais quanto ao fator analisado ( $p > 0,05$ ). (Figura 6).

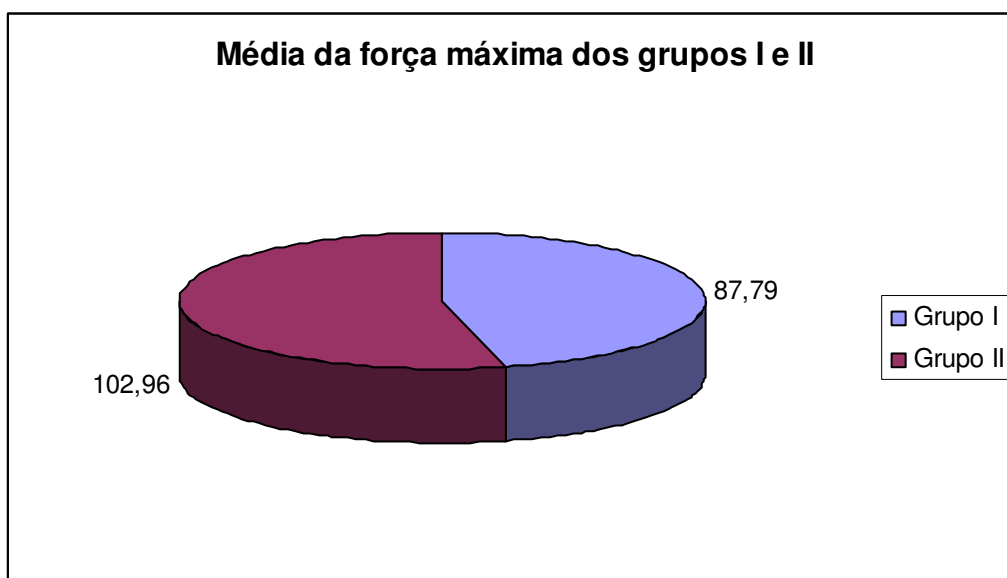


Figura 6 – Média da força máxima necessária para efetuar a fratura dos fêmures nos grupos I e II



## 6 DISCUSSÃO

O tecido ósseo é um tecido mineralizado de natureza conjuntiva, que se dispõe formando os ossos, estruturas rígidas e resistentes que formam o esqueleto, suporte mecânico do organismo. Apesar do aspecto aparentemente inerte, os ossos crescem, são remodelados e se mantêm ativos durante toda a vida do indivíduo (Katchburian & Arana, 1999). No desempenho das suas funções mecânicas, ficam sujeitos à ação de forças, podendo sofrer alterações morfológicas, necessitando muitas vezes de reparos. Convencionalmente, o corte ou modelação desse tecido, geralmente é realizado através de instrumentos como brocas, cinzéis ou serras, que durante a sua utilização podem provocar traumas de elevada magnitude (Stopp et al., 2007).

Com o crescente desenvolvimento e aprimoramento das técnicas e materiais odontológicos, a tecnologia laser vem sendo introduzida nas diversas especialidades da Odontologia, principalmente na área da Cirurgia e Implantodontia. Segundo Kesler et al. (2006) a radiação laser tem sido utilizada para preparar sítios de implantes com bom resultado de osseointegração e cicatrização óssea.

Assim, os lasers vêm substituindo os instrumentos convencionais, como as brocas e serras, nos procedimentos de osteotomias. As vantagens oferecidas pelos lasers quando comparados aos instrumentos convencionais são: ausência de contato físico entre a peça de mão e o campo operatório e a propriedade de esterilização da região irradiada, devido à elevação de temperatura durante a irradiação (Hibst, 1992; Bader & Krejci, 2006; Stopp et al., 2007). Segundo Lewandrowski et al. (1996), pelo fato de não ser exercida pressão sobre o osso, o uso da radiação pode apresentar melhores resultados clínicos quando comparado à broca.

Ainda existem relativamente poucos estudos na literatura quanto ao emprego do laser em cirurgias, mas acredita-se que sua aplicação sobre o tecido ósseo seja capaz de promover ablação sem provocar danos aos tecidos circunvizinhos (Bader & Krejci, 2006).

Previamente, se faz necessário conhecer a composição e a estrutura do osso para que só depois seja discutido o mecanismo de ablação óssea realizada pelos sistemas de laser (Nuss et al. 1988). O tecido ósseo é caracterizado pela fase mineral, constituída de fosfato de cálcio, sob a forma de cristais de hidroxiapatita associados à matriz orgânica previamente formada. Esse componente mineral representa 65% de seu peso, restando 20% de material orgânico e 15% de água (Katchburian & Arana, 1999).

Cada um desses componentes tem suas características e quando a radiação laser é aplicada sobre determinado tecido, seu comprimento de onda e sua intensidade devem ser considerados, porque estes parâmetros são importantes para a sua penetração no tecido (Ninomiya et al., 2003). Contudo, para que a luz seja bem absorvida e a resposta biológica ocorra, é necessário que se saiba qual o comprimento de onda dos componentes do tecido alvo (Sasaki et al., 2002). A água, por exemplo, tem alto coeficiente de absorção quando está no comprimento de onda entre 2,7 a 3,2 $\mu$ m. Já o mineral e a hidroxiapatita são bem absorvidos quando estão no comprimento de onda entre 2,94 a 9,26 $\mu$ m (Nuss et al., 1988).

Dentro desta escala de comprimento de onda, encontra-se o laser de Er:YAG, mostrando bom potencial para cortar osso, dentro de tempo razoável e sem efeito danoso a estruturas adjacentes (Goldhahn et al., 2004). Também a maioria dos componentes do osso como matriz orgânica e inorgânica, sais de cálcio, tem boa absorção pelo o laser de Er:YAG (Pourzarandian et al., 2004). Dependendo da densidade de energia e do material ósseo, o laser de Er:YAG pode atingir uma

ablação entre 20 a 60 $\mu$ m por pulso. O efeito térmico do laser de Er:YAG é mínimo nos tecidos circunvizinhos, isso porque a radiação do laser penetra no tecido e a parte maior da energia do laser causa uma vaporização explosiva da água, removendo o volume irradiado do tecido muito rapidamente. Isso se deve a sua duração curta do pulso de 350 $\mu$ s e a boa absorção da água no comprimento de onda de 2,94 $\mu$ m. Além disso, o sistema tem que regular o feixe dependendo do tecido tratado (Rupprecht et al., 2004).

Alguns estudos têm demonstrado que certos tipos lasers não apresentam resultados favoráveis quando são utilizados para realizar osteotomias, devido a problemas como carbonização e realização de cortes ineficientes do tecido (Rupprecht et al., 2004). Contudo, quando seu comprimento de onda encontra-se entre 2,9 e 9,2 $\mu$ m a remoção óssea é conseguida, pois ocorre explosão seguida da vaporização da água que existe dentro do tecido (Hibst, 1992). Segundo Niccoli-Filho et al. (2001), o aumento da temperatura no local da irradiação, pode causar comprometimento na cronologia de reparo, além da possível diminuição na resistência mecânica pelas trincas e fissuras, fato este que não foi comprovado em nosso experimento.

No presente estudo, a metodologia utilizada seguiu o trabalho realizado por Souza (2002) o qual avaliou a resistência à fratura de fêmures de ratos irradiados com laser de Dióxido de Carbono (CO<sub>2</sub>), através dos testes mecânicos de flexão. Neste trabalho, bem como no nosso, não foi observado perda da resistência mecânica à flexão no tecido ósseo irradiado, após a análise de flexão de três pontos. Esse ensaio foi escolhido, porque segundo Silva & Valpon (2004) o comportamento mecânico do osso pode ser estudado pela realização de ensaios mecânicos, que são importantes, pois fornecem parâmetros fundamentais sobre a resistência dessas estruturas, bem como por mostrar eficiência nas análises propostas e ser simples.

O fato do grupo que sofreu aplicação com laser ter apresentado comportamento similar ao grupo controle se deve ao fato do tecido ósseo apresentar diversos aspectos nas várias partes do osso, provavelmente porque essas partes desempenham funções diferentes (Hall, 1991). Na diáfise, por exemplo, o tecido ósseo dispõe-se sob a forma de lamelas ósseas concêntricas chamadas de sistema de Havers. Este tipo de construção permite ao osso suportar melhor as forças a que está submetido, especialmente às de flexão, onde as lamelas de um lado sofrem compressão enquanto as do lado oposto sofrem tração. Esta citação nos fez acreditar que a radiação laser de Er:YAG com potência de 10Hz, possivelmente não alterou a disposição das lamelas ósseas, o que contribuiu na absorção das cargas impostas sobre os tecidos irradiados.

É importante ressaltar também que, como a resistência do tecido ósseo está ligada a associação da hidroxiapatita com fibras colágenas e o grupo I não apresentou diferença estatística em relação ao grupo II, isso nos levou a pensar que a radiação com laser de Er:YAG não alterou as características do tecido estudado.

Acreditamos que os resultados obtidos neste estudo referentes à resistência óssea frente à radiação laser de Er:YAG, não são suficientes para confirmar mudanças estruturais no tecido tratado, pois apesar do resultado estatístico apresentar diferença significativa, foi observado uma diferença numérica entre os grupos estudados. Com isso, outros fatores de comportamento mecânico como limite elástico, limite máximo e a energia absorvida pelo osso na fase elástica (resiliência) devem ser analisados macroscopicamente e, principalmente, microscopicamente. Clinicamente, o tratamento cirúrgico com laser é mais vantajoso em relação ao tratamento com instrumentos rotatórios, como mostram vários autores (Nelson et al., 1989; Kesler et al. 2006; Schwarz et al., 2007; Stopp et al. 2007).

Apesar dos resultados obtidos encaminharem para uma melhor aplicabilidade e aceitação clínica, mais estudos experimentais e clínicos devem ser realizados para enriquecer tais informações.

## 7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia aplicada e com os resultados obtidos pode-se concluir que:

- A radiação laser de Er:YAG não interferiu na resistência óssea à flexão, pois o grupo tratado não apresentou diferença estatística significativa quando comparado com o grupo controle.
- A diferença numérica encontrada entre os grupos deve ser considerada clinicamente.

## REFERÊNCIAS

1. Ten Cate RT. *Histologia bucal: desenvolvimento, estrutura e função*. Tecido ósseo. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2001. p. 231.
2. Junqueira LC, Carneiro J. *Histologia básica*. Tecido ósseo. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2004. p. 488.
3. Stopp S, Deppe H, Lueth T. A new concept for navigated laser surgery. *Photom Las Sur* 2007; 25(1): 03-07.
4. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent* 2006; 19(3): 178-186.
5. Myers ML. The effect of laser irradiation on oral tissues. *J Prosthet Dent* 1991; 66(3): 395-397.
6. España-Tost AJ, Arnabat-Domínguez J, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Aplicaciones del láser em odontología. *R C O E* 2004; 9(5): 497-511.
7. Revilla-Gutiérrez V, Arnabat-Domínguez J, España-Tost AJ, Gay-Escoda C. Aplicaciones de los láseres de Er:YAG y de Er,Cr: YSGG en odontología. *R C O E* 2004; 9(5): 551-562.
8. Miller M, Truhe T. Lasers in dentistry: an overview. *J Am Dent Assoc* 1993; 124(2): 32-35.
9. Meister J, Frazen R, Forner K, Grebe H, Stanzel S, Lampert F et al. Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with Erbium:YAG and Erbium:YSGG lasers. *J Biomed Opt* 2006; 11(3): 340-343.

10. Pearson GJ, Schuckert KH. The role of lasers in dentistry: present and future. *Dent Update* 2003; 30(2): 70-76.
11. Payne JT, Peavy GM, Reinisch L, Sickle DCV. Cortical bone healing following laser osteotomy using 6.1  $\mu\text{m}$  wavelength. *Las Surg Med* 2001; 29(1): 38-43.
12. Kesler G, Romanos G, Koren R. Use of Er:YAG laser to improve osseointegration of titanium alloy implants- a comparison of bone healing. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2006; 21(3): 375-379.
13. Nuss R, Fabian RL, Sarkar R, Puliafito CA. Infrared laser bone ablation. *Las Surg Med* 1988; 8(4): 381-391.
14. Nelson JS, Orenstein A, Liaw LL, Berns MW. Mid-infrared Erbium:YAG laser ablation of bone: the effect of laser osteotomy on bone healing. *Las Surg Med* 1989; 9(4): 362-374.
15. Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam effects on dental hard tissue. *J Dent Res* 1964; 43: 873.
16. Hibst R. Mechanical effects of Erbium:YAG laser bone ablation. *Las Surg Med* 1992; 12(2): 125-130.
17. Paghdwala AF, Vaidyanathan TK, Paghdwala MF. Evaluation of Erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scanning Microsc* 1993; 7(3): 989-997.
18. Buchelt M, Kutschera H, Katterschafka T, Kiss H, Lang S, Beer R et al. Erb:YAG and Hol:YAG laser osteotomy: the effect of laser ablation on bone healing. *Las Surg Med* 1994; 15(4): 373-381.



19. Lewandrowski K, Lorente C, Schomacker KT, Flotte TJ, Wilkes JW, Deutsch TF. Use of the Er:YAG laser for improved plating in maxillofacial surgery: comparison of bone healing in laser and drill osteotomies. *Las Surg Med* 1996; 19(1): 40-45.
20. Pessan VJO, Volpon JB, Shimano AC. Ensaio mecânico de flexão nas faces côncava e convexa da diáfise do fêmur de ratas. *Rev Bras Ortop* 1996; 31(7): 600-604.
21. Visuri SR, Walsh JT, Wigdor HA. Erbium Laser Ablation of Dental Hard Tissue: effect of water cooling. *Las Surg Med* 1996; 18(3): 294-300.
22. Spencer P, Payne JM, Cobb CM, Reinisch L, Peavy GM, Drummer DD et al. Effective laser ablation of bone based on the absorption characteristics of water and proteins. *J Period* 1999; 70(1): 68-74.
23. Kuramoto Junior M, Matson E, Miadaira EA, Jaeger RG. Estudo morfológico de superfícies ósseas após secção por pontas diamantadas ou laser de Érbio:YAG. *Pesq Odont Bras* 2000; 14(2): 145-149.
24. Niccoli-Filho W, Sampaio TA, Guimarães-Filho R. Efeitos da radiação laser de dióxido de carbono em tecido ósseo: estudo macroscópico em ratos. *Pesqui Odont Bras* 2001; 15(2): 127- 132.
25. Sasaki KM, Aoki A, Ichinose S, Yoshino T, Iamada S, Ishhikawa I. Scanning electron microscopy and fourier transformed infrared spectroscopy analysis of bone removal using Er:YAG and CO<sub>2</sub> lasers. *J Period* 2002; 73(6): 643-652.
26. Sasaki KM, Aoki A, Ichinose S, Ishhikawa I. Ultrastructural analysis of bone tissue irradiated by Er:YAG laser. *Laser Surg Med* 2002; 31: 322-332.
27. Arnabat-Domínguez J, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Erbium:YAG laser application in the second phase of implant surgery: a pilot study in 20 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18 (1): 104-112.

28. Ninomiya T, Miyamoto Y, Ito T, Yamashita A, Wakita M, Nishisaka T. High-intensity pulsed laser irradiation accelerates bone formation in metaphyseal trabecular bone in rat femur. *J Bone Miner Metab* 2003; 21(2):67-73.
29. Goldhahn J, Seebeck J, Frei R, Frenz M, Antoniadis I, Schneider E. New implant designs for fracture fixation in osteoporotic bone. *Las Med Sci* 2004; 16(2): 112-119.
30. Pourzarandian A, Watanabe H, Aoki A, Ichinose S, Sasaki K, Nitta H et al. Histological and TEM examination of early stages of bone healing after Er:YAG Laser irradiation. *Phot Las Surg* 2004; 22(4): 342-350
31. Rupprecht S, Tangermann-Gerk K, Wiltfang J, Neukam FW, Schlegel A. Sensor-based laser ablation for tissue specific cutting: an experimental study. [Las Med Sci](#) 2004; 19(2): 81-88.
32. Silva AV, Valpon JB. Modelo de suspensão pela cauda e seu efeito em algumas propriedades mecânicas do osso do rato. *Acta Ortop Bras* 2004; 12(1): 22- 31.
33. Berrocal MIL, González JMM, Rodríguez MD, Carriches CL. Efectos esterilizantes del láser Erbium:YAG sobre las estructuras dentarias: estudio in vitro. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2005; 11(2): 58-61.
34. Schwarz F, Olivier W, Herten M, Sager M, Chaker A, Becker J. Influence of implant bed preparation using an Er:YAG laser on the osseointegration of titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. *J Oral Rehab* 2007; 34(4): 273-281.
35. Katchburian E, Arana V. *Histologia e embriologia oral*. Tecido ósseo. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1999. p. 381.
36. Souza FR. *Efeitos da radiação laser de dióxido de carbono no tecido ósseo. Estudo histológico em ratos* [Dissertação de mestrado]. São Paulo: Universidade Estadual Paulista, 2002. 70p.
36. Hall, S. *Biomecânica básica*. 2a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1991.

## ANEXOS

### ANEXO A – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvimento Animal

 **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**  
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 - Jd. São Dimas  
CEP 12201-970 - F. (12) 3947-9028 / 9037  
Fax (12) 3947-9010 / [aigotti@fosjc.unesp.br](mailto:aigotti@fosjc.unesp.br) / [Guodca@fosjc.unesp.br](mailto:Guodca@fosjc.unesp.br)

---

 **CERTIFICADO**  
**Comitê de Ética em Pesquisa**  
**Envolvendo Animais**

---

**CERTIFICAMOS**, que o protocolo nº **037/2007-PA/CEP**, sobre **“Análise do grau de resistência à flexão em fêmures de ratos irradiados com laser de vapor Érbio:YAG”** sob responsabilidade de **WALTER DOMINGOS NICCOLI FILHO**, está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotado pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 19 de setembro de 2007.

  
**Profa. Dra. ADRIANA AIGOTTI HABERBECK BRANDÃO**  
**Coordenadora do CEP/ANIMAIS/FOSJC**

## ANEXO B – Normas de biossegurança para utilização da radiação laser

### **Normas de biossegurança**

O órgão responsável pela regulamentação e fiscalização dos aparelhos lasers é a Agência Nacional de Vigilância Sanitária, (ANVS) criada em 26 de janeiro de 1999.

Com esse fim, a mesma publica em 31 de agosto de 1999 a resolução 444, que determina o registro compulsório de equipamentos eletromédicos de médio e alto risco, conforme definidos e classificados na portaria 2.043, de 12 de dezembro de 1994, do Ministério da Saúde. Assim a comercialização (fabricação e importação) de equipamentos eletromédicos a laser de médio e alto risco fica sujeita ao registro na ANVS.

A solicitação do registro a ANVS (pelo fabricante ou importados) deve conter, além de outros itens, uma cópia do Certificado de Conformidade, emitido por organismo de certificação credenciado no âmbito do Sistema Brasileiro de Certificação (SBC).

A Resolução 444 adota a Norma Técnica Brasileira NBR IEC 60601.1 e a série NBR IEC 60601.2 para estabelecer os requisitos de Segurança e Qualidade, ou seja, os aparelhos eletromédicos a laser comercializados no Brasil devem estar em conformidade com as Normas Técnicas NBR IEC 60601.1, NBR IEC 601.2.22 e colaterais, sendo que a Norma Técnica NBR IEC 61.2.22 é estruturada fundamentalmente na Norma Técnica Internacional IEC 60825-1:1993.

Os aparelhos lasers de acordo com a potência gerada são classificados em 5 grupos, sendo eles classe 1, classe 2, classe 3a, classe 3b e classe 4.

Os aparelhos classe 1 são lasers menos potentes e considerados sem perigo a menos que modificações tenham sido realizadas no equipamento. A potência gerada nunca atinge a MPE (Maximum Permissible Exposition) para os olhos.

Os aparelhos classe 2 são os lasers de baixa potência e somente considerados um perigo se alguém intencionalmente olhar diretamente para o feixe. Em casos acidentais e de rápida exposição o próprio reflexo pupilar protege os olhos. Geram no máximo 1mW CW.

Os aparelhos classe 3a são os lasers de média potência e somente constituem um perigo ocular se a luz laser for coletada e focalizada pelo olho. Geram no máximo 5mW CW.

Os aparelhos classe 3b são os lasers de média potência e somente constituem um perigo ao olho se visto diretamente.

Os aparelhos classe 4 são os lasers de alta potência e que podem causar dano ocular tanto quando dá exposição direta como também quando dá reflexão difusa ou especular. Essa classe de laser também pode causar dano á pele e provocar fogo.

Sendo assim, medidas de segurança devem ser adotadas para se minimizar ou até mesmo evitar que acidentes ocorram, pois na área Odontológica nós trabalhamos tanto com lasers de baixa potência como com lasers de alta potência, dentre elas:

- protetores oculares respectivos para o comprimento de onda gerado pelo laser;
- evitar a utilização de materiais reflexivos, para se evitar danos a distância;
- evitar trabalhar com materiais inflamáveis;

- uso de bomba de sucção de alta potência para evitar a inalação de sub-produtos provenientes da vaporização tecidual;

- utilização de mascaras;

- utilização de placas de segurança externa ao ambiente de trabalho com o laser;

- ambiente apropriado;

- utilização de interlocks nas portas de acesso ao ambiente de trabalho com laser.

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial desta obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada à fonte.

Rosemília Milet Passos

Taubaté, setembro 2008.