



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

ANÁLISE COMPARATIVA DA INTERFACE OSSO-IMPLANTE, EM TÍBIA DE COELHO, UTILIZANDO FRESA CIRÚRGICA E *LASER* DE Er,Cr:YSGG

MAURO CRISTIANO CAETANO ROSSI

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre Profissional na área de Lasers na Odontologia

Orientadora:
PROFa. Dra. Sheila Cynthia Gouw-Soares

Co-Orientadora:
Dra. Denise Maria Zezell

**São Paulo - SP
2006**



DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho ao eterno professor e dr. Eduardo Groth (*in memorian*), pelos conselhos e ensinamentos.

Ao Sr. João Vaiano, pela atenção, parceria e confiabilidade em mim depositada.

Às minhas orientadoras Dr. Sheila Gouw e Denise Zezell, pelos ensinamentos, dedicação e paciência.

E, em especial, aos meus pais Ari e Maria, pelo amor, fraternidade e carinho.

Às minhas irmãs Maria das Graças e Maria Cristina pelo companheirismo e amizade.

Às minhas sobrinhas Julia e Giovanna, jóias preciosas de minha vida.

Ao meu cunhado Dr. José Geraldo, pelo caráter, conhecimento e presteza nos caminhos da medicina.

AGRADECIMENTOS

- Equipe de funcionários do IPEN e do LELO;
- A todos os professores e estagiários, pela paciência, ensinamentos, respeito e direcionamento profissional;
- À Conexão[®] Sistema de Prótese, pelo apoio e confiabilidade em meu trabalho, com atenção ao Sr. Fábio Ferrari;
- Aos técnicos Vicente de Paula Silveira e Claudinor Donizette Vidotti, por terem cuidado dos animais;
- Ao dr. Eduardo Pompeu, chefe responsável pelo biotério da faculdade de medicina da USP, pela colaboração e presteza;
- Às dras. Suzana C. Orsini Machado de Souza e Marina Helena C. G. Magalhães pela atenção e cooperação nas interpretações das lâminas Histológicas;
- A Patrícia Aparecida da Ana, laboratório de Biofotônica do CLA;
- A Ms. Márcia Sampaio e a Sra. Elisa dos Santos histologia;
- Celso Vieira de Moraes, Microspia Eletrônica de Varredura;
- Ao dr. Renato Goulart Almeida, Sra. Elci Lopes G. Almeida e Trícia Lopes Goulart Almeida, pessoas que contribuíram muito por mais essa etapa de minha vida;
- Aos colegas Moisés Soares Rosa e Carlos Antonio Soares, pelos conselhos prestados em minha carreira;
- Ao grande amigo Silvio Gallon, pelo companheirismo, paciência e ensinamentos;
- À Tatiana Pereira de Paula, pelo companheirismo e dedicação.

SUMÁRIO

RESUMO.....	.04
ABSTRACT.....	.05
1 INTRODUÇÃO06
2 OBJETIVO10
3 REVISÃO DA LITERATURA11
3.1 Histologia óssea11
3.2 Osseointegração12
3.3 Usos do laser em osso14
4 MATERIAL E MÉTODOS20
4.1 Protocolo de anestesia e medicação.....	.23
4.2 Procedimento cirúrgico24
4.3 Preparo das amostras.....	.25
<i>4.3.1 Microscopia eletrônica de varredura</i>	<i>.25</i>
<i>4.3.2 Histologia.....</i>	<i>.27</i>
5 RESULTADOS.....	.29
5.1 Microscopia eletrônica de varredura29
5.2 Avaliação Histológica36
6 DISCUSSÃO42
7 CONCLUSÃO47
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS48

RESUMO

Este trabalho analisou a interface osso-implante em tíbias de nove coelhos, adultos, fêmeas, da raça New Zealand, nas quais foram inseridas mini-implantes de titânio em alvéolos artificiais perfurados com a técnica convencional utilizando fresas cirúrgicas ou o laser de Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium/Yttrium, Scandium, Gallium e Garnet). Para a inserção dos implantes, os animais foram operados nas instalações do laboratório de Biofotônica do Centro de Lasers e Aplicações do IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares) e armazenados no biotério da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Em seguida foram divididos em 03 grupos de 03 animais cada, de acordo com as datas de sacrifício, dia 0, 15 e 30, para a obtenção das amostras ósseas. A análise em microscopia eletrônica de varredura foi obtida, após preparo de 03 amostras com ouro-paladium e, para a análise histológica, 06 amostras foram coradas com hematoxilina e eosina (HE).

O resultado destas análises demonstrou que a reparação óssea na interface osso-implante foi semelhante em ambos os grupos, com um discreto sinal de necrose no grupo operado com fresa.

Palavras-chave: Mini-implante; Laser de Er,Cr:YSGG; Reparação óssea; Titânio; Corte ósseo; Osteotomia; Ablação.

ABSTRACT

This work analyzed the bone-implant interface in nine adult female New Zealand rabbit's tibiae in which titanium mini-implants were inserted in artificial alveolus using the conventional technique of bone perforation with surgery drills and the Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium/Yttrium, Scandium, Gallium e Garnet) laser. The animals were operated in the Institute of Energetic and Nuclear Research (IPEN) and stored in the Faculty of Medicine of Sao Paulo University (USP). The animals were divided into three groups for the bone sample obtainment consisting of three animals each, according to the sacrifice date: day 0, day 15 and day 30. The scanning electron microscopy (SEM) was carried out consisting of three samples soaked in gold-palladium. Six samples were dyed in hematoxilin and eosin (HE) for the histological analysis. The final results showed that the bone repair in the bone-implant interface was similar in both groups, with a distinct sign of necrosis in the drill group.

Key-words: Mini-implant; Er,Cr:YSGG laser; Bone repair; Titanium, Bone cut, Osteotomy; Ablation.

1 INTRODUÇÃO

O cuidado com a saúde por parte da população, a auto-estima, a busca crescente pela estética, o aumento da idade média de vida e a educação odontológica são fatores que nos últimos anos causaram uma demanda por prótese dentária que, por sua vez, alcançou altos níveis de precisão, funcionalidade, beleza, comodidade e sofisticação.

A significativa contribuição da Implantodontia permitiu o desenvolvimento das próteses implanto-suportadas e revolucionou o tratamento da reabilitação oral. Várias técnicas vêm sendo estudadas e utilizadas para viabilizar a estética, o tempo, o custo e o conforto do tratamento com implantes orais.

Há uma considerável evidência científica que comprova o sucesso a longo prazo dos implantes osseointegrados. Os estudos científicos suecos iniciados, em 1950, por Branemark *et al.*¹ e os resultados da conferência de Harvard (1978) marcaram o início da osseointegração. Os altos índices de sucesso e de previsibilidade das próteses implanto-suportadas comprovaram a biocompatibilidade e a bioadesividade, evidenciadas pela microscopia eletrônica.

No início dos anos 80, Branemark¹ introduziu o conceito da osseointegração com a utilização dos implantes de titânio de formato cilíndrico e hexágono externo. Após vários estudos, implantes dentários com outros desenhos foram desenvolvidos por diversos fabricantes. Dentre os implantes mais utilizados estão os cilíndricos e os cônicos com superfície tratada, que possuem desenho e forma semelhante à anatomia de uma raiz dental.

Paralelamente à evolução dos desenhos dos implantes, diferentes tipos de material para a superfície destes, também foram estudados.

Os implantes e as próteses sobre implantes podem substituir próteses adesivas, próteses fixas, próteses parciais removíveis (PPR) e próteses totais. As técnicas de reabilitação com implantes osseointegrados variam de acordo com a região a ser reabilitada, maxila ou mandíbula, da qualidade e da quantidade óssea, do número de implantes a serem fixados e do tempo de tratamento entre a fixação do implante e a instalação da prótese sobre implantes, podendo variar de duas horas a até dois anos.^{2,3,4}

O osso maxilar pode ser dividido em:

- a) região anterior, entre os caninos, classificado como osso do tipo III,⁴ no qual após a fixação do implante, pode-se colocar uma prótese provisória imediata (carga imediata e/ou função imediata) ou aguardar um período de até oito meses para a instalação da prótese definitiva sobre implante.^{5,6}
- b) região posterior, entre primeiro pré-molar à segundo molar, classificado como osso do tipo IV,⁴ no qual após a fixação do implante, deve-se aguardar um período entre seis a doze meses para a instalação da prótese sobre implante. O resultado no tratamento em ambas as regiões tem se mostrado bastante eficaz, com índices de sucesso de até 95% e de 93%, respectivamente.^{5,6}

O osso mandibular também pode ser dividido em:

- a) região anterior, entre os caninos, classificado como osso do tipo I,⁴ no qual, após a fixação do implante, pode-se colocar uma prótese provisória imediata (carga imediata e/ou função imediata) ou aguardar um período de até quatro meses para a instalação da prótese definitiva sobre implante.^{5,6}

b) região posterior, do primeiro pré-molar ao segundo molar, conhecido como osso do tipo II,⁴ no qual após a fixação do implante, deve-se aguardar um período de até quatro meses para a instalação da prótese sobre implante. O resultado no tratamento atinge índices de sucesso de até 97% na região anterior e de até 98% na região posterior.^{5,6}

O implante imediato é uma técnica que consiste na extração dentária e fixação imediata de implante no alvéolo, desde que este não esteja infeccionado.^{3,4,5,6,7} O resultado no tratamento tem se mostrado bastante eficaz, tendo como probabilidade de sucesso de até 98%.^{5,6}

A carga imediata consiste na fixação de implante e instalação imediata de prótese provisória sobre o implante.^{3,4,5,6} Os resultados no tratamento apresentam índices de sucesso de até 97%.^{5,6}

A overdenture é uma fixação de no mínimo quatro implantes na maxila e dois implantes na mandíbula visando a suportar uma prótese total removível implanto-muco-suportada.^{3,4,5,6}

O protocolo pode ser confeccionado logo após a fixação dos implantes, denominado “Protocolo de Carga Imediata”, ou após o período de osseointegração dos implantes, contando com uma fixação de no mínimo seis implantes na maxila e quatro implantes na mandíbula que suportam uma prótese total, parafusada nos implantes.^{3,4,5,6}

O preparo do alvéolo artificial é realizado com brocas específicas para perfuração óssea, com cortes precisos, e são utilizadas em uma seqüência numérica de acordo com o diâmetro do implante a ser instalado. Quanto à marcação da profundidade da perfuração, cada broca tem em seu longo eixo marcações variadas de comprimento e são demarcadas de acordo com o

fabricante. Durante o procedimento as brocas devem ser altamente irrigadas com soro fisiológico para evitar aquecimento e necrose do leito ósseo.^{1,3,4}

Por outro lado, o desenho, o material e as propriedades mecânicas da broca afetam significativamente a eficiência da perfuração óssea. As brocas utilizadas continuamente em osteotomias profundas podem produzir temperaturas locais potencialmente danosas ao osso.²

Apartir daí, surgiu-se a idéia de usar o laser de Er,Cr:YSGG, para analisar sua eficácia em substituição às brocas na implantodontia. Sua escolha se dá pelo fato de seu comprimento de onda ter uma grande interação com a água e a hidroxiapatita, no qual sua luz, através do mecanismo de fotoablação, interage com a água na superfície do tecido e de forma explosiva remove pequenas partículas ósseas.

2 OBJETIVO

Avaliar o uso do laser de Er,Cr:YSGG, comparando com o uso de brocas, em perfurações ósseas na tíbia de coelhos para a inserção de implante de titânio, observando na interface osso implante a presença de células osteogênicas, possíveis áreas de necrose e tempo de osseointegração do implante.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Histologia óssea

O osso é um tecido vivo organizado em duas estruturas: uma microestrutura composta por células, matriz orgânica e inorgânica, e fatores de crescimento; uma macroestrutura composta pelos ossos cortical, denso e compacto, e esponjoso, interposto ao osso cortical, com constituição trabecular. Os componentes da microestrutura estão incorporados dentro da macroestrutura.⁸

Osteócitos são células relativamente inativas e seu metabolismo é crucial para a viabilidade óssea e a hemostasia. Estão localizadas no interior da matriz óssea e são responsáveis pela mobilização dos sais minerais do tecido ósseo. Suas funções são a ionização da hidroxiapatita e a manutenção da calcemia corporal.⁸

Osteoblastos são células que sintetizam a parte orgânica (colágeno tipo I, proteoglicanas e glicoproteínas adesivas) da matriz óssea, capazes de concentrar fosfato de cálcio, participando da mineralização da matriz. Quando aprisionado pela matriz recém-sintetizada, o osteoblasto passa a ser chamado de osteócito. Os osteoblastos em fase de síntese demonstram as características ultra-estruturais das células produtoras e proteínas. A matriz óssea recém-formada ainda não calcificada adjacente aos osteoblastos ativos recebe o nome de osteóide.⁹

Osteoclastos são células móveis, gigantes, com ramificações irregulares e com partes dilatadas que contêm seis a 50 ou mais núcleos. A morfologia

destas células só foi recentemente esclarecida por meio do microscópio eletrônico de varredura, pois os cortes histológicos revelam apenas pequenas porções. Os osteoclastos apresentam citoplasma granuloso, algumas vezes com vacúolos, fracamente basófilo nos osteoclastos jovens e acidófilo nos maduros. Estas células se originam de precursores mononucleados provenientes da medula óssea que se unem para formar os osteoclastos multinucleados ao contato com o tecido ósseo. Os osteoclastos secretam ácido (H^+), colagenase e outras enzimas que atacam a matriz e liberam Ca^{2+} .⁹

A matriz inorgânica, também chamada de compartimento mineralizado, é composta por água, fosfato de cálcio, citratos e fluoretos, e representa cerca de 60% a 70% de peso do osso seco. Aproximadamente 99% de cálcio, 85% de fósforo e 40% a 60% do sódio e magnésio encontrados no organismo residem no esqueleto. Sua composição é $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ e uma leve combinação de carbonatos e combinações amorfas de cálcio-fosfato. A matriz inorgânica é composta pelos íons cálcio, fosfato e magnésio, com uma concentração regular de vitamina D_3 , calcitonina e hormônio da paratireóide, responsáveis pela homeostasia de minerais do esqueleto humano.⁸

3.2 Osseointegração

O sistema Branemark foi desenvolvido para ser realizado em dois estágios cirúrgicos, de forma que o implante é deixado submerso visando a ocorrência da osseointegração de três a seis meses antes de ser posto em função mastigatória. Branemark¹ define osseointegração como “uma conexão estrutural direta e funcional entre o osso vivo e a superfície de um

implante suportando carga”. Tal técnica é altamente previsível e é indicada, principalmente, para pacientes com qualidade variável do osso de ancoragem que necessitam de protocolos clínicos cirúrgico e protético seguros.

O tratamento original evoluiu com o desenvolvimento das técnicas, visando simplificar o procedimento, reduzir o período de cicatrização, baixar custos e finalizar o tratamento protético e provisório em até 24 horas após o procedimento cirúrgico.

O protocolo para a colocação de implantes laminados endósseos, os quais antecederam a introdução dos princípios da osseointegração, utilizava a carga imediata nos implantes. Entretanto, esta técnica, em conjunto com o tratamento de implante precoce em geral, ficou associada com uma alta incidência de complicações e fracassos, não tendo sido amplamente aceita pelos profissionais de Odontologia. Através de experimentos e tentativas para ultrapassar tais dificuldades, foram introduzidas novas técnicas, especialmente nas áreas de desenho do implante, biomateriais e técnicas cirúrgicas atraumáticas, aumentando sensivelmente a taxa de sucesso e a previsibilidade dos atuais sistemas de implantes. Essa mudança de paradigma na Implantodontia foi baseada no alcance e na manutenção da osseointegração, ou contato direto da superfície do implante com o osso circunjacente sem uma camada fibrosa interposta.¹⁰

Até a década de 90, as normas para se alcançar a osseointegração incluíam um ambiente submerso livre de carga durante o período de cicatrização. Essa necessidade conduziu ao protocolo padrão que requer que as fixações permaneçam sem carga por vários meses após a colocação,

geralmente seis meses para a maxila e de três a quatro meses para a mandíbula. A lógica aceita para esses parâmetros é que a carga imediata complicaria a cicatrização óssea e a remodelagem na interface osso-implante subsequente ao trauma cirúrgico, e que ocorreria encapsulação fibrosa ao invés de osseointegração. Além disso, preconizava-se a submersão na mucosa gengival para prevenir infecção e crescimento epitelial em torno do implante.¹¹

A capacidade de regeneração e remodelagem dos tecidos ósseo e medular sugeriu uma simplificação do procedimento clínico para a ancoragem da terceira dentição à mandíbula edêntula com a técnica de carga imediata.

3.3 Usos do laser em osso

A palavra laser é o acrônimo de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, isto é, Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação. Os lasers podem ser classificados em Lasers de Baixa Intensidade de Energia que promovem efeitos não térmicos nos tecidos irradiados ou Lasers de Alta Intensidade de Energia que promovem efeitos térmicos (fototérmicos, termomecânicos, ablativos) cujos diferentes comprimentos de onda apresentam maior ou menor absorção e efetividade nos tecidos moles e duros bucais, variando sua indicação clínica.¹²

Algumas pesquisas têm sido realizadas com o laser em tecido ósseo, sendo que, os mais utilizados são os lasers de Er:YAG e Er,Cr:YSGG, devido à capacidade de ablação de tecido mineralizado. O laser de Er,Cr:YSGG, por ser um laser recentemente desenvolvido, possui poucos trabalhos na literatura, principalmente em perfuração óssea para implantes.¹³

As alterações morfológicas, térmicas e atômicas em cortes de osso mandibular, realizados *in vitro*, com o laser de Er,Cr:YSGG, com spray de água e parâmetros de 5 W e 8 Hz por 10 ou 30 segundos, produziram orifícios regulares ou entalhes com cantos acentuados e paredes lisas, sem fusão ou carbonização do tecido; aumento de temperatura de 12,6°C em média, e sem alteração significativa na proporção cálcio/fósforo entre as áreas irradiadas ou não ($P>0,01$), demonstraram que o laser de Er,Cr:YSGG pode ser indicado para perfurações ósseas.¹⁴

O laser de Er,Cr:YSGG emite um comprimento de onda de 2,78 μm , que de acordo com o espectro eletromagnético, tem uma grande interação com a água e a hidroxiapatita, sendo ideal sua utilização em tecidos duros. Este comprimento de onda apresenta a capacidade de corte preciso em tecido ósseo, resultando em cavidades uniformes, permitindo ainda o controle da profundidade e extensão destas com a utilização de uma fibra ótica adequada para tal procedimento. Além disso, a ausência de atrito e a refrigeração apropriada não provocam danos térmicos aos tecidos adjacentes. De acordo com a teoria hidrocínética de Fried, em 2002,¹⁵ o spray de água do equipamento potencializa o efeito de ablação afastando o risco de produzir áreas de carbonização, fator este, de suma importância para a utilização do laser de Er,Cr:YSGG em substituição à broca cirúrgica.

As alterações morfológicas do osso mandibular bovino avaliadas após diferentes métodos de irradiação *in vitro*, com o laser de Er,Cr:YSGG, 2,78 μm , com duração do pulso de 140-200 $\mu\text{seg.}$, 20 Hz, 4 W, e densidade de energia de 160 J/cm^2 , demonstraram que a profundidade de ablação no modo contato e posição fixa foi maior quando comparado com o modo não contato e com a

peça de mão em posição fixa, no entanto o dano térmico foi maior no modo contato e mínimo com a fibra no modo não contato com o tecido alvo. Concluiu-se que o laser de Er,Cr:YSGG foi capaz de propiciar corte ósseo cirúrgico e ablação precisos com mínimo dano térmico aos tecidos adjacentes.¹⁶

Além da capacidade de corte, raspagem, contorno e desgaste de tecidos ósseos bucais, pode ainda realizar osteoplastia, osteotomia e recontorno para corrigir defeitos e criar contornos ósseos fisiológicos favoráveis para se alcançar ótimos resultados clínicos. Também foi utilizado para aumento de coroa clínica, sem causar danos térmicos e sem a realização de retalho e sutura.¹⁷

Em superfícies de implantes usinadas, jateadas e revestidas com hidroxiapatita e de titânio tratado com plasma, a irradiação com o laser de Er,Cr:YSGG promove fixação osteoblástica e neoformação óssea. Sobre implantes de titânio tratados com plasma e com hidroxiapatita, o laser demonstrou que o processo de ablação possibilitou maior remoção de potenciais contaminantes da superfície áspera sem efeitos sobre o substrato dos mesmos, quando comparado com o tratamento com ácido cítrico.¹⁸

O laser de Er,Cr:YSGG foi utilizado para perfuração óssea em 28 pacientes, nos quais 62 implantes foram fixados em mandíbula e maxila. Somente um implante foi perdido, demonstrando alto índice de sucesso. Os parâmetros utilizados foram de 20 Hz, 140 mJ, potência entre 4 e 6 W, e 80-100% de água e 85-90% de ar, para a realização das osteotomias.¹⁹

As superfícies dentinárias de preparos de classe V, em molares de humanos, realizados com o laser de Er:YAG (250mJ, 15Hz) e com o laser de Er,Cr:YSGG (5W, 20Hz), ambos com refrigeração, apresentaram aspectos

irregulares e superfícies ásperas com diferentes profundidades, no entanto, os túbulos dentinários abertos nas cavidades preparadas pelo laser Er,Cr:YSGG estavam mais claramente visíveis, e a superfície desgastada ligeiramente mais homogênea.²⁰

O processo de cicatrização no osso e no tecido mole da maxila e da mandíbula foi investigado em coelhos da raça New Zealand após perfuração com laser de Er,Cr:YSGG (20Hz, 140-200 μ m, 2W, durante 10 segundos e densidade de energia de 80 J/cm²), formando aberturas de 0,4 mm de diâmetro. Os exames histológicos após 56 dias da cirurgia demonstraram que todos os defeitos ósseos haviam sido completamente substituídos por osso neoformado. O laser de Er,Cr:YSGG possibilitou uma precisa ablação cirúrgica, hemostasia e com mínimo dano térmico aos tecidos adjacentes *in vivo*.²¹

A fixação osteoblástica sobre superfícies de titânio é necessária para neoformação óssea e osseointegração. Foram usadas superfícies usinadas jateadas revestidas com hidroxiapatita e de titânio tratado com plasma irradiadas com dióxido de carbono (CO₂) ou com laser de Er,Cr:YSGG. O grupo controle consistiu de discos não irradiados. As culturas osteoblásticas foram cultivadas nos discos de titânio e examinadas por microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que os osteoblastos cresceram em todas as superfícies. Foram observados uma propagação de células que demonstravam maturação nos discos de titânio irradiados a laser, provando que a irradiação a laser pode promover fixação osteoblástica e neoformação óssea.²²

O comprimento de onda de 2,78 μ m, do laser de Er,Cr:YSGG, apresenta a capacidade de corte preciso em tecido ósseo, resultando em cavidades

uniformes, permitindo ainda o controle da profundidade e extensão destas com a utilização de uma fibra ótica adequada para tal procedimento. A ausência de atrito e a refrigeração apropriada não provocam danos térmicos aos tecidos adjacentes, sendo um fator de suma importância em substituição à broca cirúrgica.

A figura 1 ilustra o espectro de transmissão do esmalte dental, mostrando as bandas de absorção da água, radical hidroxila, carbonato e fosfato. A emissão dos lasers de dióxido de carbono coincide com as bandas de absorção dos íons fosfato presentes na hidroxiapatita, assim como a do laser de Er,Cr:YSGG coincide com um pico de absorção do OH⁻ (radical ligado), enquanto a emissão do laser de Er:YAG coincide com o pico de absorção da H₂O livre.

Frente a estes dados da literatura, surgiu o propósito de buscar uma nova técnica de perfuração óssea para a instalação de implante, com o uso do laser de alta potência, avaliando o tempo de reparação óssea e a interface entre o osso e o implante.

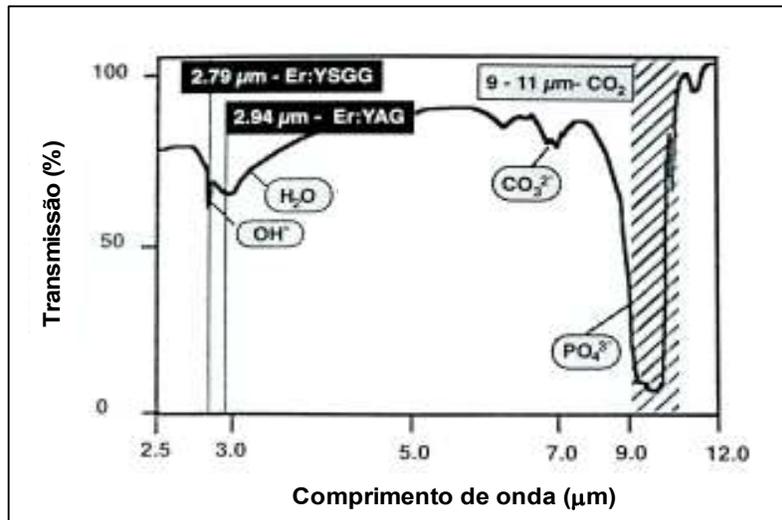


Figura 1 - Espectro de transmissão do esmalte dental, mostrando as bandas de absorção da água, radical hidroxila, carbonato e fosfato. A emissão dos lasers de dióxido de carbono coincide com as bandas de absorção dos íons fosfato presentes na hidroxiapatita, assim como a do laser de Er,Cr:YSGG coincide com um pico de absorção do OH⁻ (radical ligado), enquanto a emissão do laser de Er:YAG coincide com o pico de absorção da H₂O livre¹⁵.

A Figura 2 ilustra esquema de um corte histológico da interface osso implante com as células osteogênicas, osso neoformado, área de necrose.



Figura 2 - Ilustração de corte histológico identificando o osso, células osteogênicas, osso neoformado área de necrose e o titânio⁷.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Este trabalho foi aprovado pelo comitê de ética no parecer no.5 CEPA/IPEN - SP.

O equipamento laser utilizado foi o Er,Cr:YSGG (Figura 3), modelo Waterlase® da marca americana Biolase, emitindo um comprimento de onda de $\lambda = 2,78 \mu\text{m}$, largura de pulso de $150\mu\text{s}$ e taxa de repetição fixa de 20 Hz^{15} , do laboratório de Biofotônica do Centro de Lasers e Aplicações do IPEN. A potência utilizada foi de 5W e a energia do pulso de 200mJ, entregue por uma ponta de safira G6, com diâmetro de feixe de $600\mu\text{m}$. A calibração de ar/água seguiu respectivamente 100% e 90%. Os parâmetros utilizados durante as irradiações, foram definidos com base nos valores encontrados na literatura.^{16,18,20}



Figura 3 – Equipamento laser – Er,Cr:YSGG - Biolase

Os valores de energia por pulso foram medidos antes de cada irradiação, por meio de um medidor de potência e energia *Power/Energy Meter*, modelo *Field Master - Coherent®*, USA, como a média de 10 pulsos, resultando nos 200mJ mencionados e 7,1 J/cm².

Um experimento piloto *in vitro*, utilizando os mesmos parâmetros de irradiação, demonstrou eficiência no corte e na perfuração do tecido ósseo de mandíbula de coelho para a inserção de implante, conforme as Figuras 4 e 5.

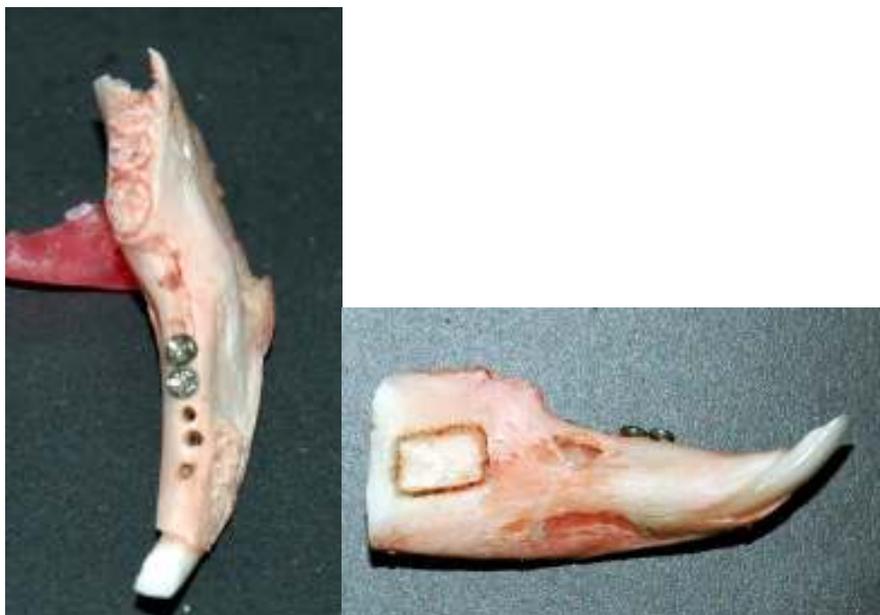


Figura 4 - Observa-se a presença de dois mini implantes com 2,0mm de diâmetro e 8mm de comprimento instalados na mandíbula de coelho.

Figura 5 - Osteotomia para remoção de bloco ósseo.

No grupo controle, foi utilizado um motor cirúrgico da marca Driller®, modelo Smart Torque Control, a 1.400 RPM e irrigação de soro com uma bomba peristáltica acoplada ao motor cirúrgico. O contra-ângulo utilizado foi

NSK[®], com redução de 16:1. As brocas e os implantes usados neste experimento foram da Conexão[®] Sistema de Prótese, empresa brasileira fabricante de implantes, componentes protéticos e brocas cirúrgicas.

Os implantes utilizados foram padronizados para cirurgia em coelho, com design cilíndrico, 6,0 mm de comprimento e 3,3 mm de diâmetro, superfície tratada, rugosa e com hexágono externo.

Este estudo incluiu nove coelhos da raça New Zealand, fêmeas, com massa variando entre 4,0 e 5,0 kg e idade entre 10 e 14 meses. Os animais foram identificados com tatuagem na face interna de suas orelhas e as gaiolas identificadas com tarjetas plásticas, determinando número do animal, data de execução do experimento e momento selecionado para o sacrifício.

Os animais foram divididos por data de sacrifício, conforme organograma (figura 06). Para cada grupo de 03 animais, 01 animal foi utilizado para análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e, 02 animais para Microscopia Óptica (MO), totalizando 03 animais para MEV e 06 animais para MO.

Para a microscopia eletrônica de varredura, para o processamento e interpretação das amostras, foi utilizado o laboratório do CCTM (Centro de Ciência e Tecnologia de Materiais) .

Para a avaliação histológica, preparo das lâminas e análises das mesmas, foi utilizado o laboratório de patologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

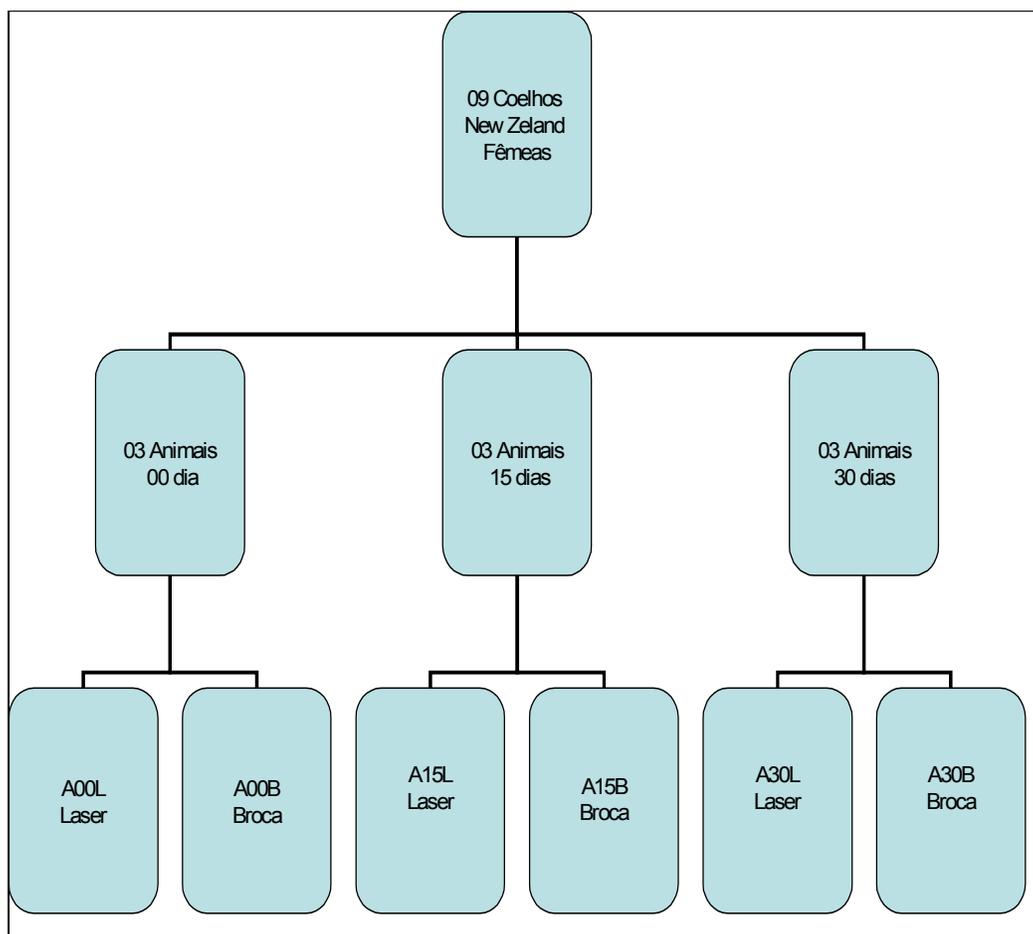


Figura 6 – Organograma demonstrativo dos grupos de animais e condição do experimento utilizados na pesquisa.

4.1 Protocolo de anestesia e medicação

Para o procedimento cirúrgico foi utilizado o protocolo descrito a seguir, visando uma anestesia segura e eficiente, com proteção antimicrobiana e alívio da dor.

- Vetanarcol® (Cloridrato de Ketamina) – 1ml/Kg – Anestésico
- Rompum® (Cloridrato de Xilazina) – 1ml/Kg – Anestésico

- Anestésico Local® – lidocaína 2% sem vaso constritor – in loco
- Baytril 10%® (Enrofloxacina) – 2,5mg/Kg – Antimicrobiano – 1 hora antes do procedimento;
- Ketofen® (Ketoprofeno) – 2,2 mg/Kg – Antiinflamatório/Analgésico – 1x o dia por 03 dias.

4.2 Procedimento cirúrgico

Foram realizadas tricotomias crânio-caudais na face interna e anterior das tíbias dos animais para prover um campo cirúrgico livre de pêlos (Figura 7).

Os coelhos foram imobilizados numa calha cirúrgica desenvolvida para o procedimento cirúrgico. A antisepsia, a degermação da superfície cutânea e determinação da superfície livre ao procedimento cirúrgico foi realizada por meio de gaze com povidine-iodine (Figura 8).



Figura 7 - Foto da tricotomia da face interna e anterior da tíbia



Figura 8 – Coelho imobilizado e antisepsia

A cirurgia consistiu de uma abordagem cutânea e muscular de aproximadamente 3 cm na região medial da tíbia, próxima à epífise que articula-se com o fêmur, visando à exposição óssea (Figuras 9 e 10).



Figura 9 – Incisão da área operada



Figura 10 – exposição óssea

As tíbias do lado direito foram perfuradas com o laser de Er,Cr:YSGG com cerca de 3mm de diâmetro por 6mm de profundidade (Figuras 11 e 12). O diâmetro da perfuração foi controlado por meio da sondagem com brocas cirúrgicas próprias de perfuração óssea, conforme era feita a abertura com o laser. O controle da profundidade foi feito da mesma maneira.



Figura 11 – Início da perfuração com laser de Er:Cr:YSGG.

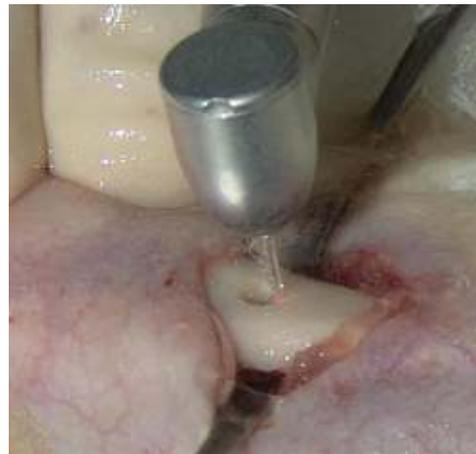


Figura 12 – Perfuração com laser de Er:Cr:YSGG.

O implante, com medidas de 3,3mm de diâmetro por 6,0 mm de comprimento (Figura 13), foi posicionado no local da perfuração e inserido dentro do alvéolo cirúrgico com uma chave-catraca própria para fixação de implante (Figura 14). Não foi necessário a demarcação da área devido à exposição da cabeça do implante, que permaneceu até o final do estudo, informando a localização da área operada.



Figura 13 – Implante 3,3 x 6,0 mm e área operada

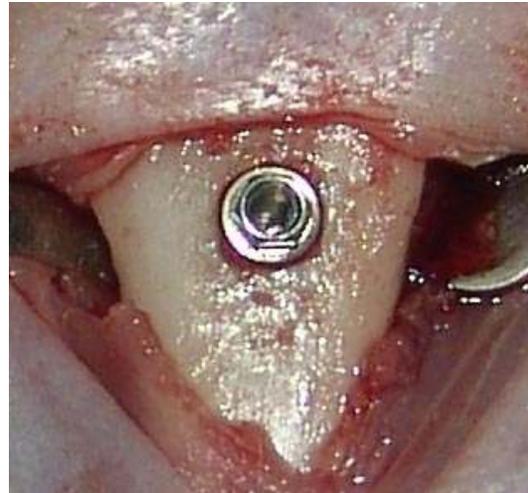


Figura 14 – Implante fixado no alvéolo cirúrgico

As tíbias do lado esquerdo (grupo controle) foram perfuradas com a técnica tradicional utilizando brocas próprias na seguinte seqüência: start, 2mm, pilot 2/2,8mm e 2,8mm (Figuras 15 e 16). Ambos os lados foram realizados no mesmo ato cirúrgico. As incisões foram suturadas com fios de seda 4.0.



Figura 15 – Perfuração com broca "start"



Figura 16– Perfuração com broca 2,8 mm

Da mesma forma que o grupo laser, o implante, com medidas de 3,3mm de diâmetro por 6,0 mm de comprimento (Figura 17), foi posicionado no local da perfuração e inserido dentro do alvéolo cirúrgico com uma chave-catraca própria para fixação de implante (Figura 18).



Figura 17 – Implante posicionado no alvéolo



Figura 18 – Implante fixado no alvéolo cirúrgico

Após a cirurgia os animais receberam os cuidados de nutrição e higiene adequados à sua manutenção.

O sacrifício seguiu o cronograma de 00, 15 e 30 dias e, foi realizado nas instalações do biotério da Faculdade de Medicina da USP utilizando-se dose letal de anestesia, 5 vezes a quantidade especificada e necessária para sedar coelhos. As porções das tíbias foram retiradas com uma margem de segurança de cerca de 2,5 mm para cada lado da intervenção cirúrgica, com o auxílio de uma serra para osso.

4.3 Preparo das amostras

4.3.1 *Microscopia eletrônica de varredura*

Após a remoção das peças, estas foram lavadas em solução salina e fixadas em formalina a 10%, por 24 horas, respeitando a proporção de volume de 5/1 de fixador, em relação à peça submersa.

Posteriormente, as peças foram lavadas em água corrente por 12 horas e então desmineralizadas em ácido clorídrico por 24 horas, sendo que o grau de desmineralização foi testado mecanicamente com o auxílio de um instrumento pontiagudo. Havendo a perfuração da peça sem resistência, o grau de desmineralização foi considerado adequado. A média de tempo necessário para a desmineralização adequada foi de 24 horas.

A seguir, procedeu-se à desidratação das peças em seqüência alcoólica desde uma concentração de 70% a 100%, ficando as peças submersas por um período de 12h em cada concentração, com início do álcool menos concentrado para o absoluto. A imersão em álcool absoluto foi repetida para segurança da desidratação.

Após desidratação, as peças foram mantidas em recipiente de baixa humidade contendo sílica gel por 48 horas. Em seguida as peças foram seccionadas em duas partes, próximo ao implante, ao longo eixo deste, com uma lâmina de bisturi n^o.15, permanecendo o implante fixo em uma das partes, expondo a interface osso/implante (Figura 19), e a outra parte apenas o osso da tíbia. Somente as amostras com o implante foram avaliadas.

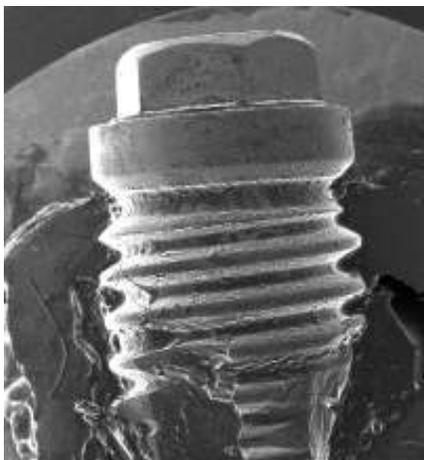


Figura 19 – Foto da peça obtida para análise sob Microscopia Eletrônica de Varredura.

Em seguida, as peças foram fixadas em suportes apropriados e levadas a um sistema de deposição de filme fino com liga de ouro-paladium, para a visualização sob microscopia eletrônica de varredura. Estes foram identificados e levados ao microscópio eletrônica de varredura, marca Phillips e modelo North Holland

As imagens das eletromicrografias obtidas de cada amostra foram padronizadas com aumento original de 13X para obtenção de uma imagem inicial, com a vista panorâmica da amostra com o implante e outras três imagens com aumento original de 100X, referentes às áreas cervicais e apicais do lado esquerdo e porção apical do implante (totalizando 04 micrografias eletrônicas por amostra), levando-se em consideração a interface osso/implante. As micrografias foram identificadas de acordo com a condição de tratamento, período de sacrifício e gravadas em mídia digital para as análises da interface osso implante.

4.3.2 Histologia

Para esta análise as amostras foram descalcificadas por meio da imersão das peças em ácido fórmico a 20% durante 72 horas. Em seguida os parafusos de fixação do enxerto foram retirados e as peças retornaram para a imersão ácida por mais 96 horas, totalizando 07 dias. Imediatamente após, as peças foram desidratadas. Nessa fase foram tratadas por banhos seriados de álcool em concentrações de 70%, 80%, 90% e 100%, permanecendo imersas durante uma hora e trinta minutos em cada concentração. Após a desidratação das amostras, o terceiro passo foi a diafanização das peças. Para tal, as peças permaneceram imersas em Xylol, em dois banhos seqüenciais de uma hora e trinta minutos cada.

As amostras foram então incluídas em parafina, em dois banhos de impregnação, de uma hora e trinta minutos cada. Em seguida, foram incluídas em cassetes específicos para realização dos cortes seriados por meio de micrótomo Jung, resultando em cortes com espessura de 7 μ m. Com a espessura adequada, os cortes foram passados em banho maria e esticados sobre lâminas de vidro.

Os cortes (Figura 20) foram corados com hematoxilina, por imersão, durante cinco minutos e na seqüência receberam o corante de eosina, por mais um minuto. Uma vez sobre as lâminas de vidro, a finalização da montagem foi efetuada através do equipamento Tissue Tek, onde uma fita de poliuretano foi aplicada sobre os cortes.

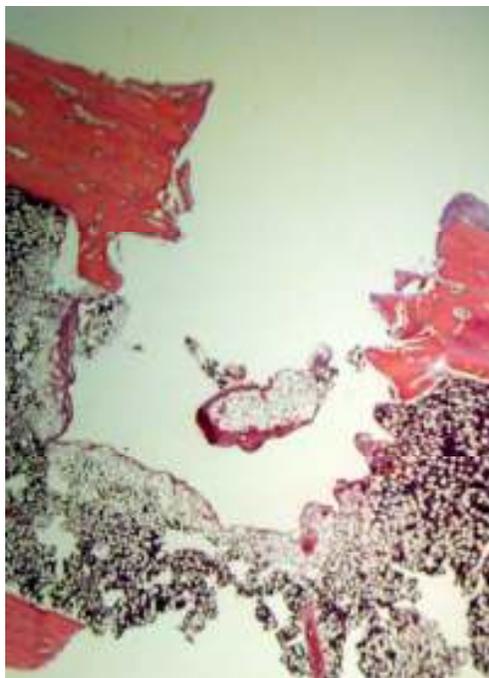


Figura 20 – Foto da amostra para análise histológica

5 RESULTADOS

5.1 Microscopia eletrônica de varredura

Todas as regiões estudadas foram avaliadas em 04 diferentes condições:

- Vista panorâmica: aumento de 13 X;
- Vista da interface cervical: aumento de 100X;
- Vista da interface apical: aumento de 100X;
- Vista específica apical: aumento de 100X.

Simplemente num total de 24 áreas foram analisadas conforme descrito na tabela abaixo:

Classificação usada em Imagens Obtidas Pela Microscopia Eletrônica de Varredura.

A00-L1	A15-L1	A30-L1
A00-L2	A15-L2	A30-L2
A00-L3	A15-L3	A30-L3
A00-L4	A15-L4	A30-L4
A00-B1	A15-B1	A30-B1
A00-B2	A15-B2	A30-B2
A00-B3	A15-B3	A30-B3
A00-B4	A15-B4	A30-B4

A – animal

00, 15 e 30 - dias de sacrifícios dos animais;

L – Laser

B – Broca;

1 – vista panorâmica;

2 – vista cervical esquerda e direita da interface;

3 – vista apical esquerda e direita da interface;

4 – vista apical do implante.

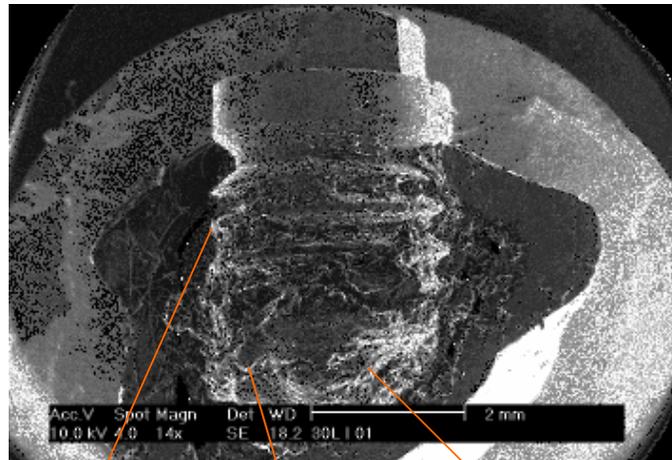


Figura 21 - A00-L1, 13x

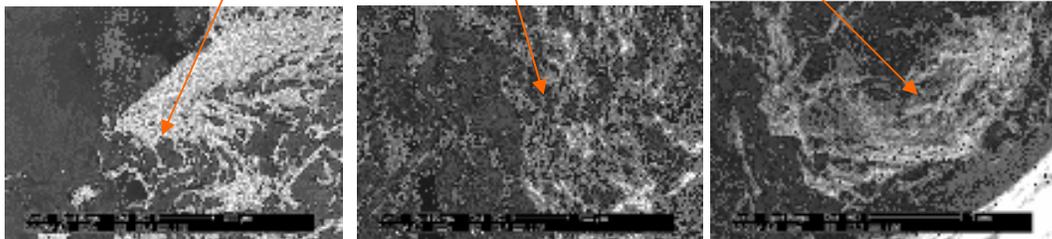


Figura 22 - A00-L2, 100x Figura 23 - A00-L3, 100x Figura 24 - A00-L4, 100x

Fig. 21 - Micrografia eletrônica da amostra do animal A00-L1 (sacrificado imediatamente após a perfuração da tíbia com laser e inserção do implante) – vista panorâmica. (Aumento original de 13X)

Fig. 22, Fig. 23 e Fig. 24 – Micrografia eletrônica da mesma amostra em maior aumento, com vista cervical esquerda e direita; apical esquerda e direita da interface e apical do implante respectivamente. (Aumento original de 100X)

Foi observado nas figuras 21, 22, 23 e 24, uma deposição de osso medular ao longo do implante, principalmente na interface osso-implante e na porção apical do implante. Provavelmente devido ao diâmetro da perfuração ser menor do que o do implante, fazendo com que as espiras cravam no osso.

Observa-se uma adaptação bastante precisa na cabeça do implante, fato que dispensa o uso da broca “counter sink”. A imagem da figura 21, sugere maior deposição óssea no terço cervical do implante quando comparado com o grupo controle.

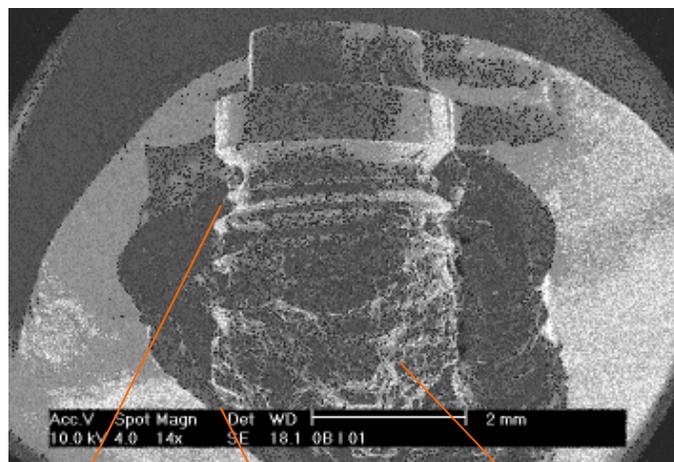


Figura 25 - A00-B1, 13x

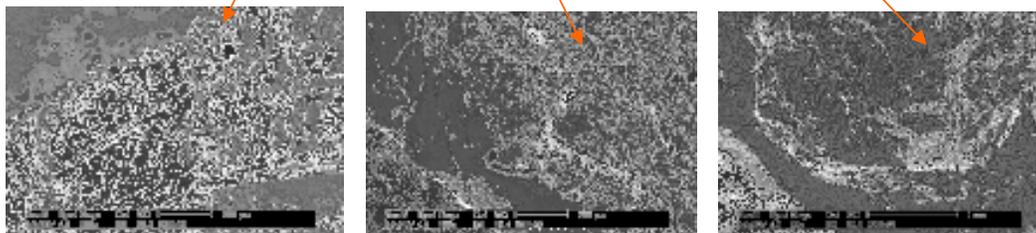


Figura 26 - A00-B2, 100x Figura 27 - A00-B3, 100x Figura 28 - A00-B4, 100x

Fig. 25 - Micrografia eletrônica da amostra do animal controle A00-B1 (sacrificado imediatamente após a perfuração da tíbia com broca e inserção do implante) – vista panorâmica. (Aumento original de 13X)

Fig. 26, Fig. 27 e Fig. 28 – Micrografia eletrônica da mesma amostra com aumentos originais de 100X, com vista cervical esquerda e direita; apical esquerda e direita da interface e apical do implante respectivamente. (Aumento original de 100X)

Observa-se a presença de uma camada óssea ao longo do implante, porém, no terço cervical do implante esta deposição é bastante discreta.

Nas figuras 27 e 28, observa-se parte do implante exposto, podendo ser proveniente do formato da broca ou pelo aquecimento da mesma.

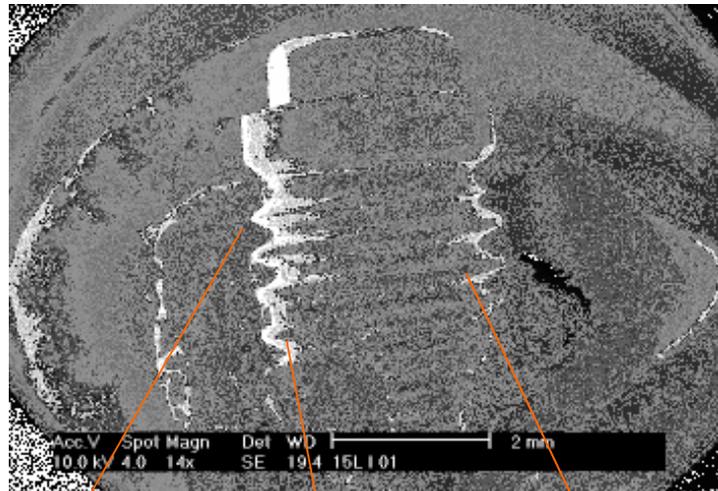


Figura 29 – A15-L1, 13x

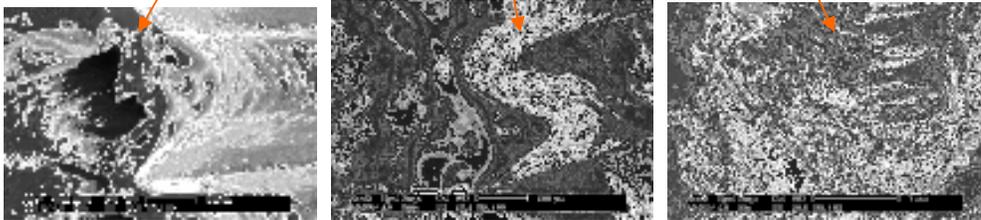


Figura 30 - A15-L2,100x Figura 31– A15-L3,100x Figura 32 - A15-L4, 100x

Fig. 29 - Micrografia eletrônica da amostra do animal A15-L1 (sacrificado 15 dias após a perfuração da tíbia com laser e inserção do implante) – vista panorâmica (Aumento original de 13X).

Fig. 30, Fig 31 e Fig. 32 com vista cervical esquerda; apical esquerda e apical do implante respectivamente. (Aumento original de 100X)

Após 15 dias da cirurgia, o osso já está mais maduro e bem delimitado.

As figuras 30 e 31 sugerem o início do processo de osseointegração na interface osso-implante. Porém, na figura 32, apesar da regularidade na interface osso-implante, observa-se que o osso está com uma aparência ligeiramente desorganizada.

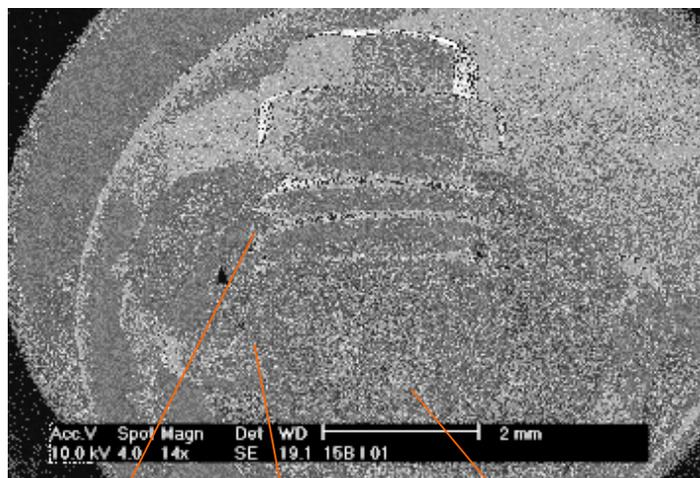


Figura 33 – A15-B1, 13x

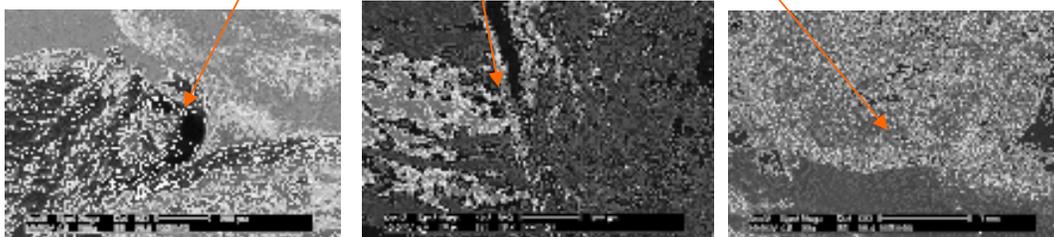


Figura 34 – A15-B2, 100x Figura 35 – A15-B3, 100x Figura 36- A15-B4, 100x

Fig. 33 - Micrografia eletrônica da amostra do animal A15-L1 (sacrificado 15 dias após a perfuração da tíbia com broca e inserção do implante) – vista panorâmica. (Aumento original de 13X)

Fig. 34, Fig. 35 e Fig. 36 – Micrografia eletrônica da mesma amostra, com vista cervical esquerda; apical esquerda e apical do implante respectivamente. (Aumento original de 100X)

A figura 33 sugere um nível de maturação óssea maior do que o grupo controle sacrificado na mesma época. Observa-se na interface osso-implante a presença de “gaps”, na figura 34. A figura 35, ficou evidente a presença de uma fissura óssea, podendo estar relacionada à presença de “gaps”. Na figura 36, parte do osso está fixado ao implante, podendo ter acontecido no ato do corte ou até mesmo pelo processo de Osseointegração. Porém, a deposição óssea ao longo do implante parece inferior ao do grupo experimental.

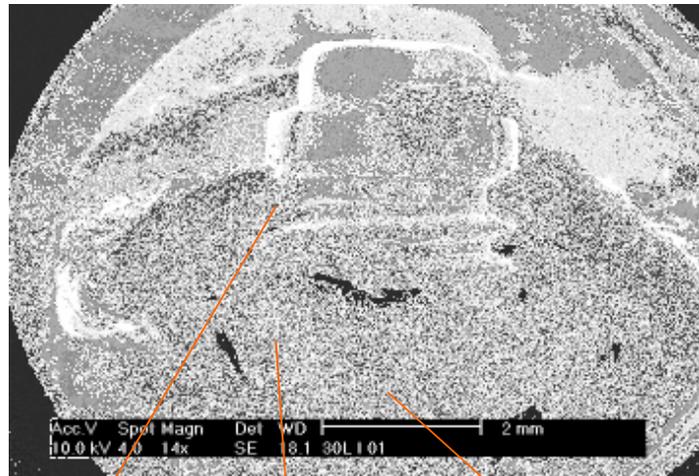


Figura 37 – A30-L1, 13x

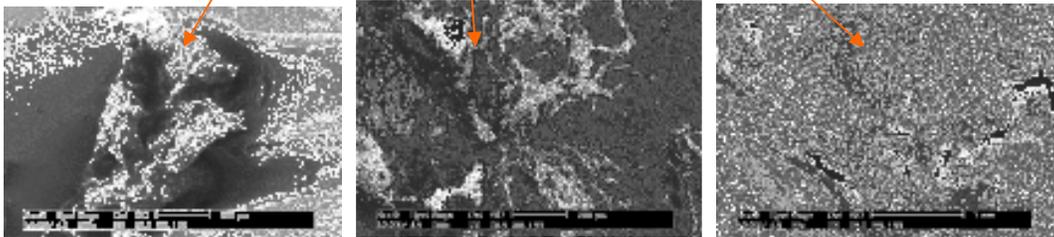


Figura 38 – A30-L2, 100x Figura 39 – A30-L3, 100x Figura 40 - A30-L4, 100x

Fig. 37 - Micrografia eletrônica da amostra do animal A30-L1 (sacrificado 30 dias após a perfuração da tíbia com laser e inserção do implante) – vista panorâmica. (Aumento original de 13X)

Fig. 38, Fig. 39 e Fig. 40 – Micrografia eletrônica da mesma amostra, com vista cervical esquerda; apical esquerda e apical do implante respectivamente. (Aumento original de 100X)

As imagens sugerem uma deposição óssea mais intensa e regular neste grupo, do que no grupo controle. Nota-se, no entanto, a presença de “gaps”.

A matriz óssea ainda apresenta certa irregularidade, sugerindo o processo de osseointegração e a neoformação óssea mais lentas.

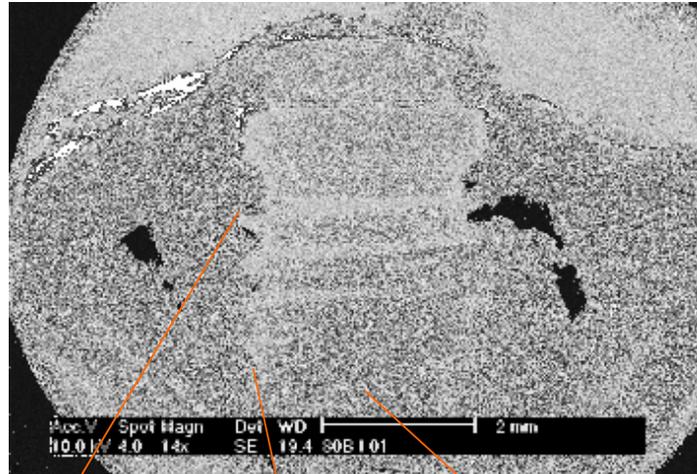


Figura 41 – A30-B1, 13x

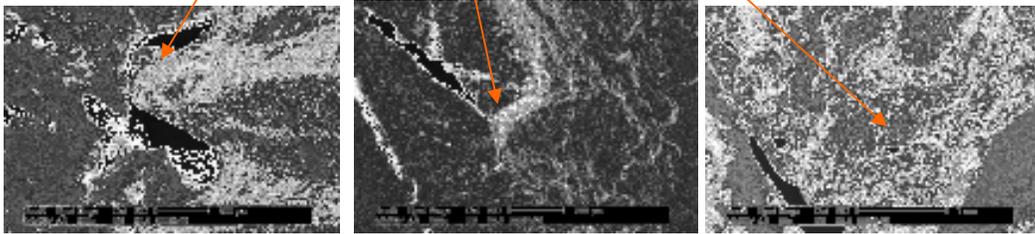


Figura 42 - A30-B2, 100x Figura 43 - A30-B3, 100x Figura 44 - A30-B4, 100x

Fig. 41 - Micrografia eletrônica da amostra do animal A30-L1 (sacrificado 30 dias após a perfuração da tíbia com broca e inserção do implante) – vista panorâmica. (Aumento original de 13X)

Fig. 42, Fig. 43 e Fig. 44 – Micrografia eletrônica da mesma amostra, com vista cervical esquerda; apical esquerda e apical do implante respectivamente. (Aumento original de 100X)

Observa-se uma regularidade na deposição óssea ao longo do implante, sugerindo o processo de osseointegração, mas a presença de “gaps” ainda se mostra com maior intensidade do que no grupo experimental.

5.2 Avaliação Histológica

Foram analisadas um total de 36 lâminas, sendo 03 por condição. Para cada condição, 01 lâmina foi selecionada para apuração final, conforme as amostras abaixo.

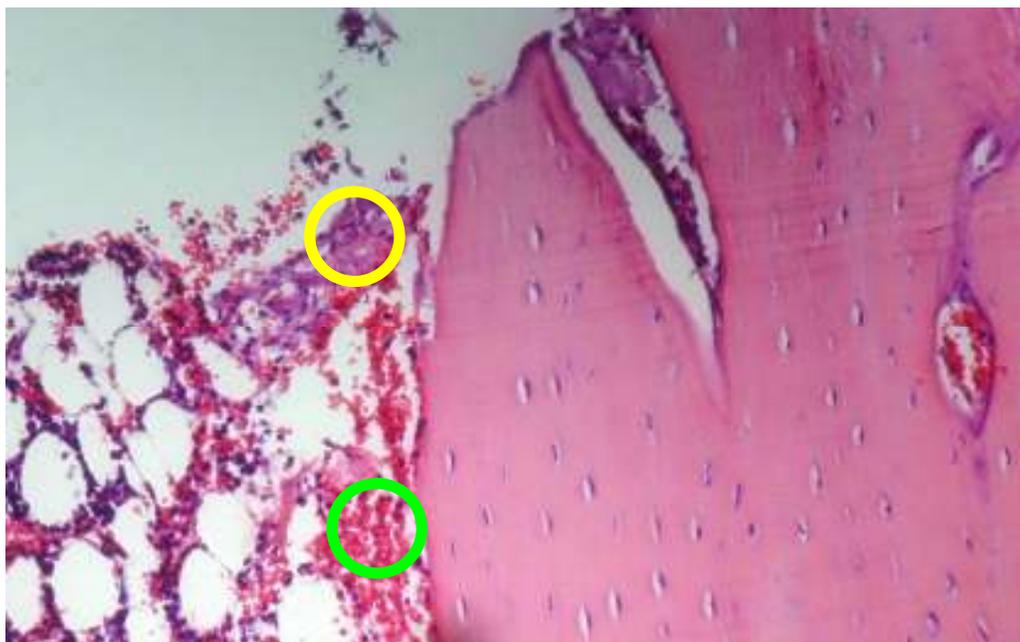


Fig. 45 – Corte histológico do animal A00-L (sacrificado imediatamente após a perfuração da tíbia com laser e inserção do implante)

Não foram observadas áreas de necrose. No interior da medula, existe pequenos fragmentos nas trabéculas ósseas (círculo amarelo) e Infiltrado hemorrágico com presença de hemáceas (círculo verde).

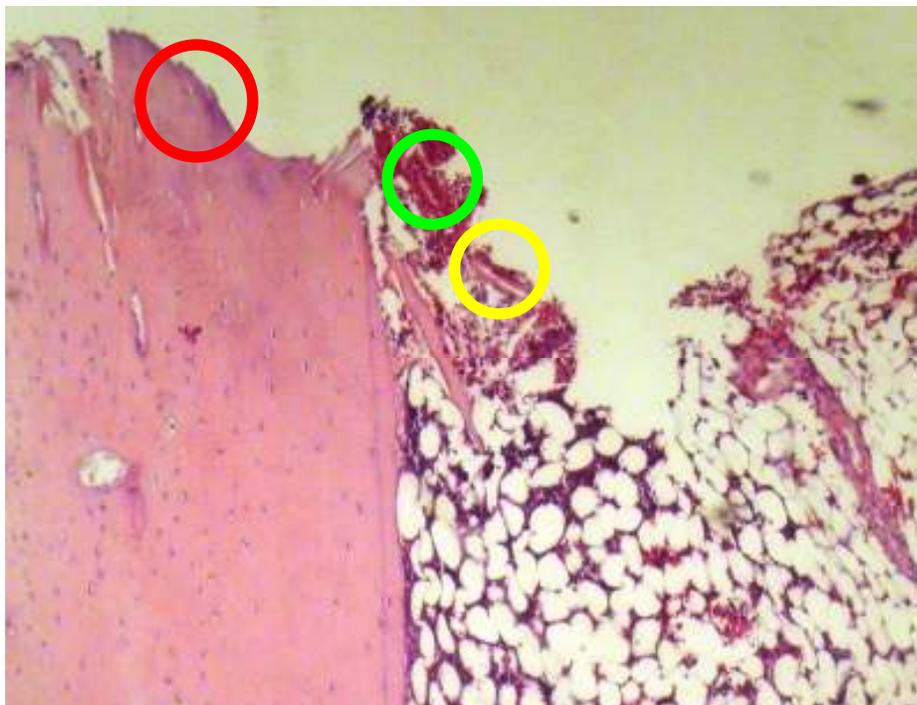


Fig. 46 – Corte histológico do animal A00-B (sacrificado imediatamente após a perfuração da tíbia com broca e inserção do implante)

Observa-se as bordas com presença pequena de necrose (círculo vermelho).

No interior da medula, há presença de pequenos fragmentos nas trabéculas ósseas (círculo amarelo) e de áreas hemorrágicas (círculo verde).

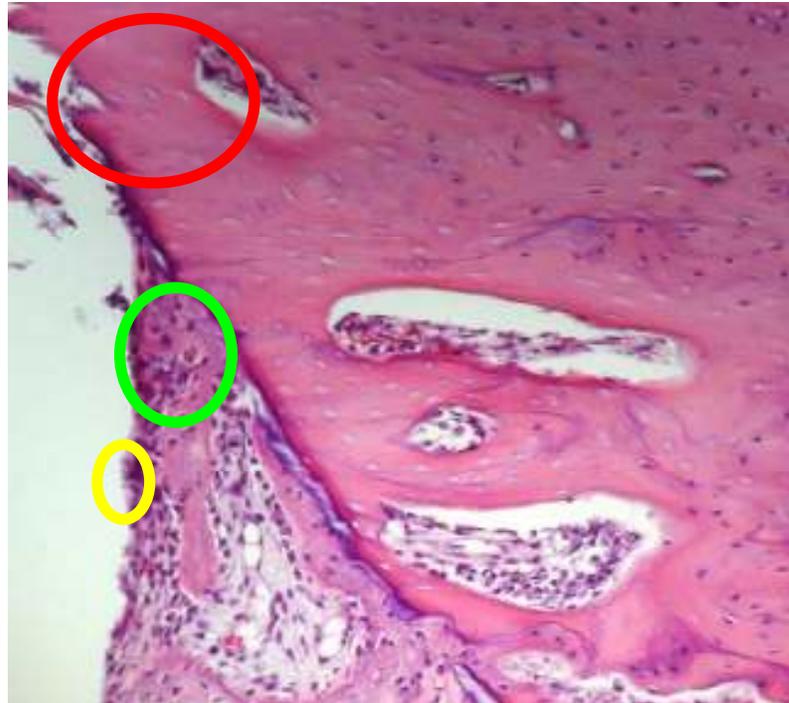


Fig. 47 – Corte histológico do animal A15-L (sacrificado 15 dias após a perfuração da tíbia com laser e inserção do implante)

Observa-se osso neoformado a partir das trabéculas existentes no sentido periosteal (círculo verde) e, a presença de osteoblastos (círculo amarelo) perfilados na periferia óssea;

Extremidades com plastos vazios e presença de osteócitos, com necrose parcial (círculo vermelho);



Fig. 48 – Corte histológico do animal A15-B (sacrificado 15 dias após a perfuração da tíbia com broca e inserção do implante)

Observa-se osso neoformado (círculo vermelho) com presença de infiltrado inflamatório e hemorrágico mais intenso (círculo verde), além de neutrófilos, devido a inflamação aguda.

Também é evidente a presença de células gigantes (círculo amarelo), responsáveis pela reparação óssea.



Fig. 49 – Corte histológico do animal A30-L (sacrificado 30 dias após a perfuração da tíbia com laser e inserção do implante)

Observa-se osso remodelado e maduro (círculo amarelo);

Presença de células gigantes (círculo vermelho) responsáveis pela remodelação óssea, e no meio das trabéculas, há presença de células inflamatórias e a medula está bem organizada (círculo verde).

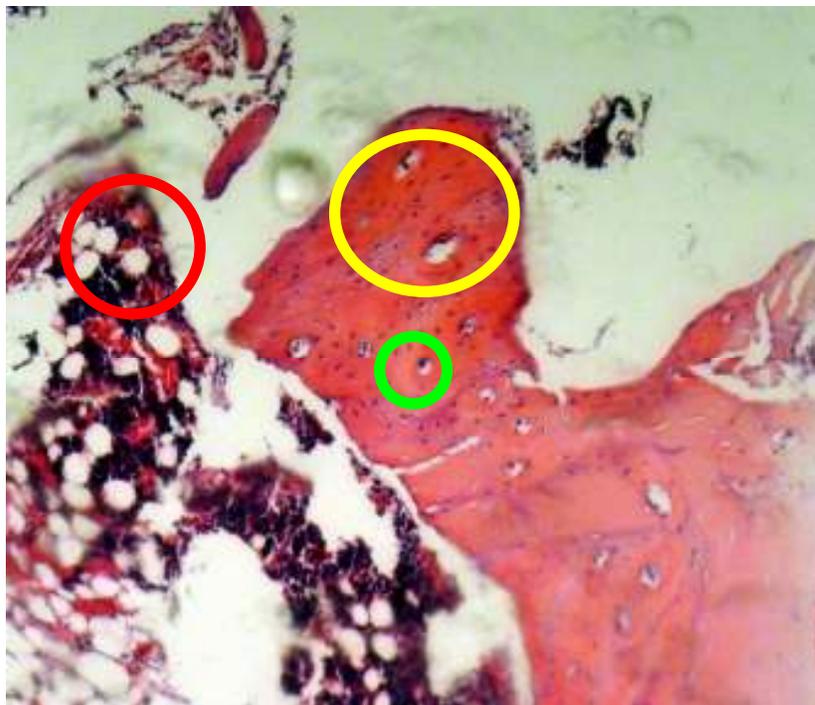


Fig. 50 – Corte histológico do animal A30-B (sacrificado 30 dias após a perfuração da tíbia com broca e inserção do implante)

Presença de osso neoformado e maduro (círculo amarelo). Há uma vascularização muito intensa e, notam-se as trabéculas ósseas com pouca presença de necrose (círculo vermelho).

Observa-se também a presença de células gigantes (círculo verde).

6 DISCUSSÃO

Após a descoberta do conceito da osteointegração, o implante dentário sofreu nestes últimos anos grandes modificações. Sem dúvida nenhuma, a evolução dos desenhos dos implantes, os diferentes tipos de materiais biocompatíveis para a superfície e as novas técnicas cirúrgicas podem ser considerados os responsáveis pelos índices de sucesso satisfatórios e pela previsibilidade das próteses sobre implante, na atualidade. Por outro lado, existe uma busca constante pela otimização da técnica com procedimentos cirúrgicos mais curtos, porém seguros que possam resultar na fixação do componente a partir da osteointegração.

A partir do desenvolvimento do laser, inúmeras pesquisas foram desenvolvidas na odontologia, seja com os de baixa potência como também com os de alta potência. A vantagem de proporcionar a redução microbiana, consagrada na literatura, foi observada em superfícies de implantes, quando foram irradiados com laser de Er,Cr:YSGG. A comparação entre o uso do laser e o tratamento com ácido cítrico, mostrou que o laser foi mais eficaz na redução microbiana do que a técnica convencional.¹⁸

Outra vantagem importante, é a capacidade de biomodulação tecidual, acelerando o processo de reparação, estimula a realização de novos estudos que possam comprovar a sua biocompatibilidade com os tecidos biológicos. Desta maneira, este estudo tem como objetivo analisar através de microscopia eletrônica de varredura e de microscopia ótica, a interface osso/implante em

tíbias de coelhos, cujas perfurações foram realizadas por meio da irradiação do laser de Er,Cr:YSGG.

De acordo com o espectro eletromagnético, o feixe do laser de Er,Cr:YSGG, com comprimento de onda de 2,78 μ m, é altamente absorvido pelos tecidos biológicos compostos por água e hidroxiapatita. Portanto, semelhante ao laser de Er:YAG (2,94 μ m), é capaz de promover cortes e perfurações no tecido ósseo, por meio do processo de ablação e, com a ausência de atrito e com refrigeração apropriada, não causa danos térmicos aos tecidos adjacentes. Segundo a teoria da hidrocínética de Fried, de 2002,¹⁵ o spray de água do laser de Er,Cr:YSGG, potencializa o efeito de ablação afastando o risco de carbonização em determinadas áreas, colocando o laser em vantagem quando comparado ao uso da broca para osteotomia.

Outro motivo pela escolha do laser de Er,Cr:YSGG (Biolase), foi por ele possuir pontas cilíndricas, muito semelhantes às pontas de alta rotação, que possibilitam o seu uso em contato com o tecido alvo. Fato este bastante importante, pois facilita a estabilização do corte, deixando-o preciso e regular. Diferente do laser de Er:YAG (Kavo) que trabalha sem contato algum nos procedimentos de perfuração óssea, por não possuir pontas próprias para cirurgia. Além disso, a ação do laser de Er,Cr:YSGG, através do mecanismo de fotoablação, faz com que luz interaja com a água na superfície do tecido e de forma explosiva retira pequenas quantidades de substância óssea. A taxa de repetição fixa em 20Hz, também o coloca em vantagem em relação ao laser da Kavo, cuja taxa de repetição é de 10 HZ, tornando-o mais rápido.

A proposta deste estudo foi avaliar o uso do laser de Er,Cr:YSGG em perfurações ósseas na tíbia de coelhos fêmeas, da raça New Zealand, para a

inserção de implante de titânio, observando na interface osso-implante a presença de células osteogênicas, possíveis áreas de necrose e tempo de osseointegração do implante.

Os parâmetros utilizados foram com potência de 5W, energia do pulso de 200mJ, entregue por uma ponta de safira G6, com diâmetro de feixe de 600µm, densidade de energia por pulso de 144 J/cm² e calibração de ar/água com 100% e 90% respectivamente. Estes parâmetros foram achados de acordo com a média encontrada na literatura.

A técnica cirúrgica com o uso do laser foi mais rápida do que a técnica convencional com broca, pois esta sempre é interrompida para a troca de brocas por outras de diâmetros maiores.

O preparo do alvéolo artificial com o laser foi bastante preciso e até o uso de brocas “counter sink” foi dispensado para assentamento da cabeça do implante, pois foi possível realizar tal procedimento com o Er;Cr:YSGG.

Nos resultados obtidos em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) nos animais operados e sacrificados no período zero, foi observada no grupo laser, a presença de uma camada de osso medular ao longo do implante, muito evidente na interface osso-implante e na porção apical do implante, uma adaptação precisa da cabeça do implante, dispensando o uso da broca “counter sink”. Foi observada uma maior presença de camada óssea no terço cervical do implante quando comparado com o grupo broca, que por sua vez, parte do implante estava exposto, podendo ser proveniente do formato da broca ou pelo aquecimento da mesma.

Nos animais do grupo laser, sacrificados 15 dias após a cirurgia, o osso aparentou estar mais maduro e bem delimitado, sugerindo o início do processo

de osseointegração na interface osso-implante. Porém, apesar da regularidade na interface osso-implante, observa-se o osso com uma aparência ligeiramente desorganizada. No grupo broca, sacrificado no mesmo período, ficou evidente um nível maior de maturação óssea, porém a presença de “gaps” foi vista na interface osso-implante. Parte do osso está fixado ao implante, podendo estar relacionado à técnica de preparo do bloco para MEV e ao processo de osseointegração, dificultando seu corte. A deposição óssea ao longo do implante, parece ser inferior quando comparada ao grupo laser.

No grupo laser, em animais sacrificados com 30 dias, as imagens sugerem uma deposição óssea mais intensa do que o grupo broca, pois este ainda está com uma presença maior de “gaps”. A regularidade na deposição óssea, ao longo do corpo do implante, foi observada em ambos os grupos.

Nos resultados obtidos pelas análises histológicas, foram observados, nos animais sacrificados no dia zero, que o grupo broca apresentou uma pequena área de necrose, o que não foi observado no grupo laser. Porém, em ambas as condições, no interior da medula, existem pequenos fragmentos nas trabéculas ósseas e infiltrado hemorrágico com presença de hemáceas, indicando normalidade no processo inflamatório pós-operatório.

Nas lâminas dos animais sacrificados no 15º dia, no grupo laser, há presença de osteoblastos, plastos vazios e osteócitos. Já no grupo broca, existe um infiltrado inflamatório e hemorrágico, bem mais intenso do que no grupo laser, presença de neutrófilos, devido a inflamação aguda e células gigantes, responsáveis pela reparação óssea. Apesar da diferença nas observações de ambos os grupos, ficou evidente que, o processo de osseointegração está na sua normalidade.

Nas análises das lâminas dos animais sacrificados no 30º dia, ambas as condições mostraram presença de osso neoformado e maduro. No grupo laser, foram encontradas células gigantes, células inflamatórias e, a medula bem organizada. No grupo broca, a vascularização é intensa e as trabéculas ósseas apresentam poucas áreas de necrose. Estas observações sugerem que a osseointegração já se estabeleceu.

As análises histológicas demonstraram aspectos semelhantes em ambas as técnicas, por meio do laser ou da broca. A presença de células osteogênicas, foram observadas nos devidos tempos de reparação óssea, sugerindo que o processo da osseointegração ocorreu.

Nas condições deste experimentos, e frente aos resultados das análises por microscopia eletrônica de varredura e histológica, ficou evidente que o laser de Er;Cr:YSGG é bastante eficaz na osteotomia para inserção de implantes. A técnica se mostrou rápida e precisa, dispensando a utilização de qualquer tipo de broca para uso em conjunto. No entanto, outros trabalhos deverão ser realizados com o mesmo equipamento, variando apenas os parâmetros.

7 CONCLUSÃO:

Nas condições de irradiação laser e nos períodos de análise histológica deste trabalho, concluiu-se que:

- O tempo cirúrgico para a técnica de perfuração do osso do laser Er;Cr:YSGG foi menor do que a técnica com broca;
- O preparo do alvéolo artificial com o laser foi bastante preciso, dispensado o uso de brocas counter sink para assentamento da cabeça do implante;
- A neoformação óssea foi semelhante em ambos os grupos;
- São sugeridas pesquisas adicionais para que outras condições de irradiação, outros tempos de análise, assim como o uso de marcadores durante o processo de reparação óssea, sejam estudados para uma comparação mais completa da eficiência do laser de Er;Cr:YSGG em relação ao uso de brocas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICA

1. BRANEMARK PI. Osseointegration and its experimental back-ground. **J Prosthet Dent** 1983; 50:399-10.
2. ERCOLI C, FUNKENBUSCH PD, LEE HJ, MOSSE ME, GRAN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. 2004. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 19(3):335-49.
3. LINDHE J. **Tratado de periodontia clínica e implantologia oral**. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara. 2005.
4. MISCH CE. **Prótese sobre implantes**. São Paulo: Santos. 2006.
5. BECHELLI AH. **Carga imediata em implantologia oral**. São Paulo: Santos. 2006.
6. JIMÉNEZ-LÓPEZ V. **Carga em função imediata em implantodontia**. São Paulo: Quintessence. 2005.
7. MEVINS MY, MELLONIG JT. **Implantoterapia: abordagens clínicas e evidências de sucesso**. São Paulo: Quintessence. 2003.
8. NEVES, JOSÉ BERNARDES DAS. Enxertos ósseos intra-orais em implantodontia. In **Odontologia integrada: atualização multidisciplinar para o clínico e o especialista**. v. 3. Rio de Janeiro: MEDSI, 2003.
9. JUNQUEIRA LC, CARNEIRO J. **Histologia básica**. 10^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2004.
10. SALAMA, H.; ROSE, L.F.; SALAMA, M.; BETTS, N.J. Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics – a technique reexamined: two case reports. **Int J Periodont Rest Dent**. v. 15, n. 4, p. 345-61, 1995.
11. SZMUKLER-MONCLER, S.; PIATELLI, A.; FAVERO, G. A. *et al*. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. **Clin Oral Impl Res**, v. 11, n. 1, p. 12-25, Feb. 2000.
12. NAVARRO, RICARDO S. **Laser**. Disponível em <<http://www.odonto-apo.com.br/entrevista.htm#entrevista01>> Acesso em 07 jun. 2006.
13. EVERSOLE LR, RIZOIU IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. **J Calif Dent Assoc** 1995 Dec; 23(12):41-7.
14. KIMURA Y, YU DG, FUJITA A, YAMASHITA A, MURAKAMI Y, MATSUMOTO K. Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on canine mandibular bone. **J Periodontol** 2001 Sep;72(9):1178-82.

15. FRIED D, ASHOURI N, BREUNING T, SHORI R. Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel. **Lasers in Surgery and Medicine** 2002; 31: 186-193.
16. WANG X, ISHIZAKI NT, SUZUKI N, KIMURA Y, MATSUMOTO K. Morphological changes of bovine mandibular bone irradiated by Er,Cr:YSGG laser: an in vitro study. **J Clin Laser Med Surg** 2002 Oct;20(5):245-50.
17. JESSE J, DESAI S, OSHITA P. The evolution of lasers in dentistry: ruby to YSGG. **The Academy of Dental Therapeutics and Stomatology** 2004. Disponível em <<http://www.biolase.com/clinicalarticles>> Acesso em 08 jun. 2006.
18. MILLER RJ. Treatment of the contaminated implant surface using the Er,Cr:YSGG laser. **Implant Dent** 2004 Jun; 13(2):165-70.
19. BERNA N. **Drill free laser implantology**: two years follow-up after loading. 3rd Congress of the European Society for Oral Laser Applications. Espanha. May 2005.
20. HARASHIMA T, KINOSHITA J, KIMURA Y, BRUGNERA A, ZANIN F, PECORA JD, MATSUMOTO K. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. **Photomed Laser Surg** 2005 Feb;23(1):52-5.
21. WANG X, ZHANG C, MATSUMOTO K. In vivo study of the healing processes that occur in the jaws of rabbits following perforation by an Er,Cr:YSGG laser. **Lasers Med Sci** 2005;20(1):21-7.
22. ROMANOS G, CRESPI R, BARONE A, COVANI U. Osteoblast attachment on titanium disks after laser irradiation. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2006 Mar-Apr; 21(2):232-6.