



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE  
DE SÃO PAULO**

**EFEITOS DA RADIAÇÃO LASER EM BAIXA  
INTENSIDADE NO MECANISMO DE  
OSSEOINTEGRAÇÃO DE IMPLANTES:  
ESTUDO "IN VIVO".**

**ALBERTO BLAY**

**Dissertação apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau de Mestre  
Profissional na Área de Laser em Odontologia**

**Orientador(a): Prof. Dra. Denise Maria Zezell  
Co-orientador: Prof. Dr. Eduardo De Bortoli Groth**

**São Paulo**

**2001**



**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS NUCLEARES**

**Autarquia associada à Universidade de São Paulo**

**EFEITOS DA RADIAÇÃO LASER EM BAIXA  
INTENSIDADE NO MECANISMO DE  
OSSEOINTEGRAÇÃO DE IMPLANTES: ESTUDO "IN  
VIVO".**

**ALBERTO BLAY**

**Dissertação apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau de Mestre  
Profissional na Área de Laser em  
Odontologia**

**Orientador(a): Prof. Dra. Denise Maria Zzell  
Co-orientador: Prof. Dr. Eduardo De Bortoli Groth**

**São Paulo**

**2001**

**Imagination is more important than knowledge. Knowledge is limited. Imagination encircles the world.**

**Albert Einstein**

**À minha querida esposa, Claudia, pelo amor, estímulo e compreensão, e por ser a pessoa mais importante da minha vida, sem a qual a realização deste trabalho não teria sido possível.**

**Aos meus queridos Pais, Stela e Jayme, pela ajuda incondicional na minha formação, amor, dedicação e incentivo.**

## AGRADECIMENTOS

A **Claudia C. Blay**, pela motivação, energia, incentivo, dedicação, participação desde o surgimento da idéia até o término da pesquisa, sempre indicando soluções para as dificuldades e imprevistos.

**Raquel, Fernando e Marcelo**, queridos irmãos e principalmente amigos eternos.

Aos cunhados **Valéria, Adriana, Roberto e Paulo**, pelo carinho sempre demonstrado.

Ao **Fernando Blay**, pela ajuda na digitalização do filme, fotografias digitais, dedicação e incentivo. Um companheiro inseparável.

A minha **avó Rosa**, pelos valiosos conselhos, carinho e apoio.

À **Profa. Dra Denise Maria Zezzel**, orientadora desta dissertação, pelo incentivo, apoio, atenção, amizade e por ter acreditado e viabilizado a realização desse experimento, participando durante todas as fases da pesquisa.

Ao **Prof. Dr Carlos de Paula Eduardo**, pelo carisma, incentivo e profundo conhecimento em laser em Odontologia, e por ter sido um dos responsáveis pela criação do Mestrado Profissionalizante Laser em Odontologia.

Ao **Prof. Dr. Nilson Dias Vieira**, pelo impressionante conhecimento em física, impecável elaboração do conteúdo de física do curso, amizade, incentivo e também por ter sido um dos responsáveis pela elaboração desse Mestrado.

Ao **Prof. Dr. Eduardo Groth**, co-orientador deste trabalho, pela ajuda na elaboração dos protocolos de irradiação, amizade e incentivo.

Ao **Prof. Dr. Wilson R. Sendyk**, pelo seu brilhantismo intelectual, profundo conhecimento em Implantodontia e Periodontia, orientação no desenvolvimento da pesquisa, motivação, formação e grande amizade.

Ao **Prof. Samy Tunchel**, pelos conselhos no desenvolvimento da pesquisa, ajuda nas cirurgias do estudo piloto, companheirismo, um grande amigo.

A **Dra. Flávia Kulikovsky**, veterinária, pela brilhante realização das anestésias, manutenção dos animais, dedicação e amizade.

**Alfredo Tomassine Jr.**, pela ajuda na confecção do guia para utilização do torquímetro, empréstimo da autoclave *Statim*, suporte durante toda a pesquisa e grande amizade.

À **Friadent Alemanha**, por terem acreditado no desenvolvimento desse trabalho e pelo suporte dos implantes e do laser de 680 nm utilizados no estudo.

À **Friadent Brasil**, pelo suporte durante a realização da pesquisa.

A **Prof Dra. Nivea Lopes de Souza**, responsável pelo setor de Biotérios da Veterinária da USP, pela orientação na construção do biotério utilizado nessa pesquisa e pelos indispensáveis conselhos para a manutenção dos animais de laboratório.

Ao **Virgílio Tamberlini Neto**, pela eficiência na instalação dos equipamentos do biotério.

Ao **Antônio Dutra Pereira**, pela amizade, ajuda na elaboração e manutenção do biotério.

Ao **Anwar Nassar** –[www.jaservicos.com](http://www.jaservicos.com)– pela brilhante elaboração das animações e do site.

Aos **Profs. Drs. Yara Juliano e Neil Ferreira Novo**, pelo profissionalismo, competência e boa vontade na elaboração das análises estatísticas.

A **Marina Goldman** pela brilhante revisão do texto, carinho e incentivo.

A **Profa. Regina Helena G.Dottori**, pela motivação, carinho e amizade.

Ao **Prof. Dr. Harry Davidowicz**, pela grande amizade, companherismo e incentivo.

Ao colega, **Sérgio Rössler**, pela participação nas cirurgias piloto e incentivo. Um fiel amigo.

Ao pessoal da **Hochheimer Imperattori Arquitetura**, pelo incentivo, amizade e compreensão.

À **Sandra Veríssimo**, pela ajuda incondicional em toda a parte prática do trabalho, incrível boa vontade e dedicação.

À **Rosana Rapente Araujo**, pela brilhante ajuda e dedicação na digitação e edição do texto.

À **Joelma Barbosa de Souza Santos**, pela ajuda na manutenção do biotério

Ao colega **Paulo Cosimato**, pelo constante incentivo e amizade.

A todos **professores** do Mestrado Profissionalizante, que propiciaram os conhecimentos que levaram a realização desse trabalho.

A todos os **funcionários** do Mestrado Profissionalizante, que colaboraram para o bom andamento do curso.

## RESUMO

O estudo visa determinar se o processo de osseointegração de implantes colocados na tíbia de coelhos sofre algum tipo de alteração quando a região é irradiada com laser, em relação ao tempo necessário para que o fenômeno da osseointegração ocorra sem irradiação. Trinta coelhos brancos *New Zealand* adultos, do sexo masculino foram submetidos à cirurgia de colocação de implantes, para posterior avaliação do torque de remoção e da frequência de ressonância. Cada animal recebeu dois implantes de titânio puro, um em cada metáfise proximal tibial, sendo inseridos com um torque de 40 Ncm e tendo sua estabilidade inicial também monitorada através do analisador de frequência de ressonância. Os coelhos, então, foram divididos em 3 grupos: um grupo controle e dois grupos teste. Os grupos foram avaliados quanto ao torque de remoção e à frequência de ressonância dos implantes, após os períodos de 3 e 6 semanas. Um dos grupos laser foi irradiado com um laser de comprimento de onda na faixa do infravermelho (830 nm) e o outro grupo irradiado com um laser emitido na faixa do visível (680 nm). Foram realizadas 10 sessões de irradiação, com intervalos de 48 horas entre elas, sendo a primeira no pós-operatório imediato. A densidade de energia da irradiação foi de 4 J/cm<sup>2</sup> por ponto, sendo dois pontos de cada lado da tíbia. Os resultados da análise estatística da frequência de ressonância indicou que para os dois grupos laser houve diferença significativa entre os valores de frequência no momento da instalação dos implantes e os valores obtidos para 3 e 6 semanas. Por sua vez, os resultados obtidos para o torque de remoção entre os três grupos, mostraram diferença estatisticamente significativa após o período de 6 semanas, sendo que os grupos laser apresentaram valores de torque de remoção bem maiores, em média, que o grupo controle. A partir desses resultados, podemos concluir que o processo de osseointegração de implantes instalados em tíbias de coelhos e que sofreram irradiação com lasers de comprimento de onda de 680 nm e 830 nm, tiveram melhor grau de osseointegração do que o grupo controle.

## ABSTRACT

The purpose of this study is to determine whether the process of bone integration of implants placed in rabbit tibia is changed in any way if the region is radiated with laser, as compared to the time required for the bone integration process without radiation. Thirty adult male white New Zealand rabbits were submitted to implant surgery, for subsequent evaluation of the removal torque and resonance frequency. Each animal received two implants of pure titanium, one in each proximal metaphysis of the tibia, which were inserted with a 40 Ncm torque, and their initial stability was also monitored by means of a resonance frequency analyzer. The rabbits were then divided into 3 groups: one control group and two laser groups. The groups were evaluated in regard to removal torque and resonance frequency of the implants, after 3 and 6 weeks. One of the laser groups was radiated with a laser beam of a wavelength in the infrared range (830 nm) and the other group was radiated with a laser beam emitted in the visible range (680 nm). Ten radiation sessions were performed, 48 hours apart, the first of them during the immediate post-operation period. Radiation energy density was 4 J/cm<sup>2</sup> per point, and there were two points at each side of the tibia. Results of the statistical analysis of the resonance frequency indicated that for both laser groups there was a significant difference between frequency values at the time of implant and the values obtained after 3 and 6 weeks. Furthermore, the results obtained for the removal torque of the three groups showed a statistically significant difference after a period of 6 weeks; removal torque values for the laser groups were, in the average, much greater than those of the control group. From these results it is possible to conclude that implants in rabbit tibia, that were exposed to laser radiation with wavelengths of 680 nm and 830 nm, had a better degree of bone integration than the control group.

**Sumário:**

<b>Dedicatórias</b>	<b>II</b>
<b>Agradecimentos</b>	<b>IV</b>
<b>Resumo</b>	<b>VII</b>
<b>Abstract</b>	<b>VIII</b>
<b>1. Introdução</b>	<b>1</b>
<b>2. Objetivo</b>	<b>4</b>
<b>3. Revisão da Literatura</b>	<b>6</b>
<b>3.1. Tecido ósseo</b>	<b>7</b>
<b>3.2. Implantes</b>	<b>11</b>
<b>3.3. Métodos de avaliação da osseointegração</b>	<b>22</b>
<b>3.3.1. Torque de remoção</b>	<b>22</b>
<b>3.3.2. Análise da frequência de ressonância</b>	<b>31</b>
<b>3.4. Lasers em baixa intensidade</b>	<b>39</b>
<b>3.5. Aplicações do laser em baixa intensidade nos tecidos biológicos</b>	<b>42</b>
<b>3.6. Ação da radiação laser sobre o tecido ósseo</b>	<b>51</b>
<b>4. Materiais e Método</b>	<b>57</b>
<b>4.1. Os lasers e o padrão de irradiação</b>	<b>58</b>
<b>4.2. Descrição do implante Frialit-2 Synchro</b>	<b>61</b>
<b>4.3. Analisador de frequência de ressonância</b>	<b>62</b>
<b>4.4. Torquímetro manual digital</b>	<b>65</b>
<b>4.5. Guia para utilização do torquímetro</b>	<b>66</b>
<b>4.6. Metodologia</b>	<b>68</b>
<b>4.7. Metodologia estatística</b>	<b>80</b>
<b>5. Resultados e Discussão</b>	<b>81</b>
<b>6. Conclusão</b>	<b>93</b>
<b>7. Anexos</b>	<b>95</b>
<b>7.1. Fundamentos da Física do laser</b>	<b>96</b>

<b>7.1.1. Mecanismos de interação da radiação eletromagnética com um sistema atômico</b>	<b>97</b>
<b>7.1.2. Meio ativo</b>	<b>98</b>
<b>7.1.3. Bombeamento</b>	<b>99</b>
<b>7.1.4. Ressonadores</b>	<b>100</b>
<b>7.1.5. Feixes Laser</b>	<b>101</b>
<b>7.1.6. Interação dos Lasers com tecidos biológicos</b>	<b>102</b>
<b>7.1.7. Protocolo de irradiação do Laser (LILT)</b>	<b>105</b>
<b>7.2. Lista de materiais</b>	<b>106</b>
<b>7.3. Lista de abreviaturas</b>	<b>108</b>
<b>7.4. Lista de figuras</b>	<b>110</b>
<b>7.5. Lista de tabelas</b>	<b>112</b>
<b>8. Referências Bibliográficas</b>	<b>113</b>

## **INTRODUÇÃO**

## Introdução

O sonho de se substituir dentes que foram perdidos por análogos artificiais tem sido parte da odontologia por milhares de anos . A odontologia entrou em uma nova era quando Branemark, em 1969, descobriu a afinidade entre o tecido ósseo vivo e o óxido de titânio. Inicialmente, havia apenas a preocupação de se realizar uma técnica cirúrgica atraumática, seguida de um tempo de espera, até que em uma segunda fase cirúrgica os implantes fossem colocados em função, tornando assim possível a reversão de uma seqüela que era a perda de um ou mais elementos dentários. Hoje, porém, já se sabe que inúmeros fatores estão relacionados para obtermos um prognóstico favorável a longo prazo (Binnon, 2000).

Para que o processo de osseointegração seja alcançado, é necessário que sejam respeitados uma série de fatores relacionados com a técnica cirúrgica, bem como com as respostas biológicas do paciente frente à implantação.

A técnica de instalação dos implantes evoluiu de maneira rápida e eficiente, tanto que, quando bem indicada, atinge níveis de sucesso próximos a 90%. Em outras palavras, podemos dizer que quando o paciente possui quantidade óssea adequada e um bom estado de saúde geral, ele pode ser reabilitado com segurança através de implantes.

A evolução da técnica original, por possuir sucesso comprovado, é uma consequência a partir do momento em que passa a ser utilizada em grande escala. Hoje, pesquisadores buscam meios de extrapolar as indicações originais ou suprir deficiências apresentadas pela técnica inicial. Portanto, sabemos que os estudos atuais estão direcionados para as técnicas de reconstrução óssea que devolvam estrutura óssea suficiente ao paciente e para as aquelas que proporcionem uma reabilitação do paciente em um menor espaço de tempo. Sabemos que o processo de osseointegração, postulado por Branemark, requer um período de espera de quatro a seis meses, que varia entre a instalação do implante e a colocação deste em função, tempo necessário para que o organismo produza reações biológicas que serão as responsáveis pela incorporação dos implantes ao tecido ósseo. Esse período de espera representa um problema tanto para o paciente, quanto para o profissional, pois gera um período de ansiedade, seguida por irritabilidade por parte dos pacientes, que de certo modo são obrigados a conviver com

próteses provisórias, que nem sempre atingem as expectativas estéticas e funcionais almejadas.

O surgimento de técnicas que colocam o implante em função logo após a sua instalação, comprovam a gravidade do problema relacionada com o tempo de cicatrização, buscando assim modificar a técnica original, visando diminuir ou até mesmo eliminar o tempo de espera de osseointegração. Porém, existem várias restrições que inviabilizam a utilização desta variação de técnica para diversas situações clínicas.

Paralelamente, outros avanços tecnológicos e científicos levaram ao desenvolvimento dos lasers. A partir de sua criação em 1960 por Maiman, que demonstrou a primeira ação laser pulsada utilizando um cristal de rubi, tivemos um grande número de pesquisadores envolvidos no desenvolvimento e aprimoramento dos lasers, o que levou no início da década de 1980 a uma revolução nas aplicações desse tipo de radiação em todas as áreas da saúde.

A utilização dos lasers em baixa intensidade em odontologia não é recente. Os russos possuem uma experiência de mais de trinta anos, sendo seguidos pelos europeus e japoneses que por mais de uma década vêm pesquisando os lasers e suas aplicações.

Os efeitos terapêuticos dos lasers em baixa intensidade para o tratamento de feridas foram primeiramente descritos por Mester, em 1971, sendo esse profissional seguido por um grande número de pesquisadores que comprovaram os efeitos de bioestimulação. Dentre os efeitos terapêuticos (bioestimulação) podemos citar: aceleração dos processos de cicatrização, regeneração óssea, restabelecimento da função neural, atenuação de processos dolorosos, entre outros.

Porém, sabemos que para conseguirmos os efeitos benéficos da radiação laser, devemos empregá-la de maneira correta. Para isso, é necessário que se estabeleçam protocolos de aplicação para cada tipo de intervenção, ou seja devemos aplicar a radiação laser correta, de acordo com o tipo de tecido alvo e o tipo de efeito desejado.

## **OBJETIVO**

## **Objetivo**

Investigar, biomecanicamente, os efeitos da radiação laser no processo de osseointegração de implantes colocados na tíbia de coelho, comparando dois comprimentos de onda (680nm e 830nm) com o controle não irradiado.

## **REVISÃO DA LITERATURA**

## Tecido ósseo

É extremamente importante aos seres vivos a presença de mecanismos celulares que reajam a variações dos meios ambientes externo e interno, mantendo constante os meios intra e extra-celulares do organismo. Partindo deste princípio, o osso é um tecido vivo que tem duas funções básicas: suporte estrutural e metabolismo de cálcio.

Ao lado de seu excelente comportamento mecânico, o osso exibe um potencial excelente para regeneração, e é capaz de reparar fraturas ou defeitos locais com tecido regenerado, com uma organização estrutural altamente semelhante, sem deixar cicatriz. A regeneração é comumente compreendida como reposição de componentes dissipados ou perdidos no organismo por elementos iguais e altamente organizados. Muitos tecidos ou sistemas orgânicos suportam uma regeneração fisiológica, isto é, uma reposição contínua de células ou elementos teciduais.

A reparação óssea é um fator muito importante para que a ocorra a osseointegração. O osso é um tecido vivo que tem duas funções básicas: suporte estrutural e metabolismo de cálcio. Ele pode ser categorizado em quatro componentes micro-estruturais: células, matriz orgânica, matriz inorgânica e fatores solúveis. Estes componentes micro-estruturais estão integrados na arquitetura macro-estrutural, ou seja, no osso cortical e medular (Hollinger et al., 1999), (Figura 1). A estrutura mineralizada do osso é revestida por envoltórios de periósteo e de endósteo. Os canais vasculares no interior do osso compacto são continuações dos envoltórios de periósteo ou endósteo, (envoltório endocortical ou harvesiano). Todos esses envoltórios englobam dois fatores importantes: potencial osteogênico e vascularização abundante. Isto permite aos envoltórios a participar das atividades modeladoras e remodeladoras, como também no reparo ósseo (Schenk et al., 1994).

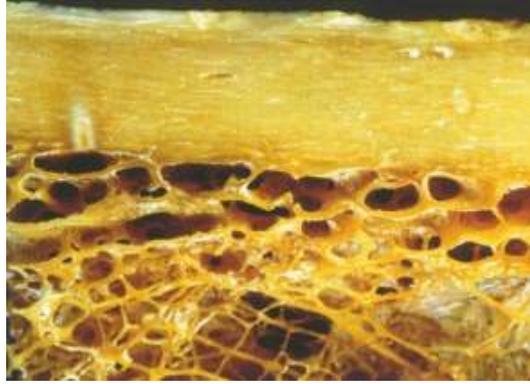


Figura 1 - Corte transversal do osso visualizando-se o osso cortical (parte superior compacta) e trabecular (parte inferior), Hollinger et al.,1999.

As células ósseas são: osteoblastos, osteócitos e osteoclastos (Figuras 2 e 3).

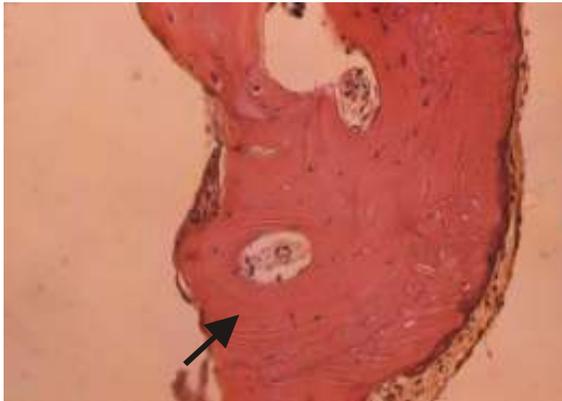


Figura 2: Morfologia microscópica do osso. Observa-se osso maduro (ósteon). Aumento 250X. (Blay et al., 1999).

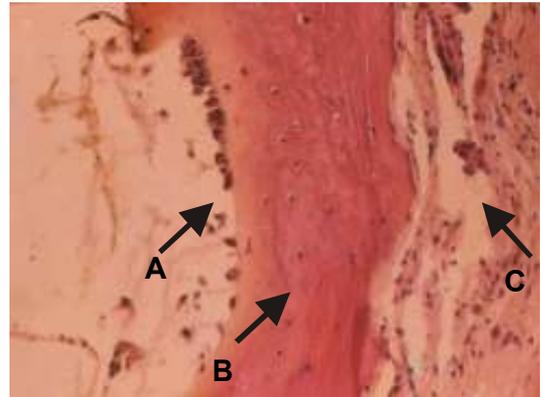


Figura 3: A – Osteoblastos; B – Osteócitos; C – Osteoclastos. Aumento de 250X. . (Blay et al., 1999).

Os osteoblastos são derivados de uma linhagem de células mesenquimais indiferenciadas, que ocupam todos os locais ativos de formação óssea. Quando o tecido ósseo sofre algum tipo de injúria, decorrente de trauma ou intervenção cirúrgica, uma população de células locais restaura a forma e a função óssea através da recapitulação dos eventos que ocorrem na fase embrionária. Em intervalos regulares, alguns osteoblastos são determinados a se tornarem osteócitos, a interromperem a secreção da matriz no lado próximo da face mineral e serem encobertos pela matriz calcificada das

células adjacentes. Eles mantêm comunicação com os osteoblastos sobrejacentes e osteócitos adjacentes por via de processos citoplasmáticos.

Quimicamente, o osso consiste em aproximadamente 65% de mineral (principalmente hidroxiapatita), 25% de matriz orgânica e 10% de água. O colágeno representa cerca de 90% (peso seco) da fase; os 10% restantes consistem de proteoglicanos de pequeno peso molecular e proteínas não colágenas.

Qualquer lesão óssea (fraturas, defeitos, fixação de implantes, interrupção do suprimento sanguíneo) ativa a regeneração óssea local pela liberação de hormônios de crescimento. Porém, a formação óssea necessita de dois requisitos indispensáveis: amplo suprimento vascular e suporte mecânico. A união de todos esses fatores irá ativar os osteoblastos na produção de tecido ósseo. Entre os fatores de crescimento detectados no osso, alguns são produzidos por células ósseas, enquanto outros são sintetizados por tecidos ósseos relacionados.

Sistemicamente, a remodelagem óssea é ativada pelos hormônios de crescimento e pela tireóide e paratireóide, e inibida pela calcitonina e cortisona. Localmente, a remodelagem óssea é ativada por qualquer traumatismo ao osso, isto é, fraturas, procedimentos cirúrgicos, ou fixação de implantes. Uma interrupção temporária do suprimento sanguíneo com desvitalização associada e necrose do tecido ósseo resulta em ativação substancial da remodelagem, mesmo na ausência de qualquer lesão mecânica concomitante. Isto estimula a revascularização e substituição das zonas necróticas por tecido vital.

Como descrito anteriormente, o tecido ósseo exibe um bom potencial de regeneração e restaura perfeitamente sua estrutura original e suas propriedades mecânicas. Mas esta capacidade tem seus limites e também pode falhar, se certas condições não forem atingidas. Os fatores que impedem ou previnem o reparo ósseo são, entre outros: (1) falhas de vascularização, (2) instabilidade mecânica, (3) defeitos sobreestendidos e (4) tecidos competidores com uma alta atividade de proliferação. As falhas de vascularização e instabilidade estão comumente associadas com fraturas e, em geral, resultam em desunião. A instabilidade causa desunião hipertrófica com formação abundante de calo ósseo e diferenciação da fibrocartilagem no espaço da fratura. A persistência da instabilidade impede a ossificação endocondral pela inibição da mineralização fibrocartilaginosa. A interrupção do suprimento sanguíneo causa necrose dos fragmentos, ou morte dos mesmos, e prejudica a união óssea. A perda ou remoção

cirúrgica dos fragmentos necróticos cria defeitos, em geral muito largos para serem preenchidos de forma espontânea por osso. Finalmente, as células dos tecidos moles adjacentes podem proliferar mais rapidamente e ocupar o local do defeito mais rápido do que o crescimento ósseo (Hollinger et al., 1999).

## Implantes

Estudos experimentais feitos pelos grupos de pesquisa do Prof. P. I. Brånemark na Universidade de Goteborg, na Suécia, tornaram o uso dos implantes em odontologia cientificamente aceitos nos procedimentos de reposição de dentes em pacientes totalmente desdentados. Esses achados tiveram início pela descoberta da utilização de implantes feitos de titânio, quando eram ancorados nos maxilares por meio de um contato direto com o osso. Brånemark et al. (1969) publicaram um artigo descrevendo de um ponto de vista clínico e histológico, o fenômeno que envolvia os implantes de dois estágios cirúrgicos.

Mais adiante, foi criado o termo Osseointegração, (Branemark et al., 1977) e Anquilose Funcional, (Schoroeder et al., 1981), para descrever estes fenômenos. Nos últimos dez anos, os termos osseointegração e implantes osseointegrados tem sido utilizados largamente. Ficou então determinado que um implante osseointegrado é caracterizado pela direta aposição de osso sobre a superfície de titânio do implante, sem a evidência de uma camada de tecido conjuntivo entre o osso e o implante. Este tecido ósseo, ao redor da superfície do implante, apresenta características normais de osso vivo, com osteócitos e canais vasculares.

Ainda ficou determinado que para se alcançar um bom prognóstico ao trabalhar com implantes osseointegrados, é necessário que esse implante seja instalado de maneira atraumática, sem a geração de um superaquecimento do tecido ósseo, devendo se conseguir a estabilização primária desse implante e, finalmente, aguardar um período de cicatrização de três a seis meses antes do implante ser colocado em função.

Albrektsson et al. (1980) demonstraram que, dependendo do lugar de instalação (não só o osso cortical, como também medular), o tecido ósseo poderia ser estudado por meio da câmara de colheita óssea convencional de titânio. O propósito deste estudo foi de dar informações do processo dinâmico da fase de cicatrização óssea. O autor constatou que o reparo do osso haversiano ocorre através da *creeping substitution*, que foi observada pela primeira vez intra-vitalmente pelo citado autor. A taxa de crescimento ósseo observada foi de trinta a quarenta  $\mu\text{m}/\text{dia}$ . Além disso, o vaso sempre penetrava o osso cortical seguindo um canal de Havers pré-existente e a taxa de

penetração vascular neste osso cortical foi calculada entre 0,15 e 0,30 mm/dia, enquanto que no osso medular, a taxa foi 0,2 a 0,4 mm/dia.

O primeiro autor a documentar a técnica em um estudo longitudinal foi Adell et al., em 1981. Em seu trabalho, os implantes foram instalados em pacientes com edentulismo total, utilizando o sistema de implante Branemark. O autor chegou a taxas de sucesso de 78% na maxila e 86% na mandíbula, em um período de 15 anos de avaliação. Esses resultados foram confirmados também por estudos longitudinais realizados por Cox & Zarb (1987) e Zarb et al.(1990).

As características básicas, indicações e procedimentos clínicos foram discutidos em pormenor nos trabalhos publicados em 1985 por Branemark et al., em 1986 por Albrektsson et al., cada um com seus colaboradores, que ressaltam a necessidade de um controle da temperatura e do trauma cirúrgico (Figuras 4 e 5).

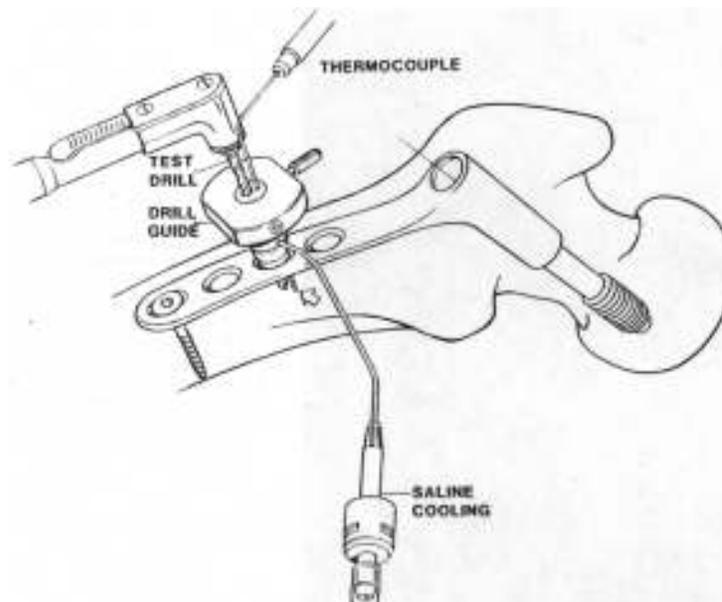


Figura 4: Representação da medição da temperatura durante a perfuração em fêmur humano (Albrektsson et al. 1986).

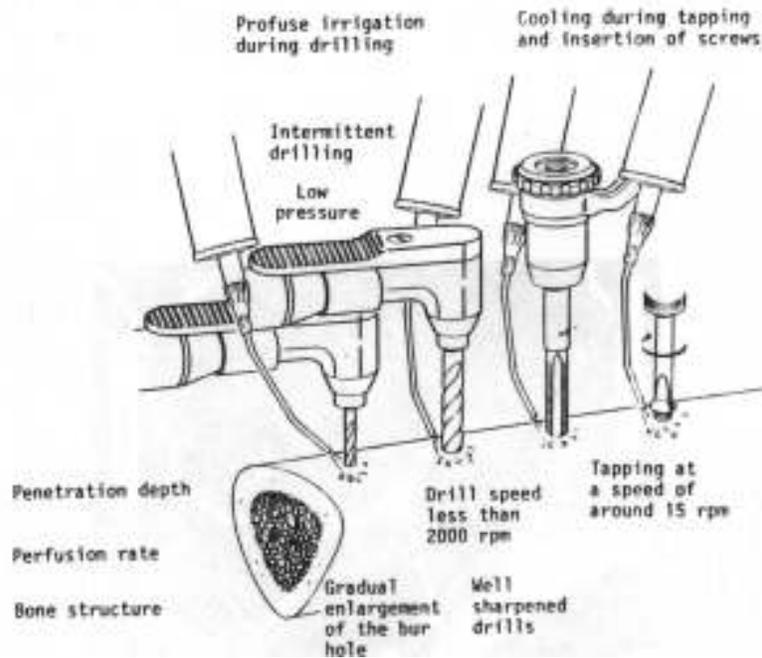


Figura 5: Representação do preparo do leito ósseo de maneira escalonada (Albrektsson et al., 1986).

A partir desses achados, pesquisadores começaram a concentrar seus esforços no tratamento de pacientes com edentulismo parcial, com o objetivo de aumentar as indicações dos implantes osseointegrados. Tais estudos, desenvolvidos para esta modalidade da técnica, apresentaram taxas de sucesso superiores a 90% (Buser 1990; Zarb & Schmitt, 1993 A-B; Babbush & Shimura, 1993). Os excelentes resultados apresentados nos últimos cinco a dez anos, em tratamentos de indicação padrão (instalação de implantes em áreas com quantidade e qualidade suficientes), encorajaram sua utilização em casos de indicação limite, como áreas com insuficiente volume ósseo, áreas próximas às estruturas anatômicas específicas (seio maxilar, nervo alveolar inferior etc), alvéolos de avulsão recente e áreas com demandas estéticas.

Kälebo et al (1988), também usando câmara de colheita óssea, procuraram avaliar a possível influência local de hemostasia, sangue periférico, osso medular autógeno e sistema adesivo de fibrina sobre a taxa de formação óssea nessas câmaras, que eram constituídas de uma peça de titânio em forma de parafuso, contendo um canal que permite o crescimento ósseo para colheita e estudo, uma vez introduzida em cada metáfise proximal tibial, de 15 coelhos de 10 a 12 meses de idade. O tecido ósseo em crescimento era colhido a cada três semanas. Nos animais experimentais a hemostasia era conseguida através de compressão com gelatina purificada (Spongostan, Ferrosan)

embebida em solução salina durante dez minutos; o enxerto de osso medular era conseguido preenchendo-se o canal com osso removido do úmero do animal com o uso de seringa (10ml). O sangue periférico era injetado dentro do canal e o tratamento, feito através da introdução de uma mistura de crioprecipitado de fibrogênio, trombina e concentrado de fator XIII no canal. Os espécimes foram quantificados por microrradiografia com videodensitometria e sujeitos a posterior exame histológico.

Os resultados mostraram que, quando comparados com o osso que se deixou crescer sem qualquer tipo de tratamento, as condições de regeneração óssea nos grupos-teste foram excelentes e minimamente influenciadas pela aplicação local de hemostasia, sangue periférico e osso medular autólogo. Já o pré-tratamento com o sistema adesivo de fibrina, por sua vez, mostrou melhorar a formação óssea. Os autores concluíram, em face disso, que a mais importante fonte de estimulação à regeneração óssea está na borda marginal das células, na interface osso-implante, sendo que se deve tomar um cuidado considerável durante a cirurgia, para manter esta zona o mais longe de qualquer injúria possível.

Bolind et al (1989), relataram que todo material estranho inserido em tecido vivo é rapidamente recoberto com camadas de proteínas, sendo as primeiras provenientes do tecido sangüíneo. Essa absorção de proteínas pode ser importante para adesão celular e, conseqüentemente, pode criar uma união entre osso e implante. Relatam também, segundo estudo prévio, que quando esta absorção de proteínas, caso seja prejudicada na interface implante-osso, afeta o processo de osseointegração de forma negativa. Para realização desse estudo, foram instalados 20 implantes Nobelpharma de 3.75 na tíbia de dez coelhos *New Zeland* adultos. Uma das patas foi usada como controle e a outra recebeu epinefrina. O toque de remoção foi feito sete semanas após a instalação dos implantes. Os resultados obtidos foram em média: 23.2 Ncm (13 a 64) para as patas do grupo controle e 17.3 Ncm (11 a 32 Ncm) para as patas do grupo experimental.

Para melhorar o prognóstico conseguido com os implantes rosqueados lisos, Wilke, (1990) e Buser, (1991) propuseram a utilização de implantes de titânio com a superfície rugosa, assim como implantes revestidos por plasma spray de titânio, o que demonstrou aumentar a ancoragem deste tipo de implante, quando comparado com os implantes de superfície lisa em certas situações clínicas, onde o tecido ósseo possui qualidade óssea inadequada.

Gelb, (1993) reportou os resultados obtidos em um estudo de três anos, envolvendo cinquenta pacientes que receberam implantes imediatamente após a extração de dentes. Durante as cirurgias de instalação dos implantes (que tinham em média 15 mm, dependendo do tipo de defeito ósseo encontrado ao redor deles e da diferença de tamanho entre o alvéolo e o implante), o autor utilizou técnicas de regeneração óssea guiada, com osso liofilizado ou com membranas não reabsorvíveis, ou até mesmo combinando as duas técnicas. No momento em que o autor utilizava as membranas, essas eram removidas após um período que variava de 8 a 10 semanas. Nos três casos o autor conseguiu realizar biópsia do tecido ósseo neoformado e, por exame histológico, confirmou a viabilidade do tecido. O autor concluiu que esse tipo de procedimento preservou tanto o tecido ósseo, como o tecido gengival, o que possibilitou a realização de um tratamento restaurador com um perfil de emergência natural. Ainda ressalta que este tipo de procedimento acelera o tempo de tratamento e melhora o resultado estético, quando da reposição imediata de dentes por implantes, na região anterior da maxila.

Schulte et al., (1996) relatou que o sistema Frialit começou a ser desenvolvido no ano de 1974 por um grupo de trabalho composto por várias disciplinas, com o propósito de desenvolver um implante que pudesse ser colocado imediatamente após a extração de um dente, ou até pouco tempo depois dela, com o intuito de prevenir a atrofia dos ossos dos maxilares. O princípio biofísico estava baseado no argumento de que, para a reposição de um dente, a largura e o comprimento do implante fossem maiores do que a apresentada pela raiz do dente que era extraído. Por esses motivos é que foi desenvolvido um cilindro escalonado que podia, ou não, possuir roscas, o que possibilitava sua instalação através de dois tipos de técnica de inserção: pressão ou rosqueamento.

Na Universidade de Tubingen, de 1975 até 1990, foram colocados 1352 implantes *Frialit-1* em 1059 pacientes e 814 Implantes *Frialit-2* em 437 pacientes, entre 1990 e 1995. Os resultados foram comparados com os obtidos simultaneamente nas Universidades de Mainz (299 implantes, 126pacientes) e Graz (835 implantes, 346 pacientes). Com base em uma porcentagem de 95% de comparecimento, para o controle de um período de cinco anos, os grupos apresentaram sucesso de 85%. Os insucessos ocorreram durante o primeiro ano, na maioria dos casos antes da instalação das próteses. Os grupos concluíram que o desenvolvimento de um cilindro escalonado com roscas

externas permite uma melhor ancoragem durante a fase de cicatrização. Conseqüentemente, nas situações de colocação imediata, os insucessos podem ser prevenidos devido à alta estabilidade primária obtida. Pelas taxas de sucesso obtidas, concluíram ainda que o sistema *Frialit* mostrou ser de baixo risco para todas situações clínicas.

Shnitman et al. (1997) realizou um trabalho com o intuito de desenvolver um método de tratamento que permitisse aos pacientes desdentados totais utilizarem uma prótese provisória, instalada sobre alguns implantes no pós-operatório imediato, pelo fato de que as próteses totais e removíveis serem uma barreira na aceitação dos tratamentos com implantes. O conceito da utilização deste tipo de prótese é, para muitos pacientes, um grande trauma psicológico. Mesmo para aqueles que já possuíam este tipo de prótese, a cirurgia altera a configuração dos tecidos moles, o que acaba por trazer desconforto e sempre requer a realização de ajustes. Sessenta e três implantes de 3.75 mm de diâmetro e com vários comprimentos de marca *Nobel Biocare*, foram instalados na mandíbula de 10 pacientes e analisados por mais de 10 anos. Vinte e oito implantes foram submetidos a carga imediata, permitindo assim suportar uma prótese provisória. Os outros 35 implantes permaneceram submersos e livres de *stress* por 3 meses. Após este período, todos os implantes foram colocados em função, suportando próteses definitivas que foram confeccionadas. A taxa de sucesso obtida após 10 anos para todos os implantes foi de 93.4 %. Ao analisarem apenas os implantes que receberam carga imediata, obtiveram taxa de sucesso de 84.7% após dez anos, contra 100% de sucesso apresentado pelos implantes que ficaram submersos. Deve-se ressaltar que nenhum implante que recebeu carga imediata foi perdido até a instalação da prótese definitiva. Os resultados demonstram que, a curto prazo, os implantes colocados sob carga apresentaram sucesso, porém o prognóstico a longo prazo mostrou que eles eram susceptíveis de apresentarem fracasso. Portanto, os autores concluem que dentro de condições controladas e em pacientes selecionados, a utilização de carga imediata sobre implantes colocados na mandíbula parece ser uma modalidade que não compromete os resultados a longo prazo.

Lazzara et al., (1998) fazendo um estudo multicêntrico, avaliaram o comportamento de implantes submetidos à carga após um período de dois meses de sua instalação. Cita que, historicamente, é preconizado como deveremos manter os implantes submersos e sem carga por um período de três a seis meses, dependendo

apenas da área em que eram colocados. Porém, hoje em dia, estudos experimentais e histológicos têm mostrado que implantes com as superfícies especialmente preparadas podem aumentar o contato entre o implante e o osso em espaço de tempo, menor, quando comparados com implantes de titânio apenas torneados. Além disso, já existem estudos clínicos e histológicos a respeito da colocação de carga imediata sobre implantes, o que suporta o fato de que os implantes podem ser colocados em função, em um menor espaço de tempo do que o postulado. Com o desenvolvimento das superfícies dos implantes, técnicas cirúrgicas de um único estágio e técnicas protéticas de moldagem, os pacientes estão sendo tratados e reabilitados de maneira mais rápida do que era possível anteriormente. Foram avaliados um total de 429 implantes (*Osseotite, 3i-Implant Innovation Inc., Palm Beach Gardens, Flórida*) em 155 pacientes, submetidos à carga após um período de cicatrização de dois meses, depois de terem sido instalados de maneira a ficarem com um componente cicatrizador transmucoso, ou seja, não ficaram submersos. A posição dos implantes era registrada logo após sua instalação, para que as próteses provisórias fossem preparadas e, assim que se passassem as oito semanas, os pacientes fossem reabilitados funcionalmente e esteticamente. Os tratamentos incluíram próteses unitárias, bem como parciais fixas de 2, 3 ou 4 elementos, tanto na mandíbula, quanto na maxila. A taxa de sucesso obtida em relação aos implantes foi de 98.5% após um período de 126 meses. Os autores concluíram nesse estudo que os resultados clínicos obtidos sugerem que os implantes *Osseotite* podem ser colocados em função, após um período de dois meses. A redução no tempo de tratamento obtida com sucesso neste estudo tem o potencial de fazer com que o tempo de tratamento com implantes se aproxime do tempo de tratamento com próteses convencionais. Entretanto, mesmo com a alta taxa de sucesso obtida nesses estudos, pesquisas adicionais são necessárias para se avaliar por completo o impacto clínico da colocação de carga sobre os implantes em um curto espaço de tempo.

Gomes et al., (1998) relataram que o sucesso alcançado com implantes em pacientes parcialmente ou totalmente desdentados tornou-se possível graças à aplicação das técnicas cirúrgicas e protéticas propostas por Branemark e seus colaboradores. Porém, a necessidade da redução do tempo de tratamento está levando vários autores a publicarem técnicas alternativas. Um dos pré-requisitos propostos na técnica original, de que os implantes devessem ficar submersos na gengiva e livres de qualquer tipo de carga, foram colocados em xeque pelos grupos que possuem estudos longitudinais na

utilização de implantes de apenas uma fase cirúrgica. Neste estudo clínico, descreveram um conceito cirúrgico e protético diferente, em que os implantes recebem uma coroa provisória no pós-operatório imediato e esta é colocada sob carga. Eles relatam que o sucesso desta nova técnica parece depender da habilidade de se controlar a micromovimentação do implante durante a fase de cicatrização. Os autores salientam o fato de que o tempo de espera ainda deva ser considerado antes de se colocarem os implantes em função. Entretanto, concluem que alguns pacientes podem ser beneficiados com as modificações da técnica original. Porém, mais estudos clínicos e histológicos devem ser realizados para que a citada modificação possa ser realizada clinicamente como rotina.

Wöhrle, (1998) demonstrou a utilização de um procedimento de instalação de implantes unitários em áreas estéticas com carga imediata, buscando a manutenção dos tecidos moles e duros da região, bem como as mesmas taxas de sucesso da técnica original proposta por Branemark. O autor cita como avanço da técnica original, proposta por Branemark, a utilização de sistemas de implantes de apenas uma fase cirúrgica, como por exemplo o sistema *ITI*. Porém, este ainda preconiza um tempo de espera que varia de três a seis meses antes da colocação destes implantes em função. Recentemente, o interesse pela colocação de carga sobre os implantes imediatamente após a cirurgia, vem crescendo, entretanto, esse procedimento era limitado a pacientes com edentulismo total, e tinha como finalidade fazer com que os pacientes aceitassem com mais facilidade os tratamentos com implante para melhorar o conforto destes pela eliminação da necessidade da utilização de próteses totais removíveis. Os pacientes com edentulismo parcial possuem complicações diferentes, principalmente se o dente que tiver que ser substituído for de uma região estética. As alterações que os tecidos ósseo e gengival sofrem após a perda de um dente são os fatores que motivam a busca de modificações da técnica original.

O autor propõe, com esse estudo, a utilização de uma técnica modificada, tanto de extração como de instalação dos implantes. Ele preconiza que a extração do dente seja realizada de forma atraumática através de instrumental apropriado, sem a realização de retalhos gengivais, utilizando implantes de formato cilíndrico-cônico (*Replace, SteriOss, Yorba Linda, CA*), que recebem coroas provisórias imediatamente após a cirurgia. O autor relata que todos os quatorze implantes colocados mantiveram-se após um período de seis meses, concluindo assim que ao combinarmos os conceitos de

instalação e carga imediata com os sistemas de apenas uma fase cirúrgica, podemos obter resultados previsíveis e restaurações estéticas favoráveis. Porém, ressalta que para alcançarmos o sucesso, vários princípios devem ser respeitados como: correta seleção dos casos, utilização de implantes que mimetizam o formato das raízes e condições ósseas favoráveis. O autor conclui que, com a utilização da técnica descrita, evitam-se as reabsorções ósseas tanto horizontais (espessura) como verticais (altura), que ocorrem como consequência da perda de um dente. Lembra também que a velocidade da perda óssea horizontal é três vezes maior que a vertical, o que resulta na necessidade de procedimentos complexos para o restabelecimento da anatomia óssea para a instalação de um implante. Ainda salienta o fato de que os implantes devem ser instalados com um torque de 45Ncm, possibilitando assim a colocação deste em função sem sofrer movimentação, sendo esta estabilização primária a responsável pela manutenção da cicatrização óssea que irá ocorrer com o passar do tempo.

Binnon, (2000) descreveu que o sistema de encaixe entre o implante e o pilar intermediário localizado na parte superior do implante, possuía um hexágono externo com altura de 0.7mm, para que os componentes protéticos fossem conectados ao implante, o que parecia fazer sentido, pois permitia o encaixe de um montador sobre o implante quando da colocação deste no leito ósseo além de permitir o encaixe do componente transmucoso na segunda fase cirúrgica que, quando utilizado em série, podia efetivamente restaurar uma arcada edêntula.

Com o transcorrer do tempo do tempo, a utilização dos implantes mudou de procedimento, passando da aplicação inicial em pacientes que possuíam edentulismo total, para quadros de edentulismo parcial, reposição de apenas um elemento, entre outros. Assim, a expansão da utilização do hexágono externo para situações diversas resultou em um grande número de complicações clínicas quando utilizamos este tipo de sistema de encaixe para unir o implante ao componente protético. Desde então o sistema de encaixe do tipo hexagonal externo vem mudando, e hoje, já é possível encontrarmos sua configuração com diversas alturas, variando de 0.7 a 1.2 mm. Além disso, novas gerações de encaixe com geometrias diferentes foram introduzidas para suprir as diferenciais apresentadas pelo sistema original. Juntamente com a evolução dos sistemas de encaixe, houve a introdução de uma grande variedade de novos implantes. Hoje, o clínico possui mais de noventa tipos de implantes ao seu dispor com vários diâmetros, comprimentos, superfícies, plataformas, interfaces e formatos. Sendo assim,

os implantes passaram a ser classificados segundo suas características básicas, tais como: interface pilar intermediário /implante, formato do implante e tipo de superfície. Genericamente, a interface implante/pilar intermediário pode ser classificada como sendo de encaixe externo ou interno, com suas variações para cada tipo.

O formato era inicialmente representado por dois tipos de configuração: implantes com rosca e implantes de pressão. Com o passar dos anos estas configurações sofreram várias mudanças com o objetivo de se alcançar simplificação da técnica cirúrgica, com prognóstico mais favorável em áreas de tecido ósseo de pior qualidade, colocação imediata após extração dental, melhor distribuição do *stress*, melhor estabilidade inicial, e apelo comercial.

Progressivamente, a superfície dos implantes sofreu modificações quanto ao seu preparo e hoje possuímos implantes com superfícies jateadas com partículas de Óxido de Alumínio, Óxido de Titânio, tratamento com ácidos, enfim, uma série de evoluções. Atualmente possuímos implantes com dois tipos de tratamento e superfícies. Estas modificações foram motivadas pela busca de melhores respostas dos tecidos moles, estabilidade e adesão ao tecido ósseo cortical e medular.

Os sistemas de encaixe interno oferecem uma plataforma com altura reduzida para os componentes protéticos, uma distribuição mais profunda das forças laterais dentro do implante, uma melhor proteção do parafuso do pilar intermediário, um encaixe interno com paredes mais longas, o que cria uma união resistente, impedindo vibração, melhor potencial de selamento microbiológico, flexibilidade externa e a possibilidade de levar o sistema restaurador mais esteticamente ao nível do implante.

Conseqüentemente, Binnon, (2000) conclui que os sistemas de encaixes internos profundos resultam em uma interface mais estável e rígida, pois os parafusos sofrem muito pouca, ou nenhuma carga, e promovem um íntimo contato com as paredes do implante, impedindo micromovimentações. O sistema *Frialit-2* possui um hexágono, que promove resistência rotacional enquanto o cilindro promove excelente resistência às forças laterais, resistência à perda de união, proteção ao parafuso de fixação e valores muito altos de dureza. A interface é de fácil sensibilidade tátil e o pilar intermediário praticamente se encaixa por si mesmo. A interface possui ainda uma canaleta circunferencial que permite a colocação de um anel de silicone para evitar a infiltração de bactérias (*Hermetic Seal, Friadent*). Testes mecânicos revelaram boa resistência, rotação mínima, maior estabilidade, e resistência do parafuso ao desaperto, além de

excelentes padrões de fabricação. O autor cita que o tipo do encaixe hexágono cilíndrico interno do sistema *Frialit-2*, é único. Relata ainda que não podemos deixar de lado vários fatores que também são de suma importância, como a distribuição adequada dos implantes, cargas distribuídas no longo eixo dos implantes, número, diâmetro e comprimento adequados dos implantes, eliminação de extremidades livres, ótimo assentamento da prótese e um ajuste oclusal criterioso.

Quando a osseointegração foi introduzida nos EUA, em 1981, quem dominava era o implante do tipo Branemark. Depois de 19 anos, mais de 25 fabricantes disputam o mercado, apenas nos Estados Unidos. Ao redor do mundo este número é quatro ou cinco vezes maior. A indústria saiu de três ou quatro tipos de formas de implantes para mais de 95 variações.

Hoje o clínico possui mais de 1.300 implantes e 1.500 pilar intermediário para escolher o tipo de material, forma, tamanho, diâmetro, altura, superfície e sistema de encaixe.

O sistema de implante da marca *Friadent* é o que reportou menor valor de tolerância (6 $\mu$ m), quando o protocolado é de 25 $\mu$ m para os sistemas de implante (padrão de qualidade).

Com tantas opções, Binnon, (2000) sugere, segundo sua experiência, um critério de seleção com dez itens:

- 1- Osseointegração previsível;
- 2- Estudos clínicos controlados com mais de 5 anos;
- 3- Ótima superfície de contato com o osso;
- 4- Flexibilidade protética;
- 5- Custo adequado;
- 6- Excelentes padrões de qualidade;
- 7- Interface com bom selamento;
- 8- Estabilidade do parafuso do sistema;
- 9- Fácil utilização, manuseio;
- 10- Excelente perfil de emergência e estética.

## Torque de remoção

Johansson & Albrektsson (1987) citaram a importância do surgimento do fenômeno da osseointegração, que foi definido por Branemark e colaboradores como uma união de tecido ósseo vivo em contato direto com a superfície de um cilindro de titânio puro, sem a interposição de tecido fibroso entre osso e implante. Esta descoberta levou a utilização dos implantes de titânio puro a ultrapassar as barreiras da odontologia, para também serem usados por diversas outras especialidades médicas. Sucesso este comprovado por estudo recente que mostrou taxa de mais de 90% de sucesso em dez anos de segmento.

As várias formas de tratamento para reabilitar os pacientes com edentulismo parcial ou total através da introdução desta nova técnica de reabilitação levaram ao surgimento de outros sistemas que também defendem o uso da osseointegração como base para o sucesso.

O propósito do trabalho de Johansson & Albrektsson foi investigar o torque necessário para remover implantes dos ossos de animais, em intervalos de tempo específicos, após a instalação dos implantes, e também relacionar estes valores com a quantidade de osso em contato com o implante através de análise histomorfométrica. Neste estudo foram utilizados 25 coelhos adultos (entre 9 e 12 meses de idade), divididos em 5 grupos para serem sacrificados após 3 semanas, e após 1, 3, 6 e 12 meses de sua instalação. A composição dos implantes rosqueados de titânio era conhecida perfeitamente, eles apenas possuíam em seu topo uma adaptação para que um componente especialmente construído fosse adaptado tanto ao implante, quanto ao torquímetro. Cinquenta implantes, de 3.6 mm de diâmetro, foram instalados um em cada metáfise proximal da tíbia de 25 coelhos, com técnica cirúrgica atraumática. Para isso, realizaram incisão em camadas, com perfuração óssea em baixa velocidade e refrigeração abundante. Os resultados do torque de remoção e análise histomorfométrica estão resumidos na tabela 1:

	<i>TORQUE EM MÉDIA (Ncm)</i>	<i>% DE OSSO EM CONTATO</i>
<b>3 semanas</b>	10,8	tecido fibroso
<b>1 mês</b>	16,8	20
<b>3 meses</b>	68,0	>50
<b>6 meses</b>	77,6	65
<b>12 meses</b>	88,0	85

Tabela 1: Resultados do torque de remoção e análise histomorfométrica

(Johansson &amp; Albrektsson, 1987).

Após 3 meses, foi observada uma grande variação no torque de remoção. Essa variação pode ser tida como resultado da diferente capacidade de regeneração óssea entre os animais, sendo que ela foi muito maior apenas no período de 3 meses, sabendo-se que os referidos 3 meses são equivalentes ao ciclo celular. O ciclo celular se refere ao tempo de indução osteogênica das células indiferenciadas, da hora da inserção dos implantes até a formação óssea destas células. Portanto, geneticamente, quem possui formação óssea mais rápida, terá seu ciclo celular completo em 3 meses, por outro lado, os mais lentos precisarão de mais tempo para completar o ciclo. Nos maiores períodos de análise (6 a 12 meses), houve uma tendência a uma menor variação dos resultados, mostrando que os animais com reparação mais lenta tiveram tempo suficiente para alcançar os mais rápidos. Além da técnica cirúrgica, os autores salientam para a importância de outros fatores que influenciam a porcentagem de osso que se forma ao redor dos implantes, tais como: biocompatibilidade do implante, tipo de superfície, técnica cirúrgica (atraumática), condições do leito receptor e distribuição das cargas mastigatórias. Eles apontam para o fato de que o processo de osseointegração continua por mais de 1 ano, pois, com o passar do tempo, foi observado um aumento da porcentagem de osso ao redor do implante. Esses achados são válidos para os coelhos, porém, sabe-se que estes possuem uma velocidade de reparação óssea maior que a dos seres humanos. Estudos radiográficos em humanos mostraram que o osso que se forma ao redor dos implantes leva mais de um ano para se formar. Uma consequência prática deste achado é que, como os implantes serão submetidos a uma carga substancialmente alta, deveríamos esperar o maior tempo possível antes de colocar os implantes em função. Principalmente nos ossos de baixa qualidade óssea, apresentando osteoporose e

osso tipo III ou IV. O autores concluíram que: o pós-operatório deve ser sem nenhum tipo de carga sobre o implante, deve-se fazer uma individualização de indicação para cada paciente, pacientes com baixo potencial de reparação devem ter maior tempo de espera, ou quando uma carga muito alta tiver que ser aplicada.

Carlsson et al. (1988) relatou que uma maior resistência às forças de tração são desejáveis tanto para implantes dentais quanto ortopédicos, como resultado de uma maior adesão do osso ao implante. Uma integração não perturbada de materiais estranhos ao osso, sem o subsequente desenvolvimento de uma camada de tecido conjuntivo na interface, não é somente dependente do osso, mas também, de um implante de material biocompatível como o titânio. Fatores como uma técnica cirúrgica cuidadosa, leito ósseo receptor saudável, condições de cargas primárias controladas, configuração própria do implante, estabilização primária e uma superfície delicada de acabamento do implante são também importantes para um contato direto entre osso e metal.

As propriedades da superfície do implante dependem, entre outros fatores, da energia e rugosidade da superfície. Teoricamente, um implante rugoso é capaz de estabelecer uma adesão biomecânica superior a um implante similar, porém com superfície lisa. Sabe-se que implantes com a superfície rugosa estabelecem uma adesão mais rápida ao osso.

O estudo de Carlsson e colaboradores visou comparar se existe diferença significativa entre a força de torque de remoção dos implantes com superfícies diversificadas (vinte e oito implantes rosqueados de titânio puro, de 3.7 mm de diâmetro, foram confeccionados, sendo que quatorze deles foram polidos através de eletrólise) e também avaliar, por microscópio, de luz, a interface osso implante.

Foram selecionados sete coelhos adultos (evidenciados por radiografias mostrando metáfises fechadas), com massa corpórea de 5 a 7Kg, submetidos a cirurgias sob condições assépticas, sem ter sido realizada antibioticoterapia profilática. Os coelhos foram anestesiados com injeções intramusculares de uma combinação de Fentanyl e Fluanisol a uma dose de 0,7ml/Kg e mantidos sem bandagem pós-operatória, podendo suportar o próprio peso após a cirurgia. Depois de um período de 6 semanas, os animais foram anestesiados novamente e os implantes foram expostos ao torque de remoção com o torquímetro *Tonichi*. Os implantes, de um dos animais, foram deixados intactos para análise microscópica. Foram eles que sofreram testes mecânicos. Os

resultados mostraram que nenhum dos implantes podia ser movido manualmente sem a utilização do torquímetro. A remoção dos implantes foi feita sem que o investigador soubesse se o implante era rugoso ou polido. Em todos os casos, exceto um, o torque de remoção foi maior para os implantes polidos. A média de torque para os implantes polidos foi de 17,2 Ncm, já para os rugosos foi de 26,4 Ncm. Não houve diferenças visíveis ao microscópio de luz entre os dois grupos. Os autores concluíram que a rugosidade da superfície desempenha um papel importante para que uma integração mais eficiente ocorra.

Johansson et al., (1991) compararam as reações ósseas entre implantes de titânio puro e implantes de vitálio por torque de remoção e análise histomorfométrica. Eles implantaram 14 implantes de cada tipo em 7 coelhos *New Zeland* adultos. Os implantes tinham 3,75mm de diâmetro por 10mm de comprimento. Cada coelho recebeu 4 implantes, 2 de cada tipo. Após 3 meses, os implantes foram submetidos ao torque de remoção e análise histomorfométrica. Os resultados para o torque de remoção foram, em média, respectivamente de 24.9Ncm e 11.7Ncm para os implantes de titânio puro e de vitálio. Uma maior porcentagem de osso em contato com o implante de titânio, 34,7%, foi mostrada por meio da análise histomorfométrica, em comparação com os 21,7% do implante de vitálio. Demonstraram, portanto, que os implantes de titânio estavam mais estáveis e tinham um maior quantidade de osso em contato direto com os mesmos. Estes achados podem ser explicados pela diferença observada entre a superfície dos dois tipos de implante, isto podendo levar a diferentes reações teciduais, o que poderia ter afetado os resultados do torque de remoção. As diferenças nos resultados podem, também, ter sido influenciadas pela diferença na biocompatibilidade entre os implantes, pois a liga de vitálio possui cobalto e cromo na sua composição e, dessa forma, pode causar a liberação destas substâncias. A biocompatibilidade fica, assim, questionada. Portanto, a topografia de superfície, bem como a composição dos implantes, podem ter provocado as diferenças nos resultados.

Rezende, em 1991, realizou um estudo que empregou um método de corte e desgaste para espécimes não desmineralizados e com a manutenção do implante em posição. Avaliou a porcentagem de superfícies osseointegradas, a porcentagem de tecido mineralizado no interior das roscas e na área correspondente à sua imagem-espelho.

Foram inseridos 96 parafusos de titânio puro de 2 diferentes comprimentos (curto, 4 mm sem topo e longo, 8 mm com topo), tratados identicamente aos implantes bucais osseointegrados de BRANEMARK, na metáfise proximal tibial de 24 coelhos brancos adultos *New Zealand* para análise histomorfométrica computadorizada e teste de remoção ao torque às 3, 6 e 12 semanas de implantação. Todos os implantes, curtos e longos, evidenciaram um aumento de suas superfícies osseointegradas com o tempo. Apenas os parafusos longos de 6 e 12 semanas não mostraram diferença estatisticamente significativa entre si. Os parafusos longos de 3 e 6 semanas mostraram maiores porcentagens de contato osso-metal que os curtos, especialmente no grupo 6 semanas. Esta situação, porém, se inverteu no grupo de 12 semanas. Aumentou também a compactação óssea no interior das roscas, quando comparadas à sua imagem-espelho.

Os implantes apresentaram ainda, uma crescente resistência à remoção ao torque com o tempo, apresentando, respectivamente, as seguintes médias 3, 6 e 12 semanas:  $10,44 \pm 4,50$ Ncm (curtos) e  $8,31 \pm 2,95$ Ncm (longos);  $22,87 \pm 3,23$ Ncm (curtos) e  $15,81 \pm 4,37$ Ncm (longos);  $30,25 \pm 7,30$ Ncm (curtos) e  $19,87 \pm 2,59$ Ncm (longos). O fato dos implantes curtos terem apresentado uma maior força de remoção ao torque pode ser atribuído à possível incorporação de uma força de impulsão do parafuso contra o osso, que aumentaria o atrito entre as roscas e o osso, aumentando assim, o torque de remoção, já que não houve diferença significativa nas porcentagens de superfícies osseointegradas e conteúdo mineralizado das roscas entre implantes curtos e longos na maior parte dos espécimes estudados.

Sennerby et al., (1992) visaram comparar morfometricamente e biomecanicamente (torque de remoção) os implantes instalados, tanto em osso cortical, como em osso medular. Para isso, foram implantados 128 implantes rosqueados, de 3.75 mm de diâmetro e 4.0 mm de comprimento, em 23 coelhos brancos da raça *New Zealand*. Cada coelho recebeu implantes no fêmur (osso medular) e na tibia (osso cortical). Após 6 semanas, 3 meses e 6 meses, foram realizados torque de remoção e análise morfométrica dos implantes. Os resultados do torque de remoção mostraram que para os implantes instalados no fêmur, os valores aumentaram com o tempo, já para os implantes instalados na tibia, os valores foram quase sempre os mesmos nos 3 intervalos de tempo avaliados. Uma diferença estatisticamente significativa ocorreu entre os dois tipos de osso no período de 6 semanas ( $P < 0.01$ ) quando um maior torque era necessário para remover os implantes. Esta observação vai contra a um estudo prévio que sugeriu

uma positiva relação entre o grau de osso em contato com o implante e o torque de remoção.

Essa diferença, entre a quantidade de osso em contato com o implante e o torque de remoção, provavelmente se dá pelo tipo de osso na interface. As diferenças entre as regiões de osso medular e osso cortical podem ser, também, explicadas pelo fato de as duas regiões não produzirem qualidade óssea comparável entre si, mesmo que a quantidade seja passível de comparação.

Tem sido sugerido que o torque de remoção aumente com o tempo, para implantes colocados na tíbia dos coelhos, o mesmo acontecendo em estudos envolvendo a colocação de implantes instalados no osso mastóide de humanos. Isso se deve ao aumento do tempo de contato do osso como implante, como resultado de uma progressiva formação e remodelação óssea ao redor dos implantes, durante a fase de cicatrização.

Os autores concluíram também que, quanto mais cortical é o osso, maiores serão os valores de torque de remoção, pois quando comparam seus resultados com os obtidos por Johansson & Albrektsson, (1987) estes últimos apresentaram maiores valores, pois a morfologia óssea dos coelhos utilizados era eminentemente cortical.

Os autores salientam que a técnica usada para medir o torque de remoção não é suficientemente sofisticada estando propensa a erros de medição. Entretanto, resultados similares tem sido apresentados em um grande número de estudos experimentais e clínicos, o que sugere que o torque de remoção é um método útil na avaliação da osseointegração. Os fatores que influenciam o torque ainda não estão claros. Vários fatores - como estrutura da superfície dos implantes, geometria dos implantes, estrutura da interface, o tipo de osso envolvido - podem influenciar os valores do torque.

Resumidamente, os autores concluíram, baseados nos resultados desse estudo, que a quantidade de osso, bem como o tipo de osso ao redor dos implantes, pode influenciar o torque de remoção.

Wennerberg et al. (1995), consideraram o tipo de superfície dos implantes como apenas um dos fatores que influenciam as respostas biológicas frente à instalação de um implante. O tipo da superfície também foi alvo de investigação por outros autores, como Binon, 1992; Carlsson, 1988; Busser, 1991; os quais achavam que, tanto *in vitro* como *in vivo*, o osso possui uma melhor capacidade de formação ao redor dos implantes rugosos em face dos lisos. A explicação sugerida para o fato descrito é que as

irregularidades das superfícies fariam com que houvesse uma melhor distribuição do *stress* e melhor ancoragem mecânica dos implantes.

Foram observados os resultados da pesquisa de 9 entre 10 coelhos utilizados, pois um deles morreu um dia após a cirurgia. Sessenta implantes rosqueados, de 3,75 x 6,0mm, foram utilizados: 30 apenas torneados, 20 atacados com partículas de 0,25 $\mu$ m de AlO<sub>2</sub> ou TiO<sub>2</sub> e 10 tratados com partículas de 0,75 $\mu$ m de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. Foi instalado um implante em cada fêmur e 2 implantes em cada tíbia, totalizando 6 implantes por coelho, inseridos com técnica cirúrgica controlada. Após 12 semanas, foi realizado torque de remoção e análise histomorfométrica dos implantes. Os maiores valores de torque de remoção foram encontrados para os implantes que tiveram suas superfícies tratadas (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> – 32,7Ncm) e (TiO<sub>2</sub> – 35,4Ncm) contra 28,8Ncm para os implantes apenas torneados. Já a análise histomorfométrica mostrou que os implantes que apresentaram maiores valores de torque eram os que demonstraram maior contato do osso com o implante, conforme os estudos aos estudos pré-realizados por Johansson & Albrektsson, em 1987 e Sennerby, em 1992.

Em 1997, Wennerberg et al. propuseram avaliar, através da análise biomecânica e histomorfométrica, a fixação de implantes de titânio puro com três tipos diferentes de rugosidade de superfície após um período de avaliação de um ano. Onze coelhos adultos da raça *New Zeland* receberam 66 implantes, sendo seis implantes em cada coelho, distribuídos da seguinte maneira: dois implantes torneados, dois implantes com a superfície preparada com partículas de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> de 25 $\mu$ m e dois implantes com a superfície preparada com partículas de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> de 250 $\mu$ m. Desses seis implantes, três apenas torneados, foram colocados em uma das patas, um na região distal do fêmur e dois, na região proximal da tíbia. Na pata contralateral foram colocados os outros 3 implantes com tratamento de superfície, um na região distal do fêmur - 250 $\mu$ m – e dois nas metáfises proximais - 25 $\mu$ m.

Os dois implantes com as superfícies mais rugosas mostraram maiores valores de torque de remoção. Os implantes colocados no fêmur, tratados com partículas de 250 $\mu$ m, apresentaram valores médios de 74Ncm e os implantes torneados mostraram valores de 58Ncm, para o torque de remoção. Já para os implantes colocados na tíbia, os valores médios foram 71Ncm e 62Ncm, respectivamente, para os implantes tratados com partículas de 25 $\mu$ m e apenas torneados. O exame histomorfométrico foi realizado apenas em um dos implantes colocados em cada tíbia. O resultado demonstrou que os

implantes tratados com partículas de 25µm apresentavam valores estatisticamente maiores de osso em contato com o implante: 62% contra 50% dos implantes apenas torneados. Os autores concluíram que esse estudo está em concordância a trabalhos prévios, mostrando que existe uma relação positiva entre torque de remoção e porcentagem de osso em contato com metal.

Klokkevold et al, (1997) atentaram para o fato dos implantes com superfícies irregulares serem conhecidos por aumentar a osseointegração, ou seja, um maior contato entre a superfície do implante e o tecido ósseo. Os autores utilizaram torque de remoção, pois esse vem sendo utilizado como medidor biomecânico da ancoragem ou osseointegração, em que maiores valores podem ser atribuídos a uma maior adesão osso-implante. O propósito do estudo foi avaliar, por torque de remoção, a resistência de implantes rosqueados com tratamento químico da superfície e sem o referido tratamento. Dez coelhos adultos *New Zeland*, com massa corpórea entre 4 e 5.5Kg receberam um implante em cada metáfise distal do fêmur, sendo um com superfície tratada e outro apenas torneado com diâmetro de 3.25mm e 4.0mm de altura. Após o período de cicatrização, os implantes foram removidos com um aparelho digital de torque (*Mark-10 Corporation, Hicksville, New York*). Dois implantes somente torneados foram perdidos. Todos os demais alcançaram osseointegração. Os resultados mostraram que a resistência ao torque de remoção foi 4 vezes maior para o grupo de implantes com a superfície tratada. Os valores médios para este grupo foram de  $20.50 \pm 6,59\text{Ncm}$  contra  $4.95 \pm 1.61\text{Ncm}$  para o grupo de implantes torneados.

Johansson et al., (1998) propôs analisar de três maneiras o tecido ósseo ao redor de implantes com diferentes tipos de liga (titânio puro e com alumínio e vanádio): (1) numericamente descrever a superfície dos implantes, (2) investigar biomecanicamente a estabilidade da interface osso-implante através da ruptura desta ligação em vários períodos, utilizando uma unidade de torque de remoção, (3) e uma análise histomorfométrica qualitativa e quantitativa. Trinta coelhos *New Zeland* e 66 implantes foram utilizados, sendo instalados 4 implantes em cada coelho, 2 de titânio puro em uma das tíbias e 2 de titânio-vanádio-alumínio na outra tíbia.

Os torques de remoção obtidos em média nos períodos um, seis e 12 meses para os implantes de titânio puro e com titânio-alumínio-vanádio estão descritos na tabela 2:

	<i>Titânio puro</i>	<i>Titânio-Alumínio-Vanádio</i>
<b>1 mês</b>	13 Ncm ± 4,0	14 Ncm ± 1,3
<b>6 meses</b>	30 Ncm ± 6,1	24 Ncm ± 6,7
<b>12 meses</b>	38 Ncm ± 9,4	35 Ncm ± 8,4.

Tabela 2: Médias do torque de remoção para os implantes de titânio puro e titânio-alumínio-vanádio (Johansson et al., 1998).

Os resultados mostraram que quando o tempo de espera foi maior, o torque de remoção também foi maior, indo ao encontro de um estudo feito anteriormente, realizado somente com implantes de titânio puro e avaliados em períodos de 1, 3, 6 e 12 meses (Johansson & Albrektsson, 1987). Os autores relataram que o torque de remoção mostra um quadro mais real da integração, pois representa uma situação tridimensional *in vivo*, ao contrário da análise com microscópio, que é feita em cortes com secções únicas e planas. Mesmo assim, as análises histomorfométricas mostraram um maior contato entre o osso e o implante nos implantes de titânio puro. Isto pode ter sido causado pelo fenômeno dos íons de  $Al^{3+}$ , que podem inibir a diferenciação normal das células (*bone marrow stromal cells*) em osteoblastos maduros.

## Frequência de Ressonância

Meredith et al (1996) observa que a possibilidade clínica de um implante falhar é dependente de inúmeros fatores, como por exemplo: trauma, infecção ou leito ósseo comprometido e também quando submetidos à sobrecarga. Essas falhas podem se manifestar de inúmeras formas: por aumento progressivo da mobilidade do implante, perda óssea horizontal ou por fratura de um ou mais componentes do implante. O método clínico não invasivo disponível para detectar a qualidade da interface tecido ósseo-implante é a radiografia. Entretanto, a dificuldade encontrada nas técnicas radiográficas é a padronização do exame para se obter resultados fiéis. Existem ainda outros métodos clínicos para a determinação da qualidade do implante, como percussão do implante ou aplicação de contra-torque manual, porém, esses métodos são grosseiros, imprecisos e sem evidência na literatura de suporte desses conceitos.

Em face a esses problemas, Meredith et al. investigaram a possibilidade da utilização de frequência de ressonância para monitorar as alterações na interface implante-osso e o nível ósseo ao redor da fixação (Figura 6).

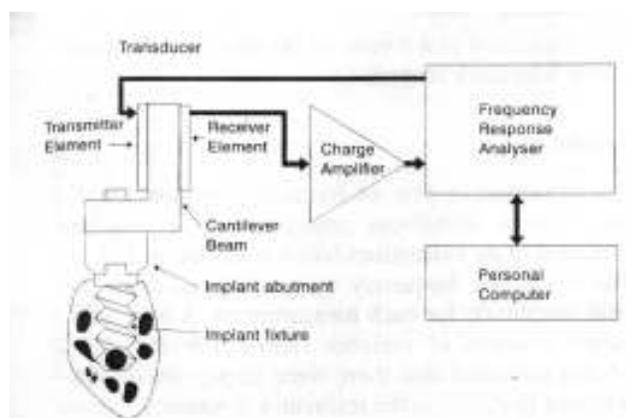


Figura 6: Ilustração do sistema de análise por frequência de ressonância.

No citado estudo foram utilizados vários implantes (*Nobelpharma AB*) com diferentes comprimentos (7; 8,5; 10; 15; 18; 20 mm) e diâmetro de 3,75 mm. Os implantes foram montados em blocos de alumínio, que possuíam orifícios preparados internamente com roscas e fixados com cola epoxi (*Araldite*), deixando exposto o topo

do implante em diferentes alturas (0; 1; 2; 3; 5mm). O sensor foi aparafusado sobre o implante e a frequência de ressonância foi medida várias vezes em cada implante, para assegurar a reprodução dos resultados (Tabela 3).

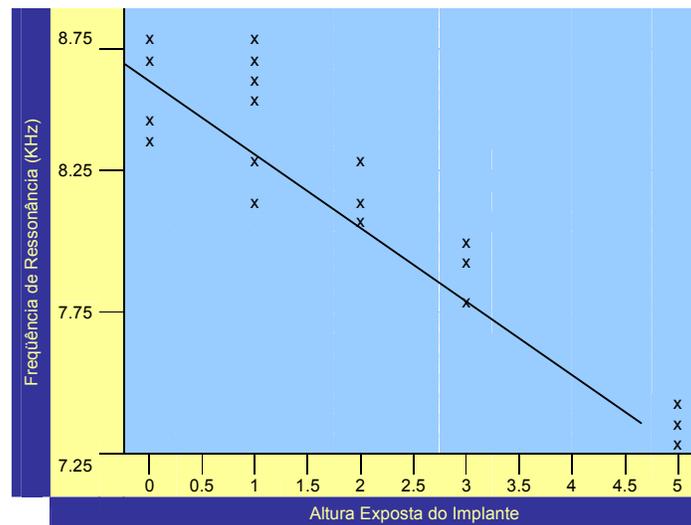


Tabela 3: Variação da frequência de ressonância de acordo com a altura de implante exposta (Meredith et al., 1996).

Os autores observaram que o grau de aperto do parafuso, que unia o sensor ao implante, podia interferir nos resultados, por isso foi utilizado um controlador eletrônico de torque (*Nobelpharma*) para aplicar diferentes torques de aperto (10; 20; 32; 45Ncm) sobre o parafuso do sistema. A sensibilidade do sensor a mudanças na força de adesão foi observada quando os autores inseriram um implante de 15 X 3,75mm em um orifício de 5mm de diâmetro, em um bloco de aço que foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável. A frequência de ressonância foi medida em intervalos de 30 segundos durante a polimerização da resina ao redor do implante (Tabela 4).

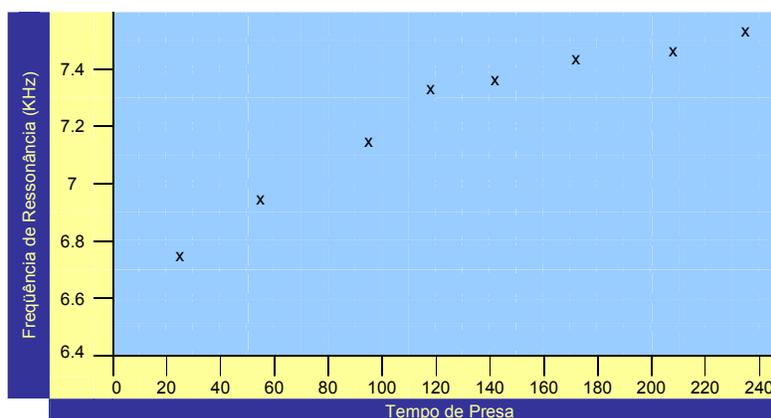


Tabela 4: Variação da frequência de ressonância de acordo com a polimerização da resina (Meredith et al., 1996).

A viabilidade clínica desta técnica foi avaliada em quatro implantes de titânio colocados há três anos na mandíbula de um paciente. O sensor que avalia a frequência de ressonância foi conectado ao implante com um torque de 20Ncm.

Os resultados mostraram uma relação clara entre a frequência de ressonância e a altura exposta do topo do implante, o que permitiu um monitoramento clínico das alterações do nível ósseo em diferentes períodos. As mudanças ocorridas quando da formação óssea na interface implante-tecido, durante a cicatrização, foram simuladas nos estágios de polimerização da resina acrílica. Isso indica que sendo o transdutor sensível às fases de polimerização da resina, ele pode monitorar as alterações que ocorrem durante o processo de osseointegração.

Os autores concluíram que a frequência de ressonância pode ser usada para detectar tanto a estabilidade do implante como a perda óssea horizontal. Essa técnica pode ser aplicada com sucesso *in vitro* e *in vivo*.

Meredith et al., (1997-A) explicam que uma manifestação clínica da osseointegração em implantologia é a ausência de mobilidade (Albrektsson & Isidor, 1993) e que uma fixação rígida parece ser um pré-requisito para se ter um prognóstico favorável a longo prazo (Albrektsson & Sennerby, 1990). A estabilidade dos implantes está relacionada às propriedades biomecânicas e à quantidade de osso em contato com os mesmos. Por sua vez, outros autores demonstraram um aumento da estabilidade com o passar do tempo usando torque de remoção, o que pode ser correlacionado com um aumento na porcentagem de osso ao redor do implante (Johansson & Albrektsson,

1991). A completa perda da osseointegração pode ser diagnosticada clinicamente através de teste de mobilidade manual e radiografias.

Porém, a análise histológica seguida de medições morfométricas são os métodos mais precisos para se avaliar as alterações morfológicas ao redor dos implantes. O teste de torque de remoção pode fornecer informações importantes sobre a rigidez do implante no osso em um determinado período. Porém, com a perda do implante se torna inviável um acompanhamento clínico posterior. O Periotest<sup>®</sup> é um instrumento eletrônico designado para medir a mobilidade dental, que foi proposto para ser utilizado sobre os implantes, porém, não estão claros quais são os fatores que influenciam as medidas oferecidas e quais parâmetros podem estar relacionados com a osseointegração, sendo o exame radiográfico o método clinicamente não invasivo mais eficiente para se verificar a qualidade de união entre osso e implante.

A aplicação de um método não invasivo para se detectar a estabilidade dos implantes foi mostrada *in vitro* por Meredith, 1996, pela medida da frequência da ressonância de um sensor (Transdutor) acoplado ao implante, indicando que as alterações na adesão entre osso e implante podem ser monitoradas. O propósito desse estudo foi avaliar, através da frequência da ressonância, as alterações ocorridas na estabilidade dos implantes instalados na tíbia de coelhos, durante a fase de cicatrização.

Foram instalados 20 implantes de 10 x 3.75 mm de titânio comercialmente puro nas tíbias de 10 coelhos da raça *New Zeland* com mais de 3,5 Kg. As cirurgias foram realizadas sob condições de assepsia. As análises por frequência de ressonância foram feitas tanto na hora da instalação dos implantes, como depois de 14 e 28 dias, nos 10 animais. Em três deles (seis implantes), medidas adicionais foram efetuadas a 42, 56, 93, 122 e 168 dias.

Para a realização das medidas, um sensor era acoplado a um *abutment* e este era colocado sobre o implante. Assim, evitava-se que o sensor entrasse em contato com os tecidos circunvizinhos ao implante. Muito cuidado era tomado para se evitar torques ao acoplar o conjunto aos implantes. Três medidas, em diferentes direções, eram feitas para assegurar precisão dos dados. Após as medidas, o *abutment* e o sensor eram removidos e os tecidos novamente suturados. Depois de terem sido completadas as medições, os coelhos eram sacrificados para análise histomorfométrica.

Ocorreu um significativo aumento na frequência de ressonância entre 0 e 14 dias e 0 e 28 dias que foi, em média, de 435 Hz e 750Hz, respectivamente. Curiosamente,

em um implante que se mostrou móvel após sua instalação, apresentou valor de ressonância bem inferior (1500Hz em comparação com os outros normais 7338Hz em média). Após 28 dias, a frequência de ressonância alcançou níveis comparáveis com a média obtida com os outros implantes (7560Hz em comparação com 7662Hz). A fixação mostrou-se rígida a exame clínico.

Esse estudo *in vivo* obteve valores de frequência de ressonância comparáveis, em forma de amplitude, a aqueles obtidos *in vitro* por Meredith em 1996. As frequências de ressonância, exceto para dois implantes, aumentaram durante os primeiros 14 dias após a instalação dos mesmos. Após os 28 dias, todos os implantes apresentaram aumento da frequência e na sua maioria o aumento foi maior, em média, do que em 14 dias. Houve um aumento na média da ressonância depois de 14 dias, que continuou depois de 28 dias, o que sugere que havia uma continuidade no processo de osseointegração.

Eles ainda estudaram a cicatrização a longo prazo em três animais, concluindo que os valores de ressonância aumentaram com o tempo, para todos os implantes, podendo também mostrar uma tendência de que este aumento atingiu seu equilíbrio após 40 dias. Aquele implante que se mostrou sem estabilidade primária durante a instalação, após 21 dias já apresentava valores de ressonância comparáveis aos dos outros implantes. Esta situação possui implicações clínicas de valor em relação aqueles implantes que se mostram com mobilidade após a instalação. O aumento dos valores da frequência de ressonância podem ser atribuídos ao aumento da união e à firmeza entre o implante e os tecidos vizinhos. Essas mudanças foram descritas em 1993 por Sennerby, que mostrou a formação de *woven bone* na vizinhança do implante de titânio comercialmente puro, após uma semana de instalação em tíbias de coelhos. Depois de ser analisado por um período de mais de 42 dias, aquele osso que se mostrava imaturo, apresentou-se condensado à superfície do implante tendo sido, portanto, remodelado, formando osso maduro.

Pouca remodelação óssea foi observada após um período de 90 e 180 dias. Esse fato se encaixa perfeitamente nesse estudo, que demonstrou aumento nos valores de frequência de ressonância nos primeiros 40 dias de cicatrização e pouca alteração daí em diante.

Com isso os autores concluíram que é possível utilizar a análise da frequência de ressonância para estudar a cicatrização óssea na interface osso-implante na tibia de coelhos. Através deste caminho, é possível identificar implantes “sob risco” e, quem

sabe, permitir um maior período de cicatrização até que estabilidade suficiente tenha sido alcançada.

Também Meredith et al. em 1997 (B) realizaram um trabalho que teve como objetivo testar a eficácia da análise da frequência de ressonância em medir clinicamente a estabilidade dos implantes *in vivo*. Os autores selecionaram dois grupos de pacientes para o estudo. Grupo A, com 9 pacientes, nos quais foram instalados 56 implantes, sendo feitas medidas da frequência de ressonância imediatamente após a instalação dos implantes e também após 8 meses. Os valores da frequência de ressonância aumentaram em 50 dos 56 implantes colocados numa média de  $7473\text{Hz} \pm 127\text{Hz}$  ( $P < 0,05$ ) para  $7915\text{Hz} \pm 112\text{Hz}$  ( $P < 0,05$ ). O grupo B, também com 9 pacientes, porém com 52 implantes instalados, há mais de 5 anos, tiveram suas próteses removidas e o nível ósseo estabelecido por radiografias periapicais e exames de sondagem clínica, após a determinação da quantidade de espiras expostas. Somando-se a este valor o comprimento do *abutment*, os autores realizaram a análise da frequência de ressonância. Os resultados mostraram uma correlação entre a altura exposta do implante e do *abutment*, com os valores da frequência de ressonância. Os autores concluíram que esses resultados estão em concordância com a hipótese de que os valores da frequência de ressonância se relacionam com a altura exposta do implante e a estabilidade deste no osso.

Ramusson et al., (1998) realizaram um estudo em coelhos com o objetivo de analisar, ao longo do tempo, a estabilidade dos implantes instalados na metáfise proximal da tíbia de coelhos, com e sem a utilização de enxertos *onlay* autógenos. Dez coelhos fêmeas *New Zealand* adultos foram utilizados no estudo. Eles usaram a calvária como área doadora dos blocos ósseos, estes eram removidos em forma de discos com a utilização de trefina de 8mm de diâmetro. Após sua remoção, os blocos eram perfurados no centro com uma broca de 3mm de diâmetro e depois preparados com a broca formadora de roscas de 3,75mm de diâmetro. Logo em seguida, a metáfise proximal das tíbias era exposta e perfurada de acordo com o protocolo proposto por Branemark. De um lado os implantes de 3,75 x 8,0mm eram colocados de maneira a fixarem os blocos em forma de discos e na outra tíbia, os implantes eram instalados sem os blocos, deixando a espessura correspondente ao enxerto exposta, mais ou menos de 4-5 espiras do implante. As análises da frequência de ressonância foram realizadas após os períodos

de 4, 8, 16 e 24 semanas e o torque de remoção, após 24 semanas. Os autores também realizaram documentação fotográfica em todos os períodos de análise.

Os resultados da frequência de ressonância mostraram um aumento significativo dos valores de estabilidade nos períodos avaliados. Os valores de torque de remoção foram em média  $50.4 \pm 10.0$  para o grupo teste e  $30.0 \pm 6.9$  para o grupo controle. Histologicamente o enxerto foi bem incorporado e a análise quantitativa mostrou uma maior quantidade de osso ao redor dos implantes do grupo teste. Foi concluído que a integração dos implantes ao enxerto ósseo resultou em um aumento do suporte biomecânico do implante e que a análise da frequência de ressonância também foi útil em monitorar de maneira não invasiva a estabilidade do implante *in vivo*.

Friberg et al., (1999) realizaram um estudo que teve como objetivo correlacionar valores de torque de inserção dos implantes, com os valores de frequência de ressonância no momento da instalação dos implantes. Também foram realizadas medidas de frequência de ressonância após 8 e 20 meses. No estudo, foram instalados 61 implantes (*MKII Nobel Biocare*) auto-rosqueáveis em 9 pacientes que apresentaram edentulismo total. Para medição do torque de inserção foi utilizado um controlador de torque eletrônico (*Nobel Biocare*). Os implantes foram divididos em 3 grupos de acordo com o valor de torque obtido, sendo classificados como: Grupo I, com osso mole; Grupo II, osso médio e Grupo III, osso denso.

A análise estatística mostrou diferença significativa na análise de frequência de ressonância entre os grupos I e II; I e III. Porém, quando a mesma análise foi realizada após 8 e 20 meses, não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. A tabela abaixo resume os valores de torque de inserção e análise de frequência de ressonância entre os 3 grupos:

	Torque de Inserção (Ncm)	Freq. de Ressonância Instalação	8 meses	20 meses
Grupo I	$3.4 \pm 0.62$	$7165 \pm 512$	$7771 \pm 439$	$8049 \pm 384$
Grupo II	$4.5 \pm 0.22$	$7486 \pm 383$	$7915 \pm 397$	$8060 \pm 480$
Grupo III	$6.3 \pm 1.18$	$7708 \pm 415$	$7936 \pm 475$	$8152 \pm 420$

Tabela 5: valores de torque de inserção e análise de frequência de ressonância entre os 3 grupos (Friberg et al., 1999).

Os autores concluíram que se pode identificar a qualidade óssea através dos dois métodos utilizados no momento da instalação dos implantes e que houve um aumento significativo nos valores de frequência de ressonância ao longo do tempo nos implantes instalados em osso com qualidade baixa. Conseqüentemente, sugerem que se deve aguardar um maior período de tempo antes de colocar estes implantes sob carga.

Ainda, relatam que nesse estudo os valores de frequência de ressonância obtidos na instalação dos implantes podem ser, em sua maioria, explicados pelas diferenças de densidade óssea nas regiões em que os implantes foram instalados. Os que tinham os menores valores de frequência de ressonância, foram os que necessitaram de menor torque de inserção e, ainda, aponta para o fato de que estes implantes é que possuíram os menores aumentos na frequência de ressonância ao longo do tempo, o que sugere que a resposta tecidual sobre a estabilidade do implante foi mais influenciada em osso com baixa densidade. Em estudo prévio, o mesmo autor obteve um pequeno decréscimo dos valores de frequência de ressonância quando os implantes foram colocados em osso praticamente cortical. No presente estudo o autor relatou que após um período de análise de 20 meses os valores da frequência de ressonância não apresentaram diferenças estatísticas entre os grupos. Esses resultados indicam que os implantes com o passar do tempo alcançam uma estabilidade similar, independentemente do tipo de osso em que foram instalados.

## Lasers em baixa intensidade

Foi a partir do postulado por Albert Einstein em 1917, em que ele determina que a emissão de luz por um átomo pode ser estimulada pela própria radiação incidente, que foi possível a obtenção de uma forma de amplificação da luz, denominada laser.

O estudo dos lasers foi sempre tomado como difícil, caro e de aplicação limitada, como observou ironicamente um professor da Universidade de Erlangen ao descrever o LASER como sendo *Less Application of Stimulated Expensive Research*. De forma similar, o Dr. Herwig Kogelnik lembrou que, no início da década de 1960, o LASER foi de partida chamado de MASER, *Money Acquisition Scheme for Expensive Research* e não *Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (amplificação de microondas por emissão estimulada de radiação) segundo era denominado por vários cientistas da época como Townes, Basof e Prokhorov.

Porém, em meados de julho de 1960, um pesquisador, Theodore H. Maiman anunciou a primeira operação com êxito de um MASER, a partir da excitação de um cristal de rubi através da lâmpada do flash de uma câmera fotográfica, surgindo então o LASER (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* - amplificação da luz por emissão estimulada da radiação).

Apesar da forte relutância por parte de certos pesquisadores, os últimos 30 anos nos mostraram uma realidade bem diferente e o laser, hoje, está presente numa gama enorme de aplicações, que variam desde um aparelho de *laser disk*, até sofisticadas aplicações na área médica.

Os lasers em baixa intensidade têm sido largamente utilizados em medicina e odontologia. Os mecanismos envolvidos nos efeitos observados com este tipo de laser preconizam a LILT (*Low Intensity Laser Therapy* – terapia com lasers de baixa intensidade) ou *Biostimulation*. Essa modalidade terapêutica não é recente, os russos apresentam relatos que indicam pelo menos trinta anos de experiência, sendo seguidos pelos japoneses e europeus. Ao contrário daqueles em alta intensidade, os lasers em baixa intensidade, como por exemplo os de diodo, constituem aparelhos compactos, de baixo custo e de grande eficiência elétrica e óptica.

Muitos estudos vêm sendo realizados a respeito dos efeitos da LILT no tratamento de um grande número de patologias. Podemos citar entre eles: aceleração na

cicatrização de feridas, melhor regeneração e remodelação óssea, atenuação dos processos dolorosos, regulação do sistema imune, estimulação da liberação de endorfina, entre outros.

As proteínas são a maior estrutura absorvedora de comprimentos de onda dos lasers que atuam na faixa do vermelho visível e infravermelho. Entretanto, a identidade dos fotorreceptores responsáveis pelos efeitos biológicos da LILT não são claramente descritos. Muitos estudos sugerem que o sistema mitocondrial ou as porfirinas endógenas da célula, sejam os cromóforos absorvedores de energia nesta terapia.

Os lasers em baixa intensidade mais utilizados em odontologia são os de Hélio-Neônio, Argônio, Arseneto de Gálio-Alumínio, sendo os dois primeiros lasers gasosos, que utilizam como meio ativo um gás, sendo geralmente excitados através de descarga elétrica. O laser de Hélio-Neônio é emitido em vários comprimentos de onda, sendo o mais intenso o de 632,8nm (vermelho), apresentando uma série de indicações nas áreas biomédicas devido ao seu efeito bioestimulante.

O laser de Arseneto de Gálio e Alumínio é um tipo de semicondutor de dupla heterojunção, que torna possível sua emissão de forma contínua em temperatura ambiente. O bombeamento dos lasers semicondutores pode ser realizado de várias maneiras, entre elas, o emprego de um outro laser. Porém, a forma mais usual é a utilização do semicondutor na forma de um diodo, com excitação produzida por uma corrente elétrica. Ele apresenta potência pico de alguns Watts, em pulsos curtos e com comprimentos de onda na faixa do infravermelho, por volta de 830nm. Em odontologia, emitindo baixas densidades de potência, ele apresenta um grande número de aplicações, também devido ao seu efeito de bioestimulação. Além disso, é sabido que este laser atinge uma grande profundidade de penetração nos tecidos, pois a água e a hemoglobina oferecem um baixo coeficiente de absorção para esse tipo de radiação. Um estudo prévio, realizado por Yamagashi, revelou que aproximadamente 50% da radiação do laser de diodo com uma potência de 60mW possui uma penetração da ordem de 1cm no osso mandibular de humanos ou bovinos

Como a profundidade de penetração da radiação, com os comprimentos de onda associados a esta terapia, pode variar de 5 a 10mm, tanto estruturas superficiais, quanto profundas, podem ser atingidas. Entretanto, existe uma múltipla dispersão dos eritrócitos, assim como dos vasos de pequeno calibre, sempre que a energia laser penetra no tecido. Conseqüentemente, tanto o fluxo sangüíneo, como os vasos de

pequeno calibre irão ter grande influência na distribuição final da radiação laser. Não está claro se os efeitos fotobiológicos que ocorrem com os lasers em baixa intensidade estão relacionados apenas com radiação laser coerente, monocromática, ou podem ser alcançados com fontes de luz convencionais, que emitem energia com comprimentos de onda similares não coerentes.

### **Aplicações do laser em baixa intensidade nos tecidos biológicos:**

Mester et al., (1971) realizaram um dos primeiros trabalhos em cicatrização de queimaduras. Nesse trabalho, foi investigado o efeito de um laser de rubi ( $\lambda=694,3\text{nm}$ ) com intervalos de doses de  $0,5\text{J}/\text{cm}^2$  a  $10\text{J}/\text{cm}^2$ . Foram criadas duas queimaduras de terceiro grau, de aproximadamente 5mm de diâmetro, no dorso de camundongos, em ambos os lados da coluna vertebral.. As queimaduras do lado esquerdo foram irradiadas e as de controle, da direita, foram sem irradiação. Os resultados obtidos mostraram que a exposição à radiação laser estimulou a cicatrização de queimaduras de terceiro grau, mais pronunciadamente na dose de  $1\text{J}/\text{cm}^2$ , com 3 irradiações nos dias 3, 7 e 12 do pós-operatório. Os autores sugeriram que a cicatrização de feridas, estimulada pela radiação laser, envolveu um aumento na taxa de crescimento epitelial, o que pode, eventualmente, ser o ponto de partida para o crescimento neoplástico.

Kubasova et al., (1984) estudou o efeito biológico do laser de He-Ne sobre a alteração funcional e micromorfológica de membranas celulares *in vitro*. Nesse trabalho não foram observadas alterações funcionais e nem micromorfológicas na superfície celular de fibroblastos primários de embrião humano, irradiados com uma dose única de  $1\text{J}/\text{cm}^2$ . Essa dose, entretanto, aplicada quatro vezes, com intervalos de 24 horas, mudou a condição funcional, bem como as cargas na superfície das membranas celulares. Os efeitos de uma dose de  $5\text{J}/\text{cm}^2$  não diferiram daqueles obtidos com  $1\text{J}/\text{cm}^2$ . Os autores sugeriram que alterações sobre superfícies celulares induzidas por radiação laser podem contribuir à força de contato célula-célula e, assim, estimular a epitelização.

Herrero, (1986) afirma que é mais confiável, em termos de dosimetria, fazer uso de aplicações pontuais, do que da técnica de varredura. Acrescenta que há variações na dosimetria a ser aplicada, de acordo com cada situação ou área e que não é aconselhável ultrapassar a densidade de  $15\text{J}/\text{cm}^2$  sobre um ponto, em uma única aplicação.

Mayayo e Trelles, (1986) realizaram uma experiência em ratos mutantes, com aplasia de timo, causando uma ferida cirúrgica no dorso dos animais. Foi aplicado laser de He-Ne com fluência de 2 a  $4\text{J}/\text{cm}^2$  e resultou que todos os ratos que não receberam o laser desenvolveram septicemia, enquanto que os restantes sobreviveram. A conclusão

que os autores chegaram foi a seguinte: o laser atrai, para fora dos vasos, os fagócitos, aumentando principalmente a resistência local.

Karu et al., (1987) estudaram o efeito de vários tipos de laser de emissão no visível sobre o conteúdo de cAMP em fibroblastos de hamsters chineses. Eles obtiveram como resultado que  $\lambda=404\text{nm}$ ,  $632,8\text{nm}$  e  $760\text{nm}$  ocasionaram mudanças na concentração de cAMP intracelular. Para  $\lambda=404$  e  $632,8\text{nm}$ , a quantidade de cAMP intracelular diminuiu durante os 30 primeiros minutos e, então, cresceu excedendo à concentração normal (180-190%) de duas a três horas após a exposição. No caso de irradiação com  $\lambda=760\text{nm}$ , a quantidade de cAMP inicialmente aumentou (150%, 30 min após a irradiação) e depois diminuiu, se comparada ao controle. A irradiação das células com luz em  $\lambda=546\text{nm}$  ou  $700\text{nm}$ , não teve um efeito marcante sobre a concentração intracelular de cAMP. As observações das mudanças na concentração de cAMP intracelular podem auxiliar o pesquisador a relacionar os efeitos na estimulação de crescimento - causados pela irradiação com laser de He-Ne, por exemplo - ao mecanismo regulador da proliferação da atividade celular, uma vez que existem relações entre as variações na concentração de cAMP e  $\text{Ca}^{+2}$ , por um lado, e taxa de síntese de DNA e RNA, por outro, nos primeiros estágios do processo regenerativo.

Trelles et al., (1988) utilizaram um laser de emissão vermelha emitido em  $\lambda=632,8\text{nm}$ , variando potências de  $4\text{mW}$  ou  $50\text{mW}$ , com fluência de  $2,4\text{J}/\text{cm}^2$ , para irradiar ratos. Eles chegaram à conclusão de que para  $P=4\text{mW}$ , o aumento de histamina foi de 100%, enquanto que, com potência de  $50\text{mW}$ , o aumento foi de 30%.

Os efeitos antiinflamatório e antiedematoso dependem da aceleração da microcirculação, originando alterações na pressão hidrostática dos capilares e reabsorção do edema, bem como a eliminação de metabólicos intermediários, como o ácido pirúvico e láctico, por exemplo.

O mesmo autor, em 1989, mostrou que o laser acelera a reprodução de células epiteliais e sua maturação, através do aumento da atividade da fosfatase ácida, esterase, desidrogenase láctica e succinildesidrogenase. Essas conclusões demonstraram que as células filhas apresentaram características morfológicas e funcionais idênticas às antecessoras, sem apresentar sinais de atipia.

Karu (1989) publicou um artigo no qual foi feita uma revisão da fotobiologia associada aos efeitos do laser em baixa intensidade. Após vários estudos quantitativos, para determinar a ação da luz monocromática visível em baixa intensidade sobre várias

células, bem como para determinar as condições ideais de irradiação (comprimento de onda, dose e intensidade), que conduzem à estimulação da atividade vital, ela concluiu que o processo de bioestimulação laser é um fenômeno fotobiológico, não sendo necessário a utilização de luz coerente, os fotoaceitadores primários são componentes da cadeia respiratória, que dependendo da dose podem ser estimulados ou inibidos. A radiação laser é apenas uma desencadeadora para a regulação do metabolismo celular, por esse motivo é que são necessárias apenas baixas doses de energia. O efeito sobre a célula vai depender do estado fisiológico que esta se encontra. Os efeitos terapêuticos da LILT poderiam ser explicados por um aumento da proliferação de células, ou por mudanças na atividade fisiológica de células excitáveis

A autora nesse estudo propõe um modelo para explicar resumidamente os efeitos da radiação laser emitida em baixa intensidade, tanto na região do visível como do infravermelho, sobre a célula. Karu, relatou que a luz visível produz mudanças fotoquímicas nos fotorreceptores das mitocôndrias, conduzindo à transdução do sinal a outras partes da célula, levando a biomodulação.

Smith, em 1991, sugeriu uma mudança no modelo proposto por Karu em 1989. O autor acredita que por causa das propriedades fotofísicas e fotoquímicas associadas à radiação infravermelha, esta inicie a cascata de eventos metabólicos por efeitos fotofísicos sobre a membrana celular (provavelmente nos canais de  $\text{Ca}^{++}$ ), conduzindo à mesma resposta final. A figura 7 mostra o modelo de Karu modificado por Smith.

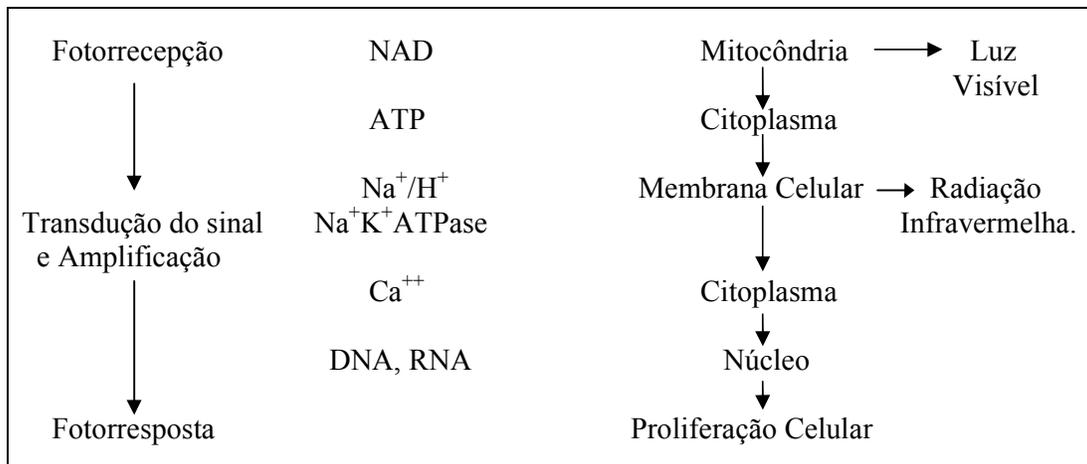


Figura 7: Modelo esquemático da ação de radiação laser em baixa intensidade sobre os sistemas biológicos, (Smith 1991).

Rigau et al., (1991) estudaram as mudanças metabólicas, a proliferação e viabilidade de fibroblastos da pele de um humano sadio, depois da irradiação *in vitro* com um laser de He-Ne, operando em regime contínuo, de 10mW de potência. A análise estatística dos dados mostrou que não houve aumento no número de fibroblastos após a exposição, mas revelou mudanças significantes nas taxas metabólicas, quando comparadas ao controle não irradiado. Nesse estudo, os autores não especificaram a densidade de energia utilizada, mas declararam que o resultado da avaliação destas mudanças metabólicas sugerem que uma modalidade eficiente para o aumento ou modulação da atividade celular poderia ser determinada para a LILT e, portanto, ser utilizada para propósitos terapêuticos, desde que as densidades de energia e potência apropriadas fossem estabelecidas.

Lubart et al., (1992) com a finalidade de examinar o efeito de vários comprimentos de onda em diferentes doses de energia, decidiram irradiar células fibroblásticas NIH, com fontes de luz emitindo em 360nm, 632nm e 780nm tendo sido verificado que em uma determinada dose de energia ( $D=15\text{J}/\text{cm}^2$  para  $\lambda=632\text{nm}$ ;  $D=7\text{J}/\text{cm}^2$  para  $\lambda=780\text{nm}$  e  $D=0,6\text{J}/\text{cm}^2$  para  $\lambda=360\text{nm}$ ), ocorre a aceleração da mitose celular. O maior grau de mitose celular foi alcançado pelo grupo irradiado com o laser de HeNe, aplicado com uma densidade de energia de  $15\text{ J}/\text{cm}^2$ . Em doses de energia mais altas, as células foram destruídas. Esses resultados indicaram que o fotoefeito terapêutico pode ser devido a pequenas quantidades de oxigênio singlete  $^1\text{O}_2$  fotoproduzidos pelas porfirinas neutras ou pelos citocromos na célula. O oxigênio singlete é um potente oxidante, que pode estimular a atividade redox na cadeia respiratória e, assim, aumentar a quimiosmose e o fluxo de íons cálcio no citoplasma, promovendo mitose.

Nara et al., (1992) estudaram os efeitos da irradiação com três tipos de laser em baixa densidade de potência: um de He-Ne ( $\lambda=632,8\text{nm}$ ;  $P=5\text{mW}$ ), e dois de semiconductor ( $\lambda=790\text{nm}$  e  $830\text{nm}$ ;  $P=34\text{mW}$  e  $14\text{mW}$ , respectivamente), na proliferação de fibroblastos humanos, tendo sido os resultados comparados *in vitro*. Os fibroblastos da polpa humana foram obtidos de subculturas, sendo estas, incubadas por 48 horas antes da irradiação laser. Cada laser foi usado no modo de emissão contínua e a irradiação foi realizada quatro vezes, no intervalo de dose total  $5,05\text{J}/\text{cm}^2$  a  $2,0\text{J}/\text{cm}^2$ . Depois da incubação, as células foram fixadas e coradas em lâminas e o número de núcleos foi contado. O laser de He-Ne mostrou a capacidade de acelerar a proliferação

de fibroblastos da polpa em uma baixa dose de irradiação ( $0,1\text{J}/\text{cm}^2$ ). Por outro lado, os lasers de semicondutor falharam na produção de qualquer efeito estimulativo sobre estes fibroblastos.

Lee et al., (1993) investigaram a influência da LILT no processo de cicatrização de feridas da pele infeccionadas por bactérias com um laser de GaAs ( $\lambda=904\text{nm}$ ), por acharem necessário o estudo da ação da radiação laser em baixa intensidade, sobre tecidos em condições patológicas, pois a maioria das investigações apresentadas até a presente data, avaliam o efeito da LILT em tecidos com condições normais. O laser foi utilizado no modo de emissão pulsado, com potência pico de 27W. A frequência do pulso foi 1000Hz, resultando numa potência média de 2mW, sendo a densidade de energia utilizada de  $76,4\text{mJ}/\text{cm}^2$ , a área total irradiada correspondeu a um círculo de 2cm de diâmetro. As feridas abertas, de aproximadamente 6mm em diâmetro, foram criadas nas regiões glúteas de sete ratos. Bactérias *Staphylococcus aureus* foram inseridas em todas as feridas. Uma ferida em cada rato foi irradiada com laser nos dias 1, 2, 3, e 4, e a ferida não-irradiada foi deixada para controle. As áreas dos ferimentos foram medidas, fotografando a lesão de uma distância constante, usando a mesma lente objetiva, no 1º, 3º, 5º e 7º dia pós-operatório e, então, os grupos controle e experimental foram comparados de acordo com o intervalo de tempo. Os resultados mostraram que a taxa de cicatrização da ferida foi significativamente aumentada no grupo experimental e que a incidência de edema foi menor no grupo exposto à LILT, devido a um efeito positivo sobre a micro circulação local. Os autores sugeriram que a aceleração da cicatrização da lesão infeccionada, após a irradiação com laser de GaAs, indicou que a atividade celular, devido ao efeito bioestimulante da LILT, predomina no tecido normal circunvizinho, em relação ao tecido irritado, por causa do crescimento de bactérias na lesão infeccionada.

Eduardo e Cecchini, (1996) apresentaram cinco estudos clínicos sobre os benefícios do laser em baixa intensidade na cicatrização de tecido mole oral. Lesões na cavidade oral, como herpes e úlceras aftosas, foram irradiadas com laser de GaAlAs ( $\lambda=790\text{nm}$ ), em doses que dependem da área de irradiação. Em ambos os casos, foram obtidos um excelente resultado. A LILT diminuiu a sintomatologia dolorosa imediatamente e acelerou o processo de reparação destas lesões. Também uma associação dos lasers de Nd:YAG ( $\lambda=1064\text{nm}$ ) e GaAlAs provou ser eficaz nesse tipo de lesão. Os autores

sugeriram que essa associação de lasers em alta e baixa intensidade pode ser um complemento para terapias convencionais.

Até 1997, Walsh compilou dados sobre a situação dos lasers de baixa intensidade, quando da aplicação em tecidos moles. O autor cita a explosão das pesquisas envolvendo a aplicação da tecnologia laser na prática odontológica nos últimos dez anos, relatando que os lasers de alta intensidade são de grande aplicabilidade clínica. Deve-se, porém, considerar ainda o elevado custo e também que seu emprego indiscriminado pode levar a injúrias teciduais causadas pelo aumento excessivo da temperatura, o que ainda limita de certa maneira sua aplicação em larga escala.

Paralelamente, existem os lasers em baixa intensidade, que se encontram em outra região do espectro eletromagnético. Podemos citar, por exemplo, os lasers de semicondutores, que são compactos, de baixo custo e com grande eficiência óptica e elétrica. Em medicina e odontologia, os lasers de diodo têm sido utilizados em situações que visam efeitos bioestimulantes.

O autor comenta que a utilização destes lasers em Odontologia não é recente. No Japão e Europa, há mais de uma década, essa tecnologia tem sido utilizada em grande escala. De fato, os russos já utilizavam esse tipo de terapia há mais de 30 anos, embora essa literatura tivesse sido mantida inacessível para o mundo ocidental até bem pouco tempo atrás. Os relatos mostram que a maioria dos trabalhos era realizada com laser de Hélio Neônio, que emite radiação com comprimento de onda de 632nm. Porém, hoje já é possível se obter este mesmo comprimento de onda com o laser de diodo.

O autor também relata que existem várias utilizações para esse tipo de terapia, como por exemplo: aceleração dos processos de cicatrização, aceleração da remodelação e reparo ósseo, restabelecimento da função neural após injúria, normalização da função hormonal, estimulação da liberação de endorfina e regulação do sistema imunológico. Porém, existem publicações que se referem apenas a algumas destas aplicações, o que torna um dilema a decisão sobre a apropriada terapia a ser escolhida pelo clínico.

Para se entender como são os efeitos biológicos da terapia lasers em baixa intensidade torna-se indispensável o conhecimento da maneira como a energia laser é absorvida pelos tecidos. A maioria das estruturas que absorvem a radiação laser emitida na faixa do vermelho visível e infravermelho próximo, usado na LILT são as proteínas, porém a identidade dos fotorreceptores responsáveis pelos efeitos biológicos ainda não foram 100% resolvida.

Muitos estudos sugerem que tanto os elementos do sistema mitocondrial como as porfirinas endógenas presentes nas células sejam os cromóforos absorvedores da radiação laser.

Uma vez que a penetração da energia laser usada na LILT pode penetrar nos tecidos a uma profundidade de 5 a 10mm, estruturas superficiais e profundas podem ser atingidas. Contudo, ao penetrar no tecido, a energia sofre uma múltipla dispersão ou espalhamento pelos eritrócitos e microvasos e, conseqüentemente, o fluxo sanguíneo e a distribuição dos microcapilares irão demonstrar influência marcante na distribuição da energia laser.

Cita também, os efeitos da LILT sobre as células ósseas, mostrando que estudos em laboratório utilizando o laser de He-Ne provaram que esse laser exerce efeito pronunciado na proliferação, diferenciação e calcificação de culturas de osteoblastos, embora exista uma relação entre a fase em que a célula se encontra e o efeito da radiação. A proliferação celular e a síntese do DNA são aumentadas pela LILT apenas enquanto essas células estão na fase de crescimento ativo; a LILT se mostrou eficiente em promover um aumento no acúmulo de cálcio, aumentando a calcificação *in vitro*. Se pudermos extrapolar esses resultados para situações que requeiram reparação óssea *in vivo*, a cicatrização óssea pode ser acelerada pelo aumento da deposição óssea e pela promoção da regeneração em um menor período de tempo.

Reddy et al., (1998) avaliaram a influência da fotoestimulação laser na produção de colágeno em tendões de Aquiles de coelhos, tenotomizados e reparados. Após tenotomia e reparo, os membros traseiros dos coelhos foram imobilizados em talas de poliuretana adaptadas. Os animais do grupo experimental foram tratados com laser de He-Ne diariamente, com doses de  $1\text{J}/\text{cm}^2$ , durante 14 dias. Os animais do grupo controle foram irradiados com  $0\text{J}/\text{cm}^2$ . No quinto dia pós-operatório, as talas foram removidas. Os animais foram sacrificados quinze dias após o procedimento cirúrgico e os tendões foram extirpados, processados e analisados. A análise bioquímica dos tendões revelou um aumento de 26% na concentração de colágeno no grupo tratado, indicando cicatrização mais rápida, quando comparado ao grupo controle. Os resultados sugeriram que a taxa de *turnover* do colágeno nos tendões irradiados foi mais alta, quando comparado ao grupo controle.

Bradley et al., (1998) mostraram que o tratamento através da LILT emprega, na maior parte das vezes, o laser de arseneto de gálio e alumínio, com comprimento de

onda de 830nm. Experimentos mostraram que a irradiação laser na faixa do infravermelho próximo pode penetrar no osso e no dente, produzindo efeitos terapêuticos quando da aplicação da correta densidade de potência. Os autores utilizaram, para determinar a penetração da radiação laser, detectores isotrópicos e câmera CCD e, a partir dos resultados, postularam que existe um grande potencial nesta terapia, quando utilizada sobre estes tecidos.

Baseando-se nos estudos de penetração da radiação, os autores apresentaram uma série de relatos clínicos sobre a utilização com eficácia do laser em baixa intensidade sobre processos algícos como: pulpites dentárias agudas, sinusopatia aguda, fraturas mandibulares dolorosas, dores ósseas provocadas por metástase de carcinoma oral.

Schindl e Neumann, (1999) demonstraram que o laser em baixa intensidade pode ser um tratamento efetivo para herpes simples recorrente, utilizando o comprimento de onda de 690nm, intensidade  $80\text{mW/cm}^2$  e dose  $48\text{J/cm}^2$ . Cinquenta pacientes foram tratados com laser por duas semanas, ou receberam irradiação placebo. O grupo tratado apresentou intervalo médio de recorrência de 37,5 semanas, enquanto que o grupo placebo definiu um espaço de três semanas, tornando evidente a eficiência da luz laser em baixa intensidade no protocolo utilizado.

Ribeiro, (2000) investigou o efeito da luz laser de He-Ne, de baixa intensidade, linearmente polarizada no processo de cicatrização tissular de lesões de pele de animais de experimentação. A polarização linear do laser foi alinhada paralela e perpendicularmente à uma direção referencial no animal, tal como o eixo da coluna vertebral. As lesões consistiram em queimaduras com  $\text{N}_2$  líquido de  $\phi=6\text{mm}$ , criadas na parte inferior do dorso dos animais. Foram feitas quatro irradiações, nos dias 3, 7, 10 e 14 após a criação da ferida, na dose de  $1\text{J/cm}^2$ . As lesões controle não foram irradiadas. Verificou-se que a polarização linear é mantida nas camadas superficiais da pele e que ela pode ser melhor preservada na pele lesada, quando comparada à pele sadia. A análise do processo cicatricial foi realizada por microscopia de luz, microscopia eletrônica de transmissão e técnica radioautográfica. Os resultados obtidos indicaram que o processo de reparação de lesões de pele irradiadas por luz laser He-Ne é influenciado pela direção da polarização.

Experimentalmente, verificou-se que, nas condições utilizadas nesse estudo, a luz polarizada pode ser preservada nas primeiras camadas da pele. Além disso, o grau

de polarização linear foi mais preservado nas amostras patológicas quando comparado às amostras de pele sadia, portanto a direção de polarização da radiação laser de He-Ne pode acelerar a resposta biológica durante a cicatrização de queimaduras, na pele de ratos e camundongos, nas condições experimentais utilizadas nesse estudo.

Silveira, (2001) selecionou 20 pacientes com enfermidade periodontal necessitando de tratamento periodontal cirúrgico do tipo ressectivo, pela técnica de gengivectomia, que consiste em remover todo o excesso de tecido gengival com finalidade de restabelecer a anatomia e também a parte funcional. O tecido gengival foi irradiado com diferentes tipos de feixe laser para avaliação de possíveis alterações histológicas que pudessem ocorrer, principalmente quando se refere ao comportamento dos mastócitos, responsável entre outras alterações, pela dilatação dos vasos. Durante a intervenção cirúrgica, lasers em baixa intensidade de emissão infravermelha ( $\lambda=785\text{nm}$ ) e vermelha ( $\lambda=688\text{nm}$ ) foram usados, ambos com 50mW de potência e fluência de  $8\text{J}/\text{cm}^2$ , como também fragmentos que não receberam nenhum tipo de irradiação. Todos os fragmentos foram fixados em formol, cortados e corados, pelas técnicas de hematoxilina-eosina e azul de toluidina, para análise histológica. Através da análise dos resultados, o autor concluiu que: 1) dos mastócitos presentes, a proporção de desgranulação foi significativamente maior nas regiões submetidas a aplicações dos lasers, independentemente dos dois comprimentos de onda utilizados; 2) não houve diferença significativa da ação do laser entre os diferentes comprimentos de onda ( $\lambda=785\text{nm}$ ) e ( $\lambda=688\text{nm}$ ), ambos com 50mW de potência e fluência de  $8\text{J}/\text{cm}^2$  sobre a desgranulação de mastócito, pois ambos resultaram num índice de desgranulação similar; 3) com relação às medidas de comprimento e largura de vasos, escolhidos aleatoriamente nos campos de mensuração, não houve diferenças estatisticamente significantes.

## **Ação da radiação laser sobre o tecido ósseo**

Existem várias controvérsias e estudos pouco conclusivos com relação ao efeito que os lasers em baixa intensidade exercem sobre os mecanismos de regeneração óssea, o que torna o tema foco de vários grupos de pesquisa.

Trelles e Mayayo, (1987) propuseram analisar a velocidade de consolidação de fraturas com a utilização do laser em baixa intensidade em ratos. Eles relatam que o objetivo de muitos estudos que vêm sendo realizados é acelerar o processo reparador das fraturas. Durante o processo de cicatrização das fraturas a osteogênese tem sido considerada como diretamente dependente da circulação local, onde o osso irá se desenvolver melhor, em um ambiente bem vascularizado. Portanto, é desejável produzir essa situação através de meios terapêuticos para que seja alcançada uma consolidação óssea mais rápida. Sessenta ratos, com 8 semanas de idade, foram divididos em dois grupos (A e B), sendo o grupo A utilizado como controle. Os ratos tiveram a tibia traseira esquerda fraturada por pressão digital, todos foram mantidos individualmente à temperatura de 27°C e consumiram a mesma dieta. O laser de He-Ne (632nm) foi utilizado com potência de 4mW, a uma distância de 20 cm. O tempo de aplicação foi de 10 min por sessão, a cada 48 horas, em um total de 12 sessões, sendo a densidade de energia de 2,4J/cm<sup>2</sup> em cada uma delas. Três ratos de cada grupo foram sacrificados após 24 horas, outros três após oito dias, o restante foi sacrificado após 12 sessões, ou seja, 24 dias após o início do experimento. Para a análise histológica foram utilizados um microscópio de luz e um microscópio eletrônico. O estudo histológico na região da fratura mostrou diferenças estatisticamente significantes entre os dois grupos, com diferenças entre a espessura do perióstio e do trabeculado neoformado. O exame feito após 24 horas mostrou um grande infiltrado de polinucleares em ambos os grupos, porém, em uma análise mais detalhada, pode-se observar apenas em alguma das amostras do grupo irradiado uma reação com células ativas do perióstio. Na análise feita no outro dia, após 4 sessões da aplicação, uma intensa atividade celular foi observada, mostrando a formação de um calo ósseo bem definido. Enquanto que no grupo controle a consolidação se deu após o 24º dia do experimento. A microscopia eletrônica da parte final do experimento mostrou mais osteócitos na matriz óssea,

embora no grupo irradiado eles fossem achados em uma área bem definida, correspondente ao canal de Havers, peculiaridade que não foi encontrada no grupo controle. O fato dos osteócitos do grupo irradiado se localizarem no canal de Havers pode sinalizar um tecido ósseo com consolidação bem formada. Os autores concluíram que em diferentes fraturas a remodelação do osso afeta totalmente a estrutura do tecido ósseo, com um aumento das trabéculas e modificação de sua disposição e densidade. Isso mostra uma ativa participação dos osteoblastos que, em consequência da ação do laser, irão promover uma maior atividade de osteossíntese pelo aumento da vascularização e ação antiinflamatória. As propriedades particulares do laser atuarão não somente sobre os osteoblastos e criarão uma condição ambiental favorável na aceleração do processo de cicatrização de fraturas.

Takeda, (1988) descreveu os efeitos histopatológicos da aplicação de lasers semicondutores de baixa intensidade na cicatrização de alvéolos após a exodontia em maxilares de ratos. O autor concluiu que o efeito do GaAs (com comprimento de onda de 904nm, intensidade  $25\text{mW/cm}^2$  e densidade de  $20\text{J/cm}^2$ ) teve um efeito benéfico no processo inicial de cicatrização óssea dos alvéolos após as exodontias. Esta conclusão estava baseada nas conclusões do autor sobre a maior proliferação dos fibroblastos nos animais irradiados, bem como a formação mais rápida de um tecido osteóide neoformado, sugerindo uma maior atividade de ossificação.

Yamada, (1991) realizou um estudo *in vitro* sobre os efeitos da radiação laser em baixa intensidade sobre células ósseas clonadas da calvária (parte superior do crânio) de ratos recém-nascidos para determinar os efeitos da radiação na proliferação, diferenciação e calcificação óssea. Esse estudo foi realizado com o intuito de saber o efeito direto da radiação laser em baixa intensidade (He-Ne de emissão contínua, com comprimento de onda de 632.8nm, potência de 8.5mW e densidade de potência de  $3.03\text{mW/cm}^2$ ) sobre os osteoblastos, em razão desta célula ser a maior responsável pelo processo de neoformação óssea. Os resultados obtidos pelo autor incluíram o aumento da proliferação celular e síntese de DNA, só nos casos em que a irradiação foi feita na fase ativa do crescimento da cultura, assim como um aumento na concentração de cálcio e aceleração do processo de calcificação. Essas considerações levaram o autor a concluir que a irradiação com laser em baixa intensidade fotoativou as células osteoblásticas, acelerou o crescimento e calcificação dos osteoblastos *in vitro* e, portanto, promoveu regeneração óssea.

Braekt, (1991) realizou um estudo sobre o efeito do laser de GaAsAl com comprimento de onda de 830nm, potência de 30mW e densidade de energia  $1\text{J}/\text{cm}^2$  sobre o tratamento de expansão do osso palatino em cachorros Beagle, concluindo que o grupo irradiado não apresentou resposta de neoformação óssea diferente do grupo controle, não tendo sido observados efeitos benéficos da ação da LLLT neste estudo.

Gordjestani et al. (1994) visaram analisar, em um estudo piloto, a ação de um laser que emitisse radiação na faixa do infra-vermelho sobre o metabolismo ósseo. Dois defeitos, de 2,7mm cada foram produzidos (pois o diâmetro da ponta do laser era de 3mm) no osso parietal dos animais. Tal diâmetro também possibilitaria uma cicatrização normal dos defeitos. Os animais foram, então, divididos em dois grupos: um laser e um controle. O grupo laser recebeu a aplicação em apenas um dos defeitos, para checagem do efeito sistêmico. Foi utilizado um laser de arseneto de gálio (904nm), com densidade de potência de  $33,3\text{mW}/\text{cm}^2$  e densidade de energia  $20\text{J}/\text{cm}^2$ . A escolha recaiu nesse laser, porque ele pode penetrar profundamente nos tecidos. Foram feitas duas aplicações diárias, de 5 min, durante 28 dias. Depois deste período, tanto o metabolismo quanto o defeito ósseo foram analisados por cintilografia óssea. Os resultados não mostraram diferenças entre o metabolismo do grupo experimental e o do grupo controle, e também não apresentaram diferenças dentro do mesmo grupo (defeito irradiado x defeito não irradiado). Portanto, os autores concluíram que com este protocolo não foi obtido um efeito acelerador e nem inibidor do processo de reparação óssea. Os autores chamam a atenção para o fato de ter sido um estudo piloto, com pequena amostragem, devendo, então, os resultados serem analisados com bastante critério.

Yaakobi et al., (1996) estudaram a ação do laser em baixa intensidade (He-Ne) sobre o osso cortical da tíbia de ratos, através de estudos bioquímicos e radioativos, para se avaliar a atividade da fosfatase alcalina e a deposição de cálcio. Foram utilizados 292 ratos adultos que sofreram, após exposição do osso na porção proximal e medial da tíbia, perfurações de 1,6mm de diâmetro que atravessaram a porção cortical e medular do osso, porém sem perfurar a cortical remanescente. Foi utilizado um laser de He-Ne com comprimento de onda de 632nm, operado com potência de 5.3mW e tempo de exposição de 2,3 minutos, resultando em uma densidade de energia de  $31\text{J}/\text{cm}^2$ . O diâmetro da ponta do laser era de 1,9mm. O laser foi aplicado sobre a área operada no quinto e sexto dia após a cirurgia, sendo feita apenas uma aplicação por dia. O grupo controle foi irradiado com uma luz vermelha (660nm, com densidade de energia de

0,4J/cm<sup>2</sup>) em lugar de um laser. A aplicação foi feita, colocando-se a fonte laser a uma distância de 10cm, perpendicularmente à região operada. Após diferentes intervalos (9, 10, 11, 13 e 15 dias após a cirurgia), os ratos eram sacrificados com clorofórmio, removendo-se o osso neoformado para análise. A ação do laser alterou a atividade dos osteoblastos na região operada, como resultado da atividade da fosfatase alcalina. É interessante notar que o pico da atividade da fosfatase durou do 9º ao 15º dia, ao contrário do grupo controle, no qual o pico da atividade deu-se apenas no 9º dia. Pode-se então afirmar que a irradiação atrasou a diferenciação dos osteoblastos em osteócitos, e isso mostrou que eles ficam ativos por um intervalo de tempo maior na área comprometida. A taxa de deposição de cálcio, medida por cálcio radioativo, foi significativamente maior para o grupo irradiado. Os autores concluíram que o processo de reparação óssea em uma perfuração causada na tíbia de ratos foi acelerado pela irradiação direta na área da perfuração. Porém, o modo de ação deste fenômeno terá que ser esclarecido em estudos futuros.

David et al., (1996) investigaram de maneira radiológica, biomecânica e histológica os efeitos da radiação de um laser de He-Ne em fraturas de tíbia de ratos. Sessenta e dois animais tiveram suas duas tíbias fraturadas e fixadas com fio de Kirschner para ficarem mantidas em posição. Os ratos foram divididos em 3 grandes grupos para serem analisados após 2, 4 e 6 semanas, e cada um destes grupos divididos em 3 subgrupos, cada subgrupo recebendo 0,2 e 4,0 Joules de energia. O comprimento de onda foi de 632,8nm e a potência 10mW. O tempo de exposição não foi fornecido. Os autores relatam que a densidade de energia utilizada por sessão, em cada diferente subgrupo, foi de 0,28 e 56J/cm<sup>2</sup>. Segundo os autores, os exames radiológicos, histológicos e biomecânicos falharam em demonstrar qualquer tipo de efeito estimulatório do laser de He-Ne sobre o processo de cicatrização de ossos longos de ratos, nas doses utilizadas. Com isso, os autores sugerem que se deve investigar novos comprimentos de onda e intensidades sobre os processos de cicatrização de feridas, de preferência usando modelos animais mais desenvolvidos.

Saito, (1997) realizou trabalho semelhante ao realizado em 1991, por Braekt, porém, desta vez utilizando ratos como animais de experimentação, além de maiores potência e densidade de energia. O laser de baixa intensidade de diodo de GaAsAl com comprimento de onda de 830nm, potência de 100 a 700mW e densidade de energia 35.3J/cm<sup>2</sup>, foi aplicado, após o procedimento cirúrgico de expansão da sutura palatina,

durante 7 dias. A irradiação, durante os primeiros dias após a expansão, foi mais efetiva, ao contrário dos grupos que receberam apenas uma dose, ou que foram irradiados somente a partir do 4º dia. Essas descobertas sugeriram que a radiação em baixa intensidade pode acelerar a regeneração óssea durante o procedimento de expansão rápida da sutura palatina e que este efeito depende não somente da dose total da irradiação, mas também do período e frequência da irradiação.

Lunger et al., (1998) investigaram, através de métodos biomecânicos de tração, a cicatrização de fraturas ósseas em ratos. Utilizou-se, em um dos grupos, o laser de He-Ne (632.8nm, 35mW, 30min diariamente durante 14 dias) havendo um grupo de controle. Após 4 semanas, as tíbias foram removidas e submetidas a análise de tração. O grupo irradiado apresentou as maiores forças de tensão, sugerindo que a terapia com o laser em baixa intensidade pode melhorar a reparação óssea.

Ozawa et al., (1998) para determinar as células alvo responsáveis pela ação da radiação laser e a atuação desta sobre as células durante a formação óssea, investigaram os efeitos do laser em baixa intensidade nos vários estágios das culturas celulares relacionadas à proliferação celular, formação de nódulo ósseo, atividade de fosfatase alcalina, utilizando células da calvária de ratos. Células do tipo osteoblastos foram isoladas da calvária de ratos e irradiadas com laser de GaAlAs (830nm) em vários estágios das culturas celulares por um tempo de 10 minutos e uma densidade de energia de  $3,82\text{J}/\text{cm}^2$ . A radiação, em forma de pulsos, foi feita do 1º ao 16º dia. As células foram mantidas em um incubador contendo  $\text{CO}_2$  por mais 8 dias, sem nenhum outro tipo de tratamento. A radiação laser foi feita nos estágios iniciais de cultura e, significativamente, estimularam um grande número e maior área de nódulos ósseos, que aquela desenvolvida na placa no 21º dia. Esses resultados indicam que o laser pode agir de duas maneiras na estimulação de formação óssea. Uma é estimular a proliferação celular, especialmente a produção das células formadoras de nódulo da linhagem dos osteoblastos, e a outra é a estimulação da diferenciação celular, resultando em um aumento no número de osteoblastos mais diferenciados, além de um aumento na formação óssea. Ainda salientam que tanto a formação, quanto a estimulação, podem ser alcançadas irradiando-se apenas células imaturas. Os autores salientam que, como a remodelação óssea é induzida por vários fatores, por exemplo, a movimentação dos dentes e arcadas por tratamento ortodôntico, extração dental, fratura óssea, a

estimulação da regeneração óssea, através do tratamento com laser, pode ser de grande valor para se abreviar o tempo dos tratamentos.

Eles optaram por esse modelo *in vitro*, pois acharam que estes experimentos são, em sua maioria, mais favoráveis a análises quantitativas que os *in vivo*. Eles se referem a vários artigos - baseados em observações não quantitativas, histológicas e radiológicas, investigando a ação da radiação laser sobre o tecido ósseo apical, fraturas em tibia de ratos entre outros - concluindo que a ação do laser não ocorre por si só apenas no processo de osteossíntese, como também age criando um ambiente mais favorável, que melhora as condições para a aceleração da reparação óssea.

Os resultados apresentados pelos autores mostram que o efeito estimulatório do laser ocorre durante os estágios iniciais de diferenciação de precursores imaturos, o que não acontece em estágios mais avançados.

Freitas et al., (2000) investigaram o efeito do laser de He-Ne em fraturas na superfície cortical da tibia de 36 ratos. Os autores criaram defeitos de 2.0mm de diâmetro usando fresa esférica. O tratamento com laser iniciou-se 24 horas após o procedimento cirúrgico. Tibias contralaterais serviram como controle. Os animais foram divididos em 3 grupos, de acordo com a fluência, em  $3,15\text{J}/\text{cm}^2$ ,  $31,5\text{J}/\text{cm}^2$  e  $94,7\text{J}/\text{cm}^2$ , e após aplicação diária de 30s, 5min, ou 15min, os animais foram sacrificados no 8º ou 15º dia pós-operatório. Avaliação por microscopias de luz e eletrônica de varredura revelaram que o tratamento da lesão com doses de  $31,5\text{J}/\text{cm}^2$  e  $94,7\text{J}/\text{cm}^2$  resultou na formação de trabécula óssea mais espessa, o que indicou uma maior síntese de fibras colágenas e, portanto, aumento na atividade pela radiação laser, comparada ao grupo controle. Os efeitos da dose de  $94,7\text{J}/\text{cm}^2$  foram os mais pronunciados. Já o tratamento com dose de  $3,15\text{J}/\text{cm}^2$  não apresentou diferenças significativas em relação ao controle.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

## Os lasers

**THERA LASE** (DMC Equipamentos -São Carlos - SP - Brasil) Figuras 8 e 9

Dados Técnicos:

Comprimento de onda: 685nm - visível e 830nm - infravermelho

Potência: 35mW e 80mW

Tensão de Alimentação: 110V ou 220V

Modo de operação: Contínuo ou Pulsado (10 a 200hz)

Potência óptica: variável

Sistema de entrega do feixe: Fibra óptica

Modo de trabalho: Pontual ou por varredura



Figura 8 : Aparelho Thera Lase

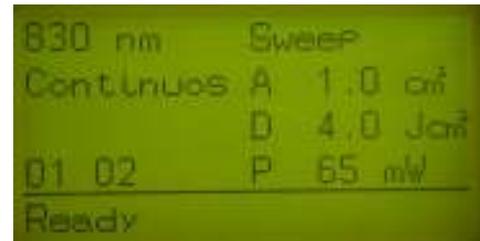


Figura 9: Painel do Thera Lase

### **MINILASER 2075 F dent (Figuras 10 e 11)**

Dados Técnicos:

Comprimento de onda: 680nm-vermelho visível

Potência: 75mW

Tensão de Alimentação: 4.5V = (3X1.5V)

Modo de operação: Contínuo

Modo de trabalho: Pontual ou por varredura



Figura 10: Aparelho Minilaser



Figura 11: Impressos com a classificação do aparelho

## Descrição do Implante Frialit-2 Synchro

### Composição:

Titânio comercialmente puro (ISO 5832-2)

### Formato:

- Dimensão: 3.8 x 8.0mm
- Cilindro cônico escalonado com desenho de roscas sincronizadas (analogia ao formato da raiz do dente).
- Boa capacidade auto-rosqueante (em relação à Branemark)
- Alta estabilidade primária mesmo em osso esponjoso

(Figuras 12,13 e 14)



Figuras 12 e 13: Ilustração Sistema Frialit-2



Fig 14: Diâmetros dos implantes

### Superfície:

- Colar extremamente polido, ideal para integração do tecido gengival
- Corpo com a superfície micro-retentiva;
- Tratamento com: jateamento com óxido de alumínio;  
ataque ácido.

### Conexão Implante-Pilar intermediário:

- Hexágono interno longo:
- Ótima estabilização da interface implante-pilar intermediário, quando da incidência de forças laterais
- Conexão anti-rotacional

- Posicionamento fácil e seguro do pilar intermediário sobre o implante
- Inexistência do risco de perda e quebra do parafuso de fixação do conjunto, (Figuras 15 e 16).



Figuras 15 e 16: Hexágono Interno e Tipo de Encaixe

### **Analisador de Frequência de Ressonância**

O aparelho avalia a estabilidade do implante no leito ósseo, por meio da análise da frequência de ressonância (Osstell™ Data Manager – Integration Diagnostics, Goteborg – Sweden). O princípio de funcionamento deste aparelho consiste em prender, através de um parafuso, um transdutor diretamente ao implante ou a um pilar intermediário (Figura 17).



Figura 17: Ilustração do Transdutor

Este transdutor é constituído de um suporte composto de titânio comercialmente puro que possui, preso a sua estrutura, dois componentes cerâmicos (piezo-ceramic). O transdutor é vibrado pela excitação de um dos elementos cerâmicos através de um sinal senoidal, sendo a resposta medida pelo segundo elemento cerâmico (Figura18).

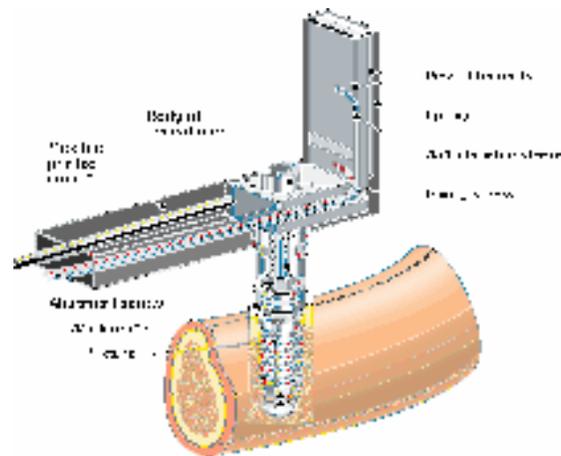


Figura 18: Descrição do Transdutor

A primeira frequência de ressonância flexural (dobramento) resultante do sistema pode ser então observada. O transdutor é excitado por um analisador da resposta da frequência, que por sua vez é programado por um computador pessoal. A saída do elemento de resposta passa por um amplificador carregado, antes de retornar ao analisador da resposta de frequência. O sinal excitado é uma onda seno que varia em frequência de 5KHz a 15KHz, com amplitude pico de 1 volt. A frequência de ressonância é gravada como o pico, quando ela é marcada contra a amplitude do sinal recebido (Figura 19).

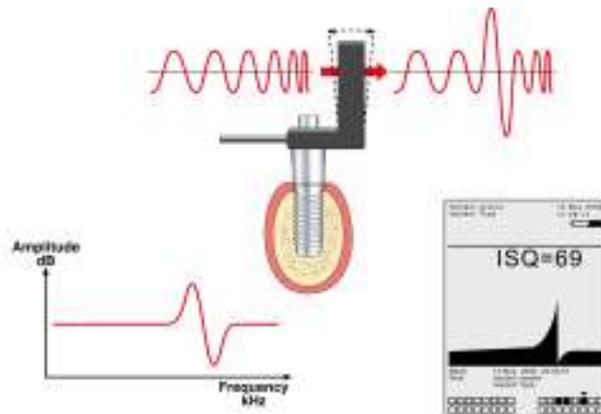


Figura 19: Ilustração do sinal recebido e conversão em ISQ

O transdutor, se comporta como um suporte de extremidade livre, o qual pode vibrar livremente, possuindo apenas uma extremidade presa ao implante. Se o comprimento deste suporte permanece inalterado, a frequência de ressonância vai variar de acordo com a altura do *abutment* se este estiver presente, ou de acordo com o nível ósseo exposto ao redor do implante. Por exemplo, quanto maior for a exposição do implante, menor será o valor da frequência de ressonância. É também evidente que esse valor vai variar de acordo com a estabilidade do implante nos tecidos circunvizinhos.

O valor da frequência de ressonância pode ser expresso tanto em Hz como ser convertido a um valor numérico, que pode variar de 0 a 100, denominado pelo fabricante valor ISQ (*Implant Stability Quotient*). Os valores podem ser enviados, por sistema de emissão infra vermelha, a um computador pessoal e arquivados em um software específico (Figura 20).



Figura 20: Ilustração Sistema Osstell Completo.

## Torquímetro Manual Digital

O torquímetro manual digital (TOHNICHI STC 20) é um aparelho de alta precisão que possibilita a avaliação de torque de aperto e desaperto. Este modelo é graduado com escala de 1 a 20Kgf.cm, correspondente a 10-200Ncm, com precisão de  $\pm 0.02$  em cada graduação, que fará a leitura direta do torque necessária para se desparafusar os implantes. Houve necessidade de confeccionar uma peça especial, que se adaptasse perfeitamente ao hexágono externo do implante Frialit-2 e ao torquímetro. Para isso, modificamos uma peça original do Kit Cirúrgico Friadent conseguindo, assim, uma excelente precisão de encaixe, evitando-se "folgas" no sistema, o que poderia causar medições incorretas, ou até mesmo danificar o hexágono do implante, vindo a impossibilitar a tomada das medidas (Figura 21).



Figura 21: Torquímetro Manual Digital

## Guia para utilização do torquímetro

Foi desenvolvido especialmente para esta pesquisa, um dispositivo que nos permitiu a aplicação do torque de remoção dos implantes, sempre na mesma direção, ou seja, o guia apenas permitia forças de torção aplicadas no longo eixo dos implantes, o que impedia que forças laterais fossem aplicadas. Além dessa aplicabilidade, o guia também funcionou como estabilizador da tíbia dos coelhos, minimizando assim o risco de fratura quando aplicávamos o contra-torque. Com isso, conseguimos uma padronização do torque de remoção, obtendo-se precisão durante as medições. Também, as barras paralelas de fixação das patas funcionaram como estabilizadoras, evitando-se que as patas viessem a se movimentar ou fraturar durante a aplicação do torque (Figuras 22, 23, 24 e 25).



Figura 22: Foto do Guia



Figura 23: Fotografia do posicionamento em modelo de resina

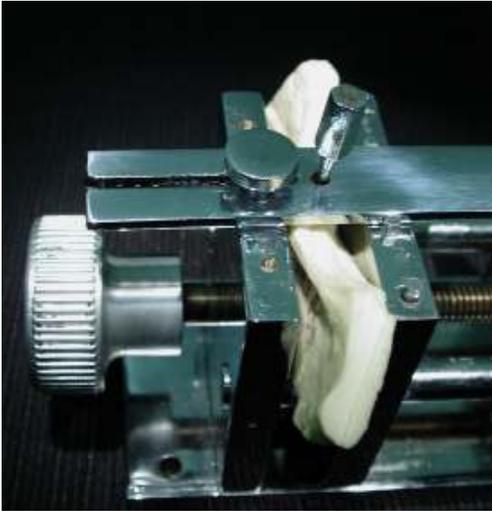


Figura 24: Alinhamento e Fixação do Guia



Figura 25: Simulação do modelo de realização do torque de remoção

### **Metodologia:**

O presente estudo contou com 30 coelhos *New Zealand* machos, com massa variando entre 4,5 e 5,5 Kg e idade entre 10 a 14 meses. Em todos os coelhos foram instalados implantes (Frialit-2 Synchro), de 3.8mm de diâmetro e 8.0mm de altura, um na tibia direita e outro na esquerda, padronizando-se todo o processo cirúrgico, bem como a alimentação e a medicação. Os coelhos foram divididos em três grupos, um grupo controle e dois grupos laser, cada um contendo 10 coelhos.

Os coelhos selecionados para o grupo controle não receberam nenhum tipo de tratamento com laser, já os outros dois grupos foram tratados com laser em baixa intensidade. Dentre esses últimos dois grupos, um foi irradiado com laser de comprimento de onda de 830nm e o outro com 680nm.

Comprimento de Onda: 830nm e 680nm

Potência: 65mW

Modo de operação: contínuo

Modo de aplicação: pontual (2 pontos de cada lado da tibia, sobre o implante)

Número de tratamentos: 10.

Intervalo entre os tratamentos: 48 horas

Densidade de energia por ponto: 4 Joules/cm<sup>2</sup>

Tempo por ponto:  $t = \frac{D \times A}{P}$  (s)

P

A pesquisa foi realizada de acordo com os princípios éticos de experimentação animal elaborada pelo COBEA (Colégio Brasileiro de Experimentação Animal), entidade filiada ao *International Council of Laboratory Animal Science* (ICLAS), com base em normas internacionais, que visam o aprimoramento de condutas na experimentação animal baseadas em três princípios elementares: sensibilidade, bom senso e boa ciência.

Os animais foram mantidos em biotério especialmente construído para a pesquisa, pois sabe-se que os coelhos são animais extremamente sensíveis e, portanto, necessitam de ambiente adequado, principalmente em estudos envolvendo

procedimentos cirúrgicos, nos quais se espera resultados a longo prazo. Um sistema especial de ventilação e exaustão foi instalado de maneira a garantir 12 trocas completas de ar a cada hora, pois a urina dos coelhos é rica em amônia que, em alta concentração, pode causar sérios problemas pulmonares nos animais, podendo levá-los à morte. O duto responsável pela entrada de ar na sala possuía um sistema de resistências elétricas acopladas a um termostato, mantendo-se a temperatura ambiente em  $20 \pm 1^{\circ}\text{C}$ , pois os animais também são sensíveis a extremos de temperatura. Os animais foram mantidos nesse biotério por um período de 10 dias antes do início das cirurgias, para adequação ambiental e avaliação das condições de saúde dos animais. Sua alimentação, durante todo o estudo, consistiu basicamente em ração com teor protéico de 17%, sendo fornecida em abundância, assim como o suprimento de água. Uma vez por semana era colocado na água suplemento vitamínico a uma proporção de 1ml por litro. Em 1/3 do piso das gaiolas foi colocada uma tábua de madeira "Pinus", criando um local mais confortável para o repouso dos animais, sendo também fornecido aos animais um pedaço pequeno da mesma madeira para que eles exercessem os hábitos naturais de qualquer roedor. Abaixo do piso das gaiolas, uma bandeja removível era forrada com maravalha estéril para garantir uma maior absorção da urina e fezes. A bandeja era trocada a cada 48 horas. Uma vez por semana os coelhos eram removidos das gaiolas e estas eram lavadas com solução de hipoclorito de sódio a 0,5%, além de desinfetadas com vassoura-de-fogo (utilização de um maçarico).

Durante o período de 10 dias, que antecedeu às cirurgias, foi realizado condicionamento dos animais que iriam fazer parte dos grupos laser, para que estes se acostumassem a ser retirados das gaiolas para o tratamento. No pré-operatório, os animais foram pesados em balança digital aferida pelo Inmetro, para que fosse estabelecida a dose ideal de anestésico e medicação para cada animal.

A anestesia foi a base de uma combinação de Xilasina (Kensol<sup>®</sup>) a uma dose de 4mg/kg e Ketamina (Dopalen<sup>®</sup>) na dose de 20mg/kg, essa associação é indicada para intervenções cirúrgicas que requerem sedação profunda, diminuindo assim, os efeitos colaterais indesejáveis dos compostos aplicados, reduzindo a necessidade de grandes doses e equilibrando os efeitos específicos. Como a Ketamina pode produzir vômitos após sua administração, o animal foi deixado em jejum por um período de 2 horas, (Hillyer & Quesenberry, 1997; Hobbs et al., 1991; Lipman et al., 1990).

Uma vez anestesiados, os animais tiveram suas patas traseiras e a pele escovadas com escovas estéreis, embebidas com solução de iodo-povidine e lavadas com solução de digluconato de clorexidina a 2%, sendo então a região isolada através de um campo cirúrgico estéril (Figura 26).

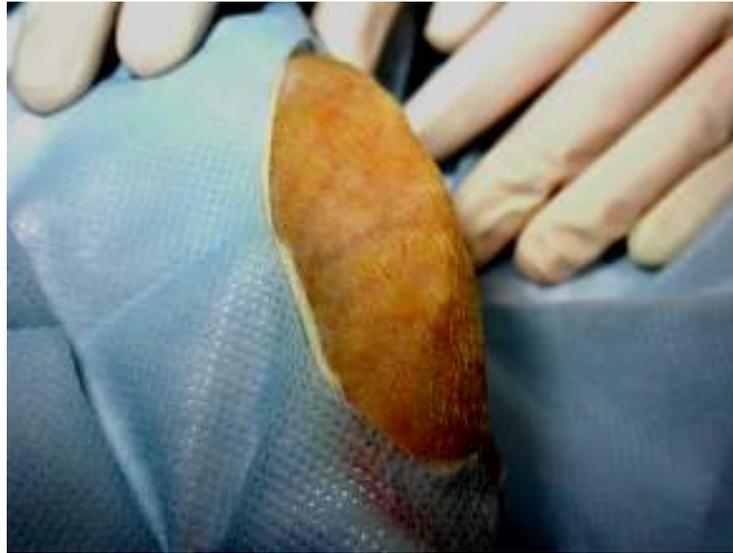


Figura 26: Preparo do Campo Operatório

Na região da tíbia próximo ao local de instalação dos implantes foi injetado em média 1ml de anestésico local (Xilocaína 5%), (Figura 27).

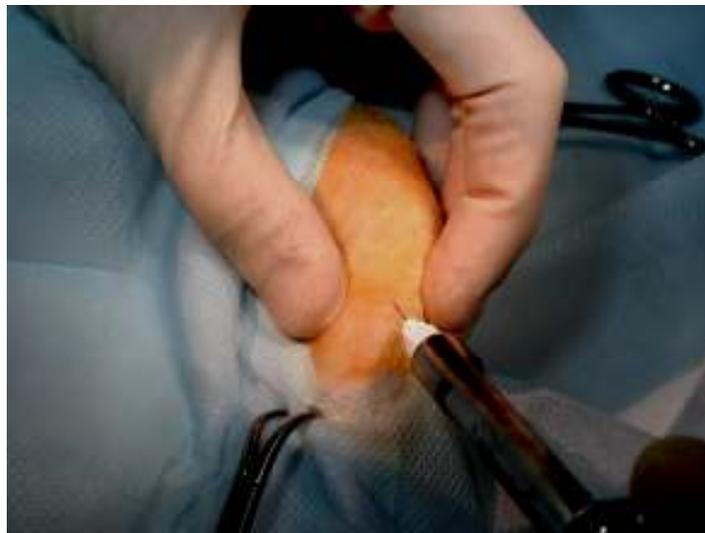


Figura 27: Anestesia Local

A técnica cirúrgica para instalação dos implantes se inicia com incisão em camadas da pele, fâcias, tecido muscular e periósteo deixando o tecido ósseo exposto (Figuras 28,29 e 30).



Figura 28 e 29: Incisão em camadas



Figura 30: Retalho de espessura total

Uma vez exposto o osso, inicia-se a seqüência de perfuração, executando-se a perfuração óssea com fresas de aço inoxidável, refrigeradas interna e externamente com solução salina estéril e preparando a loja óssea de maneira gradual, para não haver um aquecimento excessivo do osso (Figuras 31 até 37).



Figura 31: Broca Esférica.



Figura 32: Aspecto após a perfuração.



Figura 33: Seqüência das brocas.



Figura 34: Broca Helicoidal Nº2.

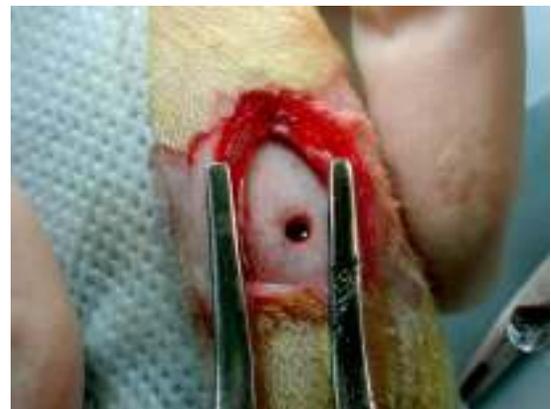


Figura 35: Aspecto após a perfuração.



Figura 36: Broca Helicoidal Cônica.



Figura 37: Aspecto após a perfuração.

A técnica de inserção dos implantes Frialit-2 Synchron (Friadent, Germany) inicia-se estabilizando manualmente o implante na perfuração criada e removendo o montador (Figuras 38 e 39).



Figura 38: Encaixe do Implante.



Figura 39: Remoção do Montador.

Logo após a remoção do montador, os implantes são inseridos com a utilização de contra-ângulo montado em motor com torque controlado eletronicamente para padronização da inserção dos implantes em 40 Ncm (Figuras 40, 41, 42 e 43).



Figura 40: Inserção do Implante com Torque Controlado.

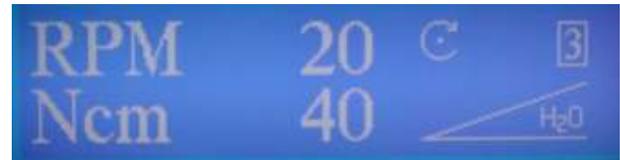


Figura 41: Configuração do motor no momento da inserção dos implantes.



Figura 42: Inserção até o nível ósseo



Figura 43: Aspecto do Implante Instalado.

Uma vez instalados os implantes, o transdutor foi acoplado aos implantes com um torque de 13Ncm, para então ser realizada a medição da estabilidade primária com o aparelho de frequência de ressonância. Foram realizadas 3 medições para assegurar a reprodução dos resultados (Figuras 44, 45 e 46).



Figura 44: Aperto do parafuso do transdutor.



Figura 45: Configuração do motor para o aperto do transdutor.



Figura 46: Transdutor preparado.

Depois de realizada a medição da análise de ressonância, o parafuso de cobertura foi colocado e o tecido, suturado em camadas (Figuras 47 até 52).



Figura 47: Aspecto final do implante já com o parafuso de cobertura



Figura 48: 1ª Camada de sutura



Figura 49: 1ª Camada finalizada



Figura 50: Início da 2ª camada de sutura.



Figura 51: 2ª Camada finalizada.



Figura 52: Sutura da Pele.

Nos animais pertencentes aos grupos laser, a primeira sessão de irradiação foi realizada no pós-operatório imediato, sendo repetida a cada 48 horas e totalizando 10 sessões (Figuras 53, 54 e 55).



Figura 53: aplicação do laser de 680 nm



Figura 54 :aplicação do laser de 830 nm

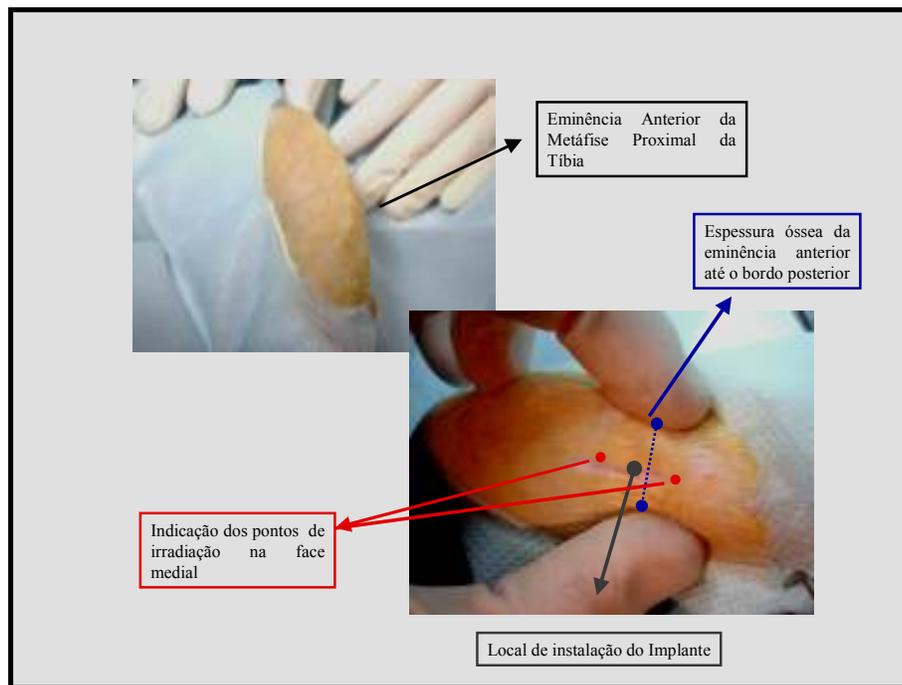


Figura 55: Ilustração do protocolo de aplicação do laser

O protocolo de medicação sistêmica foi respeitado a cada intervenção cirúrgica, sendo administrado antibiótico por via intra-muscular no pós-operatório imediato e por

mais 4 dias, a cada 24 horas, por via oral oferecido juntamente com um pedaço de banana, tanto no grupo controle, como nos dois grupos laser. Além disso, imediatamente após a cirurgia, todos os coelhos receberam analgésico (Banamine<sup>®</sup>) por via subcutânea a uma dose de 1,1 mg/kg (Hillyer&Quesenberry, 1997).

Após 3 semanas, todos os animais foram novamente pesados e anestesiados, tendo os implantes de cada pata expostos (incisão em camadas da pele, fâcias, tecido muscular e periósteo, deixando exposto o parafuso de cobertura dos implantes) para nova análise da frequência de ressonância. Uma vez obtidos os valores da frequência de ressonância nos dois implantes, um deles foi submetido ao torque de remoção com torquímetro digital sendo removido. A sutura foi realizada novamente e um período de mais 3 semanas foi aguardado, para que o implante que não foi removido pudesse novamente sofrer análise da frequência de ressonância e torque de remoção, como descrito anteriormente.

## Métodologia Estatística

Para a análise dos resultados foram utilizados testes não paramétricos, levando-se em consideração a natureza das variáveis estudadas. Foram aplicados os seguintes testes:

1 - Análise de variância por postos de Friedman (Siegel, 1998) para comparar, dentro de cada grupo, a frequência de ressonância, observada na instalação dos implantes e após 3 e 6 semanas.

2 - Análise de variância por postos de Kruskal-Wallis (Siegel, 1998) para comparar os grupos estudados (Laser 830, Laser 680 e Controle) em cada um dos tempos do estudo, tanto para a frequência de ressonância quanto para o torque de remoção.

3 - Teste de Wilcoxon (Siegel, 1998) para comparar, separadamente para cada grupo, os valores do torque de remoção, observados nos tempos de 3 e 6 semanas.

Fixou-se em 0,05 ou 5% ( $\alpha \leq 0,05$ ) o nível de rejeição da hipótese de nulidade, assinalando-se com um asterisco os valores significantes

## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**



Histograma da média do torque de remoção dos três grupos (Figura 56)

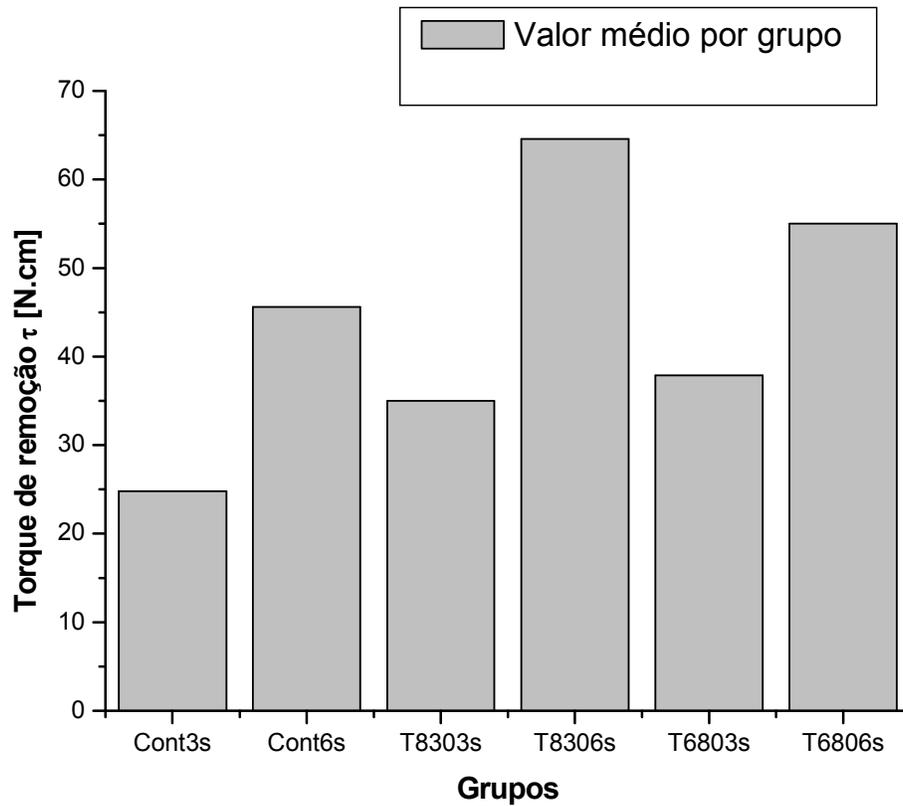


Figura 56: Média por momento de avaliação dos valores de torque de remoção (Ncm)

**As análises estatísticas dos resultados estão expressos nas tabelas 7 e 8.**





## Discussão

A preocupação em se reparar perdas dentárias através da confecção de próteses teve início no século XII, quando eram construídas próteses fixas empregando-se lâminas de ouro para a confecção de bandas. Os dentes perdidos eram substituídos por dentes de animais. Hoje em dia, no entanto, os resultados estéticos e funcionais dessa técnica são considerados deficientes, se comparados aos resultados possíveis de serem obtidos na atualidade (Mezzomo et al. 1994).

Existem inúmeros problemas que levam à perda do elemento dental, entre eles cárie, problemas periodontais, trauma entre outros. A devolução da estética, o conforto, bem como o equilíbrio oclusal, são fatores considerados primordiais quando um dente perdido for substituído por um artificial.

Assim, para obtermos um prognóstico favorável, o planejamento correto e a perfeita oclusão irão evitar danos às estruturas que irão servir de suporte ao complexo sistema mastigatório.

Nos dias de hoje, o grande número de investigações científicas e o avanço no conhecimento de histologia, anatomia e fisiologia, têm fornecido ao profissional alternativas de tratamento modernas e efetivas no que se refere à substituição de elementos dentais perdidos.

A perda de dentes pode ser reparada por próteses fixas parciais ou totais. Porém, o aparecimento dos implantes mudou a concepção do clínico no que se refere aos conceitos biomecânicos de reabilitação do sistema mastigatório. O implante irá substituir a raiz de um dente perdido, porém, esse artifício dependerá de um complexo processo biológico de integração do osso com o titânio, material do qual são compostos os implantes.

Brånemark, em 1977, foi o primeiro pesquisador a conceituar o fenômeno da osseointegração, definindo esse processo como a união de tecido ósseo vivo em contato direto com a superfície de um cilindro de titânio puro, sem que haja interposição de tecido fibroso entre o osso e a superfície do implante. Essa descoberta levou à utilização dos implantes de titânio em larga escala na odontologia e em diversas especialidades médicas.

A reparação óssea é um fator muito importante para que ocorra a osseointegração. Busser et al., em 1991, citam que, ao lado de seu excelente comportamento mecânico, o osso exibe um potencial inigualável de regeneração, sendo capaz de reparar fraturas ou defeitos locais, restaurando perfeitamente sua estrutura original e suas propriedades mecânicas. Qualquer lesão óssea (fraturas, defeitos, fixação de implantes, interrupção do suprimento sanguíneo) ativa a sua regeneração local pela liberação de hormônios de crescimento. Porém, a formação óssea necessita de dois requisitos indispensáveis: amplo suprimento vascular e suporte mecânico. A união de todos esses fatores irá ativar os osteoblastos, células ósseas responsáveis pela produção de tecido ósseo.

Schoroeder et al., (1981); Adell et al., (1980) e Albrektsson et al., (1986) afirmam que o tecido ósseo ao redor do implante deve apresentar características normais de tecido vivo, com osteócitos e canais vasculares. Para que ocorra essa perfeita osseointegração, é necessário que o implante seja instalado de maneira atraumática, sem gerar um superaquecimento do tecido ósseo. Além disso, sabendo-se que o processo de cicatrização está intimamente ligado à regeneração e reparação óssea, há necessidade de se aguardar de 3 a 6 meses antes da instalação da prótese, o que acarretaria cargas sobre o implante podendo, levar a insucessos.

Um prognóstico favorável, após a colocação de um implante, pode ser conseguido respeitando-se os princípios básicos, como: correta seleção de casos, utilização de implantes que mimetizem o formato das raízes e condições ósseas favoráveis (Wohrle, 1998). Além disso, uma técnica cirúrgica favorável, condições de cargas primárias controladas, estabilização primária e uma superfície delicada de acabamento do implante são importantes para um contato direto entre osso e metal (Carlsson et al., 1988).

Hoje, o clínico possui mais de 90 tipos de implantes ao seu dispor, com vários comprimentos, diâmetros, superfícies, plataformas, interfaces e formatos. Sendo assim, os implantes passaram a ser classificados segundo suas características básicas, tais como: Interface abutment/implante, formato do implante e tipo de superfície (Binnon, 2000).

O sistema de implante Frialit utilizado no presente estudo, segundo Shulte et al. em 1996, começou a ser desenvolvido no ano de 1974 por um grupo de trabalho formado por várias disciplinas, com o propósito de desenvolver um implante que

pudesse ser colocado imediatamente após a extração de um dente, ou até pouco tempo depois da extração, com o intuito de prevenir a atrofia dos ossos maxilares, atingindo a simplificação da técnica cirúrgica, um prognóstico mais favorável em áreas de tecido ósseo de pior qualidade, uma melhor distribuição do stress e uma melhor estabilidade inicial. O princípio biofísico estava baseado no seguinte argumento: Para a reposição de um dente, a largura e o comprimento do implante deveriam ser maiores do que a apresentada pela raiz do dente que era extraído. Por esses motivos é que foi desenvolvido um cilindro escalonado que podia ou não possuir roscas, o que possibilitava sua instalação através de dois tipos de técnica de inserção: Pressão ou rosqueamento.

Com o passar do tempo, o sistema Frialit sofreu algumas modificações, como por exemplo o jateamento da superfície do implante com óxido de alumínio e óxido de titânio, buscando-se uma melhor resposta dos tecidos que circundam o implante, além de estabilidade e adesão ao tecido ósseo cortical e medular (Binnon, 2000).

No presente estudo, a avaliação da osseointegração de implantes (Frialit) instalados em tíbias de coelhos *New Zealand* após 3 e 6 semanas, foi efetuada através de dois métodos biomecânicos: Torque de remoção e análise da frequência de ressonância.

O torque de remoção avalia o grau de osseointegração implante/osso onde, através de um torquímetro, o implante é removido com um determinado torque mensurado em Ncm. As medidas obtidas fornecerão informações importantes sobre a rigidez do implante no osso, em um determinado período.

Johansson et al., (1987, 1991, 1998); Carlsson et al., (1988); Sennerby et al., (1992) e Wennerberg et al., (1995; 1997) avaliaram o torque necessário para se remover diferentes tipos de implantes em tíbias de coelhos, investigando a estabilidade da interface osso/implante, pela ruptura desta ligação em diferentes períodos de tempo que variaram de 3 semanas a 24 meses. Esses autores afirmam que vários fatores, como estrutura da superfície dos implantes, geometria dos implantes, estrutura da interface e o tipo de osso envolvido, podem influenciar nos valores do torque de remoção.

Porém, no presente estudo, os implantes, bem como a localização de sua instalação, foram padronizados e os valores obtidos tanto no torque de inserção, torque de remoção, como a frequência de ressonância, foram avaliados nas mesmas condições.

O presente estudo, no qual foram analisadas as alterações na estabilidade dos implantes na tíbia de coelhos, na instalação e após 3 e 6 semanas, se assemelham a

pesquisa executada por Rasmusson et al., (1998) na qual, da mesma forma, foram analisados os valores da frequência de ressonância na instalação do implante na tíbia de coelhos *New Zealand*, após 14, 28 e 40 dias. Os autores concluíram que houve um significativo aumento da frequência de ressonância depois de 14 dias e este aumento continuou depois de 28 dias, o que sugere que houve uma continuação no processo de osseointegração. Concluíram, ainda, que o aumento da frequência atingiu seu equilíbrio após 40 dias. Esses resultados mostram que o aumento dos valores da frequência de ressonância podem ser atribuídos ao aumento de união e à firmeza entre o implante e os tecidos vizinhos, num determinado período.

Sennerby et al., em 1993, mostraram a formação de osso medular ao redor de um implante de titânio puro após 1 semana de instalação em tíbias de coelho. Após 42 dias, aquele osso, que se mostrava imaturo, apresentou-se condensado contra a superfície do implante, indicando que o osso foi remodelado, formando um osso maduro.

Cabe lembrar que o metabolismo dos coelhos é de 2 a 3 vezes mais rápido que o do homem. Assim, é claro que se necessitamos em média de 45 dias para obtermos uma osseointegração implante/osso em coelhos, no homem, esse período será de 2 a 3 vezes maior.

Várias pesquisas têm mostrado que a colocação de carga imediata, ou antes que haja uma osseointegração e cicatrização óssea, pode levar à perda do implante e conseqüentemente, um insucesso no tratamento. Porém, a necessidade de redução do tempo de tratamento, exigida pelos próprios pacientes, está levando vários profissionais a utilizarem a técnica de colocação de carga imediata e estimulando a pesquisa de técnicas que acelerem o metabolismo de formação e cicatrização ósseas.

As inúmeras pesquisas envolvendo lasers em baixa intensidade, têm revelado melhorias nos processos de bioestimulação, reparação tecidual, regeneração e remodelação ósseas, atenuação dos processos dolorosos etc.

Essa tecnologia poderá ajudar na aceleração do metabolismo de osseointegração, diminuindo o tempo de espera de colocação de carga nos implantes. Muitos estudos sugerem que o sistema mitocondrial, ou mesmo as porfirinas endógenas da célula, sejam os cromóforos absorvedores de energia nas terapias com os lasers em baixa intensidade. Os lasers utilizados no presente estudo foram semicondutores com comprimentos de onda de 680nm e 830nm. Esses dois comprimentos de onda apresentam um grande número de aplicações em odontologia, pois produzem efeitos fotobiológicos que

promovem bioestimulação. Além disso, esses comprimentos de onda possuem uma grande profundidade de penetração nos tecidos biológicos, pois a água e a hemoglobina têm baixo coeficiente de absorção para estes comprimentos de onda.

Existem inúmeros trabalhos que envolvem a utilização da LILT na recuperação de tecidos moles bucais. Essas pesquisas mostram que o aumento da vascularização promove um efeito antiinflamatório e antiedematoso. Além disso, os autores concordaram que as mudanças metabólicas geradas pela LILT, promovendo uma regeneração dos tecidos além de proliferação e viabilidade de células reparadoras, irão depender da dose aplicada, isto é, densidades de energia e potência apropriadas [Mester et al., (1971); Mester et al., (1974); Miro et al., (1984); Karu et al., (1987); Trelles et al., (1988); Karu, (1989); Rigau et al., (1991); Lubart et al., (1992); Loevschall & Arenholt-Bindslev, (1994); Karu, (1995); Reddy et al., (1998); Shaffer et al., (2000)].

Existem várias pesquisas relacionadas ao efeito que os lasers em baixa intensidade exercem sobre o mecanismo de regeneração óssea, porém, são inúmeras as controvérsias, indicando o desenvolvimento de um número maior de pesquisas, para que uma certeza dos efeitos do LILT sobre o tecido ósseo seja alcançada. (Trelles & Mayayo, 1987; Yamada et al., 1991; Yaakobi et al., 1996; Lunger et al., 1998; Ozawa et al., 1998; Freitas et al., 2000)

O presente estudo tem exatamente esse objetivo, acrescentar à literatura os resultados obtidos na pesquisa para que o clínico possa utilizar o laser em baixa intensidade com a certeza de que uma regeneração óssea mais rápida poderá ser conseguida.

A análise estatística dos resultados da frequência de ressonância indicou que para os dois grupos laser houve diferença significativa entre os valores de frequência no momento da instalação dos implantes e os valores obtidos para 3 e 6 semanas (Tabela 7).

Já a análise estatística desses mesmos grupos, para os valores de frequência de ressonância obtidos em 3 semanas, não diferiram estatisticamente dos valores para 6 semanas (Tabela 7).

O grupo controle não apresentou diferença estatisticamente significativa em nenhum dos momentos de análise da frequência de ressonância. Porém, curiosamente o grupo controle apresentou valores altos da frequência de ressonância no momento da instalação dos implantes, em comparação aos valores apresentados pelos grupos laser,

estes maiores valores podem ter sido os responsáveis pela menor evolução dos valores de frequência de ressonância ao longo do tempo, esse fato vai ao encontro ao estudo realizado por Frieberg et al. (1999), que observaram que implantes instalados em osso com alta densidade não apresentam grandes evoluções da frequência de ressonância ao longo do tempo, podendo até diminuir em algumas situações.

Portanto, por meio dos resultados obtidos para frequência de ressonância, os implantes dos grupos laser apresentaram uma evolução do processo de osseointegração após um período de 3 semanas, evolução esta mantida estável entre os períodos de 3 e 6 semanas. Esse fato concorda com o estudo realizado por Meredith et al., em 1997, em que os autores analisando a frequência de ressonância de implantes instalados em tíbias de coelhos, concluíram que os valores aumentaram com o tempo, porém o estudo mostrou uma tendência de que este aumento atingiu seu equilíbrio após 40 dias. Vale ressaltar, que no presente estudo, o aumento atingiu o equilíbrio após 21 dias, o que também vai de encontro ao estudo realizado por Frieberg et al., em 1999, indicando que um período de 20 meses os implantes atingem um patamar estável de osseointegração, demonstra o efeito bioestimulante produzido pela radiação laser emitida em baixa intensidade.

Já os resultados obtidos para o torque de remoção após 3 e 6 semanas da instalação dos implantes foram efetivos em demonstrar uma continuidade no processo de osseointegração nos períodos analisados, pois todos os grupos mostraram um aumento do valor de torque de remoção ao longo do tempo. (Figura 56). A análise comparativa dos valores de torque de remoção obtidos entre os grupos laser 830 nm, laser 680 nm e grupo controle, mostrou diferença estatisticamente significativa após o período de 6 semanas, sendo que os grupos laser apresentaram valores de torque de remoção bem maiores que o grupo controle em média.

Os altos valores de torque de remoção dos grupos laser mostram que a radiação laser emitida em baixa intensidade teve um efeito bioestimulante no processo de osseointegração dos implantes, uma vez que, maiores valores de torque de remoção estão relacionados a um maior contato entre osso e a superfície dos implantes, [Johansson et al., (1987, 1991, 1998); Carlsson et al., (1988); Rezende et al., (1991); Sennerby et al., (1992); Wennerberg et al., (1995, 1997); Rasmusson et al., (1998)].

A análise estatística também mostrou que os grupos laser apresentaram maiores valores médios de torque de remoção após 3 semanas, porém, o valor crítico necessário

para que seja obtida significância entre os grupos, é de 5.99 ( $p < 0.05$ ) e o valor obtido foi de 5.73 (Tabela 8). Este resultado indica aceleração do processo de osseointegração dos implantes também após o período de 3 semanas.

Vale ressaltar que, em todos os períodos de análise, os valores de torque de remoção obtidos nesse estudo foram de 2 a 3 vezes maiores, que descritos na literatura, tanto para implantes rosqueados e polidos, quanto para implantes rosqueados e rugosos, ambos com o mesmo comprimento e diâmetro dos utilizados nesse estudo.

Os resultados aqui apresentados vão ao encontro a estudos prévios, que utilizaram o torque de remoção como método biomecânico de análise do processo de osseointegração, o que comprova que os tecidos ósseos se remodelam ao redor dos implantes ao longo do tempo.

Os valores de torque de remoção após 6 semanas mostraram que a radiação laser emitida em baixa intensidade, neste estudo, foi capaz de promover uma reparação óssea comparável a valores obtidos na literatura apenas após longos períodos, que variam de 3 a 12 meses.(Carlsson et al.,1988; Johansson et al., 1991,1998; Rezende et al., 1991; Sennerby et al., 1992; Wennerberg et al., 1995,1997; Rasmusson et al., 1998).

Os resultados obtidos no presente estudo, confirmam a hipótese de que a radiação laser emitida em baixa intensidade com comprimentos de onda de 830nm e 680nm, possuem efeito bioestimulante sobre o tecido ósseo.

## **CONCLUSÃO**

## **Conclusão**

Os resultados obtidos neste estudo sugerem que há no processo de osseointegração de implantes instalados em tíbias de coelhos, irradiadas com laser de comprimento de onda de 680nm e 830nm em relação ao grupo controle (sem irradiação) nas condições utilizadas neste estudo.

**ANEXOS**

## Fundamentos da Física do Laser

Podemos entender a ação laser como uma interação entre energia e matéria. Sendo assim, é necessário o conhecimento sobre as formas de energia, bem como dos tecidos biológicos. Sem estes conhecimentos fica impossível a compreensão de como a luz laser irá penetrar e ser absorvida por um dado tecido biológico, provocando assim alterações térmicas e químicas.

A Radiação Eletromagnética é um tipo de radiação na qual a energia fica empacotada em pequenas unidades denominadas fótons ou quanta, que não possuem nem massa, nem peso, apenas energia.

A energia em forma de fóton é transformada e absorvida individualmente através da troca de energia dentro de certos materiais. Uma vez emitido, o fóton viaja no espaço com sua velocidade típica até interagir com algum material.

Como o fóton é apenas uma unidade de energia, o que irá caracterizá-lo é a quantidade de energia que ele contém, sendo essa expressa em eV e seus múltiplos. A energia do fóton é responsável pelo tipo de radiação eletromagnética: luz, ondas de rádio etc. A quantidade de energia do fóton é um dos fatores que irão determinar a habilidade de penetração da radiação.

A radiação eletromagnética é caracterizada por ondas que possuem determinada frequência, comprimento de onda, velocidade e amplitude. A frequência é a taxa de oscilação eletromagnética, que está relacionada às propriedades energéticas das ondas eletromagnéticas, podendo ser representada pela equação:  $E=h\nu$ , onde (h) é a constante de Planck e ( $\nu$ ) a frequência. O comprimento de onda é a distância que a radiação percorre durante o período de uma oscilação. A relação entre frequência e comprimento de onda é estabelecida pela equação:  $\lambda\nu=c$ , onde c é a velocidade de propagação da luz em um meio. Uma vez que a energia e o comprimento de onda são inversamente proporcionais, maiores energias estão associadas a menores comprimentos de onda e vice-versa.

## **Mecanismos de interação da radiação eletromagnética com um sistema atômico**

O entendimento da natureza da radiação, bem como sua interação com a matéria, são de fundamental importância para o esclarecimento dos tipos de fenômenos físicos que os átomos sofrerão ao serem atingidos por algum tipo de radiação.

Os elétrons, que compõem o átomo, podem saltar de um nível de energia para outro (nível discreto), não havendo possibilidades intermediárias, ou seja, necessitam de quantidades de energia específicas. Isto irá caracterizar quanticamente a matéria.

As camadas de elétrons que circundam o núcleo possuem diferentes valores de energia. Quando o átomo está estável, ele apresenta um estado de energia mínima, que é característico de seu estado fundamental. Se ocorrer mudança de um elétron para uma camada mais externa, ao adquirir energia, este átomo é levado a um estado excitado. O átomo sofre essa transição quando absorve um fóton. Havendo o processo inverso, ou seja, a transição do elétron feita para um nível de menor energia, podemos ter a emissão de um fóton, ou a transformação dessa forma de energia, por exemplo, em calor.

O processo de absorção de energia ocorre quando um átomo, submetido a um campo eletromagnético na presença de fótons, passa de um estado de menor energia para um nível de maior energia. Como os sistemas naturais tendem a buscar a configuração de menor energia (Estado Fundamental), haverá a emissão de um fóton pelo átomo que se encontrava excitado.

Essa emissão de fóton, por átomos que se encontravam em estado excitado, pode ocorrer de maneira espontânea ou de forma estimulada. Nos processos de emissão espontânea, um quantum de energia será emitido pela transição do elétron de um estado excitado para um estado de menor energia. Nesse tipo de processo, a amplitude e o comprimento de onda da luz emitida são determinados pela quantidade de mudança de energia, sendo incoerente a direção da luz emitida.

Nos processos de emissão estimulada, quando um átomo está na presença de um campo eletromagnético, o fóton emitido terá as mesmas características do indutor (frequência, direção e fase). Esse é o processo de origem da emissão dos lasers, em que um sistema atômico que recebe um fóton, emite um segundo fóton, agindo como amplificador de radiação. A figura 57 representa esses três processos.

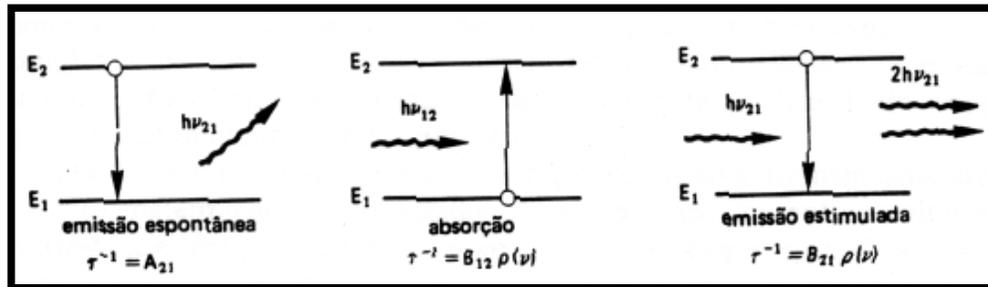


Figura 57: Processo de emissão estimulada

Os elementos que constituem um laser são: meio ativo ou amplificador, mecanismo de excitação ou bombeamento e ressonador ou cavidade ressonante. Estes três elementos são de fundamental importância para o funcionamento do laser. (Figura 58)

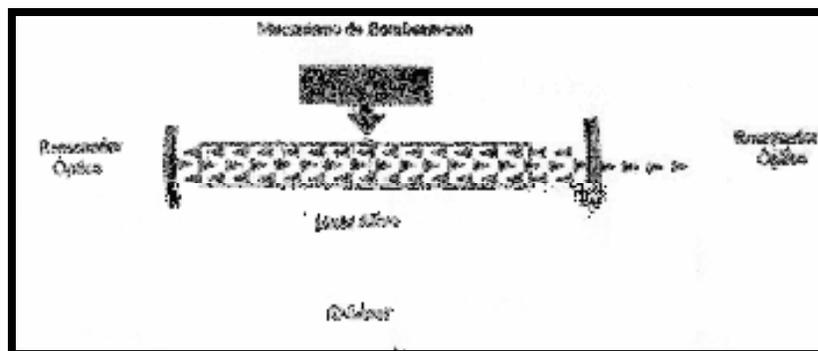


Figura 58: Elementos que constituem um laser

### Meio Ativo:

O meio ativo possui níveis de energia excitáveis e capazes de armazenar a energia recebida do exterior, podendo se apresentar sob a forma sólida, líquida ou gasosa.

Nos lasers com meio ativo sólido, ocorre a excitação dos átomos introduzidos em uma matriz hospedeira sólida, de cristal ou de vidro. Como exemplo de lasers de estado sólido, temos o de Rubi, Holmio, Neodímio, Érbio, entre outros.

Os lasers com meio ativo líquido são aqueles em que um corante orgânico (rodamina ou coumarina) é diluído em um solvente líquido (etanol ou acetona).

O meio ativo gasoso é o meio onde estão compreendidos a maioria dos lasers, e funcionam com base em uma excitação geralmente elétrica, podendo também ser química. Podemos citar como exemplos; CO<sub>2</sub>, Hélio-Neônio, Argônio, entre outros.

Existe também os lasers de semicondutor, ou lasers de diodo, que utilizam junções semicondutoras do tipo p-n como meio ativo. Os princípios dos lasers de semicondutor diferem profundamente dos princípios dos outros lasers, apesar da emissão estimulada ser um ponto de contato que o aproxima dos outros lasers. O que o difere dos outros é que os elétrons que participam da emissão laser podem se deslocar livremente em uma vasta zona do semicondutor e, conseqüentemente, dependem do potencial periódico espacial da rede cristalina do material semicondutor. O que os difere dos lasers de estado sólido é o fato de possuírem cristal dopado com dimensões muito pequenas. Como exemplo, podemos citar os lasers de GaAs, GaAsAl, InGaAs etc.

### **Bombeamento:**

Quando consideramos os átomos coletivamente, devido à relação de Boltzmann, no equilíbrio, a população do nível inferior é muito mais elevada, e a absorção predomina sobre a emissão estimulada. Portanto, para que a emissão estimulada predomine sobre a absorção, é necessário destruir o equilíbrio termodinâmico e fazer com que o nível superior de transição seja o mais povoado. Para a realização desta condição é necessário que se forneça energia ao meio ativo por intermédio de uma fonte exterior de energia.

Praticamente qualquer fonte de energia, até mesmo um outro laser, pode ser utilizado como fonte exterior de excitação. Podemos ter bombeamento: óptico, eletrônico, térmico, químico, entre outros.

## Ressonadores:

O meio ativo está localizado em uma cavidade óptica ressonante denominada ressonador óptico. Este constitui-se por dois espelhos refletivos paralelos, colocados frente a frente. Tais refletores enviam a onda eletromagnética em múltiplas passagens de ida e volta no meio ativo, promovendo amplificação e emissão estimulada do campo eletromagnético na cavidade. Um dos espelhos, semi-transparente ou com orifício, permite que alguns fótons sejam emitidos da cavidade laser como um feixe de luz coerente, monocromático e colimado.

O comprimento do interferômetro de Fabry-Pérot (ressonador na ausência do meio ativo), deve permitir que as interferências entre as ondas que se propagam sejam construtivas, isto é, que, em um trajeto de ida e volta, a defasagem seja um múltiplo inteiro.

$$L = n \cdot \lambda/2$$

Onde L é igual a distância entre os espelhos da cavidade ressonante. Os espelhos de Fabry-Pérot formam, assim, uma cavidade ressonante para tal comprimento de onda. Os efeitos de difração, situados nas proximidades das bordas dos espelhos, resultam em perdas do campo a cada trajeto de ida e volta na cavidade ressonante.

Em um laser em funcionamento, os átomos são excitados por bombeamento. A emissão espontânea ocorre em todas as direções, inclusive seguindo o sentido óptico do ressonador. Através de múltiplas reflexões nos espelhos, essa radiação amplifica-se por emissão estimulada a cada passagem no meio ativo. Uma fração do campo atravessa o espelho semi-transparente para constituir o feixe laser, enquanto a fração refletida realiza o trajeto inverso, aumentando a intensidade da cavidade (regeneração da radiação). Essa extração de energia pelo espelho semi-transparente é um processo contínuo. Dessa forma, o ressonador, além de ter a função de garantir esta regeneração, também é responsável por filtrar uma ou várias frequências de oscilação desse campo no interior da banda de emissão dos átomos ativos.

A condição de limiar de oscilação determina a inversão mínima de população necessária para que a oscilação seja iniciada, expressando o equilíbrio que se estabelece entre o ganho do ressonador ativo e o total de perdas do sistema. Porém, existem perdas inevitáveis no funcionamento do laser, que podem ser: dissipação e reflexão (no nível dos espelhos). Perdas por dissipação são causadas por imperfeições do conjunto meio

ativo e ressonador, tais como difração, absorção e difusão pela imunogeneidade do meio ativo. As perdas por reflexões estão relacionadas aos espelhos. Essas podem ser por difusão nas faces dos espelhos e por difração resultante do tamanho e da forma de tais espelhos.

A montagem mecânica dos espelhos e lentes deve ser especialmente cuidadosa para permitir um ajuste de paralelismo e fazer o feixe de luz convergir para um determinado foco. Todas as cavidades ressonantes possuem formas típicas de distribuição de energia em seu interior, Para cada frequência existe um modo. Pela reflexão do campo de um espelho para outro, a cavidade canaliza a energia da radiação para os modos de grande sobretensão, propiciando assim que o processo de emissão estimulada torne-se dominante.

### **Feixes Laser:**

A luz laser apresenta características particulares que a diferem das demais fontes luminosas. Ela é coerente, colimada e monocromática.

**Coerência:** De forma diferente da luz comum (que irradia em todas as direções, incoerentemente), as ondas de luz laser caminham em fase, umas com as outras, temporal e espacialmente, na mesma direção (coerentemente).

**Monocromaticidade:** De forma diferente da luz ordinária, que tipicamente consiste de numerosos comprimentos de onda e cores (policromática) emitindo em todas as direções, a luz laser possui apenas um comprimento de onda e cor (monocromática), viajando em uma única direção.

A emissão coerente permite que se obtenha enormes concentrações de energia por unidade de superfície, permitindo uma ação muito pontual e energética sobre a matéria.

**Colimação:** As ondas de luz laser viajam em uma única direção e de forma paralela, não divergindo significativamente de sua fonte, até mesmo em relação a grandes distâncias (colimada).

Os espelhos presentes na cavidade ressonante apresentam alta capacidade de reflexão, fazendo com que as ondas reflitam muitas vezes ao longo do eixo entre eles. Funcionam como colimadores de ondas.

O bombeamento dos átomos no meio ativo do laser, os leva para o estado excitado. Com um predomínio dos átomos neste estado, o sistema pode ser estimulado a produzir uma cascata de fótons com um único comprimento de onda, sendo esta cascata produzida pelo decaimento dos átomos em nível decrescente de energia. Além disto, uma vez que o arranjo dos dois espelhos forma uma cavidade ressonante, a oscilação só pode ocorrer nas frequências de ressonância dessa cavidade.

### **Interação dos lasers com os tecidos biológicos:**

Muitos dos princípios que regem as interações dos lasers com os tecidos biológicos são relativamente simples. O efeito da emissão do laser sobre os tecidos biológicos pode, de certa maneira, ser extrapolado do efeito que ocorre quando a energia de radiação luminosa reage com a matéria.

Sabemos que os fótons, quando atingem a matéria, podem penetrar nas secções da mesma sem que ocorra interação e podem ser completamente absorvidos por deposição de sua energia, ou ainda serem refletidos ou espalhados da sua direção original e depositar parte de sua energia.

Existem dois tipos de interação que ocorrem através da deposição da energia dos fótons, ambas são dadas através dos elétrons. Nas chamadas interações fotoelétricas, o fóton transfere toda sua energia para um elétron localizado em uma das camadas atômicas, sendo então ejetado do átomo e passando rapidamente através da matéria circundante. O elétron perde rapidamente sua energia deslocando-se apenas a uma pequena distância de sua localização original, ocorrendo a deposição de energia do fóton na matéria próxima ao local da interação fotoelétrica.

Nas interações em que somente uma porção da energia é absorvida e um fóton é produzido pela redução de energia, temos a chamada interação Compton. O fóton deixa o local da interação em uma direção diferente daquela do fóton original, essa mudança de direção do fóton é denominada espalhamento.

O conhecimento das características biológicas e ópticas dos tecidos, bem como as propriedades físicas da radiação laser (comprimento de onda, emissão contínua ou pulsada, intensidade ou densidade do feixe), são de fundamental importância para que o clínico possa entender e aplicar os lasers nas diversas modalidades clínicas.

A luz laser, ao incidir sobre um tecido biológico, pode interagir de quatro formas: reflexão, transmissão, espalhamento e absorção (Figura.59).

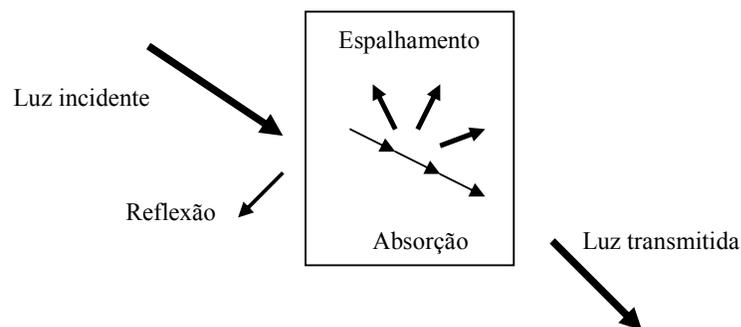


Figura 59: Interação do laser com tecidos biológicos

Os sistemas biológicos são complexos e compostos por uma grande variedade de elementos e fluidos teciduais, cada um possuindo diferentes características de absorção. Como o corpo humano é constituído em sua maioria por água, a absorção da luz pela água é de fundamental importância. Os elementos dos tecidos que exibem um alto coeficiente de absorção de um certo comprimento de onda ou por uma região do espectro são chamados de cromóforos (substância fotossensível intrínseca ou extrínseca). Os principais cromóforos absorvedores do organismo são as proteínas, a hemoglobina, a melanina e, no caso dos tecidos dentais duros, a hidroxiapatita que, além da água, irão exercer grande influência sobre a interação da radiação e o tecido.

Como somente a luz absorvida é útil nas aplicações biomédicas, é importante determinar a absorção óptica nos vários tecidos do corpo em função do comprimento de onda. A variação da penetração da radiação é outro fator importante quando da escolha de um determinado laser para ser aplicado em um tecido.

A profundidade de penetração, para a qual 63% da luz incidente é absorvida por um tecido, é chamada comprimento de absorção. O coeficiente de extinção é determinado pela profundidade em que 90% da energia do laser é absorvida com relação a água. Se a luz absorvida contiver fótons energéticos, podemos ter a quebra de ligações químicas de átomos ou moléculas do tecido absorvedor (geralmente no ultravioleta). Nos procedimentos biomédicos, fótons menos energéticos são usados (visível e infravermelho). No caso de absorção da radiação infravermelha, átomos ou moléculas vibram muito mais rapidamente, levando a um aumento da temperatura.

As interações que podem ocorrer quando a radiação laser é absorvida pelos tecidos biológicos são: térmicas (coagulação, vaporização, corte ou carbonização tecidual) ou não térmicas (fotomecânicas, fotoquímicas, elétricas, entre outras).

Os efeitos térmicos são resultantes da absorção da energia transportada pelo feixe de laser e da degradação tecidual local, isto é, conversão de energia eletromagnética em energia térmica. A ação térmica é modulada pela condutividade térmica dos tecidos atingidos e pela vascularização local. Esse fluxo de calor deve ser minimizado para que o dano térmico seja o menor possível. Isso é conseguido quando se deposita energia suficiente no volume absorvedor, para vaporizá-lo em um tempo menor do que o tempo que o calor leva para se difundir (relaxação térmica). A produção local de calor não depende apenas da densidade de energia, mas também da profundidade do tecido atingido pela radiação.

A utilização de lasers de emissão contínua (a distribuição temporal da radiação laser ocorre através de ondas contínuas) ou pulsados (regime este dirigido pelo modo de bombeamento, dependendo da duração média dos pulsos e sua frequência) deve ser considerada em relação ao fluxo de calor gerado.

Em resumo, podemos descrever os fatores que influenciam os efeitos do laser nos tecidos biológicos como sendo:

- Comprimento de onda;
- Modo de emissão laser;
- Densidade de energia;
- Intensidade;
- Tempo de exposição;
- Propriedades ópticas e térmicas do tecido;

## **Protocolo de irradiação do Laser (LILT)**

O tratamento com a terapia laser em baixa intensidade é baseado nos efeitos fotoquímicos e fotobiológicos, provocados pela absorção da energia dos fótons sobre as células dos tecidos. Utilizamos a terapia laser em baixa intensidade, após a instalação dos implantes, por sabermos que esta pode produzir respostas favoráveis ao tecido ósseo que tenha sofrido uma injúria tecidual seguida de desordem funcional.

Vários parâmetros são determinantes para que a terapia laser produza bons resultados: comprimento de onda, densidade de energia, ou dose, ou fluência (que é a potência, em watts, multiplicada pelo tempo, em segundos, sobre a área, em cm<sup>2</sup>; uma vez que a potência multiplicada pelo tempo, é igual à energia, em joules. Sabemos que a densidade de energia é igual à quantidade de energia, em joules, depositada por unidade de superfície, em cm<sup>2</sup>), densidade de potência ou intensidade (que é a potência em watts sobre a área a ser depositada, em cm<sup>2</sup>), tipo de regime de operação do laser, taxa de repetição do pulso, tempo, número de tratamentos e intervalo entre tratamentos.

Em resumo :

$$\text{Densidade de Potência} = \frac{\text{Potência (watts)}}{\text{ÁREA (cm}^2\text{)}}$$

$$\text{Densidade de Energia} = \frac{\text{ENERGIA (joules)}}{\text{ÁREA (cm}^2\text{)}}$$

## Lista de Materiais

Para a realização do presente estudo foram utilizados:

30 coelhos Nova Zelândia albinos;

THERA LASE ( DMC Equipamentos -São Carlos SP - Brasil );

MINILASER 2075 F dent – 680nm – Dental Model (HELBO –Austria);

óculos de proteção;

60 implantes Frialit-2 Syncros (Friadent, Munchein - Germany);

motor de implantes Friadent (Frios Unit - Friadent, Munchein - Germany);

Torquímetro Manual Digital (TOHNICHI STC 20);

OSSTELL – Resonance Frequency Analyser (Analisador de Frequência de Ressonância) – Integration Diagnostics – Sweden;

OSSTELL Transducer – Type F10;

OSSTELL Data Manager ;

guia para utilização do torquímetro;

tricotomizador – (Ambassador – EUA);

escovas estéreis com iodo-povedine;

solução alcoólica de clorexidina;

kit de paramentação;

seringa carpule;

anestésico local Xilocaína 5%;

anestésico IM Xilasina (Kensol<sup>®</sup>);

anestésico IM Ketamina (Dopalen<sup>®</sup>);

cabo de bisturi;

lâmina de bisturi n° 15 de aço carbono;

descolador muco-periostal P24G (Hu-friedy);

afastador de ALM;

pinça Backaus;

kit cirúrgico Friadent;

porta agulha;

fio de sutura Vicryl 4.0;  
fio de sutura Nylon 3.0;  
sugador cirúrgico descartável;  
compressas de gaze estéreis;  
antibiótico (ENROPET<sup>®</sup> oral);  
analgésico (BANAMINE<sup>®</sup>);  
ração Purina para coelhos;  
ração Nunvital para coelhos;  
solução alcoólica de Gluconato de Clorexidina 4%;  
degermante de Gluconato de Clorexidina 2%;  
escova estéril com solução de Iodo Povidine 1%  
complexo vitamínico (Vitagold – potencializado);  
solução de hipoclorito de sódio 0,5%;  
maçarico (vassoura de fogo);

## Lista de Abreviaturas

IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

IV: infravermelho

LASER: *L(ight) A(mplification) by S(timulated) E(mission) of R(adiation)*: amplificação da luz por emissão estimulada de radiação

LILT: *L(ow) I(ntensity) L(aser) T(herapy)*: terapia com laser em baixa intensidade

MASER: *M(icrowave) A(mplification) by S(timulated) of E(mission) R(adiation)*: amplificação de microondas por emissão estimulada de radiação

USP: Universidade de São Paulo

UV: ultravioleta

ATP: Adenosina trifosfato

DNA: Ácido desoxirribonucléico

NAD: Nicotinamida adenina dinucleotídeo

pH: potencial hidrogeniônico

RNA: ácido ribonucléico

cAMP: adenosina monofosfato cíclica

A: área

C: velocidade da luz

D: dose ou fluência

D: coeficiente de difusão do fóton

E: energia

f: frequência ou taxa de repetição

h: constante de Planck:  $h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s}$

I: intensidade

$\lambda$ : comprimento de onda

P: potência

T: tempo

Al: alumínio

Ar: argônio

As: arsênio

CO<sub>2</sub>: dióxido de carbono

Ca: cálcio

Ga: gálio

GaAs: *galium arsenide*: arseneto de gálio

GaAlAs: *galium aluminum arsenide*: arseneto de gálio e alumínio

H: hidrogênio

He: hélio

He-Ne: hélio e neônio

InGaAs: *indium galium arsenide*: arseneto de gálio e índio

Nd: neodímio

Ne: neônio

O: oxigênio

Y: ítrio

YAG: *Y(tritium) L(ithium) G(arnet)*, granada de ítrio e alumínio;  $Y_3Al_5O_{12}$ : óxido de ítrio e alumínio

$Al_2O_3$ : Óxido de Alumínio

$TiO_2$ : Óxido de Titânio

°C: graus Celsius ou graus centígrados

cm: centímetro

$cm^2$ : centímetro ao quadrado

eV: elétron-Volt

g: grama

Kg: kilograma

Mg: miligrama

Hz: Hertz

J: Joule

mJ: milijoule

min: minuto

mm: milímetro

mW: miliwatt

$\mu m$ : micrômetro

nm: nanômetro

Ncm: Newton centímetro

s: segundo

W: Watt

## Lista de Figuras

Figura 1 - Corte transversal do osso visualizando-se o osso cortical (parte superior compacta) e trabecular (parte inferior)	8
Figura 2: Morfologia microscópica do osso. Observa-se osso maduro (óstion). Aumento 250X.	8
Figura 3: Observa-se: A – osteoblastos; B - osteócitos; C – osteoclastos. Aumento de 250X.	8
Figura 4: Medição da temperatura durante a perfuração em fêmur humano (Albrektsson et al, 1986)	12
Figura 5: Preparo do leito ósseo de maneira escalonada (Albrektsson et al, 1986)	13
Figura 6: Ilustração do sistema de análise por frequência de ressonância	32
Figura 7: Modelo esquemático da ação de radiação laser em baixa intensidade sobre os sistemas biológicos (Smith, 1991)	44
Figura 8: Aparelho Thera Lase	59
Figura 9: Painel do Thera Lase	59
Figura 10: Aparelho Minilaser	60
Figura 11: Impressos com a classificação do aparelho	60
Figuras 12 e 13: Ilustração sistema Frialit-2	61
Fig 14: Diâmetros dos implantes	61
Figuras 15 e 16: Hexágono interno e tipo de encaixe	62
Figura 17: Ilustração do transdutor	62
Figura 18: Descrição do transdutor	63
Figura 19: Ilustração do sinal recebido e conversão em ISQ	64
Figura 20: Ilustração do sistema Ostell completo	64
Figura 21: Torquímetro manual digital	65
Figura 22: Foto do guia	66
Figura 23: Fotografia do posicionamento em modelo de resina	66
Figura 24: Alinhamento e fixação do guia	67
Figura 25: Simulação do modelo de realização do torque de remoção	67
Figura 26: Preparo do campo operatório	70
Figura 27: Anestesia local	70

Figura 28 e 29: Incisão em camadas	71
Figura 30: Retalho de espessura total	71
Figura 31: Fresa esférica	72
Figura 32: Efeito no osso	72
Figura 33: Seqüência	72
Figura 34: Fresa helicoidal N° 2	72
Figura 35: Efeito da fresa	72
Figura 36: Fresa helicoidal cônica	73
Figura 37: Aspecto após a perfuração	73
Figura 38: Encaixe do implante	73
Figura 39: Remoção do montador	73
Figura 40: Inserção do implante com torque controlado	74
Figura 41: Configuração do motor no momento da inserção dos implantes	74
Figura 42: Inserção até o nível ósseo	74
Figura 43: Aspecto do implante instalado	74
Figura 44: Aperto do parafuso do transdutor	75
Figura 45: Configuração do motor para o aperto do transdutor	75
Figura 46: Transdutor preparado	75
Figura 47: Aspecto final do implante já com o parafuso de cobertura	76
Figura 48: 1ª camada de sutura	76
Figura 49: 1ª camada finalizada	76
Figura 50: Início da 2ª camada de sutura	77
Figura 51: 2ª camada finalizada	77
Figura 52: Sutura da pele	77
Figura 53: Aplicação do laser de 680 nm	78
Figura 54 :Aplicação do laser de 830 nm	78
Figura 55: Ilustração do protocolo de aplicação do laser	78
Figura 56: Histograma da média por momento de avaliação dos valores de torque de remoção (Ncm)	83
Figura 57: Processo de emissão estimulada	98
Figura 58: Elementos que constituem um laser	98
Figura 59: Interação do laser com tecidos biológicos	103

## Lista de Tabelas

Tabela 1: Resultados do torque de remoção e análise histomorfométrica	23
Tabela 2: Médias do torque de remoção para os implantes de titânio puro e titânio-alumínio-vanádio	30
Tabela 3: Variação da frequência de ressonância de acordo com a altura de implante exposta	32
Tabela 4: Variação de frequência de ressonância de acordo com a polimerização da resina	33
Tabela 5: Valores de torque de inserção e análise de frequência de ressonância entre os 3 grupos	37
Tabela 6: Valores de frequência de ressonância e torque de remoção nos períodos avaliados para os 3 grupos	82
Tabela 7: Análise estatística dos resultados de frequência de ressonância nos períodos avaliados para os 3 grupos	84
Tabela 8: Análise estatística dos resultados de torque de remoção nos períodos avaliados para os 3 grupos	85

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

## Referências Bibliográficas

1. ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BRÅNEMARK, P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int Oral Maxillofac Surg**, 6:387, 1981.
2. ALBREKTSSON, T. Repair bone of grafts **Scand J Plast Surg**, 14:1-12, 1980.
3. ALBREKTSSON, T.; JANSSON, T.; LEKHOLM, U. Osseointegrated Dental Implants. **Dental Clinics of North America**, 30(1), 1996.
4. BABBUSH, C. A.; SHIMURA, M. Five-year statistical and clinical observations with the IMZ two-stage osseointegrated implant system. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 8:245, 1993.
5. BINNON, P.; Implants and Components: Entering the New Millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 115:76-94, 2000.
6. BLAY, A.; SENDYK, W. R.; TUNCHEL, S.; LIMA, M. V. A.; OLIVEIRA, C. M.; FARIA, M. Viability of Grafts Obtained Using Bone Collectors: A Microbiologic and Histologic Study. **Presented at the 14<sup>th</sup> Annual Meeting of the Academy of Osseointegration**, Palm Springs, California, March 4-6, 1999.
7. BOLIND, P.; WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Influence of external administration of Epinephrine on bone regeneration **J Oral Maxillofac Implants**, 4:285-287, 1989.
8. BRADLEY, P. F.; GROTH, E. DE B.; RAJAB, A. Low intensity laser therapy for hard tissue problems in the oro-facial region. **International Congress on lasers in dentistry**, 1998.

9. BRAEKT IN DE M. M. H.; VAN ALPHEN, F. A. M.; KUIJPERS-JAGTMAN<sup>1</sup>; MALTHA, J. C. The Effect of Low-level Laser Treatment on Maxillary Arch Dimensions after Palatal Surgery on Beagle Dogs. **J Dent Res**, 70(11):1467-1470 November, 1991.
10. BRÅNEMARK, P-I, HANSSON BO, ADELL R, BREINE U, LINDSTROM J, HALLEN O, OMANN A. Osseo-integrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg**, 11(suppl 16), 1977.
11. BRÅNEMARK, P-I; BREINE, U.; HANSSON, B. O.; LINDSTRON, J.; OLSSON, A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg**, 3:81, 1969.
12. BUSSE D, SCHENK RK, STEINEMANN S, FIORELLINI J, FOX C, STICH H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. **J Biomed Mater Res**, 25:889, 1991.
13. CARLSSON, L.; RÖSTLUND, T.; ALBREKTSSON, B.; ALBREKTSSON, T. Removal torques for polished and rough titanium implants **Int J Oral Maxillofac Implants**, 3:21-24, 1988.
14. COX, J. F.; ZARB, G. A. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: A 3-year report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 2:91, 1987.
15. DAVID, R.; NISSAN, M.; COHEN, I.; SOUNDRY, M. Effect of low-power He-Ne laser on fracture healing in rats. **Lasers in Surgery and Medicine**, 19:458-464, 1996.
16. EDUARDO, C. P.; CECCHINI, S. C. M.; CECCHINI, R. C. M. Benefits of low power lasers on oral soft tissues. In: **Lasers in Dentistry II**, H. A. Wigdor, J. D. B. Featherstone, J. M. White, J. Neeve, eds.; Proc. SPIE, 2672:27-33, 1996.

17. FREITAS, I. G. F.; BARANAUSKAS, V.; CRUZ-HÖFLING, M. A. Laser effects on osteogenesis. **Appl Surf Sci**, 154-155:548-554, 2000.
18. FRIBERG, B.; SENNERBY, L.; MEREDITH, N.; LEKHOLM, U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study **Int J Oral Maxillofac Surg**, 28:297-303, 1999.
19. GELB, D. Immediate implant surgery: Three-year retrospective evaluation of 50 consecutive cases. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 8:388-398, 1993.
20. GOMES, A.; LOZADA, J. L.; CAPLANTIS, N.; KLEINMAN, A. Immediate loading of a single hydroxyapatite-coated threaded root form implant: A clinical report. **J Oral Implantol**, 24:159-166, 1998.
21. GORDJESTANI, M.; DERMAUT, L.; THIERENS, H. Infrared laser and bone metabolism: A pilot study. **Int J Oral Maxillofac Surg**, 23:54-56, 1994.
22. HERRERO, C. La practica aplicada en la terapeutica Laser. **Barcelona Centro de documentacion Laser**, 1986.
23. HILLYER, E. V.; QUESENBERRY, K. E. Ferrets, rabbits and rodents. **Clinical Medicine and Surgery**, 1st ed., 1997.
24. HOBBS, B. A.; ROLHALL, T. G.; SPRENKEL, T. L.; ANTHONY, K. L. Comparison of several combinations for anesthesia in rabbits. **Am J Vet Res**, 52:669-674, 1991.
25. HOLLINGER, J. O.; BUCK, D. C.; BRUDER, S. P.; Biology of Bone Healing: Its Impact on Clinical Therapy. In: LYNCH, S. E.; GENCO, J. R.; MARX, R. E. **Tissue Engineering**. Chicago, Quintessence, 17-54, 1999.

26. JOHANSSON, C. B.; ALBREKTSSON, T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1 -year follow-up of removal torque of titanium implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 2:69-75, 1987.
27. JOHANSSON, C. B.; SENNERBY, L.; ALBREKTSSON, T. A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure Titanium and Vitallium<sup>®</sup> implants. **Int J Oral Maxillofac Impl**, 6:437-441, 1991.
28. JOHANSSON, C. B.; HAN, C. H.; WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. A quantitative comparison of machined commercially pure Titanium and Titanium-Aluminum-Vanadium implants in rabbit bone. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 13:315-321, 1998.
29. KÄLEBO, P.; BUCH, F.; ALBREKTSSON, T. Bone formation rate in osseointegrated Titanium implants. **Scand J Plast Reconstr Surg**, 22:53-60, 1988.
30. KARU, T.; TIPHLOVA, O.; LUKPANOVA, G.; PARKHOMENKO, I. Effect of irradiation with monochromatic visible light on cAMP content in chinese hamster fibroblasts. **II Nuovo Cimento D**, 9:1245-1252, 1987.
31. KARU, T. Photobiology of low-power laser effects. **Health Phys**, 56:691-704, 1989.
32. KLOKKEVOLD, P. R.; NISHIMURA, R. D.; ADACHI, M.; CAPUTO, A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. **Clin Oral Implant Res**, 8:442-447, 1997.
33. KUBASOVA, T.; KOVACS, L.; SOMOSY, Z.; LINK, P.; KOKAI, A. Biological effect of He-Ne laser: investigations on functional and micromorphological alterations of cell membranes, "in vitro". **Lasers Surg Med**, 4:381-388, 1984.
34. LAZZARA, R. J. Immediate implant placement into extraction sites: Surgical and restorative advantages. **Int J Periodont Rest Dent**, 9:332-343, 1989.

35. LAZZARA, R. J.; PORTER, S. S.; TESTORI, T.; GALANTE, J.; ZETTEERQVIST, L. A prospective multicenter study evaluating loading of osseointegrated implants two months after placement: One-year results. **J. Esthet Dent**, 10:280-289, 1998.
36. LEE, P.; KIM, K. Effects of low incident energy levels of infrared laser irradiation on healing of infected open skin wound in rats. **Laser Ther**, 5:59-64, 1993.
37. LIPMAN, N. S.; MARINI, R. P.; ERDMAN, S. E. A comparison of Ketamine/Xylazine and Ketamine/Xylazine/Acepromazine anesthesia in the rabbit. **Laboratory Animal Science**, 40:395-398, 1990.
38. LUBART, R.; WOLLMAN, Y.; FRIEDMAN, H.; ROCHKIND, S.; LAULICHT, I. Effects of visible and near-infrared laser on cell cultures **J Photochem Photobiol B: Biol**, 12:305-310, 1992.
39. LUNGER, E.; ROCHKIND, S.; WOLLMAN, Y.; KOGAN, G.; DEKEL, S. Effect of low-power laser irradiation on the mechanical properties of bone fracture healing in rats. **Lasers in Surgery and Medicine**, 22:97-100, 1998.
40. MAIMAN, T. H. Optical and microwave-optical experiments in ruby. **Phys. Rev. Lett**, 4:564, 1960.
41. MAYAYO, E.; TRELLES, M. A. Láser e inmunidad. **Inv Cin laser III**, 2:73-74, 1986.
42. MEREDITH, N.; ALLEYNE, D.; CAWLEY, P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. **Clin Oral Impl Res**, 7:261-267, 1996.
43. MEREDITH, N.; BOOK, K.; FRIBERG, B.; JEMT, T.; SENNERBY, L. (A) Resonance frequency measurements of implant stability *in vivo*. A cross-sectional and

longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. **Clin Oral Implant Res**, 8:226-233, 1997.

44. MEREDITH, N.; SHAGALDI, F.; ALLEYNE, D.; SENNERBY, L.; CAWLEY, P. (B) The application of resonance frequency measurements to study the stability of Titanium implants during healing in the rabbit tibia. **Clin Oral Implant Res**, 8:234-243, 1997.

45. MESTER, E.; SPIRY, T.; SZENDE, B.; TOTA, J. G. Effect of laser rays on wound healing **Am J Surg**, 122:532-535, 1971.

46. MEZZOMO, E.; **Reabilitação Oral para o Clínico**, 2. ed.; Santos Livraria e Editora.

47. NARA, Y.; TSUKAMOTO, Y.; FUKUTANI, S.; YAMAGUCHI, N.; MORI, M.; MORIOKA, T. Stimulative effect of He-Ne laser irradiation on cultured fibroblasts derived from human dental pulp. **Lasers Life Sci**, 4:249-256, 1992.

48. OZAWA, Y.; SHIMIZU, N.; KARIYA, G.; ABIKO, Y. Low-energy laser irradiation stimulates bone nodule formation at early stages of cell culture in rat calvaria. **Cells Bone**, 22:347-354, 1998.

49. RAMUSSON, L.; MEREDITH, N.; KAHNBERG, K-E.; SENNERBY, L. Stability assessments and histology of titanium implants placed simultaneously with autogenous onlay bone in the rabbit tibia. **Int J Oral Maxillofac Surg**, 27:229-235, 1998.

50. REDDY, G. K.; STEHNO-BITTEL, L.; ENWEMEKA, C. S. Laser photostimulation for collagen production in healing rabbit Achilles tendons. **Lasers Surg Med**, 22:281-287, 1998.

51. REZENDE, M. L. R. Reações a curto prazo do tecido ósseo da tíbia de coelhos à implantação de parafusos de titânio comercialmente puro. **Tese (Doutorado)**, Universidade de São Paulo, Bauru, 1991.

52. RIBEIRO, M. S. Interação da radiação laser linearmente polarizada de baixa intensidade com tecidos vivos: Efeitos na aceleração de cicatrização tissular em lesões de pele. **Tese (Doutorado)**, IPEN/USP, 2000.

53. RIGAU, J.; TRELLES, M. A.; CALDERHEAD, R. G.; MAYAYO, E. Changes in fibroblast proliferation and metabolism following “in vitro” helium-neon laser irradiation. **Laser Ther**, 3:25-33, 1991.

54. SAITO, S.; SHIMIZU, N. Stimulatory effects of low-power laser irradiation on bone regeneration in midpalatal suture during expansion in the rat. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, 111:525-532, 1997.

55. SCHAFFER, M.; BONEL, H.; SROKA, R.; SCHAFFER, P. M.; BUSCH, M.; REISER, M.; DÜHMKE, E. Effects of 780 nm diode laser irradiation on blood microcirculation: preliminary findings on time-dependent T1- weighted contrast-enhanced magnetic resonance imaging (MRI). **J. Photochem Photobiol B: Biol**, 54:55-60, 2000.

56. SCHENK, R. K. Bone Regeneration: Biological Basis. In: BUSSER, D.; DAHLIN, C.; SCHENK, R.K. **Guided Bone Regeneration in Implant Dentistry**, Chicago, Quintessence, 49-100, 1994.

57. SCHNITMAN, P. A.; WÖHRLE, P.; RUBESTEIN, J.; DaSILVA, J. D.; WANG, N-H. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 12:495-503, 1997.

58. SCHROEDER, A.; VAN DER ZYPEN, E.; STICH, H.; SUTTER, F. The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with sprayed titanium surfaces. **J Maxillofac Surg**, 9:15, 1981.

59. SCHULTE, W.; GOMEZ-ROMAN, G.; AXMANN, D.; BREHMER, A.; TÜBINGEN Results of single tooth and immediate implants after more than twenty years

of clinical use. **Poster Presentation: Academy of Osseointegration**, Feb. 29-March 2, 1996.

60. SMITH K. The photobiological basis of low level laser radiation therapy. **Laser Ther**, 3;19-24, 1991.

61. SENNERBY, L.; THOMSEN, P.; ERICSON, L. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 7:62-70, 1992.

62. SIEGEL, S.; CASTELLAN JR., N. J. Nonparametric statistics – Second Edition. McGraw – **Hill Int Ed**, N. York, 399 pag., 1988.

63. SILVEIRA, L. B. Verificação do comportamento de mastócitos na parede não mineralizada da bolsa periodontal supra-óssea submetida à radiação laser de baixa intensidade. **Dissertação de mestrado**, IPEN/USP, 2001.

64. TAKEDA, Y. Irradiation effect of low-energy laser on alveolar bone after tooth extraction. **Int. J. Oral. Maxillofac. Surg**, 17:388-391, 1988.

65. TRELLES, M. A.; MAYAYO, E. Bone fracture consolidates faster with low-power laser. **Lasers in Surg Med**, 7:36-45, 1987.

66. TRELLES, M. A.; MAYAYO, E.; MIRO, L.; RIGAU, J.; BAUDIN, G.; LAPIN, R. Histamine & low power laser. *The Jour.* **Bloodless Med & Surg**, 6(1):15-16, 1988.

67. TRELLES, M. A.; MAYAYO, E.; MIRO, L.; RIGAU, J.; BAUDIN, G.; CALDERHEAD, R. G. The action of low reactive level laser therapy (LLLT) on mast cells: possible pain relief mechanism examined. **LLLT**, 1(1):27-30, 1989.

68. WALSH, L. J. The current status of low level laser therapy in dentistry. Part 1. Soft tissue applications. **Aust Dent J**, 42:247-254, 1997.

69. WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSSON, B.; KROL, J. J. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped Titanium implants with three different surface topographies. **Clin Oral Implant Res**, 6:24-630, 1995.
70. WENNERBERG, A.; EKTESSABI, A.; ALBREKTSON, T.; JOHANSSON, C. B.; ANDERSSON, B. A 1- year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 12:486-494, 1997.
71. WILKE HJ, CLAES L, STEINEMANN S. The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implants and bone. Advances in Biomaterials. **Clinical Implant Materials**, Amsterdam, Elsevier, 9:309-314, 1990.
72. WÖHRLE, P. S. Single-Tooth Replacement in the Aesthetic Zone with Immediate Provisionalization: Fourteen Consecutive Case Reports. **Pract Periodont Aesthet Dent**, 10:1107-1114, 1998.
73. YAAKOBI, T.; MALTZ, L.; ORON, U. Promotion of bone repair in the cortical bone of the tibia in rats by low energy laser (He-Ne) irradiation. **Calcif Tissue Int**; 59:297-300, 1996.
74. YAMADA, K. Biological Effects of Low Power Laser Irradiation on Clonal Osteoblastic Cells (MC3T3-E1). **J Jpn Orthop Assoc**, 65: 787-799, 1991.
75. YAMAGISHI, H.; SHINOHARA, C.; SAITO, S.; SASAKI, H.; KANEGAE, H.; SHIBASAKI, Y. A basic study on the use of semiconductor laser of penetrative sensitivity on living tissue. (In Japanese). **J Jpn Soc Laser Dent**, 5:13-22, 1994.
76. ZARB, G. A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated implants. The Toronto study. Part 1: Surgical results. **J Prosthet Dent**, 63:451, 1990.

77. ZARB, G. A., SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in anterior partially edentulous patients. **Int J Prosthodont**, (A); 6:180, 1993.

78. ZARB, G. A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in posterior partially edentulous patients. **Int J Prosthodont**, (B); 6:189-196, 1993.