



**INSTITUO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**ANÁLISE DO GRAU DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE FÊMURES DE RATOS
IRRADIADOS COM LASER DE DIÓXIDO DE CARBONO.**

FÁBIO RIBEIRO DE SOUZA



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

**Orientador:
Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Jr.**

**Co-orientador:
Prof. Dr. Walter D. Niccoli Filho**

**São Paulo
2002**



DEDICATÓRIAS

Aos meus pais José Carlos e Nilza que me deram o dom da vida e que com apoio, carinho e dedicação continuam me ensinando o caminho do bem, do amor e da honestidade. Obrigado.

À minha irmã Thais, amiga e prestativa em todos os momentos, pelo companheirismo e amor que sempre me dedicou.

À minha namorada Daniele, que pacientemente me acompanhou nessa etapa de minha vida, sempre me respaldando com carinho, compreensão e amor, meu reconhecimento e gratidão pelo que significas para mim.

Dividem comigo esta conquista.

Ao Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Jr., orientador paciente, questionador, sempre pronto a me auxiliar sem medir esforços, pelos ensinamentos não só teóricos, mas também de vida, por acreditar e confiar nesse trabalho, minha profunda admiração e respeito.

Ao Prof. Dr. Walter D. Niccoli Filho, não só orientador mas um novo amigo, que com seu profundo conhecimento e incansável paciência me guiou durante a elaboração desse trabalho, minha profunda gratidão por ter me incentivado nos momentos de desânimo.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Rubens Guimarães Filho, amigo de todos os momentos, pelas várias oportunidades, indicações e incentivos concedidos ao longo de minha carreira profissional.

Ao Prof. Dr. Maximiliano de Pinheiro Nasser e ao Msc. Luís Felipe, da disciplina de Matérias Odontológicas e Prótese da Faculdade de Odontologia UNESP- São José dos Campos, no auxílio e manuseio dos equipamentos durante os ensaios mecânicos, e estando sempre prontos a me ajudar, meus agradecimentos.

Aos Amigos do Mestrado, Maurício, Gaspar, Sílvia e Aguinaldo, que ao longo dessa difícil jornada, estivemos sempre juntos apoiando-nos mutuamente.

Ao Prof. Dr. Cláudio Antônio Talge Carvalho e sua esposa Prof^a. Dr^a. Luciane Dias de Oliveira, pela forte amizade e pelo apoio e dicas profissionais que sempre me deram na carreira acadêmica.

Aos amigos e Prof. Francis Nassar e Charli Tortoza do Departamento de Fisioterapia da UNIVAP, por facilitar o uso da biblioteca da Universidade e pelo material teórico cedido e informações na área de biomecânica.

Ao amigo e Prof. Alexandre Borges pelo auxílio no uso da biblioteca da UNESP- SJC e pelos contatos úteis para o desenvolvimento do trabalho.

Aos técnicos do Biotério-Unesp São José dos Campos Lourival Jacobs e Antonio D. S. B. M. Vasconcellos pelo constante cuidado e apoio no zelar de nossas cobaias, meu agradecimentos.

À colega e Prof. Indira Muliterno Rojo de Almeida, pelas informações e demonstrações práticas da técnica de manuseio dos animais, meu muito obrigado.

Às Prof^{as}. Dr^{as}. Martha Simões e Denize Zezzel pela atenção dedicada a nós durante o desenvolver de nossa tese.

Ao Primo e Amigo Luis Carlos Ribeiro Esteves pela ajuda nas traduções da língua inglesa no decorrer da elaboração dessa monografia.

Ao Corpo de Professores e Monitores, obrigado pela dedicação.

As Instituições do IPEN e FOUSP, pelo desenvolvimento do mestrado na área de lasers.

À Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos – UNESP.

Aos colegas da equipe da disciplina de Clínica Integrada III do Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté.

**ANÁLISE DO GRAU DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE FEMURES DE RATOS
IRRADIADOS COM LASER DE DIÓXIDO DE CARBONO.**

Abstract

CO₂ laser become an important surgery resource to use in soft tissues, presenting high affinity to the tissue due to the water absorption, an chromophore present abundantly in these tissues. The use in bone tissues, CO₂ laser also presents high absorption by the hidroxiapatite and found its use in orthopedics and traumatology for presenting characteristics such as cutting, coagulating and promoting the disinfection of the worund, offering an excellent field to the surgeon, acting as an useful tool in some cases such as osteomyelitis. However, the use of this laser has some disadvantages and the most important of them is the heat generation at the irradiated tissue, which brings about carbonization that retards the reparation process, besides cracks and fissures that can decrease the mechanical resistance of this tissue. These aspects are still subject of investigation to set the best interaction parameters between these two systems. This study evaluated and compared the grade to the flection resistance fracture in rat femmour irradiated by CO₂ laser with 4W, a power that already produces morphological changes, and a control group, that was not irradiated. After preparing the samples, both groups were analyzed through mechanical tests of 3 points flexion and the results were compared. It's been observed that there was not any statistic difference between the irradiated and control groups, making possible the use of CO₂ laser with power of 4W in surgeries involving bone tissue avoiding the decrease of mechanical resistance of these tissues.

SUMÁRIO

Dedicatórias	I
Agradecimentos	II
Resumo	VII
Abstract	VIII
Sumário	IX
Lista de Abreviaturas	XIV
Capítulo 1 – Introdução	16
Capítulo 2 – Fundamentos da Física do Laser	18
2.1 – Luz	18
2.2 – Espectro Eletromagnético	20
2.3 – Processos de Interação da Radiação Eletromagnética com o Sistema Atômico	20
2.4 – Princípios Físicos de Funcionamento do Laser	21
2.4.1 – Meio Ativo	22
2.4.2 – Bombeamento	23
2.4.3 – Cavidade Ressonante ou Ressonador	24
2.4.4 – Esquema Básico de Funcionamento de um Laser	24
2.4.5 – O Feixe Laser	26

2.5 – Lasers e a sua Interação com a Matéria	27
2.5.1 – Mecanismos de Interação (Lei de Lambert-Beer)	27
2.5.2 – Efeitos da Radiação nos Tecidos Biológicos	30
Capítulo 3 – Tecido Ósseo.....	32
3.1 – Células Ósseas	34
3.1.1 – Células Osteoprogenitoras	35
3.1.2 – Osteoblastos	35
3.1.3 – Osteócitos	35
3.1.4 – Osteoclastos	35
3.2 – Estrutura Óssea Molecular	35
3.3 – Modelamento e Remodelamento Ósseo	36
Capítulo 4 – Biomecânica do Tecido Ósseo	38
4.1 – Estrutura Funcional do Tecido Ósseo	38
4.2 – Solicitações Mecânicas dos Ossos	41
4.3 – Arquitetura Funcional do Tecido Esponjoso	43
4.4 – Forma dos Ossos	43
4.5 – Atividade dos Músculos sobre os ossos	44
4.6 – Repetitividade da Aplicação da Carga	45
4.7 – Estresse Mecânico	45
4.8 – Cargas de Torção, Inclinação e Combinadas	46
4.9 – Efeitos das Cargas	46
Capítulo 5 – Aplicações Clínicas do Laser de CO₂ em Tecidos Ósseos ..	48
Capítulo 6 – Objetivos	52

Capítulo 7 – Materiais e Métodos	53
Capítulo 8 – Resultados	57
Capítulo 9 – Discussão	59
Capítulo 10 – Conclusão	63
Capítulo 11 – Proposta para Novos Trabalhos	64
Summary	65
Referências Bibliográficas	66
Apêndice I – Normas de Segurança	70

Lista de Figuras e Tabelas

Figura 1- Propriedades Básicas das Ondas Eletromagnéticas. Campo elétrico da luz em função da distância. λ é o comprimento de onda e A é a sua amplitude.

Figura 2- Gráfico de duas ondas se propagando. As ondas a_1 e a_2 estão em fase, o que leva a uma interferência construtiva, duplicando a amplitude da mesma. As ondas b_1 e b_2 estão em antifase, resultando em uma interferência destrutiva da onda.

Figura 3- Espectro Eletromagnético.

Figura 4- Transições Radioativas entre dois níveis de energia, E_1 e E_2 .

Figura 5- Diagrama de quatro níveis (ideal) atômicos durante o processo de bombeamento.

Figura 6- Esquema do ressonador óptico do laser.

Figura 7- Esquema dos fenômenos que ocorrem quando da interação do feixe laser com o tecido.

Figura 8- Espectro de absorção dos Principais Cromóforos Absorvedores no tecido.

Figura 9 - Mecanismos de Interação Laser-Tecido.

Figura 10 - Aparelho emissor de radiação laser utilizado(Sharplan 15F).

Figura 11 - Máquina de ensaio universal acoplada ao computador.

Figura 12 - Célula de carga de 50 kgf com amostra disposta e carga incidente exatamente no centro.

Figura 13 - Posicionamento da amostra sobre 2 pontos (setas azuis) e um terceiro ponto de carga no centro da amostra(seta vermelha).

Figura 14 - Célula de Carga Trd 21- 50 Kgf.

Gráfico 1 - Resistência à flexão no grupo controle.

Gráfico 2 - Resistência à flexão no grupo irradiado.

Tabela 1 - Carga necessária para causar fratura nas amostras.

Tabela 2 - Valores do diâmetro central de todas as amostras.

Lista de Abreviaturas

A - amplitude

Å - ângstrons

Al - alumínio

ANVS - Agência Nacional de Vigilância Sanitária

Ar – argônio

BMP – Bone Morphogenic Protein

Ca - cálcio

CO₂ - dióxido de Carbono

Cr - cromo

Cu – cobre

CW – emissão contínua

E - energia

E₁ - nível de energia 1

E₂ - nível de energia 2

E₃ - nível de energia 3

E₄ – nível de energia 4

Er:YAG - laser de érbio granada de alumínio e ítrio

eV - elétron-volte

f - frequência

g – grama

He-Ne - Gás de Hélio-Neônio

H-A - hidroxiapatita

Hz – Hertz

I - intensidade

IR - infravermelho

J - Joule (unidade de energia)

Kr – criptônio

kgf – kilograma força

km/s - velocidade

M² - (m-quadrado) fator de qualidade do feixe

mg – miligrama

ml – mililitro

mm – milímetro

M.O. – Microscopia Óptica

M.E.V. – Microscopia Eletrônica de Varredura

MPE - Máxima Exposição Permissível

mW – unidade de potência, miliWatt

NA - abertura numérica

Nd: YAG - laser de neodímio granada de alumínio e ítrio

nm – nanômetro

N – Newton

O – oxigênio

Q-switch – modo de travamento do sistema laser

Pa - Pascal

Si - silício

SBC - Sistema Brasileiro de Certificado

UV – ultravioleta

W – Watt – unidade de potência

YAG – Granada de Alumínio e Ítrio

Z - coeficiente de extinção

µm - micrômetro

α - coeficiente de absorção

λ - comprimento de onda

Capítulo 1

Introdução

Curiosidade, capacidade de observação, concentração, dedicação, e o grande intuito de romper barreiras são algumas das qualidades necessárias para que a evolução científica seja cada vez maior e útil no nosso cotidiano.

Portanto a odontologia não pode e não deve ficar fora dessa evolução. Dentre os numerosos recursos que os profissionais de odontologia possui, atualmente encontra-se o laser.

O laser tem um espaço amplo na odontologia moderna e, portanto, deve ser compreendido e estudado não somente pelos especialistas, mas também por todos os profissionais desta área. É importante que os clínicos entendam as diferenças entre os sistemas lasers existentes, considerando os conhecimentos básicos da física e sua relação de interação com os tecidos, atentando para os cuidados de uma segura utilização da radiação laser.

Atualmente a radiação laser tem sido estudada para eventuais aplicações na área de saúde e na dependência de sua indicação, este tipo de radiação pode trazer efeitos deletérios aos tecidos envolvidos, ou mesmo à distância.

Maiman em 1960 construiu o primeiro laser de rubi operante, utilizando-se de um cristal que emitia uma luz visível vermelha, mas apresentava limitadas aplicações na área da saúde, devido à sua baixa potência.

Desde então, para a aplicabilidade dos vários lasers na área de saúde, muito tempo tem sido investido em pesquisas e cada vez mais essa “nova” tecnologia vem sendo compreendida e utilizada, fundamentalmente pelo advento de novos comprimentos de onda e novos regimes de operação.

Na área de cirurgia em geral, os lasers vem apresentando excelentes resultados em tecidos moles (derme, mucosa bucal, região neurológica) devido à alta absorção que estes tecidos apresentam por estes comprimentos de onda como o érbio, neodímio, dióxido de carbono, hólmio, hélio-neônio e tantos outros.

No entanto, na área de tecidos duros do organismo ainda há restritas aplicações, como por exemplo, em osteotomias, procedimento este realizado para correções de

deformidades faciais, correção de seqüelas de origem traumática, remoção de dentes retidos, remoção de lesões, e tantas outras. Atualmente estes procedimentos são realizados com instrumentos rotatórios ou serras devido aos lasers ainda apresentarem resultados como aumento no tempo de corte, retardo no tempo da cronologia da reparação do tecido e outros que são relacionadas com o tipo e regime de trabalho do laser utilizado.

O primeiro laser de dióxido de carbono (CO₂) foi desenvolvido por *Patel* em **1964**, nos Laboratórios *Bell* e desde então tem se tornado um instrumento cirúrgico importante para os tecidos moles, pois apresenta alta afinidade de absorção pela água, cromóforo esse presente em abundância nestes tecidos. No caso de tecidos duros o laser de CO₂ apresenta alta absorção pela hidroxiapatita e foi introduzido na ortopedia e traumatologia por apresentar características como a de cortar, coagular e promover a desinfecção do meio, oferecendo assim ao cirurgião um excelente campo de trabalho, mostrando-se um instrumento útil em alguns casos como de osteomielite, por exemplo, (*Ceballos et al, 1997*). Porém apresenta aspectos em relação ao calor gerado no tecido como a carbonização que retardam o processo de reparação, além de trincas e fissuras que podem diminuir a resistência mecânica desse tecido e que ainda são alvo de pesquisas na intenção de se estipular a melhor forma de interação desses dois sistemas.

Entretanto estudos recentes mostraram em microscopia eletrônica de varredura que o tecido ósseo quando submetido à radiação de um laser de dióxido de carbono, além de apresentar áreas de carbonização, trincas e fissuras apresenta também áreas de fusão e resolidificação(*Guimarães, 2001*).

Embasado nesses estudos, nosso trabalho visa analisar através de ensaios mecânicos de flexão o grau de resistência à fratura de fêmures de ratos que foram submetidos a irradiação com laser de dióxido de carbono.

Entendemos ser esse trabalho de grande valia para que, no futuro, seja possível a utilização clínica do laser de dióxido de carbono, em cirurgias que possivelmente possam envolver tecidos ósseos sem o risco de promovermos uma fratura indesejada, diminuindo desse modo danos trans e pós-operatórios.

Na atualidade, diversas especialidades da área de saúde vêm buscando utilizar esta nova tecnologia, como uma técnica alternativa ou coadjuvante de conduta para seus respectivos tratamentos.

Capítulo 2

Fundamentos da Física do Laser

Durante muito tempo o sol foi a única fonte de luz intensa. Foram necessários vários séculos de evolução da ciência e estudos sobre o mecanismo de interação entre luz e matéria para que fosse obtida uma forma de amplificação da luz.

2.1. - Luz

A luz consiste em pequenos pacotes de energia, denominados de fótons ou quanta de energia, que se propagam na forma de onda sem necessitar de um meio para isso, conferindo-lhe assim um caráter dual de onda-partícula. Essa onda eletromagnética é caracterizada por uma determinada frequência, uma velocidade (portanto, um determinado comprimento de onda) e uma amplitude. (vide figura 1)

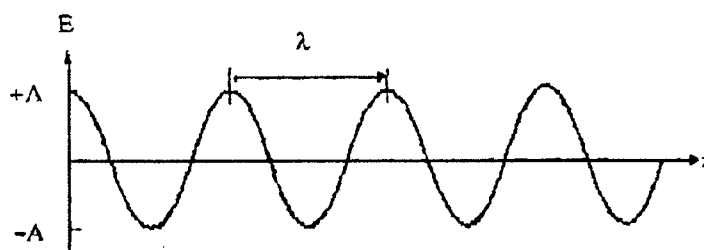


Figura 1. Propriedade Básica da Onda Eletromagnética. Campo elétrico da luz em função da distância. λ é o comprimento de onda e A é a sua amplitude.

O comprimento de onda é dado pela distância entre dois picos consecutivos da onda, ou seja, quando ocorre um ciclo completo. A unidade de medida do comprimento de onda é a unidade de espaço, que pode ser expressa em micrômetros (μm), nanômetros (nm), ou ângstrons (\AA). A unidade de medida usual da energia do fóton é o elétron-volt (eV), comumente utilizada quando nos referimos a pequenas quantidades de energia e que pode ser convertido para Joule (J), quando nos referimos a grande quantidades de energia.

O número de ondas que passam por um determinado ponto, número de oscilações, por segundo é denominado de frequência, sendo expressa em ciclos por segundo ou Hertz (Hz).

A frequência (f) está relacionada às propriedades energéticas das ondas eletromagnéticas. Cada fóton possui uma energia (E) proporcional à frequência da onda eletromagnética.

A velocidade de propagação da luz é constante e no vácuo vale aproximadamente 300.000 km/s.

Ondas de mesmo comprimento de onda estão em fase, sendo que todos os picos e vales caminham da mesma forma no espaço e no tempo. (vide figura 2)

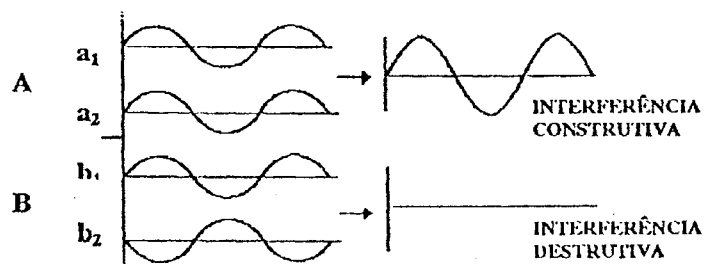


Figura 2. Gráfico de duas ondas se propagando. As ondas a_1 e a_2 estão em fase, o que leva a uma interferência construtiva, duplicando a amplitude da mesma. As ondas b_1 e b_2 estão em antifase, resultando em uma interferência destrutiva da onda.

Sendo assim, essas ondas podem se combinar de forma que a energia resultante se distribua uniformemente no espaço, havendo uma duplicação da amplitude e um aumento do brilho. Esse processo de preservação da fase entre diferentes ondas é denominado de interferência construtiva, o que aumenta muito a sua amplitude.

Este processo de soma de ondas que apresentam mesma fase (coerência) é a característica fundamental dos feixes de um laser, diferenciando-o da luz comum.

2.2. - O Espectro Eletromagnético

O espectro eletromagnético abrange desde de as ondas de comprimento longo, como as ondas de rádio, o infravermelho (IR), o visível e o ultravioleta (UV) até as ondas de menor comprimento, como a radiação ionizante dos raios gama e raios X. (vide figura 3).

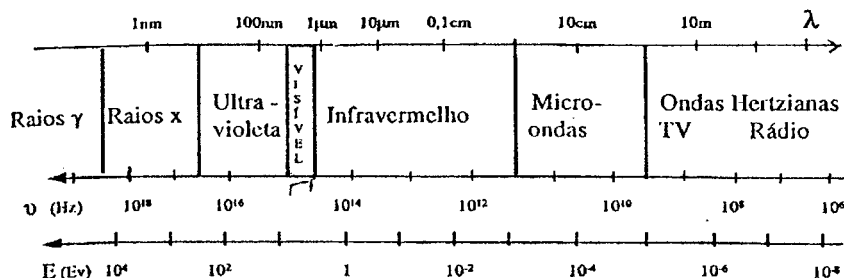


Figura 3. Espectro Eletromagnético.

Essas radiações são essencialmente de mesma natureza, porém diferem somente pela quantidade de energia que transportam e conseqüentemente diferem no tipo de interação com a matéria, como será visto adiante.

A região do visível para o olho humano encontra-se entre os comprimentos de ondas a partir de 400 nm (violeta) até aproximadamente 700 nm (vermelho).

2.3. - Processo de Interação da Radiação Eletromagnética com o Sistema Atômico

A mecânica quântica estabelece que os elétrons em órbita em torno do núcleo podem possuir apenas energias bem definidas, isto é, quantizadas. Em equilíbrio termodinâmico, os átomos ocupam os estados de menor energia. Para temperaturas suficientemente baixas, a ocupação se dá essencialmente no estado de menor energia, denominado estado fundamental. Quando um fóton com energia igual à diferença de energia entre o estado fundamental e algum dos níveis de energia superiores (estado excitado), ele pode ser absorvido. Nesse caso, ocorre uma absorção ressonante e o átomo vai para um estado excitado.

A partir do estado excitado, o sistema pode decair para o estado fundamental de várias maneiras:

- Por emissão de fótons, no processo de decaimento espontâneo;
- Por troca de energia com o ambiente, gerando calor.

Além desses dois processos, o átomo excitado pode ser desexcitado por decaimento estimulado pela presença de um outro fóton ressonante com os níveis eletrônicos de transição. Esse fenômeno é chamado de decaimento estimulado, sendo à base do processo de amplificação dos lasers.

As transições envolvendo a presença de fótons (radioativas) são mostradas na figura 4.

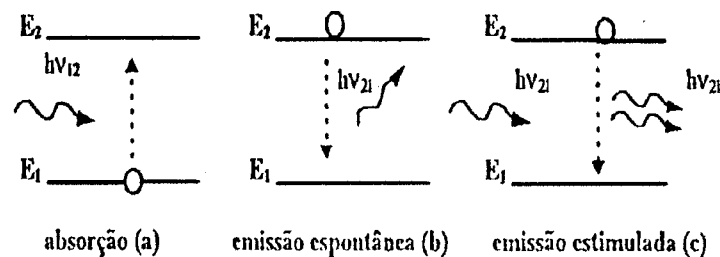


Figura 4. Transições Radioativas entre dois níveis de energia, E_1 e E_2 .

Deve-se destacar que, no caso de absorção e desexcitação térmica, a luz é utilizada para aquecer o material, podendo assim ser utilizada como fonte térmica.

2.4 – Princípios Físicos de Funcionamento do Laser

A partir das postulações do físico dinamarquês *Niels Bohr* em 1913, sobre o átomo de hidrogênio, o físico alemão *Albert Einstein (1879-1955)* em 1917 propôs o conceito da emissão estimulada. Publicou um estudo onde afirmava que os fótons, ao incidirem sobre átomos excitados, poderiam fazê-los produzir uma grande quantidade de luz. Esse foi o princípio do laser (*Einstein 1917*).

Em 1954, na Universidade de Colúmbia, o físico americano *Charles Townes* desenvolveu uma maneira prática de produzir essa energia. Usando um campo elétrico, ele

conseguiu estimular o gás amônia a produzir um feixe de microondas, um tipo de luz fora do nosso espectro visível. Estava criado o *Maser*, o predecessor do laser (*Schawlow/Townes 1958*).

Em *1958*, *A. Kasler* e *J. Brosner* idealizaram uma maneira de excitar opticamente um meio, sistema esse conhecido como bombeamento óptico, constituinte essencial para o funcionamento dos lasers.

Em *1958*, o mesmo *Charles Townes e Arthur Schawlow*, publicaram um artigo onde demonstraram que era possível utilizar o princípio do *Maser* para produzir luz na faixa visível do espectro eletromagnético, região essa que apresenta fótons mais energéticos.

Dois anos mais tarde, em *1960*, o americano *Theodore Maiman* desenvolveu a primeira máquina capaz de emissão laser. Para isso utilizou um cristal de rubi, $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{Cr}$, que quando estimulado, era capaz de emitir luz vermelha.

Como curiosidade, vale ressaltar que anteriormente à sua publicação na revista *Nature* seu estudo foi recusado por dois grandes periódicos, que julgaram o dispositivo não funcional.

A palavra laser é um acrônimo de *Ligh Amplification by Stimulated Emissions of Radiation*.

Logo após, em *1961 Javan* da *Bell Labs*, demonstrou a emissão contínua do laser de *He-Ne* emitindo inicialmente em $1,13\mu\text{m}$ e depois em $632,8\mu\text{m}$.

Em *1964*, entra em funcionamento o primeiro laser de CO_2 , desenvolvido por *Patel* do Laboratório *Bell*, que é ainda hoje o tipo de laser mais utilizado em geral e particularmente encontra inúmeras aplicações nas diferentes áreas de saúde.

Para que a maioria dos lasers possa funcionar devem ser satisfeitas três condições fundamentais, isto é, três constituintes são simultaneamente necessários. Um meio ativo ou amplificador, um mecanismo de excitação ou bombeamento e por fim a cavidade ressonante ou ressonador.

2.4.1 - Meio Ativo ou Amplificador

O meio ativo ou amplificador deve possuir uma estrutura apropriada de níveis de energia discretos que se excitam facilmente e possuam a capacidade de armazenar a energia recebida do exterior, possibilitando a inversão de população (maior densidade de população no estado excitado superior que no inferior de uma transição). Esse meio pode

ser constituído de íons, átomos ou moléculas e podem ser encontrados na forma sólida, líquida ou gasosa, como o laser por nós utilizado neste trabalho.

2.4.2. - Bombeamento ou Mecanismo de Excitação

No equilíbrio térmico, a população do nível inferior de transição (estado fundamental) é indiscutivelmente a mais elevada e a absorção predomina sobre a emissão estimulada. Para que esta última predomine sobre a absorção é necessário destruir o equilíbrio termodinâmico fazendo com que o nível superior da transição fique mais povoado. Esse processo é denominado de inversão de população, condição fundamental para o funcionamento dos lasers. A noção de inversão de população foi formulada por *Fabrikant 1940*.

Tal condição é obtida através do fornecimento de energia para o meio ativo por intermédio de uma fonte externa de energia, isto é o bombeamento. Esse mecanismo pode ocorrer por meio de um outro laser, uma lâmpada, ou por uma descarga elétrica (vide figura 5).

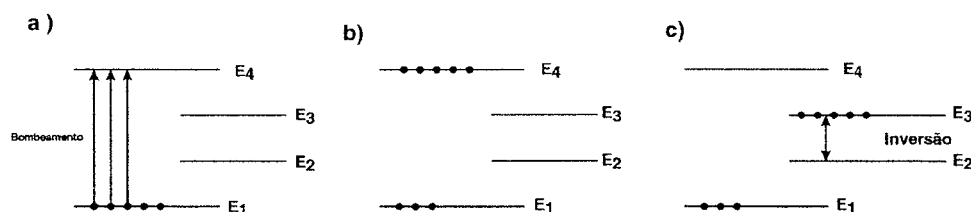


Figura 5. Diagrama de 4 níveis (ideal) atômicos durante o processo de bombeamento.

- a) População no nível fundamental (E_1), é excitada para E_4 ;
 b) E_4 é populado;
 c) A população de E_4 decai para E_3 , produzindo uma inversão de população de E_3 em relação a E_2 .

2.4.3. - Cavidade Ressonante ou Ressonador

É uma cavidade constituída por dois espelhos, sendo um altamente refletor e o segundo parcialmente refletor, paralelos, alinhados frente a frente. O feixe laser será parcialmente transmitido pelo espelho frontal.

Os espelhos refletem as ondas eletromagnéticas em múltiplas passagens de ida e volta no meio ativo, amplificando assim o campo eletromagnético na cavidade. O tipo de ressonador mais simples foi idealizado por *Fabry-Perot* (vide figura 6).

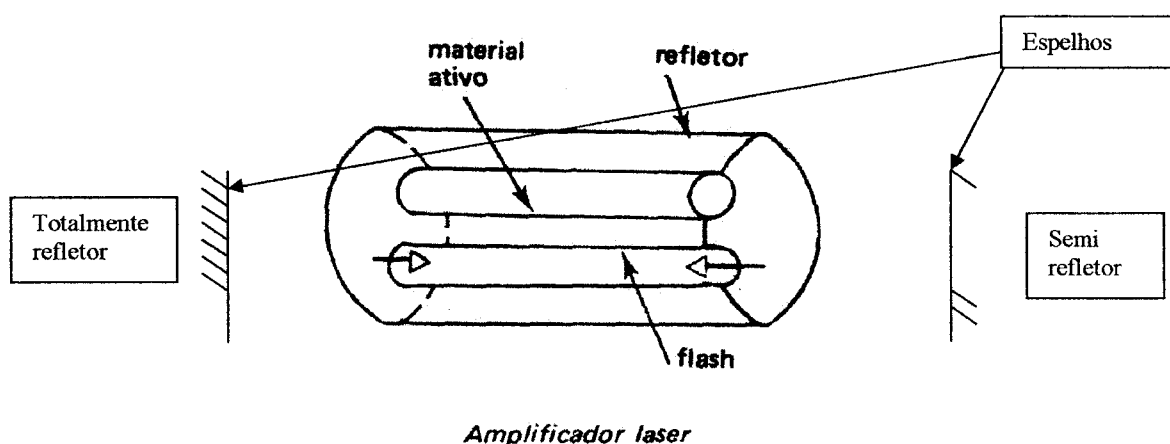


Figura 6. Esquema do ressonador óptico do laser

2.4.4. – Esquema Básico de Funcionamento de um Laser

Os lasers de modo geral podem operar em dois regimes: o contínuo e o pulsado.

Na operação contínua (CW) a emissão se dá na forma de um feixe de potência constante, que não varia com o tempo. Na operação pulsada, a emissão é intermitente com pulsos de energia emitidos em intervalos regulares de tempo. Estes modos de operação dos lasers são, portanto, a forma como o meio ativo é alimentado pela fonte de excitação.

No caso do modo contínuo, a única variável controlada pelo operador é o nível de potência, que pode ir de um Watt até a um máximo que é característico de cada equipamento.

No caso da emissão pulsada, o operador pode variar a energia, a largura temporal de cada pulso e a taxa de repetição. Assim, varia-se não só a potência média do laser, como também a potência pico.

Além do tipo de bombeamento, mecanismos especiais colocados intracavidade alteram a forma temporal com que o elemento ativo é depopulado. Nesses casos, concentrações especialmente altas de energia óptica no espaço e no tempo podem ser obtidas. Com esses mecanismos, como no caso do chaveamento Q (Q-switch) e do travamento de modos (mode-locking), pulsos ultracurtos e de alta potência podem ser obtidos apresentando duração de 10^{-8} a 10^{-13} s e em geral, potência de pico de até 10^{10} W (H. Maillet 1987).

O laser de dióxido de carbono CO_2 é um laser molecular, com transições entre níveis moleculares rotacionais, vibracionais ou eletrônicos. Seu meio ativo é uma mistura de gás carbônico, nitrogênio e hélio. Seu método de bombeamento e a descarga elétrica e como os outros tipos de laser, ele converte a energia luminosa em calor, ocorrendo a destruição das células por aquecimento da água e das proteínas intracelulares.

Primeiramente a descarga excita estados vibracionais do nitrogênio o qual por colisão, bombeia as moléculas de CO_2 para um nível eletrônico-vibracional excitado. O gás hélio é um auxiliar importante que mantém a energia média dos elétrons alta na região de descarga e também, refrigera os níveis laser inferiores da molécula de CO_2 . Seu decaimento ocorre em milissegundos.

Como a molécula de CO_2 pode não somente vibrar, mas também rodar, o espectro do laser é constituído de várias linhas de emissão, variando entre 9 μm e 11 μm . Nós trabalhamos com a emissão de 10.6 μm . Dentre os lasers, o laser de CO_2 é um dos lasers mais eficientes, com eficiência acima de 10 por cento e a sua potência está relacionada ao volume de gás do meio ativo. Normalmente pode-se obter extração de potência de 70 W por litro de gás.

Quando da sua interação com os tecidos, podem ocorrer efeitos térmicos, como a ablação, a fotoablação, a fotodisrupção e os efeitos fotodinâmicos.

Para direcionar a radiação, um laser de *He-Ne* é alinhado co-axialmente com potência aproximada de 2 mW, é serve como guia, quando o modelo for de braço articulado, aumentando assim a precisão da aplicação, já que a área central do local deve ser cortada, enquanto que a área periférica será coagulada, o que confere a característica gaussiana do feixe. A radiação pode ser liberada no modo contínua, contínua interrompida ou pulsada.

Os atuais lasers de CO_2 são capazes de gerar potências de saída de menos de um W a 100 W de potência, sendo que a radiação é liberada através de um sistema óptico com distâncias focais de 20 a 200 mm. Pelo ajuste da potência de saída e do tempo de

exposição o laser pode cortar, vaporizar, coagular ou promover a ablação do tecido biológico (H. Maillet 1987).

2.4.5. - O feixe Laser

O feixe laser que é emitido da cavidade ressonante possui características próprias como a monocromaticidade, coerência espacial e temporal, colimação, direcionalidade e brilhância, o que confere ao laser a condição de ser focado em pequenas áreas e ao mesmo tempo desenvolver altíssimas potências (H. Maillet 1987).

O fator de qualidade do feixe é medido pelo fator M^2 , ou seja, quanto maior o fator M^2 pior a qualidade de foco. Como descrito na seção 2.1, a coerência permite a obtenção de altas densidades de energia.

O feixe laser emitido pode ser entregue via *hollow fiber*, via braço articulado ou via fibra óptica.

Estes sistemas de entrega promovem diferenças de potência entre o feixe na saída do aparelho e o feixe que é emitido na ponta do sistema de entrega. Isso se explica em função do índice de refração do material constituinte do núcleo do sistema de entrega e perdas por injeção e reflexão.

Estes são os maiores problemas com as fibras, sendo as perdas, em alguns casos, minimizadas através de métodos específicos de construção.

A abertura numérica (NA) é representativa da capacidade da fibra de transmitir energia luminosa. Quanto maior for o NA, maior será o rendimento do acoplamento a uma fonte de luz, o que também é outro fator de diferença entre a energia produzida no aparelho e a energia entregue na ponta do sistema de entrega (Young 1997).

Em nosso trabalho utilizamos um sistema de entrega via *hollow fiber*, sendo esse revestido com prata em seu interior de forma a refletir a luz sem absorvê-la. Nosso laser por emitir em 10.600 nm apresenta alta absorção pela água e pelo material das fibras comuns (SiO_2) o que não nos permitiria utilizá-lo acoplado a uma fibra óptica.

2.5. - Lasers e a sua Interação com a Matéria Orgânica

2.5.1. - Mecanismos de Interação da Luz com o Tecido Biológico (Lei de Beer)

Quando há incidência de um feixe laser em um tecido biológico, 4 fenômenos podem ocorrer. Parte da luz pode ser refletida, parte da luz pode ser transmitida sem atenuação, parte pode ser absorvida pelos componentes ópticos do tecido (cromóforos) e parte pode espalhada no tecido (vide figura 7).

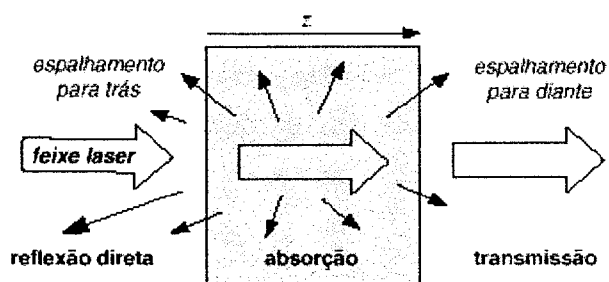


Figura 7. Esquema dos fenômenos que ocorrem quando da interação do feixe laser com o tecido.

A absorção e o espalhamento são os fenômenos de interesse quando utilizamos essa tecnologia na área de saúde, pois não haverá reação sem absorção, ao mesmo tempo em que quando não corretamente empregada, pode levar à iatrogenias.

Muitos dos princípios básicos que determinam as interações laser com os tecidos biológicos são relativamente simples. Além das propriedades da radiação laser, como seu comprimento de onda, características temporais de emissão contínua ou pulsada, intensidade ou densidade de energia do feixe laser; as propriedades ópticas do tecido biológico alvo têm um papel muito importante na distribuição da luz laser no tecido. Estas propriedades determinaram a natureza e a extensão da resposta do tecido à incidência da radiação laser.

Os sistemas biológicos são complexos e compostos de uma grande variedade de elementos celulares e fluídos teciduais, cada qual com diferentes características de absorção, dentre eles: água, melanina, hemoglobina, H-A e as proteínas. Todos estes componentes podem absorver a luz em diferentes comprimentos de onda, transformando a energia luminosa em calor. Portanto, a utilização de lasers para uma dada aplicação deve ser discutida em termos de considerações de fluxo de calor, em geral.

Para minimizarmos esse fluxo de calor devemos atentar á escolha do laser, o seu regime de operação, o tecido alvo a ser trabalhado. Quão mais ressonante for todo esse processo, menor será o dano ocasionado pelo calor.

O melhor método de remoção de calor é a ablação explosiva, onde a molécula de água é rapidamente aquecida por volta de 250° C, em um tempo curtíssimo (10^{-12} a 10^{-15} de segundo) e explode levando consigo o tecido ao redor junto com a pluma de ablação, além do calor evitando assim que o mesmo propague.

As características ópticas dos tecidos são importantes para determinarmos os parâmetros de utilização dos lasers. Cada tecido apresenta um coeficiente óptico de absorção, denominado de α . A intensidade da luz transmitida ao longo de um meio absorvedor é descrita pela lei de *Lambert-Beer*, que apresenta uma dependência exponencial com o comprimento:

$$I_{(z)} = I_0 e^{(-\alpha \cdot z)} \quad (\text{exp. 1})$$

A profundidade de transmissão também chamada de profundidade de penetração óptica, ou comprimento de absorção é definido pelo inverso do coeficiente α e corresponde ao comprimento no qual 63% da luz é absorvida (vide exp. 1).

$$Z_{\text{óptico}} = 1 / \alpha \quad (\text{exp.2})$$

O comprimento de extinção é definido como o comprimento no qual 90% da luz é absorvida, e corresponde a aproximadamente 2,3 comprimentos de absorção.

A Figura 8 apresenta o espectro de absorção dos principais cromóforos do tecido biológico (comunicação privada, *E. P. Maldonado*).

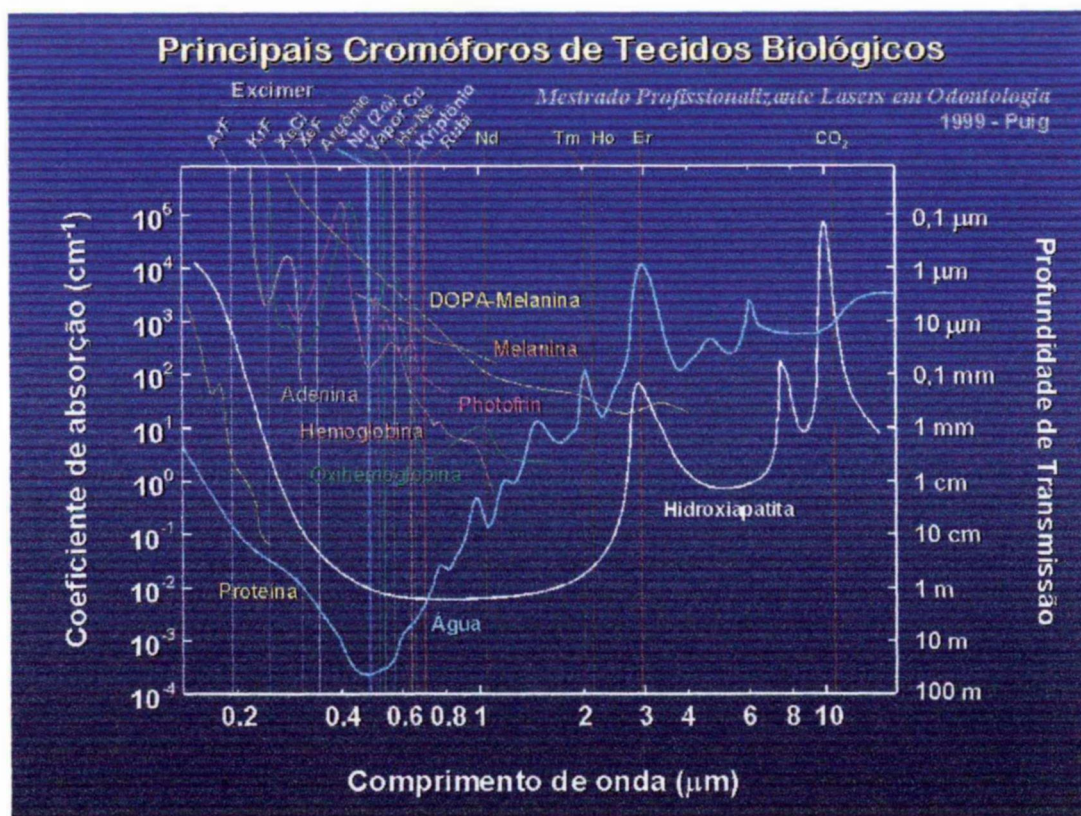


Figura 8. Espectro de absorção dos Principais Cromóforos Absorvedores no tecido.

2.5.2. - Efeitos da Radiação nos Tecidos Biológicos

A natureza da resposta de um tecido para a irradiação laser é dependente não apenas da absorção específica do comprimento de onda como também das características de densidade, intensidade, taxa de repetição e tempo de exposição do feixe laser e também da propagação da luz laser até o alvo.

Os sistemas biológicos são complexos e compostos de uma grande variedade de elementos celulares e fluidos teciduais, cada qual com diferentes características de absorção.

Majoritariamente, o corpo humano é constituído de água, tornando-a assim um cromóforo essencial para as aplicações biomédicas. Além da água, outros constituintes como a melanina, a hemoglobina, as proteínas e no caso dos tecidos duros a hidroxiapatita, são responsáveis por absorverem determinados comprimentos de onda e promoverem os efeitos desejados no tecido (vide figura 9).

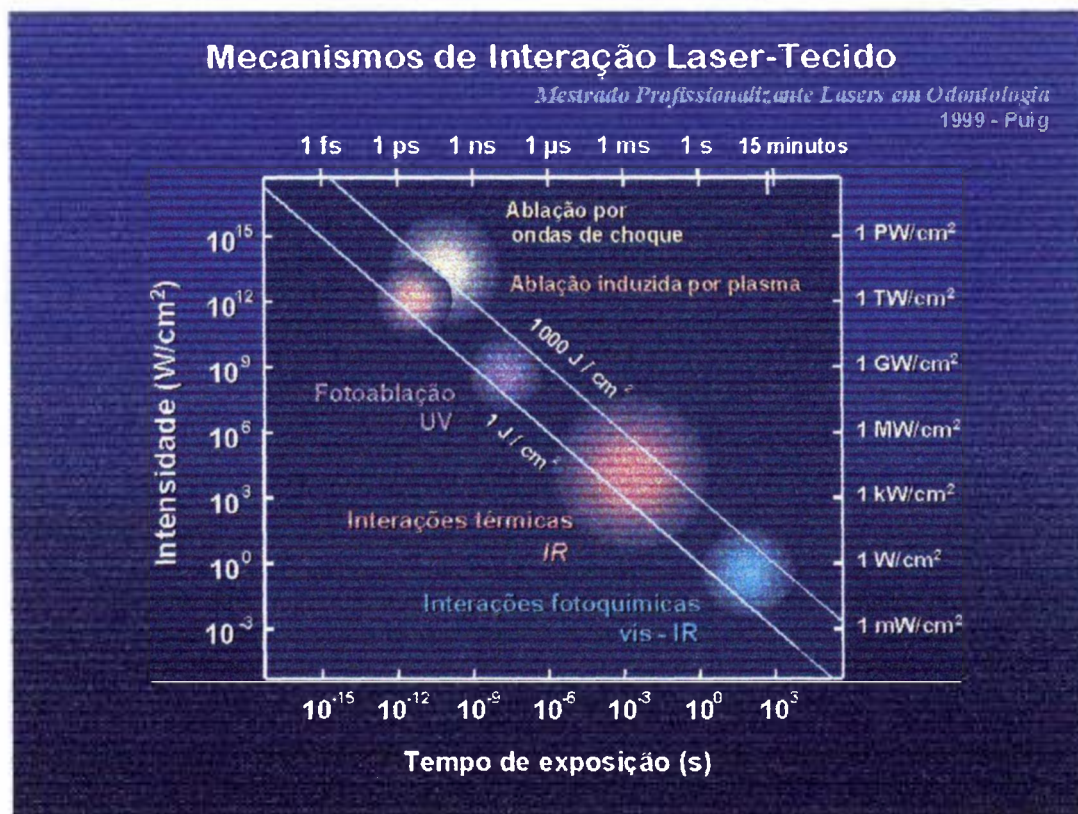


Figura 9. Mecanismos de Interação Laser-Tecido.

As interações que podem ocorrer quando a radiação laser é absorvida pelos tecidos biológicos são: efeitos não térmicos, efeitos fotomecânicos, efeitos fotoquímicos, efeitos fotoelétricos, efeitos quânticos e os efeitos térmicos como a coagulação, vaporização, ablação, corte ou carbonização tecidual.

A maior parte das aplicações biomédicas utiliza fótons menos energéticos situados na região de infravermelho e infravermelho próximo, os quais podem levar os átomos ou as moléculas a vibrarem mais intensamente levando assim, a um aumento de temperatura. Sendo assim, a energia deve ser depositada no tecido de forma que o mesmo tenha seu tempo de relaxação térmica respeitado, considerando-se uma dada aplicação, para que evitemos um acúmulo de temperatura, minimizando dessa forma o dano a distância.

A ação térmica é modulada pela condutividade térmica do tecido, pela vascularização local e pela profundidade com que o feixe laser atinge o tecido.

O feixe laser pode ser focalizado sobre a superfície tissular em áreas entre vários mm² a alguns μm² levando a um aquecimento dos tecidos dependendo da densidade superficial de energia (J \ cm²) e promover coagulação, vaporização, corte ou ablação do tecido alvo.

Quando o tecido atinge temperaturas abaixo de 60° C, em geral o efeito que se manifesta é a hipertermia, que para pequenos tempos de exposição não produzem efeitos irreversíveis, ocorrendo sim mudanças enzimáticas e o desenvolvimento do edema. Acima de 65°C ocorre a desnaturação protéica acompanhada por coagulação de elementos do sangue, com exposição de poucos segundos de duração. Acima de 100°C ocorre superaquecimento produzindo rápida vaporização do fluido do tecido resultando na ablação e encolhimento ou contratura da área adjacente.

Para tecidos duros, o processo de remoção de tecido se inicia ao se atingir a temperatura de superfície de limiar de ablação para cada comprimento de onda específico (300°C para 2,94 μm , 800°C para 2,79 μm e 1000°C para 9,6 μm), sem refrigeração, sendo a temperatura de vaporização destes tecidos de cerca de 1100°C (H-A).

Para baixas intensidades a célula absorve a energia de forma seletiva, passando para o estado excitado. O retorno ao estado fundamental pode se dar por degradação térmica ou emissão de radiação de fluorescência, ou ainda por transferência de energia, causando reações químicas (efeitos não térmicos).

Para comprimentos de ondas menores que 400nm, os efeitos no tecido são predominantemente fotoquímicos, de forma que a energia dos fótons é suficiente para produzir mudanças químicas diretamente, podendo ser quebradas ligações químicas de átomos ou moléculas. Nesta região temos alta absorção nas proteínas. Para comprimentos acima de 750nm, os efeitos são basicamente térmicos (*H. Maillet 1987*).

Capítulo 3

Tecido Ósseo

Todas as formas de matéria viva necessitam de muitos elementos inorgânicos para seus processos vitais normais. Nas células vivas têm-se encontrado quase todos os elementos da tabela periódica, embora nem todos sejam necessariamente essenciais.

Os elementos minerais no organismo podem ser classificados como: elementos principais (cálcio, magnésio, sódio, potássio) e os elementos de traço (iodo, cobre, zinco).

O metabolismo mineral difere em um ponto do metabolismo das proteínas, lipídeos e carboidratos, pois não são produzidos no organismo e sua ingestão se dá através dos alimentos.

Os minerais guardam entre si uma relação recíproca e um equilíbrio na fisiologia humana e não podem ser considerados como elementos isolados.

O cálcio constitui 2% do corpo humano adulto, sendo que 99% desse cálcio encontra-se no tecido ósseo e dentes. O cálcio participa da coagulação sanguínea, da contração neuromuscular e é um cofator enzimático da permeabilidade capilar.

Segundo a *Food and Nutrition Board do National Research Council*, são necessárias 0,8g na infância, 1,2g na adolescência e 800mg diárias na fase adulta, de consumo de cálcio.

A presença de vitamina D e o pH ácido intestinal melhoram as condições de absorção de cálcio pelo organismo, ao passo que excessos de gorduras, ácidos oxálico e ácidos fítico dificultam a absorção do mesmo.

No sangue o cálcio apresenta-se sob duas formas, sendo uma parte em torno de 40% a 50%, associado a proteínas e uma segunda parte, cerca de 50% a 60%, encontra-se na forma iônica Ca^{++} . O cálcio do sangue é levado aos líquidos extracelulares e daí para as células onde vai desempenhar o seu papel metabólico. Nos ossos e dentes participa do processo de mineralização.

A regulação da calcemia é feita pelo paratormônio e pela calcitonina, hormônios secretados pela paratireóide e tireóide, respectivamente.

O paratormônio é um hormônio hipercalcemiante, pois age aumentando a absorção intestinal de cálcio, a absorção renal e a mobilização do cálcio ósseo.

Já a calcitonina tem um efeito hipocalcificante, pois age diminuindo a deposição do cálcio nos ossos e dentes, aumentando a excreção renal (*Ferreira, et al 1989*).

O tecido ósseo, como outros tecidos conjuntivos, consiste de células, fibras, e substância fundamental, mas difere dos outros no que diz respeito aos seus componentes extracelulares que são calcificados, tornando-o, um tecido duro, ideal para suporte e proteção do organismo humano. São importantes para inserções musculares e tendinosas formando com ambas o conjunto responsável pelo movimento.

O seu conteúdo medular apresenta elementos formadores do sangue e é o principal reservatório de cálcio do organismo, sendo responsável pelo seu metabolismo.

Apresenta notável combinação de propriedades físicas, como alta tensão e resistência à compressão e alguma elasticidade ao mesmo tempo em que é um material leve.

Por essas características o tecido ósseo encontra-se em constante remodelação, sendo que cerca de 0,7% do esqueleto é remodelado por dia levando em um período de 142 dias em média a formação de um novo esqueleto (*Garg, et al 1998*).

Sendo assim, concluímos que o tecido ósseo exerce inúmeras funções e responde prontamente aos estímulos do meio, ocorrendo atrofia quando do pouco uso, ou a hipertrofia com pequeno aumento da massa óssea, quando solicitado por determinado tempo. Além disso, participa do metabolismo endócrino (Ca^{++}), nutricional e metabólico.

Em sua análise macroscópica, o tecido ósseo se apresenta bem diferenciado em duas partes distintas: na periferia (osso compacto ou cortical) e no interior (osso medular ou esponjoso).

O osso esponjoso constitui-se em um arcabouço onde encontraremos a medula em suas lacunas. Já o osso compacto aparece como uma massa contínua sólida, em que espaços podem ser vistos somente em escala microscópica.

A união entre essas duas modalidades de osso é bem delimitada e fina sendo que a intercomunicação entre os espaços do trabeculado desse osso esponjoso no adulto está diretamente ligada à cavidade medular.

Envolvendo o osso medular temos o osso cortical envolvido por um tecido conjuntivo conhecido como perióstio, o qual possui um alto potencial osteogênico e é composto por duas camadas, sendo a fibrosa mais externa que promove a sensibilidade a pressão por causa da sua configuração de fibras colágenas principalmente densas e fibroblastos. Essa camada é rica em fibras nervosas e suprimento sanguíneo. A camada

celular interna está em contato direto com o osso e contém osteoblastos funcionais e é frequentemente relacionada como a camada de trocas. Nas articulações o periósteo não está presente, além daquelas áreas onde tendões e ligamentos estão inseridos.

As cavidades e os espaços medulares são cobertos pelo endósteo, que consiste de uma única camada de osteoblastos formando uma membrana delicada e muito fina. O endósteo é arquitetonicamente similar à camada de trocas celulares do periósteo pela presença de células ósseas osteoprogenitoras, osteoblastos e osteoclastos.

Quando o periósteo não está presente, o tecido conjuntivo que está em contato com a superfície do osso, não apresenta potencial osteogênico e não contribui para regeneração.

A cavidade medular da diáfise e as cavidades dos ossos esponjosos são revestidas pelo endósteo, que se constitui de uma fina camada celular que também possui propriedades osteogênicas.

As células do tecido ósseo são: os osteócitos, que se situam em cavidades ou lacunas no interior da matriz; os osteoblastos, produtores da parte orgânica da matriz e os osteoclastos que são células gigantes multinucleadas, relacionadas com a reabsorção do tecido ósseo e que participam dos processos de remodelação.

Como não existe difusão de substâncias através da matriz calcificada do osso, a nutrição dos osteócitos depende dos canaliculos que existem na matriz. Esses canaliculos permitem a comunicação dos osteócitos com seus vizinhos, com as superfícies externa e interna do osso e com os canais vasculares da matriz.

3.1. Células Ósseas

Quando analisamos microscopicamente os ossos em crescimento ativo, quatro tipos de células são encontradas: células osteoprogenitoras, osteoblastos, osteócitos e osteoclastos.

3.1.1 Células osteoprogenitoras

Estão presentes principalmente nos ossos que estão em crescimento. São células indiferenciadas, com capacidade de sofrer mitoses e diferenciar-se em osteoblastos. Normalmente são encontradas nas superfícies ósseas e são ativas durante o crescimento ósseo e no osso adulto atuam na reorganização interna ou na consolidação de fraturas. Sua

principal propriedade é a sua habilidade em se formar rapidamente (em uma média de 30 a 60 microns/dia).

3.1.2 Osteoblastos

Estas células sintetizam a porção orgânica do osso (fibras colágenas e proteoglicanas). Possuem prolongamentos citoplasmáticos que fazem contato com o de osteoblastos vizinhos. Quando o osteoblasto é aprisionado pela matriz óssea recém sintetizada, ele passa a chamar-se osteócito. Tem uma formação lenta, na média de 0,6 a 1,0 microm/dia.

3.1.3 Osteócitos

Estas células correspondem aos osteoblastos adultos, já aprisionados no interior de lacunas existentes na matriz. No interior dos canaliculos, os prolongamentos dos osteócitos vizinhos estabelecem contatos através de junções tipo gap, que permitem trocas de íons, água e outras moléculas pequenas. Os prolongamentos dos osteócitos constituem uma via de transporte para levar nutrientes às células situadas no seio do tecido ósseo, distante dos vasos. São células de pouca atividade na síntese do material intercelular, mas são fundamentais para manutenção da matriz óssea. Com a morte dos osteócitos, dá-se em seguida, a reabsorção óssea.

3.1.4 Osteoclastos

São células gigantes, móveis, responsáveis pela reabsorção óssea. Como isso se processa, ainda não está bem esclarecido, mas tudo indica que as enzimas produzidas pela célula, como a colagenase e as hidrolases ácidas lisossômicas são liberadas na superfície óssea onde se dá o desgaste. A reabsorção óssea é importante para a manutenção do nível de cálcio do sangue e também para a remodelação dos ossos durante seu crescimento ou reparação.

3.2. Estrutura Óssea Molecular

A nível molecular o osso é um material composto, por uma matriz colágena de ligação cruzada que tem uma organização múltipla tridimensional das fibras da matriz. A orientação das fibras colágenas determina o padrão de mineralização. Deste modo o osso

adapta-se no seu ambiente biomecânico e projeta máxima força na direção que está sendo forçado, sendo este é o papel primário das fibras colágenas.

A substância óssea intercelular tem um aspecto homogêneo de uma estrutura organizada. A porção orgânica ocupa 35% da matriz e é principalmente formada por fibras osteocolagenosas as quais são similares às fibras colágenas do tecido conjuntivo. Essas fibras são agrupadas juntas por uma substância, tipo cimento, consistindo principalmente de glicaminoglicanos (proteína polissacarídea).

Sessenta e cinco por cento do peso ósseo corresponde a seu componente inorgânico, localizado apenas no cimento interfibrinoso. Os minerais são encontrados predominantemente na forma de cristais de fosfato de cálcio com uma estrutura de apatita a qual corresponde a hidroxiapatita. Estes minerais formam depósitos de partículas densas ao longo das fibras osteocolágenas. As lacunas e ductos são cobertos por uma camada fina de cimento orgânico especial que difere do restante por sua substância intercelular, isto devido falta de fibras.

A matriz de proteína óssea calcificada consiste de 35% de componentes orgânicos (colágeno) e 5% de outras proteínas e peptídeos.

Estas outras proteínas e peptídeos, tal como a BMP (bone morphogenic protein), regula como o osso é disposto em camadas e como o mesmo é mantido. A matriz óssea tem um aspecto característico de camadas seqüências que variam na espessura de 300 a 700 microns. Essas camadas são o resultado de um depósito rítmico e uniforme da matriz. As fibras de cada camada são paralelas, com uma orientação em espiral que muda entre as camadas de modo que as fibras de uma camada corram perpendiculares às fibras da camada adjacente. Essa disposição alternada na direção das fibras explica a divisão existente entre elas.

3.3. Modelamento e Remodelamento Ósseo

O modelamento ósseo é definido como qualquer mudança na forma ou tamanho do osso. Pode ser um processo anabólico com aposição de osso sobre a superfície, ou pode ser um processo catabólico com reabsorção da superfície. Por causa desses dois processos poderem ser levados separadamente sobre as diferentes superfícies, o modelamento ósseo é um fenômeno de superfície específica que ocorre durante o crescimento, como parte do processo de cicatrização (por exemplo, durante a estabilização de um implante endósseo) e na resposta à carga óssea.

O modelamento é um processo único no qual a formação não tem que ser precedida pela reabsorção. A ativação das células para reabsorção ou formação óssea pode ocorrer no mesmo osso em diferentes superfícies. Como exemplo temos a movimentação ortodôntica.

O modelamento ósseo pode ser controlado por fatores biomecânicos, como no caso do movimento dentário por ortodontia ou por fatores de crescimento tal como no caso da cicatrização óssea por enxerto e subseqüentemente osseointegração.

Até certos valores de pressão há uma resposta funcional normal no qual um osso forte é produzido sendo este efetivo quando submetido a cargas. Quando uma pressão superior é aplicada o organismo na tentativa de responder à necessidade, promove a produção de um osso primário, sendo limitada sua capacidade de suportar carga.

Capítulo 4

Biomecânica do tecido ósseo

O osso, quando analisado sob o aspecto anatômico, parece tecido que pode ser submetido a indiscriminados esforços, mas ao mesmo tempo nos apresenta uma face frágil, de um material homogêneo, quebradiço. Como lembra Hall (1991), o osso aparenta ser tecido morto ou um pedaço de mineral seco.

Porém uma das principais propriedades do osso é sua força e dureza. No entanto, tecido ósseo é também elástico; isto é, quando submetido à ação de uma força, sofre uma deformação; mas, cessando essa força volta a seu estado inicial, ao contrário dos corpos plásticos que, submetidos à ação de uma força se deformam, e cessada essa força não voltam mais ao seu estado inicial. A propriedade elástica do osso lhe permite suportar, até certo ponto, forças de compressão e de tração sem sofrer fratura. Quando um corpo elástico é submetido a uma força de tração, ele sofre um certo alongamento. Se a força de tração for maior, o alongamento sofrido também será maior, ou seja, o alongamento sofrido pelo corpo é proporcional à intensidade da força aplicada.

Portanto, para os corpos elásticos, existe proporcionalidade entre as forças aplicadas e as deformações produzidas. Este é o enunciado da lei de Hooke, segundo a qual, se as forças forem aumentadas, o corpo sofre rotura: este é denominado ponto de rotura.

O tecido ósseo é um dos mais resistentes e rígidos do corpo humano e serve como suporte das partes moles, protegendo órgãos vitais, como os contidos nas caixas craniana e torácica; no canal raquidiano aloja e protege a medula óssea, formadora de células do sangue. Proporciona apoio aos músculos esqueléticos e constitui um sistema de alavancas que amplia as forças geradas na contração muscular.

4.1 Estrutura funcional do tecido ósseo

Segundo Capozzo, Marchetti & Tosi (1992), dois fatores diferentes determinam a morfologia do osso – a genética e o estresse mecânico, e para que os ossos possam desempenhar suas funções mecânicas devem ter um tipo de construção muito especial.

O tecido ósseo tem que ser construído de modo a atender aos vários tipos de força a que está sujeito. O material de que é feito o osso deve, pois, ser suficientemente duro, para resistir a forças de compressão, e elástico, para suportar as forças de tração e flexão.

Dois tipos de material unem-se para dar ao osso essas características: inorgânico e orgânico.

O material orgânico é representado principalmente por sais de cálcio (fosfato e carbonato de cálcio) que lhes dão dureza.

Esse material faz parte de uma proteína, a osseína, do tipo colágeno, que lhe dá elasticidade. O colágeno compõe aproximadamente 95% da matriz extracelular e 25 a 30% do peso seco do osso. O material orgânico confere ao osso a elasticidade, proporcionando-lhe, assim, capacidade para suportar forças de tração e flexão.

A parte inorgânica do tecido ósseo (os sais de cálcio) lhe confere a dureza e, conseqüentemente, a resistência às forças de compressão. Com esta constituição o esqueleto atua como um armazém de cálcio, elemento vital para a função de todas as células.

São, portanto dois materiais de características diferentes que se unem no tecido ósseo. Quando, na técnica, se utilizam matérias de características diferentes conjugados, estabelece-se uma construção de ligação.

No caso do tecido ósseo, a construção de ligação é fundamental para suas funções: os componentes inorgânicos conferem dureza e resistência a compressões, e o colágeno confere ao osso elasticidade e resistência a forças de tração e flexão.

Pawels (1980), cita que Roux (1895), em sua teoria de adaptação, diz que os estímulos mecânicos formam três tipos de tecido utilizados como suporte: a compressão, a tensão, e a cisalha, combinação de compressão com tensão.

Segundo Grabiner(1993), Sherry et al. Referem que os osteócitos alteram sua atividade metabólica em resposta a estímulos físicos, embora esse fato ainda não esteja comprovado.

A respeito disso tem sido feitas algumas explicações, no sentido de que essa teoria seja vista com mais cautela, como é o fato de as células ósseas serem delicadas e de simplesmente ser a compressão um fator de depósito de matéria óssea. Também Fick (1857) segundo Pawels (1980) refere que só se observa a formação óssea em locais onde as células são protegidas por uma rígida estrutura contra o estresse mecânico. Isso ocorre

durante a formação da membrana óssea, cuja estrutura é feita de fibrilas colágenas que resistem à tensão e, dessa forma, protegem as células que estão ao redor.

A deposição de osso e o estresse, particularmente o de compressão, fundamentam-se no efeito denominado piezoelétrico, que corresponde a um potencial elétrico negativo desenvolvido no local da compressão e um potencial positivo nos outros pontos do osso. Pequenas quantidades de corrente fluindo no osso causam atividade osteoblástica na extremidade negativa da corrente, o que poderia explicar o aumento da deposição óssea nos locais de compressão, e o contrário ocorreria com a ação dos osteoclastos, realizando reabsorção nos locais de tensão (Guyton, 1984).

Segundo Hall (1991), a água presente no osso corresponde a aproximadamente 25 a 30% de seu peso total, sendo muito importante para sua resistência.

Nordin & Frankel (1989) relatam que mais de 85% de água é encontrada na matriz orgânica, ao redor das fibras colágenas e ao redor dos cristais ósseos. Os outros 15% estão nos canais e cavidades nas quais as células estão alojadas e conduzem nutrientes ao tecido ósseo.

O tecido ósseo apresenta diversos aspectos nas várias partes do osso, provavelmente porque essas partes desempenham funções diferentes. Na diáfise, por exemplo, o tecido ósseo dispõe-se sob a forma de lamelas ósseas concêntricas chamadas osteomas ou sistema de Havers.

Este tipo de construção permite ao osso suportar melhor as forças a que está submetido, especialmente às de flexão, onde as lamelas de um lado sofrem compressão enquanto as do lado oposto sofrem tração.

Na realidade essas forças tornam-se muito menores, pois a construção lamelar permite que as lamelas deslizem umas sobre as outras.

Ao se aproximar das epífises, os sistemas harvesianos são substituídos por um sistema de lamelas que se dispõe de modo a constituir uma outra variedade de tecido ósseo, o tecido ósseo esponjoso.

No tecido ósseo esponjoso, as lamelas entrecruzam-se em diversas direções, deixando entre si pequenas cavidades. O tecido ósseo esponjoso aparece nas epífises dos ossos longos, em alguns ossos planos e nos ossos curtos.

O tecido ósseo compacto é encontrado nas diáfises dos longos e no revestimento externo dos ossos planos e curtos.

Hall (1991) relata que o tecido ósseo é classificado em duas categorias, de acordo com a porosidade. Se a porosidade do volume do osso ocupado por tecido não

mineralizado é baixa (5 a 30%), o tecido é denominado cortical. O tecido ósseo com porosidade relativamente alta (30 a mais de 90%) é denominado esponjoso. A maioria dos ossos do corpo humano tem as camadas externas de osso cortical e com tecido esponjoso subjacente a este.

O osso esponjoso *in vitro* só fratura quando a deformação excede 75%, mas o osso cortical fratura quando excede 2%. Por causa de sua estrutura porosa o osso esponjoso tem uma ampla capacidade em armazenar energia.

As funções mecânicas dos ossos são relacionadas com a ação de forças a que eles estão sujeitos. São elas: sustentação, formação de cavidades, servir como alavancas para a ação dos músculos e proteção. Sua principal característica e que lhes permite desempenhar essas funções é a dureza.

4.2- Solicitações mecânicas dos ossos

Ao desempenhar suas funções mecânicas, os ossos ficam sujeitos à ação de forças, que são as solicitações mecânicas. Segundo Hall (1991), as forças que atuam sobre os ossos são: compressão, tração, flexão e torção.

A compressão é um tipo de força que, ao atuar sobre o osso, tende a diminuir o seu comprimento e a alargá-lo, e também é conhecida com força de esmagamento. Quanto maiores as forças de compressão, mais tecido deve ter o osso para suportá-las.

A tração é um tipo de força que tende a aumentar o comprimento do osso quando ele é tracionado. É o oposto de força compressiva e geralmente se dá no longo eixo dos ossos. As forças de tração têm a tendência de separar as partes do osso, afastando-as umas das outras. Os músculos produzem força tensiva que exerce tração sobre os ossos inseridos.

O estresse pode ser quantificado pela sua força por unidade de área sobre a qual esta força atua. De acordo com Hall (1991), quando uma mesma força é aplicada sobre uma superfície pequena, produz mais estresse do que quando aplicada sobre uma superfície maior.

As três unidades mais comumente usadas para medida de estresse em amostras padronizadas do osso são: N/cm^2 , N/m^2 ou Pascal (Pa), meganewtons por metro quadrado ou megapascals (MN/m^2 ou Mpa) e ainda kilograma força (kgf).

O impacto sobre uma superfície está relacionado com a magnitude e a direção do estresse criado por este impacto. O estresse de compressão ou de deslizamento indica especificamente a direção do estresse.

Outros tipos de estresse suportados pelo sistema ósseo são as forças de flexão que atuam através de um momento de força que age em um plano contendo o eixo longitudinal do osso. Este tipo de estresse é ocasionado quando uma força excêntrica é aplicada à extremidade do osso, tornando-o curvo e provocando um estresse compressivo de um lado e um estresse de tensão do outro. As forças dos músculos, quando atuam especificamente nos ossos longos, agem como forças de flexão dos ossos.

Uma fratura pode ser produzida por três forças (três pontos de flexão) ou quatro forças (quatro pontos de flexão).

As forças de torção atuam também através de um momento de força. Neste caso, o momento age em um plano perpendicularmente ao eixo longitudinal do osso. Quanto mais distante o estresse é do eixo neutro, mais alta é sua magnitude.

Segundo *Nordin & Frankel* (1989) o padrão de fratura do osso carregado em torção sugere que o osso se fratura primeiro pela cisalha, com formação de uma fratura inicial paralela ao eixo neutro do osso. Uma segunda fratura é usualmente formada ao longo do plano do máximo estresse tensivo.

Uma terceira categoria de força é denominada cisalhamento. Enquanto as forças compressiva e tensiva atuam ao longo do eixo longitudinal de um osso ou de outro corpo sobre o qual são aplicadas, a força de cisalhamento (de deslizamento) atua paralela ou tangencialmente a uma superfície. A força de cisalhamento tende a causar deslizamento, deslocamento ou cisalhamento de parte do objeto em relação à outra parte desse objeto.

Há também, o estresse por cisalha, ou seja, quando as cargas são aplicadas paralelamente, mas de forma transversal à superfície da estrutura e são contrárias entre si.

Segundo *Nordin & Frankel* (1989), as estruturas sujeitas a cargas de cisalhamento deformam-se internamente de maneira angular; isso ocorre com mais frequência nos ossos esponjosos.

Após a apresentação dos vários tipos de estresse que o osso suporta, e analisando a estrutura complexa da formação óssea, conclui-se que um osso raramente é sobrecarregado de uma só maneira, e sim devido a esses diversos aspectos, pois a sua estrutura geométrica é irregular.

4.3 - Arquitetura funcional do tecido esponjoso

As trabéculas ósseas do tecido esponjoso distribuem-se de acordo com as forças que o osso suporta, assim dispostas não ao acaso, mas de acordo com a função que têm. Em outras palavras, as trabéculas ósseas dispõem-se segundo as direções que correspondem às linhas de força que o osso suporta.

Descreve-se desta maneira o osso trabecular como um material auto-otimizado em que a orientação foi governada pelas direções do estresse principal e cuja densidade está baseada na maximização estrutural com a mínima massa óssea.

4.4 - Forma dos ossos

A forma dos ossos é determinada fundamentalmente pela sua função. Isso corrobora o que *Julius Wolff* conclui, ou seja, o estresse mecânico aplicado a um osso causa mudanças em sua arquitetura. Um osso curvo, por forças mecânicas, adapta – se por disposição de novo osso sobre seu lado côncavo e por absorção de seu lado convexo. Esse processo ficou conhecido como lei de *Wolff*. Essa lei foi restabelecida por *Jensen*, que afirmou: “os elementos ósseos são dispostos ou substituídos na direção das forças funcionais e aumentam ou diminuem sua massa de acordo com o gradiente dessas forças funcionais” (*PAWELS, 1980*).

Entretanto, há fatores que também são importantes na determinação da forma dos ossos: hereditariedade, nutrição, moléstias e solicitações mecânicas. Na espécie humana, o fator genético é o responsável pelo formato variado dos ossos.

A falta de esforço, como ocorre, por exemplo, na paralisia, leva a atrofia dos ossos. De modo geral, tanto as solicitações exageradas quanto a inatividade são prejudiciais ao bom desenvolvimento dos ossos. Portanto, as solicitações mecânicas devem ser aplicadas moderadamente sobre o esqueleto, para que favoreçam o trabeculado ósseo.

Os melhores resultados se obtêm quando as forças que atuam sobre os ossos que agem de modo intercalado com fases de repouso. Portanto, quando há intervalos entre as solicitações, é favorecido o desenvolvimento ósseo.

Um fator que influencia na biomecânica do sistema ósseo é sua geometria, fazendo com que todos os tipos de sobrecarga sejam proporcionais à área de secção

transversa do osso. Quanto maior a área, maior a força e a dureza. Na flexão, a área de secção transversa e a distribuição do tecido ósseo ao redor do eixo neutro afetam o comportamento mecânico do osso. Por serem tubulares, os ossos distribuem sua massa a uma certa distância do seu centro. Isso significa que, quanto mais distante, maior é o momento de inércia, e mais forte e rígido é o osso.

Outro fator que influencia a força e dureza do osso é o seu comprimento. Quanto mais longo ele é, maior é a magnitude do momento de flexão e maiores os estresses tênsil e compressivo.

A área e o comprimento ósseo também afetam a dureza e a força de torção. A quantidade estimada desses dois fatores na carga torcional é o momento de inércia polar. Dessa forma, quanto mais amplo é o momento de inércia polar, mais forte e rígido é o osso. Isso pode ser analisado quando se verificam as secções transversas distal e proximal de uma tibia sujeita a carga torcional. Embora a secção tenha uma área discretamente menor que a secção distal, ela tem um momento de inércia polar mais alto, porque a maior parte do tecido ósseo está distribuída a uma distância maior do eixo neutro. Como a secção distal tem uma área óssea mais ampla, está sujeita a um maior estresse em cisalha, porque grande parte do tecido ósseo está distribuída próximo ao eixo neutro. A magnitude do estresse em cisalha na secção distal é aproximadamente o dobro que na secção proximal, razão pela qual as fraturas torcionais de tibia comumente ocorrem distalmente.

4.5 - Atividade dos músculos sobre os ossos

Os músculos alteram a distribuição do estresse no osso, diminuindo ou eliminando o estresse tênsil por produzir estresse compressivo que o neutralizam parcial ou totalmente. Outro fator que pode influenciar a capacidade de resistir à sobrecarga no tecido ósseo é a velocidade, a quantidade com que a carga é imposta e a repetitividade com que essa carga é aplicada sobre o tecido.

Quando um osso fratura a energia armazenada é liberada. A baixas taxas de carga, a energia pode se dissipar através da formação de uma única fratura; os ossos e os tecidos moles permanecem relativamente intactos, e existe pouco ou nenhum deslocamento dos fragmentos ósseos. A altas taxas de carga, entretanto, a maioria da energia armazenada

não pode se dissipar rapidamente através de uma simples fratura, e a diminuição do osso e dos tecidos moles extensos prejudica o resultado.

4.6 - Repetitividade da aplicação da carga

Quanto a repetitividade da aplicação da carga sobre o tecido ósseo, pode-se dizer que uma fratura pode ocorrer quando se aplica uma simples carga que excede a força limite do osso ou quando se fazem aplicações repetitivas de uma carga de mais baixa magnitude; ocorrem então as fraturas por fadiga.

A inter-relação da carga e a repetição podem ser assintóticas, indicando que se a carga é mantida abaixo de um certo nível, teoricamente o material permanecerá intacto, não importando a quantidade de repetições.

4.7 - Estresse mecânico

Outra força que afeta o resultado da ação das forças sobre o corpo humano é a maneira pela qual a força se distribui. Enquanto a pressão representa a distribuição da força externa a um corpo sólido, o estresse representa a distribuição da força resultante dentro de um corpo sólido quando está agindo uma força externa. O estresse é quantificado da mesma maneira que a pressão: força por unidade de área sobre a qual atua. Quando o corpo humano sofre um impacto, a probabilidade de lesão dos tecidos corporais está relacionada à magnitude e à direção do estresse criado pelo impacto. Estresse compressivo, estresse tensivo e estresse de cisalhamento são termos que indicam a direção do estresse efetivo.

Já que as vértebras lombares sustentam mais peso corporal que as vértebras torácicas, quando uma pessoa encontra-se na posição ereta, o estresse compressivo na região lombar deveria ser, logicamente, maior. No entanto, a quantidade de estresse não é diretamente proporcional à quantidade de peso suportado, pois as áreas de superfície responsáveis pela sustentação das cargas nas vértebras lombares são maiores que aquelas das vértebras de localização mais alta na coluna vertebral. Essa maior área de superfície reduz a quantidade de estresse compressivo presente.

4.8 - Cargas de torção, inclinação e combinadas.

Um tipo mais complicado de carga é denominado inclinação. Compressão e tensão puras são ambas forças axiais; isto é, são dirigidas ao longo eixo da estrutura afetada. Quando uma força excêntrica (ou não axial) é aplicada a uma estrutura, esta se inclina criando um estresse compressivo em um lado e um estresse tensivo no lado oposto.

Torção ocorre quando uma estrutura se enrosca ao redor de seu eixo longitudinal, tipicamente quando uma de suas extremidades está fixa.

A presença de mais uma força de carga é conhecida como carga combinada. Como o corpo humano é submetido a inúmeras forças que agem simultaneamente durante as atividades diárias, esse é o tipo mais comum de carga suportada pelo corpo humano.

4.9 - Efeitos das cargas

Quando uma força age sobre um objeto, ocorrem dois efeitos potenciais. O primeiro é a aceleração e o segundo é a deformação, ou mudança no formato. Quando um mergulhador aplica uma força na extremidade de um trampolim, este sofre tanto aceleração quanto deformação. O grau de deformação que ocorre em resposta a uma determinada força depende da rigidez do objeto sobre o qual atua.

Quando uma força externa é aplicada ao corpo humano, vários fatores irão influenciar a ocorrência ou não de uma lesão. Entre eles estão a magnitude e a direção da força, assim como a área sobre a qual a força se distribui. No entanto, são igualmente importantes as propriedades materiais dos tecidos corporais que suportam as cargas.

A relação entre a quantidade de força aplicada a uma estrutura e a resposta dessa estrutura é ilustrada por uma curva de carga-deformação. Com cargas relativamente pequenas, ocorre deformação, mas a resposta é elástica, o que significa que, quando a força é removida, a estrutura readquire seu tamanho e formato original. Levando-se em conta que os materiais mais rígidos exibem menos deformação em resposta a uma determinada carga, uma maior rigidez equivale a uma inclinação mais íngreme na curva de carga-deformação na região elástica. Entretanto, se a força aplicada faz com que a deformação ultrapasse o ponto de cessão ou o limite elástico da estrutura, a resposta será plástica, o que significa que algum grau de deformação é permanente. As deformações que ultrapassam o

ponto definitivo de falha produzem falência mecânica da estrutura que, no corpo humano, significa fratura de um osso ou ruptura de tecidos moles.

Capítulo 5

Aplicações Clínicas do Laser de CO₂ em Tecidos Ósseos

Em 1966, portanto, logo após o funcionamento do primeiro laser, *Yahr e Strully* adequaram o laser de CO₂ (*Patel 1964*) e apresentaram o modelo cirúrgico do mesmo, citando suas propriedades hemostáticas e de corte (*Lehnert et al, 1996*).

Em 1968, foi adaptado um sistema de braços articulados e espelhos por *Polanyi*, da *Americam Optical Company*, para aplicações cirúrgicas. Nesse mesmo período *Nath* acoplou com perfeição uma fonte laser a uma “*hollow fiber*”, o que proporcionou ao laser maior aplicabilidade. Nesse mesmo ano *Jako* removeu pólipos da corda vocal com laser CO₂.

Kaplan em 1972 iniciou o uso do laser de CO₂ em cirurgias e em 1974 *Bellina* adaptou o braço articulado no laser de CO₂, para utilizá-lo em ginecologia.

Em 1977, *Ascher* realizou com sucesso um procedimento de neurocirurgia, assistida por laser de CO₂.

A área de saúde foi a primeira a reconhecer os danos do calor friccional, quando de sua utilização em cirurgias ortopédicas. Mais tarde, os estudos de *Hall, Mester e Mihashi*, todos em 1971, aumentaram as aplicações do laser de CO₂ em tecidos moles, segundo (*Pinheiro1992*).

De acordo com *Fisher et al. (1984)*, o uso do laser de CO₂ no tratamento de pacientes nas especialidades da oftalmologia, ginecologia, otorinolaringologia e dermatologia tem sido bem documentado, sendo que na ginecologia e dermatologia o laser tem sido aplicado como um meio de erradicar a displasia cervical e a neoplasia intra-epitelial, condições da mucosa que estão histologicamente relacionadas às alterações que ocorrem na cavidade oral.

A cirurgia a laser tem vantagens quando comparada a outras técnicas, como precisão na destruição tecidual, mínimo dano aos tecidos adjacentes, efeito hemostático, propriedade de selar vasos com até 0.5 mm de diâmetro, redução de dor e edema pós-operatórios, esterilização do campo cirúrgico e possibilidade de controle microscópio e endoscópio (*Fisher et al. 1984*).

O uso do laser com alta intensidade para promover o corte do tecido ósseo resultará em necrose térmica do osso adjacente e segundo *Clauser e Panzoni (1981)* a energia necessária para penetração no osso possui relação linear com a espessura do tecido.

Mediante a presença de irrigação e regimes pulsados de trabalho *Sherk et al. (1995)* sugerem que o defeito ósseo produzido pelo laser de CO₂ depende da potência utilizada, sendo que altas potências produzem maiores defeitos. *Clayman et al. (1978)* observaram três zonas de dano térmico, a saber:

- zona central: espaço vazio resultante da vaporização do tecido;
- zona intermediária: esbranquiçada, correspondente à metade da zona de vaporização, a qual é delimitada pela terceira zona;
- zona de carbonização: áreas enegrecidas e delgadas.

Estes autores descreveram ainda uma quarta zona correspondente a uma área esbranquiçada, aproximadamente do tamanho da zona intermediária, atribuída à vasoconstrição e *Sherk et al. (1995)*, observaram que esta zona é preenchida por um tecido de granulação bem vascularizado, o qual também preenche o defeito ósseo decorrente da vaporização tecidual e posteriormente mostra características osteóides.

Small et al. (1979) utilizando o laser de CO₂ pulsado, verificaram que ocorre um retardo na cicatrização da zona central do defeito, sujeita a maior aquecimento pelo laser, além de que neste modo de operação do laser há a produção de uma área de menor dano térmico, pois a energia total entregue ao tecido é menor, produzindo incisões mais superficiais e uma menor deposição de carbono na superfície em relação ao modo contínuo.

Lehnert et al. (1996) relatou que quando uma pequena quantidade de energia é absorvida e interage com o tecido, a reação térmica resulta em coagulação a uma temperatura aproximada de 60° C, podendo ser usada para promover hemostasia e reduzir a sensação dolorosa. Se a quantidade de energia é maior, alcançando temperaturas acima de 100° C, ocorrerá a vaporização do tecido, sendo que não há trauma mecânico e mínima dor pós-operatória é observada, devido a possível cauterização das terminações nervosas livres.

Em Odontologia na especialidade de periodontia pode ser usado para remover ou cortar tecidos gengivais hiperplásicos e corrigir defeitos ósseos. Em cirurgia oral e maxilo-facial os lasers têm sido usados para o tratamento de patologias benignas e malignas de tecidos moles, evitando a disseminação das células aos tecidos mais profundos, altamente

vascularizados tais como à língua, onde procedimentos têm sido simplificados pela excelente hemostasia. Desordens ulcerativas virais recorrentes podem ser erradicadas devido à vaporização das partículas virais. Em cirurgias da articulação temporomandibular, este tipo de laser tem promovido resultados significativos devido a hemostasia, por ser está uma região muito vascularizada, promovendo um retorno antecipado do fluido sinovial, da sensação e da propriocepção. A recorrência da forma erosiva do líquen plano tem sido menor com a excisão utilizando o laser de CO₂ e há outros estudos que sugerem sua utilização em cirurgia ortopédica para o tratamento de osteomielite e em biópsias para o diagnóstico de neoplasmas malignos (*Lehnert et al, 1996*).

Apesar de suas inúmeras indicações, os lasers apresentam também algumas desvantagens, tais como perda de um guia tátil, pois são utilizados mais comumente sem o contato com o tecido alvo, havendo perda de sensação e propriocepção pelo operador e a ressonância que o processo deve ter, além disso, a necessidade de mais de um aparelho elevando o custo do tratamento.

Já foi observado um atraso na cicatrização após osteotomias a laser de CO₂, no modo contínuo (CW), com potências menores que 100 Watts, sendo esta a maior desvantagem de osteotomias a laser e está provavelmente relacionado à extensa necrose paraincisional que ocorre, já que a resposta do tecido à radiação está primariamente relacionada ao calor gerado durante a exposição ao laser e a intensidade e a severidade de reação é em função dos parâmetros da radiação laser, bem como das propriedades físicas e ópticas do tecido. A resposta fototérmica do tecido depende da temperatura, do conteúdo aquoso e da condição e composição tecidual. O fenômeno da difusão térmica dentro dos tecidos durante a irradiação a laser, pode resultar em dano colateral suficiente para reproduzir áreas adjacentes de osso inviável, podendo levar a reabsorção do osso mediada por células ou a manifestações de seqüestro ósseo e as chances de reações teciduais adversas aumentarem com a elevação da densidade de energia e da absorção pelo tecido alvo e adjacente a ele.

De acordo com *Verschueren et al. (1975)* as causas da necrose são três:

- necrose na primeira camada, com cerca de 50 µm de espessura, devida à absorção direta da energia contida na radiação laser, contendo espaços vazios pela formação de vapor, sendo que as células nesta área parecem ser desvitalizadas;

- além desta primeira camada de necrose permanece uma zona de dano térmico devido à condução de calor, pois enquanto a vaporização tecidual com o laser ocorre, o efeito térmico de aquecimento mantém a temperatura da margem da cratera em aproximadamente 100° C.

- a condução de calor através da parede da cratera aos tecidos adjacentes causa dano térmico, o qual não se apresenta suficientemente caracterizado para poder ser observado imediatamente através de técnicas convencionais de microscopia óptica.

Capítulo 6

Objetivos

Nosso trabalho tem como objetivo analisar através de testes mecânicos de flexão o grau de resistência à fratura de fêmures de ratos irradiados com laser de dióxido de carbono com uma potência de 4 Watts.

Capítulo 7

Materiais e Métodos

Após aprovação deste protocolo pelo Comitê de Ética em Pesquisa Local da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP (processo 018/2002-PA/CEP), foram utilizadas 16 amostras de fêmures de *Rattus novogicus albinus*, *Wistar*, fêmeas, adultos, com massa corporal média de 280 gramas.

Todos os ratos foram sacrificados num mesmo momento através de secção do cajado da aorta após anestesia geral, via intraperitoneal. Isto feito procedeu-se a realização de uma incisão e divulsão visando a exposição dos fêmures, sendo os mesmos removidos intactos, utilizando-se para essa finalidade lâminas de bisturi número 15 (Embramac), tesoura Metzemaum (Quinelato), e tesoura serrilhada para osso (Quinelato).

As amostras obtidas foram acondicionadas em formol 10% por um período de 3 dias até serem preparadas para os ensaios mecânicos propostos. As extremidades epifisais foram removidas para obtermos uma peça óssea que incluía a área irradiada com comprimento padronizado de 1,6 cm e diâmetro central de 0,8 cm, medidas estas obtidas através de mensuração com paquímetro. As peças padronizadas foram então divididas de forma aleatória em 2 grupos, de acordo com o que segue:

Grupo I (irradiado): Oito fêmures foram irradiados por um mesmo operador, com potência de 4 watts, modo contínuo, spot de 0.6 mm e distância focal de 1,5cm, em todo seu perímetro, durante um tempo de exposição aproximado de 8s. Para a irradiação dos fêmures, utilizou-se um aparelho emissor de radiação laser de CO₂ (SHARPLAN 15F - FAPESP Processo nº 97/07645-2) [Fig. 1].

As normas de segurança relativas à emissão de radiação de equipamentos Classe IV, bem como as normas de biossegurança, foram observadas e respeitadas durante toda a realização do experimento.

Grupo II (controle): Oito fêmures foram utilizados, porém não sofreram nenhum tipo de tratamento adicional, antes do ensaio mecânico.

As amostras de ambos os grupos foram encaminhadas para análise de resistência mecânica através de ensaio de flexão de 3 pontos, numa máquina de ensaio universal (Emic DL2000 – FAPESP – 01/13978-1) na qual estava ligado um terminal de computador, utilizando o software próprio (Tesc versão 1.10) para análise dos dados obtidos (Fig. 2).

Para o ensaio foi utilizada uma célula de carga Trd 21 com capacidade de 50 kgf e as amostras foram dispostas de tal forma que a carga incidisse exatamente no centro das mesmas (Fig. 3).

Os resultados obtidos durante o experimento foram analisados estatisticamente.

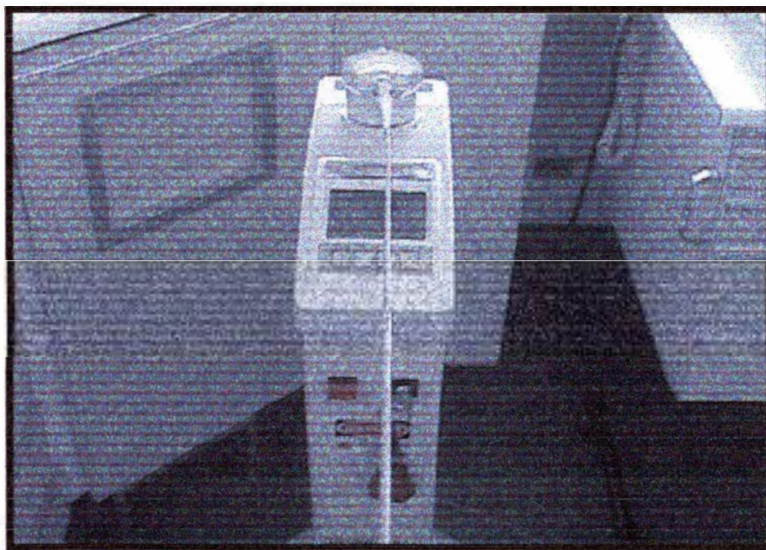


Figura 10 – Aparelho emissor de radiação laser utilizado(Sharplan 15F).

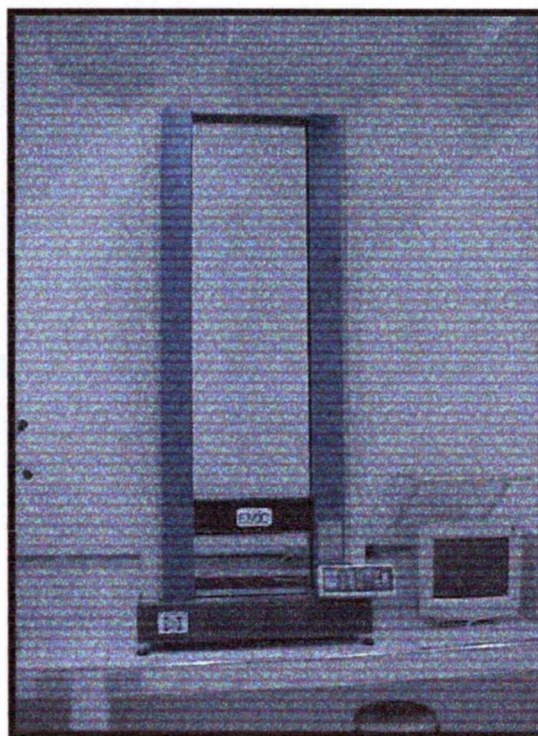


Figura 11 - Máquina de ensaio universal acoplada ao computador.

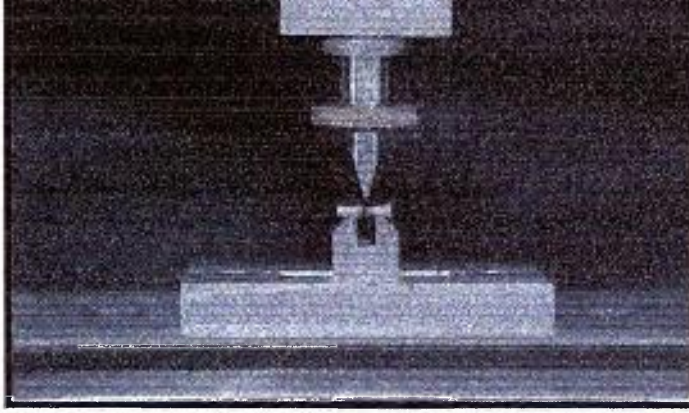


Figura 12 - Célula de carga de 50 kgf com amostra disposta e carga incidente exatamente no centro.

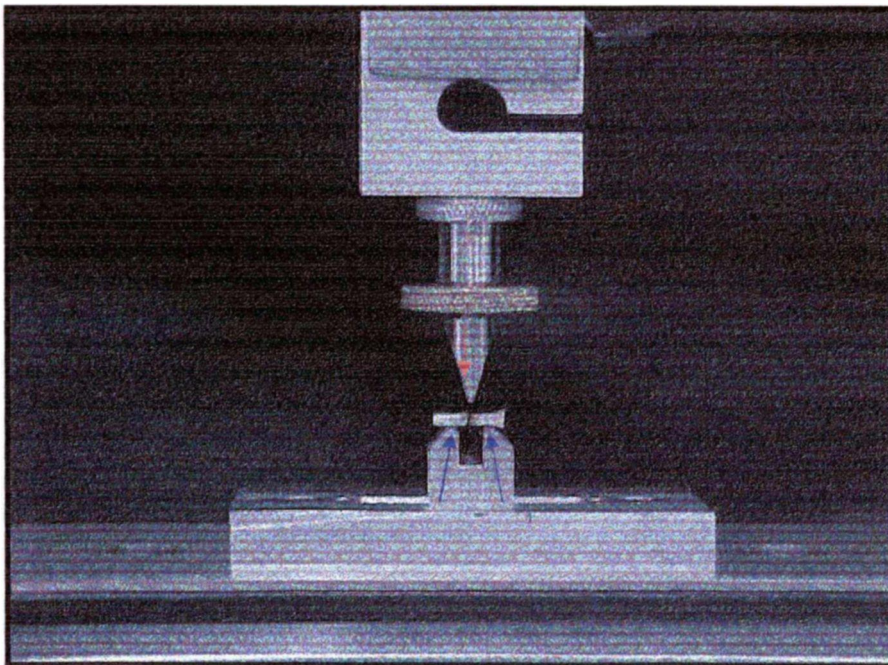


Fig. 13- Posicionamento da amostra sobre 2 pontos (setas azuis) e um terceiro ponto de carga no centro da amostra(seta vermelha).

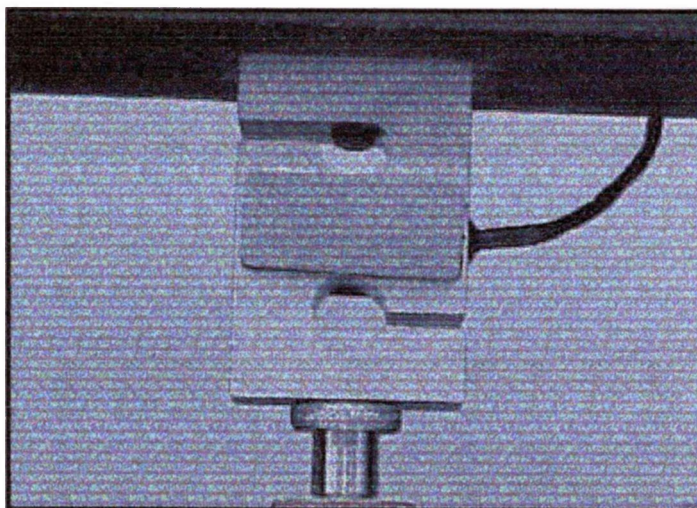


Fig. 14- Célula de Carga Trd 21- 50 Kgf.

Capítulo 8

Resultados

Os resultados dos testes de flexão obtidos permitiram a confecção dos gráficos e tabelas que se seguem:

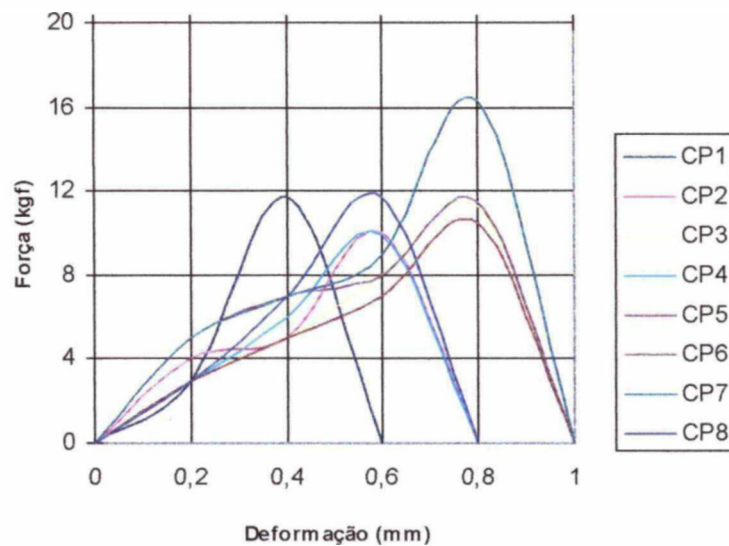


Gráfico 1 – Resistência à flexão no grupo controle

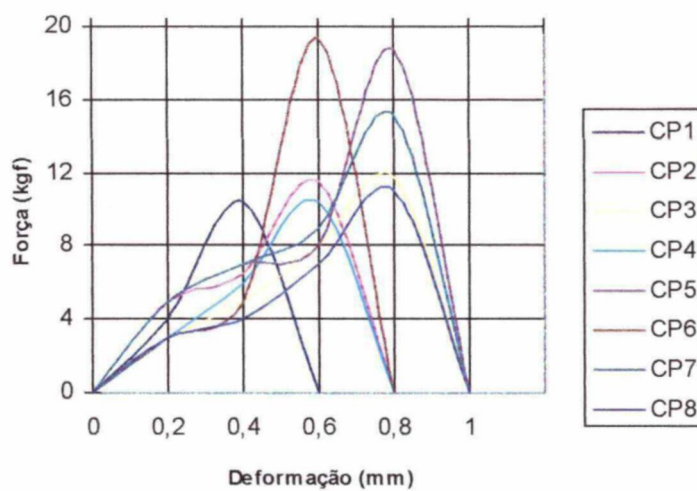


Gráfico 2 – Resistência à flexão no grupo irradiado

<u>Grupo I - Controle</u>	Resistência (kgf)	<u>Grupo II - Laser</u>	Resistência (kgf)
CP1	11,73	CPL1	10,45
CP2	10,04	CPL2	11,56
CP3	11,32	CPL3	11,76
CP4	9,98	CPL4	10,43
CP5	11,51	CPL5	18,78
CP6	10,45	CPL6	19,39
CP7	16,34	CPL7	15,12
CP8	11,77	CPL8	11,02

Tabela 1- Carga necessária para causar fratura nas amostras

Todas as amostras fraturaram com uma carga de força média aproximada de 12,60 kgf.

Os valores apresentados na Tabela 1 foram avaliados através de teste estatístico não havendo diferença estatística significativa entre os grupos laser e controle.

O diâmetro central das amostras também foi medido com auxílio de um paquímetro e os valores obtidos estão apresentados na Tabela 2.

<u>Grupo Controle - I</u>	Diâmetro	<u>Grupo Laser - II</u>	Diâmetro
CP1	0,8 cm	CPL1	0,82 cm
CP2	0,82 cm	CPL2	0,8 cm
CP3	0,8 cm	CPL3	0,8 cm
CP4	0,8 cm	CPL4	0,8 cm
CP5	0,8 cm	CPL5	0,85 cm
CP6	0,79 cm	CPL6	0,88 cm
CP7	0,83 cm	CPL7	0,8 cm
CP8	0,8 cm	CPL8	0,8 cm

Tabela 2 – Valores do diâmetro central de todas as amostras

Discussão

O uso da radiação do laser de CO₂ em tecido ósseo foi durante muito tempo questionado pelos pesquisadores devido aos danos térmicos irreversíveis causados nesse tipo de tecido quando aplicada de forma incorreta. Ainda hoje o uso desse tipo de radiação laser é bastante controverso, mas pesquisas recentes voltaram a citar propriedades úteis desse laser em osteotomias (*Ceballos, 1997*).

A radiação do laser de dióxido de carbono (CO₂) tem alta afinidade pela água, bem como pela hidroxiapatita (*Wong et al., 1995*) e, conseqüentemente, tem alta eficiência de ablação térmica de tecidos que apresentem em sua composição estes elementos (*Pratisto et al., 1996*). Esta característica faz com que muitos estudos estejam sendo realizados na busca de melhores parâmetros para sua utilização.

Suas aplicações em tecidos moles, como a mucosa ou pele, têm indicações consagradas pela literatura especializada, porém com relação ao tecido ósseo, a literatura é controversa e sua utilização ainda é restrita. O grau de resistência mecânica dos tecidos ósseos irradiados com laser de dióxido de carbono é um assunto que ainda necessita de estudos mais detalhados devido à pobre literatura existente.

Como as radiações dos lasers de CO₂ e Nd:YAG removem tecido ósseo através de mecanismo fototérmico, é esperado que exames histológicos revelem severos danos térmicos aos tecidos irradiados, com conseqüente presença de carbonização e necrose dos tecidos remanescentes. Em contraste Guimarães (2001) observou através de microscopia óptica e de varredura, que danos térmicos causados no tecido ósseo, associado à radiação emitida pelo laser de dióxido de carbono com potência de até 4W, são totalmente passíveis de reparação pelo organismo. Partindo desses resultados, avaliamos o grau de resistência à flexão de fêmures de ratos irradiados também com 4W e observamos que mesmo imediatamente após a irradiação, não apresenta alterações na resistência desses ossos.

Uma das principais preocupações em procedimentos operatórios, de acordo com *Niccoli-Filho et al., 1997*, é o aumento da temperatura no local da irradiação e estruturas vizinhas, o que pode causar comprometimento na cronologia de reparo, além da possível diminuição na resistência mecânica pelas trincas e fissuras, fato este que não foi comprovado em nosso experimento.

A radiação laser de CO₂ no tecido ósseo, apesar de promover um aumento alto de temperatura, não demonstrou qualquer contra-indicação absoluta, quando estabelecidos parâmetros de tempo/potência apropriados.

A utilização da radiação laser de CO₂ em casos clínicos de osteomielite crônica (*Ceballos et al, 1997*) demonstrou ser um excelente coadjuvante, apresentando 56% de sucesso em seres humanos, com uma única aplicação, viabilizando-o no tratamento destas patologias. Além disso, os autores concluíram que o fator temperatura era um agente antibiótico potente, promovendo assim a desinfecção do campo. O laser também diminui o trauma induzido pela ausência de contato como o que acontece com qualquer outro instrumento utilizado nesses casos, reduzindo assim o risco de fraturas, o que ajuda a justificar os resultados encontrados em nossas amostras. O autor ainda cita áreas de resolidificação, as quais obliteram a superfície do tecido ósseo, diminuindo assim o risco de recidiva das lesões e que nós entendemos também, como outra forma de resistência a fraturas, pois essa resolidificação compensa as trincas e fissuras promovidas pelo aumento de temperatura.

A estabilização de fragmentos ósseos resultantes de uma fratura pode ser, em determinados casos, muito difícil, caracterizando-se como um desafio a ser suplantado. A fixação desses fragmentos é usualmente realizada por meio de mini placas estabilizadas por um sistema de parafusos. Devido à fragilidade de alguns ossos, podem ocorrer fraturas dos cotos remanescentes, ocasionadas pelo emprego de brocas convencionais para perfuração dos mesmos (*Lewandrowski et al., 1996*). Assim, os lasers vêm sendo utilizados em cirurgias ósseas, substituindo os instrumentos convencionais, como as brocas de perfuração e as serras de corte. As vantagens oferecidas pelo emprego de lasers quando comparados aos instrumentos convencionais são: ausência de contato físico entre a peça de mão e o campo operatório e a propriedade de esterilização da região irradiada, devido à elevação de temperatura durante a irradiação (*Hibst, 1992*). Segundo *Lewandrowski et al., 1996*, pelo fato de não exercermos pressão sobre o osso, o uso da radiação pode apresentar melhores resultados clínicos quando comparado à broca.

Comparando os efeitos dos lasers de CO₂, Nd: YAG, Er: YAG, com e sem refrigeração, nas superfícies radiculares de elementos dentais recém-extraídos, *Israel et al., 1997* concluíram que para o laser de CO₂, a alteração morfológica está diretamente relacionada à potência utilizada e a ausência de refrigeração. Foram observadas áreas de cavitação, trincas e fissuras, áreas de fusão e resolidificação mineral e uma camada

superficial carbonizada. Esse trabalho é citado pelo fato do tecido radicular ser um tecido abundante em H-A e pobre em água, assemelhando-se nesse aspecto ao tecido ósseo.

Isso nos levou a pensar que se houve cavitação, trincas e fissuras, poderíamos ter diminuição da resistência mecânica desse tecido irradiado, o que restringiria o uso desse laser em cirurgias de tecidos ósseos, em regiões onde há muita solicitação mecânica dos mesmos, resultando pois em fraturas. E como não são encontrados na literatura estudos relacionados a fragilização estrutural do tecido ósseo advindo da exposição à radiação laser, este estudo teve a finalidade de observar a resistência à fratura por flexão de ossos irradiados.

Os resultados mostraram que não houve perda da resistência mecânica frente aos testes de flexão dos ossos irradiados com 4W, em relação aos ossos íntegros.

Guimarães, 2001 observou que a potência de 4W promoveu uma superfície de resolidificação mais uniforme, sem causar danos irreversíveis para o tecido irradiado, o que nos embasou na escolha dessa potência em nosso experimento.

Acreditamos que os resultados desse trabalho se devem ao fato da radiação laser promover uma fusão e resolidificação óssea. O processo de aquecimento e conseqüente liquefação conduz o material a uma maior compactação, aumentando sua resistência. Esta deve compensar mecanicamente as trincas e lacunas decorrentes do processo de “*annealing*”, que é causado pelo aquecimento ósseo durante a irradiação e resfriamento. As possíveis áreas de resolidificação presentes já foram observadas e citadas por outros autores (*Pinheiro, 1992/Israel et al., 1997*).

Segundo *Hall, 1991*, o tecido ósseo apresenta diversos aspectos nas várias partes do osso, provavelmente porque essas partes desempenham funções diferentes. Na diáfise, por exemplo, o tecido ósseo dispõe-se sob a forma de lamelas ósseas concêntricas chamadas osteomas ou sistema de Havers. Este tipo de construção permite ao osso suportar melhor as forças a que está submetido, especialmente às de flexão, onde as lamelas de um lado sofrem compressão enquanto as do lado oposto sofrem tração. Esta citação nos fez acreditar que a radiação laser de CO₂ com potência de 4W, possivelmente não alterou a disposição das lamelas ósseas, o que contribuiu na absorção das cargas impostas sobre os tecidos irradiados.

Devido aos critérios e dificuldades da utilização de um aparelho que emita radiação laser, como por exemplo: alto custo comercial, necessidade de profissionais e auxiliares bem treinados, um conhecimento do funcionamento do aparelho e da física das radiações, o seu uso torna-se um tanto quanto restrito. Por outro lado inúmeras pesquisas sobre essa

tecnologia laser estão mostrando que sua utilização, quando bem indicada, a torna um meio de tratamento cada vez mais viável, sendo como um coadjuvante ou em certos casos como a principal solução para o bem estar dos pacientes.

É de extrema importância salientar que é necessário estabelecer os parâmetros de potências seguras quando do uso dos lasers e em particular do de dióxido de carbono pois assim poderemos aplicá-lo clinicamente com a certeza de que não iremos causar nenhum dano colateral aos pacientes tratados. Em nosso experimento, apesar de verificarmos que uma potência de 4W foi suficiente para causar mudanças estruturais no tecido tratado, ainda assim podemos considerá-la como viável por não alterar a resistência mecânica desses tecidos ósseos irradiados.

Capítulo 10

Conclusão

De acordo com a metodologia utilizada e os resultados obtidos, julgamos poder concluir que:

Não houve perda da resistência mecânica à flexão no tecido ósseo irradiado com radiação laser de CO₂ com uma potência de 4W. Esta potência já é suficiente para produzir alterações morfológicas no tecido ósseo, como resolidificação. Apesar disto esta é uma potência aceitável em cirurgias envolvendo esse tipo de tecido, sem comprometimento da resistência mecânica à flexão do mesmo, podendo ser aplicada quando indicada.

Capítulo 11

Proposta para futuros trabalhos:

(No sentido de viabilizar o uso do laser em consolidação óssea, propomos para trabalhos futuros:

- Analisar a profundidade e a extensão com que o tecido ósseo se resolidifica;
- Determinar o intervalo de potências e tempos (densidades de energia) para esta aplicação.
- Realizar outros tipos de ensaios mecânicos nesse tipo de tecido irradiado.

Summary

(

CO₂ laser become an important surgery resource to use in soft tissues, presenting high affinity to the tissue due to the water absorption, an chromophore present abundantly in these tissues. The use in bone tissues, CO₂ laser also presents high absorption by the hidroxiapatite and found its use in orthopedics and traumatology for presenting characteristics such as cutting, coagulating and promoting the disinfection of the worund, offering an excellent field to the surgeon, acting as an useful tool in some cases such as osteomyelitis. However, the use of this laser has some disadvantages and the most important of them is the heat generation at the irradiated tissue, which brings about carbonization that retards the reparation process, besides cracks and fissures that can decrease the mechanical resistance of this tissue. These aspects are still subject of investigation to set the best interaction parameters between these two systems. This study evaluated and compared the grade to the flecion resistance fracture in rat femmour irradiated by CO₂ laser with 4W, a power that already produces morphological changes, and a control group, that was not irradiated. After preparing the samples, both groups were analyzed through mechanical tests of 3 points flexion and the results were compared. It's been observed that there was not any statistic difference between the irradiated and control groups, making possible the use of CO₂ laser with power of 4W in surgeries involving bone tissue avoiding the decrease of mechanical resistance of these tissues.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALLEN, M.G.W.; ADRIAN, C.J.C. **Effects of carbon Dioxide Laser Radiation on Bone: Na Initial Report.** Military Medicine, v 146, p.120-123, 1981.
2. BAILIN, P.L.; WHEELAND, R.G. **Carbon Dioxide(CO₂) Laser Perforation of Exposed Cranial Bone to Stimulate Granulation Tissue,** Plastic and Reconstructive Surgery, p. 898-902, 1984.
3. CEBALLOS, A M.D. PHD., BALMASEDA, R. M.D., PUENTE, R. M.D. AND PEDROSO, M. M.D. **CO₂ Laser Surgery in Osteomyelitis.** Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery, V, 15, p 221-223. , 1997.
4. CECCHINI, S.C.M. **Estudo das Aplicações do laser de HÓLMIO: YLF em Esmalte e Dentina, Visando a Realização de Cirurgia de Acesso Endodôntico e Preparo Cavitário.** Dissertação de Mestrado na Área de Ciências de Tecnologia Nuclear, IPEN/USP, 1995.
5. CLAUSER, C. **Comparison of depth and Profile of Osteotomies Performed by Rapid Superpulsed and continuous-wave CO₂ laser beams at high poweroutput.** J Oral Maxillofac Surg, V. 44, p. 425-430, 1986.
6. CLAYMAN, L.; FULLER, T.; BECKMAN, H. **Healing of continuous-wave and rapid superpulsed, carbon dioxide laser, laser induce bone defects.** J Oral Surg, V. 36, p. 932-937, 1978.
7. COLVARD, M.D.; PICK, R. M. **Future directions of lasers in dental medicine.** Current Science, p.144-150, 1993.
8. DUARTE, A C.; NAKAE K.; ARAUJO, S. N.; LASCALA, T. N. **Estudo dos efeitos biológicos do raio laser de CO₂ sobre tecidos gengivais de ratos.** Revista Paulista de Odontologia, V. 5, p. 50-55, 1984.
9. EINSTEIN, A .**On the quantum theory of radiation.** B.L. van der Waerden, Sources of Quantum Mechanics, Amsterdam, North-Holland Publishing Co, New York: Dover 1967.
10. FABRIKANT, V. A. Moscou: Universidade de Moscou, 1940, Tese (Doutorado em Física) – Universidade de Moscou, 1940, apud GARAVAGLIA, M. **El Láser.** La Plata: Programa regional de Desarrollo Científico y Tecnológico de la OEA, 1976, 118p. (Série de Física, n.12).
11. FISHER, S. E.; FRAME, J. W. **The Effects of the Carbon Dioxide Surgical Laser on Oral Tissues,** Br. J. Oral Maxillofac, V. 22, p. 414-425, 1984.

12. FRIESEN, L.N. ET. AL. **Laser Irradiation of Bone: II Healing Response Following Treatment by CO₂ and Nd:YAG Lasers**, J. Periodontol, V. 70, p. 75-83, 1999.
13. GARG, A. K. **Estrutura Óssea, metabolismo e fisiologia: Seu impacto na implantodontia**, BC I, V. 5, p. 69-79, 1998.
14. GUIMARÃES FILHO, R.; **Efeitos da radiação do laser de dióxido de carbono (CO₂) no tecido ósseo: análise em microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura**. Dissertação de Mestrado Profissionalizante de Lasers em Odontologia, IPEN/USP, 2001.
15. HALL, S. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro, Ed. Guanabara Koogan, 1990
16. HIBST, R. **Mechanical effects of erbium-YAG laser bone ablation**. Laser Surg. Med. v.12, p. 125-130, 1992
17. ISRAEL, M.; COBB, C. W.; ROSSMANN, J. A.; SPENCER, P. **The Effects of CO₂, Nd:YAG and Er:yag lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces – An in vitro study**. Universit Missouri, Schdent, Dept Periodont, Kansas City, Mo 64108
18. JUNQUEIRA e CARNEIRO, **Histologia Básica, quarta edição**. Editora Guanabara Koogan, 1983.
19. JUNQUEIRA e CARNEIRO. **Biologia Celular e Molecular, terceira edição**, Editora Guanabara Koogan, 1983.
20. KRAUSE, L.S.; COBB, C.M.; RAPLEY, J.W.; KILLOR, W.J.; SPENCER, P. **Laser Irradiation of Bone. I. An In Vitro study Concerning the Effects of the CO₂ laser on Oral Mucosa and Subjacent Bone**. J. Periodontol, V. 68, p. 872-880, 1997.
21. LENHNERT, M. W. **Lasers in Medicine and Dentistry**. Northwest Dentistry, p. 17-22, 1996.
22. LEWANDROWSKI, K.U.; LORENTE, C.; SCHOMACKER, K.T.; FLOTTE, T.J. WILKES, J.W.; DEUTSCH, T.F. **Use of the Er:YAG laser for improved plating in maxilofacial surgery: comparison of bone healing in laser and drill osteotomies**. Laser Surg. Med. v.19, p.40-45, 1996.
23. LI, Z. Z.; REINISCH, L.; MERWE, W.P.V. **Bone Ablation with Er:YAG and CO₂ Laser: Study of Thermal and Acoustic Effects**. Lasers in Surgery and Medicine, V. 12, p.79-85, 1992.

24. MAIMAN, T. H. **Stimulated Optical Radiation in Ruby.** Nature, V. 187, p.493-494, 1960.
25. NAKAMURA, Y.;HOSSAIN, M. WATANABE, H.; TOKONABE, H.; MATSUMOTO, N. MATSUMOTO, K. **A Study on the Morfological Changes of the Rat Mandibular Bone with TEA CO₂ Laser,** Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery, V. 17, p.211-215, 1999.
26. NICCOLI-FILHO, W., FURLANI, J.C.; SCHWAB, C.; RALDI, F. V. EDUARDO, C.P. **Intrapulpar temperature during continous CO₂ laser in human molars: in vitro study.** J. Laser Applic, v.9, p. 291-94, 1997.
27. PANZONI, E., CLAUSER, C. **II laser CO₂ come strumento per osteotomie.** Rev Ital Stomatol, v. 1, p. 793-799, 1981.
28. PINHEIRO, A. L. B., **Uso do Laser de CO₂ em Ortopedia.** Rev. Bras. Méd. V.49, p. 238-244, 1992.
29. PINHEIRO A. L. B. **Tratamento de tumores de células gigantes do osso com laser de dióxido de carbono: uma real possibilidade?** Rev. Bras. Méd. V 49, p.84-88, 1992.
30. PRATISTO, H.; FRENZ, M.; ITH, M.; ROMANO, V.; FELIX, D.; GROSSENBACHER, R.; ALTERMATT, H.J.; WEBER, H.P. **Temperature and pressure effects during erbium laser stapedotomy.** Laser Surg. Med. v.18, p. 100-108, 1996.
31. RAYAN,G.M.; STANFIELD,T.; CAHILL,S.; KOSANKE,S.D.; KOPTA,J.A. **Effects of Rapid Pulsed CO₂ Laser Beam on Cortical Bone In Vivo.** Lasers in Surgery and Medicine, p. 616-620, 1992.
32. ROMANOS, G.; SIAR,C.H.; NG,K.TOH,C.G. **A Preliminar Study of Healing of Superpulsed Carbon Dioxide Laser Incisions in the Hard Palate of Monkeys.** Lasers in Surgery and Medicine, V. 24, p.368-374, 1999.
33. SCHAWLOW, A. L.; TOWNES, C. H. **Infrared and Optical Masers.** Phys. Rev. V. 112, p. 33-42, 1958.
34. SHERK, H. H.; LANE, G.; RHODES, A.;BLACK, J. **Carbon Dioxide laser removal of polymethylmethacrylate.** Clin Orthop, V. 310, p. 67-71, 1995.
35. SMALL, I.A. ; OSBORN, T. P.; FULLER, T.; HUSSAIN , M.; KOBERNICK, S. **Observations of carbon Dioxide laser and bone bur in the osteotomy of the rabbit tibia.** J Oral Surg, v. 37, p. 159-66, 1979.
36. SMITH, C. F.;JOHANSEN, W. E.;VANGNESS,C.T.; SUTTER, L.V. and MARSHALL, G.J. **The Carbon Dioxide Laser. A Potenetial Tool for Orthopedic Surgery.** Clinical Orthopedics and Related Research, V. 242, p.43-50, 1989.

37. SPENCER, P.; COBB, C.M.; WIELICZKA, D.M.; GLAROS, A.G.; MORRIS, P. J. **Change in Temperature of Subjacent Bone During Soft Tissue Laser Ablation.** J. Periodontal, V. 69, p. 1278-1282, 1998.
38. VANGSNESS, C. T.; SMITH, C.F.; MARSHALL, G. J.; SWEENEY, J.R.; PA and JOHANSEN, E. **The Biological Effects of carbon Dioxide Laser Surgery on Rabbit Articular Cartilage.** Clinical Orthopaedics and Related Research, V. 310 p.48-51, 1995.
39. VERSCHUEREN, R. C.; KOUDSTAAL, J.; OLDHOFF, J. **The carbon dioxide laser some possibilities in surgery.** Acta Chir. Belg, v. 74, p. 197-204, 1975.
40. YOUNG M. **Óptica e Lasers**, Editora da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1998.
41. WATANABE, F.; TAWADA, Y.; KOMATSU, S.; HATA, Y. **Heat Distribution in Bone During Preparation of Implant Sites: Heat Analysis by Real-Time Thermography.** The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, V. 7, p. 212-219, 1992.
42. WILLIAMS, T. M., COBB, C. M., RAPLEY, J. W., KILLOY, W. J. **Histologic Evaluation of Alveolar Bone Following CO₂ Laser Removal of Connective Tissue from periodontal Defects.** The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry V. 15, p. 497-503, 1995.
43. WONG, B.J.F.; SUNG, V.; BERNS, M.W.; SVAASAND, L.O.; NEEV, J. **Holmium-YAG laser ablation characteristics in calvarial lamellar and cortical bone: the role of water and tissue micro architecture.** Laser Med. Sci. v.10, p. 181-188, 1995

Apêndice 1

Normas de Segurança

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

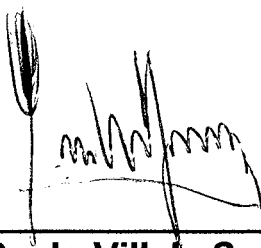
Sendo assim, medidas de segurança devem ser adotadas para se minimizar ou até mesmo evitar que acidentes ocorram, pois na área Odontológica nós trabalhamos tanto com lasers de baixa potência como com lasers de alta potência, dentre elas:

- protetores oculares respectivos para o comprimento de onda gerado pelo laser;
- evitar a utilização de materiais reflexivos, para se evitar danos a distância;
- evitar trabalhar com materiais inflamáveis;
- uso de bomba de sucção de alta potência para evitar a inalação de sub-produtos provenientes da vaporização tecidual;
- utilização de mascaras;
- utilização de placas de segurança externa ao ambiente de trabalho com o laser;
- ambiente apropriado;
- utilização de *interlocks* nas portas de acesso ao ambiente de trabalho com laser.

CERTIFICADO

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº 018/2002-PA/CEP, sobre “Efeitos da radiação laser de dióxido de carbono (CO₂) no tecido ósseo: estudo do grau de resistência à tração de fraturas em fêmur de ratos”, sob a responsabilidade de Walter Domingos Niccoli Filho, está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotado pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 04 de junho de 2002.



Prof. Adj. Paulo Villela Santos Junior
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa-Local