

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM CIRURGIA E TRAUMATOLOGIA BUCOMAXILOFACIAL
MESTRADO**

MARCELO EMIR REQUIA ABREU

**AVALIAÇÃO DO COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO E DA PENETRAÇÃO DE
LASERS DE λ 682 – 685 nm E λ 826 - 829 nm PELO TECIDO ÓSSEO HUMANO
ATRAVÉS DE ESPECTRORRADIOMETRIA**

Porto Alegre

2007

MARCELO EMIR REQUIA ABREU

**AVALIAÇÃO DO COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO E DA PENETRAÇÃO DE
LASERS DE λ 682 – 685 nm E λ 826 – 829 nm PELO TECIDO ÓSSEO HUMANO
ATRAVÉS DE ESPECTRORRADIOMETRIA**

Dissertação apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para obtenção do título de Mestre em Odontologia, pela Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial.

Orientador: Prof. Dr. Rogério Miranda Pagnoncelli

Co-orientadora: Prof^a. Dr^a. Mara Regina Rizzatti

Porto Alegre

2007

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

A162a	<p>Abreu, Marcelo Emir Requia Avaliação do coeficiente de atenuação e da penetração de lasers de λ 682 – 685 nm e λ 826 – 829 nm pelo tecido ósseo humano através de espectrorradiometria / Marcelo Emir Requia Abreu — Porto Alegre, 2007. 121 f.</p> <p>Diss. (Mestrado) – Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. PUCRS, 2007.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Rogério Miranda Pagnoncelli Co-orientadora: Prof^a. Dr^a. Mara Regina Rizzatti</p> <p>1. Tecido ósseo. 2. Laser - Terapia. 3. Espectrorradiometria. 4. Traumatologia Bucomaxilofacial. I. Título.</p> <p>CDD: 617.52</p>
-------	---

Bibliotecário Responsável

Patrícia Leal Cechinatto
CRB 10/1202



DEDICATÓRIA

Ao **Deus** que nos rege.

Aos meus pais, **Emyr Farias Abreu** e **Josefina Maria Requia Abreu**.

Exemplos de dignidade e de amor incondicional à nossa família.

Com certeza essa vitória não é só minha, é nossa!

Amo vocês!



AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Faz-se o momento de agradecer e lembrar uma pessoa que foi muito especial na minha vida e na formação de meu caráter, meu falecido avô **Edmundo Requia**. Tenho certeza que estás vibrando por mim hoje e sempre. Saudades tua!

As minhas amadas irmãs, **Tati e Leca**. Ambas sempre preocupadas e torcendo por mim... Sei que nos últimos 2 anos não pude conviver com vocês o quanto eu gostaria, quantos almoços e jantares tive que me ausentar, mas saibam que toda a vez que sou convidado, sinto isso como um carinho muito grande. Sei que sempre poderemos contar um com o outro.

Na seqüência das irmãs, é claro, vêm seus filhos e meus sobrinhos, por ordem cronológica e não de amor, o qual é imenso e igual por todos: **Marquinho, Tite, Isa, Tiago e Mariana**.

Aos de Santa, que apesar da distância, em nada diminuiu o meu amor por vocês. A minha avó, **Maria Joana Beltrame Requia**, obrigado por ter ajudado a me criar e pelas melhores sopas do mundo. Meus tios e padrinhos, **Adir e Sara**, os considero meus segundos pais, no verdadeiro sentido da palavra. A tia **Dada**, sempre presente e torcendo por mim. Aos meus primos do coração: **Bício, Frã e Jadi**, que continuemos assim sempre, como irmãos.

A minha **Carol**, essa conquista também é sua. Obrigado por todo o amor, estímulo e confiança, principalmente nos meus momentos de dúvida, os quais não foram poucos. Sei que sente-se orgulhosa e feliz por mim. Te amo! A **Conceição Vianna da Silva**, que em vida sempre torceu por mim, sentimentos e espero não decepcioná-la.

Ao meu "irmão" cearense, **Marcelo Ferraro Bezerra**, o qual dividimos dificuldades e conquistas ao longo desses dois anos de mestrado. Sim, Ferraro, como tu disseste, alcançamos os nossos objetivos, mas principalmente construímos

uma amizade verdadeira, que com certeza nem o tempo ou a distância irão extingui-la.

Aos meus amigos e colegas *Cirurgões* - Dentistas, formadores e integrantes da mais importante Associação de Odontologia de todos os planetas – **COI** -, temos os ilustríssimos: Fábio Leivas Braga (**Bragolino**), Leandro Prietto (**Poeta**), Luis André Mezzomo (**Jogador**), eu, também conhecido como **Lalo**, Paulo Rogério Pinto (**Paulinho**), Rafael Farias Mérola (**Negão**), o presidente do COI, não me perguntem porquê – Ricardo Damo Meneguzzi (**Maestro**), Tiago Franco Alice (**um cara franco e alice**) Vinícius Nery Viegas (**Kaled**) e Vladimir Dourado Poli (**Vladi**). Agora sim para a história....

Aos amigos construídos ao longo da vida, seriam muitos para citar e se esquecesse algum poderia não gostar, mas quem é, o sabe! Mas gostaria de fazer uma homenagem a um grande amigo que faleceu de maneira estúpida esse ano e que muito contribuiu para o que sou hoje, me mostrando o surfe e me ensinando a amar e respeitar o mar, Marcel Izzler (**Boneco**). Esteja em paz meu velho!



AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

Ao longo do desenvolvimento desse trabalho e diariamente em nossa vida profissional, percebemos que por melhor que alguém seja individualmente, nada é possível ser realizado sozinho. Assim, são muitas as pessoas que eu teria que agradecer por de alguma forma ter contribuído para essa conquista que se consolida. A lista de pessoas seria maior que a dissertação... E também de nem todas sei o nome ou as vi mais de uma vez, algumas contribuíram com um singelo sorriso em algum momento de estresse, e o quanto isso ajuda! Mas enfim, procurarei citar algumas fundamentais.

A todos os **pacientes** que até hoje me confiaram seus desejos e necessidades.

Ao meu amigo, professor e orientador desde os tempos da graduação, **Dr. Rogério Miranda Pagnoncelli**. Agradeço as oportunidades e por toda a confiança depositada ao longo desses anos e no decorrer desse trabalho, sinceramente! Com sua idoneidade e sapiência é meu exemplo a seguir.

A **Dra. Marília Gerhardt de Oliveira**, obrigado pelo apoio e estímulo para que eu seguisse meus sonhos e hoje possa estar aqui, com certeza serás sempre lembrada e importante em minha vida. Podes contar comigo.

Aos colegas e amigos formados durante o curso: **Marconi Maciel, Karis Guimarães, Danilo Ibrahim, Guilherme Fristcher, Leticia Post e Carla Costa**. Espero que nossa amizade tenha apenas começado.

Dentre os colegas faz-se necessário e justo o agradecimento ao **Marconi**, tem um jeitão turrão, mas é um verdadeiro amigo e **a Karis**, colega que ao longo do curso, apesar de pensarmos e encararmos algumas coisas de maneira distinta, aprendi a tê-la como amiga e a respeitá-la como profissional.

A **Dra. Mara Regina Rizzatti**, profissional da mais alta competência e Coordenadora do Grupo de Física das Radiações (GFR) do TECNOPUCRS. Obrigado por ter me recebido em seu Grupo, proporcionado instalações e designado pessoas gabaritadas para me auxiliar nessa pesquisa. Agradeço a imensa contribuição que deste à realização desse trabalho. Meu muito obrigado, e sei que ainda devo estar devendo pelo menos um caminhão de chocolates... Obrigado!!!

A **Fabiane Lorenzini**, técnica do GFR, responsável direta pela realização da parte experimental e de ajustes matemáticos dessa pesquisa. Fabi, tu também és autora desse trabalho, assim meu verdadeiro e sincero muito obrigado!

Também agradeço a todos os integrantes do GFR pela contribuição indireta a realização desse trabalho. Sei que trabalham em equipe no GFR e nos momentos que a Fabiane me auxiliava, era necessário trabalhar dobrado para dar conta de todos os compromissos do Grupo. Muito obrigado ao **João, André e Maria Cecília**. E a secretária do GFR, **Rejane** por sempre ter me recebido com muita gentileza.

À **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**, na pessoa de seu Magnífico Reitor, **Prof. Dr. Joaquim Clotet**. Tenho orgulho de ser graduado e Pós-graduado nessa Universidade.

À **Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**, na pessoa do seu diretor, **Prof. Túlio Mazzini de Carvalho**. São 7 anos de casa e nesse período aprendi a admirar e me orgulhar dessa humana e eficiente escola de Odontologia.

À Professora e Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da PUCRS, **Dra. Nilza Pereira da Costa**, pelo apoio, aprendizado e incentivo durante todo o curso.

Aos professores do Curso de Pós-Graduação em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial da PUCRS: **Dr. Cláiton Heitz, Dr. Rogério Belle de Oliveira, Dr. Rogério Miranda Pagnoncelli, Dr. Manoel Sant'Ana Filho, Dr. Rubem Weismann, Dr. Gilson Correia Beltrão, Dra. Daniela**

Nascimento Silva, Dra. Marília Gerhardt de Oliveira, Dra. Karen Cherubini, Dra. Liliane Yurgel, Dra. Nilza Pereira da Costa, Dra. Elaine Bauer Veeck e Dra. Wanyce Robinson. Pelos exemplos e disposição em transmitir ensinamentos. Aprendi muito ao longo desses dois anos, a todos meu muito obrigado!

À **CAPES** pela concessão da bolsa de estudo.

Ao departamento de Materiais Dentários por toda ajuda e disposição no auxílio ao fatiamento das amostras, em especial à **Dra. Ana Maria Spohr.**

Aos professores **Dr. Hugo Oshima e Dr. Claiton Heitz**, pela contribuição dada ao texto final dessa dissertação.

Ao **Dr. João Feliz de Moraes** pela contribuição prestada à análise estatística dos dados desse trabalho.

Aos contemporâneos do curso: **Hedelson Odenir, Leonilson Gaião, Otacílio Chagas, André Takahashi, Daniel Gaziri, Paulo Kreissner, Carlos Martins, Ângelo, Giuliano, André Goldin, Gleisse, Simone, Gisela Grandi e Gustavo “Catarina”.**

Aos funcionários **Luísa e Carla** pela paciência e constante ajuda nos ambulatórios de CTBMF da Faculdade de Odontologia da PUCRS.

Aos **funcionários e professores do Serviço de Radiologia** da Faculdade de Odontologia PUCRS, por sempre ter nos recebido e ajudado sem hesitar ao longo desses dois anos.

Aos funcionários da secretaria de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da PUCRS, **Ana, Carlos, Davenir e Marcos**, pela disposição em sempre ajudar.

Olha teu filho meu Pai

Ajuda o filho meu Pai

Quando eu cair no chão, segura a minha mão me ajuda a levantar para lutar

Se o medo da loucura nessa estrada escura me afastar da luz que me conduz

Se eu me sentir sozinho ou sair do caminho e dor vier de noite me assustar

Se eu perder coragem para seguir viagem, a fé que me faltar eu vou buscar em você

Meu Pai

Olha teu filho

É meu Pai

Raul Seixas e Cláudio Roberto



RESUMO

RESUMO

Lasers em baixas densidades de potência são empregados na terapêutica do tecido ósseo e de estruturas adjacentes. Entretanto, seus efeitos biológicos dependem das propriedades ópticas da interação da radiação com o tecido alvo, as quais são correlacionadas aos parâmetros físicos do meio e da luz *laser*. Portanto, realizou-se um trabalho com objetivo de avaliar a interação dos *lasers* com o tecido ósseo humano seco, através da determinação dos coeficientes de atenuação e da penetração dos *lasers* de diodo na região visível e do infravermelho próximo do espectro eletromagnético nesse tecido. Foram confeccionadas três peças ósseas da região do corpo de mandíbulas humanas secas distintas, com espessura média total de 0,0744 m. As amostras foram fatiadas em blocos de espessura média de 0,0402 m e irradiadas com *laser* vermelho (λ 682-685 nm), contínuo, pontual, em contato e com irradiâncias de 8,679 Wm⁻², 10,481 Wm⁻² e 14,946 Wm⁻²; o mesmo foi realizado com o *laser* infravermelho (λ 826-829 nm) com irradiâncias de 9,854 Wm⁻², 18,278 Wm⁻² e 28,440 Wm⁻². Ao longo do experimento os blocos foram sendo sucessivamente retirados e as amostras irradiadas, tornando possível a irradiação sob diferentes espessuras de tecido. Os dados foram obtidos por espectrorradiometria direta e analisados no programa *Origin 7.0*[®] através de equações de ajuste a esse modelo experimental. Os resultados obtidos demonstraram as seguintes tendências: a transmissão dos *lasers* vermelho e infravermelho possuem relação inversamente proporcional à espessura do tecido irradiado; o coeficiente de atenuação do tecido ósseo aos *lasers* é inversamente proporcional à irradiância incidente; a penetração dos *lasers* possuem relação inversamente proporcional à irradiância e não altera-se significativamente em função da irradiância e sim em função do comprimento de onda; o *laser* na região do infravermelho possui um menor coeficiente de atenuação e uma maior penetração em relação ao vermelho. Pode-se concluir que os valores do coeficiente de atenuação e a penetração dos *lasers* na região do vermelho de λ 682 - 685 nm e do infravermelho de λ 826 - 829 nm do espectro eletromagnético na região de corpo de mandíbula humana seca, são principalmente determinados pelas características ópticas e morfológicas do tecido, não sendo possível a determinação de um padrão único de interação *laser*/tecido, e sim tendências.

Descritores¹: Tecido ósseo; mandíbula; lasers; terapia a *laser* de baixa intensidade; radiometria; espectroscopia.

¹ Descritores em Ciências da Saúde (DeCS); disponível em <http://decs.bvs.br/>



ABSTRACT

ABSTRACT

Low level laser therapy is used in the therapeutic of the bone tissue and adjacent structures. However, its biological effects depend on the optic properties of the interaction of the radiation with the target tissue, which are correlated to the physical parameters of the biological object and the parameters of the laser light. Therefore, the aim of this work was evaluate the interaction of lasers with the human dry bone, through the determination of the coefficients of attenuation and the penetration of diode lasers in the red visible region and in the infra-red laser light in this tissue. Three bone blocks of the region of the body of different human dry mandibles was cut, with total average thickness of 0,0744 m. The samples had been sliced block-type of average thickness of 0,0402 m and irradiated with red visible laser (682-685 nm), continuous, in contact and with irradiance of 8,679 Wm^{-2} , 10.481 Wm^{-2} and 14,946 Wm^{-2} ; the same was done with infra-red laser light (826-829 nm) with irradiance of 9,854 Wm^{-2} , 18,278 Wm^{-2} and 28,440 Wm^{-2} . Throughout the experiment the blocks had been being successively removed and the samples irradiated, becoming possible the irradiation under different thicknesses of tissue. The data had been measured by direct spectrorradiometric and analyzed in the program Origin 7.0[®] through equations of adjustment to this experimental model. The measured results had demonstrated the following trends: The transmission of lasers in the region of the visible red and the infra-red is proportional to the inverse of the thickness of the tissue irradiated; the coefficient of attenuation of the bone tissues is proportional to the irradiance; the penetration of lasers visible red and infra-red is proportional to the inverse of irradiance and don't change significantly whit irradiance, but change with wavelength; the laser in the region of the infra-red had a lower coefficient of attenuation and a higher penetration in relation to the visible red. It can be concluded that the values of the attenuation coefficient and the penetration of lasers in the region of wavelength in visible red (682 - 685 nm) and of the infra-red (826 - 829 nm) in the region of mandible body dry human being, mainly are determined by the optic and morphologic characteristics of the tissue, not being possible the determination of an only standard kind laser/tissue interaction, and yes trends.

keywords²: Bone and Bones; Human Mandible; Lasers; Low-Level; Attenuation, Transmittance; Transmission; Penetration; Irradiance; Spectroradiometer.

² Mesh: Medical Subject Headings; disponível em: www.nlm.nih.gov/mesh



LISTA DE FIGURAS, QUADROS, TABELAS E GRÁFICOS

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Mandíbula da qual foi confeccionada a amostra 1.....	58
Figura 2 -	Mandíbula da qual foi confeccionada a amostra 2.....	58
Figura 3 -	Mandíbula da qual foi confeccionada a amostra 3.....	59
Figura 4 -	Delimitação da região da mandíbula das quais foram confeccionadas as amostras e suas respectivas dimensões.....	60
Figura 5 -	Aferição do comprimento da amostra (25 mm).....	60
Figura 6 -	Aferição da altura da amostra (20 mm).....	60
Figura 7-	Bloco ósseo da amostra 1	61
Figura 8 -	Bloco ósseo da amostra 2	61
Figura 9 -	Bloco ósseo da amostra 3	61
Figura 10 -	Base acrílica de suporte das amostras.....	62
Figura 11 -	Máquina de corte Labcu1010.....	63
Figura 12 -	Peça seccionada em posição.....	63
Figura 13-	Peça após secção.....	63

Figura 14 - Sala do LIR do GFR destinada às irradiações, e a distribuição dos equipamentos utilizados no experimento: computador, fonte laser e espectrorradiômetro, respectivamente.....	64
Figura 15 - Ponteira do aparelho em ângulo de 90° com o leitor do espectrorradiômetro.....	67
Figura 16 - Ponteira do laser em contato com a amostra.....	67
Figura 17 - Ponteira do laser dirigido ao centro do leitor do espectrorradiômetro..	67
Figura 18 - Ponteira do laser eqüidistante 10 mm das bordas da amostra.....	67
Figura 19 - Espectrorradiômetro Spectrocube IL 2000.....	68
Figura 20 - Fatias das peças após irradiações, observando-se de cima para baixo, temos as fatias das peças 1, 2 e 3, respectivamente.....	75

LISTA DE TABELAS, QUADROS E GRÁFICOS

Quadro 1 -	Protocolo de irradiação do laser vermelho de λ 682-685 nm.....	65
Quadro 2 -	Protocolo de irradiação do laser infravermelho de λ 826-829 nm.....	65
Quadro 3 -	Potência de saída e respectivas irradiâncias do laser vermelho de λ 682-685 nm.....	66
Quadro 4 -	Potência de saída e respectivas irradiâncias do laser infravermelho de λ 826-829 nm.....	66
Quadro 5 -	Número de fatias e espessura das fatias e total das amostras.....	69
Gráfico 1 -	Transmitância da amostra 1 em relação à espessura do tecido quando irradiado com laser vermelho de 12 mW.....	74
Gráfico 2 -	Transmitância da amostra 2 em relação à espessura do tecido quando irradiado com laser vermelho de 12 mW.....	74
Gráfico 3 -	Transmitância da amostra 3 em relação à espessura do tecido quando irradiado com laser vermelho de 12 mW.....	75
Quadro 6 -	Fator de correlação das amostras ao laser vermelho.....	75
Tabela 1 -	Coefficientes de atenuação das amostras em relação à irradiância (I_0) para o laser vermelho de λ 682-685 nm.....	76
Tabela 2 -	Coefficiente de atenuação (μ) médio para cada amostra e μ das amostras ao laser vermelho de λ 682-685 nm.....	77

Tabela 3 -	Penetração da radiação do laser vermelho de λ 682-685 nm.....	78
Gráfico 4 -	Transmitância da amostra 1 em relação à espessura do tecido quando irradiado com laser infravermelho de 25 mW.....	79
Gráfico 5 -	Transmitância da amostra 2 em relação à espessura do tecido quando irradiado com laser infravermelho de 25 mW.....	79
Gráfico 6 -	Transmitância da amostra 3 em relação à espessura do tecido quando irradiado com laser infravermelho de 25 mW.....	80
Quadro 7 -	Fator de correlação das amostras ao laser infravermelho.....	80
Tabela 4 -	Coefficientes de atenuação das amostras em relação à irradiância (I_0) para o laser infravermelho de λ 826-829 nm.....	81
Tabela 5 -	Coefficiente de atenuação (μ) médio para cada amostra e μ das amostras ao laser infravermelho de λ 826-829 nm.....	82
Tabela 6 -	Penetração da radiação do laser infravermelho de λ 826-829nm.....	83
Tabela 7 -	Coefficiente de atenuação e penetração da amostra 1 aos lasers vermelho e infravermelho.....	84
Tabela 8 -	Coefficiente de atenuação e penetração da amostra 2 aos lasers vermelho e infravermelho.....	84
Tabela 9 -	Coefficiente de atenuação e penetração da amostra 3 aos lasers vermelho e infravermelho.....	85



LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGNIFICADOS

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS e SIGNIFICADOS

A	Constante
B	Constante
ABNT	Associação Brasileira de Normas técnicas
aC	Antes de Cristo
AsGaAl	Arseneto de gálio e alumínio
CCD	Charge coupled device (Dispositivo de carga acoplado)
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
Er: YAG	Érbio – ítrio – alumínio – granada
et. al	abreviatura de et allii (E outros)
GFR	Grupo de Física das Radiações
EUA	Estados Unidos da América
HeNe	Hélio Neônio
Ho:YAG	Hólmio – ítrio - alumínio - granada
HSL	Hospital São Lucas
InGaAlP	Fosfeto de Índio, Gálio e Alumínio
LASER	<i>Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation</i> (Luz Amplificada por Emissão Estimulada de Radiação)
LED	Light-emitting diodo (Diodo emissor de luz)
LIR	Laboratório de Irradiância e Radiometria
MASER	<i>Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation</i> (Microondas Amplificado por Emissão Estimulada de Radiação)
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
TECNO PUC	Centro de Ciência e Tecnologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

Y0

Constante

LISTA DE SÍMBOLOS e SIGNIFICADOS

cm	Centímetro
cm²	Centímetro quadrado
g	Gramma
Hz	Hertz
I₀	Radiação incidente
I_t	Radiação incidente transmitida
J	Joule
J/cm²	Joules por centímetro quadrado
ln	logaritmo de número natural
mJ	Milijoule
mm	Milímetro
mW	MiliWatt
mW/cm²	MiliWatt por centímetro quadrado
nm	Nanômetro
p	Nível de significância de um teste estatístico
rpm	Rotações por minuto
s	Segundo
X	Espessura do tecido
T	Transmitância
W	Watt
W/cm²	Watt por centímetro quadrado
Wm⁻²	Watt por metro quadrado
λ	Comprimento de onda (Lambda)

μ	Coeficiente de atenuação
β	Beta
®	Marca Registrada
%	Por cento
°C	Graus Celsius
>	Maior
<	Menor
=	Igual



SUMÁRIO

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	33
2 REVISÃO DE LITERATURA	37
2.1 TECIDO ÓSSEO.....	37
2.1.1 Mandíbula.....	40
2.2 LASER.....	41
2.2.1 Interação lasers e tecidos.....	44
3 METODOLOGIA	55
3.1 RESPALDO ÉTICO DA PESQUISA.....	55
3.2 DELINEAMENTO DA PESQUISA.....	55
3.3 PARADIGMA.....	55
3.4 VARIÁVEIS.....	56
3.4.1 Variáveis dependentes.....	56
3.4.2 Variáveis independentes.....	56
3.5 PROBLEMAS.....	56
3.6 HIPÓTESE.....	57
3.7 CONFIGURAÇÃO DA AMOSTRA.....	57
3.8 PREPARO DAS AMOSTRAS.....	59
3.9 OBTENÇÃO DOS RESULTADOS.....	64
3.9.1 Irradiação das peças.....	65
3.9.2 Aquisição dos dados.....	68
3.9.3 Mensuração da espessura das amostras.....	69
3.10 ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	69
3.10.1 Análise dos dados.....	69
3.10.2 Análise estatística.....	71
4 RESULTADOS	73
4.1 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO DO LASER VERMELHO (λ 682-685nm)...73	
4.1.1 Para cada irradiância.....	76

4.1.2 Para cada amostra.....	77
4.2 PENETRAÇÃO DO LASER VERMELHO (λ 682-685nm).....	77
4.3 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO DO LASER INFRAVERMELHO (λ 826 - 829nm).....	79
4.3.1 Para cada Irradiância.....	81
4.3.2 Para cada amostra.....	82
4.4 PENETRAÇÃO DO LASER INFRAVERMELHO (λ 826-829nm).....	82
4.5 COMPARAÇÃO DO COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO E DA PENETRAÇÃO DO LASER VERMELHO E INFRAVERMELHO.....	84
5 DISCUSSÃO.....	87
6 CONCLUSÕES.....	103
REFERÊNCIAS.....	106
ANEXO A.....	115
ANEXO B.....	116
ANEXO C.....	117
ANEXO D.....	118



INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Em 1917 foi proposta por Albert Einstein a teoria que proporcionou as bases ao desenvolvimento dos *lasers*. Porém, se passaram mais de quatro décadas até ser desenvolvido o primeiro emissor de *laser* por Theodore Maiman, em 1960. Essa tecnologia foi empregada pela primeira vez na Odontologia quatro anos mais tarde, tendo como paciente um cirurgião-dentista, o qual teve seu dente irradiado pelo seu irmão e médico, Leon Goldman.

Desde então, foram desenvolvidos diferentes tipos de *lasers*, sendo utilizados para os mais diversos fins, não se restringindo às áreas da saúde, mas também empregados nos campos industriais, bélicos e tecnológicos. Passados muitos anos do empirismo que marcou as primeiras experiências com os *lasers* na área médica, essa tecnologia vem sendo amplamente estudada e utilizada na Odontologia e demais áreas do conhecimento.

As Ciências da Saúde dispõem basicamente de dois grupos de *lasers*, o grupo dos *lasers* cirúrgicos ou de alta potência, os quais podem emitir pulsos superiores a 100 watts de potência, e gerar grandes variações no gradiente de temperatura tecidual, tendo como manifestação clínica desse efeito fototérmico, a fotoablação, que se caracteriza pela remoção dos tecidos irradiados por coagulação, evaporação e carbonização. Esse grupo, em geral, é utilizado como uma ferramenta cirúrgica, viabilizando diversos procedimentos cirúrgicos de tecidos duros e moles.

O outro grupo é composto pelos *lasers* não-cirúrgicos ou de baixa densidade de potência, que trabalham na faixa dos miliwatts. Esses *lasers* não geram nos tecidos irradiados mudanças de temperatura suficientes para causar efeitos fototérmicos, não prestando-se a realização de procedimentos cirúrgicos. A terapia com *laser* passou a ter visibilidade junto à comunidade científica, a partir dos trabalhos realizados de forma isolada por dois pesquisadores no fim da década de 60, Dr. Endre Mester na Hungria e Dr. Friedrich Plog, no Canadá. Esses pesquisadores demonstraram que *lasers* trabalhando em baixas densidades de

potência poderiam ser úteis à terapêutica, lançando, assim as bases da hoje mundialmente conhecida laserterapia. Essa modalidade de tratamento caracteriza-se pela interação da radiação com os tecidos sem causar-lhes danos térmicos. A energia empregada para a laserterapia atua mediando processos fotoquímicos e fotoelétricos dos meios intracelulares e extracelulares, tendo como principais efeitos a biomodulação, a analgesia e controle de reações inflamatórias. Os *lasers* de baixa potência também vêm sendo utilizados como um instrumento para fins de diagnóstico a partir de suas características de interação tecidual.

O tecido ósseo e o fígado são os únicos órgãos do corpo humano capazes de sofrer regenerações espontâneas, com recuperação da estrutura perdida (FONSECA et al. 1997). Assim, o emprego dos *lasers* de diodo em baixas densidades de potência na terapêutica do tecido ósseo e estruturas adjacentes visa dinamizar processos celulares de reparo ósseo e nervoso. Diversas áreas da Odontologia vêm estudando os possíveis efeitos da terapia com *lasers*. A implantodontia vislumbra na laserterapia a possibilidade de um menor tempo de osseointegração (PRETTO et al. 2004; KKADRA et al. 2004b); a Ortodontia busca conforto da sensibilidade dolorosa e aceleração da mecânica ortodôntica (KAWASAKI; SHIMIZU, 2000; ABREU et al. 2005); a Cirurgia Bucomaxilofacial espera uma cicatrização mais rápida de feridas ósseas (WEBER et al., 2006; PINHEIRO et al., 2006) e acelerar o retorno à função normal de áreas com déficits neurossensoriais (MILORO et al., 2000; DESMET et al., 2006).

O *laser* ao atingir um tecido, pode interagir de quatro formas: ser refletido por esse tecido, sendo esse índice de reflexão ou reflectância tecidual frequentemente utilizado para fins de caracterização tecidual; ser absorvido, acarretando efeito terapêutico; ser espalhado, podendo ou não, em algum momento ser absorvido e então, a partir desse momento, gerar algum efeito, característica, por vezes, até desejada pelo operador que pode assim alcançar uma área de ação do *laser* maior do que a da ponteira do aparelho; ou finalmente ser transmitido pelo tecido, sem que isto gere qualquer modificação permanente no tecido irradiado (CASTRO, 1992; CLAYMAN e KUO, 1997; BAGRATASHVILI, et al.,2001; PINHEIRO et al., 2001; ANAND, et al., 2003; KUMAR; SRINIVASAN; SINGH, 2004).

Para se determinar a interação entre a radiação luminosa e os tecidos biológicos quantitativamente, os parâmetros físicos do tecido devem ser correlacionados aos parâmetros da luz *laser*. O grau e a extensão dos efeitos biológicos do *laser* dependem das propriedades do tecido, que são determinadas pelo conteúdo de água, circulação sanguínea e pigmentação, e também são determinantes os parâmetros de irradiação, como a densidade de potência, fluência e comprimento de onda utilizados (CASTRO, 1992; AKIRA, et al., 1997; CLAYMAN e KUO, 1997; ANAND, et al., 2003; KUMAR; SRINIVASAN; SINGH, 2004; KNAPPE; FRANK; ROHDE, 2004; DESMET et al., 2006).

Na literatura trabalhos de avaliação das propriedades ópticas de interação da radiação de *lasers* em baixas densidades de potência com o tecido ósseo são escassos. Entretanto, o conhecimento das características de interação *lasers*/tecidos faz-se imprescindível no momento da seleção do comprimento de onda e dos parâmetros de irradiação necessários para se atingir resultados ótimos com o emprego dessa tecnologia na terapêutica ou em procedimentos cirúrgicos. Portanto, por meio de espectrorradiometria direta e análise dos dados no programa *Origin 7.0*³ através das equações de ajuste linear [$Y = \ln(I_t/I_0) = -\mu x + \text{constante}$], e exponencial [$Y = \ln(I_t/I_0) = A \cdot \exp(-\mu \cdot x) + Y_0$], são objetivos desse trabalho:

- Determinar os coeficientes de atenuação da região de corpo da mandíbula humana seca aos *lasers* em baixa irradiância em comprimentos de onda na região do vermelho de 682 – 685 nm e do infravermelho de 826 – 829 nm do espectro eletromagnético, quando irradiados sob diferentes irradiâncias;

- Determinar a penetração dos *lasers* com comprimentos de onda de 826 - 829 nm e de 682 – 685 mn em região de corpo da mandíbula humana seca, quando irradiados sob diferentes irradiâncias;

- Avaliar as possíveis variações nos dados obtidos da interação *laser*/tecido ósseo entre as distintas irradiâncias e comprimentos de onda utilizados nesse estudo.

³ *Origin 7.0*[®], *Windows*, São Paulo, Brasil



2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 TECIDO ÓSSEO

O tecido ósseo é um dos mais resistentes e rígidos do corpo humano. Constituinte principal do esqueleto, serve de suporte para as partes moles e proteção de órgãos vitais. Aloja e protege a medula óssea, formadora das células do sangue. Proporciona apoio aos músculos esqueléticos, transformando suas contrações em movimentos úteis, e constitui um sistema de alavancas que amplia as forças geradas na contração muscular. Além dessas funções, os ossos funcionam como depósitos de cálcio, fosfato e outros íons, armazenando-os ou liberando-os de maneira controlada (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999).

O tecido ósseo é um tipo especializado de tecido conjuntivo formado por células e material intercelular calcificado, a matriz óssea. As células são: os osteócitos, que se situam em lacunas no interior da matriz; os osteoblastos, produtores da parte orgânica da matriz; os osteoclastos, células gigantes, móveis e multinucleadas, que reabsorvem o tecido ósseo. Todos os ossos são revestidos em suas superfícies externas e internas por membranas conjuntivas que possuem células osteogênicas, o perióstio e o endóstio, respectivamente (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999).

O perióstio é formado por tecido conjuntivo denso, muito fibroso em sua parte externa e mais rico em células e vasos sanguíneos na porção interna, junto ao tecido ósseo. As células do perióstio têm morfologia semelhante à dos fibroblastos, transformando-se facilmente em osteoblastos. O endóstio é geralmente constituído por uma camada de células osteogênicas revestindo as cavidades de osso esponjoso, o canal medular, os canais de Havers e os de Volkmann (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999).

A matriz óssea é constituída de 10-15% de água, 25-30% de colágeno e, aproximadamente, 60% de conteúdo inorgânico. A porção inorgânica do tecido ósseo consiste principalmente de hidroxiapatita, a qual possui a seguinte composição: $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$. Os íons mais encontrados são o fosfato e o cálcio, há também pequenas quantidades de bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato. Os cristais de hidroxiapatita têm forma de agulhas ou tabletes alongados, medindo entre 25-75 de diâmetro e aproximadamente 200nm de comprimento, agregados em grupos com dimensões de poucos micrômetros e orientados ao longo das fibrilas colágenas, envolvidos por substância fundamental amorfa. Essas características dimensionais dos cristais de hidroxiapatita geram uma proporção grande de superfície em relação ao volume. Os íons da superfície do cristal da hidroxiapatita são hidratados, existindo, portanto, uma camada de água e íons em volta do cristal, chamada de capa de hidratação (FONSECA et al. 1997; PREIN et al. 1998; JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999; BAGRATASHVILI et al., 2001).

A parte orgânica da matriz é constituída por colágeno do tipo 1 (95%) e o restante por proteínas não colágenas, sendo aproximadamente 23% osteoconectina, 15% osteocalcina, 9% sialoproteínas, 9% fosfoproteínas, 5% glicoproteínas, 3% albumina, outras proteínas em menor quantidade e água. Esse tipo de colágeno consiste de duas cadeias α 1 e uma cadeia α 3, formando uma tríplice hélice. O diâmetro das fibrilas colágenas é de 10-300nm e a fibrila como um todo, possui poucos micrometros. O colágeno tipo 1 é similar ao achado na pele e tendões. A destruição da parte orgânica do osso, o deixa com sua forma intacta, porém extremamente quebradiço (FONSECA et al., 1997; PREIN et al., 1998; JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999; SPENCER et al., 1999; BAGRATASHVILI et al., 2001).

O tecido ósseo ao olho desarmado, macroscopicamente, é formado por partes sem cavidades visíveis, o osso compacto, e por partes com muitas cavidades intercomunicantes, o osso esponjoso. Porém, essa é uma classificação macroscópica, pois ambos possuem a mesma estrutura histológica básica. O sistema trabecular do osso esponjoso varia em volume, densidade e arranjo, conforme o local, carga funcional e idade do indivíduo. Histologicamente há dois tipos de tecido ósseo: o imaturo e o maduro ou lamelar. Os dois tipos possuem as mesmas células e constituintes da matriz, porém no imaturo, as fibras colágenas se

dispõe irregularmente e possui uma menor quantidade de minerais (maior permeabilidade aos raios X), já no maduro essas fibras se organizam em lamelas de 3 a 7 µm de espessura, que ficam paralelas umas às outras, ou se dispõem em camadas concêntricas em torno de canais com vasos, formando os sistemas de Havers. Cada sistema de Havers é constituído por um cilindro longo, paralelo à diáfise e formado por cerca de 20 lamelas ósseas concêntricas. Os canais de Havers comunicam-se entre si, com a cavidade medular e com a superfície externa do osso, por meio dos canais transversais ou oblíquos, os canais de Volkmann. Em adultos a maior porção dos ossos corticais e esponjosos são constituídos de tecido ósseo lamelar, a exceção de áreas próximas às suturas ósseas do crânio, alvéolos dentários e em alguns pontos de inserção de tendões (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999).

O suporte vascular aos ossos da região crânio-facial é vasto, tendo muitos canais colaterais em diversas localizações. Dentro do tecido ósseo a nutrição se dá pelos sistemas de Havers que são conectados pelos canais de Volkmann. Cada sistema geralmente contém um vaso do tipo capilar (PREIN et al., 1998).

Para Oliveira (2002) a medula óssea é encontrada no tecido esponjoso e no canal medular dos ossos longos. Forma e destrói tecido ósseo, forma elementos do sangue e armazena gordura. Sua coloração pode ser variável:

- vermelha: vascularizada – gênese dos elementos figurados do sangue;
- amarela: com células adiposas;
- gelatinosa: pouco vascularizada, ossos velhos.

Em relação à cor do tecido ósseo, encontramos uma variação: no feto é avermelhado quando fresco ou parda quando seco; na criança é opalina; no adulto é branca; e no velho amarelada. Quanto a consistência óssea, no feto é flexível e mole; na criança é dura, mas flexível; no adulto é rígida podendo ser elástica; no velho é rígida e quebradiça (GERHARDT DE OLIVEIRA, 2002).

Para PREIN et al., (1998) a composição estrutural do tecido ósseo é comparável a estruturas designadas a aplicações técnicas, como concreto reforçado com aço ou fibras de vidro. O osso compacto é um material altamente anisotrópico,

e suas propriedades mecânicas se diferem ao longo de diferentes eixos. A orientação interna dos componentes acredita-se estar relacionada à carga funcional da região correspondente.

2.1.1 Mandíbula

A mandíbula é um osso ímpar e móvel, situado nas partes inferior e posterior da face; aloja os dentes inferiores e com o osso hióide forma o esqueleto do assoalho da boca. É derivada do esqueleto visceral (primeiro arco branquial), sua ossificação se realiza ao lado da cartilagem de Meckel, que desaparece. É composta por duas camadas de osso compacto: uma lateral e outra medial, entre as quais se intercala uma abundante substância esponjosa onde se identifica o canal da mandíbula. A quantidade de tecido esponjoso é variável, segundo a região que considere de tal maneira é escasso no processo coronóide e abundante na cabeça da mandíbula, que é coberta por uma delgada lâmina de tecido compacto. A mandíbula possui um corpo, dois ramos e os processos alveolar, geniano, coronóide e articular. Tem a forma que lembra a de um osso tubular, com o corpo retangular, mais alto que largo, e uma face cortical interna e outra externa. A cortical externa é mais grossa na altura da protuberância mental e da região de terceiros molares. O corpo da mandíbula suporta os dentes e os alvéolos, os quais possuem uma cortical externa densa e tábuas internas de osso esponjoso (FONSECA et al. 1997; GERHARDT DE OLIVEIRA, 1998; PREIN et al. 1998; FIGÚN e GARINO, 2003).

O canal da mandíbula nasce no forame mandibular, situado na face medial do ramo, e atravessa o corpo do osso, até a região de dentes pré-molares, onde ocorre uma bifurcação: que termina no forame mental e outra se ramifica na região anterior, com difícil identificação anatômica. Uma delgada lâmina de tecido ósseo compacto é o limite periférico do canal, cuja parede superior é perfurada por inúmeros forames destinados aos vasos e nervos para os dentes posteriores. Em cortes horizontais, o canal da mandíbula margeia a tábua lingual da mandíbula até a face mesial do primeiro molar; em cortes paralelos ao eixo maior do corpo da mandíbula, o canal

segue uma concavidade antero-superior, tendo como ponto mais baixo da curva na região entre o primeiro e o segundo molar (FIGÚN e GARINO, 2003).

Em cortes frontais, o canal tem secção circular ou oval, com maior eixo vertical, onde se destaca uma lâmina cortical óssea que demarca seus limites. Há dois tipos anatômicos de canais, em 60%, é um verdadeiro canal de paredes espessas e de cor branco-nacarada, no restante, é uma passagem pouco definida no osso esponjoso, do qual às vezes mal se distingue (FIGÚN e GARINO, 2003).

A mandíbula não é um tecido ósseo estático, mas sim uma unidade dinâmica, que é influenciada pelas forças da mastigação advindas de dentes ou próteses, como também pelas forças dos músculos associados aos movimentos mandibulares durante a mastigação. O estresse e a tensão na mandíbula por essas várias forças resultam em uma orientação dos sistemas de harvers que fazem a mandíbula ser única em relação a qualquer outro osso no corpo. A combinação de vários músculos e cargas de forças externas sobre a mandíbula são únicas, comparadas a ossos longos, e o claro entendimento da estrutura óssea da mandíbula é importante para o designe e tratamento com implantes, técnicas de reconstrução e tratamento de fraturas da mandíbula, disfunções têmporo-mandibular e várias condições dento-alveolares. Isso é devido ao fato que, diferente de outros ossos longos do corpo, a orientação da rigidez da mandíbula é perpendicular à direção da carga durante a função (NOMURA, et al., 2003).

2.2 LASER

A palavra laser é formada pelas iniciais de “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation”, isto é: Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação (MAILLET, 1987).

A emissão estimulada foi descrita pela primeira vez por Albert Einstein em 1917, de forma teórica. A primeira possibilidade de aplicação desse fenômeno à amplificação de ondas ultracurtas (maser) foi definida por C.H. Townes em 1951, e

recebeu confirmação experimental em 1954. A primeira publicação em matéria de lasers é o artigo de A.L.Schawlow e C.H. Townes, em 1958, que obteve repercussão mundial nos meios científicos. O primeiro laser foi realizado por T.H. Maiman, nos Estados Unidos, e entrou em funcionamento em julho de 1960, o qual emitia breves pulsos de uma luz vermelha brilhante, proveniente de uma barra de rubi, excitada por um forte fleche de lâmpada similar àquelas utilizadas para fotografias (CAMPBELL e MIMS, 1972; MAILLET, 1987).

Logo após a demonstração do primeiro laser, muitos outros foram desenvolvidos. A maioria deles utilizavam rubi ou outro cristal fluorescente, mas a maior façanha ocorreu um ano depois na Bell Telephone Laboratories® com o desenvolvimento por Ali Javan do laser de gás hélio-neônio (He-Ne). Mais em frente, outro grande passo, foi o desenvolvimento dos lasers de diodo semicondutores em 1962 (CAMPBELL e MIMS, 1972).

As primeiras aplicações dessa energia foram no processamento de materiais, onde era utilizada para corte, perfuração e soldagens, e também nas áreas médicas. O pré-requisito para a aplicação médica do laser está de acordo com as necessidades médicas e as possibilidades técnicas (KNAPPE; FRANK e ROHDE, 2004).

A energia transmitida através do espaço é chamada de radiação eletromagnética, e pode ser descrita como uma propagação de ondas com determinadas características energéticas, ou como discretas parcelas de energia chamada de fótons. A radiação eletromagnética é quantificada em termos da frequência, expressa em Hertz (Hz) ou ciclos por segundo ou de comprimento de onda (λ), expresso em unidades métricas. O nanômetro (nm) define o comprimento de onda da luz em relação ao metro, um nanômetro é um bilionésimo de metro. A luz visível em termos de comprimento de onda situa-se aproximadamente entre 400 e 700 nm, entretanto alguns indivíduos possuem a capacidade de ver luz com comprimentos de onda superiores a 900 nm. O limite do comprimento onda sobre a emissão de uma fonte de luz é chamado de espectro (CAMPBELL e MIMS, 1972; CLAYMAN e KUO, 1997).

A emissão estimulada possui propriedades notáveis: as radiações induzidas e indutoras tem a mesma fase (e comprimento de onda), a mesma direção e polarização. Diz-se que a emissão é coerente (todas as ondas propagam-se no espaço na mesma fase) espacial e temporal. A originalidade da emissão coerente relaciona-se com a possibilidade de concentrar em um ângulo sólido uma energia ou potência notáveis. Essa concentração superficial permite uma ação muito pontual e energética sobre a matéria; daí as aplicações em soldagem, medicina, fotônica, estudos de plasma para fusão termonuclear, etc. As características de coerência, colimação (o feixe de radiação é quase paralelo) e monocromaticidade (todos os fótons possuem o mesmo comprimento de onda, frequência e energia), distinguem a luz laser da luz solar e de lâmpadas comuns, as quais emitem radiação eletromagnética em diversos comprimentos de onda e direções (CAMPBELL e MIMS, 1972; MAILLET, 1987; CLAYMAN e KUO, 1997; BRUGNERA e PINHEIRO, 1998; GENOVESE, 2000; KNAPPE; FRANK e ROHDE, 2004).

Campbell e Mims (1972) colocam que a partir do desenvolvimento do primeiro laser, houve crescente interesse na construção de lasers a partir de semicondutores, devido ao seu menor custo de confecção. Assim no outono de 1962, foi desenvolvido o laser de diodo infravermelho com meio ativo de arseneto de gálio (903 nm) pela Hall of General Electric®. Pouco tempo depois o primeiro laser de diodo a emitir no espectro visível, foi fabricado por N. Holonyak, tendo como substrato o arseneto de gálio e fósforo Ga(AsP), que emite vermelho brilhante em comprimento de onda próximo de 630 nm (dependendo da concentração de fósforo), o qual possui baixa potência de saída comparado ao AsGa.

O mecanismo de funcionamento dos lasers de diodo se deve a um chip semiconductor que funciona como um diodo elétrico, que possui uma camada positiva (camada “p”) separada de outra negativa (camada “n”), através de uma camada não condutora. Ao receber uma corrente elétrica nessas camadas “p” e “n”, a camada neutra servirá de local de troca, ativando os elétrons e liberando energia. E através da cavidade óptica o diodo emissor de luz, forma a radiação laser, que ao sair dessa cavidade deve ser novamente focada e colimada (BRUGNERA et al., 2003; PRETTO, 2004).

Através do uso de diferentes meios ativos, os sistemas lasers podem emitir radiações desde a região do ultravioleta de aproximadamente 200 nm até ultrapassar o infravermelho com comprimentos de onda superiores a 10.000 nm. Em regiões de comprimento de onda entre 300 e 2.200 nm, é possível transmitir a luz laser através de finas, porém, resistentes fibras de vidro de quartzo (diâmetro entre 0.2 - 0.6 mm) baseadas em sucessivas reflexões internas da luz. Isso permite o uso de técnicas endoscópicas. Os sistemas de laser diferem-se, também, em relação à duração e a potência da radiação emitida, podendo emitir de forma contínua, pulsada ou em modo-fechado (KNAPPE; FRANK e ROHDE, 2004). A razão pela qual a energia é emitida define o modo temporal de operação do laser. Em módulo contínuo, a potência de pico do laser é igual à potência média de saída e a irradiância da onda é constante em relação ao tempo (CASTRO, 1992).

Atualmente, existem indicações para o uso dos lasers de diodo na medicina, os quais possuem vantagens sobre os outros lasers. Estão entre os mais eficientes conversores de energia elétrica em radiação coerente. Os diodos empregam cristais semi-condutores como meio-ativo, os quais após excitados, emitem radiação coerente no espectro visível e infravermelho (lasers de diodo tipicamente emitem entre 630 e 980 nm), que pode ser facilmente transmitida ao paciente por fibra óptica. Diodos frequentemente são empregados como instrumentos de terapêutica, diagnóstico, leitores ópticos, posicionadores em equipamentos médicos, como tomógrafos, ou aparelhos de ressonância magnética e raios – x (KNAPPE; FRANK e ROHDE, 2004).

2.2.1 Interação lasers e tecidos

A radiação luminosa ao atingir um tecido pode ser refletida, transmitida, absorvida ou espalhada. Cada um desses fenômenos pode ocorrer de forma isolada ou associada a outros. A reflexão ocorre quando a radiação atinge a superfície do tecido, fazendo com que parte dessa radiação retorne na direção da fonte de excitação e pode ser causada pela natureza, densidade e cor do tecido. A

transmissão ocorre quando o feixe de laser atravessa o tecido causando pouco ou nenhum efeito. A absorção é o principal parâmetro de interação laser-tecido, pois dela depende a quantidade de energia entregue ao tecido, para alcançar o efeito terapêutico. O espalhamento se refere a difusão da energia do feixe no tecido, sendo máximo quando o tamanho da partícula é da mesma ordem de grandeza do comprimento de onda da radiação incidente. Grandes diferenças entre o tamanho do comprimento de onda e o tamanho da partícula reduzem esse efeito. Desde que os lasers emitem em diferentes cores ou comprimentos de onda, sua interação com os tecidos são variadas, e dependem basicamente do comprimento de onda da radiação incidente e das características ópticas do tecido (CASTRO, 1992; PINHEIRO, 2001).

Para que a luz laser produza algum efeito sobre o corpo humano, é necessário que ela seja absorvida, ocorrendo uma interação desta radiação com as estruturas celulares e moleculares do organismo. A luz transmitida ou refletida não gera efeito, a não ser que seja absorvida em algum momento (CASTRO, 1992; CLAYMAN e KUO, 1997; BRUGNERA e PINHEIRO, 1998; VIEGAS, 2005).

Quando o laser incide perpendicularmente sobre a superfície de tecidos moles, a interação luz-tecido leva a uma reflectância difusa e transmitância da radiação. Em contraste, em regiões anatômicas ou órgãos espessos como o braço humano, uma fração da radiação incidente, emerge espalhada e o restante é absorvido, após inúmeras interações com o meio. O componente espalhado consiste da contribuição das várias camadas teciduais anisotrópicas e depende da cor do tecido, composição e fluxo sanguíneo. A absorção e o espalhamento dos fótons no interior dos tecidos biológicos são caracterizados pelos respectivos coeficientes de absorção e espalhamento, representando a atenuação da luz incidente. A atenuação que a radiação sofre ao percorrer determinado “caminho óptico” pode ser definida como o coeficiente de atenuação tecidual, μ (mensurado em unidades de cm^{-1}), e corresponde à quantidade de energia absorvida em função da espessura do material absorvente. Assim a descrição desses processos em termos de seus parâmetros ópticos, pode caracterizar tecidos biológicos (CLAYMAN e KUO, 1997; ANAND, et al., 2003; KUMAR; SRINIVASAN e SINGH, 2004).

A transmitância (T) de uma radiação eletromagnética em um tecido é a razão entre a energia radiante transmitida (I_t) por uma amostra e a energia radiante que nela incide (I_0) (SILVERSTAIN; BASSLER e MORRIL, 1994; CLAYMAN e KUO, 1997; KOLÁROVÁ; DITRICOVÁ e WAGNER, 1999).

A forma pelo qual o laser é levado aos tecidos atua como uma variável na resposta do tecido a essa radiação. Existem os lasers de onda livre, onde a ponteira do laser não contacta o tecido alvo. Nesse módulo de aplicação a onda irá convergir ou divergir, conforme a regulagem de lentes do aparelho. Ao alterarmos a distância que estamos irradiando o tecido alvo, a densidade de potência ou irradiância também será alterada, e conseqüentemente os efeitos terapêuticos da irradiação; nessa forma de irradiação uma substancial quantidade de energia é refletida ou perdida como calor e fumaça. Outra forma de levar a radiação é por contato da ponteira do laser com o tecido, onde há um aumento na irradiância e redução nas variações da potência levadas ao tecido, outrora acarretadas pelas mudanças na distância de irradiação. Dessa forma, a reflexão de luz pelo tecido também é reduzida, aumentando a interação do laser com o tecido. Alterações no diâmetro e forma da ponteira do aparelho de laser causam não só mudanças no tamanho do foco e, assim na densidade de potência do laser, mas também no ângulo e divergência da onda emanada (CLAYMAN e KUO, 1997).

A energia de uma onda é inversamente proporcional a sua freqüência, assim o comprimento de onda do laser, associado com as características ópticas do tecido irradiado, determinarão o tipo de interação e efeito biológico que haverá com o tecido. O comprimento de onda do laser também determina se ele possuirá absorção dependente de cor (Nd:YAG, Argônio,...) ou não (Excimeros, CO₂, ...), característica conhecida como ressonância ou seletividade da luz laser por determinados tecidos. Cada tipo de laser apresenta um comprimento de onda específico, a qual é absorvida nos tecidos por cromóforos-alvo específicos (CLAYMAN e KUO, 1997).

A densidade de fluxo energético (Φ) de ondas em lasers pulsados é definida baseada na energia de pulso (E) e na área de secção transversal da onda (A), onde $\Phi = E/A$. Em lasers operantes com onda contínua (CW), é impossível definir a energia de pulso, porém nesses casos substitui-se o pulso energético (Joules) pela

potência de saída do aparelho (watts). Então a densidade energética de fluxo (J/cm^2) passa a ser densidade de fluxo de potência (W/cm^2). Esses dois conceitos são agrupados sobre o termo geral de densidade de potência ou irradiância (MEISTER et al., 2004).

Os tecidos são heterogêneos do ponto de vista óptico e, portanto, absorvem e refletem energia de maneira distinta. Diferentes comprimentos de onda apresentam diferentes coeficientes de absorção para um mesmo tecido e, portanto, tem penetração distinta nesse tecido. A importância da absorção ocorrer de maneira diversificada está no fato de que, dependendo do comprimento de onda, um mesmo tecido absorverá energia mais superficialmente ou permitirá que a luz o atravesse, atuando em um alvo na intimidade tecidual (ALMEIDA-LOPES, 2003).

A absorção da luz laser pelos tecidos vivos pode resultar em quatro processos: fotoquímico, fototérmico, fotomecânico e fotoelétrico. Dentro dos efeitos fotoquímicos podemos incluir a biomodulação, que é o efeito da luz laser sobre processos moleculares e bioquímicos que normalmente ocorrem nos tecidos, como por exemplo, na cicatrização e no reparo de feridas. A fotoablação é a manifestação clínica do efeito fototérmico e que se caracteriza pela remoção do tecido por vaporização, superaquecimento, coagulação e hemostasia. A outra manifestação clínica do efeito fototérmico é a pirólise, que é a queima do tecido. Já as interações fotomecânicas incluem a fotodisrupção e a fotodissociação, que é a quebra estrutural do tecido pela luz laser (BRUGNERA e PINHEIRO, 1998; ABREU et al., 2002; VIEGAS et al., 2005). Para Kanappe; Frank e Rohde, (2004) dependendo, de um lado, da duração da irradiação sobre tecido (tempo de interação), e da irradiância na superfície ou sobre o volume de interação (densidade de potência) teremos um ou outro efeito biológico do laser.

Em tecidos de superfície a absorção da luz é principalmente atribuída a pigmentos tissulares como a melanina, bilirrubina, hemoglobina, etc. Em mamíferos, são três os principais fotorreceptores: hemoglobina, mioglobina e o citocromo c oxidase. Em órgãos internos a variabilidade da absorção é atribuída à composição e fluxo sanguíneo do tecido. (KUMAR; SRINIVASAN; SINGH, 2004; DESMET et al., 2006).

Abreu et al. (2005) dividem os lasers utilizados em Odontologia em dois grandes grupos, os de baixa potência ou para laserterapia, e os de alta potência ou lasers cirúrgicos. Os lasers cirúrgicos devido ao alto gradiente de temperatura que podem alcançar, têm capacidade de corte, vaporização, coagulação e esterilização dos tecidos. Os lasers de baixa potência não alteram o gradiente de temperatura tecidual o suficiente para causar danos térmicos, sua ação ocorre em nível molecular e iônico nos tecidos irradiados, sendo úteis para terapêutica.

Conforme Pretto (2004); do Nascimento (2004) a laserterapia vem sendo utilizada com sucesso na clínica odontológica, podendo ser auxiliar de tratamentos convencionais ou ser utilizada isoladamente de forma eletiva. As irradiações de tecidos com lasers de baixa potência promovem um aumento no potencial de regeneração tecidual, efeito antiinflamatório, analgésico e vasodilatador. Fatores como a fluência, o comprimento de onda, a potência e a fase de irradiação podem afetar as respostas biológicas do tecido frente ao laser.

O uso da terapia com lasers na biomodulação do processo de reparo ósseo vem crescendo, e estudos têm demonstrado resultados positivos dessa terapêutica. Portanto, a laserterapia é empregada com sucesso para aumentar a cicatrização óssea em muitas situações, como de alvéolos de extrações dentárias, fraturas ósseas, durante tratamentos ortodônticos e em pós-operatório de implantes (KHADRA et al., 2004b; DESMET et al., 2006; PINHEIRO et al., 2006).

Em cirurgias ortognáticas, exodontias e fraturas da mandíbula observa-se déficit neurossensorial do nervo alveolar inferior e mentoniano. Usualmente não há um tratamento efetivo a essas parestesias, porém, a laserterapia com infravermelho (λ 820-830 nm) vem sendo proposta como uma boa alternativa de tratamento a essa condição (MIDAMBA e HAANAES, 1993; KULLAR et al., 1996; MILORO et al., 2000, ABREU et al., 2005).

Kolárová, Ditrichová e Wagner (1999) avaliaram a penetração dos lasers de He-Ne (λ 632 nm) com potência de saída de 50 mW e o diodo (λ 675 nm) com potência de saída de 21 mW, em pele humana. A distribuição da irradiância dos

lasers nos substratos de pele foi detectada com CCD e avaliada por um software. Foram recolhidas amostras de pele de 11 pacientes submetidos a cirurgias plásticas em diferentes áreas do corpo, em algumas amostras foi retirada a gordura subcutânea. As amostras possuíam dimensões de 2 x 2 cm e foram inseridas entre a fonte de laser e um fotodetector acessório do aparelho de laser da marca Metra Blansko®. Como a irradiância do laser não é uniforme, os resultados foram a média da mensuração de três amostras. Na pele a absorção do laser ocorre basicamente na derme e na epiderme, enquanto o espalhamento é predominante em camadas mais profundas ricas em colágeno. A penetração e espalhamento dos lasers na pele são muito dependentes do comprimento de onda e das propriedades ópticas individuais da pele. Na epiderme o principal absorvente de lasers na região ultravioleta (UV) e visível é a melanina. Ondas entre λ 400 e 600 nm são absorvidas por cromóforos como a hemoglobina, oxihemoglobina, bilirrubina e caroteno. Uma pequena absorção pelo sangue ocorre em comprimentos de onda entre λ 700 e 1300 nm. Em seu experimento, os autores observaram que os lasers penetraram em todos os substratos da pele. Nas amostras de 19 mm de espessura, aproximadamente 0.3 % do He-Ne e 2.1% do diodo atravessaram a amostra. Em espécies sem a gordura subcutânea, com espessuras entre 1.5 – 4.1mm a penetração subiu para 10% ao He-Ne e 14% para o diodo. Também foi observado que em tecidos de granulação a penetração para os lasers aumentou 2.5 vezes, devido a diferente estrutura histológica.

Whittaker (2004) fez uma revisão da literatura a respeito da acupuntura com laser de baixa potência, onde o alcance da energia é um determinante fundamental de sua eficácia, a qual é governada não apenas por parâmetros de irradiação como comprimento de onda e irradiância, mas também pelas propriedades inerentes à pele como sua espessura, idade, pigmentação e anisotropia colágena da região. Na região do UV ao espectro visível do violeta ao laranja (λ 400 - 600nm) há uma substancial absorção pela hemoglobina e melanina e uma limitada transmissão pela pele. Em comprimentos de onda superiores a 1.400 nm há considerável absorção pela água e, portanto, pequena transmissão. Já lasers vermelhos e infravermelhos são menos absorvidos pela água e pigmentos tendo uma maior transmissão, apesar do espalhamento desses comprimentos de onda pelo colágeno atenuar seu alcance na pele. Após o laser vencer a barreira da pele e dos tecidos subdérmicos, sua

progressão é facilitada devido ao menor coeficiente de espalhamento dos músculos, onde a transmissão para os comprimentos de onda entre 600 e 800 nm é quatro vezes superior ao da pele.

Bossy et al. (1985) mensuraram in vitro a penetração do laser de diodo infravermelho (850nm) em cortical óssea. As potências utilizadas variaram entre 1 e 11 mW. A amostra foi posicionada a uma distância fixa de um sensor de fotovoltagem, cuja resposta a voltagem é uma função linear da energia luminosa recebida. As variações na voltagem foram estudadas em função da variação de espessura de osso compacto interposto entre o laser e o sensor. Em papel semilogarítmico, foi achada uma curva de dois segmentos lineares e com diferentes inclinações. No primeiro, que possuía uma espessura de tecido ósseo entre 0 e 1mm, foi visto uma grande inclinação, sendo muito provavelmente decorrente de uma importante reflexão da superfície óssea; o segundo, com uma discreta inclinação, corresponde a absorção, a qual é exponencial. Entretanto, se o laser entra na direção córtico-medular, a segunda inclinação é mais aguda do que no caso de uma irradiação longitudinal da peça seguindo a composição diafisária. A potência de 10 mW gera uma penetração máxima de aproximadamente 18 mm na direção axial do osso e de aproximadamente 6 mm na direção córtico-medular. Em terapêuticas é necessário levar-se em consideração a reflexão da superfície óssea e a direção da onda em relação à morfologia óssea, devido a esses dois elementos interferir na difusão do laser.

Spencer et al. (1999) colocam que o laser pode ser uma alternativa a brocas no preparo do leito ósseo para implantes, o qual pode permitir uma remoção precisa do tecido ósseo sem danos térmicos ou mecânicos excessivos aos tecidos adjacentes, desde que sejam selecionados comprimentos de onda altamente absorvidos pelos principais constituintes do tecido ósseo. A água está presente em ambas as frações orgânicas e inorgânicas do tecido ósseo e constitui aproximadamente 10% do osso. Moléculas de água são predominantemente absorvidas por radiação infravermelha entre λ 2.000 e 10.000 nm, já as proteínas são absorvidas entre λ 5.900 e 6.600 nm. Portanto, os autores avaliaram a efetividade da ablação do tecido ósseo com lasers em altas densidades de potência com comprimentos de onda de 3.000 nm, 6.100 nm e 6.450 nm, os quais coincidem com o módulo vibracional de proteínas e água.

Observaram mínimo dano térmico ao tecido ósseo com esses lasers e que a camada carbonizada ficou limitada em uma área de menos de seis micra da superfície irradiada.

Peavy et al., (1999), avaliaram a interação de lasers na região do infravermelho entre λ 2.900 e 9.200 nm do espectro eletromagnético e observaram que o processo de ablação do tecido ósseo é dependente do comprimento de onda do laser utilizado, e que sua absorção pelo tecido ocorre em maior profundidade onde as proteínas possuem forte absorção, e são mais rasas onde o conteúdo mineral é o grande absorvedor da irradiação. Os autores concluem que há um aumento na profundidade de ação do laser quando são selecionados comprimentos de onda ressonantes com a matriz protéica do tecido ósseo.

Para Bagratashvili et al. (2001), o comprimento de onda do laser determina em grande parte sua penetração em tecidos biológicos. Lasers de baixa potência na região visível e próximos do infravermelho no espectro eletromagnético são largamente usados na laserterapia, terapia fotodinâmica e hipertermia local. Em altas intensidades podem ser usados como lâmina. Esses autores avaliaram a formação e a recombinação de radicais livres em tecidos que continham colágeno, como o osso descalcificado quando irradiados por lasers de λ 248 nm e de λ 1.056 nm. Nesse experimento o espectro óptico de absorção das amostras foi mensurado com auxílio de um espectrômetro. Observaram que o colágeno devido a seus cromóforos, possui bandas de absorção próximas à radiação ultravioleta.

Haapaniemi, Scherey e Laurikainen (2001) avaliaram a transmissão dos lasers de λ 632 nm e 780 nm através do osso promontório de cadáveres humanos, conservados em formalina 10% e com espessura óssea variando entre 0.51 a 1.42 mm. Foi utilizado o efeito doppler do laser para as mensurações. A atenuação da luz laser causada pela pele e pelo promontório são próximas, e a penetração máxima na pele tem sido estimada em 1.5 mm. O osso promontório humano é um osso primariamente cortical, com algum conteúdo esponjoso. Nesse experimento a atenuação pelo osso promontório ao infravermelho (780nm) foi de 22-65% (média 42%) e a transmissão de 35-78% (média 57%) e para o vermelho (632nm) a atenuação foi de 79% e a transmissão de 21%. Os autores colocam que a

transmissão dos lasers através do tecido ósseo é diretamente dependente da espessura do osso, e que o infravermelho possui uma menor atenuação e por conseguinte, uma maior transmissão em tecido ósseo.

Wallace et al. (2004) mensuraram a variação da temperatura do tecido ósseo quando irradiado pelo laser de Er:YAG (2.094 nm) sob diferentes potências. Os autores colocam que nessa região do espectro eletromagnético do infravermelho, ocorre a máxima absorção da água, assim a energia é absorvida a poucos centésimos de micrômetros da superfície irradiada, pela hidroxiapatita, e, mais especificamente, pela pequena quantidade de água presente no tecido.

Goldhahn et al. (2005) utilizaram o laser de Er:YAG para fazer perfurações em tecido ósseo, foi utilizado osso fresco de tibia de bezerro de dois animais, sendo confeccionadas amostras retangulares de secção transversal de 10 x 20 mm e espessura entre 2 a 7 mm. Observaram que a penetração da radiação é inversamente proporcional a espessura do tecido. Para os autores, comprimentos de onda entre 2.900 e 9.200 nm, têm sido efetivos para o corte ósseo devido sua alta absorção pela água confinada no interior do tecido ósseo.

Akira et al. (1997) colocam que a avaliação da resistência do tecido ósseo in vivo é de suma importância ao diagnóstico e tratamento de osteoporose, a qual usualmente é realizada por exames radiográficos, tomográficos e mais recentemente por ultra-sonografia. Assim, propuseram um método novo e não-invasivo de mensuração quantitativa e qualitativa do tecido ósseo baseado na difusão da luz pelo tecido. Foi analisada a transmissão de lasers em amostras cúbicas de 10 mm, de tecidos ósseos cortical, trabecular, muscular e adiposo bovinos. As espécimes foram irradiadas com lasers infravermelhos, pulsados com 400 mW, frequência de 76 MHz, spot de 2 mm e comprimentos de onda 754 nm, 765 e 805 nm. Foi utilizado um osciloscópio óptico para as mensurações. Foi observado que o tecido muscular possui alta transmitância ao laser e pequeno espalhamento, apesar de conter mioglobina, a qual é altamente absorvida por esses comprimentos de onda; o osso trabecular possui alta transmitância, mas o espalhamento é maior que o do músculo. O tecido adiposo é um forte espalhador da luz, e osso cortical mostra possuir o maior espalhamento do laser entre esses tecidos. Também foi observado que

quanto maior a densidade óssea, menor a transmissão da radiação. Nesse modelo experimental não foi possível distinguir a luz que foi atenuada pelo espalhamento da que foi atenuada pela absorção. Nesse estudo, foi demonstrado que os tecidos irradiados possuem propriedades ópticas bem distintas, e que essas diferenças dão pistas para que no futuro possam ser realizadas mensurações in vivo dos diferentes tecidos do corpo, inclusive o ósseo.

Kumar, Srinivasan e Singh (2004) afirmam que a radiação laser possui características únicas que podem ser aplicadas em terapêutica e diagnóstico e dependem das características ópticas dos tecidos, como a pigmentação, composição, conteúdo sanguíneo e a estrutura colágena. Assim, a descrição das características de atenuação e de interação com os tecidos do laser, podem ser usadas para caracterizar os tecidos biológicos. Portanto, os autores caracterizaram tecidos frescos recém - excisados de coração, pulmões, rim, baço, fígado, músculo esquelético e tecido adiposo de cabra, através de reflectometria e simulação Monte Carlo. Foi utilizado um laser diodo de λ 670 nm, com potência de 3 W e spot de saída de 0,001 m, e a leitura dos fótons refletidos pela amostra foi feita por um fotodiodo e sua energia foi convertida para voltagem por um amplificador, e no computador foi obtida teoricamente seu perfil espacial através de equação de ajuste. Foi obtido coeficiente de absorção tecidual máximo para baço e mínimo para rim. O coeficiente de reflectância foi máximo para tecido adiposo e mínimo para rim e fígado. O tecido adiposo e muscular, apesar de naturezas diferentes, possuem parâmetros ópticos similares.

Bargo et al. (2005) avaliaram in vivo as propriedades ópticas de mucosas saudáveis e de mucosas com tumor, através do laser vermelho (λ 630 nm). Baseados nas características espectrais dos cromóforos tissulares (água, tecido seco e sangue) e na determinação dos coeficientes de reflectância e absorbância à radiação, foi possível a distinção entre as duas mucosas. A média de absorção e reflexão da mucosa saudável ao laser foi de 0,87 cm⁻¹ e 7,8 cm⁻¹, respectivamente. A mucosa tumoral apresentou valores de 1,87 e 8,4 cm⁻¹, respectivamente. Para os autores a perfusão sanguínea foi a mais importante variável para a diferença no coeficiente de absorção entre os tecidos estudados.



3 METODOLOGIA

3.1 RESPALDO ÉTICO DA PESQUISA

Esta pesquisa foi submetida à análise da Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul e aprovada sob o protocolo de número 0026-06 (ANEXO A). Foi, também, encaminhada ao Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul e aprovada sob o protocolo de número 1270-06 (ANEXO B).

3.2 DELINEAMENTO DA PESQUISA

Esta pesquisa foi realizada junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), em cooperação com Grupo de Física das Radiações (GFR) do Centro de Pesquisa e Desenvolvimento em Física TECNOPUC – PUCRS, como parte integrante da linha de pesquisa “Lasers em Odontologia”. Toda a infra-estrutura e suporte técnico à realização desse estudo foram dados pelo GFR da PUCRS.

3.3 PARADIGMA

Foi realizado um estudo pré-experimental sob o paradigma tradicional quantitativo (ESTRELA, 2001).

3.4 VARIÁVEIS

3.4.1 Variável dependente

Transmitância dos *lasers* na região do vermelho (λ 682-685 nm) e do infravermelho (λ 826-829 nm)⁴ do espectro eletromagnético em baixas irradiâncias na região de corpo da mandíbula humana seca.

3.4.2 Variáveis independentes

- 1- Diferentes espessuras de tecido;
- 2- Aplicação do *laser* nos diferentes comprimentos de onda;
- 3- Aplicação do *laser* com diferentes irradiâncias.

3.5 PROBLEMAS

- A irradiância do *laser* influencia sua atenuação e penetração na região de corpo da mandíbula humana seca?

- Há diferença na atenuação e penetração dos *lasers* vermelho de λ 682 – 685 nm e infravermelho de λ 826 – 829 nm na região de corpo de mandíbula humana seca?

3.6 HIPÓTESES

A irradiância dos *lasers* influenciam sua atenuação e penetração em mandíbulas humanas secas.

Há diferença na atenuação e na penetração entre os *lasers* de λ 682 -685 e de λ 826 - 829 nm na região de corpo de mandíbula humana seca.

3.7 CONFIGURAÇÃO DA AMOSTRA

O experimento foi realizado com três blocos ósseos, obtidos a partir de três mandíbulas humanas secas, parcialmente edêntulas tipo classe I de Kennedy, ou seja, desdentadas posteriores bilaterais (TODESCAN, 2001). Os espécimes foram cedidos pelo Departamento de Ciências Morfológicas da Unidade de Biociências da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) à realização dessa pesquisa (ANEXO C).

As mandíbulas foram encaminhadas a um odontologista⁵ para a realização de análise antropométrica, objetivando a determinação da idade as quais teriam os indivíduos no momento de suas mortes (ANEXO D). Os estudos antropométricos atualmente concentram-se na estimativa da idade pelos dentes, sexo e altura, porém através do esqueleto completo. Na análise de ossos isolados, como a mandíbula, a quantidade de elementos para subsidiar conclusões torna-se escassa, tornado difícil a estimativa precisa da idade. Dessa forma, as mandíbulas foram enquadradas em uma faixa etária ampla:

O indivíduo da mandíbula da amostra denominada um (1) teria idade superior aos 60 anos (fig.1);

⁴ Comprimentos de onda e Irradiâncias mensuradas pelo GFR da PUCRS, sob orientação da Profa. Dra. Mara Regina Rizzatti, 2006

⁵ Eniara Pimenta Mocellin Bernardi (CRO 6986)

O indivíduo da mandíbula da amostra denominada dois (2) teria idade superior aos 50 anos (fig. 2);

O indivíduo da mandíbula da amostra denominada três (3) teria idade superior a 30 anos e inferior a 55 (fig. 3).



Figura 1: Mandíbula da qual foi confeccionada a amostra 1.

Fonte: Dados da pesquisa (PUCRS, 2006)



Figura 2: Mandíbula da qual foi confeccionada a amostra 2.

Fonte: Dados da pesquisa (PUCRS, 2006)



Figura 3: Mandíbula da qual foi confeccionada a amostra 3.

Fonte: Dados da pesquisa (PUCRS, 2006)

3.8 PREPARO DAS AMOSTRAS

As mandíbulas foram seccionadas verticalmente no sentido látero-lateral, para a obtenção de blocos ósseos da região de corpo mandibular do lado direito, posteriores 15 mm ao limite anterior do forame mental, com dimensões de 25 mm de comprimento no sentido ântero-posterior e espessuras e alturas distintas conforme o local seccionado (fig. 4). Para o seccionamento das mandíbulas em blocos, foi utilizada uma serra para troquel da marca Renfert® com lâmina de corte de 0.3 mm de espessura.

Após essa etapa, os blocos tiveram seus rebordos alveolares desgastados com lixa d'água de granulação 150, montada em uma politriz horizontal Struvers® modelo DPU-10, com 200 RPM e irrigação constante com água, até ficarem com 20 mm de altura a partir da basilar da mandíbula. Também foi dado o acabamento com a politriz horizontal, nas irregularidades das demais faces osteotomizadas das peças. Após obtenção dos blocos, o material ósseo restante dos espécimes foi devolvido ao Departamento de Ciências Morfológicas da PUCRS, para que possa ser utilizado em estudos futuros.

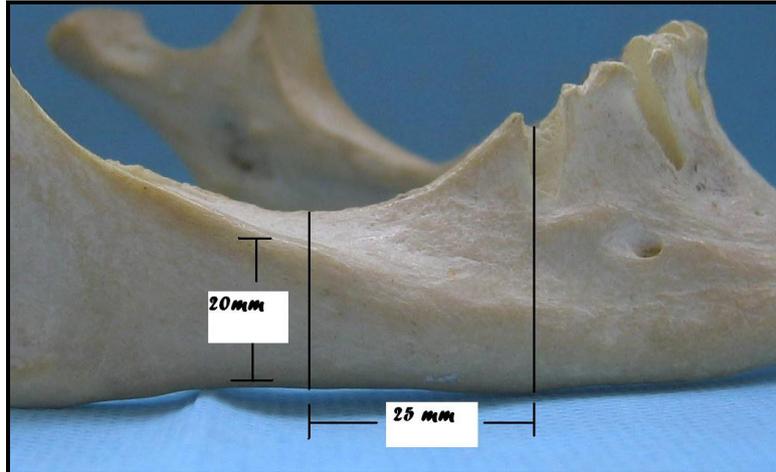


Figura 4: Delimitação da região da mandíbula da qual foram confeccionadas as amostras e suas respectivas dimensões.

Fonte: Dados da pesquisa (PUCRS, 2006)

Portanto, foi obtido um bloco ósseo de cada mandíbula, totalizando três amostras com as seguintes dimensões: 25 mm de comprimento, 20 mm de altura e espessura distinta conforme a morfologia de cada peça (figs. 5 e 6). Nessa etapa, as aferições das dimensões das peças foram realizadas com um paquímetro eletrônico digital da marca Mitutoyo®.



Figura 5: Aferição do comprimento da amostra (25mm).

Fonte: Dados da pesquisa (PUCRS, 2006)



Figura 6: Aferição da altura da amostra (20mm).

Fonte: Dados da pesquisa (PUCRS, 2006)

As três amostras obtidas possuíam aparência superficial heterogênea, porosidade e densidade inconstante sendo, portanto, amostras anisotrópicas. As amostras 1 e 3 possuíam características semelhantes de coloração e porosidade, sendo mais pigmentadas, com a medular menos porosa e com as corticais mais

espessas que a amostra 2, a qual apresentava-se com uma coloração opaca e com a medular óssea com maior porosidade e com as corticais mais delgadas em relação aos demais corpos de prova (figs. 7,8 e 9).



Figura 7: Bloco ósseo da amostra 1.



Figura 8: Bloco ósseo da amostra 2.

Fonte: Dados da pesquisa (PUCRS, 2006)



Figura 9: Bloco ósseo da amostra 3.

Fonte: Dados da pesquisa (PUCRS, 2006)

O próximo passo foi fatiar cada uma das três peças ósseas, para que durante o experimento, as irradiações com os *lasers* pudessem ser realizadas em diferentes espessuras de tecido. Corpos estranhos presentes na superfície das peças foram removidos antes de seu fatiamento.

Para a realização dessa etapa, foi confeccionada uma base de suporte em acrílico para as amostras, que se prestou a dois fins: acoplar as amostras à máquina

de corte e, depois de seccionadas, manter as fatias em posição não permitindo perder sua relação espacial, durante as irradiações com os lasers no experimento.

Para confecção das bases acrílicas de suporte das amostras, foram utilizadas embalagens de filmes fotográficos, as quais foram parcialmente preenchidas com acrílico autopolimerizável incolor e, durante a fase de massa da polimerização do acrílico, as peças ósseas tiveram 5 mm de sua porção mesial incluídas no acrílico (fig. 10).



Figura 10: Base acrílica de suporte das amostras.

Fonte: Dados da pesquisa (PUCRS, 2006)

O fatiamento da peças foi realizado no Laboratório de Tecnologia dos Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da PUCRS, em máquina de corte Labcut 1010, da empresa Extec[®], com disco de corte de diamante fino série 15 LC DIAMOND de 0.3mm de espessura, em 400 RPM e sob irrigação constante com água⁶. As peças foram posicionadas no seu longo eixo perpendicular à lâmina de corte e levadas de encontro ao disco por auxílio de um peso de 150g acoplado ao braço de corte da máquina (figs. 11 e 12). As peças foram seccionadas verticalmente, ao longo de seu maior eixo, a partir de um ponto central da face vestibular equidistante das bordas da peça, com espaçamentos de 0,9 mm entre cada corte, até que se atingisse a face lingual da mesma. Essas fatias mantiveram-se em posição presas pela base acrílica na qual se encontravam incluídas (fig 13).

⁶ Orientação da Profa. Dra. Ana Maria Spohr (CRO 10143).



Figura 11: Máquina da corte Labcut 1010.

Fonte: Dados da pesquisa (PUCRS, 2006)



Figura 12: Peça seccionada em posição.

Fonte: Dados da pesquisa (PUCRS, 2006)



Figura 13: Peça após secção.

Fonte: Dados da pesquisa (PUCRS, 2006)

As amostras depois de fatiadas, foram desidratadas durante sete dias em dessecador a vácuo pertencente ao Laboratório de Microscopia e Microanálises da Faculdade de Engenharia da PUCRS, a fim de evitar que a água absorvida durante os cortes interferisse na interação *lasers*/osso durante o experimento. Após a desidratação as peças foram submetidas às irradiações.

3.9 OBTENÇÃO DOS RESULTADOS

A parte experimental desse estudo constituiu-se da irradiação das peças e a leitura da radiação transmitida (I_t) através de espectrorradiometria direta⁷. As irradiações das peças com os lasers foram realizadas no Centro de Pesquisa e Desenvolvimento em Física TECNOPUC – PUCRS, no Laboratório de Irradiância e Radiometria (LIR) do Grupo de Física das Radiações (GFR), em sala especialmente destinada ao trabalho com o espectrorradiômetro, onde no momento do experimento não havia nenhuma fonte da radiação luminosa, à exceção do *laser* (fig. 14).

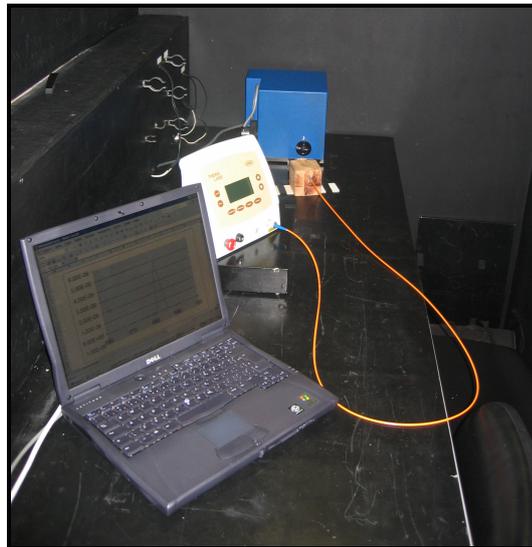


Figura 14: Sala do LIR do GFR destinada às irradiações, e a distribuição dos equipamentos utilizados no experimento: computador, fonte *laser* e espectrorradiômetro, respectivamente.

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo Física das Radiações. (PUCRS, 2006)

⁷ Orientação da Profa. Dra. Mara Regina Rizzatti.

3.9.1 Irradiação das Peças

As amostras foram irradiadas com os *lasers* de diodo⁸⁹¹⁰ na região do vermelho do espectro eletromagnético, comprimento de onda entre 682-685 nm de substrato ativo de Fosfeto de Índio, Gálio e Alumínio (InGaAlP); e com *laser* na região do infravermelho do espectro eletromagnético, com comprimento de onda entre 826-829 nm de substrato ativo de Arseneto de Gálio e Alumínio (AsGaAl), no modo contínuo e pontual, ponteira com diâmetro de saída de 0,2827 cm², em contato com a amostra, energia conduzida por fibra óptica com 1 metro de comprimento, conforme os quadros abaixo:

Quadro 1: Protocolo de irradiação do *laser* vermelho de λ 682-685 nm

Peça	Potência de saída 1	Potência de saída 2	Potência de saída 3
1	12 mW	20 mW	35 mW
2	12 mW	20 mW	35 mW
3	12 mW	20 mW	35 mW

Fonte: Dados da pesquisa. Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PUCRS, 2006)

Quadro 2: Protocolo de irradiação do *laser* infravermelho de λ 826-829nm

Peça	Potência de saída 4	Potência de saída 5	Potência de saída 6
1	25 mW	50 mW	100 mW
2	25 mW	50 mW	100 mW
3	25 mW	50 mW	100 mW

Fonte: Dados da pesquisa. Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PUCRS, 2006)

⁸ Dados do substrato ativo do laser foram fornecidos pelo fabricante do aparelho.

⁹ Thera Lase[®] DMC equipamentos, São Carlos, São Paulo, Brasil.

¹⁰ Comprimento de onda dos lasers mensurado pelo GFR.

Foram medidas por espectrorradiometria direta as irradiâncias¹¹ de todas as potências de saída¹² utilizadas nesse experimento, a fim de obtermos a radiação incidente (I_0), ou seja, a irradiância sobre as peças (Quadros 3 e 4).

Quadro 3: Potência de saída e respectivas irradiâncias (I_0) do laser vermelho de λ 682-685 nm.

	Potência 1	Potência 2	Potência 3
Potência de saída	12 mW	20 mW	35 mW
Irradiância (I_0)	8,679 Wm ⁻²	10,481 Wm ⁻²	14,946 Wm ⁻²

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006)

Quadro 4: Potência de saída e respectivas irradiâncias (I_0) do laser infravermelho de λ 826-829 nm.

	Potência 4	Potência 5	Potência 6
Potência de saída	25 mW	50 mW	100 mW
Irradiância (I_0)	9,854 Wm ⁻²	18,278 Wm ⁻²	28,440 Wm ⁻²

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006)

A distância entre a ponteira do aparelho e o leitor do espectrorradiômetro, foi mantida fixa durante todo o experimento. Para tanto, foi confeccionado um suporte de madeira, o qual continha uma perfuração onde a ponteira do aparelho de *laser* era introduzida, mantendo sempre a mesma posição durante as irradiações. Na mesa de testes do LIR, foram confeccionados encaixes para o suporte de madeira da ponteira do laser, de maneira que a ponteira do *laser* ficasse em um ângulo de 90 graus e com a ponteira de incidência paralela e a 11 cm do centro do leitor do espectrorradiômetro. As amostras foram posicionadas sobre uma base de blocos de cerâmica fosca, em contato e ângulo de 90 graus com a ponteira de incidência do aparelho de *laser*, tendo como ponto de contato peça, a face vestibular do corpo da mandíbula, equidistante 10 mm de cada borda da peça (figs. 15, 16, 17 e 18).

¹¹ Irradiâncias mensuradas pelo GFR da PUCRS.

¹² Potências de saída informadas pelo fabricante da fonte laser.

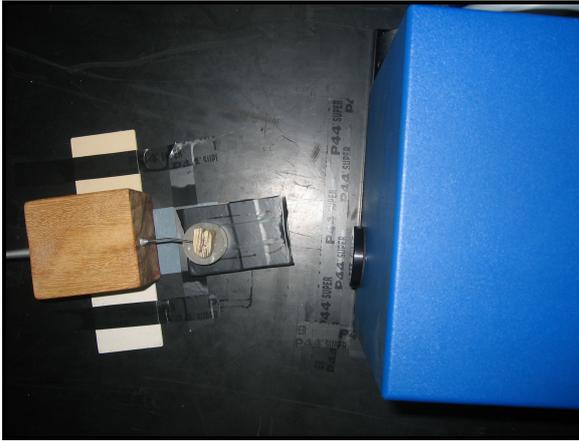


Fig.15: Ponteira do aparelho em ângulo de 90° com o leitor do espectrorradiômetro

(Fonte: Dados da pesquisa. Grupo Física das Radiações (PUCRS, 2006))

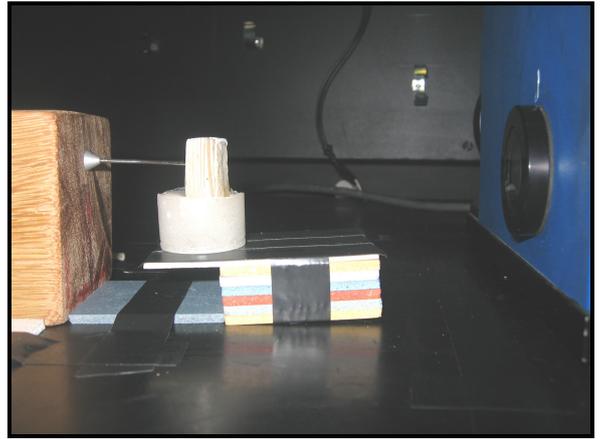


Fig.16: Ponteira do *laser* em contato com a amostra

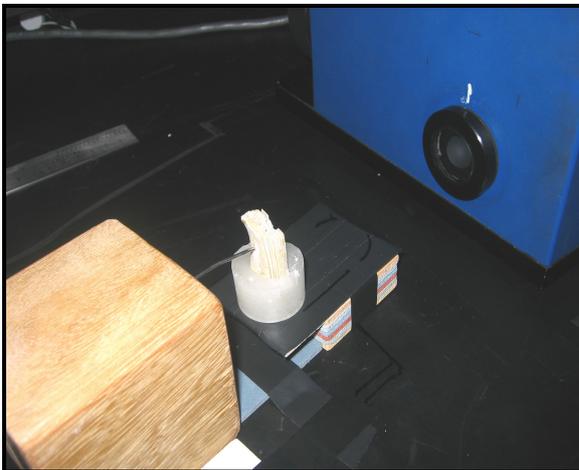


Fig. 17: Ponteira do *laser* dirigido ao centro do leitor do espectrorradiômetro

(Fonte: Dados da pesquisa. Grupo Física das Radiações. PUCRS, 2006)



Fig. 18: Ponteira do *laser* eqüidistante das bordas da amostra

As amostras foram irradiadas com o *laser* vermelho e infravermelho em suas distintas potências, conforme o protocolo da pesquisa (quadros 1 e 2). As irradiações tiveram início com as amostras em sua espessura total, sem que nenhum dos fragmentos previamente seccionados fosse retirado. Nos passos subseqüentes, as fatias das amostras foram gradativamente sendo retiradas no sentido de lingual para vestibular e irradiadas, no qual o último fragmento a ser retirado foi o fragmento vestibular que contatava com a ponteira do aparelho de *laser*. Dessa forma, pode-se mensurar a transmissão dos *lasers* sob diferentes espessuras ósseas e distintas irradiâncias.

Durante as irradiações das amostras, foram seguidas as normas de biossegurança e de regulamentação para o trabalho com *lasers* preconizadas por Khanwilkar (1992), Elson (1997) e Genovese (2000).

3.9.2 Aquisição dos dados

A aquisição dos dados foi obtida pela mensuração da radiação incidente (I_0) e da radiação transmitida (I_t) através de espectrorradiometria direta. Foi utilizado um espectrorradiômetro¹³ que opera na região do espectro eletromagnético de 250 a 1100 nm, com uma taxa de diafragma f/4 e uma precisão de comprimento de onda de ± 0.5 nm. As características desse aparelho incluem um amplificador fechado, um fixador para auto-calibração de comprimento de onda óptica e um programa de interface com o usuário LabView® (fig. 19).

Foi realizada a detecção espectral entre λ 665 e 695 nm para o *laser* na região do espectro eletromagnético do vermelho e entre λ 810 e 840 nm para o *laser* no infravermelho.

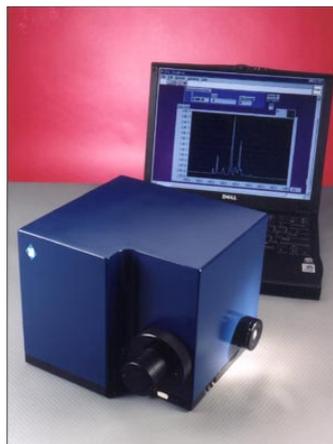


Fig 19: Espectrorradiômetro Spectrocube IL 2000.

(Fonte: www.germetec.com.br/inter/espectro.asp)

¹³ Spectrocube® IL2000, International Light, Newburyport, Massachusetts, EUA.

3.9.3 Mensuração da espessura das amostras

Após cada retirada de fatia da peça, foi realizada a mensuração de sua espessura, localizado no ponto de irradiação das peças, através do equipamento de medição de espessura da marca Hannatek[®]. Assim, somadas as espessuras das fatias das peças chegou-se a espessura total de cada amostra.

Foram obtidas as seguintes medidas:

Quadro 5: Número de fatias, espessura das fatias e total das amostras.

Amostra	Número de fatias	Espessura Total*	Espessura média das fatias*	Espessura média das amostras*	Desvio Padrão*
1	8	0,00724			
2	9	0,00903	0,00402	0,00744	0,00202
3	9	0,00607			

*As espessuras estão representadas em metro. Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006).

Observou-se, dessa forma, que apesar das peças terem sido todas fatiadas com o mesmo espaçamento (0,9 mm) na máquina de corte, as fatias não mantiveram todas as mesmas espessuras, em função da consistência e forma da superfície de contato peça/disco de corte, a qual por vezes desvia-se e inclina-se durante o fatiamento das amostras.

3.10 ANÁLISE DOS RESULTADOS

3.10.1 Análise dos dados

O coeficiente de atenuação do tecido corresponde ao freamento da radiação incidente por unidade de comprimento (CLAYMAN e KUO, 1997; ANAND et al.,

2003; KUMAR; SNIRIVASAN e SINGH, 2004), sendo a equação de atenuação: $I = I_0 e^{-\mu \cdot x}$. Dessa forma, a análise dos dados coletados nesse experimento foi performedo pelo programa *Origin 7.0*[®], em ambiente *Windows*^{®14}, respeitando as seguintes equações de ajuste exponencial e linear¹⁵ para obtenção do coeficiente de atenuação das peças:

- Equação de ajuste exponencial para as amostras 1 e 3:

$$Y = \ln (I_t/I_0) = A \cdot \exp (- \mu \cdot x) + Y_0$$

Onde I_0 é a intensidade da radiação incidente, I_t é a intensidade da radiação transmitida, μ é o coeficiente de atenuação, A é a constante, x é a espessura do tecido e \ln é o logaritmo de número natural da transmitância (T), sendo $T = (I_t/I_0)$, A é constante.

- Equação de ajuste linear para amostra 2:

$$Y = \ln (I_t/I_0) = -\mu x + b$$

Onde I_0 é a intensidade da radiação incidente, I_t é a intensidade da radiação transmitida, μ é o coeficiente de atenuação, b é a constante, x é a espessura do tecido e \ln é o logaritmo de número natural da transmitância (T), sendo $T = (I_t/I_0)$.

O cálculo de profundidade de penetração do laser para a amostra 1 e 3 foi realizado pela seguinte equação:

$$x = \ln ((A \cdot Y_0)/T) / \mu_{\text{médio}}$$

Onde x é a penetração no tecido, A é a constante, I_0 é a intensidade da radiação incidente, I_t é a intensidade da radiação transmitida, μ é o coeficiente de atenuação médio e \ln é o logaritmo de número natural da transmitância (T), sendo $T = (I_t/I_0)$.

¹⁴ *Windows XP*[®], *Microsoft*[®], *USA*.

¹⁵ Orientação da Profª. Dra. Mara Regina Rizzatti.

O cálculo de profundidade de penetração do laser para a amostra 2 foi realizado pela seguinte equação:

$$x = - \ln (T) + \text{constante} / \mu_{\text{médio}}$$

Onde x é a penetração no tecido, A é a constante, I_0 é a intensidade da radiação incidente, I_t é a intensidade da radiação transmitida, μ é o coeficiente de atenuação médio e \ln é o logaritmo de número natural da transmitância (T), sendo $T = (I_t/I_0)$.

3.10.2 Análise Estatística¹⁶

Para análise dos valores de transmitância para cada espessura do tecido ósseo e irradiância foi realizado o teste de Análise de Variância (ANOVA) modelo linear geral para cada um dos comprimentos de onda utilizados.

Para a comparação entre os valores de transmitância dos lasers vermelho e infravermelho foi realizado o teste de Análise de Variância (ANOVA) com medidas repetidas tendo a espessura como co-variável.

O processamento e análise dos dados foram realizados com a utilização do *software* estatístico SPSS[®] versão 10.0¹⁷, em ambiente Windows[®].

¹⁶ Orientação do Prof. Dr. João Feliz de Moraes

¹⁷ SPSS[®] 10.0 para Windows, São Paulo, Brasil.



4 RESULTADOS

Após as irradiações das peças e a retirada das fatias ósseas, observou-se novamente a semelhança entre as amostras 1 e 3 cuja pigmentação e consistência são distintas da amostra 2. Essa última amostra, após cada retirada de suas fatias durante a fase de irradiações do experimento, fragmentava-se em maior proporção que as demais amostras (1 e 3) em função de possuir a medular de maior porosidade. Essas características de semelhança de consistência e de pigmentação mais escura entre as amostras 1 e 3 e distinção em relação a amostra 2 (figura 20), serão observadas nos ajustes distintos empregados para as amostras e também nos resultados que foram obtidos nessa pesquisa.



Figura 20: Fatias das peças após irradiações, observando-se de cima para baixo, temos as fatias das peças 1, 2 e 3, respectivamente.

Fonte: Dados da pesquisa. Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PUCRS, 2006)

4.1 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO DO *LASER* VERMELHO (λ 682 - 685 nm)

As irradiâncias das fontes laser (I_0) em relação à irradiância transmitida pelo material (I_t) são apresentadas no gráfico da figura 1, onde no eixo Y encontra-se o $\ln(T)$, onde T é igual a (I_t/I_0) , e no eixo X a espessura correspondente à fatia das amostras.

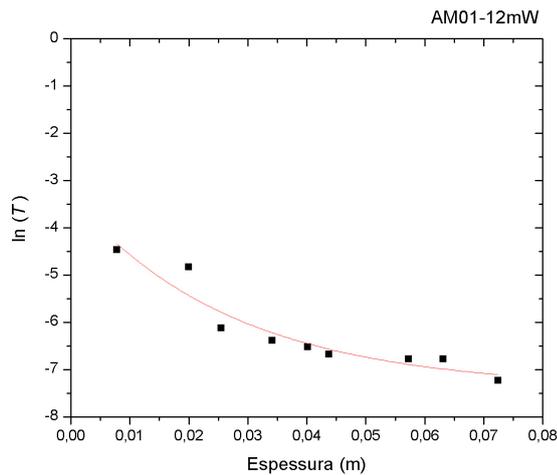


Gráfico 1: Transmitância da amostra 1 em relação à espessura do tecido quando irradiada com laser vermelho em 12 mW.

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006).

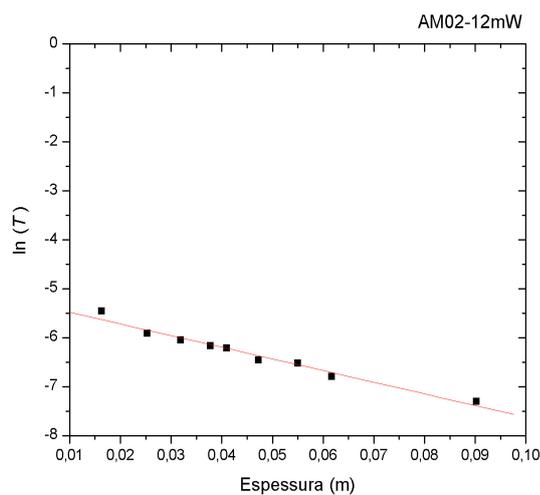


Gráfico 2: Transmitância da amostra 2 em relação à espessura do tecido quando irradiada com laser vermelho em 12 mW.

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006).

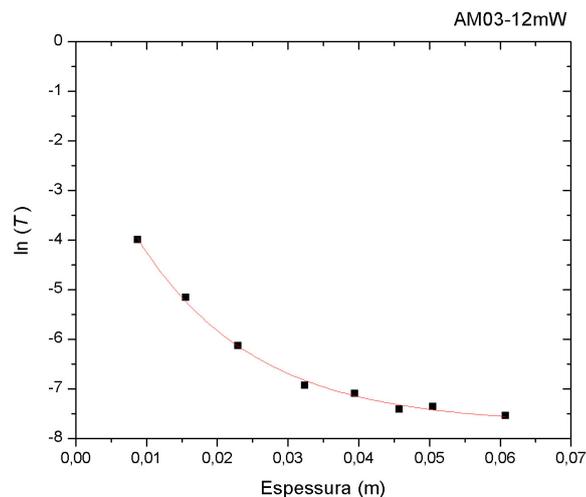


Gráfico 3: Transmittância da amostra 3 em relação à espessura do tecido quando irradiada com laser vermelho em 12 mW.

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006).

O Fator de Correlação de ajuste para as amostras 1, 2 e 3 estão apresentados no quadro abaixo:

Quadro 6: Fator de Correlação das amostras ao laser vermelho.

Irradiância	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3
8,679 Wm ⁻²	0,912	0,986	0,997
10,481 Wm ⁻²	0,900	0,954	0,992
14,946 Wm ⁻²	0,904	0,958	0,994

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006).

Observa-se nos gráficos que os pontos que apresentam a razão I_t/I_0 em relação à espessura, alguns apresentam tendência exponencial (amostra 1 e 3) e outros lineares (amostra 2). Observa-se que a transmittância da radiação apresenta uma relação proporcional a espessura do tecido, entretanto essa variação não apresentou significância estatística ($p \leq 0,883$). Os ajustes de funções que melhor representam esse comportamento foram obtidas por meio do programa *Origin 7.0*[®]. Os parâmetros fornecidos para os modelos de equação de ajuste linear, $Y = \ln(I_t/I_0) = -\mu \cdot x + b$, e para a equação de ajuste exponencial, $Y = \ln(I_t/I_0) = A \cdot \exp(-\mu \cdot x) + Y_0$, encontram-se na tabela 1, para todas as situações investigadas.

Tabela 1: Coeficientes de atenuação das amostras em relação à Irradiância (I_0) para o *laser* vermelho de λ 682 - 685 nm.

<i>Potencia*</i> <i>de saída</i>	<i>Irradiância (I_0)</i>	<i>Amostra 1</i>	<i>Amostra 2</i>	<i>Amostra 3</i>
12 mW	8,679 Wm ⁻²	36,324/m	23,810/m	60,938/m
20 mW	10,481 Wm ⁻²	38,153/m	26,683/m	65,359/m
35 mW	14,946 Wm ⁻²	34,819/m	26,390/m	56,148/m
Média	----	36,432/m	25,628/m	60,815/m

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006). * Dados fornecidos pelo fabricante do aparelho.

Esses parâmetros correspondem aos coeficientes de atenuação para o *laser* vermelho ao interagir com as amostras 1, 2 e 3. Da análise desses dados têm-se as seguintes constatações para as seguintes situações:

4.1.1 Para cada irradiância

- O coeficiente de atenuação do *laser* nas amostras apresentam a seguinte tendência: $\mu_2 < \mu_1 < \mu_3$.

- Coeficientes de atenuação distintos informam processos diferentes de interação da radiação da radiação com a matéria. Neste caso, os tecidos das amostras não são equivalentes.

- As amostras 1, 2 e 3 apresentam densidades diferentes, sendo a densidade da amostra 2 $< 1 < 3$.

- A amostra 2 possui a cortical menos espessa, a medular de maior porosidade e a menor pigmentação dentre as amostras, apresentando portanto, o menor coeficiente de atenuação à radiação.

4.1.2 Para cada amostra

Para cada amostra, verifica-se que o coeficiente de atenuação da radiação (μ) varia com a intensidade do feixe de *laser*, entretanto essa variação não apresentou significância estatística ($p \leq 0,932$). Observa-se uma tendência de diminuição do coeficiente de atenuação das amostras a medida que há um aumento da irradiância. Esse resultado confirma que os processos de interação da radiação com a matéria dependem da taxa com que a energia é entregue ao meio.

O coeficiente de atenuação da radiação *laser* em cada amostra pode ser obtido da média desses resultados, conforme a tabela 2:

Tabela 2: Coeficiente de atenuação (μ) médio para cada amostra e μ médio das amostras ao *laser* vermelho de λ 682- 685 nm

<i>Amostra</i>	<i>Coeficiente de atenuação médio</i>
1	36,432/m
2	25,628/m
3	60,815/m

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações, PUCRS, 2006.

Observa-se que a amostra 3 possui o maior coeficiente de atenuação dentre as amostras avaliadas, sendo duas vezes superior ao da amostra 2, a qual possui o menor coeficiente de atenuação ao *laser* vermelho.

4.2 PENETRAÇÃO DO LASER VERMELHO λ 682-685 nm

Considerando-se os parâmetros obtidos, pode se calcular a profundidade de penetração do *laser* vermelho λ 682 - 685 nm por meio das seguintes equações de ajuste: para as amostras 1 e 3 $x = \ln ((A. y_0)/T) / \mu_{\text{médio}}$ e para a amostra 2, $x = -\ln$

(T) + constante/ $\mu_{\text{médio}}$. Os valores da penetração da radiação nesses tecidos estão apresentados na tabela 3:

Tabela 3: Penetração* da radiação do laser vermelho de λ 682- 685 nm.

<i>Potência de Saída*</i>	<i>Irradiância (I_0)</i>	<i>Penetração* amostra 1</i>	<i>Penetração* amostra 2</i>	<i>Penetração* amostra 3</i>
12 mW	8,679 Wm ⁻²	0,291m	0,489m	0,188m
20 mW	10,481 Wm ⁻²	0,288m	0,480m	0,183m
35 mW	14,946 Wm ⁻²	0,284m	0,474m	0,185m
Média	-----	0,287m	0,481m	0,185m

*Valores de penetração encontram-se em metros. Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações. PUCRS, 2006. *Dados fornecidos pelo fabricante do aparelho.

Observa-se que quanto maior o coeficiente de atenuação da amostra, menor será a penetração da radiação na matéria, onde a penetração da amostra 3 < 1 < 2. Também se observa que a penetração da radiação na matéria sofre pequena variação com a irradiância incidente na amostra, apresentando uma tendência de diminuição da penetração à medida que há um aumento da irradiância.

Considerando-se a espessura total das amostras:

Amostra 1 – 0,00724 m (7,24 mm);

amostra 2 – 0,00903 m (9,03 mm);

amostra 3 – 0,00607 m (6,07 mm).

A penetração mínima e máxima da radiação do vermelho nas amostras variou entre 0,183 m e 0,489 m, respectivamente. Considerando-se as espessuras das amostras avaliadas observa-se que o *laser* foi transmitido pelas três amostras independentemente da irradiância utilizada.

4.3 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO DO *LASER* INFRAVERMELHO λ 826 - 829 nm

As irradiâncias das fontes (I_0) em relação à irradiância transmitida pelo material (I_t) são apresentadas no gráfico da figura 1, onde no eixo Y encontra-se o $\ln(T)$, onde T é igual a (I_t/I_0) e no eixo X, a espessura correspondente à fatia das amostras.

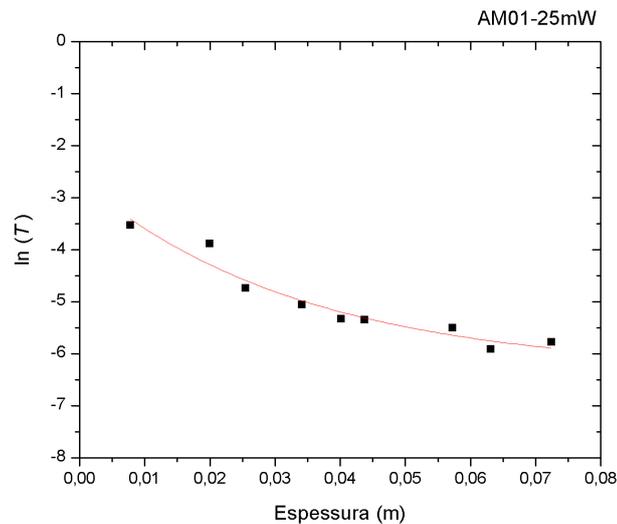


Gráfico 4: Transmitância da amostra 1 em relação à espessura do tecido irradiada com o *laser* infravermelho em 25mW.

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006).

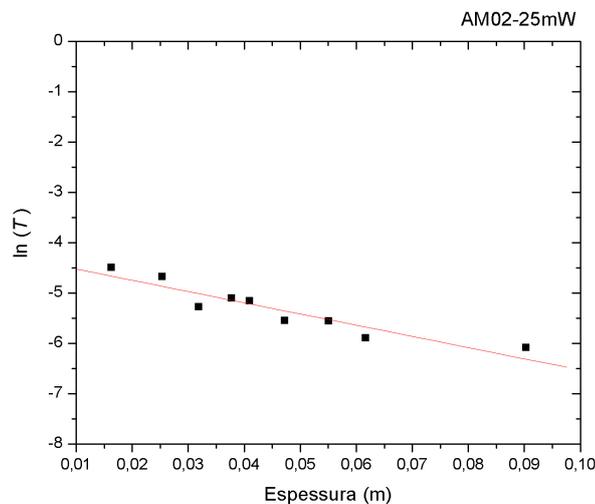


Gráfico 5: Transmitância da amostra 2 em relação à espessura do tecido irradiada com o *laser* infravermelho em 25mW

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006).

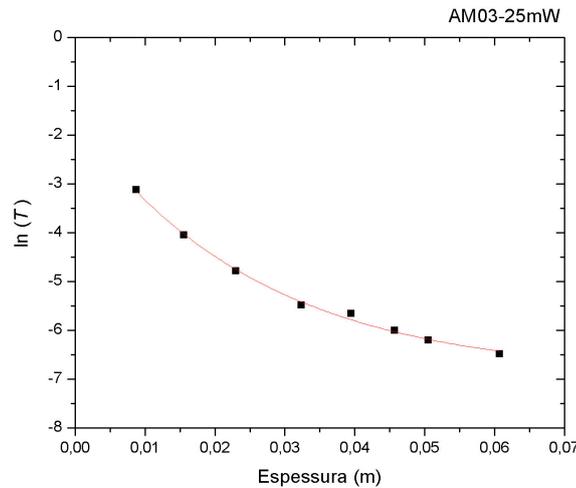


Gráfico 6: Transmitância da amostra 3 em relação à espessura do tecido irradiada com o laser infravermelho em 25mW

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006).

Quadro 7: Fator de Correlação das amostras ao laser infravermelho.

Irradiância	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3
9,854 Wm ⁻²	0,965	0,985	0,992
18,278 Wm ⁻²	0,978	0,997	0,997
28,440 Wm ⁻²	0,989	0,968	0,996

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006).

Observa-se nos gráficos, que os pontos que apresentam a razão I_0/I_t em relação à espessura, alguns apresentam tendência linear (amostra 2) e outros exponencial (amostras 1 e 3). Observa-se que a transmitância da radiação apresenta uma relação proporcional a espessura do tecido, entretanto essa variação não apresentou significância estatística ($p \leq 0,956$).

O ajuste de funções que melhor representam esse comportamento foram obtidas por meio do programa *Origin 7.0*[®]. Os parâmetros fornecidos para o modelo de equação de ajuste linear, $Y = \ln(I_t/I_0) = -\mu \cdot x + b$, e para a equação de ajuste exponencial, $Y = \ln(I_t/I_0) = A \cdot \exp(-\mu \cdot x) + Y_0$, encontram-se na tabela 4, para todas as situações investigadas:

Tabela 4: Coeficiente de atenuação (μ) médio para cada amostra em relação à irradiância (I_0) para o *laser* infravermelho de λ 826 - 829 nm.

<i>Potência de saída*</i>	<i>Irradiância (I_0)</i>	<i>Amostra 1</i>	<i>Amostra 2</i>	<i>Amostra 3</i>
25 mW	9,854 Wm ⁻²	29,326/m	22,269/m	38,521/m
50 mW	18,278 Wm ⁻²	29,770/m	23,725/m	33,256/m
100 mW	28,440 Wm ⁻²	22,278/m	27,633/m	36,563/m
Média	-----	27,127/m	24,542/m	36,113/m

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006). *Dados fornecidos pelo fabricante do aparelho.

Esses parâmetros correspondem aos coeficientes de atenuação para o *laser* infravermelho ao interagir com as amostras 1, 2 e 3. Da análise desses dados têm-se as seguintes constatações para as seguintes situações:

4.3.1 Para cada irradiância

- O coeficiente de atenuação do *laser* nas amostras apresentam a seguinte tendência: $\mu_2 < \mu_1 < \mu_3$;

- Coeficientes de atenuação distintos informam processos diferentes de interação da radiação da radiação com a matéria. Neste caso, os tecidos das amostras não são equivalentes;

- As amostras 1, 2 e 3 apresentam densidades diferentes, sendo a densidade da amostra 2 < 1 < 3;

- A amostra 2 possui a cortical menos espessa, a medular mais porosa e a menor pigmentação dentre as amostras, apresentando portanto, o menor coeficiente de atenuação à radiação.

4.3.2 Para cada amostra

Para cada amostra, verifica-se que o coeficiente de atenuação da radiação (μ) varia com a intensidade do feixe de *laser*, entretanto essa variação não apresentou significância estatística ($p \leq 0,951$). Observa-se uma tendência de diminuição do coeficiente de atenuação das amostras a medida que há um aumento da irradiância, à exceção da amostra 2. Esse resultado confirma que os processos de interação da radiação com a matéria dependem da taxa com que a energia é entregue ao meio.

O coeficiente de atenuação da radiação *laser* em cada amostra pode ser obtido da média desses resultados.

Tabela 5: Coeficiente de atenuação (μ) médio para cada amostra e μ médio das amostras ao *laser* infravermelho de λ 826 - 829 nm

<i>Amostra</i>	<i>Coeficiente de atenuação médio</i>
1	27,127/m
2	24,542/m
3	36,113/m

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006)

Observa-se que a amostra 3 possui o maior coeficiente de atenuação da radiação no infravermelho entre as amostras avaliadas, e a amostra 2 possui o menor coeficiente de atenuação.

4.4 PENETRAÇÃO DO LASER INFRAVERMELHO λ 826 - 829 nm

Considerando-se os parâmetros obtidos, pode se calcular a profundidade de penetração do *laser* infravermelho λ 826 - 829 nm, por meio das seguintes equações de ajuste: para as amostras 1 e 3 $x = \ln ((A_0)/T) / \mu_{\text{médio}}$ e para a amostra 2, $x = -$

$\ln(T) + \text{constante} / \mu_{\text{m\u00e9dio}}$. Os valores de alcance da radia\u00e7\u00e3o nesses tecidos est\u00e3o apresentados na tabela 9:

Tabela 6: Penetra\u00e7\u00e3o* da radia\u00e7\u00e3o do laser infravermelho de λ 826-829 nm

Pot\u00eancia de Sa\u00edda	Irradi\u00e2ncia (I_0)	Penetra\u00e7\u00e3o amostra 1	Penetra\u00e7\u00e3o amostra 2	Penetra\u00e7\u00e3o amostra 3
25 mW	9,854 Wm ⁻²	0,329m	0,423 m	0,279 m
50 mW	18,278 Wm ⁻²	0,339 m	0,427 m	0,275 m
100 mW	28,440 Wm ⁻²	0,323 m	0,432 m	0,271 m
M\u00e9dia	-----	0,330 m	0,427 m	0,275 m

*Valores da penetra\u00e7\u00e3o encontram-se em metros. Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de F\u00edsica das Radia\u00e7\u00f5es (PUCRS, 2006)

Observa-se que quanto maior o coeficiente de atenua\u00e7\u00e3o da amostra, menor ser\u00e1 a penetra\u00e7\u00e3o da radia\u00e7\u00e3o na mat\u00e9ria, onde a penetra\u00e7\u00e3o da amostra 3 < 1 < 2. Tamb\u00e9m se observa que a penetra\u00e7\u00e3o da radia\u00e7\u00e3o na mat\u00e9ria sofre pequena varia\u00e7\u00e3o com a irradi\u00e2ncia incidente na amostra, apresentando uma tend\u00eancia de diminui\u00e7\u00e3o da penetra\u00e7\u00e3o \u00e0 medida que h\u00e1 um aumento da irradi\u00e2ncia, a exce\u00e7\u00e3o da amostra 2.

Considerando-se as seguintes espessuras das amostras:

Amostra 1 – 0,00724 m (7,24 mm);

amostra 2 – 0,00903 m (9,03 mm);

amostra 3 – 0,00607 m (6,07 mm).

A penetra\u00e7\u00e3o m\u00ednima e m\u00e1xima da radia\u00e7\u00e3o do infravermelho nas amostras variou entre 0,271 m e 0,432 m, respectivamente. Considerando-se as espessuras das amostras avaliadas observa-se que o laser foi transmitido pelas tr\u00eas amostras independentemente da irradi\u00e2ncia utilizada.

4.5 COMPARAÇÃO DO COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO E DA PENETRAÇÃO DO LASER VERMELHO E INFRAVERMELHO

Foram feitas as médias da penetração e do coeficiente de atenuação das amostras ao *laser* vermelho (λ 682 - 685 nm) e infravermelho (λ 826 - 829 nm), com as Irradiâncias de $8,679 \text{ Wm}^{-2}$ e de $9,854 \text{ Wm}^{-2}$, respectivamente. Foram escolhidas à comparação essas Irradiâncias por apresentarem-se próximas.

Tabela 7: Coeficiente de atenuação e penetração da amostra 1 ao *laser* vermelho e infravermelho

<i>Fonte Laser</i>	<i>Potência</i>	I_0	<i>Coeficiente de atenuação</i>	<i>Penetração</i>
Vermelho (λ 682-685 nm)	12mW	$8,679 \text{ Wm}^{-2}$	36,324/m	0,291m
Infravermelho (λ 826-829 nm)	25mW	$9,854 \text{ Wm}^{-2}$	29,326/m	0,329 m

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006)

Tabela 8: Coeficiente de atenuação e penetração da amostra 2 ao *laser* vermelho e infravermelho

<i>Fonte Laser</i>	<i>Potência</i>	I_0	<i>Coeficiente de atenuação</i>	<i>Penetração</i>
Vermelho (λ 682-685 nm)	12mW	$8,679 \text{ Wm}^{-2}$	24,542/m	0,489 m
Infravermelho (λ 826-829 nm)	25mW	$9,854 \text{ Wm}^{-2}$	25,628/m	0,423 m

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006)

Tabela 9: Coeficiente de atenuação e penetração da amostra 3 ao *laser* vermelho e infravermelho

<i>Fonte Laser</i>	<i>Potência</i>	I_0	<i>Coeficiente de atenuação</i>	<i>Penetração</i>
Vermelho (λ 682-685 nm)	12mW	8,679 Wm ⁻²	60,938/m	0,188 m
Infravermelho (λ 826-829 nm)	25mW	9,854 Wm ⁻²	38,521/m	0,279 m

Fonte: Dados da pesquisa. Grupo de Física das Radiações (PUCRS, 2006)

Observa-se que nas amostras 1 e 3 o coeficiente de atenuação à radiação *laser* na região do vermelho apresentou-se maior que o do *laser* infravermelho, à exceção da amostra 2. Quanto à penetração da radiação nas amostras, observa-se que a penetração da radiação do *laser* infravermelho apresentou-se superior ao do *laser* vermelho, à exceção da amostra 2. Foi observada diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,001$) entre o *laser* vermelho e o infravermelho, sendo observada maior transmitância do *laser* infravermelho.



5 DISCUSSÃO

Os problemas suscitados pela interação entre radiação e matéria estão entre os que mais vêm estimulando as imaginações – dos homens em geral, e dos físicos em particular. Quando Arquimedes, em 212 a.C., concentrou os raios de sol para queimar a frota que cercava Siracusa, na verdade agiu como um brilhante precursor da utilização do instrumento óptico. Entretanto, foram necessários vários séculos de considerações sobre os mecanismos de interação entre a matéria e a luz, para, em 1960, chegar-se a construção da primeira fonte *laser* (Maillet, 1987).

Essa tecnologia foi a princípio vista com muita descrença pelos meios científicos, em 1972, Campbell e Mims, colocavam que recentes desenvolvimentos em alguns braços da tecnologia *laser*, estavam ajudando a desmistificar a atmosfera de ficção-científica, que tendia a circundar os *lasers* em suas primeiras formas. Muitos ainda hoje vêm o *laser* com certa desconfiança, Walsh (1997) em sua revisão de literatura sobre a laserterapia em tecidos duros na odontologia, coloca seu caráter é promissor, porém, considera essencial que os protocolos de tratamento sejam baseados em resultados de ensaios clínicos, controlados e randomizados, para que se determinem parâmetros de irradiação baseados em evidências científicas. Para o autor, apenas assim a aura de controvérsia e estigma de anedota e empirismo pode ser removido dessa área de prática clínica. Portanto, um dos primeiros passos em direção a esse objetivo, é o conhecimento de como se processa a interação lasers/tecidos.

Para Bagratashvili et al. (2001), os *lasers* possuem inúmeras aplicações quando direcionados a tecidos moles ou duros, entretanto, ao se usar esse instrumento, sempre há o problema da seleção dos parâmetros e a dose da radiação adequados ao êxito terapêutico. Portanto, o conhecimento das propriedades ópticas da interação *lasers*/ tecidos pode ser valioso na escolha dos parâmetros de irradiação.

Entretanto, há poucos trabalhos relatados na literatura de estudo das propriedades ópticas dos tecidos biológicos frente a *lasers* em baixas densidades de

potência, dentre os quais destacamos as pesquisas de Bossy et al., (1985), Akira et al., (1997), Kolárová; Ditrichová; Wagner, (1999), Bagratashvili, et al., (2001), Haapaniemi; Scherey; Laurkaisen, (2001); Anand et al., (2003) e Kumar; Srinivasan; Singh, (2004). Akira et al. (1997) colocam que apesar das freqüentes investigações das propriedades ópticas de tecidos humanos através de transluminação, raros trabalhos têm investigado as propriedades ópticas do tecido ósseo.

Assim, esse experimento visa um maior conhecimento a respeito das propriedades ópticas de interação do tecido ósseo com os *lasers* de diodo vermelho e infravermelho próximo em baixas irradiâncias, os quais conforme Brugnera e Pinheiro, (1998); Pinheiro et al., (2001); Khadra et al., (2004b); Kanappe; Frank e Rohde, (2004); Nissan et al., (2006) são os mais utilizados atualmente para a laserterapia. Os dados obtidos nessa pesquisa podem auxiliar os profissionais que utilizam essa tecnologia, fornecendo subsídios científicos para a escolha de parâmetros de irradiação.

Estudos como o de Pinheiro et al., (2001); Mello; Mello; Mello, (2001), Almeida-Lopes, (2003), do Nascimento et al. (2004) e Kanappe, Frank e Rohde, (2004) demonstram que o tempo de interação e a irradiância do laser sobre os tecidos são fatores determinantes de seu efeito, portanto é fundamental o conhecimento da energia depositada nos diferentes substratos teciduais. Assim, esse experimento ainda que em osso seco, fornece parâmetros da penetração da radiação e da irradiância que os *lasers* na região do vermelho (λ 682 – 685 nm) e do infravermelho próximo (λ 826 – 829 nm) atingem em diferentes espessuras da região de corpo de mandíbulas humanas secas, obedecendo às equações de ajuste desse trabalho.

Foram utilizadas nesse experimento duas equações de ajuste distintas, em função dos tecidos das amostras serem diferentes, principalmente, quanto à pigmentação, onde as amostras 1 e 3 possuíam pigmentação mais escura que a amostra 2, assim, interagindo de maneira distinta com a radiação. A equação de ajuste que melhor representou a interação laser/tecido da amostra 2, não foi a mesma das amostras 1 e 3; enquanto, na amostra 2 a tendência da transmitância da radiação apresenta-se linear, nas amostras 1 e 3 apresenta-se exponencial.

Não existe consenso na literatura de quase nenhum parâmetro na laserterapia. São empregados para os mesmos fins diferentes comprimentos de onda, modelos de irradiação, fluências e irradiâncias, como pode ser observado nos trabalhos de Saito e Shimizu (1997); Kawasaki e Shimizu (2000); Pretto (2004); Khadra et al. (2004a); Khadra et al. (2004b); Viegas. (2005); Weber et al. (2006); Pinheiro e Gerbi, (2006); Nissan et al. (2006). Optou-se assim, para cada um dos comprimentos de onda avaliados, o emprego de uma potência de saída alta, média e baixa do aparelho utilizado, as quais ficaram próximo das potências de saída utilizadas na maioria dos trabalhos atuais de laserterapia (CLAYMAN e KUO, 1997; WALSH, 1997; KAWASAKI e SHIMIZU, 2001; BRUGNERA et al. 2003; Do NASCIMENTO et al., 2004; PRETTO, 2004; ABREU et al. 2004; KHADRA et al. 2004a; KNAPPE; FRANK; ROHDE, 2004; VIEGAS, 2005; DESMET et al, 2006; PINHEIRO e GERBI, 2006; WEBER et al. 2006).

Através da mensuração da irradiância incidente (I_0) de cada uma das potências de saída das fontes *laser* utilizadas nesse experimento, pode-se observar que o grau de aumento da potência de saída calibrada no aparelho de *laser*, não correspondeu, em nenhuma situação aferida, ao grau de aumento da irradiância emanada. Assim, devemos estar atentos a essas variações e verificarmos frequentemente a calibração das fontes *laser*, a fim de evitarmos a irradiação com fluências excessivas ou insuficientes em terapia laser.

Nesse experimento, a face de incidência da ponteira da fibra óptica do aparelho ficou em contato com o tecido irradiado para diminuir o índice de reflexão do *laser*, aumentando assim sua efetividade (CASTRO, 1992; CLAYMAN e KUO, 1997; ALMEIDA-LOPES, 2003). Trabalhos como de Kumar; Srinivasan e Singh (2004) demonstraram que quanto maior a distância entre a ponteira do laser e o tecido, maior é sua reflectância e conseqüentemente a atenuação da radiação pelo tecido. Observa-se que a aplicação do *laser* em contato com os tecidos é a mais frequentemente utilizada à laserterapia (SAITO e SHIMIZU, 1997; MILORO et al., 2000; BRUGNERA et al., 2003; KANAPPE; FRANK; ROHDE, 2004; PRETTO, 2004; KHADRA et al., 2004a; KHADRA et al., 2004b; VIEGAS, (2005); DESMET, (2006); WEBER et al. 2006).

A distância de 11 cm, entre a ponteira de irradiação do *laser* e o leitor do espectrorradiômetro, foi definida no LIR do GFR¹⁸, após testes de irradiações com a fonte *laser* utilizada nesse experimento, a fim de obter medidas precisas sem, contudo, exceder os limites de irradiância seguros ao funcionamento do espectrorradiômetro.

A escolha da mandíbula nesse estudo deveu-se aos seguintes fatores:

- Não há relatos na literatura de trabalhos avaliando as propriedades ópticas da mandíbula humana, até o presente momento;

- A mandíbula é o maior e mais forte osso da face, entretanto, devido sua posição proeminente, é frequentemente fraturado em traumas do complexo maxilofacial (FONSECA et al., 1997);

- Diversos procedimentos cirúrgicos podem provocar déficits neurossensoriais do nervo alveolar inferior (MILORO et al., 2000; ABREU et al., 2005);

- É comum a reabilitação bucal através de implantes osseointegrados na mandíbula (DINATO e POLIDO, 2001).

Logo, a mandíbula é um dos principais ossos da face de atuação do cirurgião bucomaxilofacial e, muitas vezes, a laserterapia é direcionada a esse osso visando dinamizar processos de cicatrização de fraturas, de alvéolos após exodontias, acelerar retorno da função neurossensorial danificada, acelerar o processo de osseointegração de implantes, dentre outras situações (WALSH, 1997; CLAYMAN e KUO, 1997; KUCEROVÁ et al., 2000; PRETTO, 2004; KHADRA et al., 2004a; KHADRA et al., 2004b; ABREU et al., 2005; PINHEIRO et al., 2006; WEBER et al., 2006; DESMET et al., 2006).

A área de eleição da região de corpo da mandíbula para confecção dos blocos ósseos não foi escolhida de forma arbitrária. Essa região atende a aspectos

considerados importantes do ponto de vista clínico e funcional do experimento: é trespassada pelo canal mandibular, que contém o nervo alveolar inferior, para o qual seguidamente é direcionada a laserterapia visando o tratamento de déficits neurosensoriais (MINDAMBA e HAANAES, 1993; KULLAR et al., 1996; MILORO et al., 2000; ABREU et al., 2005), é uma área frequentemente submetida ao tratamento com implantes, onde a laserterapia é direcionada a essa região, visando um aumento da neoformação óssea na interface implante/osso (PINHEIRO et al., 2001; PRETTO, 2004; KHADRA et al., 2004b, PINHEIRO e GERBI, 2006). Outros fatores foram de cunho funcional ao experimento, onde era necessário haver duas corticais o mais paralelo e planas possível, para que ambas fossem incluídas no acrílico não se deslocando durante seu fatiamento na máquina de corte, e que uma superfície de tecido plana, possibilitasse um maior contato com a face de irradiação da ponteira do aparelho.

BARROS et al. (2001) avaliaram a densidade óptica de mandíbulas humanas de cadáveres, concluindo não há diferenças estatisticamente significante da densidade óssea óptica entre o lado direito e esquerdo de uma mesma mandíbula. Nesse experimento foram confeccionadas amostras da região de corpo de somente um dos lados de cada uma das mandíbulas, tendo em vista que as amostras eram igualmente desdentadas posteriores bilaterais, devendo possuir uma densidade óssea óptica próxima em ambos os lados, e conseguinte de interação com o *laser*. Em conjunto com o GFR foi estabelecida a necessidade de três corpos de prova provenientes de indivíduos diferentes para que fosse possível observarmos a tendência da interação lasers/osso, e assim, preservou-se uma hemi-mandíbula de cada amostra para que possa ser utilizada em outros estudos.

Não há relatado na literatura trabalhos com metodologia semelhante à empregada nesse experimento, assim foi decidido começar a análise das propriedades da mandíbula por sua fase inorgânica. Foi necessário o desenvolvimento de uma metodologia de trabalho e determinação de equações de ajuste adequadas a esse modelo experimental; foi considerado sensato começar essa pesquisa com o tecido ósseo seco devido a sua menor fragilidade e sensibilidade a variações de temperatura e umidade e menor anisotropia tecidual.

¹⁸ Orientação da Profª. Dra. Mara Regina Rizzatti

Diversos métodos têm sido empregados para mensurar a energia luminosa, dentre eles destacam-se os radiômetros, espectrômetros, espectrofotômetros e os espectrorradiômetros. BLOWLEY et al. (1995) avaliaram a penetração do laser de Ho:YAG em fluidos através do uso de medidores de potência de laser. Kolárová et al. (1999) mensuraram *in vitro* a penetração do laser em tecido epitelial através da detecção da energia em CCD. Lamotte et al. (2001) avaliaram a potência de saída de *lasers pointers* de diodos vermelhos através de radiômetros. Bagrastahvili et al. em 2001, utilizou o espectrofotômetro para mensurar formação de radicais livres de tecidos biológicos compostos por colágeno, quando irradiados por *laser*. Na Odontologia a calibração e os testes de potência dos fotopolimerizadores, em geral, são performados com radiômetros, destacamos os trabalhos de Wiggins et al. (2004); Owens (2006) que avaliaram a irradiância de fotopolimerizadores de luz halógena e de *LED* através da utilização de radiometria.

Entretanto, o método de mensuração de energia luminosa de maior acuidade e que possibilita avaliações das características espectrais da energia luminosa é a espectrorradiometria, e a maioria dos trabalhos com essa tecnologia, envolvem espectrorradiometrias da luz solar (MENNO et al., 2002; OLIVER e MOSELEY, 2002; DIAZ et al., 2005; KAZADZIS et al., 2005; PETKOV et al., 2006). Na odontologia há raros trabalhos com o espectrorradiometria, dentre eles destacaremos Namoto; McCabe e Hirano (2004) que utilizaram o espectrorradiômetro para mensurar a irradiância e as características espectrais da luz advinda de fotopolimerizador convencional, plasma e de *LED*.

A diferença básica entre o espectrorradiômetro e os radiômetros diz respeito à espectrorradiometria fornecer a irradiância espectral da fonte emissora em função do comprimento de onda, enquanto os demais leitores realizam tão somente a mensuração quantitativa da radiação. A análise dos dados obtidos através da irradiância espectral possibilita através de modelos matemáticos avaliarmos sua interação com a matéria, assim, obtendo-se dados como o coeficiente de atenuação e as características do meio irradiado. No presente estudo, foi possível através do programa *Origin 7.0*[®] o estabelecimento de equações de ajuste aos dados mensurados pelo espectrorradiômetro, e assim determinar o coeficiente de

atenuação e a penetração da radiação na região de corpo da mandíbula humana aos *lasers* vermelho de λ 682 - 685 nm e infravermelho de λ 826 - 829 nm.

Para Clayman e Kuo, (1997); Pinheiro e Brugnera, (1998); Kolárová; Ditrichová; Wagner, (1999); Mello; Mello; Mello, (2001); Haapaniemi; Scherey e Laurikasien (2001); Almeida-Lopes, (2003); Kumar; Srinivasan e Singh, (2004); Whittaker (2004); Goldhahn et al. (2005); Bargo et al., (2005); Viegas (2005); Youn et al. (2006) os tecidos são anisotrópicos do ponto de vista óptico e, portanto, interagem com a radiação eletromagnética de maneira distinta. Dessa forma, diferentes comprimentos de onda apresentarão atenuação e penetração distintos frente um mesmo tecido. Nossos resultados corroboram com esses autores, observamos que os coeficientes de atenuação e a penetração da radiação do *laser* vermelho e do infravermelho foram distintos dentro de uma mesma amostra.

Para Kolárová; Ditrichová; Wagner, (1999); Anand et al., (2003); Kumar; Srinivasan; Singh, (2004); Bargo et al., (2005) um mesmo tecido pode apresentar padrões ópticos diferentes entre indivíduos de mesma espécie, decorrentes de características individuais de pigmentação, aporte sanguíneo, densidade tecidual, porcentual de gordura, dentre outros. Isto foi evidenciado nesse estudo, onde os coeficientes de atenuação e a penetração dos *lasers* apresentaram valores diferentes para cada amostra, demonstrando que os protocolos de irradiação devem levar em conta esses fatores individuais.

Foi demonstrado nesse experimento que a medida que as fatias ósseas das amostras eram retiradas, diminuindo a espessura da barreira, a transmissão da radiação aumentava. Assim, verificou-se que a transmissão da radiação e consequentemente o coeficiente de atenuação da luz possuem relação diretamente proporcional à espessura do tecido irradiado.

Em relação à potência do *laser* e sua atenuação pelas amostras, foi observado que com o aumento da irradiância dos *lasers* (λ 682 - 685 nm e λ 826 - 829 nm), houve uma tendência à diminuição da atenuação pelas amostras aos *lasers*, a exceção da amostra 2. A amostra 2 apresenta-se mais opaca que as amostras 1 e 3, as quais apresentam uma pigmentação mais escura, assim pode-se creditar esse

padrão de interação distinto da amostra 2, a sua fraca pigmentação em relação aos demais corpos de prova. Autores como Clayman e Kuo (1997); Brugnera e Pinheiro (1998); Kolárová; Ditrichová; Wagner (1999); Haapaniemi; Scherey; Laurikainem (2001); Pinheiro (2001); Bargo (2005) afirmam que um dos principais parâmetros da interação *lasers*/tecidos é a pigmentação do tecido irradiado, assim tecidos de coloração distintas devem ter uma interação distinta a um determinado comprimento de onda.

A maioria dos trabalhos envolvendo tecido ósseo é realizada com *lasers* cirúrgicos trabalhando com altas densidades de potência, e avaliam sua capacidade de corte e o dano térmico colateral da fotoablação, os autores afirmam que o *laser* ideal para a fotoablação do tecido ósseo seria um comprimento de onda com alta absorção por esse tecido, assim concentrando a energia, proporcionando um corte mais preciso e evitando o espalhamento do calor (IZATT et al., 1991; CLAYMAN e KUO, 1997; FRIESEN et al., 1999; SPENCER et al., 1999; WALLACE et al., 2004; GOLDHAHN et al., 2005; YOUN et al. 2006). Até o presente momento, o *laser* comercial mais utilizado e adequado à fotoablação do tecido ósseo tem sido o Er:YAG (λ 2.094 - 2.790 nm), pois trabalhos como de Wallace et al. (2004); Goldhahn et al., (2005) e Youn et al., (2006) demonstram que essa região do espectro eletromagnético possui alta absorção pela água, sendo o tecido ósseo composto entre 10 -15% de água (BAGRATASHVILI et al. 2001), radiações nessa região do espectro do espectro eletromagnético possuem alta absorção com baixa transmissão e espalhamento no osso, minimizando, dessa forma, danos térmicos.

Atualmente vem sendo fabricados *lasers* de diodo que trabalham com média e alta densidade de potência, em comprimentos de onda entre 812- 980 nm, os quais até o momento são utilizados em cirurgias de tecidos moles (SARVER e YANOSKY, 2005). *Lasers* de diodo possuem um menor custo em relação aos outros *lasers* cirúrgicos, assim é possível que um maior número de profissionais venha a adquirir e trabalhar com essa tecnologia, devendo, portanto, também ser avaliada suas propriedades de interação com os tecidos duros. Assim, o presente trabalho, avaliou as propriedades ópticas do tecido ósseo seco em relação ao comprimento de onda infravermelho de 826 - 829 nm.

Entretanto, no presente trabalho foram utilizadas irradiâncias empregadas à laserterapia, os quais trabalham com baixas densidades de potência, não ultrapassando o limiar de fotoablação dos tecidos. Abreu et al. (2005); Viegas (2005); Desmet et al. (2006) afirmam que a laserterapia produz efeitos fotoquímicos e fotoelétricos nos tecidos biológicos, resultando em estados eletrônicos excitados que provocam diversas reações químicas nas células e no meio extra-celular. Portanto, espera-se uma interação distinta entre os *lasers* de alta e os de baixa potência, tornando-se difícil o confronto de trabalhos envolvendo esses dois grupos.

Conforme Pinheiro et al. (2001); Pinheiro e Gerbi, (2006); Weber et al., (2006), o efeito clássico de bioestimulação é por meio do *laser* visível, porém atualmente estudos demonstram melhores resultados para o tratamento de tecido ósseo, por meio do infravermelho, pois este apresenta alta penetração nos tecidos, com efeitos mais efetivos em λ 830 nm, quando comparados aos *lasers* de emissão em λ 632,8 ou λ 790 nm. Khadra et al. (2004b) afirma que o uso do diodo de AsGaAl obteve um grande crescimento nos últimos dez anos, o qual possui uma alta penetração quando comparado a outros meios ativos. Kolárová et al. (1999) avaliaram a penetração dos *lasers* visíveis de He-Ne (λ 632 nm) e de diodo de (λ 675 nm) em pele humana, observando uma maior penetração do diodo de 675 nm. Khadra et al. (2004a) afirma que a profundidade de penetração do *laser* de diodo AsGaAl (830 nm) em tecidos vivos é em torno de 20 a 30 mm. No presente estudo foi observado penetração entre de 18 e 48 mm do *laser* infravermelho (λ 826-829 nm) e entre 0,27 e 0,43 m do *laser* vermelho (λ 682 - 685 nm) em tecido ósseo de mandíbula humana seca.

Foi observado no presente estudo, uma penetração superior do *laser* infravermelho em relação ao vermelho nas amostras 1 e 3, corroborando com Pinheiro et al. (2001); Pinheiro e Gerbi, (2006); Weber et al., (2006). Na amostra 2 foi observado o contrário, onde o *laser* vermelho apresentou uma maior penetração em relação ao *laser* infravermelho. Autores como Clayman e Kuo (1997); Brugnera e Pinheiro (1998); Kolárová; Ditrichová; Wagner (1999); Haapaniemi; Scherey; Laurikainem (2001); Almeida-Lopes (2003); Brugnera et al. (2003); Kumar; Srinivasan; Singh (2004); Desmet (2006) afirmam que características teciduais como

a pigmentação, constituição e morfologia influenciam na interação lasers/tecidos. Castro (1992); Clayman e Kuo (1997); Brugnera e Pinheiro (1998); Kolárová; Ditrichová; Wagner (1999); Haapaniemi; Scherey; Laurikainen (2001); Brugnera et al. (2003); Bargo (2005) colocam que radiações na região do espectro eletromagnético do vermelho possuem maior absorção por pigmentos que radiações no infravermelho, assim pode-se atribuir esse comportamento distinto da amostra 2 em relação as amostras 1 e 3, a sua menor pigmentação e por conseguinte menor atenuação à radiação no espectro vermelho. A amostra 2 apresentou coeficiente de atenuação à radiação com *laser* vermelho e infravermelho muito próximos.

São escassos os trabalhos que avaliaram as propriedades ópticas da interação dos *lasers* em baixa densidade de potência com o tecido ósseo, podemos destacar os trabalhos de Bossy et al. (1985); Akira et al. (1997) e Haapaniemi, Scherey e Laurikainen (2001). Porém, a metodologia empregada nesses experimentos foi distinta a desse estudo, o qual é pioneiro na obtenção e determinação das propriedades ópticas da mandíbula à radiação *laser* através da espectrorradiometria direta e análise dos dados no programa *Origin*[®] 7.0, respectivamente.

Bossy et al., (1985) avaliaram a penetração do *laser* infravermelho de diodo (λ 850nm) com potências de saída entre 1 e 11 mW, em osso longo bovino, porém não informam qual foi diâmetro da ponteira de irradiação do aparelho e o modo de aplicação, impossibilitando o cálculo da densidade de potência utilizada em seu experimento. Os autores mensuraram a energia transmitida (It) através de um sensor de fotovoltagem, observando com irradiação de 10 mW, um alcance do *laser* de 18 mm na direção axial do osso e de 6 mm na direção córtico-medular. Em nosso experimento também foi utilizado um *laser* emitindo na região do espectro eletromagnético infravermelho. A mandíbula possui características similares do tecido ósseo utilizado por Bossy et al. (1985), possui uma cortical externa e tecido medular internamente, porém em nosso estudo as irradiações foram somente realizadas no sentido córtico-medular onde observou-se uma penetração entre 0,27 e 0,42 m quando irradiado com λ 826 - 829 nm na potência de saída de 25 mW. À medida que a irradiância foi aumentada no presente estudo, observou-se uma tendência de uma maior penetração do laser infravermelho nas amostras.

Akira et al. (1997) avaliaram a interação dos *lasers* infravermelhos com tecidos bovinos, no qual a barreira óssea foi variada em função da densidade da amostra, que foi sendo gradativamente desmineralizada e irradiada. Foi observada uma relação diretamente proporcional entre a densidade óssea e a atenuação à radiação. Em nosso experimento, a barreira de tecido ósseo foi variada em função da espessura das peças, e corroboramos com Akira et al. (1997), observando que conforme se aumenta a barreira tecidual, maior é a atenuação ao infravermelho. Akira et al. (1997) não utilizou *laser* na região do vermelho do espectro eletromagnético em seu experimento, porém observamos que o mesmo ocorre para o *laser* vermelho (λ 682-685 nm). Tanto no estudo de Akira et al. (1997), quanto no presente experimento, não foi distinguida a luz que foi atenuada pela reflexão e espalhamento da que foi atenuada pela absorção. Porém, será avaliado na seqüência desse trabalho a reflexão da radiação pelas amostras, a fim de calcularmos o coeficiente de absorção das amostras utilizadas nesse experimento, sendo possível então, a distinção entre a radiação absorvida da espalhada e refletida pelo tecido ósseo.

Haapaniemi, Scherey e Laurikainen (2001) mensuraram a transmitância dos *lasers* de λ 632 nm e λ 780 nm através do promontório humano fresco, cuja espessura óssea das seis amostras avaliadas variaram entre 0.51 e 1.42 mm. Observaram a atenuação pelo promontório ao *laser* infravermelho (780 nm) foi de 22-65% (média 42%) e a transmissão de 35-78% (média 57%) e para o *laser* vermelho (632 nm) a atenuação foi de 79% e a transmissão de 21%. Os autores colocam que a transmissão da radiação através do tecido ósseo é dependente da espessura do osso, e que o infravermelho possui uma menor atenuação e por conseguinte, uma maior transmissão nesse tecido. Corroboramos que a transmissão dos *lasers* é dependente da espessura do tecido ósseo para ambos os comprimentos de onda vermelho e infravermelho, e também observamos uma tendência de maior penetração do infravermelho em relação ao vermelho no tecido ósseo humano seco.

No presente estudo, por tratar-se de mandíbula seca, não havia a presença da parte orgânica do tecido ósseo a qual é formada principalmente por fibras de colágeno que constituem 30% do tecido ósseo, nem água, que corresponde de 10-

15% do volume do osso. Também não houve presença do conteúdo sanguíneo, o qual se encontra em sua maior parte alojado na medula óssea e em menor parte nos sistemas de Havers (PREIN et al., 1997; JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999; BAGRATASHVILI et al., 2001; GERHARDT de OLIVEIRA, 2002). Na presença desses constituintes do tecido ósseo, *in vivo*, sugere-se que deve haver um maior coeficiente de atenuação aos *lasers* vermelhos e infravermelhos em decorrência do colágeno e do tecido adiposo (AKIRA et al., 1997; KOLÁROVÁ et al. 1999; WHITTAKER, 2004). Entretanto, o vermelho deveria sofrer uma maior atenuação nessa situação, por possuir alto coeficiente da absorção por sangue e pigmentos teciduais como a hemoglobina, bilirrubina e a mioglobina (KUMAR; SRINIVASAN; SINGH, 2004; BARGO et al, 2005), os quais apresentam-se em maior quantidade junto a porção inorgânica do osso e nas hemácias junto a medula óssea. O trabalho de Haapaniemi, Scherey e Laurikaisen, (2001) confirma essa expectativa, demonstrando que o *laser* vermelho possui maior atenuação pelo tecido ósseo fresco que a radiação na região do infravermelho do espectro eletromagnético.

Trabalhos como os de Spencer et al., (1999); Wallace et al. (2004); Whittaker, (2004); Goldhahn et al., (2005) e Youn et al., (2006); Gulsoy et al., (2006) demonstram que os *lasers* são seletivamente absorvidos pela água. Sendo a água o principal constituinte (65.3%) de todos os tecidos biológicos, a capacidade de absorção da água torna-se um parâmetro importante na escolha do comprimento de onda (GULSOY et al, 2006). Porém, não há como sugerir qual dos comprimentos de onda avaliados nesse trabalho teria maior atenuação pela água presente no tecido ósseo, devido à falta dessa informação na literatura. Peavy et al. (1999) colocam que a água é absorvida principalmente pela região do espectro eletromagnético compreendido entre λ 2000 e 10.000 nm. Para Whittaker (2004) a água possui alto coeficiente de absorção em comprimentos de onda superiores a 1.400 nm, e os *lasers* vermelhos e infravermelhos próximos possuem baixo coeficiente de absorção pela água. Gulsoy et al. (2006), afirma que diodos de alta potência no infravermelho próximo (λ 980 nm) vêm sendo utilizados na síntese de pele devido sua relativa alta absorção pela água.

Neste trabalho, em função das ausências dentárias posteriores, foi utilizado o forame mental como referência para a realização dos blocos ósseos de 25 mm de

comprimento, os quais estavam situados 15 mm para posterior desta referência anatômica. Sendo o canal mental geralmente localizado na região de pré-molares (FONSECA et al, 1997; FIGÚN e GARINO, 2003), sugere-se que as amostras desse estudo pertenciam ao corpo mandibular na região relativa aos pré-molares e molares. Os resultados dessa pesquisa demonstraram que quanto mais espesso o tecido ósseo, menor é a transmissão dos *lasers* e conseqüentemente menor a penetração da radiação. Portanto, ao realizarmos irradiações com objetivo de atingirmos porções mais internas da mandíbula, como por exemplo, no tratamento de injúrias do nervo alveolar inferior, seria mais recomendado procedermos à irradiação com a ponteira colocada junto a tábua óssea lingual devido a menor espessura de tecido ósseo nessa região.

Conforme o laudo antropométrico, as mandíbulas utilizadas em nosso experimento pertenciam a indivíduos adultos, que são constituídos em sua maior porção por osso maduro ou lamelar, o qual possui uma maior densidade em relação ao tecido ósseo imaturo (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1999). Foi observado nesse estudo, que à medida que há aumento da espessura do tecido e conseqüente a barreira óssea; menor é a transmissão da radiação a ambos os comprimentos de onda (λ 682-685 nm e λ 826-829 nm), pode-se esperar, portanto, que ossos imaturos apresentem uma maior transmitância e penetração aos *lasers*. Assim, ao procedermos irradiações em leitões ósseos em processo de reparo, é importante considerar esse parâmetro de interação, a fim de evitar fluências excessivas, as quais podem retardar o processo de reparo (VIEGAS, 2005; PINHEIRO e GERBI, 2006).

Os resultados de nosso experimento corroboram parcialmente com autores como Saito e Shimizu, (1997); Pinheiro et al., (2001); Khadra et al. (2004b) Weber et al. (2006) que afirmam que os *lasers* infravermelhos possuem maior penetração tecidual em relação ao comprimento de onda na região do vermelho do espectro. Faz necessário uma ressalva aos trabalhos desses autores, pois não embasaram essa afirmação em trabalhos que tenham mensurado a penetração desse *laser* no tecido ósseo. Nesses trabalhos, a maior penetração dos *lasers* infravermelhos é dada em função de sua menor atenuação pela pele em relação aos *lasers* visíveis que são fortemente absorvidos por pigmentos tissulares, conforme observado nos

trabalhos de Kolárová, Ditrichová; Wagner (1999) e Whittaker (2004). No presente trabalho, foi observado que há uma tendência de uma maior penetração do *laser* infravermelho (λ 826 – 829 nm), entretanto as características do tecido são fundamentais nesse processo de interação, onde o *laser* vermelho pode possuir uma maior penetração tecidual, como observamos na amostra 2.

BAHLIS (1999) avaliou a confiabilidade das medidas das tomografias lineares em 20 hemi-mandíbulas humanas secas em região de corpo da mandíbula de um ponto 15 mm posterior ao forame mental. A área de eleição para as medidas em seu trabalho foi próxima à área da confecção das amostras do presente experimento, localizando-se 10 mm anterior ao ponto em que as mandíbulas foram irradiadas nesse trabalho. Esse autor encontrou uma espessura transversal média de 9,55 mm da mandíbula, mensurada na altura do conduto mandibular. Portanto, pode-se sugerir que nesse modelo experimental e tendo como base os parâmetros utilizados ao cálculo do coeficiente de atenuação das amostras e a penetração da radiação nas mesmas, os *lasers* em ambos os comprimentos de onda empregados nesse estudo seriam transmitidos pela região de corpo da mandíbula. Porém, *in vivo* a penetração do laser na região de corpo mandibular poderá ser reduzida em função da porção orgânica desse tecido e dos componentes da medula óssea, os quais estiveram ausentes nesse trabalho.

A caracterização dos tecidos a partir de suas propriedades ópticas de interação com os *lasers*, vem crescendo significativamente, apresentando como vantagens seu caráter de exame “não-invasivo” e a não utilização de radiação ionizante, ao contrário dos exames de imagens feitos com raios-x (AKIRA et al. 1997; ANAND, et al., 2003; KUMAR; SRINIVASAN; SINGH, 2004; BARGO et al., 2005). Dessa forma, o conhecimento das propriedades ópticas do tecido ósseo frente ao *laser*, pode servir como auxiliar no diagnóstico, tratamento e acompanhamento de diversas condições ósseas.

Um dos êxitos desse trabalho foi demonstrar ser possível à determinação do coeficiente de atenuação (μ) do tecido ósseo por meio da espectrorradiometria direta, dentro desse protocolo experimental. Conforme as equações de ajuste utilizadas nesse experimento, de posse do coeficiente de atenuação de um tecido, é

possível calcularmos parâmetros de irradiação, tal qual a irradiância incidente (I_0) necessária para atingirmos determinada profundidade tecidual, e qual será a irradiância em determinada profundidade do tecido que obteremos ao irradiá-lo com determinado I_0 . Dessa forma, será possível o estabelecimento de protocolos de irradiação embasados cientificamente, diminuindo o caráter de empirismo ainda hoje creditado a laserterapia, principalmente por sua falta de parâmetros bem estabelecidos.

Outro aspecto importante a ser levantado é o porquê do baixo número de trabalhos relatados na literatura de estudo das propriedades ópticas, não somente do tecido ósseo, mas dos tecidos biológicos em geral. Pode-se creditar essa razão à baixa interação que, em geral, ocorre entre os profissionais das ciências exatas com os da saúde. O *laser* como uma forma de radiação isolada é uma área do conhecimento de interesse das Ciências Exatas. Entretanto, o estudo dessa energia, sem vislumbrar possíveis aplicações práticas em outras áreas, torna-se infrutífero. Por sua vez, o adequado conhecimento das propriedades das radiações eletromagnéticas pelos profissionais da saúde, acarreta em um uso mais racional e científico dessa energia. Assim, é imprescindível e de interesse mútuo, a interação dessas duas áreas do conhecimento, a fim de construir uma base científica sólida de conhecimento e desenvolvimento do *laser*, revertendo isso em benefícios à população.

Assim, obtidos os parâmetros de interação dos lasers na região do espectro eletromagnético do vermelho (λ 682-685 nm) e do infravermelho (λ 826-829 nm) com mandíbulas humanas secas, deve ser o próximo passo dessa linha de pesquisa, avaliar as características ópticas de interação dos *lasers* com o tecido ósseo fresco, ou desmineralizado.



6 CONCLUSÕES

Baseado nos resultados obtidos nessa pesquisa, sob esse modelo experimental pode-se concluir que os valores do coeficiente de atenuação e a penetração dos *lasers* na região do vermelho de λ 682 - 685 nm e do infravermelho de λ 826 - 829 nm do espectro eletromagnético na região de corpo de mandíbula humana seca, são determinados pelas características ópticas e morfológicas do tecido, não sendo possível a determinação de um padrão único de interação *laser*/tecido, e sim observarmos tendências como:

a) A transmissão dos *lasers* na região do vermelho de λ 682 - 685 nm e infravermelho de λ 826 - 829 nm do espectro eletromagnético pela região de corpo de mandíbula humana seca, possui relação inversamente proporcional à espessura do tecido irradiado.

b) O coeficiente de atenuação dos *lasers* na região do vermelho de λ 682 - 685 nm e infravermelho de λ 826 - 829 nm do espectro eletromagnético pela região de corpo de mandíbula humana seca, possui relação inversamente proporcional à Irradiância.

c) A penetração dos *lasers* na região do vermelho de λ 682 - 685 nm e na região do infravermelho de λ 826 - 829 nm do espectro eletromagnético pela região de corpo de mandíbula humana seca, possui relação inversamente proporcional à Irradiância.

d) A penetração dos *lasers* na região do vermelho de λ 682 - 685 nm e na região do infravermelho de λ 826 - 829 nm do espectro eletromagnético pela região de corpo de mandíbula humana seca, não altera-se significativamente em função da variação da Irradiância e sim em função do comprimento de onda utilizado.

e) O *laser* na região infravermelho de λ 826 - 829 nm do espectro eletromagnético possui um menor coeficiente de atenuação e uma maior penetração em relação ao vermelho de λ 682 - 685 nm, na região de corpo de mandíbula humana seca.

f) Foi possível o cálculo dos coeficientes de atenuação das três amostras, dentro desse modelo experimental, desde que respeitados as características morfológicas e de pigmentação de cada amostra e a adequação de equações de ajuste distintas as mesmas.



REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS¹⁹

ABREU, M.E.R., MEZZOMO, L.A., VIEGAS, V.N., PAGNONCELLI, R.M. Laser e sua utilização em frenectomia labial inferior - Relato de caso. **Rev. Odonto Ciência**, v.17, n. 37, p.250-53, 2002.

ABREU, M.E.R.; VIEGAS, V.N.; R.M. PAGNONCELLI. Biomodulation with low-laser (830 nm) in surgically assisted maxillary expansion. **The 9 th Internacional Congress on laser Dentistry**, July 21-24, 2004.

ABREU, M.E.R.; VIEGAS, V.N.; PINTO, P.R.; LIMA, E.S.M.; PAGNONCELLI, R.M. Lasers na Ortodontia. **Ortodontia Gaúcha**, v. 9, n. 2, p.135-141, 2005.

AIRAKSINEN, O., et al. Low power lasers in physical therapy: measurement of optical output power of devices. *Acupunct Electrother Res.* Jan-Mar; v.18, n.1, p.9-16, 1993.

ALMEIDA-LOPES, L. Laserterapia na Odontologia. **Biodonto – Clínica Odontológica Integrada**, Bauru, v.1, n.1, p.10-88, Nov/Dez 2003.

AL-WATBAN, F. A. H.;ZHANG,X. Y. The acceleration of wound healing is not attributed to laser skin transmission. **Laser Therapy**, v.11, n.1, p.6-10, 1999.

ANAND, N.S., et al. Laser reflectance imaging of human forearms and their tissue-equivalent phantoms. **Med Biol Eng Comput**, v.41, p.28-32, 2003.

BARNES, C. et. al. Accuracy of quantum sensors measuring yield photon flux and photosynthetic photon flux. **Hort Science**, Dec; v. 28, n.12, p.1197-200, 1993.

BAGRATASHVILI, V.N. et al. An EPR and optical spectroscopy study of the effect of laser radiation on biological tissues. **High Energy Chemistry**, v. 35, n. 6, p. 423-429, 2001.

BAHLIS, A. **Avaliação, em mandíbulas secas, da confiabilidade das medidas nas tomografias lineares**. Porto Alegre, 1999. Dissertação (Dissertação de Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 1999.

¹⁹ De acordo com NBR6023: Informação e Documentação- Referências-Elaboração, de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas. Rio de Janeiro-RJ

BARROS, F.J.B.C. et al. Avaliação óptica da densidade óssea na região retromolar em mandíbulas de cadáveres, através do uso de imagens digitalizadas. **Rev. Odonto Ciência**, v.16, n. 33, p.103-110, 2001.

BLOMLEY, M.J. et al. Penetration of the holmium:YAG laser through fluid. **J Vasc Interv Radiol**, v.6, n. 6, p. 903-10, 1995.

BOSSY, J. et al. In vitro survey of low energy laser beam penetration in compact bone. **Acupunct Electrother Res**, v.10, n.1-2, p. 35-9, 1985.

BRUGNERA JUNIOR, A.; PINHEIRO, A. L. B. **Lasers na Odontologia Moderna**. São Paulo: Pancast, 1998. 356 p.

BRUGNERA JÚNIOR, A.; LADALARDO, T.C.C.P.; CRUZ, F.M. Introdução. In: BRUGNERA JÚNIOR, A. et al. **Atlas de laserterapia aplicado à clínica odontológica**. São Paulo: Santos, 2003. p.1-8.

CLAYMAN, L., KUO, P. **Lasers in Maxillofacial Surgery and Dentistry**. New York: Ed. Thieme, 1997. 188 p.

CAMPBELL, R.W.; MIMS, F.M. **Semiconductor diode lasers**. Indianapolis; Howard W. Sams & Co. Inc, 1972.

CASTRO, D.J. Physical principles of lasers. In: APFELBERG, D.B. **Atlas of cutaneous laser surgery**. New York: Raven Press, 1992. p. 1-13.

DESMET, K.D. et al. Clinical and experimental applications of NIR – LED photobiomodulation. **Photomedicine and Laser Surgery**, v.24, n.2, p.121-128, 2006.

DIAZ, S. et al. Multichannel radiometer calibration: a new approach. **Appl Opt**, v.10, n. 44, p. 5374-80, 2005.

DO NASCIMENTO, P. M. et al. A preliminary report on the effect of laser therapy on the healing of cutaneous surgical wounds as a consequence of an inversely proportional relationship between wavelength and intensity: histological study in rats. **Photomedicine and Laser Surgery**, v.22, n.6, p.513-518, 2004.

ELSON, L.M. Practical laser safety in oral and maxillofacial surgery. In: CLAYMAN, L.; KUO, P. **Lasers in Maxillofacial Surgery and Dentistry**. New York: Ed. Thieme, 1997. p. 11-17.

ESTRELA, C. **Metodologia científica: ensino e pesquisa em Odontologia**. São Paulo: Artes Médicas, 2001.

FONSECA, J.R.; WALKER, R.V.; BETTS, J.N.; DEXTER BARBER, H. **Oral and maxillofacial trauma, vol. 1**. 2 ed. Philadelphia; W.B. Saunders Company, 1997. 652p.

FIGÚN, M.E.; GARINO, R.R. **Anatomia Odontológica Funcional e Aplicada**. 2 ed. Porto Alegre; Artmed, 2003.

GENOVESE, W.J. **Laser de baixa intensidade**. São Paulo: Lovise, 2000. 175p.

GOLDHAHN, J. et al. New implant designs for fracture fixation in osteoporotic bone. **Osteoporos Int**, v. 16, p. 112-119, 2005.

GULSOY, M. et al. Closure of skin incisions by 980nm diode laser welding. **Lasers Med Sci**, v. 21, p. 5-10, 2006.

HAAPANIEMI, J.; SCHREY, A.; LAURIKAINEN. The effect of promontorial bone on laser light transmission in measuring capillary blood flow in vivo. **Eur Arch Otorhinolaryngol**, v. 258, p.209-212, 2001.

HILLENKAMP, F. Laser radiation tissue interaction. **Health Physics**, v.56, n.5, p.613-616, 1989.

IZATT, J.A. et al. Wavelength dependence of pulsed laser ablation of calcified tissue. **Lasers Surg Med**, v. 11, n. 3, p. 238-249, 1991.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. Tecido Ósseo. In: JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 111-128, 1999.

KAZADZIS, S. et al. Direct spectral measurements with a Brewer spectroradiometer: absolute calibration and aerosol optical depth retrieval. **Appl Opt**, v.20, n.44(9), p.1681-90, 2005.

KHADRA, M. et al. Enhancement of bone formation in rat calvarial bone defects using low-level laser therapy. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.97, p.693-700, 2004a.

KHADRA, M. et al. Low-level laser therapy stimulates bone-implant interaction: an experimental study in rabbits. **Clin. Oral Impl. Res**, v.15, p.325-332, 2004b.

KNAPPE, V.; FRANK, F.; ROHDE, E. Principles of lasers and biologic effects. **Photomed Laser Surg**, v. 22, n.5, p.411-417, 2004.

KAWASAKI, K.; SHIMIZU, N. Effects of low-energy laser irradiation on bone remodeling during experimental tooth movement in rats. **Lasers in Surgery and Medicine**, v.26, p.282-291, 2000.

KHANWILKAR, E.H. Laser Safety. In: APFELBERG, D.B. **Atlas of cutaneous laser surgery**. New York: Raven Press, 1992. p. 13-20.

KHULLAR, S.M. et al. Effect of low-level laser treatment on neurosensory deficits subsequent to sagittal split ramus osteotomy. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.82, n.2, p.132-138, 1996.

KOLÁVORA, H.; DITRICHOVÁ, D.; WAGNER, J. Penetration of the laser light into the skin in vitro. **Lasers in Surgery and Medicine**, v.24, p. 231-235, 1999.

KUCEROVÁ, H. et al. Low level laser therapy after molar extraction. **J Clinical Laser Medicine & Surgery**, v.18, n.6, 2000.

KUMAR, D.; SRINIVASAN, R.; SINGH, M. Optical characterization of mammalian tissues by laser reflectometry and Monte Carlo simulation. **Medical Engineering & Physics**, v. 26, p.363-369, 2004.

LAMOTTE, J., et al. The power output of laser pointers: do they exceed federal standards? **Optom Vis Sci**, v.78, n.7, p. 525-8, 2001.

LYNN, R.F. et al. Laser irradiation of bone: II. Healing response following treatment by CO₂ and Nd:YAG lasers. **J Periodontol**, v.70, n.1, p. 75-84, 1999.

MAILLET, H. **O laser**. São Paulo: Manole. 1987.

MEISTER, J. et al. Influence of spatial beam profile hard tissue ablation, Part II: pulse energy and energy density distribution in simple beams. **Lasers in Medical Science**, n.19, p. 112-118, 2004.

MELLO, J.B.; MELLO, G.P.S.; MELLO, L.S. Laser de baixa potência. In: MELLO, J.B.; MELLO, G.P.S. **Laser em Odontologia**. São Paulo: Santos, 2001. p.73-85.

MENNO, I. et al. Spectral ultraviolet measurements by a multichannel monitor and a brewer spectroradiometer: a field study. **Radiat Prot Dosimetry**, v.102, n.3, p.259-63, 2002.

MIDANBA, E.D; HAANAES, H.R. Low reactive-level 830 nm GaAlAs diode laser therapy (LLLT) successfully accelerates regeneration of peripheral nerves in human. **Laser Therapy**, v.5, p.125-129, 1993.

MILORO, M. et al. Low-level laser effect on neurosensory recovery after sagittal ramus osteotomy. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.89, p.12-18, 2000.

NINOTO, R.; McCABE, J.F.; HIRANO, S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. **Oper Dent**. v.29, n.3, p.287-294, 2004.

NOMURA, T. et al. Micromechanics/structure relationships in the human mandible. **Dental Materials**, n.19, p.167- 173, 2003.

OLIVEIRA, M.; BARROS, F.J.B.C. Anatomia aplicada. In: SILVEIRA, J.O.L.; BELTRÃO, G.C. **Exodontia**. Porto Alegre. Ed. Missau, 1998. p.21-43.

OLIVEIRA, M. **Manual de anatomia da cabeça e do pescoço**. 4. ed. Porto Alegre: EDIPUCRS, 2002.

OLIVER, H.; MOSELEY, H. The use of diode array spectroradiometers for dosimetry in phototherapy. **Phys Med Biol**. v.21, n. 47 (24), p. 4411-21, 2002.

OWENS, B.M. Evaluation of curing performance of light-emitting polymerization units. **Gen Dent**, v. 54, n. 1, p. 17-20, 2006.

PAGNONCELLI, R.M.; ABREU, M.E.R.; VIEGAS, V.N. Biomodulation with low-laser (830 nm) in surgically assisted maxillary expansion. **Brazilian Dental Journal**, v. 15, p. 122-122, special issue, 2004.

PEAVY, G.M. et al. Comparison of cortical bone ablations by using infrared laser wavelengths 2.9 to 9.2 micron. **Lasers Surg Med.** v.25, n. 5, p. 421-34, 1999.

PETKOV, B. et al. Narrowband filter radiometer for ground-based measurements of global ultraviolet solar irradiance and total ozone. **Appl Opt.** v.20, n.45(18), p.4383-95, 2006.

PINHEIRO, A.L.B. et al. A laserterapia não-cirúrgica em implantodontia. In: DINATO, J.C. e POLIDO, W.D. **Implantes Osseointegrados: Cirurgia e Prótese.** São Paulo: Artes Médicas, 2001. p. 221-235.

PINHEIRO, A. L. B.; GERBI, M. E. Photoengineering of bone repair processes. **Photomedicine and Laser Surgery**, v.21, n.2, p.169-178, 2006.

PREIN, J., et al. Bone as material. In: PREIN, J. **Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton.** Berlin: Springer-Verlag, 1998. p. 5-8.

PRETTO, J.L.B. **Avaliação por meio de MEV da região periimplantar após irradiação com laser de diodo, infravermelho (830nm), em implantes de titânio situados na tíbia de ratos.** Porto Alegre, 2004. Dissertação (Dissertação de Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2004.

SAITO, S.; SHIMIZU, N. Stimulatory effects of low-laser irradiation on bone regeneration in midpalatal suture during expansion in rat. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v.111, n.5, p.525-532, 1997.

SARVER, D.M.; YANOSKY, M. Principles of cosmetic dentistry in orthodontics: Part 2. Soft tissue laser technology and cosmetic gingival contouring. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 127, p.85-89, 2005.

SCHINDL, A. et al. Low-intensity laser therapy: a review. **J Investig Med.**, v.48, n.5, p.312-326, 2000.

SCHOMACKER, K.T. et al. Co:MgF2 laser ablation of tissue: effect of wavelength on ablation threshold and thermal damage. **Lasers Surg Med**, v.11, n.2, p. 141-51, 1991.

SHETH, K.K. et al. Selective targeting of protein, water, and mineral in dentin using UV an IR pulse lasers: the effect on the bond strength to composite restorative materials. **Lasers Surg Med**, v.35, n.4, p.245-53, 2004.

SILVERSTAIN, R.M.; BASSLER, G.C.; MORRILL, T.C. **Identificação espectrométrica de compostos orgânicos**. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994 p.85-86.

SPENCER, P. et al. Effective laser ablation of bone base don the absorption characteristics of water and proteins. **J Periodontol**, v.70, n.1, p. 68-74, 1999.

SOMMERS, R.L.; KLEIN, D.C. Rhodopsin kinase activity in the mamalian pineal gland. **Science**, v. 226, p.182-86, 1984.

TODESCAN, R. **Prótese parcial removível: manual de aulas práticas**. São Paulo: Santos, 119 p., 2001.

VIEGAS, V.N. **Modulação das reações inflamatórias com laser não ablativo (λ 685 e λ 830 nm) durante o reparo de lesões de tecidos moles. Estudo microscópico e dos níveis do mRNA de interleucina-1 β** . Porto Alegre, 2005. Dissertação (Dissertação de Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2005.

YLIANTTILA, L. et al. Evaluation of single-monochromator diode array spectroradiometer for sunbed UV-radiation measurements. **Photochem Photobiol**, v.81, n.2, p.333-41, 2005.

YOUN, J.L. et al. Mid-IR laser ablation of articular and fibro-cartilage: a wavelength dependence study of thermal injury and crater morphology. **Lasers Surg Med**, v. 38, n. 3, 2006.

WALLACE, R.J. et al. Experimental evaluation of laser cutting of bone. **J. Materials Processing Technology**, v.149, p.557-560, 2004.

WALSH, L. J. The current status of low level laser therapy in dentistry. Part 2. Hard Tissue applications. **Australian Dental Journal**, Sydney, v.42, n.5, p.302-306, Aug. 1997.

WEBER, J. B. B. et al. Laser therapy improves healing of bone defects submitted to autologous bone graft. **Photomed Laser Surg**, v. 24, n.1, p.38-44, 2006.

WHITTAKER, P. Laser acupuncture: past, present, and future. **Lasers in Medical Science**, v. 19, p.69-80, 2004.

WIGGINS, K.M. et al. Curing performance os new-generatio light-emitting diode dental curing unit. **American Dental Journal**, v. 135, p. 1471-1479, 2004.





LABORATÓRIO DE ANATOMIA HUMANA

TERMO DE RESPONSABILIDADE

Eu, Marcelo Emir Reguia Abreu,
portador da cédula de identidade nº 1051016997 profissão
cirurgião-dentista, responsabilizo-me pelo recebimento e transporte de
uma peça anatômica de maníbula humana,
para fins de estudo nas dependências da Odontologia.

A referida peça é de uso do laboratório de Anatomia da Faculdade de Biociência da PUCRS e deverá retornar após o término previsto e combinado.

Data da retirada : ___ / ___ / ___

Data da devolução : ___ / ___ / ___

Prof. Dr. Maria Antonieta Lopes de Souza
Coordenadora do Deptº de Ciências Morfofisiológicas
Faculdade de Biociências - PUCRS



Comissão Científica e de Ética
Faculdade de Odontologia da PUCRS

Porto Alegre 04 de julho de 2006

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0026/06

Intitulado: Avaliação da atenuação de lasers de λ 824nm e λ 684nm em tecido ósseo humano através de espectrorradiometria

Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Rogério Miranda Pagnoncelli, Co-orientadora Profa. Dra. Mara Regina Rizzatti

Pesquisadores Associados: Marcelo Emir Requia Abreu

Nível: Mestrado

Foi *aprovado* pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 28 de abril de 2006.

Este projeto deverá ser imediatamente encaminhado ao CEP PUCRS.

Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira
Presidente da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS



Ofício 1270/06-CEP

Porto Alegre, 30 de outubro de 2006.

Senhor(a) Pesquisador(a):

O Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS apreciou e aprovou seu protocolo de pesquisa registro CEP 06/03361, intitulado: "Avaliação da atenuação de lasers de 824nm e 684 nm em tecido ósseo humano através de espectrorradiometria".

Sua investigação está autorizada a partir da presente data.

Relatórios parciais e final da pesquisa devem ser encaminhados a este CEP.

Atenciosamente

Prof. Dr. José Roberto Goldim
COORDENADOR DO CEP-PUCRS

Ilmo(a) Sr(a)
Dr(a) Rogério Miranda Pagnoncelli e Dr Marcelo Emir Requia Abreu
N/Universidade

LAUDO ANTROPOMÉTRICO:

A análise antropométrica do crânio pode nos fornecer dados quanto à idade, sexo e raça. No caso em tela, busca-se aferir a idade através do osso mandibular. A faixa etária que se obtém através desta análise não é de grande serventia, porque o limite máximo e mínimo em termos de anos, pode ser muito grande. Principalmente em pessoas adultas, acima de 18 anos. Até esta idade, a estimativa pode ser auxiliada pela presença dos elementos dentários e suas fases de erupção. Os estudos antropométricos atualmente concentram-se na estimativa de idade pelos dentes, sexo e altura, porém através do esqueleto completo. Através da análise de ossos isolados (como o mandibular), a quantidade de elementos para subsidiar conclusões se torna escassa, praticamente inviabilizando a estimativa de idade.

A determinação da idade é feita no serviço de antropologia forense quanto à parte craniana, utilizando-se a época de fechamento das suturas coronárias exocranianas e endocranianas, dando preferências a estas. São analisados 10 pontos de fechamento no exocrânio, segundo os parâmetros de Meindl e Lovejoy, 1985.

Determinações utilizando ossos isolados do crânio não são feitas devido a sua escassa utilidade. Geralmente utilizam-se os ossos longos para determinação da altura (Etienne Rollet, 1888) e bacia, que nos fornecem dados mais confiáveis quanto ao sexo.

A relação da idade óssea com a idade do indivíduo é muito alterada por fatores individuais (patológicos, genéticos) ou até mesmo ambientais (nutrição) e econômicos. Uma pessoa sem acesso a serviços odontológicos terá perdas dentárias mais precocemente e, conseqüentemente, seu rebordo diminuirá em função destas perdas. Através da análise

antropométrica de sua mandíbula (ângulo goniano, altura de corpo, etc.) obteremos dados distorcidos semelhantes aos de uma pessoa muito mais velha.

Os estudos antropométricos estatísticos do grupo de Piracicaba, da Odontologia Legal (UNICAMP), focam-se em outras estruturas mais confiáveis para a análise. Os estudos em quase sua totalidade são para estimativa do sexo: Análise Quantitativa do Crânio (centro do meato acústico a 11 pontos craniométricos - Galvão, 1994; Método Adas Saliba, 1999, entre outros).

Na análise do osso mandibular, utiliza-se mensuração de ângulo goníaco, distância bigoníaca (go-go), bicodilar, altura do corpo mandibular na zona de mento e de corpo, altura máxima do ramo, largura mínima e máxima do ramo.

O elemento mais utilizado é o ângulo goníaco, que nos fornece a simples distinção entre neonato, pessoa adulta com dentição completa e pessoa de idade avançada, conforme as medidas obtidas respectivamente; recém-nascido varia de 160 a 170 graus; adulto de 95 a 100 graus. Após este estágio, o ângulo aumenta cerca de 0,186 grau a cada ano, alcançando no velho, entre 130 e 140 (Martin, citado por Silva, 2003).

Visualmente, no indivíduo, à medida que a idade aumenta, o ângulo mandibular torna-se mais obtuso, o mento projeta-se para o anterior e o forame mentoniano aproxima-se do rebordo alveolar.

Material fornecido para exame:

Três mandíbulas, sendo uma identificada com o número 8, outra sem elementos dentários e a última com a presença de um pré-molar.

1. Mandíbula com pré-molar e camada de tinta tipo esmalte: Presença de alvéolos vazios, perdas post mortem (provavelmente em vida cerca de oito elementos dentários). Alguns dos alvéolos são de pouca profundidade, sugerindo que mantinham restos radiculares em processo de esfoliação. Espessura do rebordo em nível de molares é de 1,5 cm. Rebordo parcialmente preservado. O nível da inserção óssea do elemento presente na mandíbula sugere presença de doença periodontal quando em vida. O ângulo goníaco é de cerca de 135 graus, corpo mandibular robusto. Na estrutura óssea, é possível visualizar o local das inserções musculares, ou seja, apesar do aspecto mais senil da mandíbula, ainda havia musculatura atuando com força sobre o corpo mandibular. Nota-se que o indivíduo ainda possuía elementos dentários, ou seja, utilizava-se da função mastigatória com alguma eficiência. Forame mentoniano visível e localizado cerca de 01 cm. abaixo da altura do rebordo alveolar. Das mandíbulas examinadas é a que possui o ângulo goníaco menos obtuso, porém dentro acima da faixa de adulto, entrando na faixa de pessoa idosa (acima de 60 anos).

Como considerado acima, os critérios são poucos. Pelas características, teríamos a possibilidade de uma faixa etária ampla (30 a 55 anos). O critério não fica isento de alto grau de subjetividade do examinador, baseado em reabsorção óssea, presença ou não de dentes, ângulo goníaco, espessura de rebordo. Ou seja, a resposta se quesitado quanto à idade óssea seria: Pelo material examinado pode-se aferir que tratava-se de pessoa adulta com idade superior a 30 anos e inferior a 55. O exame mostra-se inconclusivo, e o material examinado por si só não possibilita a estimativa de idade acurada.

2. Mandíbula identificada com o número oito: Presença de alvéolos vazios, perdas post mortem (4 a 5 elementos quando em vida, na região anterior). Reabsorção acentuada do rebordo alveolar na zona de pré-molares e molares direito e esquerdos. Forame mentoniano aproximando-se da altura do rebordo alveolar. Projeção acentuada do mento para anterior, reabsorção e remodelamento condilar, ausência de inserções musculares nítidas na zona milo-hioidéia. Ângulo goníaco aumentado. A mandíbula examinada pelas características observadas é, talvez, a mais antiga do grupo, podendo ter idade superior a 60.

3. A terceira mandíbula examinada é a de coloração esbranquiçada mais destacada. Também apresenta alvéolos vazios post mortem na região anterior, reabsorção óssea de rebordo alveolar na zona de molares, ângulo goníaco maior que 145 graus. Observe-se que a análise do ângulo infere que esta seria a mais antiga do grupo, no entanto pelas características gerais a mandíbula número oito provavelmente seja a mais velha do conjunto. Esta mandíbula sugere pertencer a um indivíduo adulto com idade superior a 50 anos. Isto mostra o grau de dificuldade e de subjetivismo na análise.

Conclusões

A análise da idade através do osso mandibular é falha e não permite a afirmação de estimativa de idade. Através exclusivamente do osso mandibular, sem considerar dentes, utilizamos o parâmetro de Milton, que carece de valor científico na medida que apenas divide indivíduos em 3 grandes faixas.

Num caso pericial real, a resposta a quesito seria: não temos elementos suficientes para estimar a idade do indivíduo, exame prejudicado.

As conclusões parciais do perito foram relatadas justamente com a finalidade de observar justamente a discrepância entre dados reais e o aferido na perícia (que é inconclusiva). Saliento que a idade óssea (aspectos externos) pode ser de forma relevante diferente da idade real do indivíduo, levando em conta os fatores acima descritos.

Eniara Pimenta Mocellin Bernardi (CRO 6986)