

**UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA  
INSTITUTO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO**

**Análise da temperatura intrapulpar após aplicação do laser de  
diodo 670 nm *in vitro***

Cleide Regina Alves Carrara de Oliveira

São José dos Campos, SP

2006

**Cleide Regina Alves Carrara de Oliveira**

**Análise da temperatura intrapulpar após aplicação do laser de diodo 670 nm *in vitro***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia, como complementação dos créditos necessários para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Aldo Brugnera Jr.  
Co-orientador: Prof. Dr. Paulo David de Castro Lobo

São José dos Campos, SP

2006

O51a

Oliveira, Cleide Regina Alves Carrara de  
Análise de temperatura intrapulpar após aplicação do  
laser de diodo 670 nm "in vitro". Cleide Regina Alves  
Carrara de Oliveira. São José dos Campos: Univap, 2006.  
1 disco laser.

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-  
Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e  
Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba,  
2006.

1. Polpa dentária 2. Terapia a laser de baixa intensidade 3.  
Odontologia I. Brugnera Junior, Aldo, Orient. II.  
Lobo, Paulo Davi de Castro, Co-Orient. III. Título

CDU:616.314.18

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processo fotocopiadores ou transmissão eletrônica, desde que citada a fonte.

Assinatura da aluna:



Data:

24/11/2006

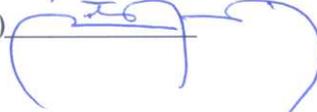
**“ANÁLISE DA TEMPERATURA INTRAPULPAR APÓS APLICAÇÃO DO LASER DE DIODO  
670 NM, ESTUDO “IN VITRO””**

Cleide Regina A. Carrara de Oliveira

Banca Examinadora:

Prof. Dr. **PAULO DAVID DE CASTRO LOBO** (UNIVAP) 

Prof. Dr. **ALDO BRUGNERA JUNIOR** (UNIVAP) 

Prof<sup>a</sup>. Dra. **FÁTIMA ANTONIA APARECIDA ZANIN** (UNICASTELO) 

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco  
Diretor do IP&D - UniVap

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho aos meus pais, por lutarem continuamente em prol da minha educação, transpondo todas as dificuldades e obstáculos, com muita dedicação e amor, encaminhando-me de encontro ao conhecimento.

## **AGRADECIMENTOS**

Inicialmente, ao meu adorado companheiro Acácio, que me estimulou em todos os momentos a executar e concluir este trabalho.

Aos meus filhos por me cederem horas tão preciosas de seu crescimento e contato.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Aldo Brugnera Jr., pelo carinho, atenção e principalmente por compartilhar comigo o seu conhecimento científico.

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Fátima Zanin pelo apoio no trabalho experimental, abrilhantado com seu entusiasmo e carisma pessoal.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Paulo David de Castro Lobo, por seus sábios conselhos.

Ao meu pai e colega de estudo por todo o apoio e orientação, durante toda a caminhada para a conclusão deste trabalho.

À minha irmã Sonia por toda a orientação e apoio dado na área de informática.

Ao colega de Mestrado, Márcio Mollo, pelas trocas de informação tão úteis na execução desta dissertação.

“O melhor meio de evitar abusos e incompreensões de parte a parte é tornar o povo cientificamente informado a fim de que compreenda as implicações das investigações científicas. Se a ciência for considerada um sacerdócio fechado, demasiado difícil e misterioso para a compreensão de uma pessoa de cultura mediana, o perigo do desenvolvimento será maior. Se a ciência, porém, for tópico de interesse e consideração geral, se seus encantos e conseqüências sociais forem discutidos com competência e regularidade nas escolas, na imprensa e à mesa de jantar, teremos aumentado as possibilidades de aprender como o mundo realmente é, para melhorarmos a ambos, a nós e a ele”.

Carl Seagan (1934 -1996).

**“ANÁLISE DA TEMPERATURA INTRAPULPAR APÓS APLICAÇÃO DO LASER  
DE DIODO 670 nm *IN VITRO*”**

**RESUMO**

Um dos fatores limitantes para o uso do laser no tecido dental são os possíveis danos térmicos causados ao tecido pulpar. O objetivo deste estudo foi avaliar a elevação de temperatura intrapulpar de dentes humanos expostos ao laser InGaAlP, no comprimento de onda de 670 nm, com potência máxima de 340 mW e diâmetro do feixe de 3 mm, superando os limites encontrados na literatura, para viabilizar com segurança o seu uso clínico. Foram feitas medições intrapulparem em 20 dentes, depois da aplicação da radiação laser de 30 segundos, com níveis médios de potência iguais a 340 mW, 270 mW, 180 mW, 135 mW e 65 mW, em três instantes: aos 0, 3 e 5 minutos após o término da aplicação. O dispositivo utilizado no experimento foi o laser de diodo InGaAlP – Lasotronic – Germany, aplicado no esmalte dental, na face vestibular do dente, em posição perpendicular ao contato do termopar, no interior da câmara pulpar. Foi usado um termopar tipo K, de resposta rápida, marca ICEL-Manaus, com 0,5 mm de diâmetro e sensível a variações de temperatura entre  $-200\text{ }^{\circ}\text{C}$  e  $1300\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Os experimentos de radiação laser foram repetidos após remoção e reinserção da sonda do termopar no canal da raiz. Os resultados obtidos nos permitem a aplicação clínica em todos os elementos dentários, com exceção da aplicação feita com potência de 340 mW nos incisivos, os quais tiveram elevação de temperatura de  $10\text{ }^{\circ}\text{F}$ , temperatura este limite para 15% de danos à polpa, segundo Zach e Coehn (1964).

**Palavras Chaves:** Laser, Temperatura intrapulpar

## **Analysis of the intra-pulp temperature after 670nm laser device application *in vitro***

### **ABSTRACT**

One of the limiting factors of the laser use on the dental tissues is the injury caused on the pulp tissues. The purpose of this study was to evaluate intra-pulp temperature increase on human teeth exposed to 670 nm wavelength InGaAlP laser diode radiation. Maximum power levels of 340 mW were used – the highest value reported in the literature – in order to verify its suitability for safe clinical use. Measurements of intra-pulp temperature rise were made on 20 human teeth after the application of laser radiation for 30 seconds, with average power of 340 mW, 270 mW, 180 mW, 135 mW and 65 mW, at three times: 0, 3 and 5 minutes after the laser was turned off. The laser device used was an InGaAlP – Lasotronic – Germany laser diode; radiation was applied to the tooth enamel, perpendicular to the tooth front face. A type K thermocouple probe was inserted in the tooth pulp chamber – this was a ICEL-Manaus-brand, fast response thermocouple wire with 0.5 mm diameter, with temperature range from –200 °C to 1300 °C. The experiments were repeated after removal and re-insertion of the probe in the root canal. The obtained results indicate that the application of the reported laser radiation levels is clinically safe on all groups of human teeth, except for the case of 340 mW radiation on incisors – these presented temperature rise of up to 10 °F, which is the limit for 15% pulp damage, according to Zach and Coehn (1964).

**Keywords:** Laser, Intra-pulp temperature

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Representação gráfica de um diodo.....	8
Figura 2. Coeficiente de absorção tecidual X comprimentos de onda.....	10
Figura 3. Radiografias dentais com os termopares na posição ideal .....	30
Figura 4. Aplicação do laser com o dente preso ao suporte .....	33
Figura 5. Elevação de temperatura intrapulpar em incisivos com 100% potência .....	37
Figura 6. Elevação de temperatura intrapulpar em incisivos com 80% potência.....	37
Figura 7. Elevação de temperatura intrapulpar em incisivos com 60% potência.....	38
Figura 8. Elevação de temperatura intrapulpar em incisivos com 40% potência.....	38
Figura 9. Elevação de temperatura intrapulpar em incisivos com 20% potência.....	38
Figura 10. Elevação de temperatura em caninos com 100% potência .....	39
Figura 11. Elevação de temperatura em caninos com 80% potência.....	39
Figura 12. Elevação de temperatura em caninos com 60% potência.....	39
Figura 13. Elevação de temperatura em caninos com 40% potência.....	40
Figura 14. Elevação de temperatura em caninos com 20% potência.....	40
Figura 15. Elevação de temperatura em pré-molares com 100% potência.....	40
Figura 16. Elevação de temperatura em pré-molares com 80% potência .....	41
Figura 17. Elevação de temperatura em pré-molares com 60% potência .....	41
Figura 18. Elevação de temperatura em pré-molares com 40% potência .....	41
Figura 19. Elevação de temperatura em pré-molares com 20% potência .....	42
Figura 20. Elevação de temperatura em molares com 100% potência.....	42
Figura 21. Elevação de temperatura em molares com 80% potência .....	42
Figura 22. Elevação de temperatura em molares com 60% potência .....	43
Figura 23. Elevação de temperatura em molares com 40% potência .....	43
Figura 24. Elevação de temperatura em molares com 20% potência .....	43
Figura 25. Máxima elevação de temperatura dos grupos dentais.....	44

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Tabela da freqüência do uso dos instrumentos termométricos.....	6
Tabela 2. Temperatura nos incisivos X 100% de potência.....	37
Tabela 3. Temperatura nos incisivos X 80% de potência .....	37
Tabela 4. Temperatura nos incisivos X 60% de potência .....	38
Tabela 5. Temperatura nos incisivos X 40% de potência .....	38
Tabela 6. Temperatura nos incisivos X 20% de potência .....	38
Tabela 7. Temperatura nos caninos X 100% de potência .....	39
Tabela 8. Temperatura nos caninos X 80% de potência .....	39
Tabela 9. Temperatura nos caninos X 60% de potência .....	39
Tabela 10. Temperatura nos caninos X 40% de potência .....	40
Tabela 11. Temperatura nos caninos X 20% de potência .....	40
Tabela 12. Temperatura nos pré-molares X 100% de potência .....	40
Tabela 13. Temperatura nos pré-molares X 80% de potência .....	41
Tabela 14. Temperatura nos pré-molares X 60% de potência .....	41
Tabela 15. Temperatura nos pré-molares X 40% de potência .....	41
Tabela 16. Temperatura nos pré-molares X 20% de potência .....	42
Tabela 17. Temperatura nos molares X 100% de potência .....	42
Tabela 18. Temperatura nos molares X 80% de potência.....	42
Tabela 19. Temperatura nos molares X 60% de potência.....	43
Tabela 20. Temperatura nos molares X 40% de potência.....	43
Tabela 21. Temperatura nos molares X 20% de potência.....	43

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

$\lambda$	Comprimento de Onda
$^{\circ}\text{C}$	Graus Celsius – Unidade de Temperatura
$^{\circ}\text{F}$	Graus Fahrenheit – Unidade de Temperatura
AsGaAl	Laser de Arseneto de Gálio Alumínio
$\text{CO}_2$	Laser de Dióxido de Carbono
CW	Modo Contínuo
DE	Densidade de Energia
DP	Densidade de Potência
E	Energia
Er:YAG	Laser de Érbio: Ítrio-Alumínio-Granada
HeCd	Laser de Hélio Cádmio
HeNe	Laser de Hélio Neônio
InGaAlP	Laser de Fosfeto de Índio Gálio e Alumínio
J	Joule – Unidade de Medida de Energia
KTP	Laser Potássio Titânio Fosfato
Laser	Amplificação de Luz por Emissão Estimulada de Radiação
Maser	Amplificação de Microondas por Emissão Estimulada de Radiação
Nd:YAG	Laser de Neodímio: Ítrio-Alumínio-Granada
P, Pot	Potência
PW	Modo Pulsado
s	segundo – Unidade de Medida de Tempo
Temp	Temperatura
$T_{\text{inf}}$	Temperatura Inferior
$T_{\text{sup}}$	Temperatura Superior
W	Watt – Unidade de Medida de Potência
XeCl	Laser de Xenônio Cloro
SEM	Microscopia Eletrônica de Varredura
CLSM	Microscopia Confocal de Varredura a Laser

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
1.1 Histórico .....	2
1.2 O endodonto.....	3
1.3 Instrumentos termométricos .....	5
1.4 Laser .....	6
1.5 Interação entre o laser e o tecido .....	9
1.6 Revisão da literatura .....	14
<b>2. MATERIAL E MÉTODO.....</b>	<b>28</b>
2.1 Materiais .....	29
2.2 Método .....	29
2.2.1 Preparo dos dentes.....	29
2.2.2 Preparo do equipamento .....	31
2.2.3 Laser .....	31
2.2.4 Termopar.....	32
2.2.5 Metodologia.....	32
2.2.6 Local do estudo .....	34
2.2.7 População e critério de inclusão e exclusão .....	34
<b>3. RESULTADOS .....</b>	<b>35</b>
<b>4. DISCUSSÃO.....</b>	<b>45</b>
<b>5. CONCLUSÃO.....</b>	<b>51</b>
<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>53</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>57</b>

## **INTRODUÇÃO**

# 1.INTRODUÇÃO

## 1.1 Histórico

A Engenharia Biomédica possibilitou um grande avanço na área Médica no século passado, graças ao desenvolvimento dos equipamentos lasers.

O primeiro laser (*microwave amplification by stimulated emission of radiation*) foi desenvolvido por Theodore Maiman em 1960. Embora tenha sido Einstein (1916) que propiciou o desenvolvimento teórico do laser, com a publicação de seu tratado *Zur Quantum Theorie der Strahlung*, foram Schawlow e Townes (1959) os autores dos princípios pelos quais todos os lasers operam. Foi para Townes, Basov e Prokhorov que o prêmio Nobel foi dado em 1964, creditando-lhes assim o desenvolvimento da teoria das emissões espontânea e estimulada de radiação (BRUGNERA JUNIOR e PINHEIRO, 1998).

O primeiro estudo envolvendo o uso de laser em Odontologia foi realizado por Stern e Sognaes (1964). Eles utilizaram o laser de rubi e o aplicaram em tecidos dentais *in vitro* com a intenção de substituir brocas. Observaram que este tipo de laser, aplicado na superfície de esmalte dental, formava crateras e fusão no esmalte e dentina. Posteriormente, chegou-se à conclusão, através de experimentos *in vivo*, com irradiação (55 J e 35 J de energia) em incisivos de Hamsters, que a aplicação do laser de rubi naqueles dentes causava danos térmicos à polpa dental, levando à destruição dos odontoblastos, bem como à necrose tecidual. A extensão dos danos alcançou tecidos distantes do ponto irradiado (a irradiação em incisivos danificou os molares) (TAYLOR *et al*, 1965).

## 1.2 O endodonto

O endodonto, segundo Leonardo e Leal (1998), é representado pela dentina, cavidade pulpar e polpa, enquanto a região apical e periapical são constituídas pelos tecidos de sustentação do dente, que incluem e contornam o ápice radicular e que são o cemento, a membrana periodontal, a parede e o osso alveolar. Essa definição se justifica, mesmo embriologicamente, pois dentina e polpa têm sua origem no folículo dental, enquanto o cemento e a membrana periodontal se diferenciam a partir do saco embrionário (dental), em torno dos quais se envolvem a parede e o osso alveolar. Assim sendo, dentina e polpa são consideradas como aspectos diferentes de um mesmo tecido que mantêm, entre si, íntima relação histológica, fisiológica, histopatológica e fisiopatológica, caracterizando o chamado complexo dentina polpa. A cavidade pulpar é o espaço que encontramos no interior do dente, limitado em toda a sua extensão por dentina, exceto ao nível do forame ou forames apicais. Ela tem a forma aproximada do exterior do dente, mas, infelizmente, não apresenta a mesma regularidade, e sim saliências, reentrâncias e fendas, conseqüentes da deposição de dentina reacional ou secundária (LEONARDO e LEAL, 1998).

A polpa corresponde ao tecido mole circundado por dentina na estrutura organizacional do dente. A dentina corresponde ao produto de secreção pulpar, especialmente por parte dos odontoblastos. Por acomodação verbal no dia a dia, referimo-nos a esse tecido mole como polpa, mas conscientemente o mais preciso quando apontarmos o conjunto formado pela polpa e dentina, será citá-lo como complexo dentinopulpar. A dentina e a polpa são estruturas funcionalmente integradas. As principais alterações pulpares são de natureza inflamatória. No estabelecimento e progressão das pulpites, vários fatores interferem na sua

etiopatogenia: alguns são inerentes ao agente agressor e outros ao hospedeiro, incluindo a variabilidade morfológica e modificações estruturais e funcionais do complexo dentinopulpar. Os fatores inerentes ao hospedeiro podem influenciar localmente na etiopatogenia das pulpites quanto à sua sintomatologia, velocidade de evolução, comprometimento dos tecidos pulpare e tipo de reação inflamatória a ser estabelecida. Os mesmos fenômenos celulares e teciduais do envelhecimento pulpar, natural e hipoteticamente independente de fatores externos, estão também envolvidos nos mecanismos de defesa do complexo dentinopulpar. Uma maior freqüência de ação de fatores externos, geralmente, leva a um envelhecimento pulpar precoce com conseqüente redução da capacidade funcional e reparatória (LEONARDO; LEAL, 1998),

A polpa também contém vasos sanguíneos, nervos e células que são capazes de participar da defesa no caso de danos pulpare. A polpa jovem tem aparência de uma substância gelatinosa de tecido embrionário, já a polpa madura possui um maior número de fibras e menor número de células isoladas. O tipo e a severidade dos danos, juntamente com a capacidade desta polpa de se defender, dependem de três fatores, os quais determinarão o nível do dano pulpar: invasão bacteriana, agentes físicos, térmicos ou químicos (ROBINSOM, apud ZACH e COHEN, 1965). Como Robinsom e Lefkowitz, apud Zach e Cohen (1965) afirmaram, “Calor excessivo é a mais séria das agressões isoladas para a polpa”. Todos os danos possíveis, uns somados aos outros, devem ser evitados. Se a esta resposta pulpar forem somados os danos de preparo cavitário, desgaste, medicações, moldagem e preenchimento com materiais restauradores, a reação pulpar total pode ser consideravelmente mais severa. Essa é a indicação de um marco, contra o qual, a resposta pulpar ao choque térmico, isoladamente, pode ser um dado de importância,

a ser estudado na dentística operatória, para assim minimizar todos os fatores os quais contribuam para o trauma pulpar (ZACH ; COHEN, 1965).

### **1.3 Instrumentos termométricos**

Os instrumentos usados para medir a variação da temperatura intrapulpar, nos artigos publicados e revisados foram: o Termistor e o Termopar e para medir a variação da temperatura externa foi usada a câmara de termovisão.

A escolha do termopar, como instrumento termométrico para o uso em nosso experimento, se deu em função do seu alcance (faixa mais larga de medição), sua precisão e estabilidade. As desvantagens do termistor com relação ao termopar se encontram na sua escala não linear, na sua baixa precisão e na necessidade de calibração a cada unidade de experimentação. Cabe ainda registrar que o termopar foi o instrumento termométrico mais utilizado nos diversos experimentos dos artigos revisados, quando na medição da variação da temperatura intrapulpar.

Em 15 dos artigos pesquisados, o instrumento termométrico usado foi o termopar, para a medição da variação de temperatura intrapulpar e em somente 3 artigos foi usado o termistor. Nas outras pesquisas foi usada a câmara de termo visão para a medição da variação da temperatura externa e ainda em outras pesquisas foram feitos exames com microscopia eletrônica de varredura.

A seguir é apresentada a tabela referente à freqüência dos instrumentos termométricos utilizados nos artigos revisados (Tabela 1).

Tabela 1: Tabela da freqüência do uso dos instrumentos termométricos.

<b>Autores</b>	<b>Termopar</b>	<b>Termistor</b>	<b>Câmara de Termovisão</b>	<b>in vivo</b>	<b>in vitro</b>
Anic	x				x
Anic			x		x
Arrastia	x				x
Arrastia	x		x		x
Duncan	x				x
Fatherstone e Nelson					x
Gelskey				x	x
Goodis	x				x
Goodis	x				x
Goodis	x				x
Kimura					x
Kreisler	x				x
Launay.	x				x
Namour	x				x
Miserendino		x			x
Squilbin	x				x
Stabholz					x
Stern e Sognaes					x
Taylor.				x	x
Walsh	x				x
Walsh				x	
Wilder-Smith				x	
Zach e Cohen		x		x	
Zanin	x				x
Zhang					x
Kreisler	x				x
Calmon <i>et al</i>	x				x

#### 1.4 Laser

A geração de luz laser parte dos princípios de emissão estimulada de fótons, da monocromaticidade, da coerência e da unidirecionalidade. Mas para ser produzida necessita de um sistema integrado que visa organizar e controlar essas emissões através de 3 componentes essenciais: o meio ativo, a fonte de energia e a estrutura mecânica. A geração da luz laser ocorre dentro de uma cavidade, uma espécie de caixa, conhecida como cavidade de Perot-Fabri, cavidade ressonadora ou cavidade óptica.

Essa câmara é constituída por dois espelhos com níveis de reflexão diferentes alinhados cada um em uma extremidade de caixa. Um espelho é totalmente refletivo (100%) e o outro é parcialmente (98%). Todo laser possui um meio ativo, que pode ser sólido, líquido ou gasoso que também se encontra nessa câmara. O meio é que irá determinar o tamanho e a forma da câmara e o tipo de laser que será emitido: cor (comprimento de onda) e função. A fonte de excitação elétrica pode ser uma lâmpada tipo flash, tal como a que Maiman, apud Brugnera Jr. e Pinheiro (1998) utilizou no primeiro laser, uma corrente elétrica ou até mesmo, outro laser. O meio ativo é estimulado por elétrons da fonte de excitação. Num primeiro estágio esse processo é desorganizado e as emissões estimulam outros elétrons que também estão na cavidade óptica – uma amplificação (SCHAWLON ; TOWNES, 1958 apud BRUGNERA JUNIOR; PINHEIRO, 1998). Os espelhos fazem com que as ondas eletromagnéticas venham e voltem dentro da cavidade estimulando, assim, outros elétrons a emitirem fótons. O fóton, em certo momento, consegue passar pelo espelho parcialmente refletivo. Na saída da luz, existem lentes que focalizam o raio e assim é gerada a luz laser. Ela é extremamente pura, com alta densidade de energia unidirecional e coerente. Assim, podemos dizer que a radiação laser não é mais do que a transformação de uma energia desorganizada em outra organizada (BRUGNERA JUNIOR e PINHEIRO, 1998).

#### Meio ativo

Todos os lasers são definidos por um comprimento de onda próprio que apresenta monocromaticidade, unidirecionalidade e coerência. O raio laser é produzido quando o meio ativo é excitado de modo contínuo ou pulsátil. Os meios mais comumente usados para a emissão de energia laser podem ser líquidos, gasosos, cristais sólidos ou semicondutores e incluem: Dióxido de Carbono (CO<sub>2</sub>), Hélio-Neônio

(HeNe), Argônio (Ar), Fluoreto de Argônio (ArF), Arseneto de Gálio (GaAs), e cristais como Rubi e Ítrio-Alumínio-Granada (YAG) o qual pode se dopado. Isto é, pode incluir traços de Neodímio (Nd) ou Érbio os quais são terras raras (CAERNAVIN, BAXTER, apud ZANIN, 2002).

O diodo é o mais simples dispositivo eletrônico semiconductor existente e de ampla aplicação na área de eletrônica. A palavra diodo está relacionada aos "dois eletrodos" presentes no dispositivo.

Sua construção consiste basicamente na formação de uma junção metalúrgica P-N. Quando em operação a região de depleção aumenta ou diminui de acordo com a polarização do dispositivo, ou seja, ocorre a variação da altura da barreira de potencial, obtendo-se um funcionamento semelhante ao de uma chave, e sendo por isso bastante utilizado em circuitos eletrônicos.

Existem no mercado vários tipos de diodos como: Zener, LED, fotodiodo, varistor, Schottky, diodos de corrente constante, diodos de recuperação em degrau (step-recovery diodes), diodos de retaguarda (back diodes), diodo de tunelamento, etc. As curvas características de cada tipo de diodo irão determinar sua aplicabilidade.

Na figura abaixo temos a representação simbólica de um diodo. Através dela pode-se localizar facilmente o catodo e o anodo do dispositivo.

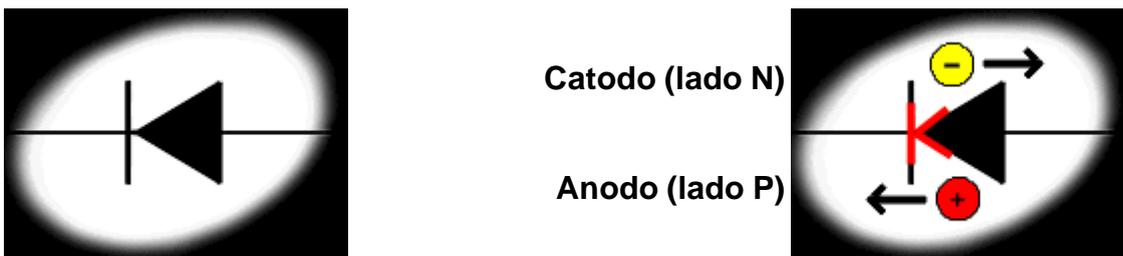


Figura 1: Representação gráfica de um diodo.

## 1.5 Interação entre o Laser e o Tecido

Interferem na interação do laser com os tecidos biológicos fatores inerentes ao laser como: comprimento de onda; densidade de energia; forma de emissão do laser (contínua, pulsátil, ou desencadeada); tempo de duração do pulso; foco do raio (focado ou desfocado) e distância entre a origem do laser e o objeto (contato direto ou à distância). Além dos fatores inerentes aos lasers, devemos salientar as características próprias de cada tecido, principalmente, as que controlam as reações moleculares e bioquímicas. As propriedades ópticas de cada tecido irão determinar a extensão e a natureza da resposta tecidual, que ocorrem nos processos de absorção, transmissão, reflexão e difusão da luz laser. Assim, a extensão da interação entre os diversos lasers e os tecidos é, geralmente, determinada pelos fatores comprimento de onda e características ópticas de cada tecido (BRUGNERA JUNIOR E PINHEIRO, 1998). Para uma eficiente ação dos lasers no tecido alvo (dental) é necessário que o comprimento de onda do laser coincida com o pico de absorção do tecido.

Segue, na Figura 2, o gráfico de absorção da água e da hidroxiapatita no tecido dental, para os diversos comprimentos de onda dos lasers.

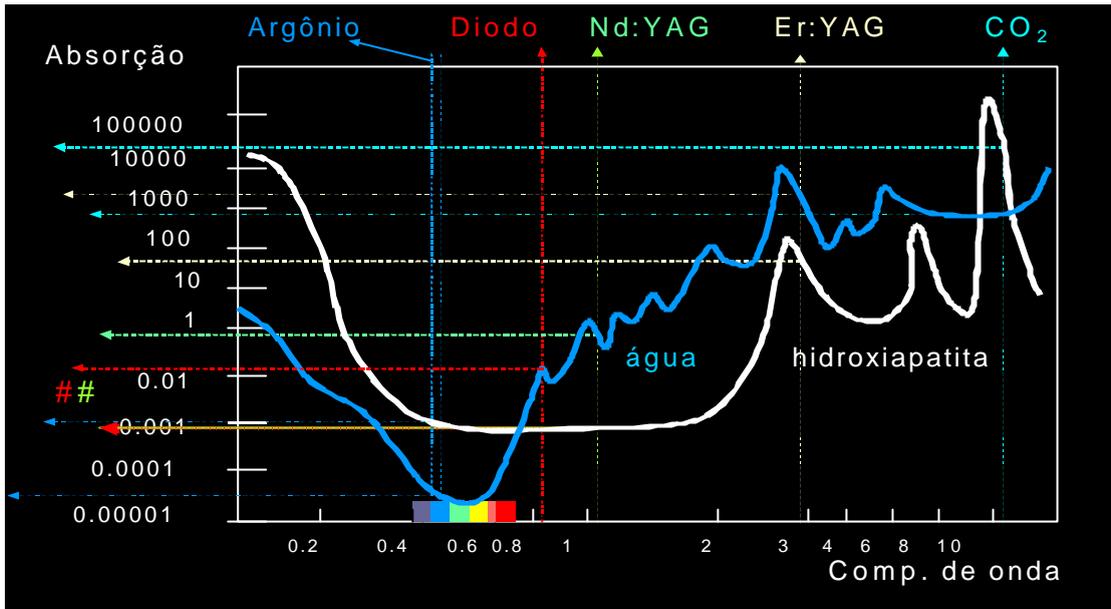


Figura 2. Coeficiente de absorção tecidual X comprimentos de onda.

A absorção do laser pelos tecidos biológicos pode resultar em quatro efeitos: efeito fotoquímico, efeito fotomecânico, efeito fotoelétrico e efeito fototérmico.

No efeito fotoquímico existe conversão de energia em processos estimulados por luz com aumento de temperatura menor ou igual a 1 °C considerado, portanto, um efeito não térmico. Dentre os efeitos fotoquímicos, podemos incluir a biomodulação, a terapia fotodinâmica e a fluorescência. A biomodulação é o efeito da luz laser sobre processos moleculares e bioquímicos que normalmente ocorrem nos tecidos como a cicatrização e reparo tecidual. A terapia fotodinâmica é um processo pelo qual o uso terapêutico do laser induz reações tissulares no tratamento de processos patológicos (BRUGNERA JUNIOR E PINHEIRO, 1998). A fluorescência tecidual é usada como um método de diagnóstico para detecção da mineralização de tecidos dentais saudáveis ou alterados (ZANIN, 2002).

O efeito fototérmico é o que possibilita a aplicação do laser em corte e coagulação de tecidos, ocorrendo com densidades de energia que variam entre 1 e 10 J/cm<sup>2</sup> e com tempo de exposição variando entre 1 e 10<sup>-6</sup> segundos. Na interação fototérmica, segundo McKenzie, A. L. (1990), a molécula, ao absorver energia luminosa, vibra produzindo calor que, devido à difusão térmica, se propaga através do tecido. A energia absorvida pela molécula depende de sua estrutura, do comprimento de onda da radiação e da densidade de energia e de potência depositados na região. Como o tecido necessita de um tempo mínimo para propagar a radiação térmica, um aspecto determinante na indução do efeito fototérmico é a duração do pulso do laser, o que faz com que o laser contínuo provoque maior dano térmico no tecido se comparado com lasers pulsados de mesma energia, como comprovam Armon e Laufer (1985) em seus estudos.

O efeito fotomecânico é essencialmente não térmico e provocado por pulsos curtos de alta energia, com largura máxima de 10<sup>-6</sup> segundos. Os altos níveis de energia do pulso laser resultam em processos de rápida expansão ou ondas de choque capazes de causar ruptura intermolecular. A quebra da molécula causada por uma onda de choque acústica ocorre pela conversão de fótons de alta energia em energia vibracional (cinética), provocando processos fotoablativos não térmicos.

O efeito fotoelétrico causa fotorruptura através de pulsos com largura variando entre 10<sup>-9</sup> a 10<sup>-12</sup> segundos e pode ser provocada por três mecanismos distintos: ionização, formação de plasma e ondas de choque. A ionização pode ocorrer quando o campo elétrico do feixe laser é alto o suficiente para deslocar elétrons das camadas mais internas de um átomo para camadas mais externas. A ionização pode

ainda ocorrer em gases com alta temperatura carregados eletricamente por elétrons livres e íons positivos, formando um plasma. Este por sua vez é mantido absorvendo radiação do feixe laser, atingindo no núcleo temperaturas que excedem a 15.000 °C. Como as temperaturas variam em função do campo elétrico do laser, os elétrons começam a virar gerando rápidas expansões e contrações, provocando ondas de choque, cuja pressão provoca a quebra do tecido durante a fotoplasmólise. Esse processo só ocorre com tecidos que apresentem elevado coeficiente de absorção em um determinado comprimento de onda, possibilitando concentrar altíssima densidade de energia em um referido ponto.

Os efeitos locais da fototerapia, no tratamento de úlceras tróficas e feridas indolentes com laser de HeNe, HeCd ou com laser de diodo operando na região do vermelho distante, pode ser explicada pela ação da luz visível de baixa intensidade na proliferação celular. Na área de tais lesões, condições especiais são criadas (baixa concentração de oxigênio e pH, insuficiência de nutrientes necessários) as quais, evitam a proliferação. Ao irradiar feridas novas, o efeito da radiação pode ser mínimo, ou mesmo totalmente ausente. O efeito não acontece em casos onde a proliferação é ativa e a regeneração da integridade do tecido acontece numa velocidade máxima (normal) (KARU, 1989)

Na clínica prática, a radiação laser de baixa intensidade é usada para o tratamento não somente das lesões locais, úlceras tróficas e feridas, mas, muito freqüentemente efeitos sistêmicos têm sido encontrados, isto é, o efeito observado a alguma distância do local da radiação (BASFOR, apud KARU, 1989). É exatamente essa universalidade da ação da luz de baixa intensidade (uma cura para todos os males)

que origina algum ceticismo, não obstante, vasto material estatístico tem sido acumulado até hoje provando que tal tratamento tem efeito positivo (KARU, 1989).

Provas podem ser encontradas de que fotorrecepção ocorre no nível da mitocôndria e que a intensificação do metabolismo da respiração das células excitáveis altera as propriedades eletrofisiológicas das membranas celulares. (KARU, 1989)

É perfeitamente possível que a universalidade dos efeitos lasers de baixa potência seja devido ao mecanismo fotobiológico universal – variação do estado redox dos componentes da cadeia respiratória promovendo mudanças no estágio fisiológico da célula (isto é, o aumento da atividade de proliferação de células não excitáveis ou mudanças no potencial de atividades das células excitáveis). Concluindo então:

1. A bioestimulação laser é um fenômeno fotobiológico. Não é necessário ser luz coerente.
2. Fotoreceptores primários são componentes da cadeia respiratória. Isto explica a universalidade dos efeitos do laser de baixa potência.
3. Os componentes da cadeia respiratória podem ser os fotoreceptores no caso da estimulação do metabolismo celular, assim como, um inibidor dependendo da dose de luz. Com baixas doses, a irradiação causa regulação do redox do metabolismo celular. Com altas doses prevalecem os danos foto dinâmicos.
4. A quantidade de luz é somente um gatilho para a regulação metabólica celular. Isto explica as pequenas doses e intensidades necessárias.
5. A magnitude dos efeitos de bioestimulação depende do estado fisiológico da célula antes da irradiação. Isto explica porque o efeito da bioestimulação não ser sempre possível.

6. Os efeitos terapêuticos da radiação laser de baixa potência podem ser explicados através de um aumento na proliferação das células G<sup>0</sup> e G<sup>1</sup> ou pelas mudanças na atividade fisiológica da célula excitável (KARU, 1989).

## 1.6 Revisão da literatura

Um dos fatores limitantes para o uso do laser no tecido dental são as possíveis injúrias térmicas, causadas ao tecido pulpar. Em estudo *in vivo*, Zach e Cohen (1965) estabeleceram parâmetros de proteção contra os danos pulpares, examinando as condições fisiológicas e patológicas da polpa após aplicação de fontes geradoras de calor não laser (ferro de soldar), em dentes molares de macacos. A ponta do ferro de soldar medindo 3 por 1,5 mm. aplicada na superfície do esmalte, elevou a temperatura a 275 °C e o contato foi mantido por 5 a 20 s para produzir as faixas de temperaturas estudadas. Este trabalho definiu o “ponto crítico” de elevação de temperatura em 5,5 °C, acima do qual um aumento inaceitável da incidência de necroses pulpares ocorreu. Ficando estabelecido então, que um aumento de temperatura superior a 5, 5 °C pode levar à necrose do tecido pulpar, acima de 3,3 °C à processo inflamatório reversível, sendo que abaixo de 2,2 °C não foi observado nenhum dano à polpa.

Em 1964, foi divulgado o laser de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) (PATEL *et al*, 1964). Esse laser, com comprimento de onda de 10,6 μm, é bem absorvido pelo esmalte dental, sendo bastante indicado na prevenção da cárie dental, no selamento de cicatrículas e fissuras .

Featherstone e Nelson (1987), com intenção de testar a inibição de cáries, utilizando o laser de CO<sub>2</sub> no modo pulsado (932–1049 nm, 10–50 J/cm<sup>2</sup>, pulsos de 100–200 ns e 7-8W/cm<sup>2</sup>), observaram aumentos de temperatura de 800–1050 °C suficientes

para fundir o esmalte. Observações feitas através de microscopia eletrônica constataram fusão superficial do esmalte e elevação de temperatura mínima na cavidade pulpar (HARGREVES *et al*, apud FEATHERSTONE; NELSON, 1987).

Anic *et al* (1993) mediram a temperatura externa e interna de canais radiculares através de termografia e termômetro digital quando da aplicação do laser de CO<sub>2</sub>, 1060 nm, 1 mm de diâmetro, CW por 10 segundos e PW 0.5 segundos por pulso, com potências de 0,5, 1, 1,5, 2, 3 e 4W. Observaram temperaturas entre 1,5 e 19,1 °C na superfície externa da raiz e entre 1,5 e 12 °C dentro dos canais radiculares. O calor gerado pela radiação do laser de CO<sub>2</sub> pode induzir elevações de temperatura na superfície externa o que pode ter efeito deletérios no tecido periodontal. Aumento da temperatura das paredes do canal e superfície externa da raiz estão diretamente relacionados ao nível de potência e ao número de pulsos aplicados.

Com a intenção de avaliar mecanismos de resfriamento comuns, empregados em dentística, para prevenir o sobre aquecimento pulpar, o laser de CO<sub>2</sub> pulsado foi usado com um método potencial de resfriamento por Miserendino *et al* (1993). Foi usado neste estudo um laser de CO<sub>2</sub> (com 1 mm de diâmetro focal, P de 2 a 10 W, E de 10 a 50 J, DP de 250 a 1250 W/cm<sup>2</sup>). Termistores de 2,5 mm de diâmetro foram usados, como dispositivos sensores de temperatura. Em estudos anteriores os pesquisadores observaram que em densidades de energia acima de 30 J/cm<sup>2</sup>, a elevação da temperatura intrapulpar alcança limites superiores, acima dos quais, seriam esperados resultados com danos irreversíveis para a estrutura viva. Neste artigo fica evidente que quando são empregados métodos de resfriamento durante a exposição ao laser, o potencial para danos térmicos à polpa pode ser reduzido para níveis comparáveis àqueles que ocorrem quando técnicas convencionais são

usadas para o preparo cavitário do dente. Métodos pulsados falharam em diminuir o aumento de temperatura intrapulpar como sugerido em outros estudos. Essas descobertas foram atribuídas à baixa condutividade térmica reportada para ambas as estruturas e mudanças induzidas pelo laser nas características de absorção ótica nessas estruturas, as quais, podem ocorrer durante a fase inicial de exposição. Essas mudanças podem influenciar a complexa interação entre luz laser e tecido alvo e transferência do calor dessas estruturas. Recomendam ainda que os mecanismos de resfriamentos utilizados sejam explorados com outros tipos de laser para a prevenção de danos aos tecidos termicamente sensíveis dentro da cavidade oral.

Considerando o uso do laser de CO<sub>2</sub> para cirurgia de remoção de segmentos de polpa doente, os prováveis efeitos da irradiação laser na polpa sadia adjacente, com um relacionamento único com a dentina e esmalte, são um ponto de grande preocupação. Assim, os efeitos térmicos necessários precisam ser controlados, não somente na porção não doente da polpa, mas, as suas conseqüências na dentina e esmalte devem também ser levadas em consideração. Arrastia *et al* (1995) identificaram parâmetros para procedimentos pulpotômicos com laser de CO<sub>2</sub> em dentes de leite, os quais gerariam aumentos de temperatura mínimos dentro da câmara pulpar e na estrutura do tecido duro envolvente. Essas medições foram feitas externamente por câmara de termo visão e internamente com termopar. Pulsos simples de 0, 1 s em intervalos de 1 s, usando densidade de energia total de até 264 J/cm<sup>2</sup> ou densidade de energia de 176 J/cm<sup>2</sup> no modo contínuo provaram ser adequados para cirurgia pulpar localizada.

Walsh (1996) examinou as mudanças térmicas em dentes após a exposição ao laser de CO<sub>2</sub> no modo pulsátil (0.8 mm; 2 W; 0.1 a 6 J). Observou que a exposição de

50  $\mu$ s com intervalos de 950  $\mu$ s induziram mudanças térmicas mínimas ao nível da cavidade pulpar. Somente os parâmetros máximos de 6 J puderam produzir variações de 2,2 °C. Porém enfatiza que uma irradiação de 6 J é clinicamente irrealística para procedimentos em tecidos duros dentais.

Com a finalidade de avaliar a eficácia no gerenciamento da hipersensibilidade dentinária, Zhang *et al* (1998) estudaram os efeitos do laser de CO<sub>2</sub> (1 W, CW, com 5 a 10 s) *in vitro* e *in vivo*. Observou ausência de efeitos térmicos quando o tratamento é acompanhado de resfriamento com água, medidos com câmara de termo visão *in vitro*. Nos tratamentos clínicos chegou-se à conclusão que a irradiação laser de CO<sub>2</sub> é um método simples e rápido sem efeitos adversos para o tratamento da hipersensibilidade dentinária.

Kimura *et al* (2000), em seus estudos, observaram os efeitos na superfície e na sub-superfície dentinárias, após ablação da dentina induzida pelo laser de CO<sub>2</sub> 9,3  $\mu$ m, usando SEM e CLSM morfolologicamente *in vitro*. Nem crateras nem rachaduras foram evidentes nas superfícies das amostras e algumas partículas dentinárias fundidas e ressolidificadas foram detectadas na área irradiada usando SEM. Todavia, pequenas rachaduras foram identificadas nas camadas sub-superficiais usando técnicas CLSM. Efeitos induzidos pelo laser, com 30 mJ excederam àqueles documentados com 26 mJ; foram observadas nas amostras mais ablação, mais fusão e túbulos dentinários fechados ou mais estreitos no nível sub superficial. Não obstante, essas tampinhas cobrindo o material fundido, ou seja, os topos de projeções na forma de lâmina dentro dos túbulos dentinários (NELSON, 1986) não foram vistos neste estudo. Túbulos fechados ou estreitados foram observados em maior profundidade dentro da dentina. A maior parte da energia irradiada neste

estudo pareceu ser concentrada na superfície, menos de 20  $\mu\text{m}$ , julgando pela fotografia do CLSM, comparada àquela similar obtida pelo laser de  $\text{CO}_2$  com 10,6  $\mu\text{m}$  (KIMURA, 1989). Resultados similares foram reportados no esmalte por Freed, Duplain, apud Kimura *et al* (2000). Uma profundidade de absorção de um laser  $\text{CO}_2$  de 9,3  $\mu\text{m}$  foi menor que a de 9,6  $\mu\text{m}$ , e a refletância pelo laser de  $\text{CO}_2$  de 9,3  $\mu\text{m}$  foi mais alta daquela do laser de  $\text{CO}_2$  de 10,6  $\mu\text{m}$ . Esses resultados sugerem que o laser de  $\text{CO}_2$  de 9,3  $\mu\text{m}$  pode ter vantagens com relação ao decréscimo nos efeitos térmicos (FREED, apud KIMURA *et al*, 2000). Os efeitos térmicos não foram examinados nesse estudo por considerarem outros artigos de Freed (1974, 1975) apud Miserendino (1993). Os efeitos térmicos deste laser de  $\text{CO}_2$  de 9,3  $\mu\text{m}$  na polpa eram pensados ser menores que do laser de  $\text{CO}_2$  convencional. Para as medidas de temperatura de superfície no esmalte bovino, irradiado a laser de  $\text{CO}_2$ , em relação ao tempo, com 9,3; 9,6; 10,3; 10,6  $\mu\text{m}$ , a temperatura foi mais alta, com 9,3  $\mu\text{m}$ , seguida pela de 9,6  $\mu\text{m}$  (FREED, apud MISERENDINO, 1993). Porém, considerando as propriedades físicas (refletância, coeficiente de absorção e profundidade de absorção) observadas após a aplicação deste laser no esmalte e na dentina, os efeitos térmicos sobre a polpa também podem ser menores (MAC COMACK, KIMURA, apud MISERENDINO, 1993).

Goodis *et al* (1989) compararam várias lâmpadas fotopolimerizadoras com lentes de 6 mm de diâmetro, aplicações com 20 e 60 s e constataram variação na quantidade de calor emitido pelas diferentes lâmpadas. Porém, dentro dos parâmetros de segurança, menores que 3 °C na cavidade pulpar. Consideraram também de grande importância a espessura da parede dentina-esmalte e a relação da elevação da temperatura com o aumento do tempo de exposição. Porém, a elevação de

temperatura alcançada na câmara pulpar foi baixa em relação à elevação alcançada no esmalte e menor ainda quando da aplicação de ar na interface lente/dente. Em um outro estudo, Goodis *et al* (1990) testaram 6 lâmpadas fotopolimerizadoras novas, para medir o aumento de temperatura induzido dentro da câmara pulpar durante a aplicação de compósitos de duas faces. Foi usado um termopar de aço constantan para essa medida. As temperaturas registradas foram mais baixas que nos estudos anteriores, indicando que as lâmpadas de cura na luz visível podem vir a ser mais seguras.

Estudos comparativos com diferentes tipos de lasers (Nd, Argônio e CO<sub>2</sub>) aplicados em dentina ou esmalte de dentes humanos recém extraídos foram realizados por Launay *et al* (1987). Esse estudo comparou os efeitos do laser de CO<sub>2</sub> (10,6 µm, CW, 10 a 30 W, 0,6 mm), NdYAG (10,64 µm, CW, 2 mm) e Argônio (487 a 544 nm, 0,5 a 10 W, 1 mm). Para o laser de Argônio, os pesquisadores observaram resultados inconsistentes, que responsabilizaram pela intensa reflexão do feixe laser. Essa reflexão estava fortemente associada com a limpeza da superfície do esmalte, pois, quando a absorção foi induzida por depósitos orgânicos, danos importantes e profundos ocorreram na superfície do esmalte. Com relação às elevações de temperatura intrapulpar, o laser de Nd:YAG excede aos limites saudáveis. Para o laser de Argônio observaram aumentos de temperatura moderados assim como para o laser de CO<sub>2</sub>.

Duncan *et al* (1993) também fizeram um estudo comparativo de três tipos de lasers o CO<sub>2</sub>, Nd:YAG e Argônio, permitindo avaliar os efeitos do tamanho do feixe, potência, densidade de energia e elevação máxima de temperatura *in vitro* e segurança potencial do dente *in vivo*. As variações de temperatura foram medidas

com termopar (tipo K) na câmara pulpar. Seus resultados sugerem que diferenças de absorção do esmalte e dentina trouxeram modificação na curva de elevação de temperatura, visto que para o Nd:YAG e para o Argônio a elevação na câmara foi quase que imediata porém, para o CO<sub>2</sub>, foi lenta, por conta da transmissão. À medida que se olha para novos procedimentos, tais como ablação e prevenção, que envolvem aplicação e uso de vários lasers no tecido duro, informações tais como as reportadas aqui podem ser úteis para manter a vitalidade do dente e encorajar uma escolha consciente dos parâmetros lasers apropriados.

Wilder-Smith (1988) utilizou o laser de HeNe, 6 mW, 632.8 nm para estudo *in-vivo* da eficácia do laser terapêutico em hipersensibilidade dentinária, gengivite, herpes e náusea comparados aos métodos tradicionais.

Crítérios para um agente de dessensibilização ideal foram definidos por Grosman, *apud* Gelskey (1993): o agente não deve irritar ou danificar a polpa, ser relativamente não doloroso, ser facilmente aplicável, rápido, permanente e efetivo e ainda não deve descolorir o dente. Parece não existir dessensibilizador que encontre todos esses critérios. Hipersensibilidade dentinária resulta quando estímulo aplicado ao dente causa um movimento no fluido dos túbulos dentinários, os quais então estimulam o processo nervoso nas áreas mais pulpares da dentina e ou nos nervos da polpa propriamente dita, produzindo a transmissão do impulso de dor. Não somente o dente hipersensível tem maior número de túbulos dentinários expostos como também tal dente também exhibe diâmetros tubulares significativamente mais largos do que dentes não sensíveis. Tem sido sugerido que o decréscimo do raio dos túbulos dentinários, por oclusão parcial do orifício dos túbulos, deve reduzir a velocidade do fluxo de fluido reduzindo assim a sensibilidade. A energia laser e os parâmetros de tempo empregados neste estudo foram selecionados pelo seu

potencial de promover dessensibilização com sucesso sem qualquer resposta pulpar na direção oposta. Foram usados laser de HeNe e laser de Nd:YAG com HeNe. Através do uso do laser de Nd:YAG, a sensibilidade dentinária táctil e estimulação térmica foram reduzidas em 61% e 63% respectivamente com HeNe e em 61% e 58% respectivamente pelo HeNe com Nd:YAG. Portanto, acredita-se que o uso de modificadores superficiais para reduzir o movimento de fluido na dentina não é um fator único de dessensibilização do dente.

Goodis *et al* (1997), em estudo *in vitro* dos efeitos do Nd:YAG e HoYAG nos canalículos dentinários e na temperatura da cavidade pulpar medida com termopar, observaram aumentos de temperatura suficientes para causar danos ao tecido pulpar, após 2 min de aplicação nos parâmetros de 1060 nm, 1.0 W, 100 mJ/pulso.

Para o laser de Argônio ser uma solução viável para o problema das trincas de esmalte, é necessário não causar danos irreparáveis aos dentes e tecidos associados. Foi o aumento de temperatura, devido ao estresse térmico, comumente encontrado pelo dente no cotidiano, o ponto de referência escolhido para a pesquisa de Squilbin *et al* (1989) que compararam o laser de Argônio, a imersão em água, entre 54 e 55 °C, e o preparo cavitário dental, aceitos como não danoso para a vitalidade pulpar. Essa escolha se deu pela falta de informação a respeito do tempo necessário para a temperatura retornar ao normal, pois, a extensão, grau e dano do tecido dependem de ambos, da magnitude da duração do tempo e do calor depositado no tecido. O aumento da temperatura média na câmara pulpar causado por uma irradiação do laser de Argônio (4000 W/cm<sup>2</sup>, CW, 1–5 s) no dente com um tempo de 2 a 4s, foi sempre mais baixo que o aumento de temperatura causado pelo contato da coroa dental com a água quente a 54-55 °C por 1 a 2 s (experimentos, os quais, simulam a ingestão de líquido em temperatura agradável), e são

próximos daqueles que acompanham o preparo cavitário dental. Os resultados encontrados foram particularmente encorajadores visto que as radiações escolhidas foram deliberadamente exageradas.

O laser de Argônio no comprimento de onda 488 nm, efetivamente polimeriza compósitos dentais curadas com luz visível. Além do mais, a polimerização por laser realça as propriedades físicas dos materiais restauradores resinosos, e assim, o laser de Argônio pode ser um método a ser escolhido. Em um estudo em 1993, Anic investigou os aumentos de temperatura dentro do tecido pulpar e teto da dentina da câmara pulpar, seguido de fotopolimerização dos preenchimentos de resinas compostas classe I. A influência da espessura da dentina envolvendo a câmara pulpar e a presença do cimento forrador nas mudanças de temperatura foram também estudadas. As mudanças de temperatura foram monitoradas com uma câmara de termovisão. Os resultados de temperatura obtidos nesse estudo indicam que o laser de Argônio pode ser um método a ser escolhido para a cura dos preenchimentos de resinas compostas de classe I sendo que em cavidades mais profundas, sendo que o cimento de base é necessário para prevenir sobreaquecimento na polpa dental.

Em estudo comparativo entre o laser de Argônio e lâmpadas fotopolimerizadoras convencionais, Powell *et al* (1999) utilizaram o laser de Argônio emitindo 250 mW de potência, por 10 a 20 segundos e diâmetro do feixe de 5 mm. Concluíram que, o laser de Argônio causa aumento da temperatura intrapulpar, mas, que é compatível biologicamente. A medição foi feita com termistor. Nos tempos recomendados para cura, os aumentos de temperatura na câmara pulpar *in vitro* para o laser de Argônio, foram significativamente baixos em relação aos aumentos de temperatura dos

fotopolimerizadores convencionais. As temperaturas para o laser de argônio foram todas abaixo daquelas consideradas de proteção à segurança da polpa.

Ainda com a intenção de se localizar uma modalidade definitiva para a sensibilidade dentinária, com a modificação da superfície dentinária, isto é, com o fechamento dos túbulos, estudos foram realizados com laser de XeCl (308 nm, 15 ns de pulso e densidade de energia de 0,5 a 7 J/cm<sup>2</sup>, 25 Hz, tempo de exposição de 4s). As análises dos dados obtidos, através de fotografias com microscopia eletrônica, indicam que o uso de laser excimer em 308 nm com dosagens de 0,7 e 1 J/cm<sup>2</sup> pode modificar a superfície da dentina e fechar as aberturas dos túbulos dentinários. Tais modificações na superfície da dentina podem ser aceitas no futuro como modalidades de tratamento, uma vez que a fusão e ressolidificação da dentina e fechamento dos túbulos podem ser permanentes e não de curta duração. Também, quando pulsos de duração extremamente curta são usados com este laser, acúmulo de calor não ocorre e os danos térmicos para os tecidos vizinhos podem ser evitados. Estudos posteriores usando lasers excímeros para investigar a eficiência desse tratamento estão em andamento, (STABHOLZ *et al* 1993).

Zanin (2002) em sua tese de doutorado, analisou a variação térmica gerada pelo laser de ER:YAg,  $\lambda$  2,94  $\mu$ m, aplicado nas freqüências de 3, 4 e 6 Hz, durante o preparo cavitário classe I na estrutura dental, bem como na remoção de resina composta híbrida Z100-(3M). Foram avaliados 30 dentes pré-molares superiores humanos do banco de dentes do Laboratório de Pesquisa em Endodontia da FORP-USP. O laser utilizado foi o KaVo Key 2 (Biberach – Alemanha), comprimento de onda 2,94  $\mu$ m. As medições das alterações de temperatura intrapulpar foram feitas com termopar. O experimento demonstrou que, mesmo tendo sido usada uma

energia mais elevada com 300 mJ por pulso do que os utilizados em outros estudos, o incremento da temperatura intrapulpar foi pequeno também.

Otsuka (2002), em sua dissertação de mestrado, analisou o comportamento térmico da dentina utilizando o laser de Er:YAG com e sem resfriamento. Utilizou doze caninos recém extraídos divididos em 2 grupos ( grupos I e II) onde o primeiro foi irradiado com laser Kavo Key com sistema de refrigeração ( “spray” de ar e água) e o segundo grupo sem refrigeração. As amostras foram fixadas à uma estrutura de PVC. A manutenção da temperatura em 37 °C foi promovida por um termostato calibrado nesta temperatura, de forma que o recipiente com água se manteve estável. Uma bomba de água foi utilizada para promover a circulação constante de água através de um sistema de condução fechado por tubos de silicone. Os grupos I e II foram submetidos à irradiação laser através de fibra óptica com energia de 300 mJ e taxa de repetição de 4pps. Mediante os resultados obtidos concluiu-se que: os padrões considerados seguros para o controle da temperatura dental podem ser conseguidos com a utilização do comprimento de onda de 2,94 µm e também são considerados seguros para o desgaste dental quando da utilização do sistema de resfriamento “spray” ar e água.

O laser KTP vaporiza somente os tecidos coloridos em vermelho, portanto, salvando dentina saudável. Namour (2004) realizou experimentos para definir as condições ótimas sem dano (parâmetros de segurança), seguindo a irradiação da dentina degenerada, por meio do laser de KTP, sem excessivo aumento de temperatura intrapulpar. Para a medição foi usado um termopar de resposta rápida em cromo alumel. Em conclusão, foram considerados aceitáveis os parâmetros: elevação de temperatura abaixo de 3 °C após 15 s de aplicação contínua de laser de KTP com

variação de 400 mW; 0,10  $\mu$ s, PW; freqüência igual ou menor que 60 Hz, a 400 mW; 0,12  $\mu$ s, PW e freqüência de 50 Hz.

Em estudo termométrico, Arrastia *et al* (1994) compararam quatro lasers de diodo a fim de determinar as temperaturas geradas na superfície do esmalte e na cavidade pulpar. Utilizaram o GaAIAs (830 a 900 nm, 0.5 mm, CW e pulsátil, 600 mW à 10 W) durante 60, 120 e 180 segundos. Observou que nos parâmetros máximos, para os quatro semicondutores, as medições com termopar resultaram em baixas temperaturas e portanto seguras para a utilização clínica.

Não tendo sido encontrado na literatura informações do efeito da irradiação do laser de GaAIAs aplicado sobre a raiz dental com densidade de energia necessária para realizar uma significativa redução bacteriana, Kreisler *et al* (2002) em estudo sobre a temperatura intrapulpar, durante irradiação com laser de GaAIAs a 809 nm, 0,5 a 2,5 W, CW, 120 segundos, observaram com termopar tipo K, aumento de temperatura de 0,5 a 32 °C, relacionados com a espessura da parede dentinária do dente irradiado. Recomendaram limitar a potência em 0,5 W e tempo de irradiação de 10 segundos para os incisivos inferiores e primeiros pré-molares superiores e 1 W e tempo de irradiação de 10 segundos para os outros dentes. Este estudo é parte do programa de pesquisa focando as possibilidades e as áreas da aplicação do laser bucal em periodontia.

Calmon *et al* (2004) estudaram *in-vitro* o aumento da temperatura intrapulpar de um grupo de 15 dentes, gerados pela técnica de clareamento dental utilizando-se um aparelho Fotopolimerizador e dois sistemas conjugados de LEDs com Laser de marcas comerciais distintas, com um mesmo agente clareador. As medidas de temperatura foram tomadas com termopar. Os resultados foram compilados e

mostraram que o equipamento denominado LEDs B foi o maior gerador de aumento de temperatura, apresentando uma média aritmética de 5,98 °C, inclusive ultrapassando os limites propostos por Zach e Cohen (1965). O equipamento fotopolimerizador foi o segundo maior gerador de aumento de temperatura, com um aumento médio de 5,19 °C, apresentando-se em uma posição limítrofe, aos limites propostos. O equipamento denominado LEDs A apresentou o menor aumento de temperatura gerado em decorrência da técnica, com uma média aritmética de 0,54 °C, podendo ser considerada como desprezível.

Suliman *et al* (2005) em estudo sobre a temperatura superficial e intrapulpal utilizando o laser de diodo  $\lambda$  830 nm e P de 1 W, para clareamento dental, observaram aumentos de 15,96 °C sem o gel e 8,76 °C com gel na câmara pulpar. Compararam estes resultados com outras fontes de luz (halógena, xenon e plasma) e não obtiveram temperaturas tão elevadas. Apesar dessas reservas, esse estudo demonstrou que o potencial de dano pulpar com laser é mais alto do que com as outras lâmpadas e como tal deve ser usado com cautela. Fora a lâmpada de diodo laser, as outras lâmpadas mostraram aumentos moderados na superfície do esmalte. Em conclusão, este estudo mostrou que o uso do gel clareador é capaz de oferecer uma camada de isolamento protetor, contra o aumento de temperatura da superfície e da polpa. Alguns cuidados devem ser exercidos no uso de laser para ativar o clareador, particularmente se ajustado em alta potência e ou usado em períodos muito longos.

Recentemente, o desenvolvimento da Indústria produziu novos equipamentos com diodos de média potência, sem, entretanto, termos na literatura estudos que

demonstrem o uso seguro desses equipamentos, visto que normalmente encontramos pesquisas com lasers com potência entre 30 e 100 mW.

Diante da literatura estudada, observou-se que o número de trabalhos com laser terapêutico de alta densidade de potência é muito pequeno. Optamos então, por fazer um estudo *in vitro* para avaliar a elevação de temperatura gerada pelo laser de diodo de 340 mW, no comprimento de onda 670 nm, no interior da câmara pulpar, para definir níveis seguros para sua utilização em clínica.

## **MATERIAL E MÉTODO**

## **2. MATERIAL E MÉTODO**

### **2.1 Materiais**

- Laser de diodo InGaAlP – Lasotronic – Germany
- Óculos de proteção
- Foco de luz
- Termopar – tipo K da norma IEC584 – ICEL Manaus
- Dentes Humanos (extraídos por motivo de doença periodontal e preparados previamente)
- Suporte dental
- Massa plástica Multi-Tak (Pritt).
- Termômetro digital – ICEL Manaus
- Termômetro
- Barômetro
- Cronômetro
- Medidor de potência Lasotronic - Germany

### **2.2 Método**

#### **2.2.1 Preparo dos dentes**

Foram utilizados 12 dentes humanos, sendo 3 de cada grupo dental, divididos em 4 grupos: grupo 1 (incisivos), grupo 2 (caninos), grupo 3 (pré-molares) e grupo 4 (molares), extraídos devido à doença periodontal crônica. Foram seccionados transversalmente ao nível do terço cervical da raiz (3 mm em média da linha cervical), utilizando-se ponta montada, diamantada, 1014 marca KG Sorensen. O canal radicular foi dilatado o suficiente para a entrada do sensor (Termopar) utilizando-se uma broca esférica nº 2. Os dentes foram mantidos em soro fisiológico.

A hidratação dos dentes foi considerada de extrema importância para a manutenção da condutividade térmica.

Os dentes foram radiografados com o termopar no interior da câmara pulpar para checar se o mesmo estava em posição ideal. O sensor do termopar foi colocado em contato com o teto da câmara pulpar em posição perpendicular à aplicação do laser no esmalte. Na Figura 3 pode-se observar a imagem radiográfica do posicionamento dos termopares no interior das câmaras pulpares dentais.

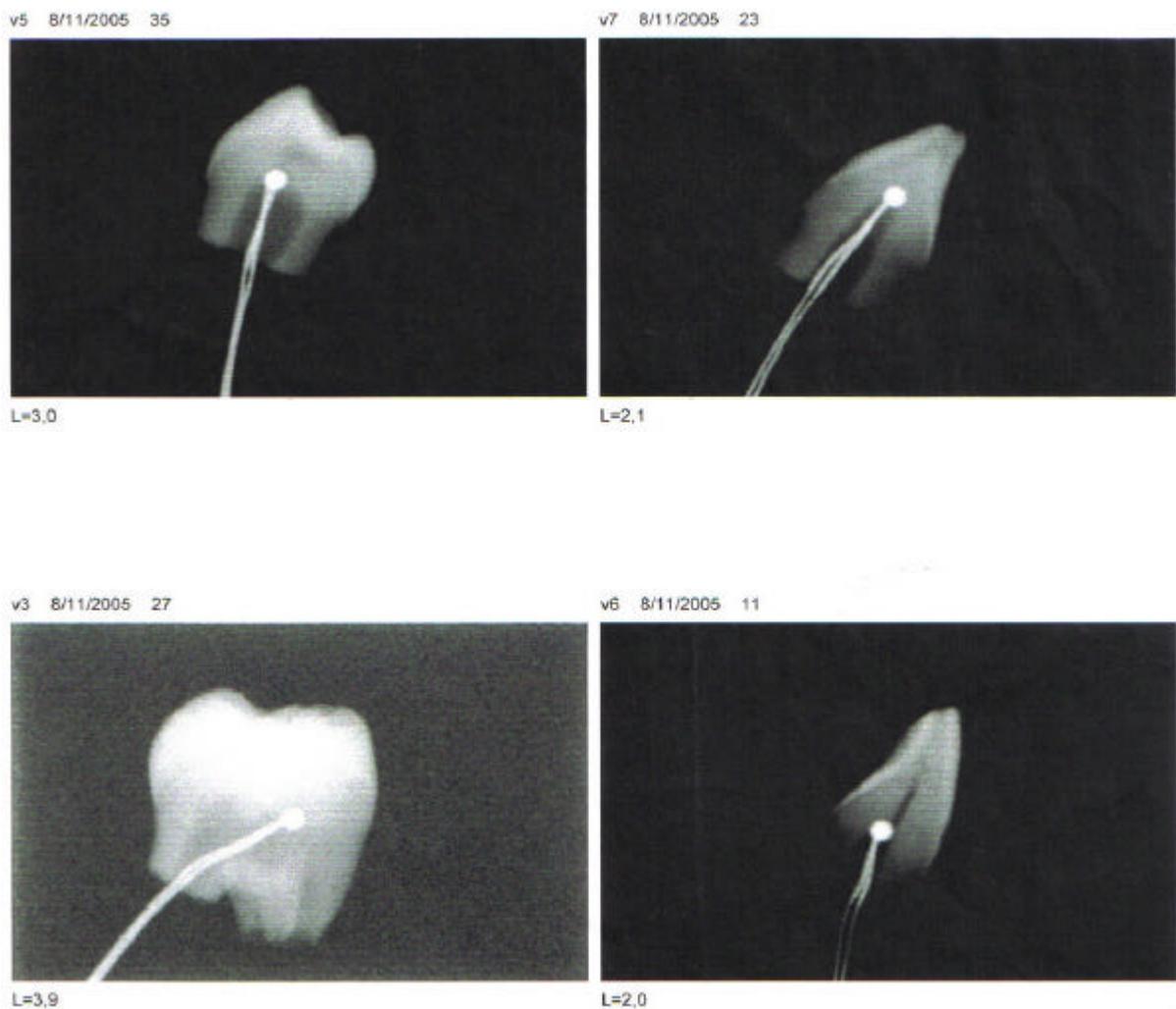


Figura 3. Radiografias dentais com os termopares na posição ideal.

## 2.2.2 Preparo do equipamento

Foi utilizado um suporte de encaixe e apoio dos dentes desenvolvido pelo laboratório de endodontia da faculdade de odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (PÉCORA, 2000). Os dentes preparados foram acoplados ao suporte de acrílico e fixados com massa plástica Multi – Tak (Pritt). O termopar foi introduzido na câmara pulpar e o orifício de entrada foi também vedado com massa plástica.

As medidas de temperatura foram feitas com um termômetro digital da marca ICEL Manaus seguindo a tabela padrão de temperatura/tensão para termopar do tipo K da norma IEC584 e os padrões do NSB (*National Bureau of Standards – USA*), operando com temperaturas de 0a 50 °C e umidade inferior a 80% sem condensação, com entrada para dois termopares.

## 2.2.3 Laser

O Aparelho laser utilizado no experimento foi o Laser de diodo (dispositivo eletrônico semicondutor – Fosfeto de Índio Gálio e Alumínio) InGaAlP – Lasotronic – Germany. Aplicado no esmalte dental, na face vestibular do dente em posição perpendicular ao contato do termopar no interior da câmara pulpar.

Um laser de Diodo com comprimento de onda de 670 nm e P de 300 mW, foi utilizado neste estudo. Nas potências de 100% (340 mW), 80% (270 mW), 60% (180 mW), 40% (135 mW) e 20% (60 mW). O diâmetro do feixe determinado pela ponteira foi de 3mm. O modo operacional foi CW, em contato com o dente. A medida da temperatura interna foi tomada antes da aplicação do laser, imediatamente após e depois de 3 e 5 min findada a irradiação.

## 2.2.4 Termopar

Um termopar de resposta rápida marca ICEL Manaus, seguindo a tabela padrão de temperatura/tensão para termopar do tipo K da norma IEC584, feito de cromo-alumel tipo K, com 0,5 mm de diâmetro e sensível a variações de temperatura entre -200 a 1300 °C foi usado. Os experimentos de radiação laser foram repetidos após remoção e reinserção da sonda do termopar no canal da raiz. As elevações de temperatura foram então registradas por termômetro digital.

## 2.2.5 Metodologia

Após a montagem do dente no suporte conectado ao termopar, a temperatura inicial foi monitorada por alguns minutos para que houvesse acomodação do conjunto em relação à temperatura ambiente que poderia sofrer variações.

O laser foi ajustado nas potências pré-estabelecidas e o valor foi aferido antes de cada aplicação, com um medidor de potência Lasotronic – Germany, do próprio fabricante. Os valores de potência foram anotados antes de cada aplicação. Os grupos dentais foram irradiados com as potências pré definidas durante 30 s. As medidas das temperaturas pelo termopar foram obtidas, lendo-se a temperatura remanescente na câmara pulpar junto à dentina próxima à área de aplicação do laser. Estas foram anotadas na tabela de dados, obtendo-se o valor do aquecimento pela subtração do valor máximo de temperatura registrado após 30 segundos de irradiação laser pelo valor inicial da temperatura antes da irradiação. Da mesma forma, após 3 e 5 min depois do término da irradiação laser. Em ambos os casos após 3 min e após 5 min as temperaturas se estabilizaram em valor idêntico ao valor registrado inicial.

Para o segundo e terceiro experimento utilizamos as potências de saída (médias) de 100% (340 mW), 80% (270 mW), 60% (180 mW), 40% (135 mW) e 20% (66 mW). O mesmo procedimento foi utilizado para todos os experimentos.

A leitura da temperatura inicial ( $T_i$ ) foi feita no quinto minuto, após cada montagem, a fim de ocorrer a estabilização do sistema com relação à temperatura ambiente. A leitura final da temperatura foi feita assim que o sensor sonoro de término da irradiação soou, após 3 min e após 5 min contados a partir do término da irradiação.

Na Figura 4 observamos uma imagem fotográfica feita no laboratório no momento da aplicação do laser no dente.

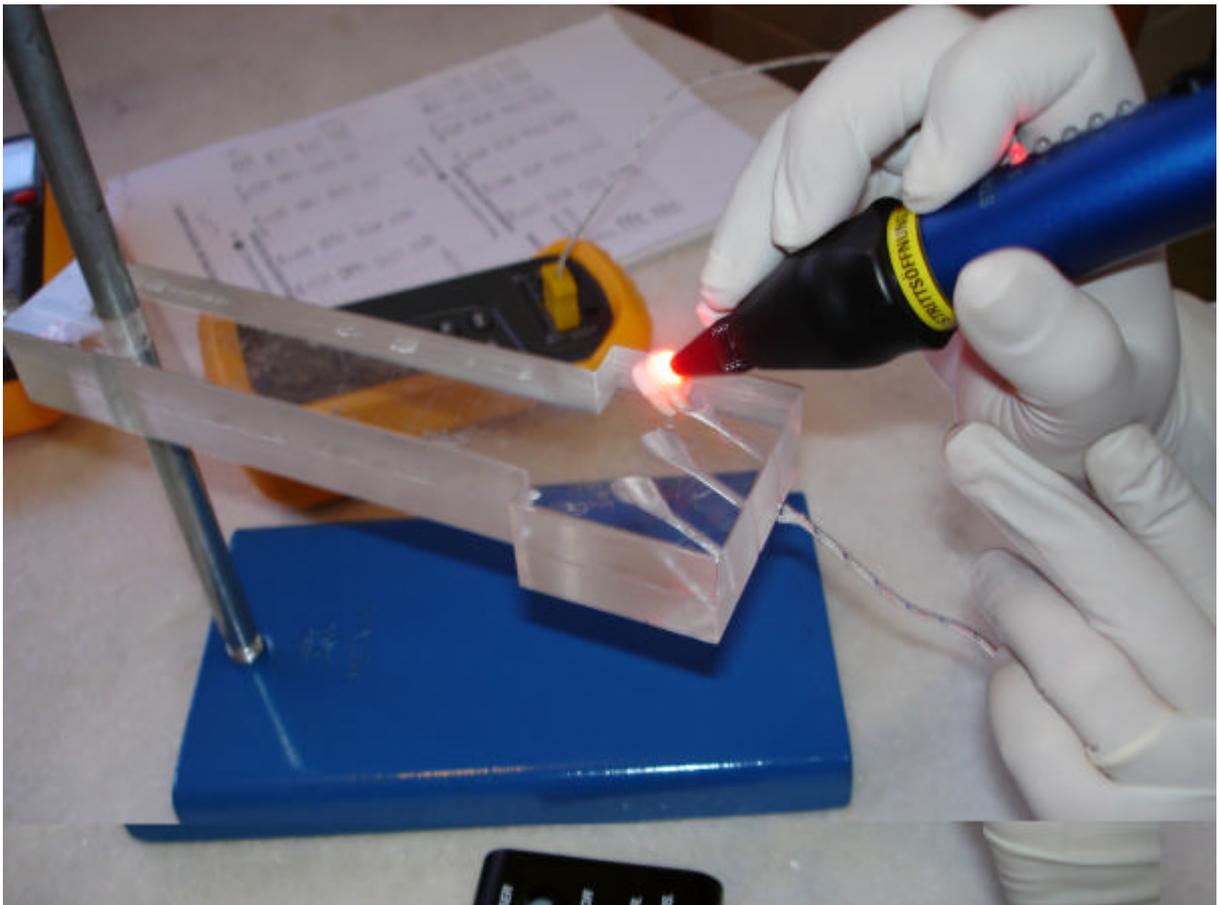


Figura 4. Aplicação do laser com o dente preso ao suporte.

### **2.2.6 Local do estudo**

A pesquisa foi realizada nos laboratórios do IP&D – UNIVAP, no Centro de Laser em Odontologia da UNIVAP, com supervisão do Prof. Dr. Aldo Brugnera Jr. e do Prof. Dr. Paulo David de Castro Lobo.

### **2.2.7 População e critério de inclusão e exclusão**

O estudo foi desenvolvido com elementos dentais avulsionados por motivo de doença periodontal, de sujeitos voluntários de ambos os sexos, independente de raça, idade e/ou condição econômica.

O contato com paciente foi através de entrevista e informação a respeito da pesquisa. Foi apresentado um termo de comprometimento particular onde os responsáveis aceitaram doar seus dentes avulsionados para a realização da pesquisa, assegurando-lhes o anonimato e um termo de livre consentimento. Esse projeto foi apresentado à Comissão de Ética para apreciação e autorização para a efetivação desta pesquisa.

Os pacientes foram incluídos conforme critérios de inclusão que estão fundamentados na avaliação clínica e radiológica dos elementos dentais, para verificação de doença periodontal. Foram excluídos pacientes que não desejaram participar do estudo seja por razão de foro íntimo ou social tendo sido prestado esclarecimento aos mesmos de que a recusa à participação não lhes traria qualquer prejuízo clínico ou discriminação por parte do odontólogo que estava lhes prestando serviço.



### 3. RESULTADOS

Os dados experimentais obtidos neste trabalho consistem de 20 conjuntos de valores numéricos correspondentes à elevação de temperatura em graus Fahrenheit devido ao aquecimento pela aplicação, durante 30 s, do laser InGaAlP, no comprimento de onda 670 nm, na parede externa do dente e medidas com termopar internamente na respectiva parede da câmara pulpar, de dentes submetidos ao processo de remoção da polpa, dentes estes hígidos, extraídos por motivo de doença periodontal. Estes conjuntos consistiram de quatro grupos com características físico-anatômicas razoavelmente homogêneas; cada grupo constituído de três dentes incisivos, três dentes caninos, três dentes pré-molares e três dentes molares, com uma repetição dessas medidas após reidratação de 24 h dos mesmos, perfazendo, portanto, seis medidas para cada grupo. Cada um desses grupos de seis dentes foi submetido a cinco valores de potências diferentes. na faixa de 66 a 340 mW; totalizando 120 medidas.

Uma análise sumaria dos resultados mostra, cinco espectros de temperaturas devido aos cinco valores de potência, com médias características e desvios bilaterais bem comportados, sugerindo, portanto, espectros de distribuições tipicamente normais.

Devido ao pequeno número de amostras de cada grupo dental optou-se por um tratamento estatístico utilizando a distribuição “t” de Student. Uma ordenação dos dados de cada grupo e a apresentação de um histograma de cada uma dessas distribuições mostra a precisão do acima informado.

Utilizando o programa *Analyse-it* para uso em planilhas do programa *Excel*, calculamos as médias, os desvios padrões (corrigidos para amostras), e

determinamos  $t$  de  $\alpha/2$  igual a 0,1, construindo um intervalo de confiança com a probabilidade de 98%, assumindo, desta forma, que todas as medidas possíveis e realizáveis na população estejam contidas dentro deste intervalo.

Nos incisivos, com aplicação da potência máxima de 340 mW (média da potência máxima aplicada nas superfícies dentais), a elevação de temperatura alcançou os 10 °F, parâmetro limítrofe para 15% de dano à polpa, definido por Zach e Cohen, inviabilizando seu uso clínico nesta potência. Abaixo de 270 mW seu uso clínico já se torna confiável (Tabela 4 e Figura 7), pois a elevação de temperatura máxima alcançada foi de 9 °F, abaixo do nível crítico. Seguem abaixo os resultados compilados nas Figuras 5, 6, 7, 8 e 9 e nas Tabelas 2, 3, 4, 5 e 6.

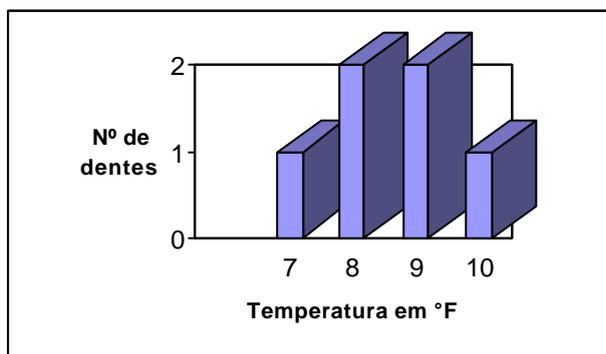


Tabela 2: temperatura X potência

	Temp	Pot
	10	336
	9	332
	8	335
	9	338
	8	348
	7	336
médias	8,5	337,5
tsup =	10,07832	
tinfl =	6,921675	

Figura 5: Elevação de temperatura intrapulpal em incisivos com 100% potência.

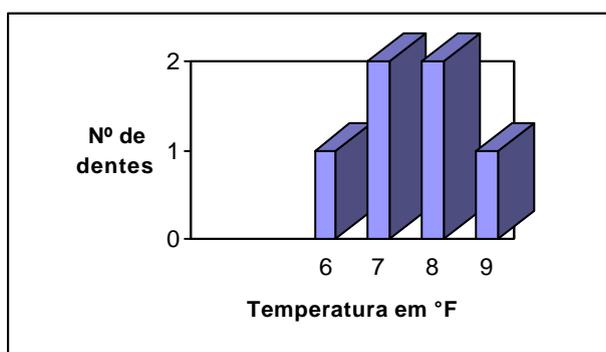


Tabela 3: temperatura X potência

	Temp	Pot
	9	280
	8	268
	7	277
	8	274
	7	268
	6	270
médias	7,5	272,8333
tsup =	9,078325	
tinfl =	5,921675	

Figura 6: Elevação de temperatura intrapulpal em incisivos com 80% potência.

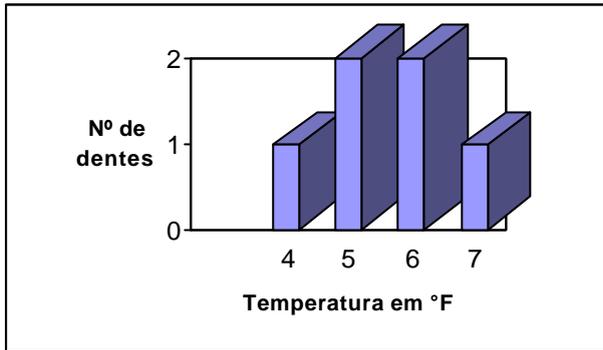


Tabela 4: temperatura X potência

	Temp	Pot
	7	210
	6	203
	5	203
	6	210
	5	205
	4	202
	5,5	205,5
médias	1,048809	3,619392
tsup =	7,078325	
tinf =	3,921675	

Figura 7. Elevação de temperatura intrapulpar em incisivos com 60% potência.

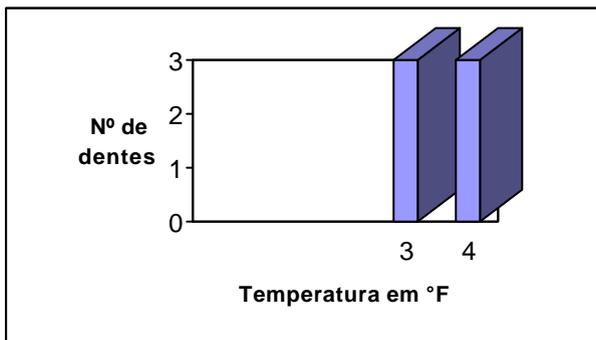


Tabela 5: temperatura X potência

	Temp	Pot
	4	125
	4	130
	3	140
	4	142
	3	136
	3	136
médias	3,5	134,8333
tsup =	4,324253	
tinf =	2,675747	

Figura 8. Elevação de temperatura intrapulpar em incisivos com 40% potência.

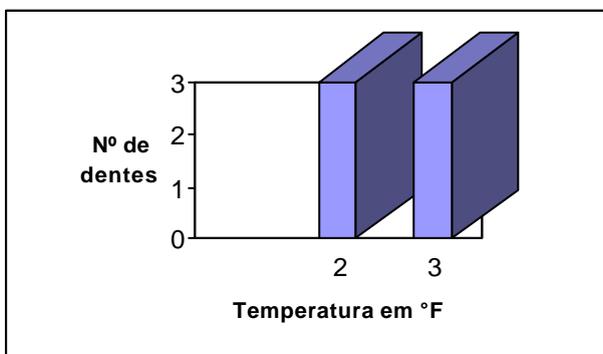


Tabela 6: temperatura X potência

	Temp	Pot
	3	70
	3	68
	2	62
	3	80
	2	60
	2	64
médias	2,5	67,33333
tsup =	3,324253	
tinf =	1,675747	

Figura 9. Elevação de temperatura intrapulpar em incisivos com 20% potência.

Para o grupo de dentes caninos, a elevação da temperatura alcançou um máximo de 4 °F com a aplicação de 340 mW de potência mostrados nas Figuras 10, 11, 12, 13 e 14 e nas Tabelas 7, 8, 9, 10 e 11.

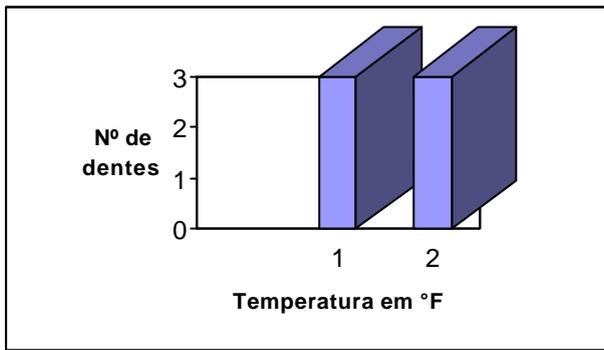


Figura 10: Elevação de temperatura em caninos, com 100% potência.

Tabela 7: temperatura X potência

	Temp	Pot
	2	275
	2	275
	1	270
	2	270
	1	270
	1	275
médias	1,5	272,5
tsup =	2,324253	
tinf =	0,675747	

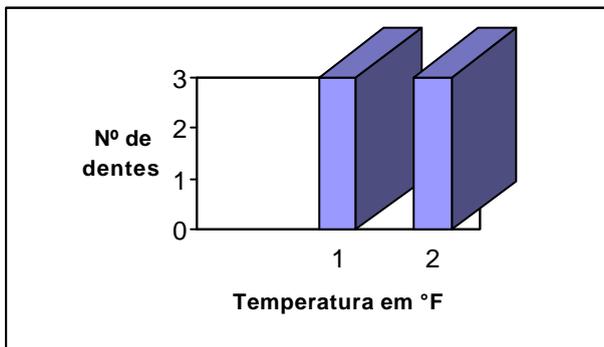


Figura 11: Elevação de temperatura em caninos, com 80% potência.

Tabela 8: temperatura X potência

	Temp	Pot
	2	275
	2	275
	1	270
	2	270
	1	270
	1	275
medias	1,5	272,5
tsup =	2,324253	
tinf =	0,675747	

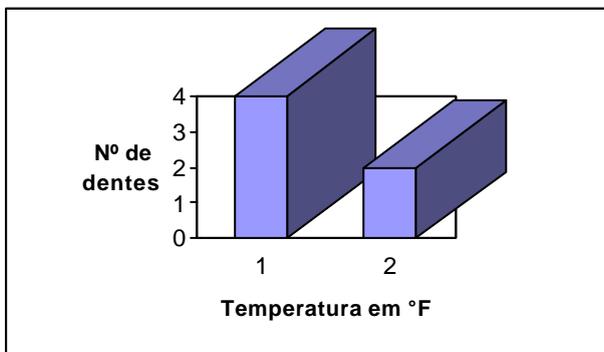


Figura 12: Elevação de temperatura em caninos, com 60% potência

Tabela 9: temperatura X potência

	Temp	Pot
	2	203
	1	206
	1	203
	2	205
	1	205
	1	214
medias	1,333333	206
tsup =	2,110447	
tinf =	0,55622	

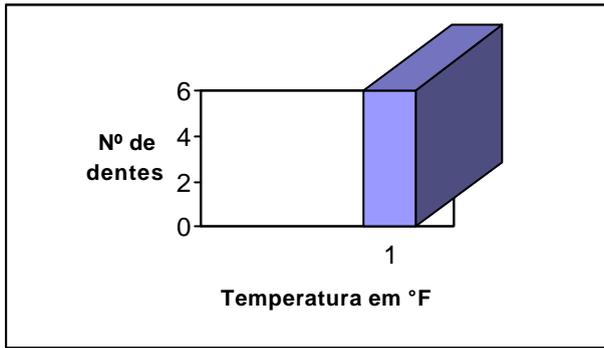


Tabela 10: temperatura X potência

	Temp	Pot
	1	130
	1	132
	1	133
	1	136
	1	136
	1	144
medias	1,0000	135,1667
tsup =	1,777113	
tinf =	0,222887	

Figura 13: Elevação de temperatura em caninos, com 40% potência.

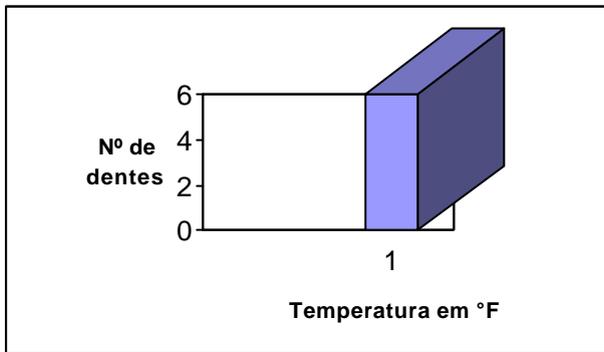


Tabela 11: temperatura X potência

	Temp	Pot
	1	70
	1	68
	0	62
	1	80
	0	70
	0	64
médias	0,5	69
tsup =	1,324253	
tinf =	-0,32425	

Figura 14: Elevação de temperatura em caninos, com 20% potência.

Para o grupo de dentes pré-molares, a elevação da temperatura alcançou um máximo de 5 °F com a aplicação de 340 mW de potência. A seguir estão representados os resultados nas Figuras 15, 16, 17, 18 e 19 e nas Tabelas 12, 13, 14, 15 e 16.

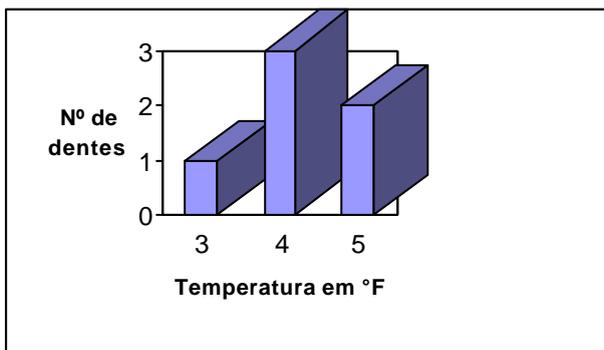


Tabela 12: temperatura X potência

	Temp	Pot
	5	338
	4	340
	5	344
	4	333
	3	335
	4	350
médias	4,166667	340
tsup =	5,299494	
tinf =	3,033839	

Figura 15: Elevação de temperatura em pré-molares, com 100% potência.

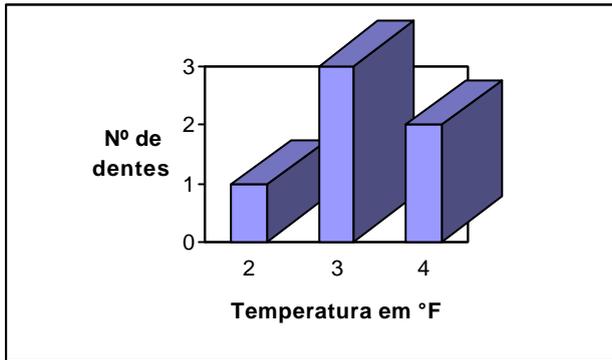


Figura 16: Elevação de temperatura em pré-molares, com 80% potência.

Tabela 13: temperatura X potência

Temp	Pot
4	264
3	260
4	260
3	270
2	270
3	275
médias	3,166667
tsup =	4,299494
tinf =	2,033839

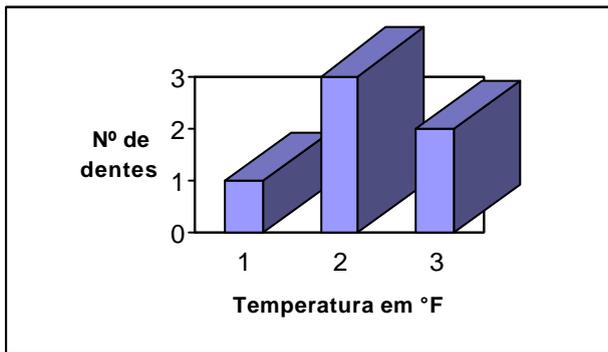


Figura 17: Elevação de temperatura em pré-molares, com 60% potência.

Tabela 14: temperatura X potência

Temp	Pot
3	205
2	210
3	203
2	205
1	214
2	208
médias	2,166667
tsup=	3,299494
tinf=	1,033839

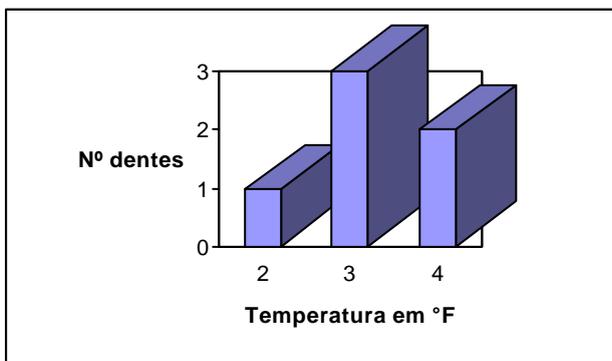


Figura 18: Elevação de temperatura em pré-molares com 40% potência.

Tabela 15: temperatura X potência

Temp	Pot
1	136
1	134
2	130
1	135
1	145
2	136
médias	1,333333
tsup =	2,110447
tinf =	0,55622

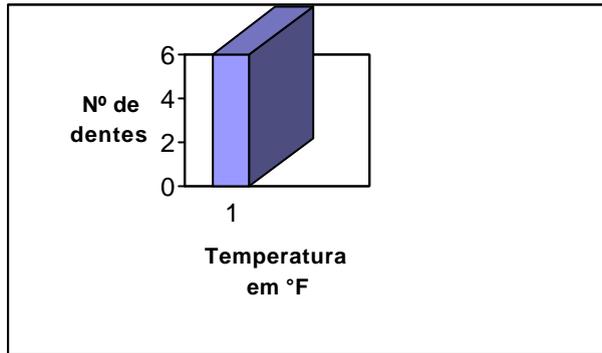


Figura 19: Elevação de temperatura em pré-molares com 20% potência.

Para o grupo de dentes molares, a elevação da temperatura alcançou um máximo de 4 °F com a aplicação de 340 mW de potência mostrados nas Figuras 20, 21, 22, 23 e 24 e nas Tabelas 16, 17, 18, 19 e 20.

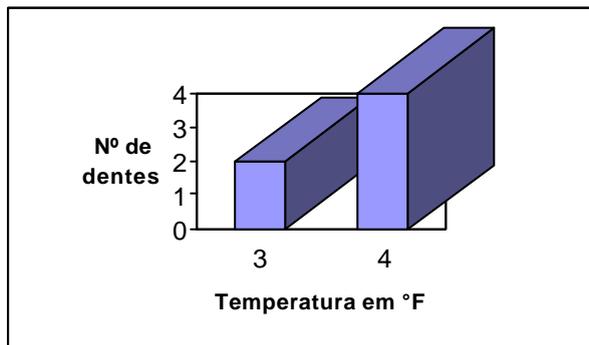


Figura 20. Elevação de temperatura em molares com 100% potência.

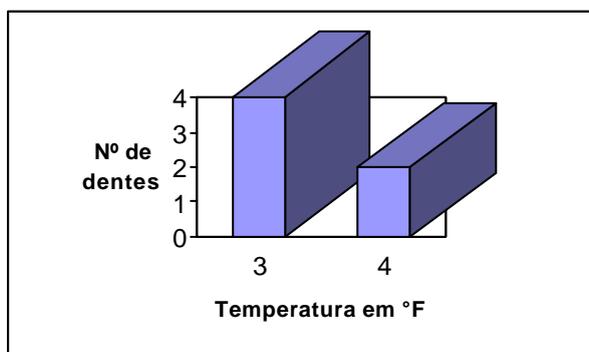


Figura 21. Elevação de temperatura em molares com 80% potência.

Tabela 16: temperatura X potência

	Temp	Pot
	1	80
	1	61
	1	60
	1	70
	1	78
	1	67
médias	1	69,33333
tsup =	1	
tinf =	1	

Tabela 17: temperatura X potência

	Temp	Pot
	4	336
	4	334
	3	335
	4	343
	4	340
	3	338
médias	3,666667	337,6667
tsup =	4,44378	
tinf =	2,889553	

Tabela 18: temperatura X potência

	Temp	Pot
	3	260
	3	260
	4	264
	3	272
	3	280
médias	3,2	267,6667
tsup =	4,110447	
tinf =	2,55622	

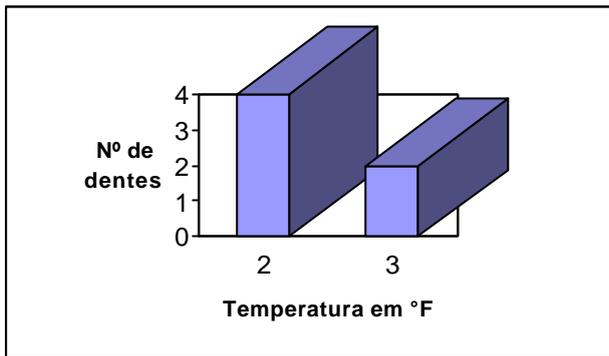


Figura 22. Elevação de temperatura em molares com 60% potência.

Tabela 19: temperatura X potência

	Temp	Pot
	3	198
	2	200
	2	195
	2	206
	3	206
	2	207
médias	2,333333	202
tsup =	3,110447	
tinf =	1,55622	

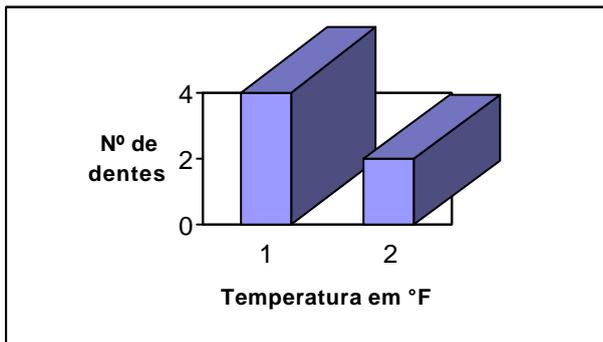


Figura 23. Elevação de temperatura em molares com 40% potência.

Tabela 20: temperatura X potência

	Temp	Pot
	2	126
	1	130
	1	128
	2	136
	1	130
	1	130
médias	1,333333	130
tsup =	2,110447	
tinf =	0,55622	

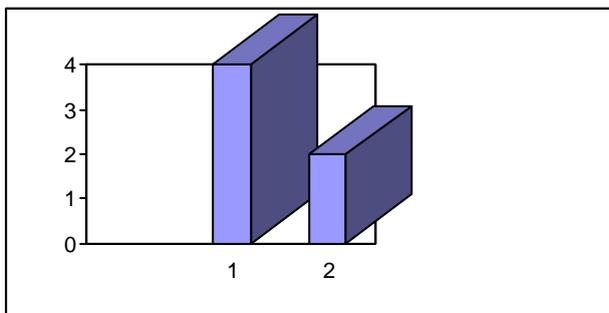


Figura 24. Elevação de temperatura em molares com 20% potência.

Tabela 21: temperatura X potência

	Temp	Pot
	2	70
	1	55
	1	60
	1	70
	2	72
	1	70
médias	1,333333	66,16667
tsup =	2,110447	
tinf =	0,55622	

As elevações menores de temperatura referentes às aplicações com potências mais baixas se devem à menor produção de calor na superfície do esmalte e, por conseguinte menor elevação de temperatura intrapulpar em todos os grupos dentais.

Na Figura 25, a seguir, pode-se observar um resumo gráfico de todas as elevações máximas de temperatura intrapulpar em todos os grupos dentais com a aplicação das diferentes potências.

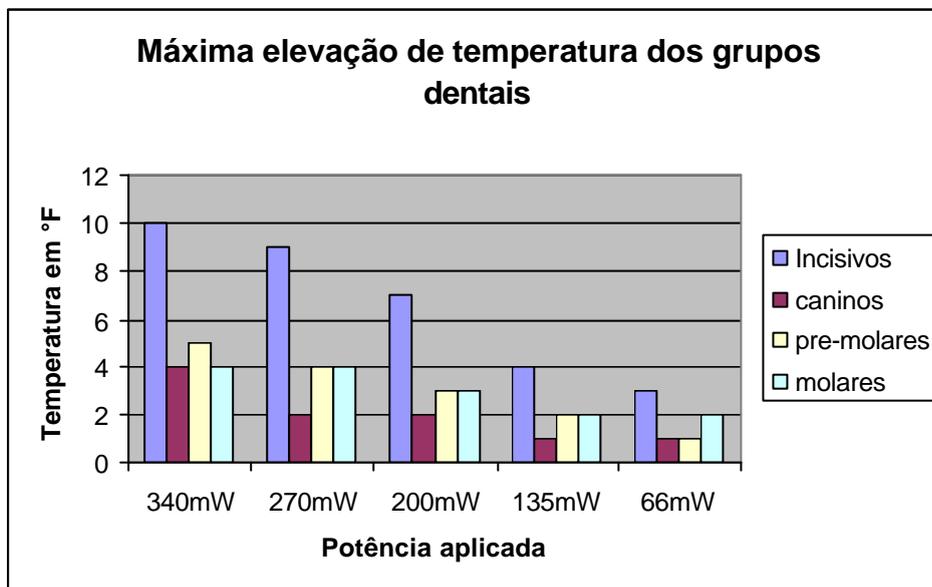


Figura 25. Máxima elevação de temperatura dos grupos dentais.

Outra variável significativamente importante é a espessura da parede de esmalte e dentina, que interfere diretamente na condução do calor para dentro da câmara pulpar, interferindo desta forma na elevação da temperatura intrapulpar. Quanto mais espessa a parede amelo-dentinária menor a elevação de temperatura intrapulpar.



## 4. DISCUSSÃO

O efeito biológico da radiação laser tem sido estudado experimentalmente em vários tecidos animais desde que o laser teve o seu desenvolvimento por Maiman em 1960.

O acúmulo de evidências indicando que o tecido pulpar é um tecido mais resistente do que se acreditava anteriormente contribuiu para a expansão, particularmente no século passado, das técnicas preparatórias e de instrumentação. Respostas da polpa dental a várias técnicas operatórias foram avaliadas histologicamente a fim de se estabelecer parâmetros de segurança. A produção do calor foi implicada precocemente como o maior causador de traumas na bateria de agressões que o dente sofre quando é desgastado com instrumento de alta rotação. Os resultados das pesquisas de Zach e Cohen (1965) indicaram que a saúde pulpar não se recuperara de um acréscimo de temperatura intrapulpar de 20 °F em cerca de 60% dos casos, sendo que 15% dos dentes aquecidos a 10 °F falharam na recuperação. Elevações de calor abaixo desse nível crítico produzem reações relativas em severidades a um grau de calor, o qual quase invariavelmente leva à recuperação da polpa, porém, deixando estigmas histológicos. Calor acima de 20 °F quase invariavelmente destrói a polpa. Desta forma estabeleceram parâmetros de segurança para a elevação de temperatura intrapulpar.

Featherstone (1987), com intenção de inibir cáries, utilizou o laser de CO<sub>2</sub> no modo pulsado, reportando elevação mínima de temperatura na cavidade pulpar; no entanto, Anic (1993) aplicando o mesmo laser em raiz observou elevação de temperatura na superfície externa da mesma, o que poderia ter efeito danoso no tecido periodontal.

Com o laser de CO<sub>2</sub> em 9,3 um, Kimura (2000) registrou temperaturas mais altas no esmalte. Porém, considerando as propriedades físicas (refletância, coeficiente de absorção e profundidade de absorção) dos efeitos deste laser no esmalte e na dentina, os efeitos térmicos sobre a polpa também podem ser menores.

No caso das lâmpadas fotopolimerizadoras Goodis (1987), em seus estudos, concluiu que as temperaturas registradas foram seguras e menores ainda quando aplicado ar na interface lente-dente.

Estudos comparativos entre lasers diferentes de CO<sub>2</sub>, Nd:YAG e Argônio sugeriram que a diferença de transmissão trouxe modificação na curva de elevação de temperatura, visto que, para o Nd e o Argônio, a elevação na câmara pulpar é quase que imediata, porém, para o CO<sub>2</sub> é lenta, por conta da transmissão, (POWELL *et al*, 1999).

O laser de Argônio é um efetivo fotopolimerizador e uma solução viável para o problema das trincas de esmalte. Os aumentos de temperatura causados na câmara pulpar não excederam os limites de segurança, resultados esses muito encorajadores, (SQUILBIN, 1989; ANIC, 1996; POWELL *et al*, 1999).

O Er:Yag usado para remoção de caries e restaurações de resina também não elevam a temperatura acima dos níveis de segurança (ZANIN, 2002).

Com o laser KTP, Nammour *et al* (2004) realizaram experimentos para definir as condições ótimas sem dano à polpa seguindo a irradiação de dentina degenerada sem excessivo aumento de temperatura intrapulpar.

Em uma revisão da literatura Walsh (1997) descreve a utilização dos lasers de diodo em dentística, aplicados em tecidos duros: hipersensibilidade dentinária, dor no

ligamento periodontal, destruição de bactérias por foto sensibilização laser letal, sugerindo uso promissor da laserterapia em tecido duro, devido ao avanço tecnológico e baixa característica de custo destes equipamentos.

Para o laser de GaAIAs, no infra vermelho aplicado no esmalte dental e medições de elevação de temperatura realizadas na câmara pulpar, Arrastia (1994) observou que, nos parâmetros máximos para quatro semi condutores, as medições resultaram em baixas temperaturas e portanto seguras para a utilização clínica. Em contrapartida, Kreisler (2002), aplicando o mesmo tipo de laser com finalidade periodontal, sobre raiz dental para redução bacteriana, alcançou elevações de 32 °C recomendando redução de potência em 0,5 W e tempo de irradiação de 10 s para incisivos inferiores e primeiros pré-molares superiores e 1 W e 10 s para outros dentes. Para o clareamento, Calmon (2004) comparou fotopolimerizador e dois sistemas conjugados de laser e LEDs. Um dos lasers causou elevação de temperatura desprezível (0,54 °C), o outro laser e o fotopolimerizador causaram elevação de temperatura intrapulpar acima do ponto crítico. Suliemam (2005) chegou a resultados de 15 °C de elevação de temperatura, concluindo que o potencial de dano é mais alto do que com as outras lâmpadas e como tal deve ser usado com cautela.

Nos nossos estudos escolhemos o laser de InGaAlP, com comprimento de onda de 670 nm, no vermelho. Essa escolha se deu por não termos encontrado material suficiente, na literatura, a respeito deste laser de diodo com potências médias e também pela necessidade de definirmos parâmetros de segurança para seu uso clínico. A comparação dos nossos resultados com os resultados de outras pesquisas fica dificultada pelas diferenças paramétricas dos lasers.

No experimento em incisivos, com aplicação da potência máxima (média de 340 mW), obtivemos a maior elevação de temperatura na câmara pulpar, de 10 °F. Neste momento chegamos à temperatura, onde 15% dos dentes que receberam essa aplicação sofrerão seqüelas pulpares segundo Zach e Cohen (1965). Esses elementos dentais possuem espessura de parede amelo-dentinária menores do que os demais elementos dentários do experimento, conduzindo melhor o calor da superfície externa do esmalte para dentro da câmara pulpar. Desta forma recomendamos cautela no uso clínico desta potência em incisivos.

Nos outros grupos dentais, com espessura de parede amelo-dentinária maior, as elevações de temperatura não alcançaram 10 °F com a aplicação da potência máxima de 340 mW.

A elevação máxima de temperatura em caninos foi de 4 °F, em pré-molares foi de 5 °F e em molares de 4 °F, o que nos permite afirmar que a aplicação do laser de InGaAlP, na potência de 340 mW, para esses grupos dentais não causa nenhuma injúria pulpar, possibilitando confiabilidade no seu uso clínico para caninos, pré-molares e molares.

Segundo Miserendino (1993), as propriedades do isolamento térmico do esmalte e da dentina funcionam como uma barreira fisiológica para evitar danos à polpa, resultantes do estresse térmico. Foi observado em seus estudos anteriores que, de baixos a altos níveis de exposições lasers, houve um retardo de 10 a 20 s entre o término da exposição laser e o estabelecimento da elevação de temperatura dentro da câmara pulpar.

Aplicando mecanismos de resfriamento comuns, empregados na dentística, para prevenir sobre aquecimento pulpar, Miserendino (1993) reduziu o potencial de danos

térmicos para a polpa a níveis comparáveis àqueles que ocorrem quando técnicas convencionais são usadas para o preparo do dente, com instrumentos rotatórios.

Para a hipersensibilidade dentinária Zhang (1998) usou o laser de CO<sub>2</sub>, resfriando com água e também observou ausência de efeitos deletérios na polpa. Desta forma, para diminuirmos a elevação de temperatura intrapulpar, no caso dos incisivos, podemos usar mecanismos comuns de resfriamento e viabilizar o uso do laser de InGaAIP na potência de 340 mW na prática clínica.

Com base nos nossos estudos experimentais e levando-se em consideração níveis absolutos de segurança clínica, sugerimos o uso do laser InGaAIP na potência de 166 mW (média de 50% de potência) com ponteira no diâmetro de 3 mm e tempo de aplicação de 30 s.

**CONCLUSÃO**

## 5. CONCLUSÃO

Neste trabalho de avaliação da elevação de temperatura, gerada por um laser de diodo de 340 mW, no comprimento de onda de 670 nm, no interior da câmara pulpar, com vistas a definir níveis seguros para sua aplicação em clínica, podemos destacar as seguintes conclusões:

- Com exceção do grupo de dentes incisivos, isto é, dentes com paredes pouco espessas de esmalte e dentina, pode-se afirmar com segurança que dentes humanos caninos, pré-molares e molares não sofrem nenhuma injúria, segundo os critérios de Zach e Cohen (1965), com sua aplicação em clínica.
- Em particular, no grupo de dentes incisivos, uma análise estatística aplicada às medidas obtidas, mostrou que dentro de um intervalo de probabilidades de 98% de confiança, que a esperança de que todas as aplicações possíveis e realizáveis de laser com 340 mW, na população de incisivos, em clínica, não promoverão elevações de temperatura superiores a 10 °F. Portanto, na hipótese de se aplicar o laser com 340 mW, que segundo Zach e Cohen (1965), elevações de 10 °F podem deixar seqüelas em 15% dos elementos tratados, recomendamos cautela no uso dessas potências em incisivos.



## BIBLIOGRAFIA

ANIC, I.; DZUBUR, A.; VINDOVIC, D.; TUDJA, M. Temperature and surface changes of dentine and cementum induced by CO<sub>2</sub> laser exposure. **International Endodontic Journal**, v.26, n.5, p.284-293, 1993.

ANIC, I.; PAVELIC, B.; PERIC, B.; MATSUMOTO, K. *In vitro* pulp chamber temperature rises associated with the argon laser polymerization of composite resin. **Lasers in Surgery and Medicine**, v.19, n.4, p.438-444, 1996.

ARMON, E. e LAUFER, G. Analysis to determine the beam parameters which yield the most extensive cut with the least secondary damage. **J. Biomech. Eng.**, v.107, p.286-290, 1985.

ARRASTIA, A. M.; MACHIDA, T.; SMITH, P. W.; MATSUMOTO, K. Comparative study of the thermal effects of four semiconductor lasers on the enamel and pulp chamber of a human tooth. **Lasers in Surgery and Medicine**, v.15, n.4, p.382-389, 1994.

ARRASTIA, A. M.; WILDER-SMITH, P.; BERNIS M. W. Thermal effects of CO<sub>2</sub> laser on the pulpal chamber and enamel of human primary teeth: an *in vitro* investigation. **Lasers in Surgery and Medicine**, v.16, n.4, p.343-350, 1995.

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

CALMON, W. J. *et al.* Estudo do aumento de temperatura intrapulpar gerado pelo clareamento dental. **RGO (Porto Alegre)**, v.52, n.1, p.19-24, 2004.

DUNCAN, Y. U.; POWELL, G. L.; HIGUCHI, W. I.; FOX, J. L. Comparison of Three Lasers on Dental Pulp Chamber Temperature Change. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v.3, n.3, p.119-122, 1993.

FEATHERSTONE, J. D.; NELSON, D. G. Laser effects on dental hard tissues. **Adv. Dent. Research**, v.1, n.1, p.21-26, 1987.

GELSKEY, S. C.; WHITE, J. M.; PRUTHI, V. K. The effectiveness of the Nd:YAG laser in the treatment of dental hypersensitivity. **Scientific Journal**, v.59, n.4, p.377-387, 1993.

GOODIS, H. E.; WHITE, J. M.; GAMM, B.; WATANABE, L. Pulp chamber temperature changes with visible-light-cured composites *in vitro*. **Dent. Mater.**, n.6, p.99-102, 1990.

GOODIS, H. E.; WHITE, J. M.; MARSHALL, G. W.; YEE, K.; GEE, L.; MARSHALL, S. J. Effects of Nd: and Ho:yttrium-aluminium-garnet lasers on human dentine fluid flow and dental pulp-chamber temperature *in vitro*. **Archs. Oral Biol.**, v.42, n.12, p.845-854, 1997.

GOODIS, H. E.; WHITE, J. M.; ANDREWS, J.; WATANABE, L. G. Measurement of temperature generated by visible-light-cure lamps in an *in vitro* model. **Dent. Mater.**, n.5, p.230-234, 1989.

- KARU, T. Photobiology of low-power laser effects. **Health Physics**, v.56. n.5, p.691-704, 1989.
- KIMURA, Y.; TAKASHI, S. K.; WILDER, S. P.; KRASIEVA, T. B.; LIAW, L. H.; MATSUMOTO, K. Morphological study of the effects of CO<sub>2</sub> laser emitted at 9.3  $\mu$ m on human dentin. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v.18, n.4, p.197-202, 2000.
- KREISLER, M.; AFHAJ, H.; D'HOEDT, B. Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with an 809 nm GaAlAs laser. **Oral Surg. Oral Med. Oral Path. Radiol. Endod.**, n.93, p.703-705, 2002.
- LAUNAY, Y.; MORDON, S.; CORNIL, A.; BRUMETAUD, J. M.; MOSCHETTO, Y. Thermal effects of lasers on dental tissues. **Lasers in surgery and medicine**, v.7, p.473-477, 1987.
- LEONARDO, M. R. e LEAL, J. M. **Tratamento de canais radiculares, princípios técnicos e biológicos**. Artes Médicas, 1998.
- MCKENZIE, A. L. Physics processes in laser-tissue interaction. **Med. Biol.** v.35, p.1175-1209, 1990.
- MISERENDINO, L. J; ABT, E; WIGDOR, H; MISERENDINO, C. A. Evaluation of thermal cooling mechanisms for laser application to teeth. **Lasers in Surgery and Medicine**, v.13, n.1, p.83-88, 1993.
- NAMMOUR, S. *et al.* Safety parameters for pulp temperature during selective ablation of caries by KTP laser *in vitro*. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v.22, n.2, p.99-104.
- OTSUKA, D. K. **Análise do comportamento térmico da dentina utilizando sistema Laser Er:YAG com e sem resfriamento**. Dissertação apresentada à UNIVAP para a obtenção do grau de Mestre, 2002.
- POWELL, G. L.; ANDERSON, J. R.; BLANKENAU, R. J. Laser and curing light induced *in vitro* pulpal temperature changes. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v.17, n.1, p.3-5, 1999.
- SQUILBIN, C.; NAMMOUR, S.; COOMANS, D.; BAREL, A.; CARLEER, M.; DOUROV, N. Measurement of pulp temperature increase to externally applied heat (Argon laser, hot water, drilling). **J. Biol. Buccale**, v.17, n.3, p.179-186, 1989.
- STABHOLZ, A.; NEEV, J.; LIAW, L. H.; KHAYAT, A.; TORABINEJAD, M. Sealing of human dentinal tubules by XeCl 308 nm excimer laser. **Journal of Endodontics**, v.19, n.6, p.267-271, 1993.
- STERN, R. H.; SOGNAES, R. F. Laser beam effect on dental hard tissues. **J. Dent. Res.** Washington, v.43, supplement 5, p.873, 1964.
- SULIEMAN, M.; ADDY, M.; REES, T. S. Surface and intra-pulpal temperature rises during tooth bleaching: an *in vitro* study. **Br. Dent. J.**, v.199, n.1, p.37-40, 2005.

TAYLOR, R.; SHKLAR, G.; ROEBER, F. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. **Oral Surg. Oral Med. Oral Path.**, v.19, n.6, p.786-795, 1965.

WALSH, L. J. Pulpal temperature changes during Low-power hard-tissue CO<sub>2</sub> laser procedures. **Br. Dent. J.**, v7, n.1, p.5-11, 1996.

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

WILDER-SMITH, P. The soft laser: Therapeutic tool or popular placebo? **Oral Surg. Oral Med. Oral Path.**, v.66, n.6, p.654-658, 1988.

ZACH, L.; COHEN, G. Pulp reponse to externally applied heat. **Oral Surg. Oral Med. Oral Path.**, n.19, p.515-530, 1965.

ZANIN, F. A. A. **Estudo do aquecimento gerado pelo laser Er:YAG na câmara pulpar de dentes submetidos ao processo de remoção dos tecidos dentais e resinas compostas.** Tese (Doutorado)- Faculdade de Odonto, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2002.

ZHANG, C.; MATSUMOTO, K.; KIMURA, Y.; HARASHIMA, T.; TAKEDA, F. H.; ZHOU, H. Effects of CO<sub>2</sub> laser in treatment of cervical dentinal hypersensitivity. **Journal of Endodontics**, v.24, n.9, p.595-597, 1998.

## TERMO DE RESPONSABILIDADE

Eu, Cleide Regina Alves Carrara de Oliveira, residente à rua Antenor Raimundo da Silva, no 61 Urbanova, São José dos Campos, São Paulo, portadora do R. G. 262181 Maer., venho através deste termo de responsabilidade, publicamente comprometer-me a:

1. Garantir a confidencia a privacidade das informações coletadas.
2. Preservar o anonimato dos participantes do estudo, quando de sua divulgação, quaisquer que sejam os meios utilizados para tal fim.
3. Não utilizar iniciais de nomes, números de registro em instituições, ou outras quaisquer formas de cadastros, quando de usa divulgação, valendo-se destes apenas para fim de coleta, identificação e catalogação de dados necessários à correta condução deste estudo conforme suas proposições e metodologias constantes do projeto de pesquisa.

Por ser verdade, subscrevo-me.

---

Cleide Regina Alves Carrara de Oliveira

Mestrado em Bioengenharia da Universidade do Vale do Paraíba

## **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO**

Eu, \_\_\_\_\_portador do RG nº\_\_\_\_\_abaixo assinado, declaro estar ciente e consinto em participar, na qualidade de doador de dente/s extraídos por motivo de doença periodontal, do projeto de pesquisa intitulado Análise da temperatura intra pulpar após aplicação do laser de diodo 670nm “in vitro” a ser realizado sob responsabilidade da Dra Cleide R A Carrara de Oliveira.

Este tratamento não terá custo adicional para o paciente e será realizado nas próprias instalações da UNIVAP – IP&D.

Autorizo de forma livre e voluntária a realização do trabalho de pesquisa que me foram apresentadas e dos quais recebi explicações claras, simples e compreendi os propósitos, além de saber que o trabalho de pesquisa segue princípios éticos, técnicos e científicos reconhecidos pela Medicina.

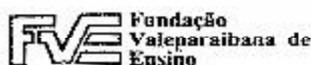
Autorizo a realização de fotografia com a finalidade científica e didática, desde que resguardada a minha privacidade, não devendo expor as minhas condições bucais desnecessariamente.

Declaro que fui informado de que caso não queira participar, em qualquer momento, do referido projeto não sofrerei prejuízo algum em relação ao meu tratamento odontológico.

São José dos Campos, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2006.

---

Assinatura do Paciente



### COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVAP

#### CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo n.º H029/2006/CEP, sobre "*Análise da temperatura intra-pulpar após aplicação do laser de diodo 670nm "in vitro"*", sob a responsabilidade do Prof. Dr. Aldo Brugnera Jr., está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, conforme Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi **aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação.

São José dos Campos, 06 de junho de 2006