



BR0645461



INIS-BR--4042

**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DAS ALTERAÇÕES MORFOLÓGICAS  
DA SUPERFÍCIE DA DENTINA RADICULAR  
IRRADIADA PELO LASER DE CO<sub>2</sub> ASSOCIADO  
OU NÃO À APLICAÇÃO DE HIDRÓXIDO DE CÁLCIO**

**ANA CRISTINA CURY CAMARGO ROMANO**

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

**Orientador:  
Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo**

**Co-orientador:  
Profa. Dra. Sonia Lícia Baldochi**

**São Paulo  
2003**

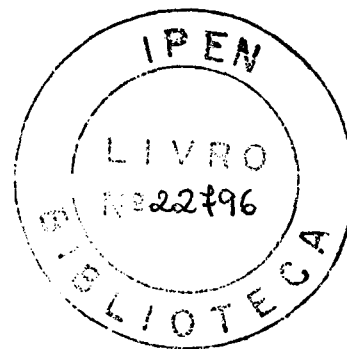




AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE  
DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DAS ALTERAÇÕES  
MORFOLÓGICAS DA SUPERFÍCIE DA DENTINA  
RADICULAR IRRADIADA PELO LASER DE CO<sub>2</sub>  
ASSOCIADO OU NÃO À APLICAÇÃO DE HIDRÓXIDO DE  
CÁLCIO**

**ANA CRISTINA CURY CAMARGO ROMANO**



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

**Orientador: Prof. Dr. Carlos de Paula  
Eduardo**

**Co-orientador: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Sonia Lícia  
Baldochi**

**SÃO PAULO**

**2003**

**Faculdade de Odontologia**  
**Universidade de São Paulo.**



**DEDICATÓRIA**

*Dedico aos meus pais, Francisco e Selma, exemplo de amor e dedicação, todo o meu afeto e agradecimento.*

*Dedico a meu marido Jose Angelo, pelo amor, ajuda e companheirismo dedicados de forma tão especial.*

*A meus filhos Bruno e Leonardo, razão do meu sorriso, objetivo da minha vida.*

## AGRADECIMENTOS

*AO PROFº Dr. CARLOS DE PAULA EDUARDO, meu orientador, mestre e amigo, pelo exemplo de profissional, dedicação e ajuda que me prestou, pois sem ele não teria realizado o sonho de obter este título. Minha sincera admiração e respeito.*

*A PROFª Dra. SONIA LÍCIA BALDOCHI, minha co-orientadora, pelo apoio, orientação e principalmente paciência, sem o qual não seria possível realizar este trabalho. Minha sincera gratidão.*

*A MINHA IRMÃ SELMA, pela ajuda e orientação, paciência e amor, sem ela este trabalho não existiria. Com amor meu muito obrigado.*

*À MINHA SOGRA MARIA LUCIA, pelo apoio, carinho e dedicação aos meus filhos durante minha ausência no transcorrer do curso.*

*AO LELO, em especial CIDA, LILIANE e AROLDO, pela amizade e apoio.*

*A GLADES, pela paciência e organização.*

*A TODOS OS PROFESSORES DO CURSO, pelos ensinamentos adquiridos.*

*A TODOS OS COLEGAS DO CURSO, em especial ALESSANDRA, CÁTIA, REGINA, MÁRCIA, CARLA e GRAÇA, pela amizade, confiança, convívio agradável, muitas risadas e troca de conhecimentos durante as tarefas do curso.*

*A TODOS que de forma direta ou indireta contribuíram para a realização deste trabalho, e a DEUS, que me possibilitou usufruir deste aprendizado.*

**AVALIAÇÃO "IN VITRO" DAS ALTERAÇÕES MORFOLÓGICAS DA  
SUPERFÍCIE DA DENTINA RADICULAR IRRADIADA PELO LASER DE CO<sub>2</sub>  
ASSOCIADO OU NÃO À APLICAÇÃO DE HIDRÓXIDO DE CÁLCIO**

**Ana Cristina Cury Camargo Romano**

**RESUMO**

Este estudo *in vitro* avaliou as alterações estruturais da dentina radicular irradiada por um *laser* de CO<sub>2</sub> associado ou não à aplicação de Hidróxido de Cálcio, a partir da análise da superfície irradiada por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). A proposta teve como objetivo o estudo de um método alternativo para o tratamento da Hipersensibilidade dentinária. Foram utilizados 14 dentes humanos, 3<sup>os</sup> molares, divididos em 7 grupos: Grupo I (controle) nenhum tratamento foi efetuado; Grupos II, III, IV foi feita aplicação de pasta de Ca (OH)<sub>2</sub> seguida por irradiação com *laser* de CO<sub>2</sub> com duração de 5 segundos cada e intervalos de 10 segundos, entre as aplicações, com emissão contínua, com potências de 0,5W (Grupo II), 1,0W (Grupo III) e 1,5W (Grupo IV); nos grupos V, VI, VII foram realizadas irradiações *laser* sem pasta de Ca (OH)<sub>2</sub>, seguindo respectivamente os mesmos parâmetros aplicados aos grupos II, III e IV. Foram observadas alterações morfológicas sugestivas de fusão e ressolidificação, bem como, a presença de material obstruindo toda a superfície analisada nos grupos II, III, IV (*laser* + Ca (OH)<sub>2</sub>). Para os grupos V, VI, VII observou-se fusão, ressolidificação e trincas, sendo os resultados estatisticamente significantes quando comparados os grupos "*laser* + Ca (OH)<sub>2</sub>" com os grupos "*laser*". Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes quanto às diferentes potências aplicadas entre os grupos que utilizaram o mesmo tratamento. Apesar deste resultado, pode-se afirmar que potências de 1,0W (DP= 125,38W/cm<sup>2</sup>), ou maiores são desfavoráveis devido a alterações morfológicas indesejáveis e comprometimento estético.

**“IN VITRO” EVALUATION OF THE MORPHOLOGIC CHANGES ON THE  
ROOT DENTINE IRRADIATED BY CO<sub>2</sub> LASER ASSOCIATED OR NOT TO  
CALCIUM HYDROXIDE APPLICATION.**

**Ana Cristina Cury Camargo Romano**

**ABSTRACT**

This in vitro study has evaluated the structural changes on the root dentine irradiated by a CO<sub>2</sub> laser associated or not to calcium hydroxide application, from the irradiated surface analysis by means of Scanning Electronic Microscopy (SEM). The purpose of this evaluation has been the study of an alternative method for the treatment of dentine Hypersensitivity. Fourteen human teeth were utilized, 3<sup>rd</sup> molars, divided into 7 groups. Group I (control group) to which no treatment was applied; Groups II, III and IV were given an application of Ca (OH)<sub>2</sub> paste followed by CO<sub>2</sub> laser irradiation, lasting 5 seconds each with intervals of 10 seconds between each application, with continuous emission, power of 0.5W (Group II), 1.0W (Group III), and 1.5W (Group IV); Groups V, VI, and VII were given laser irradiations without the Ca (OH)<sub>2</sub> paste following the same parameters applied to groups II, III, and IV respectively. Morphologic changes suggesting to fusion and re-solidification have been observed, as well as the presence of material obstructing the whole analyzed surface on groups II, III, and IV (laser + Ca (OH)<sub>2</sub>). As for groups V, VI, and VII, it has been observed fusion, re-solidification, and cracks, and these results being statistically significant when compared the “(Ca (OH)<sub>2</sub>)” groups to the laser groups. No statistically significant differences were observed regarding the different powers applied in the groups that used the same treatment. Despite this result, it can be stated that powers above 1.0W (DP= 125,38W/cm<sup>2</sup>) are unfavorable due to the undesirable morphologic alterations and aesthetic compromising.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al: alumínio  
 Ca: cálcio  
 Ca (OH)<sub>2</sub>: hidróxido de cálcio  
 3Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>Ca(OH)<sub>2</sub>: Hidróxiapatita  
 CO<sub>2</sub>: dióxido de carbono  
 Cr: cromo  
 CW: c(ontinuous) W(ave), onda contínua  
 DE: Densidade de Energia ou fluência  
 f: frequência ou taxa de repetição  
 λ: comprimento de onda  
 E: Energia  
 EAA: espectrometria de absorção atômica  
 EDTA: ácido etileno diamino tetracético  
 Er: érbio  
 GaAlAs: Arseneto de Gálio e Alumínio  
 He: hélio  
 He-Ne: hélio e neônio  
 H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>: peróxido de hidrogênio  
 Ho: hólmio  
 HSDC: hipersensibilidade dentinária cervical  
 IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares  
 IV: Infravermelho  
 LASER: L(ight) A(mplification) by S(timulated) E(mission) of R(adiation); amplificação da luz por emissão estimulada de radiação.  
 LILT: L(ow) I(ntensity) L(aser) T(herapy), terapia com laser de baixa intensidade  
 MEV: Microscopia Eletrônica de Varredura  
 MO: Microscópio óptico  
 M: molar  
 N: nitrogênio  
 NaOCl: hipoclorito de sódio  
 NaF: fluoreto de sódio  
 Ni: níquel  
 Nd: neodímio  
 Ne: neônio  
 OH: hidroxila  
 OTC: "over-the-counter"  
 P: potência  
 Pm: potência média  
 SrCl<sub>2</sub>: cloreto de estrôncio  
 SrF<sub>2</sub>: fluoreto de estrôncio  
 UV: ultravioleta  
 Y: ítrio  
 YAG: Y(ttrium) A(luminum) G(arnet), granada de ítrio e alumínio  
 YLF: Y(ttrium) L(ithium) F(luoride), fluoreto de ítrio e lítio; LiYF<sub>4</sub>: tetrafluoreto de ítrio e lítio  
 YSGG: Y(ttrium) S(candium) G(allium) G(arnet), ganada de ítrio, scândio e gálio  
 %: percentagem

## Unidades

°C: graus Celsius ou graus centígrados

cm: centímetro

cm<sup>2</sup>: centímetro ao quadrado

g/l: grama por litro

Hz: Hertz

J: Joule

J/cm<sup>2</sup>: Joules/centímetro quadrado

Kv: Kilovolt

m: metro

mJ: milijoule

ml: mililitro

mm: milímetro

mm<sup>2</sup>: milímetro quadrado

ms: milissegundo

mW: miliwatt

nm: nanômetro

ns: nanosegundo

P<sub>m</sub>: potência média

pps: pulso por segundo

s: segundo

W: Watt

W/cm<sup>2</sup>: watt/centímetro quadrado

Δt°C: Delta t °C - Variação de temperatura em grau Celsius

μm: micrômetro

μs: microssegundo



## SUMÁRIO

	Página
RESUMO.....	III
ABSTRACT.....	IV
LISTA DE ABREVIATURAS.....	V
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVOS.....	3
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	4
3.1. Dentina.....	4
3.1.1. Composição química.....	4
3.1.2. Estrutura.....	5
3.1.3. Túbulos dentinários.....	5
3.1.4. Processos odontoblásticos.....	5
3.1.5. Dentina primária.....	6
3.1.6. Dentina secundária.....	6
3.1.7. Dentina terciária.....	6
3.1.8. Pré-dentina.....	6
3.1.9. Dentina intratubular (Peritubular).....	6
3.1.10. Dentina esclerótica.....	7
3.2. Hipersensibilidade dentinária.....	8
3.3. Tratamento.....	15
3.4. Hidróxido de cálcio.....	18
3.5. <i>Laser</i> .....	19
3.5.1. Interação da luz <i>laser</i> com os tecidos vivos.....	19
3.5.2. Tipos de efeitos da luz <i>laser</i> em tecidos biológicos.....	22
3.6. <i>Laser</i> de CO <sub>2</sub> .....	25
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	35
4.1. Preparo das amostras.....	35
4.2. Dados físicos referentes ao <i>laser</i> estudado e a forma de irradiação escolhida.....	39
4.3. Análise morfológica.....	40
4.3.1. Preparo das amostras para MEV.....	40
4.3.2. Análise dos resultados de MEV.....	41

4.4. Medidas de temperatura.....	42
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>44</b>
5.1. Análise de temperatura.....	44
5.2. Microscopia eletrônica de varredura.....	46
5.3. Análise estatística.....	53
5.3.1 Análise descritiva.....	53
5.3.2. Análise inferencial.....	55
<b>6. DISCUSSÃO.....</b>	<b>57</b>
<b>7. CONCLUSÕES.....</b>	<b>66</b>
<b>8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>67</b>
<b>9. ANEXOS.....</b>	<b>76</b>

## INTRODUÇÃO

Com a Odontologia preventiva estamos vivenciando uma redução na perda de dentes por cárie, porém a manutenção do elemento dental por um longo período, tem acarretado um aumento na ocorrência de lesões cervicais não cariosas. Estas lesões expõem tecido dentinário à cavidade bucal, podendo originar um dos problemas mais intrigantes da histologia e fisiologia dentária que é o mecanismo da sensibilidade dentinária (Addy, 1992)<sup>1</sup>.

A Hipersensibilidade dentinária é uma condição freqüentemente encontrada na prática da clínica odontológica, e um problema relativamente comum na prática periodontal. Pode ocorrer espontaneamente quando a raiz se torna exposta devido à recessão gengival ou formação de bolsa, ou pode aparecer após raspagem e alisamento radicular e procedimentos cirúrgicos (Carranza, 1996)<sup>2</sup>. Nesta condição uma parte da dentina fica exposta ao ambiente bucal devido à perda ou remoção do esmalte ou cimento, ou ambos, e esta dentina mostra-se sensível, com túbulos abertos (Yoshiyama *et al.* 1990)<sup>3</sup>. Sabe-se que a espessura do cimento no terço cervical é extremamente fina, sendo este e o esmalte facilmente removidos pela ação de pastas abrasivas, escovas dentais, curetas periodontais e até pelos alimentos.

De acordo com Chabanski *et al.* (1997)<sup>4</sup> a principal causa da hipersensibilidade dentinária é a exposição dos túbulos dentinários presentes em toda extensão da dentina. A dor característica da hipersensibilidade dentinária é curta e aguda quando sobre a dentina são aplicados estímulos de natureza térmica, química ou mecânica. Entretanto, a dor persiste somente durante a aplicação do estímulo (Flynn *et al.* 1985; Pashley, 1986; Jacobsen e Bruce, 2001)<sup>5,6,7</sup>.

Existem várias terapias disponíveis para o tratamento da hipersensibilidade dentinária, que vão desde tratamentos caseiros, como por exemplo, o uso de dentifrícios à base de cloreto de estrôncio ou à base de nitrato de potássio, a tratamentos no consultório, através da aplicação sobre a dentina exposta de vernizes com flúor, hidróxido de cálcio, fluoreto de sódio acidulado, fluoreto de estanho, iontoforese, oxalato férrico, oxalato de potássio, adesivos dentinários, resinas compostas, dentre outros.

Em 1990 Rosenthal<sup>8</sup>, verificou que apenas nas últimas duas décadas os pesquisadores voltaram suas pesquisas para as causas da hipersensibilidade dentinária, sugerindo então dois tipos de tratamento: obliteração dos túbulos dentinários ou inibição da transmissão da dor pelas fibras nervosas.

Com o intuito de encontrar novas alternativas para o tratamento de pacientes com hipersensibilidade dentinária, vários autores estudaram a possibilidade da utilização da luz *laser* como auxiliar neste tratamento, visando à obstrução dos canalículos dentinários (Tanji e Matsumoto, 1994)<sup>9</sup>, e a redução da sintomatologia dolorosa (Yonaga *et al.*, 1999)<sup>10</sup>.

Desde a introdução do *laser* na década de 60, com o *laser* de Rubi, e através de crescentes avanços desta tecnologia, a luz *laser* tem sido utilizada em várias aplicações na odontologia. Inicialmente, a sua aplicação concentrou-se em tecidos moles e, mais recentemente, já direcionada aos tecidos duros, como por exemplo: na remoção de cárie e preparo de cavidades, tendo sido apontado também como um método eficaz para o tratamento da hipersensibilidade dentinária.

O mecanismo pelo qual o *laser* atua sobre dentinas hipersensíveis está relacionado ao tipo de *laser* utilizado. Para Wakabayashi *et al.* (1993)<sup>11</sup> os *lasers* em baixa intensidade podem atuar diretamente sobre as terminações nervosas pulpaes, ocasionando um processo de analgesia pela depressão da transmissão do estímulo nervoso. Por outro lado, os *lasers* em alta intensidade como Nd:YAG, Er:YAG e CO<sub>2</sub>, ocasionariam a oclusão dos túbulos dentinários (Chan, 2000)<sup>12</sup>, contribuindo para a eliminação da dor dentinária.

Com base nestas observações a utilização de medicações com capacidade de obliteração tubular junto com a terapia *laser* vêm ao encontro dos anseios para completar a deficiência existente nas técnicas até agora utilizadas.

## OBJETIVO

Diante da promessa do *laser* em ser um instrumento a mais para a resolução de problemas clínicos dentro da Odontologia, nosso estudo *in vitro* propõe a avaliação das alterações estruturais da dentina irradiada por um *laser* de CO<sub>2</sub>, com e sem a aplicação de pasta de hidróxido de cálcio, a partir da análise da superfície irradiada por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). A proposta tem como objetivo o estudo de um método alternativo para o tratamento da Hipersensibilidade dentinária.

## REVISÃO DA LITERATURA

### DENTINA

De acordo com Bhaskar (1978)<sup>13</sup> a dentina constitui a maior parte do dente, sendo a porção de tecido conjuntivo duro do complexo dentina-polpa. Consiste de células especiais, os odontoblastos, e uma substância intercelular. Assemelha-se muito ao osso em suas propriedades físicas e químicas, apresentando como diferença morfológica os prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos.

Nos dentes de indivíduos jovens, a dentina apresenta uma cor amarelo-claro. A mesma está sujeita a deformações leves, e é altamente elástica. Mais dura que o osso, entretanto, mais mole do que o esmalte, nas radiografias, a dentina aparece mais radiotransparente, isto é, mais escura do que o esmalte e mais radiopaca, ou seja, mais clara do que a polpa.

#### Composição química

Ten Cate (2001)<sup>14</sup> descreveu que a dentina madura é composta quimicamente, por peso, de aproximadamente 70% de material inorgânico, 20% de material orgânico e 10% de água (adsorvida na superfície do mineral ou nos interstícios entre os cristais). Seu componente inorgânico consiste principalmente em hidróxiapatita e, a fase orgânica, em colágeno tipo I, com inclusões de glicoproteínas, proteoglicanos e fosfoproteínas. Cada cristal de hidróxiapatita é composto por vários milhares de unidades, sendo cada unidade descrita pela fórmula:  $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot \text{Ca}(\text{OH})_2$ . Os cristais são descritos sob a forma de placas e são muito menores do que aqueles observados no esmalte.

## **Estrutura**

A dentina é composta por uma matriz de fibras colágenas, que estão dispostas numa rede irregular. Como a dentina se calcifica, os cristais de hidróxiapatita mascaram as fibras colágenas. A estrutura da dentina caracteriza-se pela presença de múltiplos túbulos dentinários dispostos muito próximos que atravessam toda sua espessura contendo as extensões citoplasmáticas dos odontoblastos, os quais formam a dentina e a mantêm (Bhaskar, 1978)<sup>13</sup>.

## **Túbulos dentinários**

Ten Cate (2001)<sup>14</sup> descreveu os túbulos dentinários como delicados cilindros ocos dentro da dentina, preenchidos por líquido tecidual e ocupados, em parte ou na sua totalidade de seu comprimento, pelo prolongamento dos odontoblastos. Estende-se por toda a espessura da dentina da junção amelo-dentinária até a polpa, e sua configuração indica o trajeto seguido pelos odontoblastos durante a dentinogênese. Seu trajeto é algo curvo e lembra a forma de um S. Os túbulos estão mais separados nas camadas periféricas e dispostos mais intimamente perto da polpa. São mais largos perto da cavidade pulpar (3 a 4 micra) e se tornam mais estreitos em suas extremidades externas (1 micron). Perto da superfície pulpar da dentina, o número por milímetro quadrado é dito como variável entre 30.000 e 75.000. Há mais túbulo por unidade de área na coroa do que na raiz. Os túbulos dentinários têm ramificações laterais por toda a dentina, as quais são chamadas de canalículos (Bhaskar, 1978)<sup>13</sup>.

## **Processos odontoblásticos**

Os processos odontoblásticos são extensões citoplasmáticas dos odontoblastos, ocupando um espaço na matriz da dentina, conhecidos como túbulos dentinários. Estas células localizam-se na periferia da polpa, no limite polpa/pré-dentina e seus prolongamentos se estendem para dentro dos túbulos dentinários (Bhaskar, 1978)<sup>13</sup>.

Ten Cate (2001)<sup>14</sup> separou a dentina em tipos diferentes:

### **Dentina Primária**

A maior parte do dente é formada pela dentina primária, que contorna a câmara pulpar.

### **Dentina Secundária**

Desenvolve-se após completa formação da dentina radicular. Resulta da contínua deposição de dentina, feita mais lentamente pelos odontoblastos, após a formação radicular ter-se completado.

### **Dentina Terciária**

Esta dentina (também denominada reativa, reparativa ou dentina secundária irregular) é produzida em reação a vários estímulos, tais como atrição, cárie ou um procedimento restaurador do dente. É produzida apenas pelas células diretamente afetadas pelo estímulo.

Existe uma classificação recente que divide a dentina terciária em reacional e reparadora: a primeira, depositada por odontoblastos pré-existentes, e a última, por células semelhantes a odontoblastos recém-diferenciados.

### **Pré-dentina**

Trata-se de uma camada de espessura variável (10 a 47 $\mu$ m) que limita a porção (pulpar) mais interna da dentina. Apresenta matriz não-mineralizada, consiste apenas de colágeno, glicoproteínas e proteoglicanos.

A pré-dentina é mais espessa onde a dentinogênese ativa está ocorrendo, e sua presença é importante para manter a integridade da dentina.

### **Dentina Intratubular (Peritubular)**

Circunda diretamente os túbulos dentinários, formando toda a parede dos túbulos, menos junto à polpa. É descrita como um anel hipermineralizado com espessura de aproximadamente 44nm próximo à polpa e 750nm de espessura junto ao



limite amelo-dentinário. É 40% mais mineralizada que a dentina intertubular, sua formação é contínua e pode ser acelerada por estímulos do meio, causando uma progressiva redução do lúmen dos túbulos até sua completa obliteração, processo este chamado de esclerose dentinária. Já a **dentina intertubular** é a massa principal da dentina, estando entre os túbulos dentinários ou, mais especificamente, entre as zonas de dentina peritubular

### **Dentina Esclerótica**

Constitui os túbulos dentinários que se tornaram obliterados com material calcificado.

A esclerose reduz a permeabilidade da dentina, ela pode ajudar a prolongar a vitalidade pulpar.

## HIPERSENSIBILIDADE DENTINÁRIA

Segundo Curro (1990)<sup>15</sup> a hipersensibilidade dentinária é uma das queixas mais antigas dos pacientes da clínica diária. O controle da hipersensibilidade dentinária representa não somente um problema clínico de difícil resolução, mas também um fenômeno fisiológico de grande complexidade.

Sobral *et al.* (1995)<sup>16</sup> pesquisaram a prevalência: a cada seis pacientes que chegam à clínica para tratamento dental, um deles apresenta algum grau de sensibilidade em pelo menos um dente.

A hipersensibilidade dentinária é definida como uma dor aguda, curta e passageira causada pela dentina exposta, em resposta a estímulos mecânicos, químicos, térmicos ou osmóticos (Addy e Urganhat, 1992)<sup>1</sup>. Este desconforto pode interferir nos hábitos de alimentação e higiene bucal do paciente (Jacobsen e Bruce 2001)<sup>7</sup>.

Bhaskar (1978)<sup>13</sup> definiu que a junção esmalte-cimento pode ocorrer de diferentes formas: em 30% dos casos, o esmalte encontra-se topo a topo com o cimento; em 60%, o cimento sobrepõe o esmalte e, em 10%, a dentina fica sem cimento nessa região. A exposição da dentina radicular na margem cervical pode provocar dor.

Para Krauser (1986)<sup>17</sup> quando ocorre exposição radicular, já ocorreu perda ou remoção de cimento, apesar de que, pela aparência, não conseguimos notar a perda de estrutura.

A perda de cimento com exposição de dentina radicular ocorre pós-raspagem e alisamento radicular, realizados em tratamento periodontal cirúrgico ou não, podendo originar sensibilidade dentinária (Lindhe, 1997)<sup>18</sup>.

Garone Filho (1996)<sup>19</sup> afirma que a remoção ou perda do esmalte e da dentina na região cervical pode acontecer por um processo de cárie, por trauma oclusal, erosão, por abrasão ou o que é mais comum pela associação destes fatores. A perda de estrutura clinicamente pode ser observada na coroa ou raiz, formando uma cavidade que pode ser denominada de lesão cervical não cariada.

A abrasão na região cervical é definida como a perda de substância dentária por desgaste, o que pode ocorrer por uma escovação exagerada na horizontal, com dentifrícios muito abrasivos e a raspagem e alisamento radicular durante o tratamento periodontal. Caracteriza-se por uma superfície dura, altamente polida, rasa, com contorno regular e localizada na face vestibular dos dentes.

A erosão caracteriza-se por perda de substância dentária por dissolução em ácidos de origem não bacterianos exógenos. Os ácidos originam-se dos alimentos, bebidas e medicamentos, e os endógenos, são trazidos do estômago (ácido clorídrico) por regurgitação. Geralmente é generalizada, atingindo muitos ou todos os dentes, tem aspecto arredondado, raso, amplo e sem bordas definidas.

A abfração é uma lesão na região cervical do dente, resultante de microfraturas do esmalte, provocadas pela flexão do dente, em função de forças oclusais mal dirigidas. Essas lesões apresentam-se em forma de cunha, geralmente profundas e com margens bem definidas. É interessante observamos que nos dentes periodontalmente comprometidos e com mobilidade a abfração não acontece, pois o dente em vez de flexionar se movimenta quando sob ação de forças oclusais mal direcionadas.

Segundo Carranza (1996)<sup>2</sup> o controle adequado de placa bacteriana é um fator importante para a redução ou mesmo eliminação da hipersensibilidade dentinária. Entretanto, a dor pode evitar o controle da placa e, dessa maneira, cria-se um círculo vicioso entre a hipersensibilidade crescente e o acúmulo de placa.

Para Yoshiyama *et al.* (1990)<sup>3</sup> a dentina mostra-se sensível quando exposta ao meio bucal, com túbulos abertos, ao passo que as áreas de insensibilidade mostram poucos túbulos, e aqueles existentes estão obliterados por depósitos minerais ou dentina peritubular.

A principal causa da hipersensibilidade dentinária é a exposição dos túbulos dentinários presentes em toda extensão da dentina (Chabanski *et al.*, 1997)<sup>4</sup>. Essa condição permite que o fluido dentinário presente no interior dos túbulos se movimente, resultado de estímulos aplicados sobre a dentina exposta, gerando dor. O fluido dentinário é um líquido encontrado no espaço que fica entre a parede do túbulo dentinário e o prolongamento odontoblástico (espaço periodontoblástico). É observado na camada dentinária, pré-dentinária, odontoblástica e sub-odontoblástica (Tanaka, 1980)<sup>20</sup>. Esta fase fluida ocupa quase 25% do volume dentinário, segundo Lindem e Brännström (1967)<sup>21</sup>. O fluido dentinário é descrito por Coffey *et al.* (1970)<sup>22</sup> como um líquido transparente, levemente amarelo, homogêneo, isento de células ou grânulos. Este fluido é extremamente adesivo e coagula-se imediatamente quando de sua exposição ao ar, solventes orgânicos ou calor.

Gysi (1990)<sup>23</sup> propôs que o movimento do fluido em ambas as direções do túbulo dentinário produziria dor e que o seu movimento para fora era induzido por sal, açúcar ou

álcool. Também sugeriu que a coagulação de proteínas dentro dos túbulos aliviaria a sensibilidade dentinária.

A transmissão de estímulos da superfície da dentina para as terminações nervosas localizadas na polpa dental ou na região pulpar da dentina pode ocorrer através do processo odontoblástico ou devido ao mecanismo hidrodinâmico (Carranza 1996)<sup>2</sup>. Note-se que somente na década de 60, com os trabalhos de Brännström (1960)<sup>24</sup>, que finalmente a teoria hidrodinâmica foi aceita, partindo-se da premissa de que a dor seria causada por um movimento dos componentes dos túbulos dentinários, isto é, a teoria hidrodinâmica de Brännström (1960)<sup>24</sup> se baseia no movimento dos fluidos intratubulares em continuidade com os fluidos pulpares, percebidos por terminações nervosas.

Brännström e Aström, em 1964<sup>25</sup>, fizeram um experimento sobre o desencadeamento da dor através da dentina, no qual papel absorvente foi aplicado sobre a dentina exposta de 18 pré-molares fraturado indicados para extração. Os autores concluíram que a aplicação do papel absorvente seco estimula mecanicamente as fibras nervosas na polpa ou na interface pulpo-dentinária pelo mecanismo hidrodinâmico. Foi concluído também, que os odontoblastos não exercem papel importante no desencadeamento da dor na superfície dentinária, já que através de exames histológicos, foi observado que a camada de odontoblastos estava ausente ou reduzida. Foi proposto que as fibras nervosas da polpa estendem-se em direção às zonas funcionais pulpo-dentinárias e que a maioria dos estímulos dolorosos aplicados no dente intacto ou na dentina exposta estimula mecanicamente a estrutura receptora. O efeito da aplicação do papel pode ser comparado ao produzido pelo jato de ar. Em ambos os casos, a saída dos componentes do túbulo parece ser o fator preponderante na eliminação da dor.

Para que ocorra dor em dentes com hipersensibilidade dentinária é preciso que ocorram estímulos, que podem ser: químicos, térmicos ou mecânicos. Flynn *et al.* (1985)<sup>5</sup> relatam que estímulos mecânicos, como a utilização de sonda exploradora, só afetam a dentina que se encontra com túbulos abertos. O estímulo provocado pelo frio, além de penetrar pelos túbulos abertos, pode ser transportado através da dentina adjacente por condução física, mesmo que os túbulos estejam ocluídos.

A hipersensibilidade dentinária foi discutida por Krauser (1986)<sup>17</sup> com relação a sua etiologia, teorias da dor e métodos de tratamento. Dentre as teorias existentes, a mais aceita atualmente é a hidrodinâmica. Com relação ao mecanismo de defesa, considera-se que a calcificação esclerose dentinária, encontrada nos dentes com atrição nos túbulos dentinários obliterados e placa bacteriana, pode diminuir a sensibilidade dentinária. O

diagnóstico diferencial da dor varia em frequência e severidade e está relacionado a estímulos químicos, térmicos, táteis e pressão osmótica.

Segundo Pashley (1986)<sup>6</sup> as variáveis que influenciam na resposta a estímulos produzidos por substâncias químicas incluem: concentrações iônicas de cálcio, sódio, potássio, pH, etc; a capacidade das mesmas de interagir com a dentina (aumentando a permeabilidade com a ação ácida ou diminuindo a permeabilidade pela oclusão dos túbulos) e, ainda, qualquer efeito que possam ter na circulação pulpar. Em seus estudos da permeabilidade e sensibilidade dentinária através do tratamento pela oclusão dos túbulos Pashley menciona que o conceito de oclusão dos túbulos como método de dessensibilização da dentina é uma lógica da teoria hidrodinâmica. O fato de muitos agentes que são usados clinicamente para dessensibilizar a dentina serem também eficazes em reduzir a permeabilidade dentinária, ajudam a sustentar a teoria hidrodinâmica. Teoricamente, todos os agentes que ocluem a dentina diminuiriam a sensibilidade dentinária. Entretanto, o contrário desta afirmação não é verdadeiro. Não são todos os agentes que diminuem a sensibilidade dentinária e ocluem os túbulos dentinários ao mesmo tempo. Isso porque de acordo com o autor, há dois mecanismos de dessensibilização. O segundo envolve bloqueio da atividade nervosa pulpar.

Addy *et al.* (1987)<sup>26</sup> efetuaram estudo "in vitro" a fim de verificarem a atuação dos ácidos sobre as superfícies radiculares, após tratamento periodontal que apresentavam esfregaço recobrando os túbulos dentinários. A coroa e a raiz foram separadas dos espécimes e as porções radiculares foram seccionadas horizontalmente, onde a porção apical da raiz foi mantida como controle e a porção cervical da raiz foi exposta a uma variedade de ácidos fracos e fortes, provenientes da dieta. As observações ao microscópio eletrônico de varredura mostraram que os ácidos de pH mais baixo (0,6 a 2,0), como o nítrico, sulfúrico, cítrico e láctico removeram completamente o esfregaço, deixando um grande número de túbulos dentinários abertos. Ácidos como o tânico e fórmico que possuem pH mais alto (3,3 a 3,8) não produziram mudanças evidentes na dentina superficial. Os sucos de laranja, maçã e pomelo removeram o esfregaço e promoveram abertura dos túbulos dentinários. O vinho branco, vinho tinto e os iogurtes mostraram efeitos semelhantes. As bebidas carbonatadas como Coca-Cola produziram pouca ou nenhuma alteração. O chá, o café puro ou o leite não produziram qualquer efeito sobre a superfície dentinária. Os autores concluíram que os ácidos provenientes da dieta possuem um papel importante na etiologia da hipersensibilidade dentinária cervical e

esclarecimentos aos pacientes quanto à ingestão dessas substâncias se faz necessário para prevenir o seu aparecimento.

Haugen e Johansen (1988)<sup>27</sup> efetuaram um estudo a fim de compreender o motivo pelo qual dentes após o tratamento periodontal apresentavam hipersensibilidade dentinária cervical. Os autores observaram, após a extração dos elementos e análise ao microscópio eletrônico de varredura, que o cemento e muitas vezes a dentina, eram removidos pela ação das curetas periodontais; e quanto mais próximo do ápice radicular, verificaram a presença de maior número de túbulos abertos. Ainda, segundo os autores, o tratamento periodontal em consequência da retração gengival, expõe uma grande área de dentina e se esta estiver exposta há muito tempo no ambiente bucal, os túbulos dentinários podem estar obliterados, pois a dentina teve condições de se remineralizar às custas do ambiente bucal. Constataram também que a face vestibular está mais sujeita ao traumatismo da escovação e à ação ácida da dieta.

Segundo Fusayama (1988)<sup>28</sup> quando ocorre retração gengival e conseqüente exposição da superfície radicular, a escovação irá remover o cemento e a dentina superficial. Vários túbulos dentinários são abertos tanto pela técnica incorreta de escovação quanto pela ação das curetas periodontais. Ocorrendo evolução nesse desgaste a superfície dentinária torna-se sensível e os ácidos provenientes das frutas cítricas, podem promover a dissolução do esmalte e, quando a erosão atinge o limite amelo-dentinário, pode provocar o aparecimento da hipersensibilidade dentinária cervical.

Yoshiyama *et al.* (1989)<sup>29</sup> tiveram como objetivo em seu estudo, investigar as mudanças estruturais dos túbulos dentinários de espécimes obtidos a partir da área cervical de dentes que apresentavam ao mesmo tempo, áreas com hipersensibilidade cervical e áreas naturalmente dessensibilizadas. Uma técnica de biópsia foi utilizada para obter os espécimes da raiz exposta. Imagens de microscopia eletrônica de varredura mostraram que os orifícios da maioria dos túbulos dentinários em áreas hipersensíveis estavam abertos (75%). Os resultados deste estudo mostraram que a hipersensibilidade ocorreu em áreas de dentina exposta quando a maioria dos orifícios dos túbulos dentinários estava aberta.

Sobral (1994)<sup>30</sup> relatou que o tratamento periodontal em certos casos conduz à hipersensibilidade dentinária cervical e que esta situação pode estar associada aos cuidados caseiros de higienização ou, então, à presença de ácidos que mantém os túbulos dentinários abertos, impedindo que ocorra a remineralização espontânea da região, provocando uma sensibilidade persistente.

Yoshiyama *et al.* (1996)<sup>31</sup> estudaram a morfologia dos túbulos dentinários em dentina radicular humana hipersensível. O estudo indicou que há uma grande diferença na distribuição de estruturas tubulares nos túbulos dentinários em áreas sensíveis e não-sensíveis. Em áreas sensíveis as estruturas tubulares foram observadas em 75% dos túbulos dentinários e somente em 20% das áreas não-sensíveis. Os autores concluíram que a presença física dessas estruturas tubulares age como um fator inibidor na oclusão dos túbulos dentinários, podendo prevenir mecanismos físico-químicos em ocluir com depósitos minerais, os túbulos dentinários, causando hipersensibilidade.

Em 1999, Oda *et al.*<sup>32</sup> estudaram a morfologia da dentina tratada com substâncias dessensibilizantes avaliadas através de microscopia eletrônica de varredura. As constantes recidivas dos tratamentos preconizados para a hipersensibilidade dentinária são causa de estudos a respeito dessa patologia. Neste trabalho, os autores propuseram avaliar a possível formação de película impermeável quando da aplicação de substâncias dessensibilizantes, acompanhada de condicionamento ácido dos dentes. Foram utilizados discos de dentina, sendo aplicados os seguintes agentes: ácido fosfórico 35%; Gluma Desensitizer (5% glutaraldeído e 35% HEMA); Duraphat (fluoreto de sódio 2,26%); Oxa-Gel (solução 3% de oxalato de potássio monohidratado, pH 4 em gel). Os espécimes foram preparados para microscopia eletrônica de varredura. De acordo com a metodologia empregada concluiu-se que: o condicionamento ácido da dentina expõe a abertura dos túbulos dentinários e o tratamento com substância à base de glutaraldeído e de oxalato não são capazes de formar uma película uniforme sobre a dentina. O uso de fluoretos forma uma camada, qual é facilmente removida, não promovendo efeito a longo prazo.

Jacobsen e Bruce, em 2001<sup>7</sup>, consideraram a hipersensibilidade dentinária cervical como uma condição comum de dor transitória causada por uma variedade de estímulos exógenos (térmicos, táteis ou mudanças osmóticas como a aplicação de substâncias doces ou o ressecamento da superfície). A principal causa para a hipersensibilidade dentinária é a exposição dos túbulos dentinários, condição esta que permite a movimentação do fluido dentinário, gerando dor. De acordo com os autores, a recessão gengival é a causa clínica primária. A recessão deixaria a superfície dentinária exposta permitindo a remoção da fina camada de cemento que exporia os túbulos dentinários. Uma vez exposto, há processos ou hábitos que mantém os túbulos dentinários patentes como o pobre controle de placa, erosão do esmalte, escovação rigorosa e exposição a alimentos ácidos. De acordo com os autores, o tratamento da hipersensibilidade dentinária compreende duas opções: a oclusão tubular e

a dessensibilização das fibras nervosas, sendo um desafio tanto para o paciente quanto para o profissional.

Em 2002, Marquezini Junior *et al.*<sup>33</sup> baseados em questionamentos sobre a etiologia, diagnóstico e tratamentos diversos, levantaram na literatura dados para diagnosticar e tratar a hipersensibilidade dentinária cervical, apresentando casos clínicos, nos quais essa patologia se faz presente. De acordo com os autores, a hipersensibilidade dentinária cervical desafia os cirurgiões-dentistas à medida que sua etiologia, diagnóstico e tratamento são os mais diversos, dificultando os procedimentos adotados.



## Tratamentos

A teoria hidrodinâmica, hipótese mais aceita para explicar a hipersensibilidade dentinária, é baseada na premissa de que o movimento do fluido dentinário dentro dos túbulos é responsável pela transdução de variados estímulos em impulsos nervosos. A variável mais importante que afeta o movimento do fluido é o raio do túbulo. Se o raio do túbulo dentinário for reduzido pela metade, o fluxo do fluido diminui 16 vezes, quando comparado à taxa normal. Por outro lado, se o raio do túbulo dobrar, o fluxo é aumentado em 16 vezes (Knight *et al.*, 1993)<sup>34</sup>. Conseqüentemente, a criação de uma barreira que oblitere os túbulos dentinários, impediria a movimentação do fluido, sendo esta uma conclusão lógica da teoria hidrodinâmica.

Encontra-se, na literatura, uma grande variedade de tratamentos para a hipersensibilidade dentinária. Entretanto são poucos os bons resultados.

A sensibilidade pode apresentar cura espontânea, por remineralização pela saliva ou formação de dentina reacional. Os estímulos que provocam a sensibilidade por movimentação do fluido dentinário podem em alguns casos provocar a aspiração dos núcleos de odontoblastos. Neste caso células mesenquimais indiferenciadas são estimuladas a formar dentina reacional, que pode ser suficiente para vedar os canaliculos na altura do limite dentino-pulpar.

Os tratamentos para terapia de dessensibilização podem ser classificados de diversas maneiras: de acordo com o modo como é utilizado e/ou comercializado (de consultório ou “*over-the-counter*”- OTC); de acordo com suas características físicas ou químicas; ou mesmo de acordo com seu modo de ação (agentes antiinflamatórios; precipitação de proteínas; obliteração dos túbulos dentinários; selamento dos túbulos dentinários) e a combinação de vários tratamentos. Os tratamentos de consultório estão baseados na utilização de vernizes, agentes antiinflamatórios, restaurações com resina composta e ionômero de vidro, sistemas adesivos, produtos dessensibilizantes, *lasers* que são aplicados pelo cirurgião-dentista. Já os produtos “*over-the-counter*” (OTC), são aqueles comercializados em farmácias e supermercados, disponíveis para o público consumidor em geral. São produtos OTC: dentifrícios e enxaguatórios, em cuja formulação há um agente dessensibilizante.

De acordo com Grossman (1935)<sup>35</sup>, o material ideal para o tratamento da hipersensibilidade dentinária deve ser biocompatível, ser de fácil aplicação, ter efeito

permanente e ação rápida, não ser irritante pulpar, além de não alterar a cor da estrutura dental.

Ong em 1986<sup>36</sup> revisou os diversos agentes dessensibilizantes utilizados. A autora os classificou em quatro grupos: 1) drogas antiinflamatórias (corticosteróides – prednisolone 1%); 2) Precipitantes de proteínas (nitrato de prata, cloreto de zinco, cloreto de estrôncio e formalina); 3) Agentes de oclusão tubular (hidróxido de cálcio, nitrato de potássio, fluoretos, citrato de sódio, fluoreto combinado a iontoforese); 4) Seladores de túbulos dentinários (sistemas adesivos e resinas). A autora comenta que isso pode ser explicado pelo fato de que o exato mecanismo da hipersensibilidade dentinária ainda gerar dúvidas.

Ling e Gillam (1996)<sup>37</sup> apresentaram um trabalho cujo objetivo foi o de revisar a efetividade de agentes dessensibilizantes para o tratamento da hipersensibilidade cervical. De acordo com os autores, basicamente dois tipos de tratamento têm sido sugeridos: parcial ou completa obliteração dos túbulos dentinários e a alteração da atividade sensorial pulpar na interface pulpo-dentinária. Já os agentes foram classificados de acordo com sua ação: agentes antiinflamatórios (corticosteróides) usados topicamente, sendo sua ação questionada; precipitantes de proteínas (formalina, nitrato de prata, cloreto de estrôncio); agentes de oclusão tubular (suportam a teoria hidrodinâmica através da redução da permeabilidade dentinária, exemplos: fluoretos, sais de estrôncio e potássio, sais de zinco, além dos componentes abrasivos dos dentifrícios e polimento da superfície, que criaria uma camada protetora); selante de túbulos dentinários (resinas e adesivos). Os autores concluíram que o conceito de oclusão tubular como um método de dessensibilizar a dentina, é uma conclusão lógica da teoria hidrodinâmica. O fato de que muitos agentes usados clinicamente para o tratamento da hipersensibilidade dentinária serem também efetivos em reduzir a permeabilidade dentinária, suporta a hipótese hidrodinâmica. Na teoria, os autores sugerem que todos os agentes que ocluem túbulos dentinários reduzem a permeabilidade dentinária e diminuiriam a sensibilidade. Entretanto, o contrario não é necessariamente verdadeiro. Nem todos os agentes que diminuem a sensibilidade o fazem pela oclusão tubular.

PiniPrato *et al.* (2000)<sup>38</sup> relataram que procedimentos periodontais podem também ser utilizados para recobrir a dentina exposta, como no deslocamento lateral ou coronário do retalho. O inconveniente desses procedimentos está relacionado com a realização de atos cirúrgicos, uma vez que submeter o paciente a uma cirurgia para recobrimento de recessão gengival requer indicações precisas.

Com o intuito de encontrar novas alternativas para o tratamento de pacientes com hipersensibilidade dentinária, vários autores estudaram a possibilidade da utilização da luz *laser* como auxiliar neste tratamento, visando a obstrução dos canaliculos dentinários (Tanji e Matsumoto, 1994)<sup>9</sup> e a redução da sintomatologia dolorosa (Yonaga *et al.*, 1999)<sup>10</sup>.

Zhang *et al.* (1998)<sup>39</sup> sugeriram que a diminuição na sensibilidade dentinária esta associada ao efeito analgésico provocado pela aplicação do *laser* ou mesmo pelo bloqueio dos túbulos provocado pela desnaturação protéica do fluido dentinário.

O mecanismo pelo qual o *laser* atua sobre dentinas hipersensíveis está relacionado ao tipo de *laser* utilizado. Para Wakabayashi *et al.* (1993)<sup>11</sup> os *lasers* em baixa intensidade podem atuar diretamente sobre as terminações nervosas pulpares, ocasionando um processo de analgesia pela depressão da transmissão do estímulo nervoso. Por outro lado, os *lasers* em alta intensidade como os de Nd:YAG, Er:YAG e CO<sub>2</sub>, ocasionariam a oclusão dos túbulos dentinários (Chan, 2000)<sup>12</sup>.

O *laser* desde o seu desenvolvimento na década de 60 por Maiman e, através de crescentes avanços em sua tecnologia no decorrer dos anos, tem sido apontado como um método eficaz para o tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical.

Para a melhor compreensão dos agentes utilizados neste estudo, apresentamos a seguir em itens separados, informações gerais e discussões relativas a aplicação do Hidróxido de cálcio e de sistemas *laser* para tratamento da hipersensibilidade dentinaria.

## Hidróxido de Cálcio

O hidróxido de cálcio é um pó branco, alcalino (pH 12,8), pouco solúvel em água (solubilidade de 1,2g/l de água à 25°C). É uma base forte obtida através da calcinação do carbonato de cálcio até sua transformação no respectivo óxido. Com a hidratação do óxido de cálcio chega-se ao hidróxido de cálcio. (Melo, 1998; Estrela e Figueiredo, 1999)<sup>40,41</sup>.

Devido à dissociação iônica do hidróxido de cálcio em íons cálcio e hidroxila e ao efeito destes íons sobre os tecidos e os microorganismos, o sucesso desse material deve-se a duas expressivas propriedades enzimáticas: a primeira é a inibição de enzimas bacterianas, a partir da ação em nível de membrana citoplasmática, conduzindo ao efeito antimicrobiano e, a segunda, é a ativação enzimática tecidual, observada por sua ação sobre a fosfatase alcalina, gerando efeito mineralizador. Estas propriedades são decorrentes do pH elevado (12,6), que estabelece alta liberação de íons hidroxila.

O veículo acrescido ao hidróxido de cálcio pré-análise (água destilada, solução fisiológica, anestésico, detergente, óleo, paramonoclorofenol canforado) para a confecção da pasta, influencia na velocidade de dissociação iônica, nas propriedades físico-químicas e na ação antimicrobiana e mineralizadora (Estrela e Figueiredo, 1999)<sup>41</sup>.

Trabalhos evidenciaram a participação ativa dos íons de cálcio, provenientes do hidróxido de cálcio, em mineralizações (barreira de dentina), osteo cementária (selamento biológico apical), nos túbulos dentinários e em outras áreas envolvidas em mineralizações.

Pashley *et al.* (1986)<sup>6</sup> estudando o efeito do hidróxido de cálcio na permeabilidade dentinária, evidenciaram que ocorre aumento da concentração de íons cálcio, provenientes do hidróxido de cálcio, no interior dos túbulos dentinários e este bloqueio físico promove a redução da permeabilidade dentinária.

A partir das propriedades biológicas do hidróxido de cálcio, o seu emprego na prática clínica tem como referência sua eficácia antimicrobiana, associada à capacidade de favorecer o processo de reparação tecidual (remineralização). Sabemos também que tanto a indução de formação de dentina, como o bloqueio físico do hidróxido de cálcio sobre os túbulos dentinários auxilia na diminuição da sensibilidade dentinária.

## *Laser*

Junto com a evolução dos materiais e das técnicas odontológicas, ocorreu um grande avanço nos aparelhos e equipamentos, surgindo os *lasers* para uso em odontologia. A palavra *laser* é formada pelas iniciais de “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation”, isto é, “Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação”. O *laser* apresenta-se como a mais luminosa das luzes operando no visível, e seu feixe caracteriza-se por ser colimado, coerente e monocromático (Maillet, 1987)<sup>43</sup>.

A aplicação dos *lasers* nas estruturas duras do dente tem sido investigada há tempos. Em 1964 Stern e Sognaes<sup>42</sup> reportaram que o esmalte dental poderia ser vaporizado pelo *laser* de rubi, constatando que este se tornava mais resistente à ação de ácidos desmineralizantes.

### **Interação da luz *laser* com os tecidos vivos**

Para esclarecer os mecanismos de ação da irradiação *lasers* em tecidos biológicos serão apresentados às características ópticas da dentina, bem como os principais efeitos da luz *laser* sobre este tecido.

Quando a luz *laser* incide em um tecido biológico, uma parte da luz é refletida, parte dela pode ser espalhada dentro do tecido, que em alguns casos leva a danos em regiões distantes da área onde o feixe aparentemente se propaga. Parte da luz remanescente é absorvida, tanto pela água no tecido quanto por algum outro cromóforo absorvedor, como a hemoglobina e a melanina. Finalmente, uma parte da luz pode ser transmitida ao longo de toda a espessura do tecido, como representado na figura 3.1.

É importante o reconhecimento de que as interações da luz *laser* com os tecidos, previamente mencionadas, não são exclusivas, todavia ocorrem geralmente em proporções variadas dentro do tecido. Isso pode ser atribuído às substâncias químicas e variações moleculares achadas dentro de sistemas biológicos compostos. Na maioria dos casos, a extensão da interação será proporcional ao nível de absorção do comprimento de onda particular por intermédio de cada tecido, conforme observado na figura 3.2.

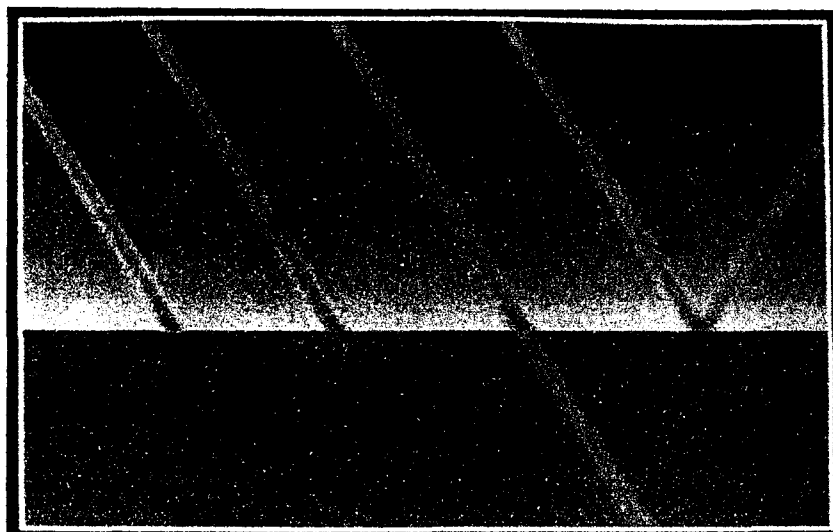


FIGURA 3.1 - Interação primária da luz com os tecidos (Mello e Mello, 2001)<sup>44</sup>.

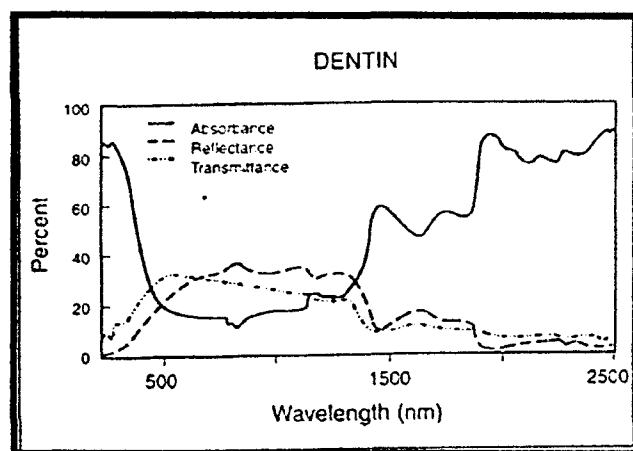


FIGURA 3.2 Análise espectrofotométrica de dentina (absorção, reflexão e transmissão). (Miserendino & Pick, 1995)<sup>45</sup>.

Noventa por cento da luz incidente de um dado comprimento de onda é absorvida em certa profundidade característica conhecida como comprimento de extinção. O comprimento no qual 63% da luz incidente é absorvida denomina-se comprimento de absorção.

Todo tecido tem essa propriedade específica de absorção, ou seja, um dos fatores que influenciará nos efeitos causados pela radiação incidente. Esta característica de absorção preferencial de comprimentos de ondas específicos de energia por cromóforos dentro dos tecidos possibilita as diversas interações que ocorrem entre a energia da luz monocromática e os vários elementos do tecido biológico.

Sistemas biológicos são complexos bem como compostos de uma grande variedade de elementos celulares e fluidos teciduais, cada um com diferentes características de absorção. Uma vez que o corpo humano é em sua maioria constituído por água, a absorção da luz pela água é de fundamental importância para aplicações biomédicas. Os elementos do tecido que exibem um alto coeficiente de absorção de um particular comprimento de onda ou por uma região do espectro são chamados cromóforos. Além da água, cromóforos como a melanina, a hemoglobina, as proteínas, e, no caso de tecidos dentais duros, a hidroxiapatita, exercem influência significativa sobre a interação da radiação e do tecido.

As propriedades ópticas de absorção na região do ultravioleta, visível e infravermelho do espectro eletromagnético, em razão do comprimento de onda dos constituintes básicos dos tecidos biológicos duros, como a água e a hidroxiapatita (tecidos de interesse neste trabalho), estão apresentadas na figura 3.3.

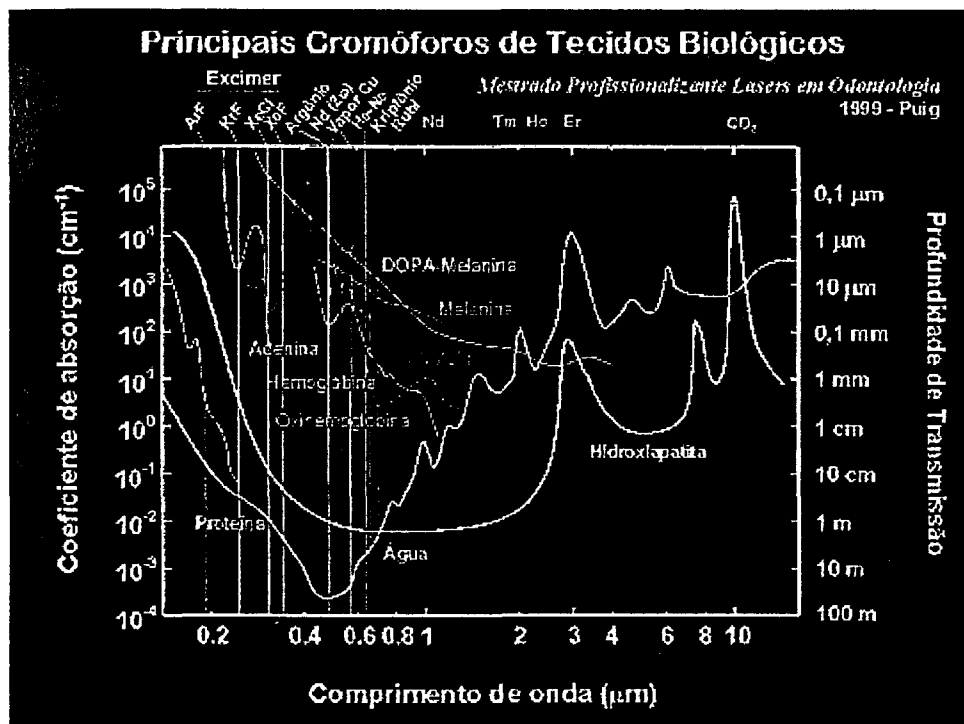


FIGURA 3.3 - Espectro de absorção da água e hidroxiapatita para região do ultravioleta, visível e infravermelho (Maldonado, 1999)<sup>46</sup>.

### Tipos de efeitos da luz *laser* em tecidos biológicos

Os efeitos causados pela absorção da radiação *laser* sobre os tecidos podem ser térmicos, mecânicos e químicos.

Qualquer modelo de tratamento a *laser* seja térmico ou não-térmico, baseia-se na distribuição da luz no tecido. A investigação de como a luz se propaga no tecido requer que sejam considerados a absorção e o espalhamento neste.

O efeito térmico é resultante da absorção da energia transportada pelo feixe *laser* pelos tecidos e da degradação local em calor. O tecido aquecido transmite calor para os tecidos circunvizinhos à região de incidência do feixe *laser*. Dessa forma, deve-se depositar energia suficiente num breve tempo, evitando que o calor se difunda para tecidos vizinho. O efeito térmico está presente em quase todas as aplicações de *lasers* em tecidos duros, resultando em aquecimento, carbonização, ablação ou fusão do material irradiado.



O aquecimento do tecido depende da densidade superficial de energia ( $J/cm^2$ ), podendo causar coagulação, vaporização, corte ou carbonização tecidual. Essas transformações só ocorrerão se forem alcançados certos níveis de temperatura.

A coagulação ocorre quando o tecido é aquecido a temperaturas superiores a  $60^\circ C$ , provocando, microscopicamente, mudanças estruturais das proteínas teciduais que podem ser observadas macroscopicamente por uma área esbranquiçada.

Os procedimentos cirúrgicos com *laser* em geral são acompanhados de hemostasia, ou mesmo, o *laser* é utilizado somente com este intuito.

Quando a energia é depositada demasiado rápida, dá-se um aquecimento do tecido acima de  $100^\circ C$ , ocorrendo ebulição da água celular, fenômeno este conhecido como vaporização. Após este processo, a irradiação continuada aumenta a temperatura do material residual, atingindo temperaturas entre  $300^\circ C$  e  $400^\circ C$ , quando começa a ocorrer a carbonização tecidual, provocando a saída de gases e fumaças. Acima de  $550^\circ C$  e na presença de oxigênio atmosférico, o tecido mole se queima e evapora.

Keller e Hibst (1990)<sup>47</sup> relatam que uma temperatura de  $700^\circ C$  é suficiente para iniciar a fusão da hidroxiapatita, provocando uma superfície irregular, semelhante a um mosaico, com aspecto vitrificado e formação assemelhada a bolhas.

Os efeitos químicos macroscópicos são provenientes de rompimentos diretos das ligações químicas por meio de comprimentos de onda energéticos na faixa do ultravioleta, como é o caso das cirurgias refrativas em oftalmologia. Outros efeitos fotoquímicos podem ocorrer quando tecidos biológicos são irradiados com lasers em baixa intensidade (LILT – Low Intensity Laser Therapy) e estão baseados no princípio de que quando a luz interage com células ou tecidos em determinadas doses poderá ocorrer estímulo de certas funções celulares, levando, por exemplo, à aceleração cicatricial de lesões ou à redução da dor (Ribeiro, 2000)<sup>48</sup>.

O principal efeito mecânico em odontologia é a ablação a *laser*, como é o caso da interação do *laser* de érbio para preparos cavitários.

O primeiro relato da utilização da radiação *laser* em pacientes e em dentes vitalizados ocorreu no estudo de Goldman *et al.* (1965)<sup>49</sup>, sendo utilizado o *laser* de rubi. Aplicando uma fluência que variou de  $4.000$  a  $13.400 J/cm^2$  em esmalte de incisivos e molares, os autores observaram a formação de crateras e manchas com a aplicação de densidade de energia menor, evidenciando um alto grau de penetração da luz no tecido dental, uma das características indesejáveis da radiação na interação com os tecidos biológicos.

Em 1973, Kantola<sup>50</sup> relatou que a aplicação do *laser* poderia resultar em um aumento na temperatura da superfície dentinária e em possível fusão dos cristais de hidroxiapatita e, sobre resfriamento, poderiam ressolidificar-se, formando cristais de hidroxiapatita mais largos do que a estrutura inicial. Esta recristalização de dentina parece resultar em uma superfície de aspecto vítreo, promovendo parcial ou totalmente a obliteração dos túbulos dentinários. Desde que a obliteração dos túbulos dentinários tem sido mostrada como provável solução para o tratamento da hipersensibilidade dentinária, o uso do *laser* tem sido indicado como uma alternativa para este tratamento.

Os *lasers* utilizados para terapia da hipersensibilidade dentinária podem ser divididos em dois grupos: *lasers* emitindo em baixa intensidade, como o He-Ne e GaAlAs; e *lasers* emitindo em alta intensidade, como Nd:YAG, CO<sub>2</sub> e Er:YAG.

Yonaga *et al* (1999)<sup>10</sup> relataram que o *laser* pode proporcionar um tratamento seguro e reproduzível para hipersensibilidade dentinária, e que o tratamento *laser* não é irritante à polpa. Segundo Grossman (1935)<sup>35</sup>, para o tratamento da hipersensibilidade devemos seguir alguns critérios (os quais são aplicáveis no caso do *laser*): a terapia não deve ser irritante à polpa, relativamente indolor na aplicação, facilmente aplicada, ação rápida, efetiva por um longo tempo e sem efeito de manchamento e consistentemente efetivo. De acordo com Yonaga *et al.* (1999)<sup>10</sup> a maioria das terapias tem sido falhas para satisfazer um ou mais destes critérios.

Anic *et al.* (1998)<sup>51</sup> consideraram que a obliteração da superfície dentinária após o tratamento com *laser* é benéfico no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical, visto que esta irá provocar uma fusão da dentina, com conseqüente redução do diâmetro ou obliteração da maioria dos túbulos dentinários. Segundo os autores, múltiplos fatores podem influenciar os efeitos do *laser* na superfície da dentina e, conseqüentemente, na permeabilidade e hipersensibilidade dentinária cervical. Alguns dos efeitos são extremamente dependentes do comprimento de onda, ao passo que outros podem ser dependentes da energia. Os efeitos podem variar de acordo com os parâmetros usados, como a distância entre tecido-alvo e a ponta da fibra, e de acordo com o ângulo entre a ponta da fibra e a superfície dentinária.

De todos os *lasers* utilizados na odontologia podemos citar o CO<sub>2</sub> como um *laser* de grande utilização nas diversas especialidades. Pioneiros como Fischer e Frame (Reino Unido), Pecaro e Pick (Estados Unidos) e Melcer (França) iniciaram trabalhos clínicos utilizando o *laser* de CO<sub>2</sub> em cirurgias teciduais, sendo que Melcer também estendeu as aplicações do *laser* de CO<sub>2</sub> aos tecidos duros.

## *Laser de CO<sub>2</sub>*

O *laser* de CO<sub>2</sub> é um *laser* com meio ativo gásoso. Para sua emissão utiliza uma descarga elétrica que excita uma mistura de gases contidos dentro de um tubo de quartzo. Esta mistura é constituída de:

- 80% Hélio
- 15% Nitrogênio
- 5% Dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>)

Este tipo de *laser* está incluído dentro do campo de radiação eletromagnética não visível, ou seja, infravermelho, podendo emitir em alguns comprimentos de onda, 9,6; 9,3; 10,6 $\mu$ m. O *laser* de CO<sub>2</sub> emitindo em 10,6 $\mu$ m não pode ser transmitido por fibra óptica, pois este é absorvido por ela, e sim por braço articulado metálico oco, que apresenta em seu interior um jogo de espelhos refletores (España *et al.*, 1995)<sup>52</sup>.

O *laser* de CO<sub>2</sub> é muito potente podendo alcançar entre 1 e 100W de potência. Pode emitir tanto no contínuo como pulsado com pulsos de 0,05; 0,1; 0,2 e 0,5 segundo. Normalmente o diâmetro mínimo do ponto ("*spot*") focado é de 0,2mm.

O *laser* de CO<sub>2</sub> é facilmente absorvido por tecidos com grande conteúdo de água, independente de sua coloração, apresentando uma penetração bastante superficial; pois o comprimento de onda emitindo na região de 10,6 $\mu$ m coincide com um dos picos máximos de absorção da água, o que explica sua boa interação com a dentina.

Foram observadas alterações ao microscópio eletrônico de varredura, por Tani e Kawada (1987)<sup>53</sup> em superfícies de esfregaço tratadas com *lasers* de Nd: YAG e CO<sub>2</sub>, utilizados com 20W de potência, desfocalizado 30mm para o Nd: YAG e 70mm para o CO<sub>2</sub> com tempo de exposição de 1, 2 e 3 segundos. Após a irradiação *laser*, as amostras foram cobertas com verniz, executando-se as áreas que haviam sido irradiadas previamente à imersão com azul de metileno. As amostras ficaram imersas no corante por duas horas e este penetrou profundamente na superfície dentinária dos dentes que não receberam o tratamento com *laser* e, nos dentes que receberam o tratamento, não ocorreu impregnação de corante. Os autores concluem que o *laser* pode provocar fusão ou vaporização do esfregaço superficialmente e obliteração dos túbulos dentinários por fusão da *smear layer*.

O efeito de um *laser* de CO<sub>2</sub> sobre a estrutura e a permeabilidade do *smear layer* de dentinas humanas foram avaliadas por Pashley *et al.* (1992)<sup>54</sup> em um estudo *in vitro*. Foram

utilizados níveis de energia de  $11,3 \text{ J/cm}^2$ ,  $113 \text{ J/cm}^2$  e  $565,9 \text{ J/cm}^2$ . A mais baixa exposição à energia *laser* aumentou a permeabilidade dentinária, devido à perda parcial da camada superficial de *smear layer* e da camada de *plugs* dentinários. A energia intermediária também causou um aumento na permeabilidade dentinária pela formação de crateras. A falta de uma superfície homogênea na área da cratera deixou a superfície porosa e comunicável com os túbulos dentinários adjacentes. As energias mais altas ocasionaram uma completa vitrificação da superfície das crateras, provocando o selamento dos túbulos dentinários adjacentes e conseqüentemente diminuindo a permeabilidade dentinária. No entanto, houve a remoção completa do *smear layer* ao redor das crateras, formando um halo de  $100\mu\text{m}$  de circunferência, o que aumentou a permeabilidade dentinária nesta área. Os autores comentaram que o uso combinado de exames de MEV e medidas de permeabilidade fornece importantes informações complementares que são essenciais na avaliação dos efeitos da radiação *laser* sobre a dentina.

Tanji e Matsumoto (1994)<sup>9</sup> realizaram estudos visando observar alterações morfológicas decorrentes da incidência do *laser* de  $\text{CO}_2$  em esmalte e dentina. A carbonização destas estruturas e a presença de trincas, muitas vezes, tem se mostrado presente. Em um estudo onde realizaram aplicações de *lasers* de Nd: YAG,  $\text{CO}_2$  e Argônio na superfície dentinária, puderam observar comparativamente alterações morfológicas. Foram utilizados 30 dentes humanos, onde o *laser* de Nd: YAG foi aplicado em 6 dentes, modo contato, empregando-se uma fibra de  $320\mu\text{m}$  de diâmetro com 2W de potência e 20Hz de frequência por 1 segundo. Os autores observaram, ao microscópio eletrônico de varredura, diferenças no padrão das superfícies dentinárias entre os três *lasers*. O *laser* de Nd: YAG provocou fusão da superfície dentinária com parcial obliteração dos túbulos dentinários e, em algumas áreas houve a formação de crateras com margens irregulares, contudo não ocorreu carbonização no interior das crateras comparadas com àquelas formadas pelos *lasers* de Argônio e  $\text{CO}_2$ . Concluíram que quando se utilizam jatos de ar durante a aplicação do *laser*, diminui-se o risco de carbonização e impede-se a formação de crateras na superfície dentinária.

Estes trabalhos nos mostram a importância da dose correta de energia e modo de aplicação do *laser* a ser empregado nos tecidos a fim de evitar interações teciduais indesejadas.

Powel *et al.* (1990)<sup>55</sup> evidenciaram os parâmetros de segurança para o dente, utilizando-se o *laser* de  $\text{CO}_2$ . Os resultados demonstraram serem necessários mais de 3,5J para causar um dano pulpar inicial (48 horas após a irradiação). Além disso, os danos

pulpare observados após 30 dias não foram considerados tão severos, o que levou os autores a concluir que uma porção do dano inicial é reversível com o tempo.

Luomanem *et al.* (1998)<sup>56</sup> desenvolveram um modelo para avaliar as modificações que ocorrerem nas estruturas da hidroxiapatita transformando-as em fluorapatita com *laser* de CO<sub>2</sub>. Os autores relatam que, baseados em observações preliminares, a fase de transformação de hidroxiapatita em fluorapatita é de fato possível com a irradiação do *laser* de CO<sub>2</sub> com densidades de energia mais altas do que 500J/cm<sup>2</sup>. As amostras preparadas por hidrólise foram irradiadas com o *laser* de CO<sub>2</sub>, com feixe de 2,7 mm de diâmetro, desfocado 40 mm, em modo contínuo, com densidades de energia de 21, 38, 54, 105, 225 e 500J/cm<sup>2</sup>. Os autores concluíram, por meio de análise das amostras por difração de Raios-X que é possível transformar cristais de hidroxiapatita em cristais de fluorapatita instantaneamente com altas energias de irradiação *laser*.

Para a utilização em sensibilidade dentinária, alguns estudos foram feitos no sentido de observar sua eficácia. Moritz *et al.* (1996)<sup>57</sup> em estudo *in vitro*, revelaram que a irradiação com o *laser* de CO<sub>2</sub> resultou em quase completo vedamento dos túbulos dentinários na região de colo dental. Baseado nisto, foi feito outro estudo, *in anima nobile*, onde os pacientes com hipersensibilidade cervical foram tratados com irradiação *laser* (*laser* CO<sub>2</sub>, CW, 0,5W, 5s, 6 vezes) e flúor (fluoreto estanhoso, gel kam, Colgate, Cantom MA). O grupo controle foi tratado somente com fluoretação. Quando o sucesso foi definido como completa ausência de dor, a taxa foi de 94,5%. Quando a dor foi definida como acentuado alívio, a taxa foi de 98,6%. O tratamento do grupo controle resultou em um progresso não acentuado. A medida do fluxo sanguíneo pulpar (*laser* Doppler), antes e depois do tratamento, revelou ausência de efeitos na polpa. Amostras de dentina foram obtidas do colo e examinadas por espectroscopia de absorção atômica (EAA). O estanho estava presente nas amostras irradiadas; íons de estanho não foram encontrados no grupo controle. O que sugere que a combinação flúor mais *laser* resulta em permanente integração de flúor na superfície da dentina.

Dando continuidade a seus estudos sobre a utilização da radiação *laser* combinado com solução fluoretada para o tratamento da hipersensibilidade dentinária, Moritz *et al.* (1998)<sup>58</sup> utilizaram um *laser* de CO<sub>2</sub>, com emissão contínua e potência de 0,5W por 30 segundos, subdivididos em radiações de 5 segundos, e um gel de fluoreto de estanho, a fim de observar por um período de 18 meses a efetividade do tratamento. Os exames *in anima nobile* foram complementados por espectrometria de absorção atômica (EAA) das amostras de dentina contendo íons estanho e por microscopia eletrônica de varredura

(MEV). Quando comparado com fluoretação convencional, a combinação de *laser*-fluor mostrou-se mais efetiva no tratamento da hipersensibilidade. Quando esta efetividade foi definida como completa ausência de dor, a taxa de sucesso para o grupo associando *laser*-fluor foi de 96,5%. Além disso, a observação dos dentes sob MEV revelou oclusão completa dos canalículos 4 e 6 meses após irradiação. EAA mostrou que o estanho estava permanentemente integrado dentro dos canalículos dentinários o que levou os autores a concluir que íons flúor também são incorporados à superfície dentinária.

Zhang *et al.* (1998)<sup>59</sup> irradiando dentes com hipersensibilidade dentinária cervical com *laser* de CO<sub>2</sub> contínuo, 1W de potência, por 5 a 10 segundos, obtiveram uma redução de 100% na dor dentinária quando avaliado através de estímulos térmico logo após a irradiação. Os autores sugeriram que esta diminuição na sensibilidade está associada ao efeito analgésico provocado pela desnaturação protéica do fluido dos túbulos dentinários. A melhora nos sintomas de dor relatado pelos pacientes não excedeu os 3 meses, já que cerca de 50% dos pacientes notaram novamente a presença de dor. Os autores especularam que esta recidiva deve-se a oclusão parcial dos canalículos dentinários pela ação *laser* e que, mesmo os túbulos dentinários fundidos podem tornar-se novamente abertos pela escovação ou pelo contato com a saliva.

Matsumoto, em 1998<sup>60</sup>, observou a morfologia do esmalte e da dentina irradiados pelo *laser* de Er:YAG em microscópio eletrônico de varredura e pela análise com energia dispersiva de raios-X. A superfície dentinária submetida à irradiação com *laser* de Er:YAG com spray de água apresentou túbulos dentinários abertos. Em contrapartida, a superfície dentinária irradiada com este *laser* sem uso de refrigeração com spray de água não mostrou túbulos dentinários abertos, mas a presença de um "melt" e recristalização em algumas áreas. Esse experimento utilizou o seguinte protocolo: 8 Hz de frequência, 250 mJ de energia e modo não contato. Os resultados clínicos mostraram que dos 60 casos, 48 (80%) dos pacientes tratados não relataram dor durante o preparo cavitário e 12 casos relataram dor que variava de leve a severa, todos estes com hipersensibilidade dentinária na região cervical dos dentes. Em cinquenta casos do total de sessenta, as cavidades puderam ser realizadas sem anestesia local.

Através da observação ao microscópio eletrônico de varredura, Lan e Chen (1998)<sup>61</sup> avaliaram o uso dos *lasers* de Nd:YAG e CO<sub>2</sub>, a fim de determinar qualquer alteração na morfologia da superfície dentinária com ou sem esfregaço. Foram utilizadas amostras de dentina de 3mm de espessura obtidas do terço médio de coroas de terceiros molares recém-extraídos. As superfícies dentinárias foram polidas com lixas de 320, 400 e 600 de

granulação para produzir esfregaço. Em metade das amostras, removeu-se o esfregaço utilizando EDTA a 15% por 2 minutos. Os parâmetros para aplicação dos *lasers* foram de 500mJ, 100mJ e 150mJ de energia, 10 pps de frequência para o *laser* de Nd: YAG e 100ms x 20pps, 20ms x 20pps, 50ms x 2pps e 2W de potência para o *laser* de CO<sub>2</sub>. Os *lasers* foram aplicados por 4 segundos em cada amostra. Os resultados mostraram que a aplicação do *laser* de Nd: YAG provocou fusão na superfície dentinária, especialmente na dentina não condicionada. Contudo, o *laser* de CO<sub>2</sub> produziu alargamento e rachaduras nos orifícios dos túbulos dentinários na dentina condicionada.

Yonaga *et al.* (1999)<sup>10</sup> estudaram o tratamento da hipersensibilidade cervical em duas áreas (cervical e apical) através da aplicação do *laser* de Nd: YAG com e sem aplicação de pigmento fotoabsorvedor (preto). 180 dentes divididos em 4 grupos, *in anima nobile*, foram avaliados através de jato de ar comprimido para a resposta ao estímulo da dor, antes da irradiação, após e dois meses depois. Os parâmetros de irradiação foram de 2W, 100mj/pulse e 20pps, a irradiação foi realizada do lado vestibular dos dentes. (O grupo 1: irradiação horizontal à distância de 5cm da superfície do dente por 1 minuto, (spot size, 16.82mm, DP=0,90W/cm<sup>2</sup>)); grupo 2: irradiação horizontal, contato na região cervical por 0,5 segundos com 10 segundos de intervalo para aplicação do pigmento preto para a segunda irradiação (spot size, 0.32mm, DP=2486,86W/cm<sup>2</sup>); grupo 3: irradiação a distância de 5cm da região apical por 1 minuto (spot size, 16.82mm, DP=0,90W/cm<sup>2</sup>) e grupo 4: irradiação a distância da região apical por 0,5 segundos e a segunda irradiação após 10 segundos da colocação do pigmento preto (spot size, 1.32mm, DP=146,15W/cm<sup>2</sup>). Obtiveram como resultado, que as aplicações nas regiões cervicais foram melhores que das regiões apicais, e a pigmentação aumentou a efetividade do *laser*. As amostras observadas em MEV resultaram em túbulos dentinários ocluídos ou diminuídos depois de irradiados, para o grupo 2. Concluíram que é um método eficaz para o tratamento da hipersensibilidade dentinária.

Misra *et al.* (1999)<sup>62</sup> realizaram estudo *in vitro* com a finalidade de avaliar o efeito do *laser* de CO<sub>2</sub> na superfície radicular com comprometimento periodontal, comparado com a efetividade do ácido cítrico, EDTA e peróxido de hidrogênio na remoção do *smear layer* da superfície radicular que se apresenta após raspagem e aplainamento radicular. Foram utilizados 50 dentes unirradulares comprometidos periodontalmente, divididos em 4 grupos, e o grupo do *laser* de CO<sub>2</sub> subdividido em 7 grupos, cada um com 5 espécimes. O *laser* de CO<sub>2</sub> foi utilizado com potência de 3W, modo desfocado e o tempo de irradiação variou em 0,2, 0,4, 0,6, 0,8, 1,0, 1,2 e 1,4 segundo. Os demais grupos foram tratados com

as substâncias por 3 minutos. Os espécimes foram analisados por MEV. Como resultado obteve-se remoção completa de *smear layer* com tempo de 1,0 segundo sem alteração no diâmetro dos túbulos dentinários, bem como, o EDTA e o ácido cítrico, porém nestas os túbulos dentinários apresentaram formato de funil em profundidade, aumentando a luz dos túbulos dentinários.

Ciaramicoli (1999)<sup>63</sup> realizou estudo clínico para avaliar o desempenho do *laser* de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical frente a dois estímulos (jato de ar e explorador). Vinte pacientes com 145 dentes apresentando dor foram divididos em dois grupos distintos, com e sem tratamento periodontal, destes 104 receberam tratamento e 41 permaneceram como controle, e foram avaliados no início e término do tratamento. O primeiro grupo continha dentes com problema periodontal e recebeu aplicações de *laser* de Nd:YAG (40mJ de energia, 25 Hz de frequência, 1W de potência, a uma distância de 5mm com a fibra perpendicular ao longo eixo da raiz, não contato, desfocado por 30 segundos e em contato, focado, por mais 30 segundos totalizando um minuto de irradiação sobre a dentina exposta, com densidade de energia (DE) em contato de 56,60J/cm<sup>2</sup> e DE não contato de 0,725J/cm<sup>2</sup>) e o segundo grupo envolveu os dentes sem problema periodontal, recebeu o mesmo protocolo de irradiação porém o *laser* de Nd:YAG foi aplicado em contato, focado, perpendicular à superfície dentinária exposta por apenas 30 segundos. Foram 3 sessões de aplicação de *laser* com intervalos de 7 dias entre cada uma delas. A sensibilidade foi avaliada subjetivamente pelos pacientes, positivo para dor e negativo para ausência de sintomatologia. Este estudo teve como resultado uma diminuição estatisticamente significativa de diminuição da dor quando se associou a eliminação dos fatores etiológicos com a aplicação de *laser* de Nd:YAG.

Lan *et al.* (2000)<sup>64</sup> compararam as alterações morfológicas após irradiação de *lasers* de Nd:YAG e CO<sub>2</sub> em superfícies dentinárias com ou sem a presença de *smear layer*, ao microscópio eletrônico de varredura. Oitenta e uma amostras de discos de dentina de 3mm de espessura coletadas do terço médio de terceiros molares foram utilizadas no estudo. A camada de *smear layer* foi criada artificialmente pelo uso de lixas de diferentes granulacões. Metade das amostras foi tratada com EDTA a 14% por 2 minutos para removê-lo. Os feixes *lasers* foram aplicados perpendicularmente a 1mm de distância focal por 4 segundos. Os parâmetros utilizados para a irradiação com o *laser* de Nd:YAG foram 50mJ, 100mJ, e 150mJ de energia a 10 pps, 20pps e 30pps, e para o *laser* de CO<sub>2</sub> foram 2W, 3W e 4W de potência e 5ms a 20pps, 10ms a 10pps, 20ms a 20pps, 50ms a 2pps, 100ms a 2pps e 200ms a 2pps. Os resultados do estudo mostraram que o *laser* de Nd:YAG



causou crateras e fusão dentinária, especialmente em amostras com a presença de *smear layer*. O *laser* de CO<sub>2</sub> produziu extensas linhas de rachaduras sobre a superfície com presença de *smear layer*, enquanto que erosão da superfície e formação de crateras foram encontradas nas amostras sem a presença do *smear layer*. Os autores concluíram que ambos os *lasers* utilizados no estudo e a presença ou não de *smear layer* tiveram influência significativa nas mudanças morfológicas observadas na superfície dentinária irradiada.

Rocha em 2001<sup>65</sup> realizou trabalho *in anima nobile* e *in vitro* com o objetivo de avaliar a eficiência do *laser* de Er:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical. Para o estudo *in anima nobile* foram utilizados 13 pacientes, onde 69 dentes foram selecionados; destes 46 foram submetidos ao tratamento com *laser* e 23 mantidos como controle. Foi utilizado como protocolo para irradiação do *laser* de Er:YAG energia de 60mJ, frequência de 2Hz, modo desfocado 6mm, densidade de energia por pulso de 0,46J/cm<sup>2</sup>, potência média de 64,8mW e potência pico de 108W, tempo de irradiação de 30 segundos, quatro aplicações por sessão, com intervalos de um minuto, total de pulsos 120, com refrigeração a ar da seringa tríplice, para evitar aquecimento no dente, movimento de varredura no sentido méso-distal e disto-mesial. A técnica de avaliação subjetiva da dor foi marcada de 0 a 3 (0-nenhuma sensibilidade). Os resultados mostraram que houve diferença significativa do início para o final de cada sessão e entre elas nos dentes que sofreram tratamento com *laser*, o que não foi observado no grupo controle. Para o trabalho *in vitro*, foram selecionados 9 dentes, estes foram seccionados em discos, preservando a região cervical, metade da superfície foi irradiada com o *laser* de Er:YAG, com o mesmo protocolo utilizado clinicamente, e a outra metade foi deixada como controle. Em seguida os espécimes foram para microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que as superfícies irradiadas apresentaram diminuição do diâmetro dos túbulos dentinários, com parcial ou total obstrução. No grupo controle observou-se maior quantidade de *smear layer* e túbulos dentinários abertos. Portanto, este estudo indica que o *laser* de Er:YAG pode contribuir para o tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical.

Glauche em 2001<sup>66</sup>, fez um estudo *in vitro* com o *laser* de Nd:YAG associado a soluções de sais metálicos com o objetivo de contribuir para o tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical (HSDC), observando através de microscopia eletrônica de varredura e energia dispersiva de Raios-X, as alterações ultra-estruturais provocadas pelo *laser* no tecido dentinário e determinando quantitativamente a presença de Sn<sup>++</sup>, Sr<sup>++</sup> e F<sup>-</sup>. Foram avaliados 10 dentes, seccionados em discos de 2mm de espessura,

divididos em 5 grupos: grupo 1 (G1): as amostras receberam irradiação com *laser* de Nd:YAG (1,5W, 100mJ, 15Hz, 150 $\mu$ s e 125J/cm<sup>2</sup>) e após, um tratamento com solução aquosa de SnF<sub>2</sub> a 10% por 30 minutos. GII: irradiação *laser* com os mesmos parâmetros mas solução de SrCl<sub>2</sub> a 10% em forma de pasta (Sensodyne<sup>TM</sup>) por 30 minutos. GIII: apenas tratamento com solução de SnF<sub>2</sub> a 10% por 30 minutos. GIV: apenas pasta de SrCl<sub>2</sub> e GV apenas tratamento com *laser* nos mesmos parâmetros. Como resultado o *laser* de Nd:YAG atuando sobre o tecido dentinário provocou alterações em sua ultra-estrutura, caracterizado por fusão e ressolidificação, com presença de glóbulos esbranquiçados e fissuras em meio a uma estrutura heterogênea e rugosa decorrente destas alterações estruturais, algumas crateras também foram observadas, sem área de carbonização. De acordo com os resultados do estudo constatou-se uma maior incorporação dos elementos químicos Sn<sup>++</sup>, Sr<sup>++</sup> e F<sup>-</sup> pelo tecido dentinário.

Em 2002, Sasaki, *et al.*<sup>67</sup> analisaram o cimento e a dentina radicular após irradiação com *laser* de Er:YAG comparados com raízes irradiadas pelo *laser* de CO<sub>2</sub> e raízes intactas. Para este estudo os espécimes foram irradiados pelo *laser* de Er:YAG com energia de 40mj/pulso, 10Hz (0,4W) com e sem refrigeração à água, por 20 segundos e o *laser* de CO<sub>2</sub> com energia de 0,5W no modo contínuo, por 30 segundos, sem refrigeração. Os resultados mostraram que as superfícies irradiadas pelo CO<sub>2</sub> apresentaram carbonização na superfície, o *laser* de Er:YAG sem refrigeração apresentou aspecto bastante irregular, com algumas crateras produzidas pelos pulsos do *laser*, e aspecto esbranquiçado, o *laser* de Er:YAG com refrigeração apresentou aspecto semelhante às amostras não tratadas, exceto na concentração de hidróxidos e amidas, que se apresentaram um pouco menores. Para o *laser* de CO<sub>2</sub> as alterações nas concentrações de hidróxidos e amidas foram aumentadas, e moderada para o *laser* de Er:YAG sem refrigeração. A formação de novas substâncias tóxicas é muito evidente para o *laser* de CO<sub>2</sub>. Este trabalho mostrou que o *laser* de Er:YAG ablaiona seletivamente mais componentes orgânicos que inorgânicos e com refrigeração não causa maiores alterações na sua composição química deletérias tanto na dentina como no cimento.

Hossain *et al.* em 2002<sup>68</sup> propuseram um estudo, *in vitro*, para avaliar a efetividade na prevenção de cáries em esmalte e dentina através da irradiação do *laser* de CO<sub>2</sub> com e sem fluoreto de sódio (NaF). Foram utilizados 40 dentes incisivos humanos para análise de esmalte e 40 molares para dentina; as amostras foram divididas em 4 grupos: controle (sem tratamento); somente CO<sub>2</sub> (parâmetros de irradiação 1W por 30 segundos, modo contínuo, 5cm de distância, *spot size* 2mm de diâmetro); somente NaF a 2% por 1 minuto e CO<sub>2</sub>

associado a NaF a 2%. As amostras foram imersas em 2ml de solução de ácido láctico (0,1M, pH4,8) por 24 horas. As amostras foram analisadas por espectrofotometria de absorção atômica e por MEV. A perda de cálcio foi observada para esmalte e dentina no grupo tratado apenas com NaF, o MEV mostrou que as superfícies são modificadas quando se associou NaF e CO<sub>2</sub> apresentando aspecto de fusão, lisura, superfície altamente refletora. De acordo com esses resultados pode-se concluir que o *laser* de CO<sub>2</sub> associado à solução de NaF é mais efetivo para a prevenção de cáries e, a irradiação *laser* pode prolongar a retenção do flúor dentro das microestruturas do esmalte e dentina por aumentar sua adesão com a superfície subjacente e manter o efeito de prevenção de cárie por um longo período. As explicações mais notáveis para a redução da desmineralização tem sido a mudança da permeabilidade por causa do selamento dos poros do esmalte ou a diminuição da permeabilidade resultando em mudanças na matriz orgânica do esmalte ou mesmo uma combinação da redução da permeabilidade do esmalte junto com a redução da solubilidade do mesmo, e também da dentina.

Aranha em 2003<sup>69</sup> fez um estudo *in anima nobile* para avaliar diferentes métodos de dessensibilização dentinária em lesões cervicais não cariosas. A autora comparou 5 métodos dessensibilizantes durante 6 meses de acompanhamento clínico. Foram 101 lesões cervicais não cariosas divididas em 5 grupos: G1: aplicação de Gluma Desensitizer; G2: Seal&Protect; G3: Oxa-Gel; G4: Flúor Fosfato Acidulado e G5: irradiação com *laser* em baixa intensidade. O nível de sensibilidade de cada voluntário foi avaliado através da escala visual analógica com auxílio de seringa tríplice. Foi analisado individualmente cada grupo, e observou-se que os agentes Gluma e Seal&Protect apresentaram efeito imediato após a aplicação, com remissão do nível de dor constante até os 6 meses. Em relação à irradiação com *laser* em baixa intensidade, este se mostrou efetivo, porém com efeito não imediato, pois o nível de dor diminui a partir da primeira semana, mantendo-se constante até o final do estudo. Os agentes Oxa-Gel e Flúor apresentaram efeito somente após o primeiro e terceiro mês, respectivamente. Com este estudo, pode-se concluir que todos os agentes dessensibilizantes foram eficazes em reduzir a hipersensibilidade dentinária, porém com efeitos diferentes.

Assim baseado nestas observações a utilização de medicações com capacidade de obliteração tubular junto com a terapia *laser* vêm ao encontro dos anseios para completar a deficiência existente nas técnicas até agora utilizadas.

Seguindo a mesma linha de pesquisa descrita na literatura, o propósito deste trabalho *in vitro* foi avaliar a ação da pasta de hidróxido de cálcio associado à irradiação

com *laser* de CO<sub>2</sub> sobre a superfície dentinária, observando possíveis alterações de estrutura dentinária através de Microscopia Eletrônica de Varredura.

### ***Laser e o aumento de temperatura***

Em 1965, Zach & Cohen<sup>70</sup> verificaram que o aumento de temperatura na câmara pulpar devido à irradiação *laser* é diretamente proporcional à quantidade de energia aplicada e, conseqüentemente, o tempo de exposição é de fundamental importância. O tecido pulpar suporta uma elevação de até 5°C sem danos histológicos.

Autores como Zezell *et al.* (1996)<sup>71</sup> concluíram que um aumento de temperatura intrapulpar de aproximadamente 2,2°C permite que o tecido pulpar permaneça histologicamente idêntico ao grupo controle. Com aumento de 5,5°C, inicia-se uma destruição dos odontoblastos, causando necrose em 15% do tecido pulpar. Elevando-se a temperatura a 11°C, teremos 60% de necrose, e 100% quando a marca for de 17°C.

Estes parâmetros de variação de temperatura são importantes para se poder trabalhar com *lasers* em tecidos biológicos, como esmalte e dentina, sem provocar injúrias ao tecido pulpar.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Para o presente estudo foram utilizados 14 dentes humanos terceiros molares hígidos, recém extraídos por indicação ortodôntica em clínica particular, com consentimento dos pacientes.

Após a extração, os dentes foram limpos com escova de Robson e pedra-pomes (SS White), lavados abundantemente em água corrente e mantidos em água destilada, sob refrigeração (geladeira) para que mantivessem o nível de hidratação.

Este estudo passou pela avaliação do Comitê de Ética em Pesquisa, que o aprovou segundo o parecer nº 89/03, protocolo 80/03 (Anexo 1).

### **1. 1-Preparo das amostras**

Cada amostra foi fixada em lâmina de cera utilidade (Horus, Dentsply, Brasil), com a face vestibular voltada para cima. Nesta face foi realizada raspagem radicular manual para remoção da camada de cimento radicular expondo a dentina (figura 4.1). A raspagem foi realizada em toda a superfície vestibular da raiz valendo-se de curetas periodontais específicas de Gracey número 7/8 (Hartzel, Brasil), no sentido ápico-coronário, com movimentos de tração seguindo metodologia descrita por Carranza, 1996<sup>2</sup>.

Concluída a raspagem, foi realizada a secção da coroa no limite esmalte-cimento e do ápice radicular, utilizando-se discos de aço 911H (Komet, Brasil), sob refrigeração e em baixa rotação.

Para determinar a região utilizada para a irradiação das amostras, delimitou-se uma área de 12 mm<sup>2</sup> na porção cervical da raiz valendo-se de uma sonda periodontal

milimetrada (Hu Friedy, Brasil), a delimitação foi realizada com *laser* de CO<sub>2</sub> com potência de 5W.



FIGURA 4.1 – Raspagem coronário-radicular manual.

Demarcada a área (figura 4.2), as amostras foram divididas aleatoriamente em 7 grupos, que foram submetidos a diferentes tratamentos como descrito a seguir.

- Grupo I - Controle

Neste grupo nenhum tratamento foi efetuado;

- Grupo II

Na área delimitada foi aplicada uma camada de pasta de Hidróxido de Cálcio (fórmula e ação, São Paulo) diluída em solução de soro fisiológico valendo-se de uma seringa carpule (Duflex) e agulha longa 27G (BD Agulha gengival) (figura 4.3). Em seguida, a região foi irradiada com *laser* de CO<sub>2</sub> (figura 4.4) com 0,5W de potência, a uma distância de 30mm da superfície dentinária, modo desfocado, em movimento de varredura no sentido méso-distal e disto-mesial. Para a irradiação com o *laser*, o espécime foi fixado em uma placa de cera utilidade e a peça de mão contendo a fibra foi movimentada pelo operador simulando o procedimento de trabalho do profissional clínico de odontologia. Foram feitas seis aplicações de 5 segundos, com intervalo de 10 segundos, para resfriamento das amostras.

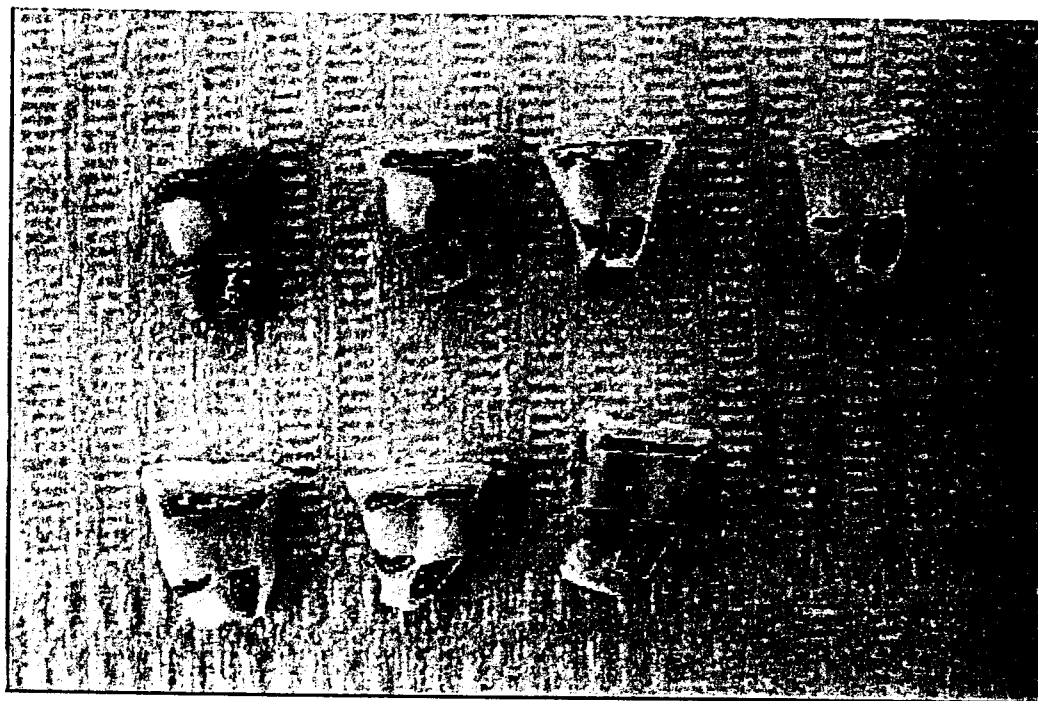


FIGURA 4.2 – Amostras preparadas para irradiação.

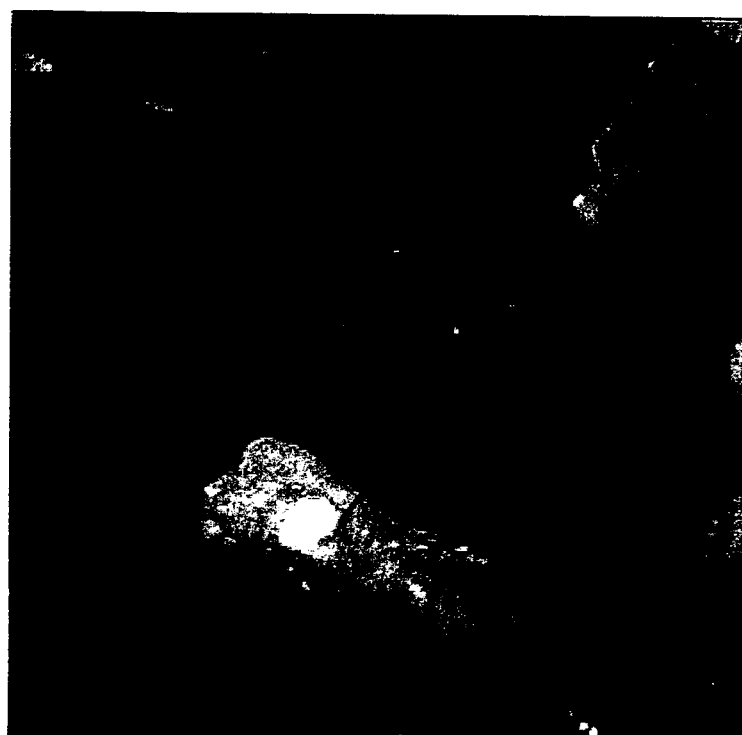


FIGURA 4.3 - Aplicação do hidróxido de cálcio.

- Grupo III

Neste grupo foram feitos os mesmos procedimentos descritos para o grupo II, utilizando-se para a irradiação o *laser* de CO<sub>2</sub> na potência de 1,0W (DP=125,38W/cm<sup>2</sup>);

- Grupo IV

Neste grupo, os espécimes foram também preparados como o grupo II e irradiados valendo-se do *laser* de CO<sub>2</sub> na potência de 1,5W (DP=191,08W/cm<sup>2</sup>);

- Grupo V

Neste grupo os espécimes não receberam aplicação da camada de hidróxido de cálcio. A superfície delimitada recebeu diretamente sobre a dentina a irradiação com *laser* de CO<sub>2</sub> (figura 4.4), com potência de 0,5W sendo feitas similarmente aos grupos anteriores seis aplicações de 5 segundos, com intervalo de 10 segundos, para resfriamento das amostras. (DP = 63,69W/cm<sup>2</sup>);

- Grupo VI

Os espécimes deste grupo foram preparados como o grupo V e irradiados, valendo-se da potência de 1,0W nas condições descritas acima (DP=125,38W/cm<sup>2</sup>);

- Grupo VII

Neste grupo os espécimes preparados como descrito no grupo V receberam irradiação com *laser* de CO<sub>2</sub>, utilizando a potência de 1,5W nas mesmas condições acima descritas (DP=191,08W/cm<sup>2</sup>).

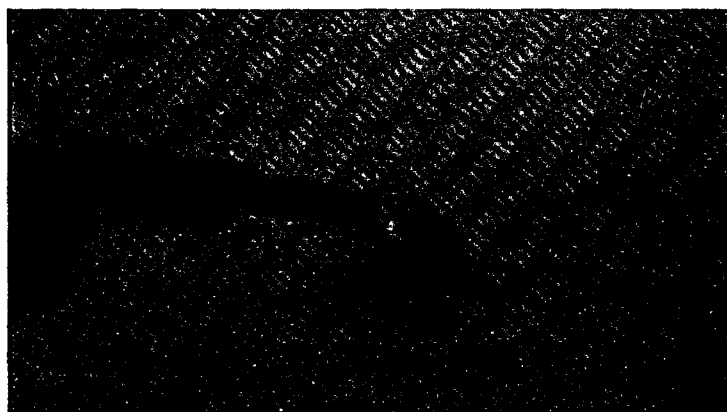


FIGURA 4.4 - Simulação do procedimento de irradiação com *laser* de CO<sub>2</sub>.



TABELA I. Descrição geral dos grupos experimentais.

Grupos	Laser	Pasta de Hidróxido de cálcio	Tempo (segundos)	Potência (Watt)
I	-	-	-	-
II	CO <sub>2</sub>	-	5	0,5
III	CO <sub>2</sub>	+	5	1,0
IV	CO <sub>2</sub>	+	5	1,5
V	CO <sub>2</sub>	-	5	0,5
VI	CO <sub>2</sub>	-	5	1,0
VII	CO <sub>2</sub>	-	5	1,5

### 1.2 Dados físicos referentes ao *laser* estudado e a forma de irradiação escolhida.

- *Laser* de CO<sub>2</sub> (Union Medical Engineering CO, CO<sub>2</sub> *Laser* System, UM L-30, emissão contínua (até 16W), comprimento de onda 10,6 $\mu$ m, emitindo luz guia por um *laser* diodo de 5mW (emitindo no vermelho), a uma distância de 30mm da superfície dentinária, modo desfocado (LELO-FOUSP);
- Diâmetro do feixe - 0,5mm;
- Potências de 0,5; 1,0W; 1,5W por 5 segundos;
- Densidades de Potência por aplicação respectivamente de: 63,69 W/cm<sup>2</sup>; 125,38 W/cm<sup>2</sup> e 191,08 W/cm<sup>2</sup>.

A densidade de potência considerando-se emissão contínua é dada por: DP= Potência (W)/ unidade de área iluminada (cm<sup>2</sup>).

O efeito de desfocalização é o fornecimento de menor densidade de energia. No caso da forma focalizada (contato) o diâmetro com que a luz *laser* incide sobre o elemento dental corresponde ao diâmetro da fibra. Entretanto, na forma desfocalizada ocorre uma divergência da luz *laser*.

Durante a irradiação com o *laser* foram seguidas as normas de segurança necessárias, ressaltando a utilização de óculos de segurança para o operador e demais pessoas envolvidas diretamente no ato de irradiação das amostras.

Um detalhe a ser destacado é a necessidade de aferição da potência de saída do feixe *laser* aplicado nas amostras. Este procedimento foi feito utilizando-se de um medidor de potência (*power meter*).

### 1.3-Análise Morfológica

Após a irradiação as amostras foram mantidas nas mesmas condições de hidratação e conservação.

Para a análise ao microscópio eletrônico de varredura (MEV), as amostras foram preparadas como descrito a seguir.

#### 1.3.1 Preparo das amostras para MEV

Numa primeira etapa, as amostras foram submetidas a limpeza no ultra-som durante 15 minutos, para a remoção de impurezas existentes na superfície dentinária radicular. Em seguida as mesmas foram desidratadas em concentrações crescentes de álcool 50%, 70%, 80%, 90%, e 100% (álcool absoluto), durante 30 minutos cada (Figura 4.5). Para a manutenção da desidratação, as amostras foram armazenadas em um dessecador.

Para possibilitar as medidas de microscopia eletrônica de varredura com boa resolução, as amostras foram recobertas com uma camada de ouro e, novamente mantidas em um dessecador até o momento da medida.



FIGURA 4.5 - Desidratação das amostras

Foram feitas avaliações em microscópio eletrônico de varredura (Philips modelo LX 300 do IPEN) nos aumentos de 500x e 1000x, em todos os espécimes, para uma uniformidade de dados. A Figura 4.6 mostra o equipamento utilizado.

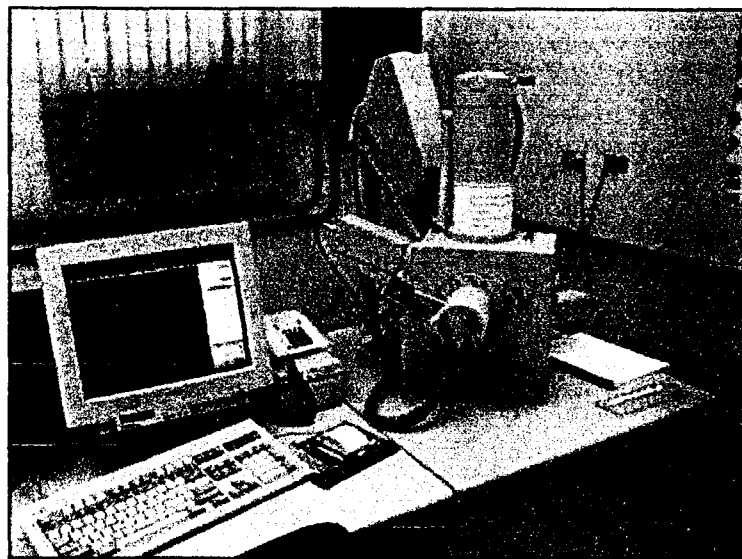


FIGURA 4.6 – Microscópio eletrônico de varredura.

### 1.3.2. Análise dos resultados de MEV

As eletromicrografias foram analisadas por três observadores, professores de odontologia, com experiência neste tipo de avaliação. Os mesmos receberam as imagens e responderam a um questionário preparado com tabelas contendo as instruções necessárias para a avaliação das mesmas (Anexo 2).

Os examinadores responderam o questionário de acordo com a graduação de 0 a 6, contendo as afirmações abaixo relacionadas:

- 0 túbulos totalmente abertos sem deposição de material
- 1 túbulos fechados com fusão em menos de 50% da área sem deposição de material
- 2 túbulos fechados com fusão em mais de 50% da área sem deposição de material
- 3 túbulos fechados em menos de 50% da área com deposição de material
- 4 túbulos fechados em mais de 50% da área com deposição de material

- 5 túbulos totalmente fechados com deposição de material
- 6 presença de *smear layer*

As respostas foram agrupadas em tabelas e submetidas à análise estatística.

#### 1.4-Medidas de temperatura

Para avaliação do aquecimento das amostras durante o processo de irradiação com luz *laser*, foram realizadas medidas de variação de temperatura nas seguintes condições: Um termopar do tipo K (cobre-constantan) de diâmetro igual a 130 $\mu$ m (Omega Engineering, Inc. Stanford, CA, EUA) foi introduzido no interior do canal radicular, adaptando-o na camada subjacente a área irradiada, em duas configurações: pela perfuração da camada pulpar pela face oclusal e por abertura no terço cervical da coroa dentinária, próximo à área irradiada (figura 4.7). Em ambas as configurações foi utilizada uma pasta térmica para assegurar um bom contacto térmico entre a ponta do elemento termopar e a parede interna da amostra (oposta à área irradiada). As amostras foram fixas por um suporte de acrílico e imersas em um banho térmico, isto é, com a porção radicular imersa em água mantida a uma temperatura de  $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ . Este procedimento visa simular de forma mais adequada as condições corpóreas.

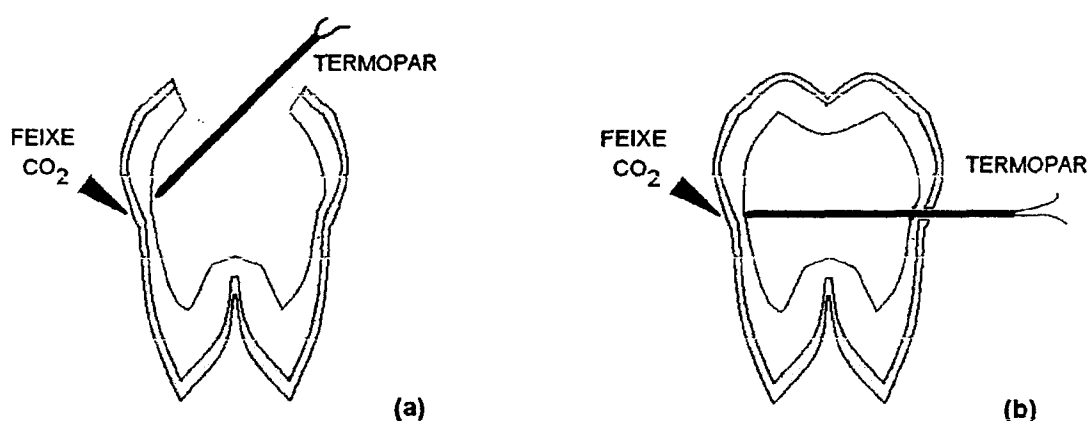


FIGURA 4.7 Desenho esquemático das configurações utilizadas para medida de temperatura, com termopar posicionado na configuração (a) pela abertura do terço cervical da coroa dentária; (b) pela abertura da camada pulpar pela face oclusal.

Para registro da temperatura foi utilizado um sistema composto por um amplificador *lock-in* (5RS10, Stanford Research System, EUA), acoplado a um computador. O software do sistema permite a leitura e registro da leitura do termopar. Os dados obtidos foram posteriormente analisados utilizando-se o Software MicroCal<sup>TM</sup> Origin<sup>TM</sup>, versão 5.0.

Três amostras de dentina humana foram utilizadas para verificação da variação de temperatura no processo de irradiação, sendo submetidas a etapas similares de preparação para irradiação.

## RESULTADOS

### **5.1 Análise de temperatura**

Como o *laser* de CO<sub>2</sub> transforma sua energia em calor, quando absorvido pelo esmalte e dentina, pensando-se em segurança frente à utilização do mesmo, foram realizadas medidas de variação de temperatura na superfície dentinária em duas configurações. Estas medidas foram realizadas durante o estudo piloto deste projeto.

A utilização de duas diferentes configurações decorreu do fato de que várias das medidas realizadas utilizando-se a configuração (a) (fig 4.7), isto é, posicionamento do termopar pela abertura da câmara pulpar pela face oclusal, apresentou problemas ou devido a deslocamento do termopar durante a irradiação, ou devido a erro no posicionamento do mesmo, resultando em alterações aleatórias de temperatura decorrentes provavelmente da ausência de contacto térmico apropriado entre o elemento termopar e a superfície sob irradiação. As medidas na configuração (b) (fig 4.7) introdução do termopar pela abertura do terço cervical da coroa dentária, não apresentaram estes problemas.

A figura 5.1 mostra as curvas de temperatura obtidas para duas diferentes configurações, para a potência máxima utilizada. Observa-se uma alteração da ordem de 5°C para a medida na configuração (a) (fig 4.7) e uma alteração da ordem de 1°C para a configuração (b) (fig 4.7). Este efeito deve-se as características térmicas do sistema sendo medido e do processo de medida. O calor resultante do aquecimento da superfície dentinária pela irradiação tende a dissipar-se no meio, o qual neste caso pode ser considerado como sendo constituído pela superfície sob irradiação e pela água (ou ar) ao redor da mesma. Desta forma a posição do termopar, o contato do mesmo com a superfície, e o meio que os cerca são fatores determinante na curva de temperatura medida.

A figura 5.2 apresenta as curvas de temperatura obtidas para diferentes potências na configuração (b) (fig 4.7). Foram observadas variações máximas da ordem de 1°C para a

ordem de  $1^{\circ}\text{C}$  para a faixa de potência utilizada (0,5-1,5W). A partir da obtenção destes dados, observou-se a segurança para utilização do *laser* na condução de calor para a polpa, sendo então realizado o estudo das alterações morfológicas da superfície radicular através de microscopia eletrônica de varredura.

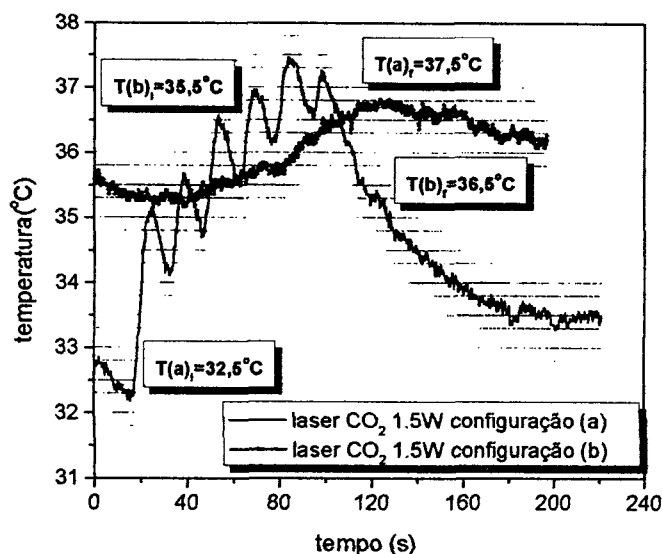


FIGURA 5.1 Curva de variação de temperatura durante irradiação da dentina com potência de 1,5W durante 5s em seis aplicações com intervalos de 10s para resfriamento da amostra para duas diferentes configurações.

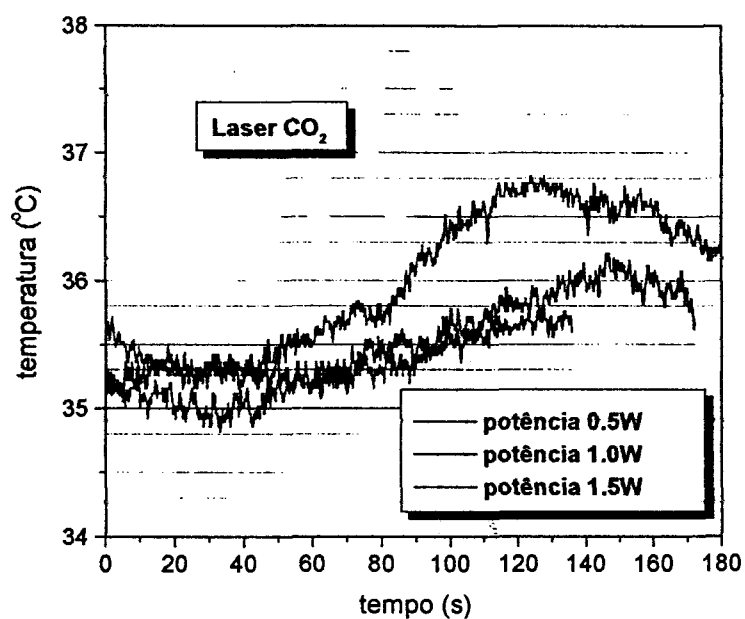
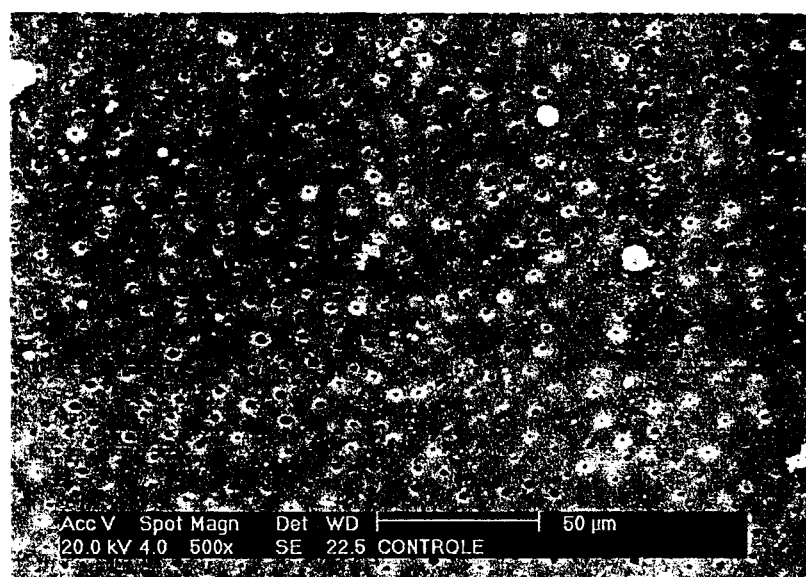


FIGURA 5.2 Curva de variação de temperatura em função do tempo de irradiação para diferentes potências.

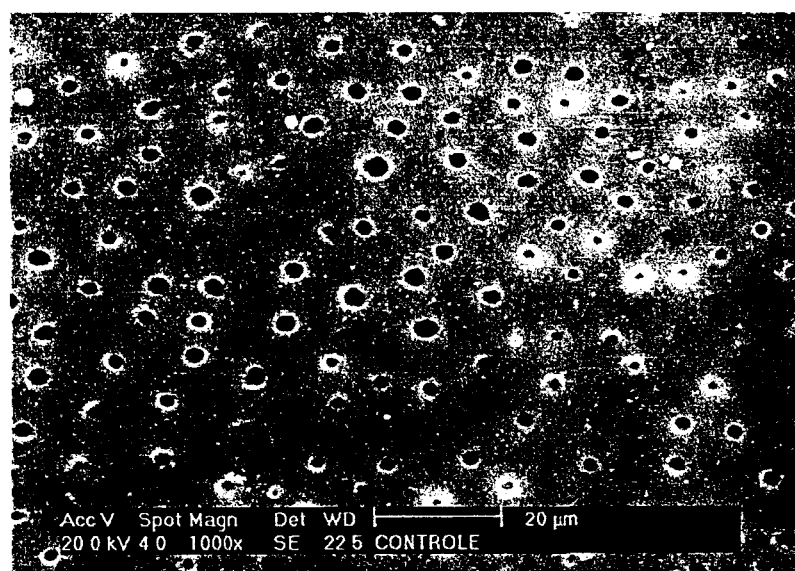
## 5.2 Microscopia eletrônica de varredura

Os resultados das avaliações das eletromicrografias realizadas pelos três examinadores estão expressas em detalhes no anexo 3. A seguir são apresentadas as eletromicrografias representativas de cada grupo estudado.

As imagens das superfícies dentinárias radiculares tratadas com raspagem radicular valendo-se de instrumentos manuais (curetas periodontais), sem aplicação de luz *laser* (grupo controle ou grupo I), podem ser observadas na figura 5.3..



(a)



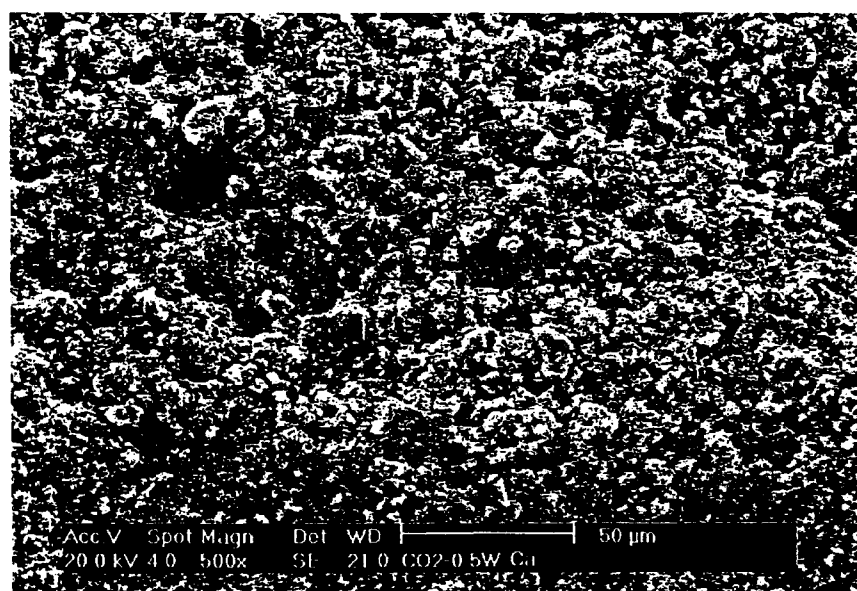
(b)

FIGURA 5.3 – Eletromicrografias representativas do grupo I (controle) com:  
(a) aumento de 500X; (b) aumento de 1000X.

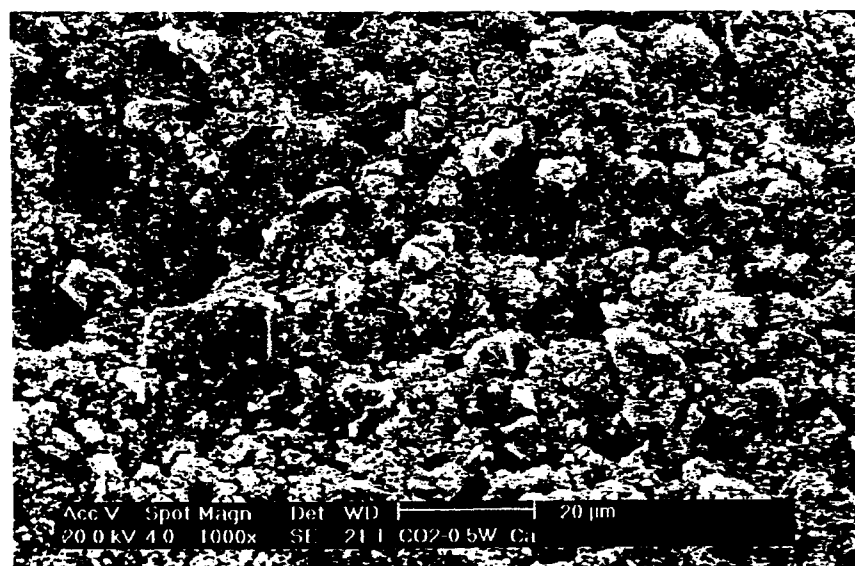


De acordo com as avaliações, são observados túbulos dentinários abertos, sem presença de *smear layer*; sendo esta imagem característica de dentina radicular pós-raspagem e aplainamento, tratadas em ultra-som. Somente um espécime apresentou *smear layer*, sendo este material identificado por todos os examinadores.

Na figura 5.4 pode-se observar a superfície dentinária tratada com *laser* de CO<sub>2</sub> - 0.5W de potência associado ao Hidróxido de Cálcio (grupo II). Foram observados depósitos minerais dispersos, com padrão irregular, sobre uma superfície heterogênea, e sem uniformidade.



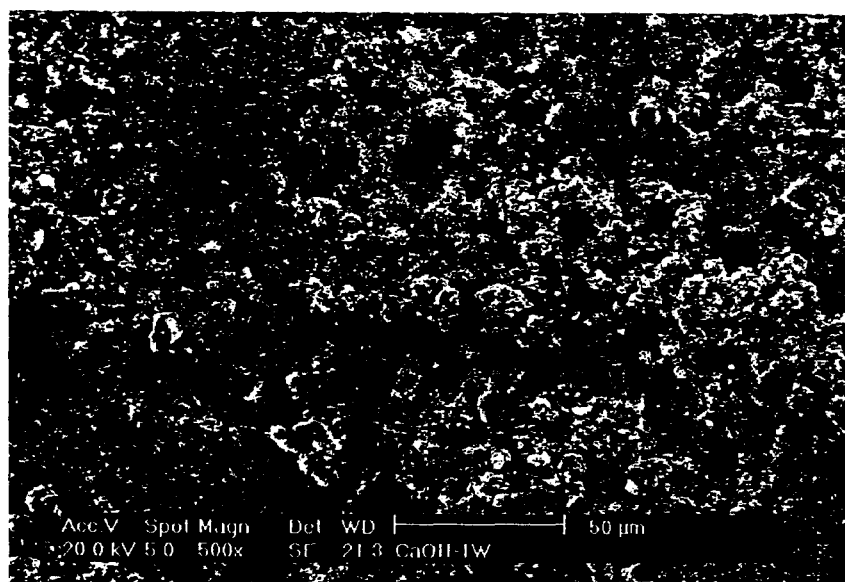
(a)



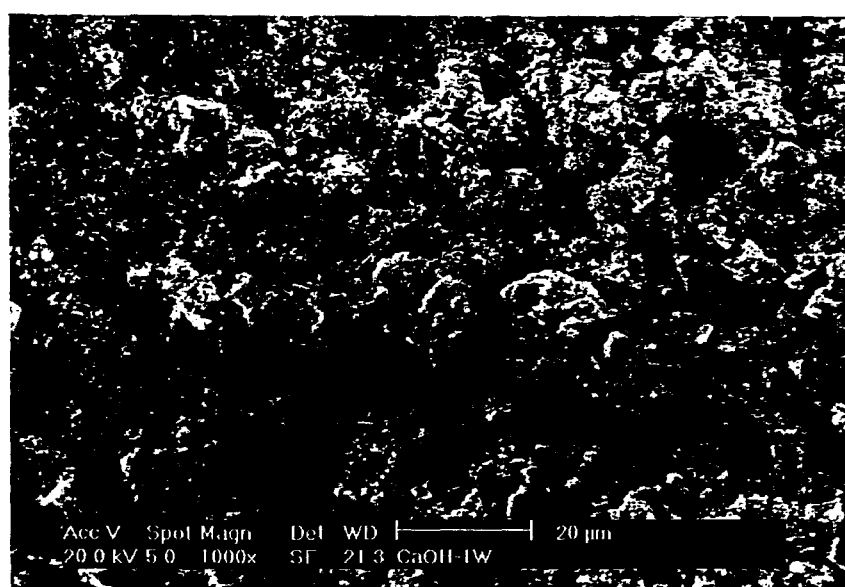
(b)

FIGURA 5.4 – Eletromicrografias representativas do grupo II com:  
(a) aumento de 500X; (b) aumento de 1000X.

A figura 5.5 mostra as superfícies irradiadas com *laser* de CO<sub>2</sub> associado ao Hidróxido de Cálcio, com parâmetro de irradiação de 1,0W de potência (grupo III). Pode-se observar o vedamento dos túbulos dentinários com deposição de grânulos de material. Estes grânulos parecem estar mais agregados ao substrato, apresentando superfície irregular com padrão mais homogêneo, sugerindo uma melhor interação *laser*-dentina.



(a)



(b)

Figura 5.5 – Eletromicrografias representativas do grupo III com:  
(a) aumento de 500X; (b) aumento de 1000X.

Na figura 5.6 são apresentadas as eletromicrografias representativas do grupo IV. Observa-se vedamento dos túbulos dentinários com deposição de grânulos de Hidróxido de Cálcio. Estes se apresentam bastante agregados ao substrato, com superfície irregular e padrão bem homogêneo.

De uma forma geral, para os grupos que foram tratados com hidróxido de cálcio e *laser* (grupos II, III, IV), verificou-se uma similaridade nas observações dos avaliadores, mesmo variando-se a energia utilizada.

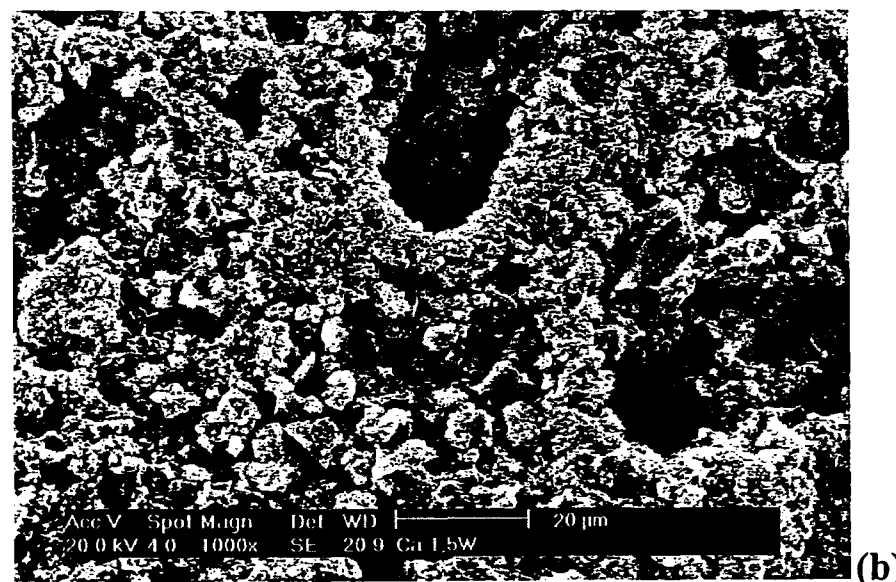
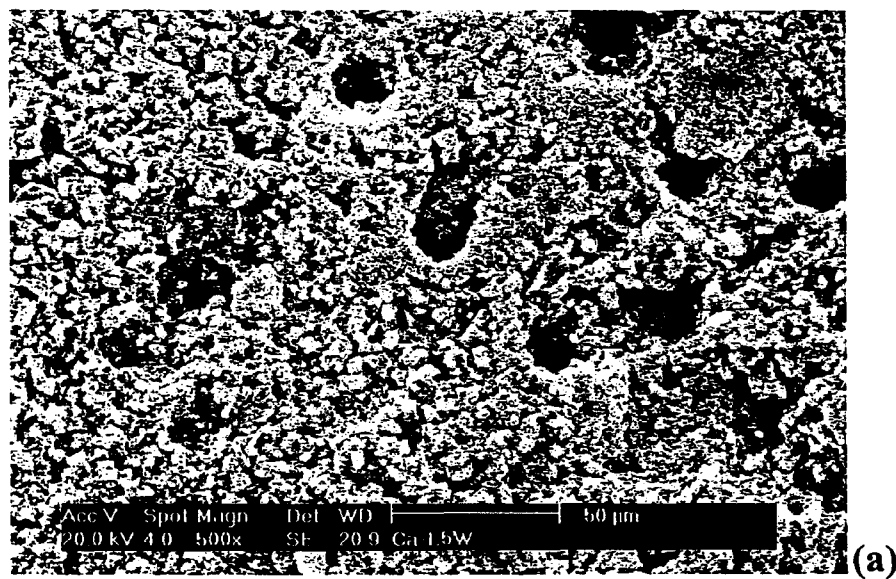
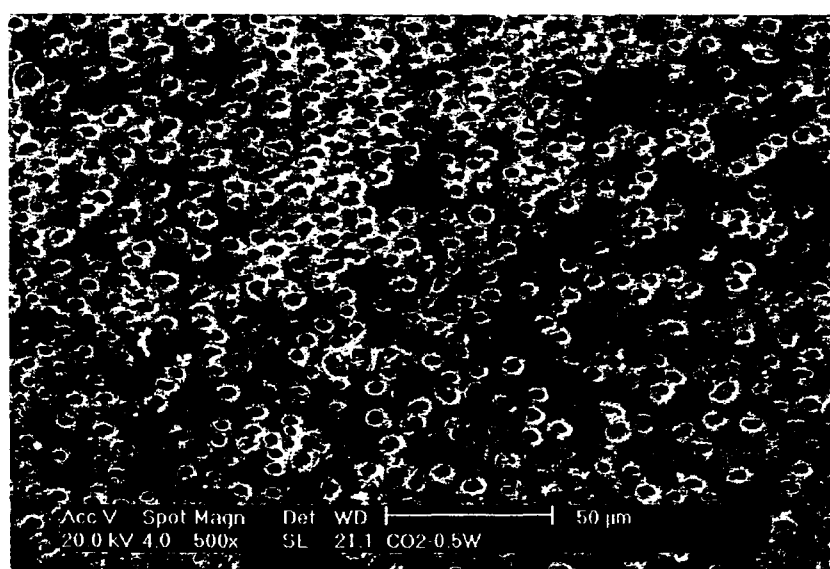


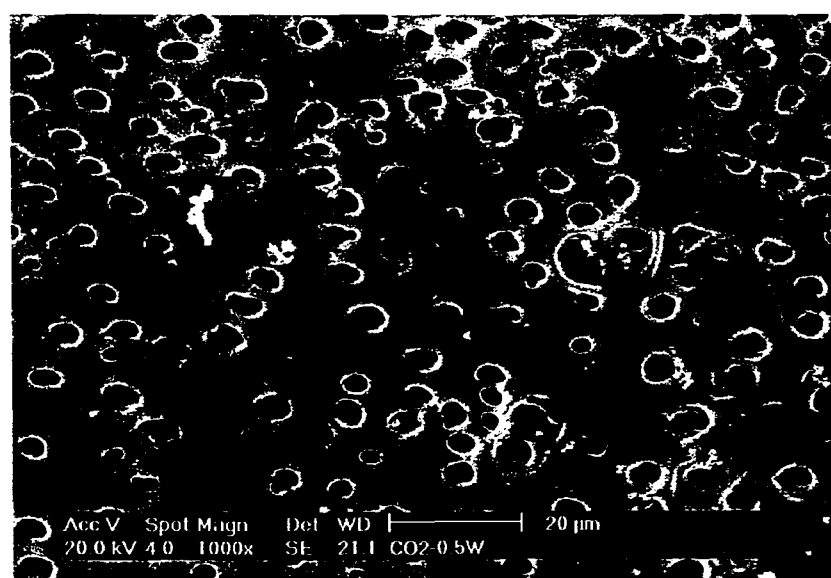
FIGURA 5.6 – Eletromicrografias representativas do grupo IV com:  
(a) aumento de 500X; (b) aumento de 1000X.

Na avaliação dos grupos tratados apenas com *laser* de CO<sub>2</sub> (grupos V, VI, VII), observou-se a ocorrência de fusão, recristalização com formação poros de fusão, trincas e carbonização em todos os espécimes.

As eletromicrografias do grupo V podem ser observadas na figura 5.7. Nota-se a ocorrência de fusão parcial com vedamento dos túbulos dentinários em mais de 50% da área irradiada. Observa-se também a presença de poros de fusão.



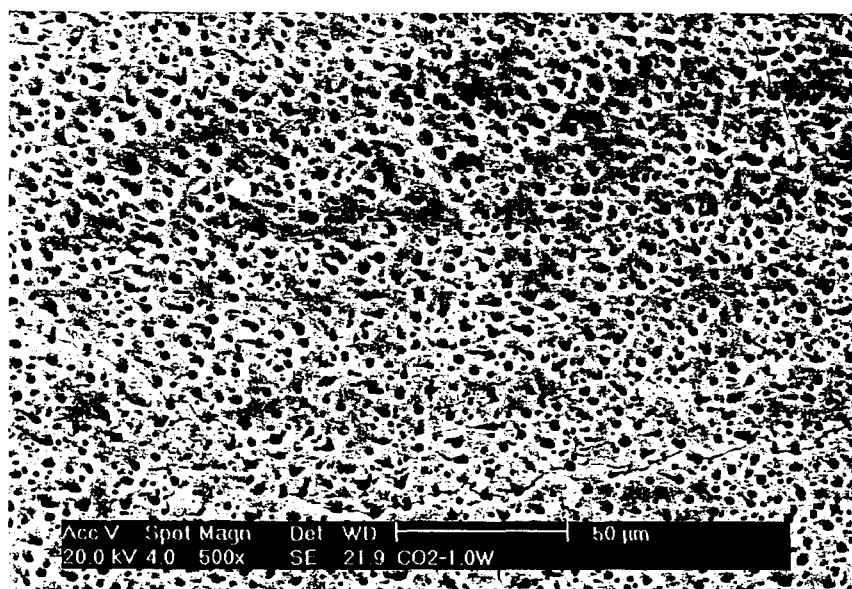
(a)



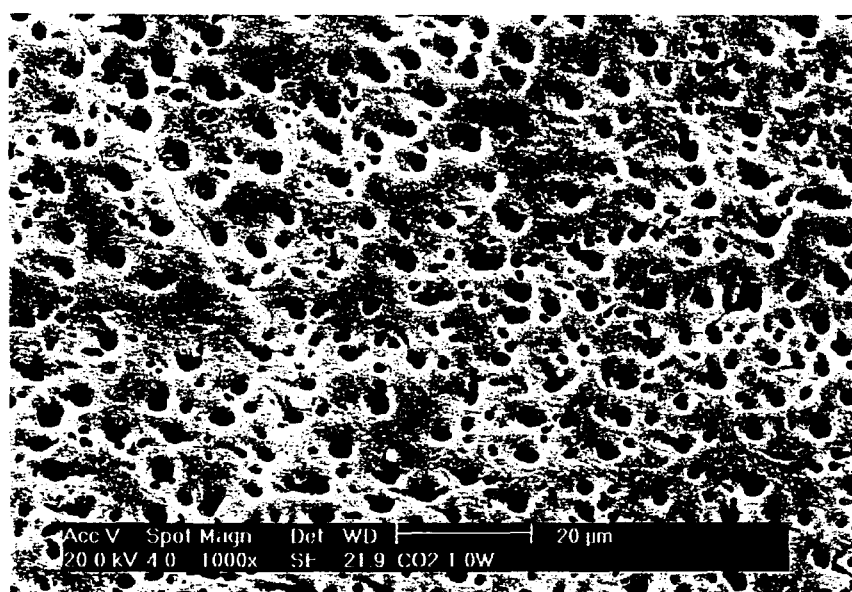
(b)

FIGURA 5.7 - Eletromicrografias representativas do grupo V com:  
(a) aumento de 500X; (b) aumento de 1000X.

Na figura 5.8 têm-se as eletromicrografias representativas do grupo VI; pode-se observar novamente fusão parcial e ressolidificação com presença de poros de fusão, pois houve interação térmica do *laser* de CO<sub>2</sub> com a superfície dentinária.



(a)

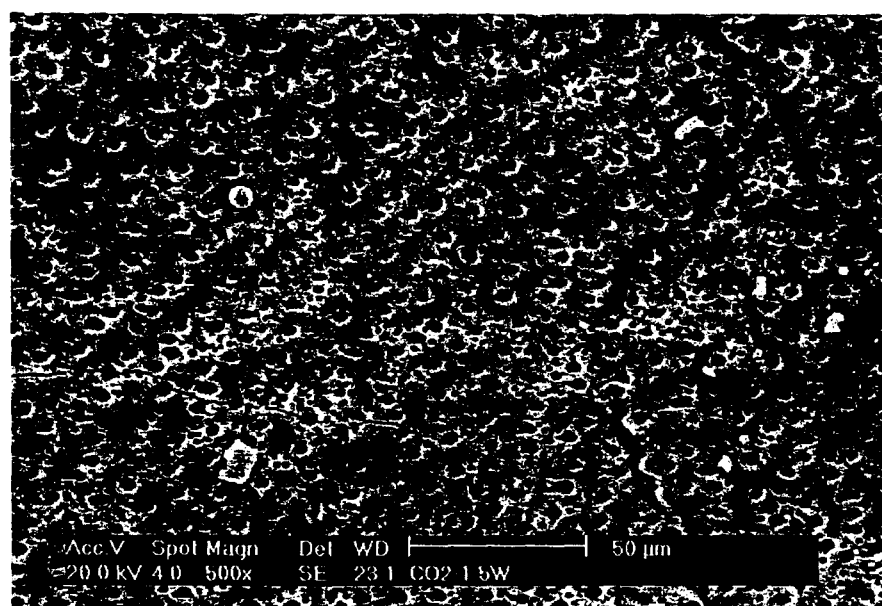


(b)

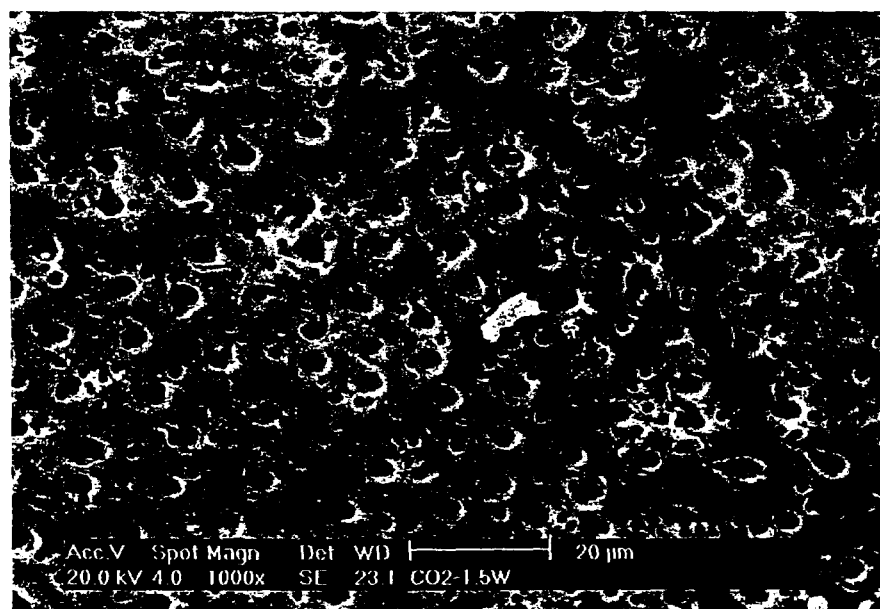
FIGURA 5.8 – Eletromicrografias representativas do grupo VI com:

(a) aumento de 500X; (b) aumento de 1000X.

As eletromicrografias das superfícies dentinárias tratadas com *laser* de CO<sub>2</sub> com potência de 1,5W, pertencentes ao grupo VII (figura 5.9), apresentam fusão parcial da dentina e ressolidificação da estrutura; pode-se observar, ainda, a presença de poros formados após a fusão além de trincas características de tratamento a altas temperaturas.



(a)



(b)

FIGURA 5.9 – Eletromicrografias representativas do grupo VII com:  
(a) aumento 500X; (b) aumento 1000X.

### 5.3 Análise estatística

Todos os dados dos grupos experimentais foram submetidos à análise estatística.

Procedemos à avaliação quanto a haver ou não diferença entre os grupos que utilizaram  $\text{CO}_2 + \text{Ca}(\text{OH})_2$  e os que utilizaram apenas  $\text{CO}_2$ . A existência desta diferença foi analisada primeiramente de forma descritiva, por meio de tabelas e gráficos e, em seguida, foi verificado se as diferenças observadas são significativas ou não (análise inferencial).

#### 5.3.1 -Análise descritiva

Na tabela 2 são apresentados os valores obtidos através da média dos escores, obtidos através dos dados apresentados no grupo que associou *laser* de  $\text{CO}_2 +$  hidróxido de cálcio (pasta) e o grupo que somente utilizou a irradiação com *laser* de  $\text{CO}_2$ , nas diferentes energias.

Pode ser observado que:

- O grupo com pasta ( $\text{Ca}(\text{OH})_2 + \text{CO}_2$ ) apresentou valores maiores, ou seja, com escore médio de 4.
- O grupo sem pasta ( $\text{CO}_2$ ) apresentou escore médio de 1,5.
- As diferentes potências pouco influenciaram; apresentando tendência a baixar o escore quando a potência for maior.

Tabela 2 - Média de escores entre os grupos

Média de Escore médio	Potência			Total
	0,5 W	1,0 W	1,5 W	
Pasta				
Com pasta	4,1	4,1	3,8	4,0
Sem pasta	1,6	1,5	1,3	1,5
Total	2,8	2,8	2,6	2,7

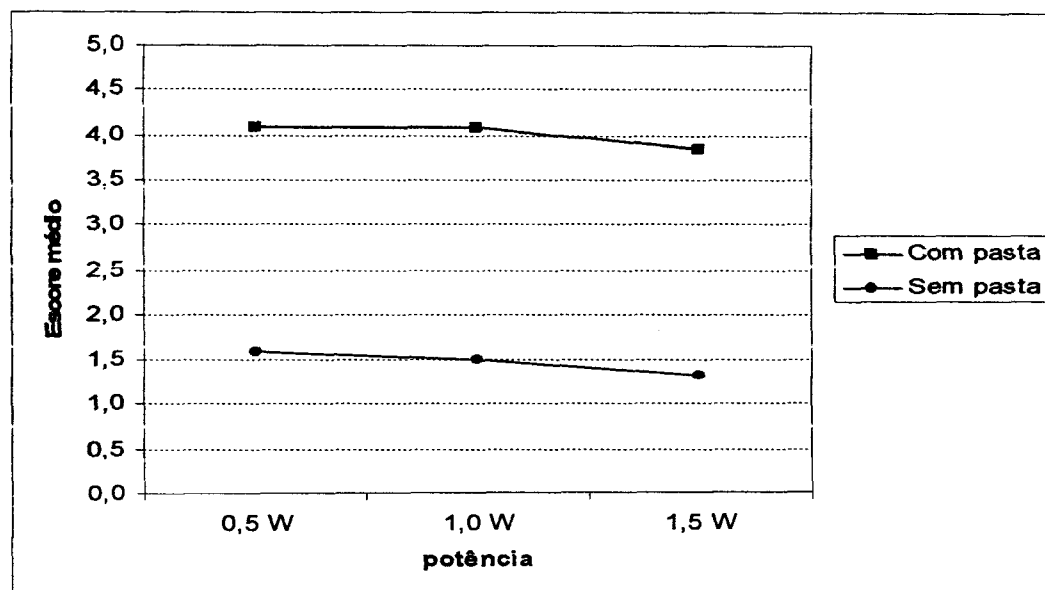


Figura 5.10 – Resultado da análise comparativa entre os grupos



### 5.3.2 -Análise inferencial

Para analisar se as diferenças entre os 6 grupos são significativas, foi utilizado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, o qual, obteve nível descritivo<sup>1\*</sup> de 0,003, de onde se conclui que os grupos são diferentes.

Ao analisar os dados apresentados na figura 5.10, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes da ordem de 1%.

Ao concluir a existência de diferença entre os grupos, utilizou-se uma segunda análise, através do teste de Kruskal-Wallis, onde foram comparados todos os grupos entre si, agrupados dois a dois, para verificar onde ocorre a diferença.

O gráfico mostrado na figura 5.11 expressa as médias referentes aos dados obtidos nas diversas combinações.

A comparação dos resultados está expressa na tabela 3.

Por intermédio das comparações conclui-se que:

- Os três grupos que utilizaram pasta + *laser*, independentemente da variação de potência, são estatisticamente não significantes. O mesmo ocorre para os grupos onde utilizou-se apenas *laser*.
- Para a comparação dois a dois, entre os grupos pasta + *laser* e *laser*, houve diferença estatisticamente significativa.
- De acordo com os dados de escore médio, o grupo pasta + *laser* apresenta resultados muito melhores, pois o escore médio é de 4, o qual representa túbulos fechados em mais de 50% da área com deposição de material.
- Todos os grupos com pasta apresentaram escores médios significativamente maiores do que todos os grupos sem pasta.

---

<sup>1\*</sup>O nível descritivo de um teste é a probabilidade de estarmos cometendo um erro ao rejeitarmos a hipótese, sendo que esta é verdadeira. Na maioria dos testes a hipótese testada é a hipótese de igualdade, no caso acima, a hipótese é que todos os grupos sejam iguais.

Tabela 3- Teste comparativo entre as médias das amostras.

		Com pasta			Sem pasta		
		0,5 W	1,0 W	1,5 W	0,5 W	1,0 W	1,5 W
Com pasta	0,5 W		0,659	0,369	0,019	0,020	0,019
	1,0 W	0,659		0,285	0,028	0,030	0,028
	1,5 W	0,369	0,285		0,028	0,028	0,028
Sem pasta	0,5 W	0,019	0,028	0,028		0,881	0,369
	1,0 W	0,020	0,030	0,028	0,881		0,653
	1,5 W	0,019	0,028	0,028	0,369	0,653	

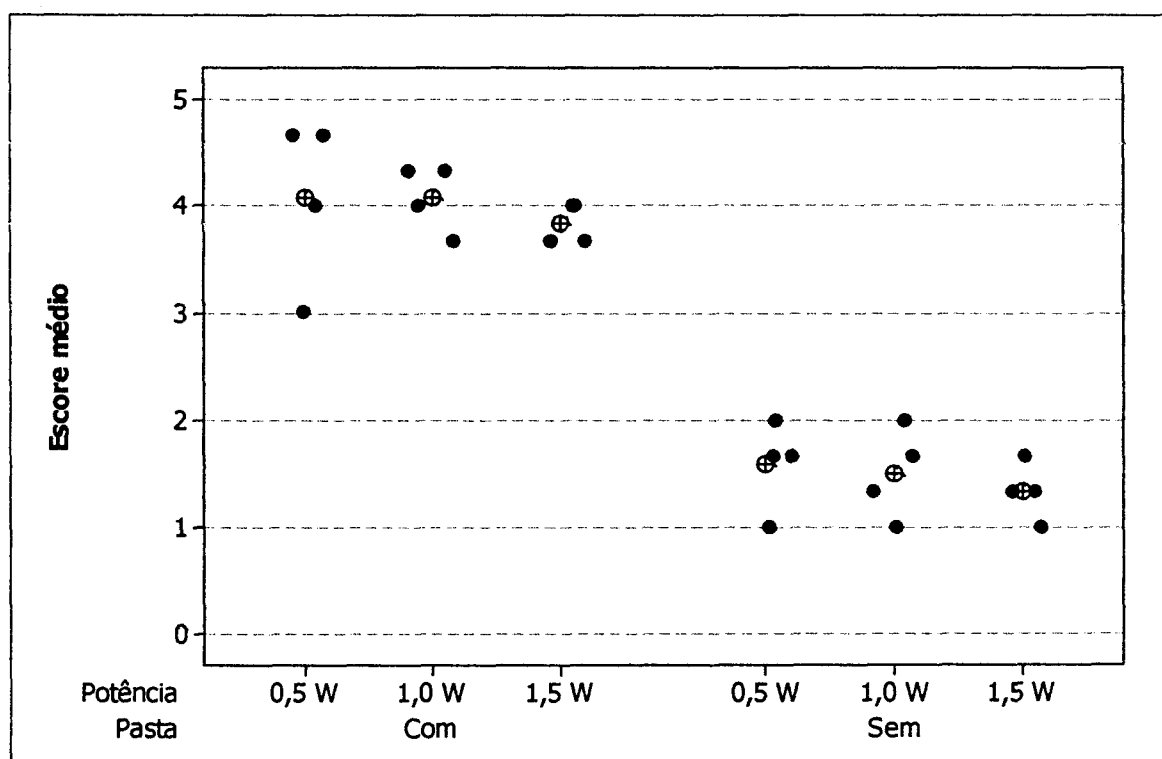


Figura 5. 11 - Gráfico representativo dos escores de todas as eletromicrografias.

## DISCUSSÃO

A Hipersensibilidade dentinária é uma das queixas mais freqüentes na clínica diária.(Curro, 1990<sup>15</sup>, Sobral, 1995<sup>16</sup>) e sua principal causa é a exposição dos túbulos dentinários presentes em toda extensão da dentina (Yoshiyama, 1990<sup>3</sup>; Chabanski *et al* 1997<sup>4</sup>). Essa condição permite que o fluido dentinário presente no interior dos túbulos se movimente, quando são aplicados estímulos sobre a dentina exposta, gerando dor. O desconforto muitas vezes pode interferir nos hábitos de higiene bucal e alimentação.(Addy & Urganhat, 1992<sup>1</sup>; Carranza, 1996<sup>2</sup>; Lindhe, 1997<sup>18</sup> Jacobsen & Bruce, 2001<sup>7</sup>).

A teoria hidrodinâmica de Brännström (1960)<sup>24</sup> baseia-se no movimento dos fluidos intratubulares em continuidade com os fluidos pulpares, percebidos por terminações nervosas. A dor seria causada por essa movimentação, e é hoje a teoria mais aceita para a explicação da dor dentinária. (Coffey, 1970<sup>22</sup>; Gysi, 1990<sup>23</sup>; Brännström & Aström, 1964<sup>25</sup>).

A literatura apresenta numerosos estudos para o tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical como as terapias á base de flúor, hidróxido de cálcio, adesivos dentinários, irradiação com *lasers* em baixa intensidade (He-Ne, GaAlAs) e alta intensidade como Nd: YAG, Er: YAG, Diodos e CO<sub>2</sub>, dentre outros.

Frente a esta variedade de opções, os relatos mostram a dificuldade para o controle desta sensibilidade dolorosa.

Os agentes dessensibilizantes são classificados segundo seu mecanismo de ação (Pashley, 1986<sup>6</sup>; Ling & Gillam, 1996<sup>37</sup>; Oda, 1999<sup>32</sup>; PiniPrato, 2000<sup>38</sup>). A medicação á base de hidróxido de cálcio atua como um agente de oclusão tubular. Já os *lasers* atuam

diretamente sobre as terminações nervosas pulpaes, ocasionando um processo de analgesia pela depressão da transmissão do estímulo nervoso, e também alteram a superfície dentinária provocando a obliteração tubular (Tanji & Matsumoto, 1994<sup>9</sup>; Zhang, 1998<sup>39</sup>; Yonaga, 1999<sup>10</sup>; Chan, 2000<sup>12</sup>).

Considerando as características favoráveis de ambas as técnicas, quando utilizadas separadamente e ressaltando a fragilidade na obtenção de resultados clínicos satisfatórios, optou-se por avaliar a sua associação.

O *laser* de CO<sub>2</sub> é facilmente absorvido por tecidos com grande conteúdo de água, independentemente de sua coloração, apresentando penetração superficial. O comprimento de onda 10,6µm coincide também com a curva de absorção da Hidróxiapatita, apresentando assim uma boa interação; essas características do *laser* de CO<sub>2</sub> favorecem a sua indicação para utilização em tecidos como a dentina.(Maillet, 1987<sup>43</sup>; Espana, 1995<sup>52</sup>).

Devido às características físicas deste *laser* de CO<sub>2</sub> e a boa interação com os tecidos biológicos, optou-se pela escolha deste equipamento para o estudo. Porém quando se trabalha em tecidos biológicos, como esmalte e dentina, utilizando energias que geram calor, ou transforma-se em calor, existe uma preocupação quanto a injúrias provenientes desta energia térmica, podendo gerar danos irreversíveis, como necrose dos tecidos.

Em atenção a este problema, e seguindo os requisitos para um tratamento ideal o qual não deve ser irritante a polpa (Grossman, 1935<sup>35</sup>), foi realizada a observação da variação de temperatura, para verificar a segurança quanto à alteração de calor gerado pelo *laser* sobre a dentina em relação à câmara pulpar.

Apesar de não constituir propósito deste estudo a monitoração de temperatura na superfície dentinária, esta análise foi executada. Os resultados obtidos garantiram a utilização segura deste *laser*.

A variação de temperatura foi realizada na superfície dentinária em duas configurações, pois várias das medidas realizadas utilizando-se a configuração (a) da figura 5.1(termopar superior), apresentaram problemas ou devido a o deslocamento do termopar durante a irradiação, ou devido a erro no seu posicionamento, resultando em alterações aleatórias de temperatura, decorrentes provavelmente, da ausência de contacto térmico apropriado do elemento termopar com a superfície sob irradiação.

De acordo com Zach & Cohen (1965<sup>70</sup>) o tecido pulpar suporta uma elevação de até 5°C sem danos histológicos. O aumento de temperatura na câmara pulpar é diretamente proporcional à quantidade de energia aplicada, associado ao tempo de exposição que é de fundamental importância (Anic, 1998<sup>51</sup>). De fato, pode-se observar o acréscimo de temperatura proporcional ao tempo de irradiação e a potência aplicada nas duas configurações utilizadas. A utilização de potências de 0,5W, por 5 segundos, assegura que o *laser* de CO<sub>2</sub> pode ser usado de forma segura, pois na geração de calor para regiões circunvizinhas foram sempre observados aumentos de temperatura inferiores a 5°C (Zezzel, *et al* 1996<sup>71</sup>), como pode ser observado nos gráficos representados pelas figuras 5.2 e 5.3. Porém, houve diferença na curva de variação de temperatura para posicionamento diferente do termopar (fig. 5.1), mostrado para a potência máxima utilizada (1,5W)(fig.5.3).

É fácil observar que no primeiro caso obteve-se uma alteração da ordem de 5°C e no segundo caso, uma alteração da ordem de 1°C. Estes resultados demonstram a necessidade de avaliar ou comparar de forma cuidadosa, as medidas de temperatura relatadas em diversos trabalhos da literatura, ou seja, para parâmetros idênticos de irradiação, podem ser obtidos resultados diversos.

As variações de temperatura no caso do termopar superior são maiores, pois, certamente a “parede” existente entre a ponta do termopar e o ponto de irradiação *laser* é menor (portanto o calor se propaga mais rápido), e as variações de temperatura detectadas pelo termopar são mais intensas.

Este efeito deve-se às características térmicas do sistema a ser medido e do processo de medida. O calor resultante do aquecimento da superfície dentinária pela irradiação tende a se dissipar no meio, o qual neste caso, pode ser considerado como sendo constituído pela superfície sob irradiação e pela água (ou ar) ao redor da mesma. Desta forma a posição do termopar, o contato do mesmo com a superfície, e o meio que os cerca, são fatores determinantes na curva de temperatura medida.

A partir da obtenção destes dados demonstrando a segurança para utilização do *laser* na condução de calor para a polpa, realizou-se o estudo das alterações morfológicas da superfície radicular através de microscopia eletrônica de varredura. Em concordância com outros estudos relatados na literatura o *laser* tem capacidade de alterar a estrutura

dentinária. . (Tani & Kawada, 1987<sup>53</sup>; Pashley *et al*, 1992<sup>54</sup>; Moritz, *et al* 1996<sup>57</sup> e 1998<sup>58</sup>; Zhang, *et al* 1998<sup>59</sup>; Luomanem *et al*, 1998<sup>56</sup>; Matsumoto, 1998<sup>60</sup>; Lan & Chen, 1998<sup>61</sup>; Yonaga, *et al* 1999<sup>10</sup>; Misra, *et al* 1999<sup>62</sup>; Ciaramicoli, 1999<sup>63</sup>; Lan, *et al* 2000<sup>64</sup>; Rocha, 2001<sup>65</sup>; Glauche, 2001<sup>66</sup>; Hossain *et al*, 2002<sup>67</sup>) .

Fusão, derretimento, recristalização, formação de crateras, trincas, carbonização, são alterações freqüentemente encontradas. A habilidade de fundir a dentina e reduzir ou obliterar os túbulos dentinários faz dos *lasers* um equipamento bastante útil para o tratamento da hipersensibilidade dentinária.

Muitos fatores podem influenciar nos efeitos da irradiação *laser* sobre a dentina. Alguns dos efeitos são dependentes do comprimento de onda, ao passo que outros podem ser dependentes da energia. Os efeitos podem variar de acordo com os parâmetros usados, como distância entre tecido – alvo e a ponta da fibra, de acordo com o ângulo entre a ponta da fibra e a superfície dentinária. (Anic *et al*, 1998<sup>51</sup>), como pudemos observar neste estudo onde diferentes alterações morfológicas foram obtidas modificando apenas a potência utilizada. (fig. 5.4, 5.5, 5.6, 5.7, 5.8, 5.9).

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, pode-se observar a interação do *laser* de CO<sub>2</sub> com a dentina radicular, bem como a interação do *laser* com a pasta de hidróxido de cálcio e a dentina radicular. Foram encontradas alterações morfológicas na superfície dentinária tais como: fusão e ressolidificação, formação de poros após a fusão, trincas, carbonização e também a presença de grânulos de material sobre a superfície dentinária. Essas observações também foram relatadas por Tanji & Matsumoto, 1994<sup>9</sup>; Moritz *et al*, 1996<sup>57</sup> e 1998<sup>58</sup>; Anic *et al*, 1998<sup>51</sup>; Zhang *et al*, 1998<sup>57</sup>; Lan *et al* 2000<sup>59</sup>; Sasaki *et al*, 2002<sup>67</sup>, mostrando haver efeitos favoráveis e desfavoráveis, decorrentes da interação *laser* – tecido.

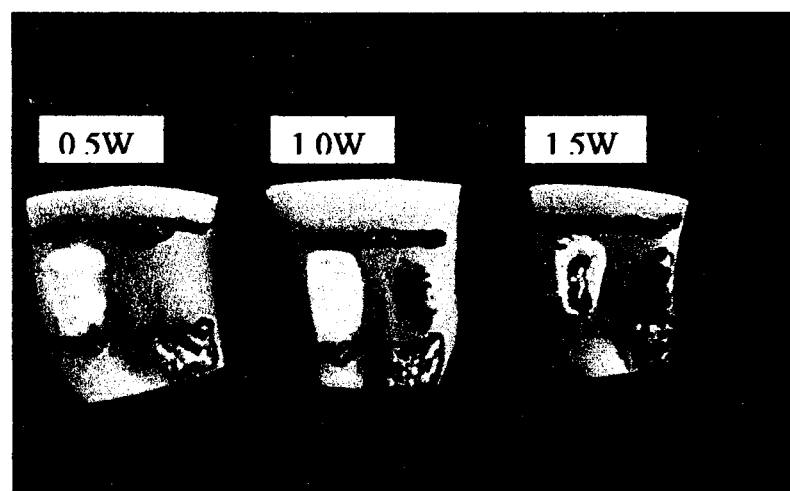
A literatura apresenta numerosos estudos para o tratamento da hipersensibilidade dentinária com *lasers* em alta intensidade, onde relatam haver alterações morfológicas da dentina, porém no que se refere à associação do *laser* de CO<sub>2</sub> a pasta de Ca (OH)<sub>2</sub>, ocorre uma grande escassez de trabalhos publicados, o que torna difícil a comparação dos resultados encontrados neste estudo com de outros profissionais.

Nos grupos que receberam o tratamento da superfície dentinária radicular com *laser* de CO<sub>2</sub> associado à pasta de hidróxido de cálcio, foram evidenciadas, segundo os

avaliadores, imagem sugestiva de fusão, porém pouco evidente devido á deposição de grânulos de material agregados ao substrato. Essas áreas apresentaram superfície irregular, mas com padrão homogêneo, sugerindo uma boa interação do *laser* com o tecido.

Deve-se salientar que este resultado é dependente da potência aplicada, pois densidades de potência acima de  $125,38\text{W}/\text{cm}^2$ , apresentaram carbonização da superfície irradiada com aspecto enegrecido, o que é esteticamente desfavorável, por provocar dano à superfície irradiada. O tratamento proposto requer alteração morfológica na tentativa de vedamento tubular, porém não deve provocar dano estético (fig.6.1).

Muitos estudos (Tanji & Matsumoto, 1994<sup>9</sup>; Zhang, 1998<sup>39</sup>; Sasaki *et al*, 2002<sup>67</sup>) mostram superfícies dentinárias carbonizadas; neste estudo, com os parâmetros de 0,5 e 1,0 W, por 5 segundos, não se notou a carbonização da estrutura dental.



**Figura 6.1 – Amostras irradiadas com *laser* de  $\text{CO}_2 + \text{Ca}(\text{OH})_2$ .**

As imagens (fig. 5.5, 5.6, 5.7) sugerem que a irradiação *laser* pode prolongar a retenção do hidróxido de cálcio dentro dos túbulos dentinários, por aumentar a adesão da pasta com a superfície subjacente. Assim seria possível a manutenção do efeito de dessensibilização por mais tempo, permitindo ao hidróxido de cálcio desenvolver a propriedade de induzir a formação de dentina reparadora (Estrela & Figueiredo, 1999<sup>41</sup>), diminuindo ou obliterando totalmente os túbulos dentinários. Desta forma eliminaria a

transmissão dos estímulos para a polpa, o que solucionaria a dor na sensibilidade dentinária. Pashley *et al* 1986<sup>6</sup>, observaram que ao utilizar Ca (OH)<sub>2</sub> na dentina, ocorre aumento da concentração de íons cálcio, provenientes do hidróxido de cálcio no interior dos túbulos, e este bloqueio físico promove a redução da permeabilidade dentinária.

A partir das propriedades biológicas do hidróxido de cálcio, o seu emprego na prática clínica tem como referência sua ação antimicrobiana, associada à capacidade de favorecer o processo de reparação tecidual (remineralização). (Estrela & Figueiredo, 1999<sup>41</sup>). Esta propriedade junto com a ação na diminuição da sensibilidade traria benefícios significativos na terapia periodontal, uma vez que a descontaminação radicular é um dos fatores fundamentais para o controle da doença periodontal. A diminuição da hipersensibilidade dentinária radicular que surge com a perda de estrutura pela própria doença ou pelo procedimento terapêutico (raspagem radicular) vem a ser um dos grandes desafios dentro da periodontia.

Nos grupos onde somente o tratamento com *laser* de CO<sub>2</sub> foi feito, foram observadas áreas de fusão e ressolidificação, com presença de microporos. Esta imagem sugestiva de fusão parcial da estrutura dentinária resultante da interação do *laser*, apresentou-se bem uniforme.

Alterações morfológicas com padrão semelhante ao obtido neste estudo foram relatadas na literatura. (Moritz, *et al* 1996<sup>57</sup>; Yonaga, *et al* 1999<sup>10</sup>; Lan *et al*, 2000<sup>61</sup>). Estas superfícies rugosas e heterogêneas, provenientes da fusão e ressolidificação da estrutura dental, causam o selamento dos túbulos dentinários.

Ao observar na literatura os resultados da interação dentina-*laser* de Nd-YAG (Yonaga *et al*, 1999<sup>10</sup>) e dentina-*laser* de Er: YAG (Sasaki *et al* 2002<sup>67</sup>), parece haver maior uniformidade de resultados nas imagens da irradiação com o *laser* de CO<sub>2</sub> obtidas neste experimento.

Essa concepção de melhor uniformidade pode ser explicada pelo tipo de regime de operação do *laser* de CO<sub>2</sub>, que é contínuo, e sua distribuição de energia se dá de maneira mais uniforme.

Parâmetros acima de 1,0W de potência com o *laser* de CO<sub>2</sub>, contínuo, apresentaram carbonização e trincas (fig.5.9), resultado característico de temperaturas elevadas, tornando-se inviável para procedimentos clínicos. Resultados similares foram



relatados por Sasaki *et al* em 2002<sup>67</sup>, onde foram encontradas sobre as superfícies irradiadas com *laser* de CO<sub>2</sub>, carbonização, e através de análise por FTIR (*Fourier-transformed infrared spectrometer*) do cimento e dentina carbonizada, alterações deletérias significativas na composição química destas estruturas foram relatadas. Estas alterações de componentes orgânicos (amida e hidroxila) e inorgânicos (fosfato e carbonato) e a formação de dois novos componentes (cianeto e cianamida cálcica) após a irradiação e presença de carbonização, são decorrentes do aquecimento da estrutura. Quando ocorre o aquecimento do carbonato existente na apatita na presença de átomos de hidrogênio pode ocorrer a formação destes novos íons.(Dowker & Eliot, 1979, *in* Sasaki<sup>67</sup>).

A formação destes novos íons pode ser tóxica, e ser um fator crítico na reinserção tecidual pós-tratamento periodontal. Portanto, a presença de carbonização após irradiação é um fato importante, e não desejado, tanto do ponto de vista estético como biológico, para tratamento da superfície radicular com *laser*.

Nas condições apresentadas neste estudo foi possível obter a fusão parcial e ressolidificação da dentina.

As alterações estruturais encontradas na dentina, relatadas pelos avaliadores, sugerem a presença de fusão e ressolidificação que podem promover a oclusão total ou parcial dos túbulos dentinários, que se encontram abertos nas áreas tratadas com raspagem manual, através de instrumentos cortantes, apresentando a possibilidade de reduzir a sintomatologia dolorosa, pelo impedimento da movimentação do fluido presente no interior dos túbulos dentinários.(Tanji & Matsumoto, *et al* 1994<sup>9</sup>; Moritz, *et al* 1996<sup>57</sup>; Zhang, *et al*, 1998<sup>59</sup>; Anic *et al*, 1998<sup>51</sup>; Lan, *et al* 2000<sup>64</sup>).

Os resultados obtidos para cada grupo foram analisados estatisticamente.

De acordo com o gráfico das médias dos escores (fig. 5.10), pode ser observado a diferença estatisticamente significativa da ordem de 1%, quando foram comparados os grupos que utilizaram *laser* + Ca(OH)<sub>2</sub> (grupos 2,3,4) e os grupos *laser* (grupos 5,6,7), nas diferentes energias. Onde foi utilizado a associação (*laser*+ Ca(OH)<sub>2</sub>) a superfície apresentou-se totalmente recoberta por material.

De acordo com esses resultados estatísticos, todos os grupos com pasta apresentaram resultados significativamente melhores, pois a presença do material sobre a

superfície dentinária, promove um vedamento dos túbulos dentinários maior, comparado ao grupo que utilizou apenas *laser*, segundo os escores dos avaliadores das eletromicrografias.

A interação da pasta de  $\text{Ca(OH)}_2$  com a dentina, associada às alterações morfológicas decorrentes do efeito térmico do *laser* sobre a dentina, são promissoras para o tratamento da hipersensibilidade dentinária.

Talvez seja essa a notabilidade deste trabalho, que com baixas energias mostra um resultado bastante favorável da associação *laser* +  $\text{Ca(OH)}_2$

A fusão e ressolidificação obliteram os túbulos dentinários, e a presença da pasta impregnada na estrutura dentinária, cobrindo toda a área em que há presença de túbulos dentinários aberto, pode, através deste duplo bloqueio, impedir a movimentação do fluido intratubular, impedindo a transmissão do estímulo nervoso, resultando em diminuição da sintomatologia dolorosa, (Brännström, 1960<sup>24</sup>). Quando só a utilização do *laser* foi analisada, as estruturas apresentaram alteração morfológica com bloqueio parcial dos túbulos dentinários.

Este resultado está em concordância com outros trabalhos relatados na literatura, onde verificou-se que, através de alterações morfológicas da dentina, realizadas com a interação dos *laser*, pode haver diminuição da sensibilidade dentinária. (Moritz, *et al* 1996<sup>57</sup> e 1998<sup>58</sup>; Zhang, *et al* 1998<sup>59</sup>; Yonaga, *et al* 1999<sup>10</sup>; Misra, *et al* 1999<sup>62</sup>; Ciaramicoli, 1999<sup>63</sup>; Lan, *et al* 2000<sup>64</sup>; Rocha, 2001<sup>65</sup>; Glauche, 2001<sup>66</sup>; Hossain, *et al* 2002<sup>68</sup>).

A análise da variação de energia para ambas as técnicas não apresentou resultados estatisticamente significantes. Mas, clinicamente, alguns pontos devem ser considerados, como: aumento de temperatura, aumento de energia depositada sobre a estrutura, comprometimento estético.

Quando as amostras de dentina foram irradiadas com potência de 1,5W, ocorreu carbonização e trincas, resultado das altas temperaturas depositadas sobre a estrutura dentinária (fig.5.10). Estas alterações não favorecem a biocompatibilização dos tecidos periodontais, como também relatado por Sasaki, *et al* 2002<sup>67</sup>. Clinicamente a presença de carbonização prejudica a estética, pois a estrutura dentinária apresenta-se enegrecida.

As propriedades do tecido determinam a qualidade ou tipo de reação entre *laser* e tecido, assim como a quantidade ou extensão desta reação.

A dentina possui os cromóforos adequados para a interação com o *laser* de CO<sub>2</sub>, porém, devido à grande absorção e à pequena profundidade de penetração desta energia depositada sobre essa estrutura, efeitos indesejáveis podem ocorrer. Trincas, crateras, perda de material, carbonização são observados em decorrência do excesso de calor provocado pelas altas energias emitidas pela radiação..

Diante dos resultados obtidos por este estudo, existe a possibilidade de utilização do *laser* de CO<sub>2</sub> com potência de 0,5W e 1,0W, modo contínuo, por 5 segundos sobre a superfície dentinária, associado à pasta de hidróxido de cálcio. Esta técnica teria a finalidade de obstruir os túbulos dentinários para tratamento de dentinas sensíveis, pois as alterações produzidas por este tratamento sugerem modificações estruturais favoráveis à resolução do problema, estando de acordo com a literatura existente (Moritz *et al* 1996<sup>57</sup> e 1998<sup>58</sup>; Zhang *et al* 1998<sup>59</sup>).

É importante ressaltar a necessidade dos cuidados quanto à segurança na utilização de *lasers*, através da utilização de óculos de proteção para todas pessoas que estiverem envolvidas com o procedimento e o ambiente em que esta sendo utilizado o equipamento *laser*.

Outro cuidado necessário para obtenção de resultados favoráveis e semelhantes aos encontrados neste estudo é a correta técnica de aplicação do *laser* sobre a estrutura dentinária, tomando o cuidado de manter a distância focal correta, o movimento de varredura sempre constante sobre toda a área a ser irradiada, bem como, a correta potência aplicada, o tempo de irradiação e o posicionamento do *laser* em relação à superfície.

A durabilidade e estabilidade do hidróxido de cálcio aprisionado na dentina são bastante contestadas, devido à solubilidade deste material. Neste estudo se mostrou o hidróxido de cálcio justaposto à estrutura dental; porém novos trabalhos deverão ser realizados para se testar ao longo do tempo, a eficácia e permanência do hidróxido de cálcio aprisionado.

Sendo assim a proposta deste estudo é bastante favorável, sendo necessários também trabalhos futuros para comprovação clínica destes achados.

## CONCLUSÕES

---

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, podemos concluir que:

- 1- O *laser* de CO<sub>2</sub>, nos parâmetros utilizados neste estudo, foi capaz de alterar a superfície da dentina radicular. As alterações morfológicas são: fusão parcial e ressolidificação, bem como a incorporação de Ca (OH)<sub>2</sub>, por toda a área irradiada.
- 2- A interação da pasta de Ca (OH)<sub>2</sub> com a dentina, associado às alterações morfológicas, decorrentes de efeito térmico do *laser* de CO<sub>2</sub> sobre a dentina, são promissoras para o tratamento da hipersensibilidade dentinária.
- 3- O grupo *laser* + Ca (OH)<sub>2</sub> apresentou diferença estatisticamente significativa da ordem de 1% comparado ao grupo *laser*.
- 4- Potências acima de 1,0W (DP= 125,38W/cm<sup>2</sup>), são desfavoráveis devido a alterações morfológicas indesejáveis (carbonização e trincas) e comprometimento estético.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- ADDY, M.; URQUHAT, E. Dentine hypersensitivity: Its prevalence, etiology and clinical management. **Dent Update**, v.19, n.10, Dec.,1992.
- 2- CARRANZA, F. A. J.; NEWMAN, M. G. **Periodontia clínica**. Oitava edição. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, p. 610, 1996.
- 3- YOSHIYAMA, M.; NIORI, Y.; OZAKI, K.; UCHIDA, A.; ISHIKAWA, Y. Transmission electron microscopic characterization of hypersensitive human dentin, **J. Dent. Res.**; v.69, n.6, p. 1293-1297, June, 1990.
- 4- CHABANSKI, M. B., GILLAM, D. G. Etiology, prevalence and clinical features of cervical dentine sensitivity. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.24, n.1, p.15-19, 1997.
- 5- FLYNN, I. ; GALLOWAY. The incidence of hypersensitivity teeth in the west of Scotland. **J. Dent**, San Antonio, v.13, n.12, p.239-236, 1985.
- 6- PASHLEY, D. H. Sensitivity of dentin to chemical stimuli. **Endodont. Dent. Traumat.**v.2, n.4, p.130-137. Aug., 1986.
- 7- JACOBSEN, P. L; BRUCE, G. Clinical dentin hypersensitivity: Understanding the Causes and Prescribing a Treatment. **J Contemp Dent Prac**, v.2, p.1-8, 2001.
- 8- ROSENTHAL, M. W. Historic review of management of tooth hypersensitivity. **Dent Clin North Am.** V. 34, n.3, p. 403- 427. July 1990.
- 9- TANJI, E.Y.; MATSUMOTO, K. The comparative study of the morphological cuanges of dentin surface after Nd;YAG, CO<sub>2</sub> and Argon *lasers* irradiation. **J Jpn Endod Assoc**, v.15, n.1, p.14-20, June 1994.

- 10- YONAGA, K. KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Treatment of cervical dentin hypersensitivity by various methods using pulsed Nd: YAG *Laser*. **J. Clin. Laser Med. Surg.** v.17, n.5, p.205-210, 1999.
- 11- WAKABAYASHI, H., HAMBA, M., MATSUMOTO, TACHIBANA, H. Effects of irradiation by semiconductor *laser* on responses evoked in trigeminal caudal neurons by tooth pulp stimulation. **Laser Surg Med**, v.13, p. 605-619, 1993.
- 12- CHAN, A. Treatment of dentine hypersensitivity with Er:YAG *laser* – A Preliminary studies. **7<sup>th</sup> International Congress on Laser in Dentistry, Brussels.** 2000. Abstract ISLD.
- 13- BHASKHAR, S. N. **Histologia e embriologia oral de Orban.** São Paulo: Artes Médicas, , p. 185-208 1978.
- 14- TEN CATE, R. **Histologia Bucal. Desenvolvimento, Estrutura e Função.** 5<sup>a</sup>. Edição. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan ,cap.8 e 9, p. 123-185 2001.
- 15- CURRO, F. A. Tooth hypersensitivity in the spectrum of pain. **Dent. Clin. North Am.** V.34, n.3, p.429-437, Jul. 1990.
- 16- SOBRAL, M. A. P.; CARVALHO, R. C. R.; GARONE NETO, N. Prevalência de hipersensibilidade dentinária cervical. **Revista Odontológica da Universidade de S.P.** S.P. v.9, n.3, p.177-181, Jul./Set., 1995.
- 17- KRAUSER, J.T. Hypersensitivite teeth. Part II Etiology. **J. Prosth. Dent.** ,v.56, n.3, Sept., 1986.
- 18- LINDHE, J. **Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral.** Terceira Edição . Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, cap. 9 p.225, 1997.

- 19- GARONE FILHO, W. Lesões Cervicais e Hipersensibilidade Dentinária. *In*: Kriger, L. **Atualização na Clínica Odontológica: A Prática da Clínica Geral**. São Paulo: Ed. Artes Médicas, 1996, Capítulo 3, p.35-75.
- 20- TANAKA, T. The origin and localization of dentinal fluid developing rat molar teeth studied with lanthanum as a tracer. **Arch. Oral Biol.**,v.25, n.3, p.153-162, 1980.
- 21- LINDEN, L. A. & BRANNSTROM, M. Fluid movement in dentine and pulp. An "in vivo" study of flow produced by chemical solutions on exposed dentine. **Odont. Revy.** v.18, n.3, p.227-236, 1967.
- 22- COFFEY, C. T.; INGRAM, M. I. BJORNDAL, A. M. Analysis of human dentinal fluid. **Oral Surg.** v.30. n.6, p.835-837. Dec., 1970.
- 23- GYSI, A. An attempt to explain the sensitiveness of dentin. **Br. I. Dent. Res.** v.43, p.865-868, 1990.
- 24- BRANSTROM, M. Dentinal and Pulpal response. III Application of an air stream to exposed dentine. Long observation periods. An experimental study. **Acta Odont. Scand.** V.18, n.3, p.235-240, 1960.
- 25- BRÄNNSTRÖM, M.; ASTROM, A. A study on the mechanism of pain elicited from the dentin. **Dent Pain**, v. 43, n. 4, p. 619-625, Aug. 1964.
- 26- ADDY, M. ABSI, E. G. ADAMS, D. Dentine hypersensitivity. **J Clin Periodontol**, v.14, n.5, p.274-279, May, 1987.
- 27- HAUGEN, E.; JOHANSEN, J.R. Tooth hypersensitivity after periodontal treatment. **J. Clin. Periodontol**, v.15, n.6, p.399- 401, July 1988.

- 28- FUSAYAMA, T. Etiology and treatment of sensitive teeth. **Quintessence Int**, v.19, n.12, p.921-925, Dec. 1988.
- 29- YOSHIYAMA, A. M. *et.al.* Scanning electron microscopic characterization of sensitive vs. insensitive human radicular dentin. **J Dent Res**, Washington, v.68, n.11, p.498-502, 1989.
- 30- SOBRAL, M.A.P. **Hipersensibilidade dentinária cervical: incidência, diagnóstico, causas e mecanismo da dor dentária**. São Paulo. Dissertação (Mestrado). FOU SP. 1994.
- 31- YOSHIYAMA, A. M. *et.a.* Morphological characterization of tubule-like structure in hypersensitive human radicular dentin. **J Dent**, Oxford, v.24, p. 57-63, 1996.
- 32- ODA, M., MATOS, A. B. LIBERTI, E.A. Morfologia da dentina tratada com substâncias dessensibilizantes: avaliação através da microscopia eletrônica de varredura. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v.4, p.337-342, Out/dez, 1999.
- 33- MARQUEZINI JUNIOR, L; et al. Hipersensibilidade dentinária em lesões cervicais com ou sem cavitação. **JBD**, Curitiba, v.1, n.3, p.245-254, Jul/Set., 2002.
- 34- KNIGHT, N. N. et al Hypersensitive dentin: testing of procedures for mechanical and chemical obliteration of dentinal tubuli. **J Periodontol**, v.64, p.366-373, 1993.
- 35- GROSSMAN, L. I. A systematic method for the treatment of hypersensitive dentin. **J Am Dent Assoc**, v.22, p.592- 602, Apr., 1935.



- 36- ONG, G. Desensitizing agents: a review. **Clin Prev Dent**, v.8, n.3, p.14-18, 1986.
- 37- LING, T. Y. Y.; GILLAM, D. G. The Effectiveness of Desensitizing Agents for the Treatment of Cervical Dentinal Sensitivity. A review. **J West Soc Period**, v. 44, n.1,p. 5-12, 1996.
- 38- PINI PRATO, G. Et al. Coronary advanced flap procedure for root coverage: flap with tensión versus flap without tensión: a randomized controlled clinical study. **J Periodontol**, v.71, n.2, p.188-201, 2000.
- 39- ZHANG, C.; MATSUMOTO, K.; KIMURA, Y.; HARASHIMA, T.; TAKEDA, F.; ZHOU, H. Effects of CO<sub>2</sub> Laser in Treatment of Cervical Dentinal Hypersensitivity. **J Endod**. V.24, p.595-597, 1998.
- 40- LUCIANO L. MELO. **Traumatismo Alvéolo-Dentário, Série 9 ,EAP-APCD**, São Paulo,Ed. Artes Médicas, 1998, Capítulo 2, p 17-22.
- 41- CARLOS ESTRELA, JOSE ANTÔNIO P. FIGUEIREDO. **Endodontia: Princípios Biológicos e Mecânicos**. Ed. Artes Médicas, 1999, Capítulo 3, p.83, Capítulo 9, p.305-307; Capítulo 17, p.587-626.
- 42- STERN, R. H.; SOGNAES, R. F. Laser beam effect on dental hard tissue. In: International Association for Dental Research. General Session & exhibition, 42., mar. p. 19-22, 1964. Abstracts of papers. Los Angeles. **J. Dent Res.**, v. 43, p. 873, 1964. (resumo)
- 43- MAILLET, H. **O laser-Princípios e técnicas de aplicação**. São Paulo, Ed. Manole, p.1-103, 1987.

- 44- MELO, J. B; MELO, G. P.S. Tipos de lasers e indicações, **Laser em odontologia**. Livraria Santos editora Com. Imp. LTDA, primeira ed., 2001.
- 45- MISERENDINO, L. J; PICK, R. M. **Lasers in Dentistry**. Quintessence Publishing Co, Inc.. Singapore. p. 42. 1995.
- 46- MALDONADO, E. P. Mecanismo de interação laser-tecido. **Apostila do curso de Mestrado profissionalizante lasers em odontologia**. Disciplina: LO-03, 1999.
- 47- KELLER, U; HIBST, R. Ultrastructural changes of enamel and dentin following Er:YAG *laser* radiation on teeth. In: *Laser Surgery: Advanced Characterization Therapeutics, and Systemms II*. 1990. **Proceedings...** California: The International Society for Optical Engineering, v. 1200, p. 408-415, 1990.
- 48- RIBEIRO, M. S. **Interação da radiação *laser* linearmente polarizada de baixa intensidade com tecidos vivos: efeitos na aceleração de cicatrização tissular em lesões de pele**. Tese (Doutoramento), IPEN/SP, 2000.
- 49- GOLDMAN, L.; GRAY, J.; GOLDMAN, J.; GOLDMAN, B. MEYER, R. Effects of *laser* impacts on teeth. **J Am Dent Assoc**, v. 70, p. 601-606, 1965.
- 50- KANTANOLA, S. *Laser* induced effects on tooth structure. VII X- ray diffraction study of dentine exposed to a CO<sub>2</sub> *laser*. **Acta Odontol Scand**, v. 31, n. 381-386, Dec. 1973.
- 51- ANIC, I; SEGOVIC, S.; KATANEC, D.; PRSKALO, K.; NAJZAR-FLEGER, S. Scanning electron microscopy study of dentin *laser* with argon, CO<sub>2</sub> and Nd:YAG laser. **J Endod**, v.24, n.2, p.77-81, Feb. 1998.

- 52- ESPANA, T. A. J.; VIVANCOS, V. V.; ESCODA, C. G.; AYLES, L. B.; DOMÍNGUEZ, J. A. **Aplicaciones del Láser de CO<sub>2</sub> en Odontología**. Ediciones Ergon, S.A. p. 3- 48; 83-88. 1995.
- 53- TANI, Y.; KAWADA, H. Effects of *laser* irradiation on dentin I. Effects on smear layer. **Dent mater J**, v. 6, n. 2, p. 127-137, Dec. 1987.
- 54- PASHLEY, E.; HORNER, H.; LIU, M.; KIM, S.; PASHLEY, D. The effects of CO<sub>2</sub> *laser* energy on dentin permeability. **J Dent res**. v. 71, p. 162, 1992. AADR Abstract 453.
- 55- POWELL, G.L.; BRIAN, K.W.; MORTON, T.H. Carbon Dioxide *Laser* Oral Safety Parameters for Teeth, **Lasers Surg and Med.**, v.10, p.389-392, 1990.
- 56- LUOMANEN, M.; HEMMERLÉ, J. VOEGE, C. J.; RAUHAMAA, R.; MEURMAN, J.H.; Transformation of Hydroxyapatite to Fluorapatite with CO<sub>2</sub> *Laser* Irradiation. **6<sup>th</sup> International Congress on Lasers in Dentistry, 1998**. Maui. Proceedings...Hawaii, Maui: International Society for *Lasers* in Dentistry, p.72-73, 1998.
- 57- MORITZ, A.; GUTKNECHT, N.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; EBRAHIM, D.; WERNISCH, J.; SPERR, W. The Advantage of CO<sub>2</sub> – Treated Dental Necks, in Comparison with a Standard Method; Results of *in Vivo Study*. **J. Clin Laser Med Surg**, v.14, n.1, p.27-32, 1996.
- 58- MORITZ, A.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; AOID, M.; REICHENBACH, P.; LOTHALLER, M.A.; WERNISCH, J.; SPERR, W. Long- Term Effects of CO<sub>2</sub> *Laser* Irradiation on Treatment of Hypersensitive Dental Necks: Results of *in Vivo Study*. **J Clin Laser Med Surg**, v.16, n.4, p.211-215, 1998.

- 59-ZHANG, C.; MATSUMOTO, K.; KIMURA, Y.; HARASHIMA, T.; TAKEDA, F.; ZHOU, H. Effects of CO<sub>2</sub> *Laser* in Treatment of Cervical Dentinal Hypersensitivity. **J Endod.** V.24, p.595-597, 1998.
- 60-MATSUMOTO, K. Laser treatment for hard tissue. In: International congress on *lasers in dentistry*, 1998, Maui. **Proceedings...** Maui: International society for Lasers in Dentistry, p. XIV, 1998.
- 61-LAN, W. H.; CHEN, K. W. Structural changes of dentine surface following exposure to Nd:YAG and CO<sub>2</sub> *laser*. In: International Congress on *Lasers in Dentistry*, 1998, Maui Program & Abstract... Maui: University of Utah, p. 13, 1998.
- 62-MISRA, V.; MEHROTRA, J.; DIXIT, J. MAITRA, S. C. Effects of a Carbon Dioxide *Laser* on Periodontally Involved Root Surface. **J Periodontol**, v. 70, n. 9, p. 1046-1052, 1999.
- 63-CIARAMICOLI, M.; T. **Avaliação clínica da hipersensibilidade dentinária cervical em dentes com e sem tratamento periodontal, frente a dois diferentes estímulos, após remoção dos fatores etiológicos e aplicação do *laser* de Nd:YAG.** São Paulo, 1999. Dissertação (mestrado). FOU SP.
- 64-LAN, W-H., CHEN, K-W., JENG, J-H., LIN,C-P., LIN, S-K. A comparison of the morphological changes after Nd:YAG and CO<sub>2</sub> *laser* irradiation of dentin surfaces. **J Endod**, v.26, p.450, 2000.
- 65-ROCHA, D.M. **Avaliação Clínica e Morfológica da Ação do *Laser* de Er;YAG Frente à Hipersensibilidade Dentinária Cervical.** São Paulo. Dissertação (Mestrado Profissionalizante "*Lasers em Odontologia*") FOU SP-IPEN, 2001.

- 66- GLAUCHE, C.E.C. **O Laser de Nd: YAG Associado a Soluções de Sais Metálicos no Tratamento da Hipersensibilidade Dentinária.** São Paulo. Dissertação (Mestrado Profissionalizante "Lasers em Odontologia") FOU SP-IPEN, 2001.
- 67- SASAKI, K.M.; AOKI, A.; MASUNO; ICHINOSE, S.; YAMADA, S.; ISHIKAWA, I. Compositional analysis of root cementum and dentin after Er:YAG laser irradiation compared with CO<sub>2</sub> laser and intact roots using Fourier transformed infrared spectroscopy. **J Periodont Res.** v.37, p.50-59, 2002.
- 68- HOSSAIN, M.M.I.; MOZAMMAL HOSSAIN; KIMURA, Y.; KINOSHITA, J.I.; YAMADA, Y.; MATSUMOTO, K. Acquired acid resistance of enamel and dentin by CO<sub>2</sub> laser irradiation with sodium fluoride solution. **J Clin Laser Med Surg.** v.20, n.2, p.77-82, 2002.
- 69- ARANHA, A.C.C. **Estudo in vivo da Efetividade de Diferentes Métodos de Dessensibilização Dentinária em Lesões Cervicais não cariosas.** Piracicaba. Dissertação (Mestrado) UNICAMP, 2003.
- 70- ZACH, I., COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg. Oral Med. Oral Path.**, v.19, p.515-530, 1965.
- 71- ZECELL, D. M.; CECCHINI, S. C. M.; PINOTTI, M.; EDUARDO, C. P. Temperatures changes under Ho:YLF irradiation, **Lasers in dentistry II**, Harvey A. Wigdor, John, D. B. Fetherstone, Joel M. White, Joseph Neev, Editors, Proc. SPIE 2672, p. 34-39, 1996.

**ANEXOS**

**TABELA DAS AVALIAÇÕES DAS FOTOMICROGRAFIAS**  
**REALIZADAS PELOS 03 EXAMINADORES**

<b>DENTES</b>	<b>EXAMINADOR 1</b>	<b>EXAMINADOR 2</b>	<b>EXAMINADOR 3</b>
1	6	6	6
2	0	0	0
3	0	0	0
4	0	0	0
5	5	5	4
6	4	4	4
7	5	5	4
8	3	3	3
9	2	2	2
10	2	1	2
11	2	1	2
12	1	1	1
13	3	5	4
14	3	5	3
15	4	5	4
16	4	5	4
17	2	2	2
18	1	1	2
19	2	1	2
20	2	1	0
21	3	4	4
22	3	4	4
23	4	4	4
24	4	4	4
25	2	1	1
26	1	1	1
27	2	1	2
28	2	1	1

**Estudo da superfície dentinária cervical, após raspagem coronário radicular e irradiação com laser de CO<sub>2</sub>, com diferentes técnicas. Observação em MEV**

Caro observador,

As fotomicrografias obtidas num aumento de 500x em MEV devem ser avaliadas seguindo os seguintes critérios:

- 0 túbulos totalmente abertos sem deposição de material
- 1 túbulos totalmente fechados sem deposição de material
- 2 túbulos fechados com fusão em mais de 50% da área sem deposição de material
- 3 túbulos fechados com fusão em menos de 50% da área sem deposição de material
- 4 túbulos fechados em mais de 50% da área com deposição de material
- 5 túbulos fechados em menos de 50% da área com deposição de material
- 6 túbulos totalmente fechados com deposição de material

foto	escore
1	
2	
3	
4	
5	
6	
7	
8	
9	
10	
11	
12	
13	
14	
15	
16	
17	
18	
19	
20	
21	





**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

**PARECER nº 89/03  
Protocolo 80/03**

O grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Estudo das alterações morfológicas e de temperatura da dentina radicular irradiada pelo laser de CO2 associado ou não a aplicação de hidróxido de cálcio- in vitro**" de responsabilidade da pesquisadora Ana Cristina Cury Camargo, sob orientação do Professor Doutor Carlos de Paula Eduardo.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios referentes ao andamento da pesquisa em 13 de novembro de 2003 e em 13 de maio de 2004. Ao término da pesquisa, cópia do trabalho em "cd" ou "disquete", deve ser encaminhada a este CEP.

São Paulo, 13 de maio de 2003

**Profª Drª ROSA HELENA MIRANDA GRANDE**  
Coordenadora do CEP-FOUSP



M22796



Ministério  
da Ciência  
e Tecnologia

***Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares***

Diretoria de Ensino & Informação Científica e Tecnológica

Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 Cidade Universitária CEP: 05508-000

Fone/Fax(0XX11) 3816 - 9148

SÃO PAULO - São Paulo - Brasil

<http://www.ipen.br>

O ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico e Turismo do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia, e associada à Universidade de São Paulo.