



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

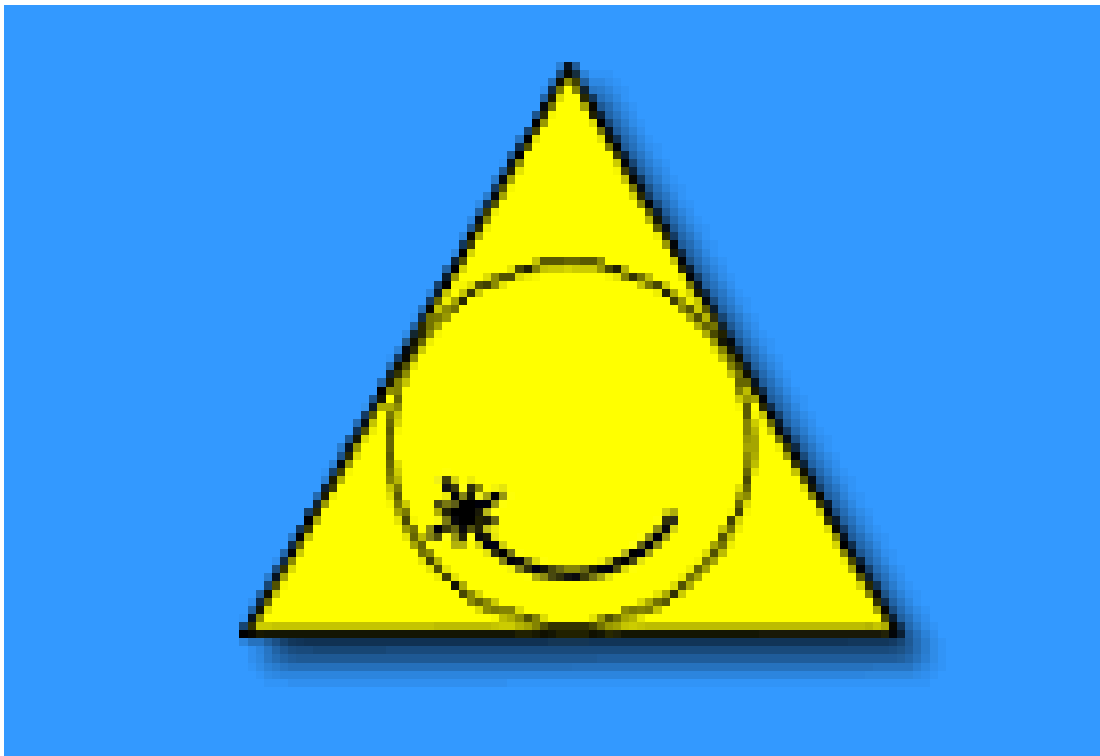
**IRRADIAÇÃO DE DENTINA CERVICAL RADICULAR COM *LASER* DE
Nd:YAG- ESTUDO *IN VITRO* E MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE
VARREDURA**

CYNTHIA TANNURE COELHO BRITTO

Dissertação apresentada como parte dos pré-
requisitos para obtenção do grau de Mestre
Profissional na área de *Lasers* em Odontologia.
Orientador: Prof. Dr. Edison Puig Maldonado.
Co-Orientador: Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji

SÃO PAULO
2003





MESTRADO PROFISSIONALIZANTE *LASERS* EM ODONTOLOGIA



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA USP- FOU SP

**IRRADIAÇÃO DE DENTINA CERVICAL RADICULAR COM *LASER* DE
Nd:YAG- ESTUDO *IN VITRO* E MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE
VARREDURA**

CYNTHIA TANNURE COELHO BRITTO

Dissertação apresentada como parte dos pré-
requisitos para obtenção do grau de Mestre
Profissional na área de *Lasers* em Odontologia.
Orientador: Prof. Dr. Edison Puig Maldonado
Co-Orientador: Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji

SÃO PAULO
2003



DEDICATÓRIA

Com satisfação, dedico este trabalho a todos que participaram da minha caminhada, e em especial:

Ao meu marido, **Francisco**, sempre presente em todos os momentos, pela compreensão, amor e carinho, e pelo espírito de cumplicidade com o qual me apoiou em todas as decisões.

Aos meus pais, **Terezinha e José Coelho**, que com sabedoria me ensinaram a trilhar um caminho de honestidade, trabalho, coragem e perseverança, e que com seu exemplo de dedicação, me impulsionam a alcançar meus objetivos. Pelo amor, carinho e apoio que sempre me deram.

Aos meus irmãos, **Mônica, Saulo e Aline**, pela amizade e união.

A **Deus**, de quem só tenho a agradecer pelas graças recebidas.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. **Edison Puig Maldonado**,
meu reconhecimento pela competência e ensinamentos dispensados durante a
realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. **Edgar Yuji Tanji**,
pela co-orientação deste estudo.

Ao **Francisco Meira Britto Jr.**,
pela ajuda na parte experimental.

Aos Prof. Dr. **Nilson Dias Vieira Jr, Carlos de Paula Eduardo, Denise Maria
Zezell**, por tornarem possível a união da Física com a Odontologia.

Ao **Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares** e ao corpo docente.

À **Faculdade de Odontologia da USP** e ao corpo docente.

Ao **Nildemar e Celso** pela Microscopia Eletrônica de Varredura.

A todos os colegas do Mestrado, pela convivência alegre e agradável, em especial, à
Graça, Regina, Márcia, Cátia.

À **Gladys Basaldua, Cida e Liliane**,
por prestarem sua ajuda sempre que precisei.

À **Morgana Carneiro**, ABO-ES,
pela ajuda na normalização

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste estudo.

IRRADIAÇÃO DE DENTINA CERVICAL RADICULAR COM *LASER* DE Nd:YAG- ESTUDO *IN VITRO* E MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Cynthia Tannure Coelho Britto

RESUMO

A hipersensibilidade dentinária ocorre devido à exposição de dentina ao ambiente bucal, pela perda ou remoção de esmalte ou cimento, ou de ambos. A hipersensibilidade pode persistir, a não ser que se promova o selamento dos túbulos dentinários expostos. Vários tratamentos tem sido propostos, mas com resultados pouco satisfatórios e somente temporários. Dentre estes tratamentos podemos citar métodos que promovam a oclusão mecânica pela deposição de substâncias dentro dos túbulos, através da aplicação tópica. Dentre os tratamentos estudados atualmente, está o uso dos *Lasers*, com melhor eficiência clínica por promover fusão e ressolidificação da superfície dentinária, obliterando total ou parcialmente os túbulos dentinários. Este estudo *in vitro*, foi realizado com o objetivo de avaliar a eficiência do *Laser* de Nd:YAG em promover a fusão e ressolidificação da superfície dentinária, e avaliar parâmetros de irradiação tipicamente utilizados comparando os resultados com e sem o uso de fotoiniciador. Através da visualização por Microscopia Eletrônica de Varredura, observou-se extensas áreas de fusão e ressolidificação de dentina, nos grupos onde foi usado fotoiniciador, sendo esta técnica um recurso eficaz no tratamento da hipersensibilidade dentinária.

**“IRRADIATION OF ROOT CERVICAL DENTIN BY USING THE Nd:YAG LASER-
IN VITRO STUDY AND SCANNING ELECTRON MICROSCOPY”**

Cynthia Tannure Coelho Britto

ABSTRACT

The dentin hypersensitivity occurs as a result of the dentine exposition to the oral environment, due to loss or removal of enamel or cementum, or both. The hypersensitivity can persist, unless the sealing of the dentin tubules be carried out. Several treatments have been considered, but with less satisfactory and only temporary results. Among these treatments we can cite methods that promote the mechanical occlusion by deposition of substances inside of tubules, by topic application. Nowadays, among the treatments studied, there is the use of lasers, which leads to better clinical efficiency by promoting fusion and re-solidification of the dentin surface, obliterating total or partially the dentin tubules. This *in-vitro* study was carried out in order to evaluate the efficiency of the Nd:YAG laser in promoting the fusion and re-solidification of the dentin surface, and to evaluate parameters of irradiation typically used, comparing results using photoinitiator with those without it. By observation of the dentin surface, using Scanning Electron Microscopy, it was found extensive areas of fusion and re-solidification, in those groups with photoinitiator, being this technique an efficient resource in the treatment of the dentin hypersensitivity.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	7
2 OBJETIVOS	16
3 REVISÃO DA LITERATURA	17
3.1 LASER DE Nd:YAG E HIPERSENSIBILIDADE DENTINÁRIA CERVICAL ...	18
3.2 O LASER DE Nd:YAG E SEUS EFEITOS NOS TECIDOS DENTAIS	25
3.2.1 Uso do laser com fotoiniciador	27
3.2.2 Medidas de temperatura	29
4 MATERIAIS E MÉTODOS	34
4.1 MATERIAIS	34
4.2 PREPARO DAS AMOSTRAS.....	35
4.3 DIVISÃO DOS GRUPOS	37
4.4 TÉCNICA UTILIZADA.....	38
4.5 MEDIDAS DE TEMPERATURA.....	39
4.6 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA	39
5 RESULTADOS	40
6 DISCUSSÃO	56
7 CONCLUSÕES	58
ANEXO A	59
ANEXO B	60
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61

1 INTRODUÇÃO

A exposição de dentina por efeitos ácidos e mecânicos do ambiente oral promove o desenvolvimento da hipersensibilidade dentinária. A exposição dentinária pode ser por abrasão, como a causada por escovação traumática, componentes erosivos da dieta, placa e invasão bacteriana na dentina, pode ser também provocada por procedimentos restauradores e por contatos oclusais traumáticos. A hipersensibilidade pode persistir a menos que os túbulos dentinários expostos sejam selados (Branstrom, 1992).

Vários estudos tem sido realizados sobre as causas e tratamentos da hipersensibilidade dentinária, devido a um grande número de pacientes na clínica odontológica que relatam dor em regiões de dentina exposta que não apresentam patologia dental. Estes estudos têm como objetivo o selamento dos túbulos dentinários.

Hipersensibilidade dentinária é, talvez, mais um complexo sintoma que verdadeiramente uma doença e a severidade da dor ou a interpretação do paciente desta dor aparece para determinar qual o tratamento a ser realizado.

Devido à alta frequência de hipersensibilidade dentinária cervical, Sobral (1994) apresentou os fatores etiológicos que a desencadeiam, e que estes podem ser divididos em dois tipos de lesões: com perda de estrutura dental, que correspondem a erosão, abrasão e abfração; e aquela sem perda de estrutura dental que são as exposições radiculares.

Devido à complexidade dos mecanismos que explicam a hipersensibilidade dentinária, é necessário uma descrição da dentina e suas estruturas:

1 Dentina

A dentina constitui a maior parte do dente. Como qualquer tecido vivo, ela consiste de células especializadas, os odontoblastos, e uma substância intercelular. Embora os corpos dos odontoblastos estejam situados na superfície pulpar da dentina, toda a célula pode ser considerada tanto biológica como morfológicamente, como célula da própria dentina (Bhaskar, 1978).

A dentina consiste de 30% de matéria orgânica e 70% de material inorgânico. A substância orgânica consiste de fibrilas colágenas e uma substância fundamental de mucopolissacarídeos. O componente inorgânico consiste de cristais de

Hidroxiapatita, descritos sob a forma de placas, e são muito menores que os cristais de hidroxiapatita do esmalte. Os cristais de apatita que formam o componente mineral da dentina têm uma média de comprimento de cerca de 0.04 microm. Quando observados ao microscópio eletrônico, eles têm uma aparência de plaquetas achatadas de até 0.1 microm de comprimento (Bhaskar, 1978).

1.1 Estrutura

A dentina é composta por uma matriz de fibras colágenas, que estão dispostas numa rede irregular, calcificadas com cristais de hidroxiapatita.

Túbulos são encontrados por toda a dentina normal, por isso são característicos dela, e se estendem desde a cavidade pulpar até as junções amelodentinária e dentinocementária.

Túbulos dentinários

Os túbulos dentinários começam em ângulo reto a partir da superfície pulpar e tem um trajeto curvo em direção ao lado externo do dente.

Os túbulos variam em número e diâmetro, dependendo da região analisada. Eles divergem da polpa para a junção amelodentinária.

A relação entre as áreas de superfície no lado externo e interno da dentina é cerca de 5:1, ou seja, os túbulos estão mais separados nas camadas periféricas e dispostos mais intimamente perto da polpa. Os túbulos dentinários têm ramificações laterais por toda a dentina, as quais são chamadas de canalículos. Elas têm aproximadamente 1 micrometro de diâmetro, e se originam em ângulos retos do túbulo principal (Bhaskhar, 1978).

De acordo com Ten Cate (2001), os túbulos medem aproximadamente 2,5µm no diâmetro próximo à polpa; 1,2µm na porção média da dentina e 900nm perto da junção amelodentinária.

Os túbulos dentinários alojam os processos odontoblásticos e fluidos com composição semelhante à do plasma.

Processos Odontoblásticos

Os processos odontoblásticos são extensões citoplasmáticas dos odontoblastos, ocupando um espaço na matriz da dentina – nos túbulos dentinários.

Os corpos dos odontoblastos estão dispostos numa camada na superfície pulpar da dentina, e somente seus prolongamentos estão embebidos na matriz mineralizada. Cada célula dá origem a um prolongamento, que atravessa a pré-dentina e a dentina calcificada para terminar numa ramificação em rede na junção com o esmalte ou o cimento (Bhaskar, 1978).

Dentina peritubular

Quando se observam cortes por desgaste, não desmineralizados com luz transmitida, pode-se diferenciar do resto da matriz mais escura uma zona transparente anular ao redor do processo odontoblástico. Esta zona transparente, que forma a parede do túbulo dentinário é a dentina peritubular, e as regiões externas a ela, dentina intertubular.

A dentina peritubular é mais altamente mineralizada do que a dentina intertubular, e possui uma matriz orgânica muito delicada que é geralmente perdida nos cortes desmineralizados (Baskhar,1978).

Dentina intertubular

A massa principal da dentina é composta por dentina intertubular. É como se denomina a dentina localizada entre os túbulos dentinários. Embora seja altamente mineralizada, mais da metade do seu volume está formado por matriz orgânica. Esta matriz consiste de numerosas fibrilas colágenas envolvidas por uma substância intercelular amorfa. As fibrilas estão dispostas muito densamente, muitas vezes na forma de feixes que correm de modo irregular até a superfície da dentina, e ao redor dos túbulos (Bhaskar,1978).

Uma delgada camada de dentina, adjacente ao cimento, quase invariavelmente parece granular. Esta é conhecida como camada granular de Tomes, e é encontrada somente na raiz subjacente ao cimento. Evidências indicam que esta camada pode resultar de um encurvamento das porções terminais dos túbulos dentinários (Bhaskar,1978).

1.2 Inervação da dentina

A dentina é altamente sensível a uma diversidade de estímulos, mas a base anatômica para esta sensibilidade é ainda controversa. A literatura contém muitas descrições da presença de fibras e terminações nervosas nos túbulos dentinários. A maior parte destas terminações são encontradas nos túbulos da pré-dentina e dentina. Nenhuma foi encontrada na junção dentina-esmalte. A dor percebida nestas localizações precisa ser explicada em outras bases que não as terminações nervosas (Bhaskar,1978).

O fato da dentina ser sensível parece sugerir a presença de elementos nervosos dentro da dentina, porém a maioria das terminações nervosas parecem estar localizadas dentro da polpa.

Existem três possibilidades que poderiam explicar a sensibilidade dentinária. Primeira, a dentina é de fato enervada (FIG. 1); segunda, o processo odontoblástico e o corpo celular têm uma função sensorial especial e estão ligados a uma via neuroanatômica mais comum que inicia na polpa; terceira, os receptores associados a sensibilidade dentinária estão localizados dentro da polpa mas são capazes de detectar mudanças locais conduzidas mecanicamente através da espessura da dentina (FIG. 1).

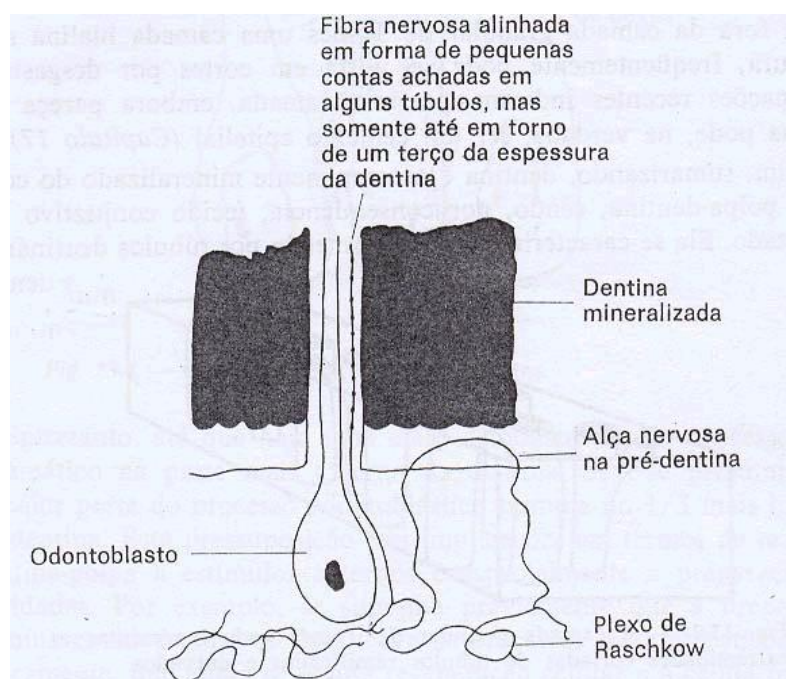


Figura 1: Diagrama ilustrando a localização dos nervos na dentina
Fonte: Adaptado de Glauche, 2001

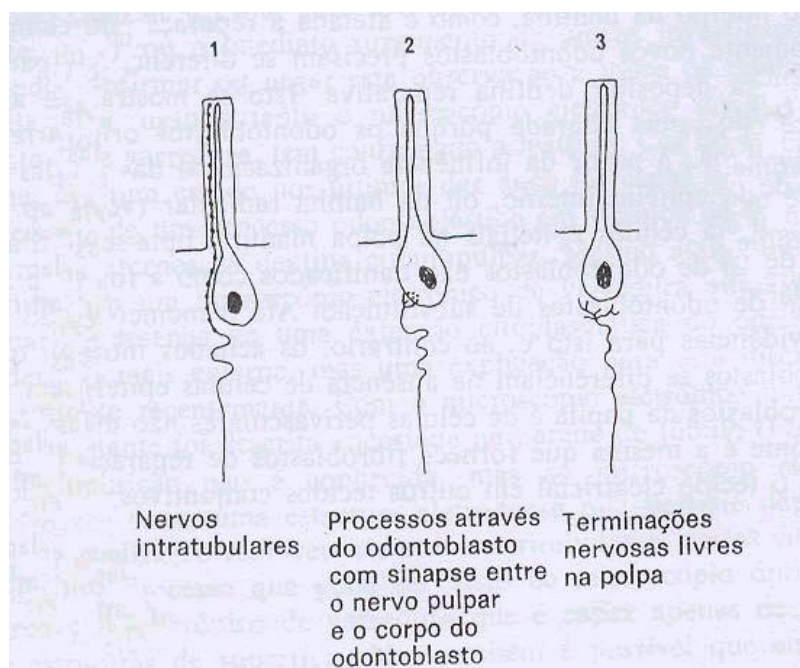


Figura 2: Diagrama ilustrando as possíveis vias neuroanatômicas associadas à sensibilidade dentinária

Fonte: Adaptado de Glauche, 2001

Bhaskar (1978) cita o movimento dos processos odontoblásticos ativando as terminações no interior da dentina, e a condução pelos processos odontoblásticos até estas terminações, como possíveis explicações da transmissão da dor na dentina.

1.3 Dentina Hipersensível

Dowell e Addy (1983), em revisão de literatura sobre etiologia, sintomas e teorias da produção da dor na hipersensibilidade dentinária cita o termo “dentina hipersensível” para descrever a condição de dentina exposta ao meio bucal, com sintomatologia dolorosa e ausência de outra patologia dental. Nesta revisão, estes autores sugerem que a dentina exposta, a qual é sensível, exhibe túbulos expostos. A questão de como a dor é iniciada através do outro lado da dentina estimulada ainda é discutível. A literatura revista indica que fibras nervosas só penetram a uma distância limitada ao longo de alguns túbulos dentinários. As teorias de que os odontoblastos e seus processos odontoblásticos atuam como receptores dentinários ou que os nervos na

polpa são os receptores da dor são ainda discutidos. Evidências de estimulação por fibras nervosas da polpa por mecanismo hidrodinâmico mostra ser o mecanismo mais comum. Evidências parecem confirmar que a dentina é inervada. Entretanto não há explicação clara, precisa, de como um estímulo aplicado à dentina pode influenciar fibras nervosas as quais aparentemente podem não penetrar por todos os túbulos dentinários ou todo o volume de dentina, Seltzer¹ (1971 apud Dowell; Addy, 1983). Várias hipóteses tem sido propostas:

- a) os odontoblastos e seus processos atuam como receptores dentinários;
- b) os nervos na polpa e não na dentina são os receptores da dor:
 - nervos da polpa são estimulados por um mecanismo hidrodinâmico, onde o estímulo que produz a dor pode ser transmitido à polpa pela pressão ou movimento de fluidos nos túbulos dentinários;
 - impulsos nervosos são modulados pela liberação de um certo polipeptídeo durante à injúria à polpa.

Entretanto seja qual for a teoria que se prove ser correta, oclusão de túbulos dentinários seria um pré-requisito essencial para um agente dessensibilizante efetivo.

Rosenthal (1990) cita que as primeiras publicações sobre hipersensibilidade dentinária datam de 1834. O primeiro índice da literatura dental nos Estados Unidos foi publicado em 1921. A partir daí, vários estudos tem sido publicados sobre esse assunto.

Em vários estudos têm-se procurado agentes que, através do selamento dos túbulos dentinários, reduzam sua permeabilidade (Bränström, 1992). Dentre esses tratamentos, podemos citar métodos que promovam a oclusão mecânica dos canalículos dentinários, como o uso de fluoreto de sódio para promover precipitação de íons dentro dos túbulos, citado por Hoyt e Bibby (1943), e o nitrato de potássio, utilizado por Touyz e Stern (1999), que mostraram-se efetivos, mas por um período limitado de tempo, devendo ser reaplicados em pequenos intervalos de tempo.

McFall Jr. (1986) realizou uma revisão de literatura sobre agentes ativos disponíveis para tratamento de hipersensibilidade dentinária, em que alguns dos autores tiveram resultados diferentes. Os agentes citados nessa revisão foram Kaolin/glicerina/fluoreto de sódio, formaldeído, hidróxido de cálcio, cloreto de estrôncio, fluoreto de sódio, fluoreto de estanho, monofluor fosfato de sódio, nitrato de potássio, e citrato de sódio/ pluronic F-127 gel.

Nenhum agente tem demonstrado, ainda, ter todas as qualidades de um dessensibilizante ideal. Dos agentes revisados nesse trabalho, pasta de fluoreto de sódio, formaldeído, fluoreto de estanho, e hidróxido de cálcio, têm resultados satisfatórios quando aplicados profissionalmente. A eficácia do cloreto de estrôncio e nitrato de potássio é contraditória em diferentes estudos. A maior desvantagem desta terapia é que é necessário muitas visitas ao consultório odontológico para se ter resultados terapêuticos satisfatórios.

Liu et al. (1997) relata que hipersensibilidade dentinária ocorre quando um estímulo aplicado na dentina causa movimento de fluidos nos túbulos dentinários, o qual então estimula processos nervosos da área pulpar de dentina e/ou de nervos propriamente dito, produzindo a transmissão de impulso da dor. A importância de selamento de túbulos dentinários é bem estabelecida. O objetivo da terapia para dentes sensíveis é reduzir o número de túbulos abertos ou diminuir seu diâmetro.

Vários autores têm investigado o uso dos *Lasers* para redução da hipersensibilidade dentinária e o aumento da temperatura intrapulpar durante a irradiação *Laser*.

Com a irradiação *Laser* em alta intensidade e com o subsequente aumento da temperatura superficial da dentina, é possível fundir a estrutura da hidroxiapatita, a qual, com o resfriamento se solidifica formando cristais de hidroxiapatita maiores que a estrutura inicial. Investigações sobre essa recristalização de dentina têm demonstrado que uma superfície não porosa e glazeada pode ser produzida, a qual pode obliterar parcial ou totalmente os túbulos dentinários (Kantola, 1973). Por esse motivo, a obliteração dos túbulos dentinários, é que o *Laser* tem sido indicado para o tratamento da hipersensibilidade dentinária. A preocupação é determinar parâmetros para esta fusão de dentina que não provoque aumento da temperatura intrapulpar acima de 5° C.

Devido ao fato da interação do *Laser* com a superfície dentária liberar calor, estudos sobre a difusão de calor através da dentina e seu efeito no tecido pulpar, são particularmente importantes.

A afirmação de dano intrapulpar causado por aumento da temperatura tem sido baseado primariamente no trabalho *in vivo* de Zach e Cohen (1965), que realizaram um estudo em *Macacos Rhesus* (por sua similaridade com os dentes humanos) para avaliar o grau das alterações histológicas ocorridas em função de diferentes parâmetros. Estabeleceram uma correlação entre a quantidade de calor emitida por uma fonte de calor conhecida e definida, em razão do tempo de aplicação, e a transmissão desse à câmara pulpar.

Os autores utilizaram como fonte de calor um ferro de solda a 275°C, com as dimensões da ponta de 3 por 1,5 mm, com área de 4,5 mm², num tempo de aplicação entre 5 a 20 segundos.

Foram colhidas amostras de tecido pulpar entre 2, 7, 14, 56 e 91 dias, as quais foram submetidas à análise histológica.

Aumentos de temperatura de até 2,2° C não produziram diferenças histológicas significativas.

Em aumentos de 5,56°C, após dois dias, houve resposta inflamatória, com edema da área subjacente ao ponto de aplicação do calor, com desnaturação da matriz celular. Em alguns casos cujos aumentos de temperatura foram iguais ou ligeiramente superiores a esse, e por períodos superiores a 10 segundos, após uma semana de aplicação, também havia um processo de reparação em curso.

Em duas semanas o processo de reparação continuava em curso, com a formação de novos odontoblastos. Porém, em alguns dentes menores, em torno de 15% dos casos, suas polpas tornaram-se necróticas.

Em aumentos de 11,11°C, 60% dos dentes apresentaram quadro representativo de abscesso intrapulpar e tiveram como resposta, a necrose.

Aumentos de 16,67°C levaram todos os dentes a apresentarem quadro de necrose irreversível.

2 OBJETIVOS

Os objetivos deste estudo *in vitro* foram avaliar a eficiência do *Laser* de Nd:YAG em 1,064 μ m, para a promoção de fusão de dentina cervical radicular, visando o selamento de túbulos dentinários, assim como medir as alterações de temperatura na câmara pulpar. Avaliar alguns parâmetros de irradiação tipicamente utilizados e sua influência na promoção da fusão do tecido, comparando os resultados com e sem o uso de fotoiniciador.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Muitas pesquisas tem sido realizadas no tratamento da hipersensibilidade dentinária, mas com resultados clínicos pouco satisfatórios ou somente temporários. Outra forma de tratamento tem se mostrado muito eficaz, de acordo com vários trabalhos publicados – o uso dos *Lasers*.

O primeiro equipamento *Laser* foi desenvolvido por Theodore Harold Maiman em 1960, utilizando um cristal de Rubi. A partir daí vários estudos foram realizados para comprovar os efeitos do *Laser* nas diversas áreas da Odontologia.

Stern e Sognaes (1964) e Goldman et al. (1964) foram os primeiros a investigarem o potencial uso dos *Lasers* em Odontologia. Eles começaram seus estudos em tecido dental duro, investigando o possível uso do *Laser* de rubi para reduzir a desmineralização ao ácido, após a irradiação do esmalte.

Stern et al. (1969) publicaram um estudo com *Laser* de rubi, realizado *in vivo* em 10 dentes de chimpanzés expostos a energias de 60 a 250J/cm². De acordo com estudos anteriores, densidades mais altas de energia foram suficientes para inibir formação *in vitro* de lesões de cárie incipientes. Com as limitações deste experimento, alterações pulpares observadas após exposição do *Laser* são temporárias e reversíveis.

Após estes experimentos iniciais com o *Laser* de rubi, pesquisadores começaram a utilizar outros *Lasers*, como Argônio, CO₂, Nd:YAG, Er:YAG. A primeira utilização de *Laser* para tratamento da hipersensibilidade dentinária foi relatado por Matsumoto et al.(1985), com *Laser* de Nd:YAG. Desde então, muitos artigos têm sido publicados sobre aplicações do *Laser* em hipersensibilidade dentinária.

A irradiação *Laser*, de acordo com Kantola (1973) pode resultar em aumento da temperatura superficial da dentina e uma possível fusão dos túbulos dentinários e com o resfriamento ressolidificar-se resultando em uma superfície de aspecto vítreo com a obliteração total ou parcial dos túbulos dentinários. O uso dos *Lasers* tem sido indicado para tratamento de hipersensibilidade pois esta é reduzida quando os túbulos são ocluídos.

O mecanismo do efeito do *Laser* de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária é devido seu efeito de selamento ou diminuição do diâmetro de túbulos dentinários pela fusão e ressolidificação da superfície dentinária (Magalhães, 2001).

Vários autores têm relatado o uso do *Laser* de Nd:YAG para fusão e ressolidificação de túbulos dentinários, promovendo assim, sua oclusão (Wigdor et al., 1993; Gelskey et al., 1993; White et al., 1994; Watanabe et al., 1997; Gutknecht et al., 1997; Liu et al., 1997; Lan et al., 1999; Yonaga et al., 1999; Kimura et al., 2000; Magalhães, 2001).

3.1 LASER DE Nd:YAG E A HIPERSENSIBILIDADE DENTINÁRIA CERVICAL

O sistema atômico deste *Laser* utiliza íons trivalentes de uma terra rara denominada neodímio (Nd^{3+}), presente em estado de dopante em um cristal de granada de alumínio ítrio (Ytrium Aluminium Garnet: $Y_3Al_5O_{12}$). As matrizes hospedeiras para o *Laser* de Nd podem ser YLF, YSGG, YAP, entre outras. Como já citado anteriormente, a emissão *Laser* dominante situa-se a $\lambda = 1064\text{nm}$ à temperatura ambiente (Boulnois, 1987).

A absorção dos tecidos biológicos nesta região é devido principalmente à melanina e hemoglobina, com pobre absorção da água (Zezell, 2001) (FIG. 1).

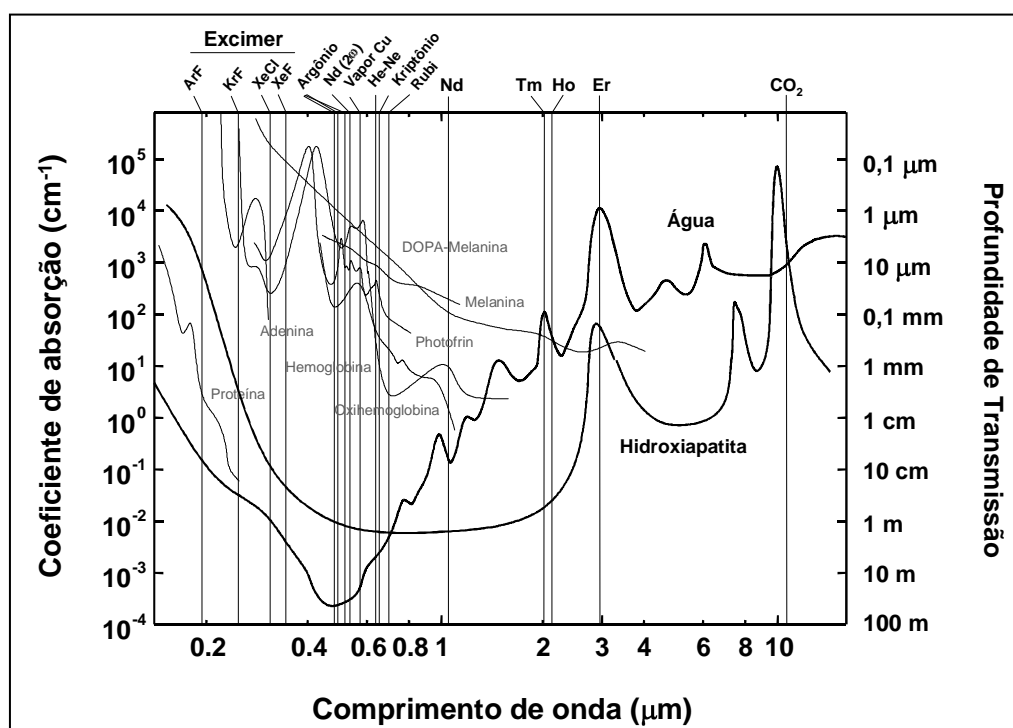


Figura 1: Absorção óptica dos principais componentes dos tecidos biológicos
Fonte: Maldonado, 2000.

Não é adequada a utilização de *Laser* de Nd contínuo em tecidos duros, devido à sua baixa absorção pelos mesmos. Nesse caso, para que os efeitos de modificação dos tecidos sejam obtidos, o aumento de temperatura não é aceitável. Ao contrário, *Laser* de Nd:YAG pulsado, entregue através de fibra ótica é uma importante ferramenta em Odontologia (Miserendino; Pick, 1995).

Em funcionamento pulsado, os *Lasers* Nd:YAG à venda no comércio liberam em regime desencadeado, energias de várias centenas de milijoules em modo fundamental TEM₀₀ em taxas de repetição que variam entre 1 e 50 Hz (Boulnois, 1987).

Gelskey et al. (1993) sugerem que dentina pode ser fundida por exposição aos *Lasers* de CO₂ ou Nd:YAG. Neste caso, a dentina se solidifica em uma superfície glazeada e não porosa. Se a hipersensibilidade resulta de movimento hidrodinâmico de fluido nos túbulos, a fusão dos túbulos com o *Laser* de Nd:YAG deveria resultar em uma previsível e duradoura eliminação da hipersensibilidade dentinária.

Esses autores realizaram um estudo para avaliar a efetividade do *Laser* de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária, com 19 pacientes com pelo menos dois dentes hipersensíveis. Dois locais foram tratados: um com *Laser* de He-Ne e outro com He-Ne e Nd:YAG. Foram utilizadas energias de 30 a 100mJ por pulso, entregues por fibra ótica de 320µm de diâmetro, ou seja utilizaram fluências de 37,5J/cm² (E=30mJ) a 125J/cm² (E=100mJ), com 10 pulsos por segundo, por 10 segundos. A exposição *Laser* foi aumentada de 10 até 40 segundos, e a energia foi aumentada de 10mJ ao máximo de 100mJ, ou até o paciente sentir desconforto. Uma fina camada de pigmento fotoabsorvedor (Sumi ink) foi utilizada na área cervical do dente para completar a modificação da superfície.

A hipersensibilidade foi avaliada por estímulos mecânicos (utilizando sonda exploradora afiada) e estímulos térmicos (jato de ar da seringa). A vitalidade pulpar foi medida utilizando estímulos elétricos. Os resultados indicaram diminuição do desconforto sentido pelos pacientes imediatamente após o tratamento com *Laser* e por três meses seguintes. O tratamento com He-Ne reduziu a hipersensibilidade ao ar em 63% e aos estímulos mecânicos em 61%. O tratamento com He-Ne mais Nd:YAG reduziu em 58% a sensibilidade ao ar e em 61% à estimulação mecânica.

Wigdor et al. (1993) conduziram um estudo sobre o efeito dos *Lasers* em tecidos dentais duros. Esse estudo investigou os efeitos de três *Lasers* em tecido dentais duros e polpa: Er:YAG, Nd: YAG e CO₂. Foram comparados os efeitos dos *Lasers* em defeitos criados como os criados por peças de mão. A dentina foi avaliada com microscópio eletrônico de varredura e a polpa com microscópio de luz. Devido às diferenças de absorção dos diferentes comprimentos de onda pelos tecidos dentais, diferentes potências foram utilizadas para criar defeitos similares, não comparando as potências *Lasers*, mas os defeitos criados foram comparados especificamente por evidência de dano térmico e mudança na micromorfologia normal do dente.

O *Laser* de Er:YAG causou o menor efeito térmico dos *Lasers* estudados quando comparado com o grupo controle. Nd:YAG e CO₂ causaram maior ruptura de dentina *in vitro*. O *Laser* de Nd: YAG promoveu a fusão da dentina como descrito também em outros trabalhos (Liu et al., 1997; Watanabe et al., 1997; Lan et al., 1999; Magalhães, 2001). Houve clara evidência de efeito térmico na dentina e mudanças histológicas na polpa, causados pelo CO₂ e Nd: YAG, mais evidente com este último, pois o estudo foi conduzido com *Laser* contínuo, disponível para os autores. Os mesmos relataram que o *Laser* de Nd:YAG com pulsos curtos reduziria os efeitos térmicos significativamente. Neste estudo utilizou-se potência de 12,5W contínuo, entregue através de fibra ótica de 2mm de diâmetro.

White et al. (1994) em seu trabalho *in vitro* utilizou *Laser* de Nd:YAG, pulsado, com duração do pulso de 150μs, com potência variando de 0,3 a 3,0W, com frequências de 10 e 20Hz, com energias variando de 30 a 300mJ, 15 a 150mJ, ou seja, fluências de 37,5J/cm² a 375J/cm², e 18,75J/cm² a 187,5J/cm², fibra ótica de 320μm de diâmetro, em contato durante 30s numa área de 2mm² de dentina para quantificar as mudanças de temperatura com irradiação em diferentes espessuras de dentina (0,2mm a 2mm) com combinação de oito parâmetros utilizando três tempos diferentes: 10, 20 e 30 segundos. Como resultado, observou-se por análise estatística (ANOVA) menor aumento de temperatura para espessura de dentina de 0,2mm com 0,3W de potência, 10Hz, 30mJ/pulso, 10 segundos, aumento de temperatura de $9,3^0 \pm 3,0$. O menor aumento de temperatura para espessura de dentina de 2,0mm foi com 0,3W de potência, 10Hz, 30mJ/pulso, 10 segundos

aumento de temperatura de $1,1^{\circ}\text{C} \pm 0,1$; e com 1W, 10Hz, 100mJ/pulso, 10 segundos aumento de $4,0^{\circ}\text{C} \pm 1,6$.

Cernavin (1994) realizou um estudo preliminar para comparar os efeitos da irradiação com Nd:YAG e Ho:YAG em dentina e esmalte. O Laser de Ho:YAG (diâmetro do feixe $250\mu\text{m}$, densidade de energia $650\text{mJ}/\text{cm}^2$) produziu perfuração em dentina com menor fusão dos tecidos circundantes que o Nd:YAG (*spot size* $20\mu\text{m}$, densidade de energia $3300\text{mJ}/\text{cm}^2$) o qual produziu considerável fusão e ressolidificação de dentina e foi mais difícil controlar. Das observação desse estudo, entendeu-se que o comprimento de onda do Laser de Ho:YAG é mais apropriado para cortar esmalte e dentina que o do Nd:YAG.

Gutknecht et al. (1997) utilizaram o Laser de Nd:YAG, em estudo *in vivo*, para tratamento de hipersensibilidade dentinária, comparando diferentes parâmetros. Participaram deste estudo, 120 dentes de 21 pacientes, divididos em quatro grupos: Grupos 1, 2 e 3 foram irradiados com Laser com 0,3W, 0,6W e 1,0W respectivamente, todos com 10Hz, com fibra ótica de $320\mu\text{m}$ de diâmetro, com densidades de energia de $37,5\text{J}/\text{cm}^2$, $75\text{J}/\text{cm}^2$ e $125\text{J}/\text{cm}^2$ respectivamente; e um grupo controle, tratado somente com Duraphat^R. O tempo de irradiação foi entre 30 e 90 segundos. Foram realizadas três avaliações, em 1, 2, 6 e 12 semanas. Três meses após o tratamento observou-se redução da hipersensibilidade dentinária em 90% no grupo 1, 83% no Grupo 2 e 93% no Grupo 3. Com base nestes resultados, estes autores recomendam utilizar energia de 30mJ, 10Hz, 0,3W para tratamento da hipersensibilidade dentinária, pois com estes parâmetros os túbulos dentinários são selados sem ser prejudicial à superfície dentinária.

Liu et al. (1997) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar a profundidade de selamento do Laser de Nd:YAG em túbulos dentinários humanos. Trinta e seis amostras de dentina com túbulos dentinários abertos foram utilizadas. As amostras foram aleatoriamente divididas em três grupos. Os Grupos A e B foram irradiados com Laser de Nd:YAG com energia de 30mJ, 10Hz, $25\text{J}/\text{cm}^2$ (diâmetro da fibra= $400\mu\text{m}$) ao longo da superfície da dentina. O Grupo C não foi irradiado e serviu como controle. Subseqüentemente, o Grupo B foi congelado com nitrogênio líquido e clivado com cinzel. A observação através de MEV mostrou, nas amostras não irradiadas, numerosos túbulos abertos, e nas amostras irradiadas, fusão de

dentina e fechamento dos orifícios dos túbulos dentinários expostos. A profundidade de selamento do *Laser* de Nd:YAG nos túbulos dentinários humanos foi de 4µm.

Watanabe et al. (1997) avaliaram os efeitos do *Laser* CO₂ contínuo com 5W e Nd:YAG pulsátil com 2W sobre a superfície dentinária e analisaram os resultados através do microscópio eletrônico de varredura. Os resultados revelaram que a irradiação do *Laser* na superfície da dentina provocou uma fusão e ressolidificação da dentina. A comparação das amostras tratadas mostrou que o *Laser* de CO₂ promoveu a formação de uma área vitrificada e áreas irregulares contendo crateras e fendas. As amostras irradiadas com o *Laser* de Nd: YAG revelaram uma superfície de fusão e ressolidificação de dentina e recristalização, formando áreas vitrificadas circulares, ou alongadas evidenciando grânulos de dentina e a superfície com dentina fundida contendo pequeno forames.

Os dados desse trabalho revelaram os efeitos dos *Lasers* de CO₂ e Nd:YAG em microscopia eletrônica de varredura indicando que os efeitos do *Laser* sobre a superfície dentinária varia de acordo com a potência utilizada em ambos os casos.

Ciaramicoli (1999) realizou um trabalho com o objetivo de avaliar o desempenho do *Laser* de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical, após tentativa de remoção e controle dos fatores etiológicos frente a dois estímulos (jato de ar e explorador). Participaram deste estudo 20 pacientes, em um total de 145 dentes divididos em dois grupos distintos (com e sem tratamento periodontal) e em três subgrupos (molares, pré-molares e incisivos e caninos), onde 104 dentes receberam o tratamento com *Laser* de Nd:YAG e foram avaliados em oito ocasiões: uma antes do início do tratamento, seis durante o tratamento, isto é, no início e ao final de cada sessão de aplicação do *Laser* e após 6 meses. Foram usados os seguintes parâmetros para a aplicação do *Laser* de Nd:YAG : 40mJ de energia, 25 Hz de frequência e 1W de potência, entregue por fibra ótica de 300µm de diâmetro. Para o Grupo 1, constituído de pacientes que apresentaram hipersensibilidade dentinária cervical após o tratamento periodontal, o *Laser* de Nd:YAG foi aplicado a uma distância de 5mm perpendicular ao longo eixo da raiz (não contato), desfocalizado durante 30 segundos; e com contato, focalizado, sobre a superfície da dentina exposta, também durante 30 segundos. No Grupo 2, representado por pacientes que apresentaram hipersensibilidade cervical de origem não causada por

tratamento periodontal, o *Laser* foi aplicado na forma contato, focalizado, durante um período de 30 segundos. No caso da forma contato, a densidade de energia foi de $dE=56,60\text{J}/\text{cm}^2$ (diâmetro da fibra= $300\mu\text{m}$), e não contato, a densidade de energia foi de $dE=0,725\text{J}/\text{cm}^2$ (diâmetro da luz incidida= $2,65\text{mm}$). Permaneceram 41 dentes controle, os quais não receberam o tratamento com o *Laser* de Nd:YAG e foram avaliados somente no início e ao final do tratamento (6 meses). Os resultados encontrados demonstram que houve redução estatisticamente significativa da hipersensibilidade dentinária cervical tanto para os grupos que receberam o tratamento com *Laser* de Nd:YAG quanto para os dentes controle. Entretanto, a diminuição da hipersensibilidade dentinária cervical foi estatisticamente maior quando associou-se a eliminação dos fatores etiológicos com a aplicação do *Laser* de Nd:YAG.

Yonaga et al. (1999) realizaram um estudo sobre métodos de tratamento de hipersensibilidade, no qual compararam o resultado de vários métodos, utilizando *Laser* de Nd:YAG pulsado comparado com outros *Lasers* (He-Ne: eficácia de 50%; GaAlAs: 54% com comprimento de onda de 780nm e 57% com comprimento de onda de 830nm; CO₂: 50%), e obtiveram um resultado muito melhor usando Nd:YAG com 2W de potência, 100mJ/pulso, 20Hz, em quatro grupos. Utilizando pigmento preto como fotoiniciador em dois grupos, e dentre os resultados obtidos, chegaram a conclusão que este *Laser* promoveu a oclusão ou diminuição do diâmetro da maioria dos túbulos dentinários e a superfície foi parcialmente fundida após a irradiação, principalmente no Grupo 2, onde foi utilizado pigmento preto, irradiação em contato, com densidade de potência de $2486,86\text{ W}/\text{cm}^2$.

Kimura et al. (2000) realizaram uma revisão da literatura sobre tratamentos da hipersensibilidade dentinária com *Lasers* desde 1985. Atualmente, quatro tipos de *Lasers* tem sido usados no tratamento da hipersensibilidade dentinária e a efetividade variou de 5,2 a 100%, a qual foi dependente do tipo de *Laser* e dos parâmetros utilizados. Em geral, a eficiência do tratamento da dentina hipersensível, usando *Laser*, é maior que nos outros métodos; em casos severos porém, é menos eficaz. Dentre outros *Lasers*, este autor relata a eficácia do Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária. O primeiro uso deste *Laser* foi feito por Matsumoto et al. (1985) e consecutivamente por outros pesquisadores. A TAB. 1 mostra os parâmetros usados com o *Laser* de Nd:YAG e sua eficácia de tratamento. Quando

se utiliza o *Laser* de Nd:YAG é recomendado o uso de tinta preta como fotoiniciador, para prevenir penetração em profundidade em esmalte e dentina com conseqüentes efeitos nocivos à polpa.

Tabela 1: Parâmetros laser e efetividade de tratamento do *Laser* de Nd:YAG

AUTOR	PARÂMETROS	EFICÁCIA
Senda et al. (1985)	6mW, 5Hz or CW for 2-3mim	84%
Matsumoto et al. (1986)	6mW, 5Hz or CW for 1-3mim	90%
Gomi et al. (1986)	6mW, 5Hz or CW for 3mim	100%
Wilder-Smith (1988)	6mW, 5Hz or CW for 2,5mim for 3 dias	5,2 –17,5%
Matsumoto et al. (1988)	6mW, CW for 0,5-3mim	90%
Mezawa et al. (1992)	6mW, CW for 5mim	55%

Fonte: Kimura et al., 2000

Magalhães (2001) realizou um estudo *in vitro* para verificar a eficácia do *Laser* pulsado de Nd:YAG, com emissão em 1.064nm, no selamento dos orifícios dos túbulos dentinários para o tratamento da hipersensibilidade dentinária. Para este estudo, foram utilizadas 20 amostras de dentes hígidos recém-extraídos, os quais tiveram o cimento cervical removido para se expor dentina cervical numa área de aproximadamente 4mm², sendo duas áreas na vestibular : Grupos A e B, e uma na lingual: Grupo C (controle). As amostras tiveram a espessura da dentina remanescente padronizada entre 1 e 1,5mm, medida com espessímetro. Os parâmetros de irradiação foram: energia de 30mJ por pulso, potência de 0,21W, 37,5J/ cm² (Grupo A) e 40mJ por pulso; 0,28W, 50J/cm² (Grupo B); taxa de repetição de 7Hz nos dois grupos, em duas aplicações de 43 segundos com intervalo de 10 segundos entre elas. Dez das amostras foram submetidas ao exame de microscopia eletrônica de varredura (MEV) que mostrou superfície com abertura dos canálculos dentinários vedados, com derretimento e ressolidificação da dentina superficial. Outras 10 amostras foram clivadas no centro da área irradiada para avaliar por MEV, a profundidade de penetração do *Laser* na dentina, constatando-se uma penetração de até 5µm no centro das amostras irradiadas com maior energia. Concluiu-se nesse trabalho que o *Laser* de Nd:YAG pode ser utilizado no tratamento

da hipersensibilidade dentinária, com parâmetros adequados, por promover selamento dos canalículos dentinários.

3.2 O LASER DE Nd:YAG E SEUS EFEITOS NOS TECIDOS DENTAIS

Lasers, pela natureza de suas características ópticas, pode ser prejudicial se não usado apropriadamente. Antes de qualquer tratamento em humanos, foram estabelecidos parâmetros de tratamento através de muitas pesquisas já realizadas para se definir os efeitos dos *Lasers* nos tecidos dentais.

As características de absorção dos tecidos dentais – dentina, esmalte, polpa, cemento, osso e gengiva – têm uma importante função em como a irradiação *Laser* terá efeito nos tecidos a serem tratados. Os tecidos podem absorver, refletir, espalhar ou transmitir a luz *Laser*. O efeito terapêutico de um *Laser* é uma função de seu comprimento de onda, duração de pulso e características de absorção do tecido em questão. Essas variáveis do *Laser* promovem efeitos diferentes no tecido (térmico, fotoablativo e acústico). Quando as características do tecido e variáveis dos *Lasers* são combinadas, tem-se diferentes efeitos nos tecidos vivos (Wigdor et al., 1993).

Para realizar um estudo preciso e controlado, a absorção de um específico comprimento de onda por um específico tecido dental deve ser bem conhecido, e considerada a energia necessária para absorção deste *Laser* pelo tecido.

Como citado anteriormente, a emissão *Laser* do Nd:YAG situa-se no $\lambda = 1064\text{nm}$ à temperatura ambiente e a absorção dos tecidos biológicos nesta região é devido principalmente à melanina e hemoglobina, com pobre absorção da água. A água é praticamente transparente para este *Laser*, o que leva a uma penetração mais profunda no tecido, como pode ser observado na Figura 1 (p. 19) (Zezell, 2001).

Assim, o *Laser* de Nd:YAG atua, mais eficientemente, quando seu feixe de luz é aplicado na presença de pigmentos escuros, ou seja, ocorre um aumento da absorção *Laser* pela superfície dental irradiada se nesta for depositada uma substância de cor escura como, por exemplo, a tinta nanquim (Morioka, 1984; Yonaga et al., 1999; Boari, 2000).

A utilização de *Lasers* contínuos ou pulsados para uma dada aplicação deve ser discutida em termos de considerações termodinâmicas de fluxo de calor. O tecido circundante ao tecido aquecido pelo *Laser* estará mais frio, de forma que o fluxo de calor ocorrerá da região irradiada para a circunvizinha, podendo acarretar danos térmicos. Para minimizar os danos térmicos é necessário minimizar o fluxo de calor, depositando energia suficiente no volume absorvedor para vaporizá-lo em menos tempo que o calor leva para se difundir (Maldonado, 2000) (FIG. 2 e 3).

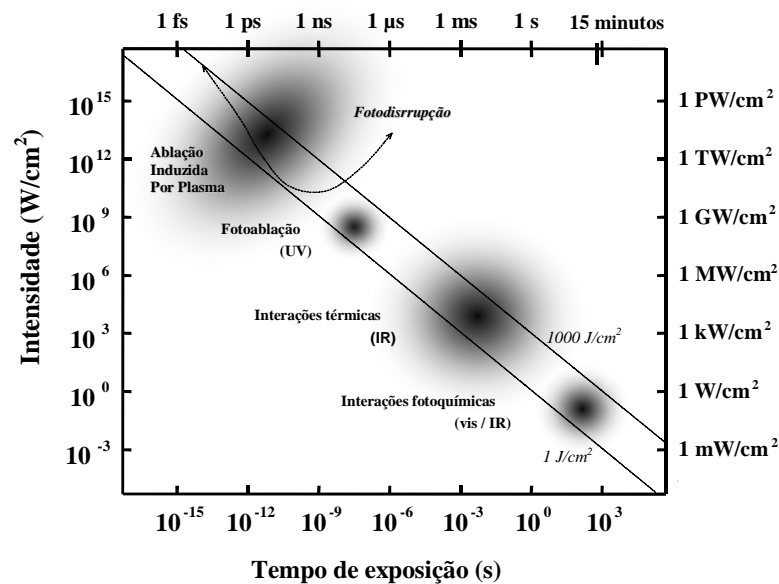


Figura 2: Efeitos térmicos da radiação laser
Fonte: Maldonado, 2000.

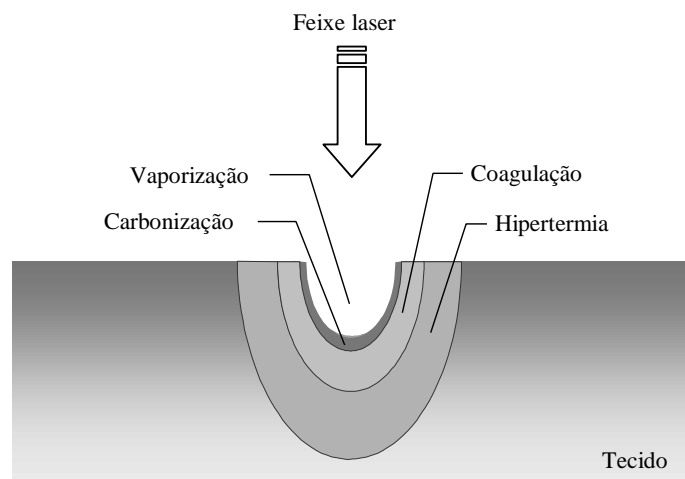


Figura 3: Disposição dos efeitos térmicos dentro do tecido
Fonte: Maldonado, 2000.

3.2.1 Uso do *Laser* com fotoiniciador

Estudos realizados utilizando *Laser* de Rubi, CO₂, Nd:YAG e Ho:YAG, em dentina e esmalte tem demonstrado evidências de rachaduras, fusão e fissuras da superfície dentária. Em adição, ablação ineficiente ocorre devido à baixa absorção óptica pelo esmalte e dentina de comprimentos de onda na faixa do infra-vermelho, e com a alta potência do *Laser* requerida para ablação, é difícil restringir o aumento de temperatura na polpa em níveis seguros. O uso de um cromóforo para aumentar a absorção da energia *Laser* é útil em confinar a penetração de energia em um pequeno volume enquanto reduz a potência *Laser* total requerida para o efeito desejado (Mc Nally, 1999).

Vários estudos tem reportado o uso de pigmento, principalmente o preto, para absorver o feixe *Laser* e melhorar os efeitos do Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária (Morioka, 1984; Gelskey et al., 1993; Yonaga et al., 1999; Boari, 2000) e que o tratamento com o pigmento é melhor do que sem pigmento (Yonaga et al., 1999).

Morioka (1984) testou o efeito de vários tipos de substâncias fotoabsorvedoras na aplicação do *Laser* de Nd:YAG em esmalte dental, para verificar seu efeito no aumento da resistência do esmalte à ação de ácidos. As substâncias estudadas foram: tinta nanquim à prova d'água; tinta da Índia para escrita e desenho; tinta de polvo e melanina. Esse autor obteve como resultado, que a tinta nanquim à prova d'água foi a mais apropriada para o uso com o *Laser* de Nd:YAG pulsado, e a tinta da Índia para escrita e desenho foi a mais apropriada para o uso com o *Laser* de Neodímio Q-switched.

McNally et al. (1999) realizaram um estudo com *Laser* de Diodo com potências de 500, 600, 700 e 850mW (correspondendo 255, 300, 360 e 430 W/cm²) durante 120 segundos, com diferentes concentrações de corante Indocianina Verde utilizada como fotoiniciador (1, 2, 3, 4, 5 e 6% em água destilada) aplicada sobre o tecido cariado. Esta técnica utilizando corante Indocianina verde como fotoabsorvedor oferece mínimo risco de dano térmico no tecido dental circundante por confinar a penetração de energia em um volume pequeno enquanto reduz a potência *Laser* necessária para o efeito desejado (ablação, no caso deste estudo). Esse corante, para ablação do tecido, tem a vantagem de se ligar em proteínas e água, e deste

modo, se ligar melhor em tecido cariado do que sadio. A Indocianina verde tem forte absorção em 800nm, e o *Laser* de diodo neste comprimento de onda é preferencialmente absorvido pela combinação corante-cárie.

Boari (2000) realizou um estudo com o objetivo de avaliar clinicamente a eficiência do *Laser* de Nd:YAG, associado ao flúor fosfato acidulado, na prevenção de cáries de sulcos e fissuras de pré-molares e molares de crianças e adolescentes. Neste trabalho também foi avaliado e determinado o pigmento potencializador mais adequado dos efeitos do *Laser* de Nd:YAG sobre o esmalte dental. Foram utilizados quatro tipos diferentes de corantes para esse estudo:

- a) tinta Nanquim (usada como referência);
- b) tinta usada para maquiagem de olhos (delineador hidrossolúvel) à base de óxido de ferro;
- c) evidenciador de placa bacteriana (nome comercial Sic caries da Ultradent, USA);
- d) corante à base de pó de carvão, partículas de 10µm de diâmetro, numa mistura com água e atanol.

Após a aplicação dos diferentes cromóforos e irradiação da superfície de esmalte, observou-se em microscopia eletrônica de varredura (MEV). A tinta nanquim e o carvão apresentaram os melhores resultados quanto à fusão e ressolidificação das superfícies de esmalte. Quanto à facilidade de remoção, a mistura de carvão mostrou ser a mais favorável.

Baseados nos estudos obtidos com este trabalho concluiu-se que a melhor opção para uso de pigmentos absorptivos é o carvão pulverizado dissolvido em água e etanol, aplicado antes do *Laser*, pois esta solução consegue promover os resultados de fusão e ressolidificação de esmalte semelhantes àqueles encontrados quando o pigmento utilizado é o nanquim. Apesar da dificuldade encontrada na solução de carvão de se manter a consistência adequada para sua aplicação, pois como o álcool presente na mistura evapora muito rapidamente, esta se torna bastante espessa, dificultando sua aplicação ou às vezes fazendo com que a camada aplicada se torne mais espessa do que o desejado. Aplica-se o corante e em seguida se faz a irradiação com o *Laser* de neodímio varrendo-se toda a superfície

pintada até se remover todo o corante, sempre com intervalos de tempo de, no mínimo, 20 segundos entre as repetições, para que haja tempo de resfriamento do esmalte pela circulação sangüínea da polpa. Repetiu-se esta operação por três vezes na mesma sessão.

Atualmente, a tinta nanquim é comprovadamente adequada para aumentar a absorção do *Laser* pulsado de Neodímio, porém quando utilizada sobre a superfície oclusal dos dentes é extremamente difícil de ser removida dos sulcos e fissuras presentes nesta região, deixando uma leve mancha escura, de difícil remoção total (Boari, 2000).

Bahar et al. (1994) sugere a remoção residual do nanquim com etanol a 99%.

Quinto Jr. (2001) removeu remanescentes de tinta nanquim através da imersão das amostras em solução de isopropanol à 99,7%, com ultra-som durante 12 minutos.

3.2.2 Medidas de temperatura

A temperatura é definida como: a medida do grau de agitação térmica (energia cinética média) das partículas constituintes de um corpo. Mas, a agitação térmica de átomos ou moléculas é difícil de se medir. O que se faz, então, é atribuir valores numéricos a algumas propriedades macroscópicas dos corpos. Assim, na escala Celsius, foi atribuído o valor 100 para a temperatura de ebulição da água e o valor zero, para a temperatura de solidificação da água. A partir desses valores, pode-se graduar uma escala e atribuir valores aos diferentes estados térmicos.

Calor é a energia associada a uma variação de temperatura e que se propaga espontaneamente, do corpo de maior temperatura para o de menor temperatura. Essa propagação de calor pode ocorrer de três formas distintas:

- a) por condução: transmissão do calor diretamente entre as partes aquecidas em contato.
- b) por convecção: transmissão do calor, nos líquidos ou nos gases, pelo movimento ou circulação das partes aquecidas.

- c) por irradiação: por meio de ondas eletromagnéticas, emissão de energia radiante (Zezell et al., 200-]).

Para medida de temperatura, é utilizado um sistema experimental composto de:

- a) banho térmico: permite a manutenção das amostras à temperatura desejada e facilitará a dissipação de calor gerada durante os experimentos.
- b) leitor de temperatura: composto por dois termopares tipo K (cromel-alumel) (OMEGA Eng. Inc. – Stamford,CT,USA), com espessura de $127\mu\text{m}$ e resolução de $0,2^\circ\text{C}$. Com o aquecimento da ponta (junção) do termopar, uma corrente elétrica é induzida, gerando uma diferença de potencial (ddp) na outra extremidade do termopar. Essa ddp é enviada através do cabo coaxial para o conversor. O sinal do termopar 1 está associado com o cabo coaxial 1 e o sinal do termopar 2 com o cabo coaxial 2.
- c) conversor dos sinais: o conversor receberá os sinais gerados nas pontas dos termopares por uma das quatro entradas X1, X2, X3, e X4 localizadas na parte traseira do conversor. Estas entradas podem ser selecionadas pelo usuário.
- d) registrador: o registro do sinal (temperatura) é feito por intermédio do microcomputador, que gravará a variação térmica ao longo do tempo com resolução de 0,05 segundos.

Se a ponta do termopar não estiver em contato direto com a amostra, haverá, entre eles, uma fina camada de ar. A temperatura medida pelo termopar será diferente da temperatura da amostra (menor que a temperatura real). Como nem sempre é possível posicionar a ponta do termopar, de modo a garantir o perfeito contato entre esta e a amostra, para evitar o erro experimental, deve-se otimizar o contato térmico, aplicando-se uma pequena quantidade de pasta térmica entre o termopar e a amostra (Zezell et al., [200-]).

A temperatura gerada em um determinado ponto no dente durante uma irradiação *Laser* dependerá da distância deste ponto ao local da irradiação. Para deslocamentos com frações de milímetros pode ocorrer uma significativa variação de temperatura para um mesmo procedimento de irradiação. Desta forma, duas irradiações utilizando os mesmos parâmetros de irradiação, mas com má aferição na

posição do termopar gerará uma variação na elevação térmica. Para solucionar este problema, a espessura do tecido entre o local de irradiação e a região analisada pode ser determinado radiograficamente (Zezell et al., [200-]). Ou, como no caso deste experimento, esta espessura foi medida com espessímetro e padronizada em todas as amostras em 1,5mm.

Peters et al. (1981) realizaram um estudo com o objetivo de desenvolver um sistema de medida de temperatura, que mantenha o dente na temperatura corporal, permitindo então a realização de testes térmicos. Este estudo avaliou a praticabilidade de execução de testes em coroas que tiveram as raízes removidas. Os espécimens (4 dentes humanos anteriores extraídos) foram montados em contato méso-distal num "jig" de resina acrílica. Silicona de transferência aquecida, com consistência de vaselina, foi injetada no interior de suas câmaras pulparem utilizando seringa. O aparato experimental utilizado consistiu de um termistor com 0,4mm de diâmetro e 42mm de comprimento inserido na câmara pulpar dos quatro dentes, via acesso apical. O jig com os dentes foi fixado numa placa de alumínio (10,4 x 6,3 x 0,6cm) montada numa caixa metálica (10,4 x 6,7 x 4,2cm) que continha uma unidade aquecedora. Esta unidade forneceu calor à placa de alumínio, mantendo a temperatura constante. A temperatura da caixa manteve-se constante, medida através de um termômetro, e a do jig também foi monitorada constantemente através de um tele-termômetro. O dente, na placa teve a temperatura mantida e medida pelos dois sistemas. A temperatura no interior da câmara pulpar foi monitorada pelo termistor inserido em seu interior, conectado a um segundo tele-termômetro, que manteve a temperatura da câmara pulpar à temperatura ambiente. Os autores citam este modelo como excelente para manter o dente à temperatura corporal. E isto pode ser válido por várias razões: a temperatura corporal em dentes vitais está sendo simulada; as mudanças que ocorre na câmara pulpar, deve ser aplicado ao que ocorre clinicamente; depois que a resposta ocorre, a inversão do efeito deve ocorrer da mesma forma que clinicamente.

Hannig et al. (1999) realizaram um estudo para medir as mudanças de temperatura na câmara pulpar durante a polimerização de resinas compostas. Para realização destas medidas foi utilizado um termopar tipo K inserido na câmara pulpar das amostras. Para manter o termopar em contato com a dentina, foi utilizado uma fina camada de um composto de óleo de silicone térmico. A câmara pulpar foi preenchida

com água e a amostra foi montada numa placa sobre um banho térmico ($37 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$). Estes autores citam também a diferença no aumento da temperatura *in vivo*, devido à circulação sanguínea na polpa e movimento de fluidos dentinários.

Mc Nally et al. (1999) realizaram irradiação com *Laser* de Diodo com potências de 500, 600, 700 e 850mW (correspondendo 255, 300, 360 e 430 W/cm²) durante 120 segundos, com diferentes concentrações de corante Indocianina Verde utilizada como fotoiniciador (1, 2, 3, 4, 5 e 6% em água destilada) aplicada sobre o tecido cariado. Os autores relataram a diferença dos valores obtidos com a irradiação em dentes isolados, aumento de temperatura no ambiente pulpar de $8 \pm 3^{\circ}\text{C}$, e quando os dentes foram deixados em banho de água para simular a perfusão, o aumento máximo de temperatura observado foi de $3 \pm 2^{\circ}\text{C}$. Informaram que a medida de temperatura dá uma estimativa da temperatura média obtida na cavidade pulpar *in vitro*. Em uma situação clínica, com fluido sanguíneo, perfusão sanguínea, condução do calor através do osso, e presença de gengiva atuam como escoadouro de calor para o dente. É esperado, portanto, que o aumento da temperatura pulpar durante a irradiação *Laser in vivo* será muito mais baixa que as encontradas nas medidas *in vitro*.

Türkmen et al. (2000) realizaram um estudo para comparar os efeitos dos *Lasers* de CO₂, Nd:YAG, e ArF eximer em tecido dentinário e o aumento da temperatura na câmara pulpar. Utilizaram os mesmos parâmetros com os três *Lasers*, ou seja, 3W, diâmetro do feixe de 2mm, 20Hz, durante 30 segundos. Com o *Laser* de Nd:YAG, foi utilizado pigmento como fotoiniciador (corante preto da Índia). Uma cavidade Classe I foi feita para expor a dentina, e a polpa foi removida via orifício na área cervical. A câmara pulpar foi preenchida com graxa de silicone, e a temperatura foi medida através de termopar de NiCr/NiSi inserido no interior da câmara pulpar, através do orifício na região cervical. A média de aumento da temperatura interna foi: CO₂, $37,46 \pm 11,10^{\circ}\text{C}$; Nd:YAG, $28,70 \pm 7,75^{\circ}\text{C}$; e *Laser* de ArF, $1,05 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$. Os autores reconhecem como limitações deste estudo *in vitro* o escoamento do calor pelo termopar, bem como o isolamento térmico do dente. Aumento de temperatura intrapulpar *in vivo* pode ser menor devido ao ligamento periodontal intacto, osso, e circulação pulpar, os quais podem reduzir os efeitos da temperatura. Ao comparar os efeitos da irradiação *Laser*, a condutividade térmica do material é muito importante,

por exemplo, a condutividade térmica da dentina é mais baixa ($k: 5,69 \times 10^3 \text{ W/cm}^\circ \text{C}$) que a do esmalte ($k: 9,34 \times 10^3 \text{ W/cm}^\circ \text{C}$).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Anteriormente à execução deste trabalho, o projeto de pesquisa foi submetido aos Comitês de Ética da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (ANEXO A) e do IPEN- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (ANEXO B), tendo sido aprovado pelos pareceres nº 186/03 e 089/CEP-IPEN/SP, respectivamente.

4.1 MATERIAIS

a) **Dentes**

Para esta pesquisa, foram utilizados 20 terceiros molares humanos hígidos, recém-extraídos, submetidos à limpeza para remoção de tecidos moles, mantidos em água destilada e congelados até o momento do preparo das amostras.

b) **Laser**

O equipamento *Laser* utilizado no experimento foi o de Nd:YAG pulsado, Pulse Master1000 (American Dental Technologies, Inc., USA), com comprimento de onda de 1064nm, largura de pulso de 100µs, com sistema de entrega por fibra ótica de 320µm. Este equipamento possui luz-guia proveniente de *Laser* com comprimento de onda de 633nm, pertencente ao LELO-FOUSP (FIG. 4).

c) **Termopar**

Para medida de temperatura, foi utilizado um sistema de termopar acoplado a um computador para registro dos dados pertencente ao Centro de *Lasers* e Aplicações (CLA), IPEN, descrito anteriormente.

d) **Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV)**

Foi utilizado o MEV, marca Philips, LX 30, Eindhoven, Holland), pertencente ao CCTM-IPEN.



Figura 4: Equipamento de Laser de Nd:YAG

4.2 PREPARO DAS AMOSTRAS

Os dentes, com restos de tecidos moles já removidos, foram mantidos inteiros para uma melhor determinação da temperatura na câmara pulpar, tiveram suas câmaras pulpares abertas e esvaziadas, e superfícies vestibulares e linguais desgastadas e polidas em equipamento Politriz, com discos de lixa de granulação 240, 400, 600, em seqüência até lixa 1.200/4.000, para que as amostras tivessem espessura de dentina padronizadas em 1,5mm na região a ser irradiada. De acordo com White et al. (1994), a espessura de dentina remanescente é um parâmetro importante na condução do calor, em relação ao interior da câmara pulpar. Esta medida foi realizada com espessímetro em região cervical (FIG. 5). A área para irradiação foi demarcada nesta região cervical com ponta montada diamantada esférica nº 1013, em forma de um retângulo com 4mm no sentido méso-distal por 2mm no sentido ocluso- apical como mostra a Figura 6.



Figura 5: Mensuração da espessura de dentina para padronização das amostras



Figura 6: Amostra com área demarcada para irradiação

Após estes procedimentos, as amostras foram lavadas com EDTA 17% por dois minutos para a remoção de *smear-layer* e expor os túbulos dentinários (White et al., 1994; Magalhães, 2001), enxaguadas e mantidas em água destilada (Mcnally et al., 1999).

4.3 DIVISÃO DOS GRUPOS

As amostras foram divididas em quatro grupos com cinco amostras cada, sendo cada amostra com as duas faces, vestibular e lingual preparadas para a irradiação.

Os Grupos 3 e 4 tiveram a área a ser irradiada pintada com tinta nanquim como cromóforo absorvedor, com o objetivo de promover uma maior interação do *Laser* com o tecido dentinário (Morioka et al., 1984; Yonaga et al., 1999; Boari, 2000; Quinto Jr, 2001), visto que o *Laser* neste comprimento de onda de 1.064nm é melhor absorvido por tecidos pigmentados.

Os parâmetros utilizados são mostrados na TAB. 2 e condições de irradiação na TAB. 3.

Tabela 2: Parâmetros utilizados na irradiação

GRUPOS	ENERGIA (mJ)	TAXA DE REPETIÇÃO	POTÊNCIA MÉDIA*	TEMPO DE EXPOSIÇÃO**
G1	34	10	0,34	2 x 20
G2	45	10	0,45	2 x 20
G3 (com fotoiniciador)	34	10	0,34	2 x 20
G4 (com fotoiniciador)	45	10	0,45	2 x 20

Nota: *A potência foi medida na saída da fibra, utilizando um Power Meter

**Foi dado um intervalo de 10s entre as aplicações (tempo para relaxação térmica)

Tabela 3: Condições de irradiação

CONDIÇÕES DE IRRADIAÇÃO	FÓRMULA	G1	G2	G3 (Com fotoiniciador)	G4 (Com fotoiniciador)
INTENSIDADE MÉDIA	$\frac{P_{\text{média}}}{\text{área total irradiada}}$	0,425 W/cm ²	0,56 W/cm ²	0,425W/cm ²	0,56 W/cm ²
DENSIDADE DE ENERGIA MÉDIA POR APLICAÇÃO (DOSE)	$\frac{P_{\text{média}} \times t_{\text{exposição}}}{\text{área total irradiada}}$	17J/cm ²	22,5J/cm ²	17J/cm ²	22,5J/cm ²
DENSIDADE DE ENERGIA INDIVIDUAL CADA PULSO (FLUÊNCIA)	$\frac{E_{\text{pulso}}}{\text{área da fibra}}$	42,5 J/cm ²	56,25 J/cm ²	42,5 J/cm ²	56,25 J/cm ²
POTÊNCIA PICO INDIVIDUAL CADA PULSO	$\frac{E_{\text{pulso}}}{\text{Largura temporal do pulso}}$	340 W	450 W	340 W	450 W

Nota: E= Energia, P= Potência, t= tempo

4.4 TÉCNICA UTILIZADA

As amostras foram preenchidas com pasta térmica no interior da câmara pulpar e tiveram um termopar fixado em contato com a parede interna da face a ser irradiada para medida de temperatura. Estas medidas são gravadas em computador e depois transformadas em gráficos.

Duas amostras de cada grupo tiveram suas duas faces, vestibular e lingual irradiadas e analisadas em MEV; as outras três amostras de cada grupo tiveram uma face irradiada para análise da temperatura, seguindo os parâmetros descritos na TAB. 1, totalizando sete irradiações em cada grupo.

A irradiação foi realizada em contato e perpendicular à superfície da dentina, em varredura no sentido méso-distal durante 20 segundos, com intervalo de 10 segundos e durante 20 segundos no sentido ocluso apical, na área demarcada para irradiação.

Foram utilizados os procedimentos de acordo com normas de segurança na utilização dos *Lasers*.

4.5 MEDIDAS DE TEMPERATURA

Para medidas de temperatura, utilizamos termopar inserido na câmara pulpar das amostras, preenchidas com pasta térmica, em contato com a parede interna da face a ser irradiada. Os dentes foram segurados entre os dedos do aplicador, com equilíbrio térmico na temperatura corporal do mesmo, o que aproximadamente reproduz as condições clínicas, ou leva a uma menor capacidade de dissipação térmica. Assim, nossas curvas de temperatura indicam um aumento de temperatura que é maior ou igual àquele que ocorre no paciente.

4.6 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Dois dentes de cada grupo receberam um corte longitudinal, dividindo-os em 02 faces, vestibular e lingual, para análise em Microscopia Eletrônica de Varredura, com o objetivo de visualizar a presença de superfície dentinária fundida pela irradiação, além da presença de trincas e carbonização.

Estas amostras foram submetidas a um processo de desidratação em seqüência de soluções de álcool 50%, 60%, 70%, 80%, 90% e 100% durante 30min em cada concentração.

Estas amostras desidratadas foram preparadas para análise em MEV, ou seja, montadas em suportes metálicos, *stubs*, e metalizadas com ouro.

Após preparadas e metalizadas com ouro, as amostras foram analisadas em Microscópio Eletrônico de Varredura, marca Philips, modelo XL 30, pertencente ao CCTM-IPEN para verificar o efeito do *Laser* de Nd:YAG, pulsado, com quatro parâmetros diferentes.

5 RESULTADOS

Para análise dos resultados verificou-se as alterações morfológicas nas superfícies irradiadas através de MEV. Considerou-se também as alterações de temperatura ocorridas durante as irradiações *Laser* para comparação dos parâmetros utilizados neste estudo. Com relação às alterações de temperatura os gráficos apresentados mostram os registros dos primeiros 20 segundos de radiação, devido o registro de temperatura durante os 10 segundos de interrupção e os 20 segundos seguintes de irradiação apresentarem problemas sugestivos de deslocamento do termopar.

Resultados do Grupo 1

No Grupo 1, onde utilizou-se 34mJ de energia, 10Hz, sem fotoiniciador, observou-se que não houve alteração morfológica da superfície da dentina, somente em algumas pequenas áreas (FIG. 7 a 10)

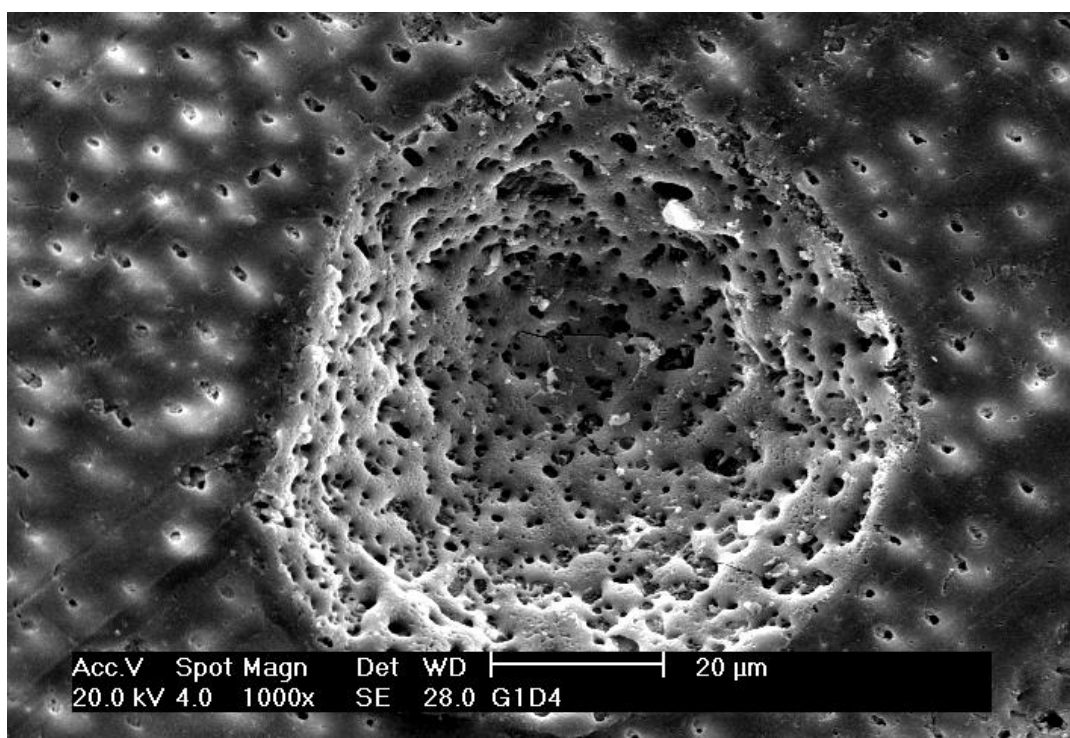


Figura 7: Micrografia de amostra do Grupo 1, área alterada pela irradiação, 1.000x

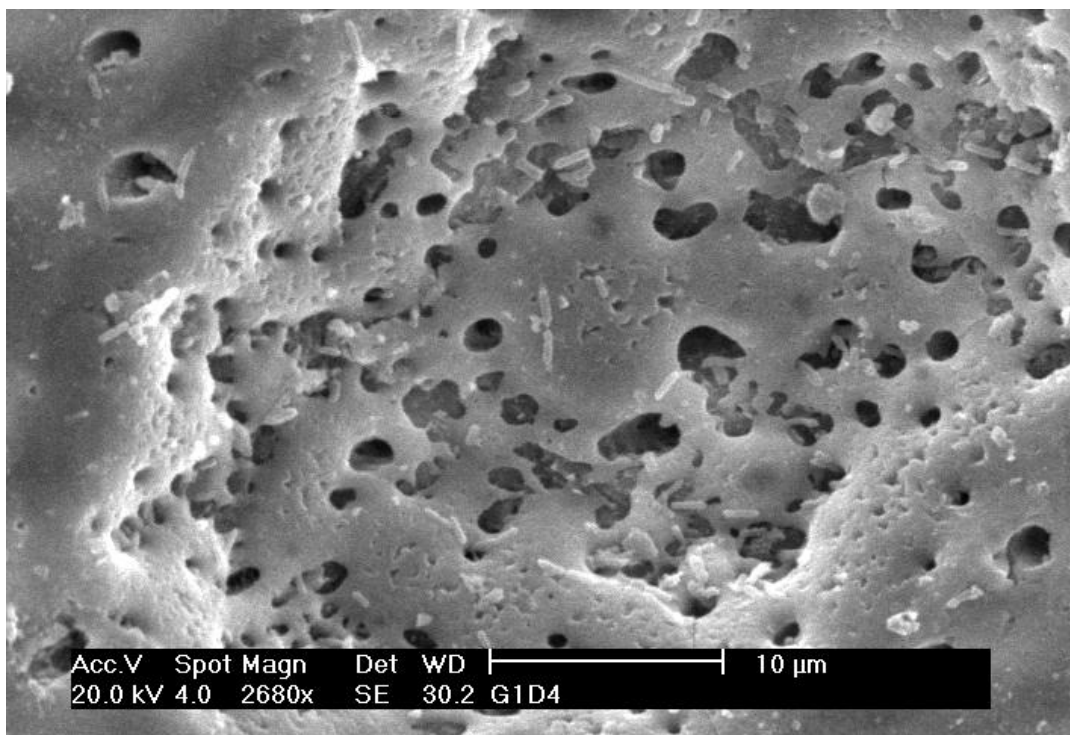


Figura 8: Micrografia de amostra do Grupo 1, 2.680x

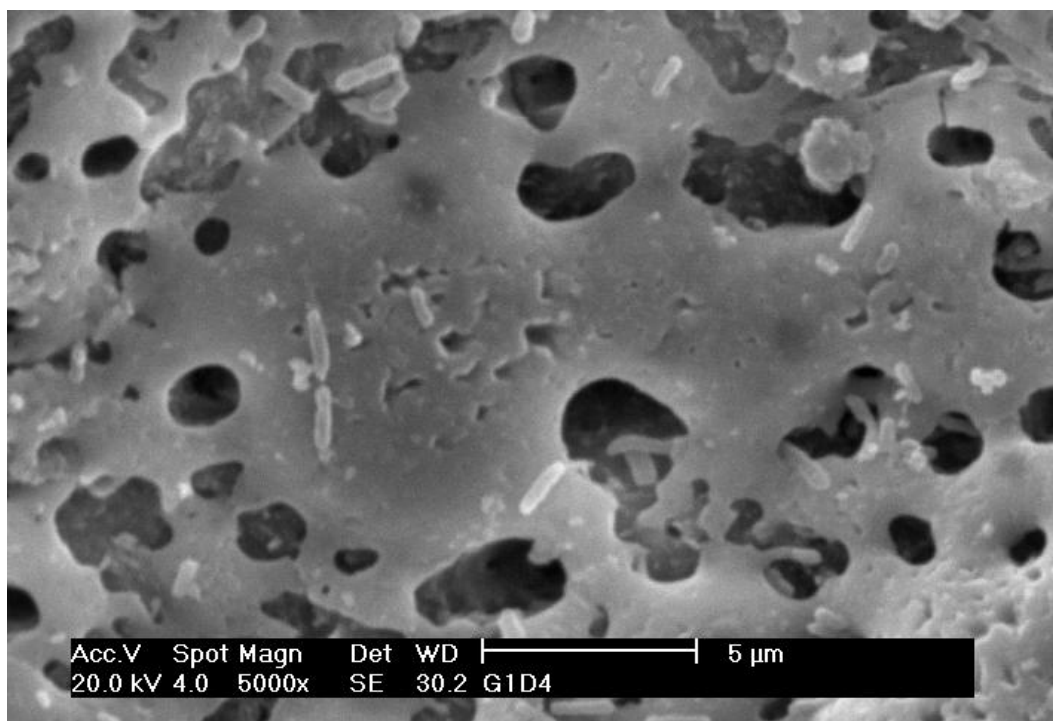


Figura 9: Micrografia de amostra do Grupo 1, 5.000x

Nota-se, de acordo com a Fig.7, a superfície da dentina praticamente inalterada, bem semelhante à micrografia da dentina- controle (FIG. 10).

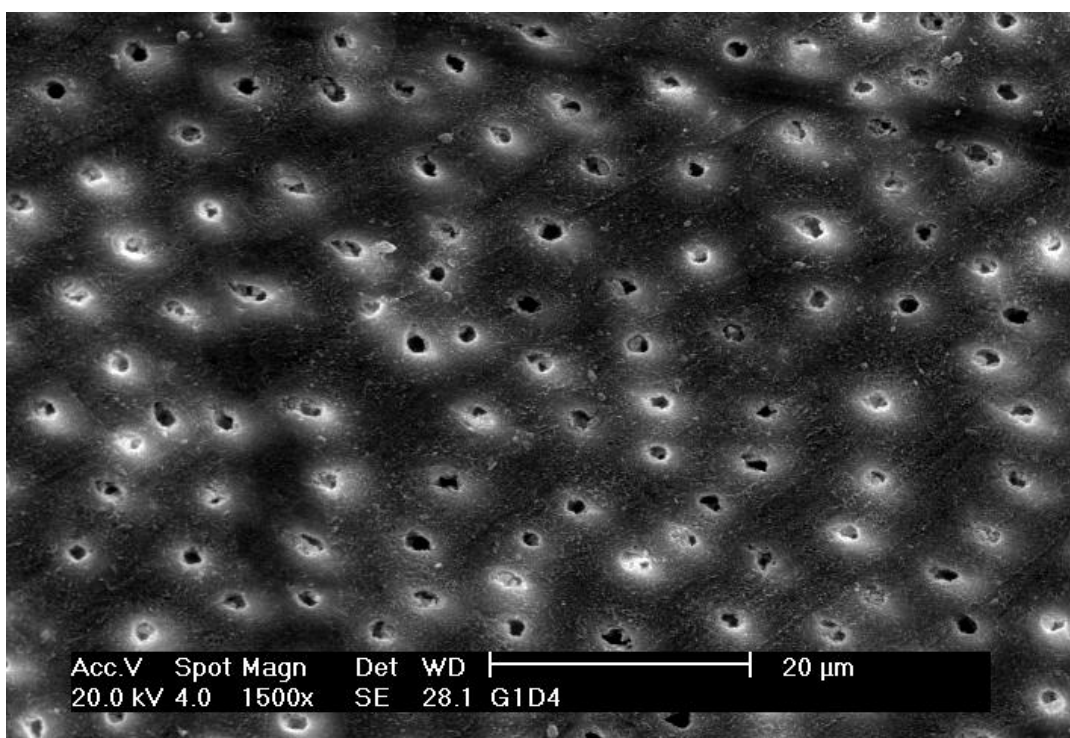


Figura 10: Dentina controle sem sofrer irradiação

Quanto à temperatura, o Gráfico 1, mostra as alterações de temperatura durante as irradiações.

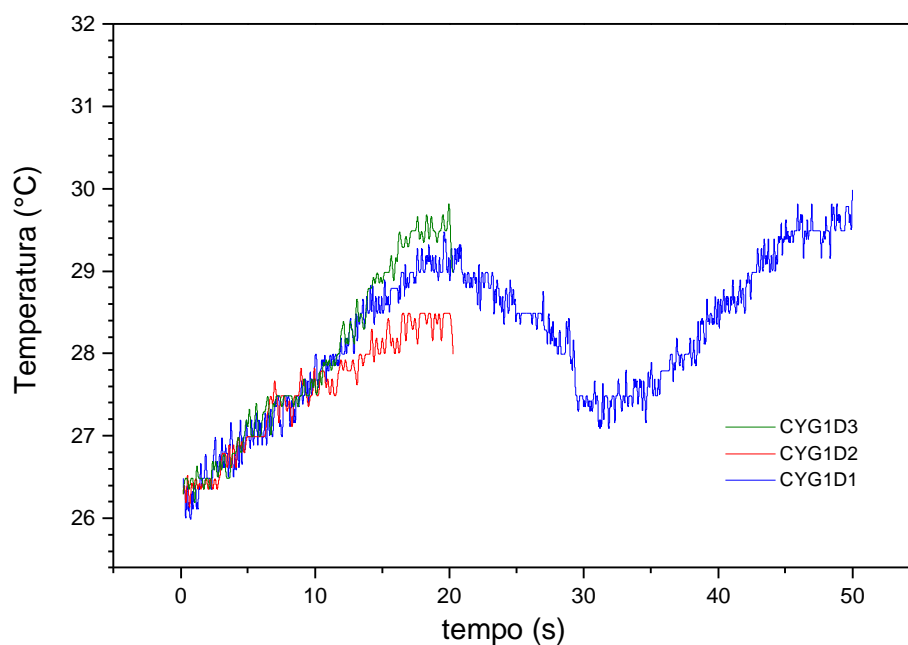


Gráfico 1: Registro de temperatura do Grupo 1

No tempo de 0 a 20 segundos de irradiação, ocorreu um aumento de temperatura de $3 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$.

No Gráfico 1 tivemos um comportamento típico de aumento de temperatura durante as irradiações, com a curva azul referente ao dente 1, ou seja, aumento da temperatura em 3°C nos primeiros 20 segundos, queda de aproximadamente 2°C nos 10 segundos de interrupção da irradiação e novamente elevação da temperatura em 3°C . Esta curva azul é a única que se pode ter mais confiança na sua reprodutibilidade, as outras curvas parecem apresentar problemas de posicionamento ou deslocamento do termopar. Nos dentes 2 e 3, representados pelas curvas verde e vermelha, tivemos um aumento de temperatura de 2°C e 3°C nos dentes 2 e 3, respectivamente, nos primeiros 20 segundos.

Resultados do Grupo 2

No Grupo 2, onde utilizou-se 45mJ de energia, 10Hz, sem fotoiniciador, observou-se que também não houve alteração morfológica da superfície da dentina, somente em algumas pequenas áreas (FIG. 11 a 16).

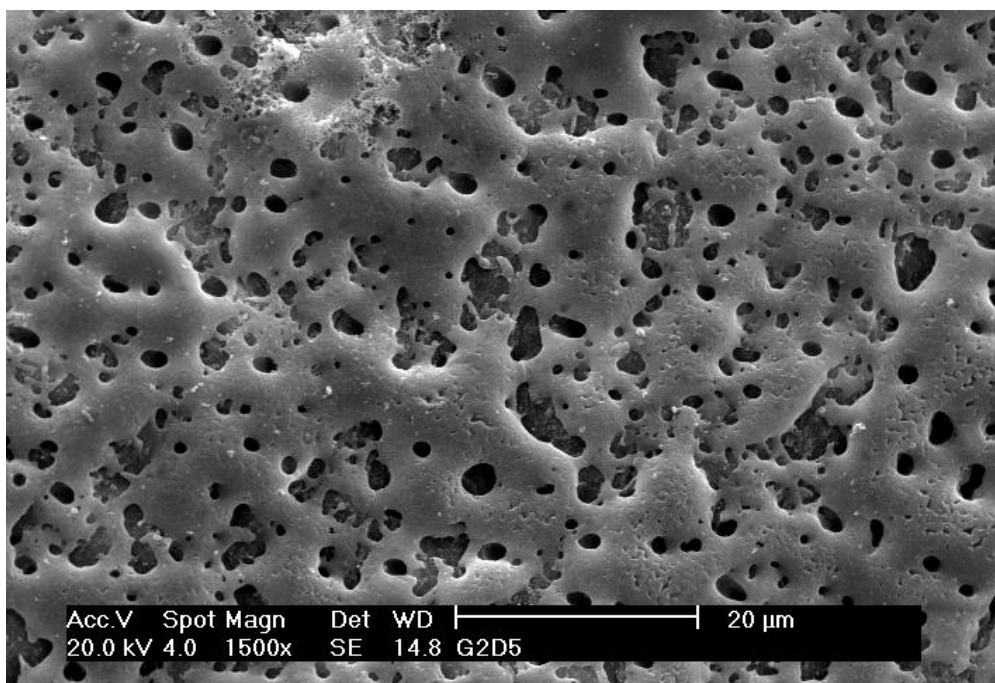


Figura 11: Micrografia de amostra do Grupo 2, aumento 1.500x, mostrando área com aspecto de fusão da dentina

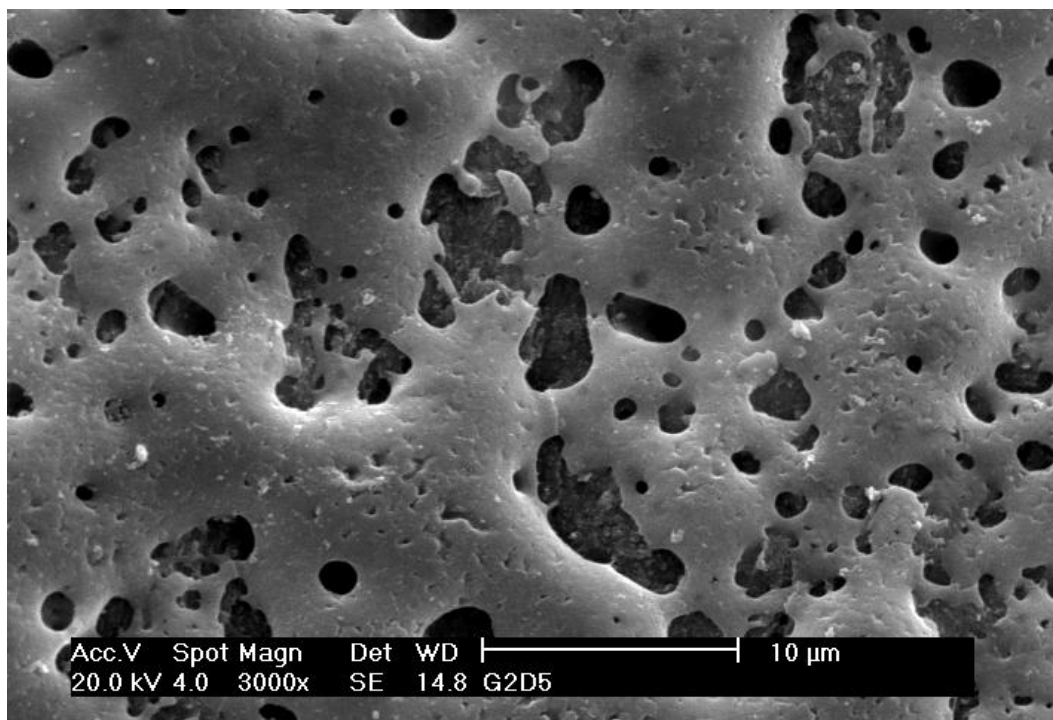


Figura 12: Micrografia de amostra do Grupo 2, aumento 3.000x, mostrando área com de fusão de dentina

Nota-se nessas micrografias a superfície da dentina também praticamente inalterada (FIG. 13), e áreas de fusão de dentina (FIG. 14 e 15), e dentina controle (FIG. 16)

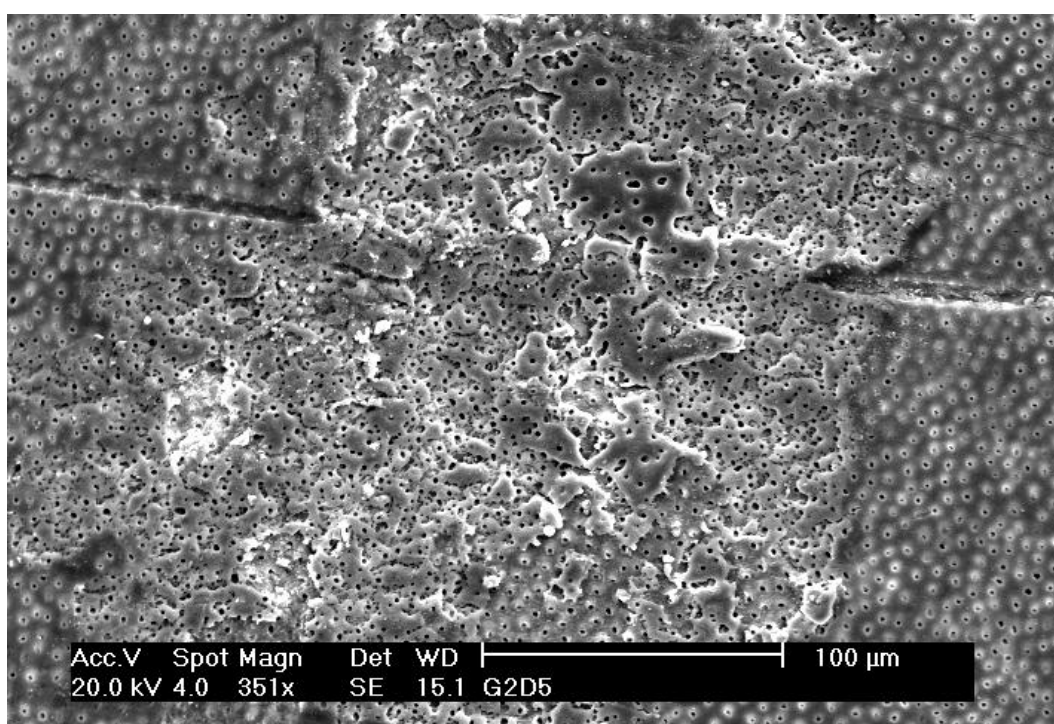


Figura 13: Micrografia de amostra do Grupo 2, mostrando fusão dentinária

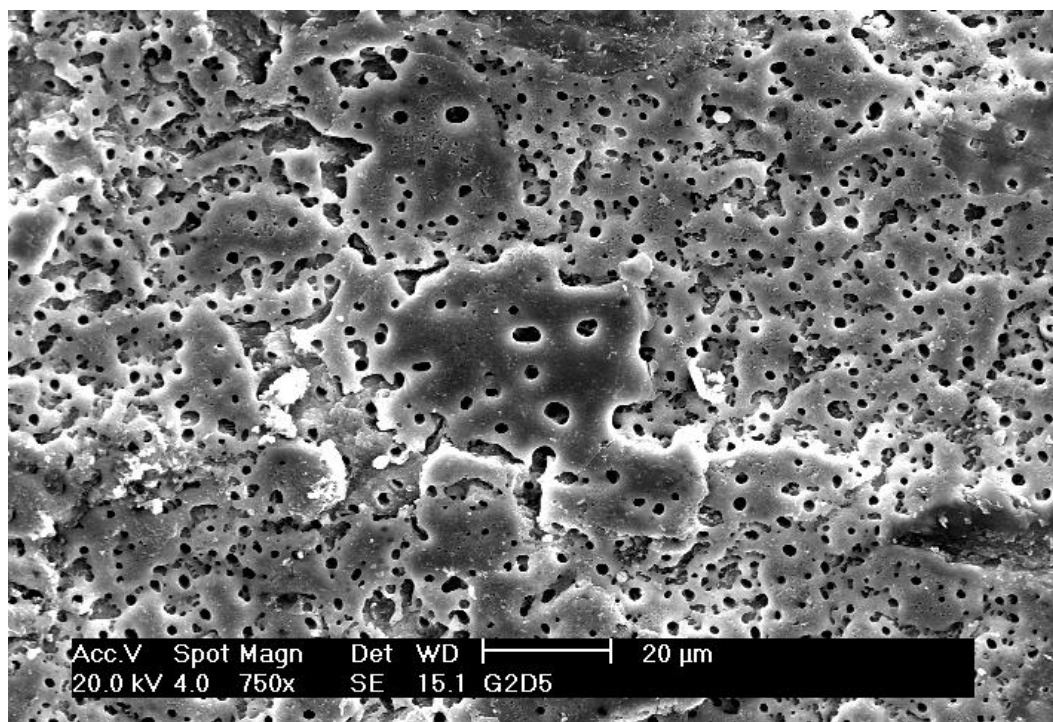


Figura 14: Micrografia de amostra do Grupo 2, mostrando fusão dentinária

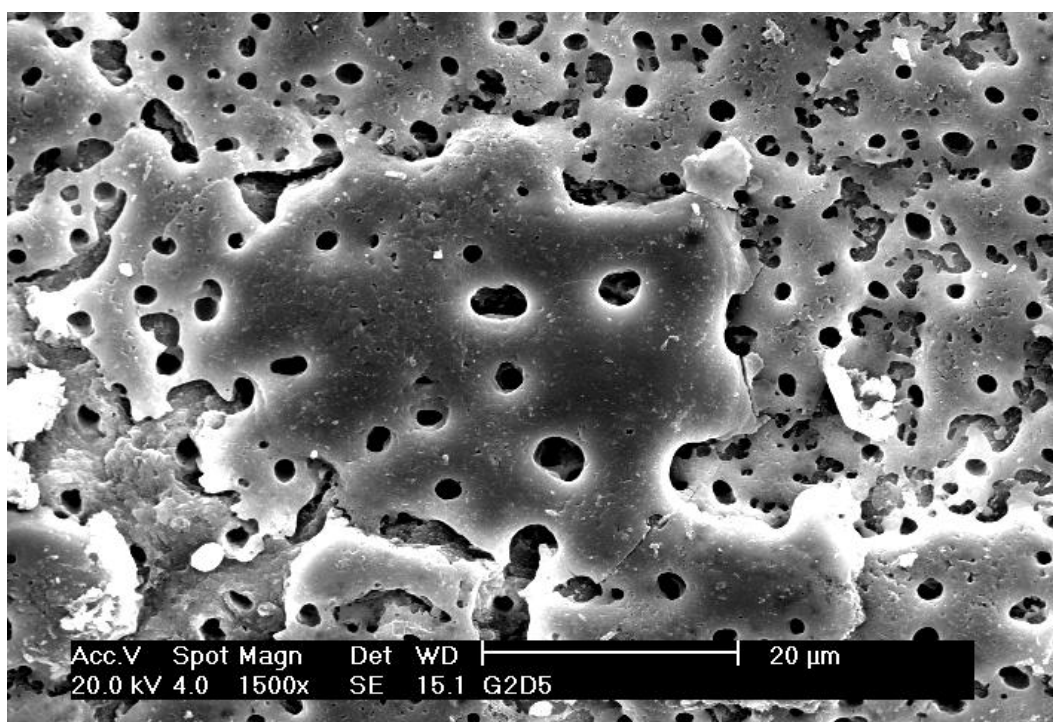


Figura 15: Micrografia de amostra do Grupo 2, mostrando fusão dentinária

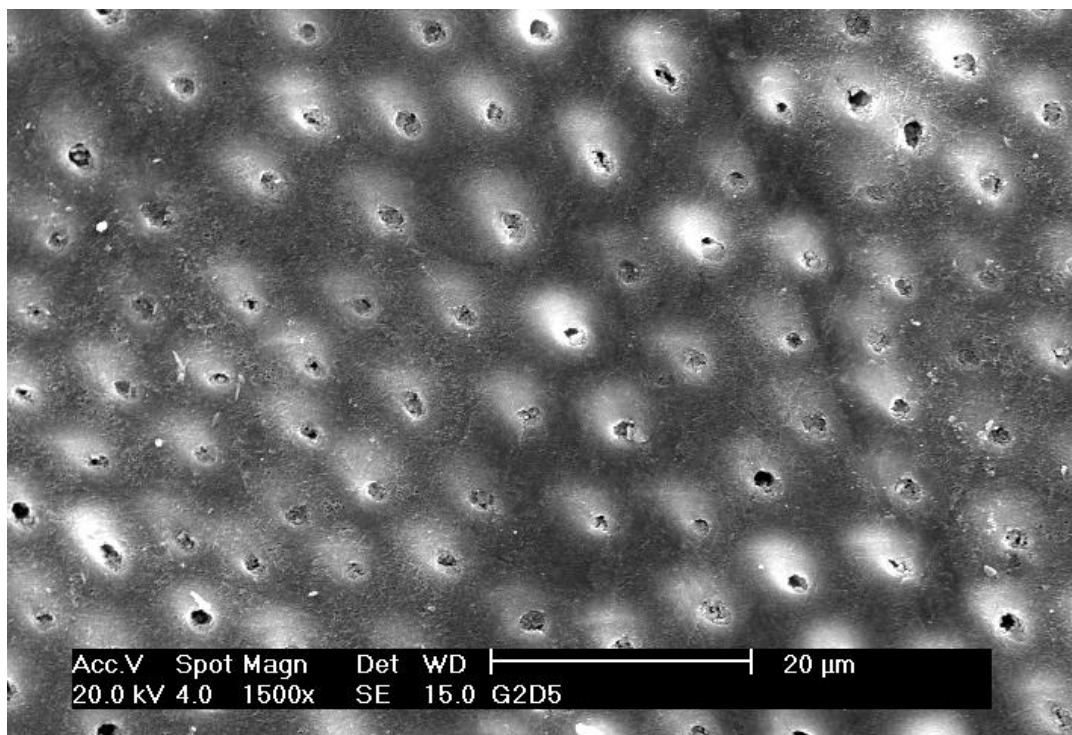


Figura 16: Dentina controle – sem sofrer radiação

Quanto à temperatura, o Gráfico 2, mostra as alterações de temperatura durante as irradiações.

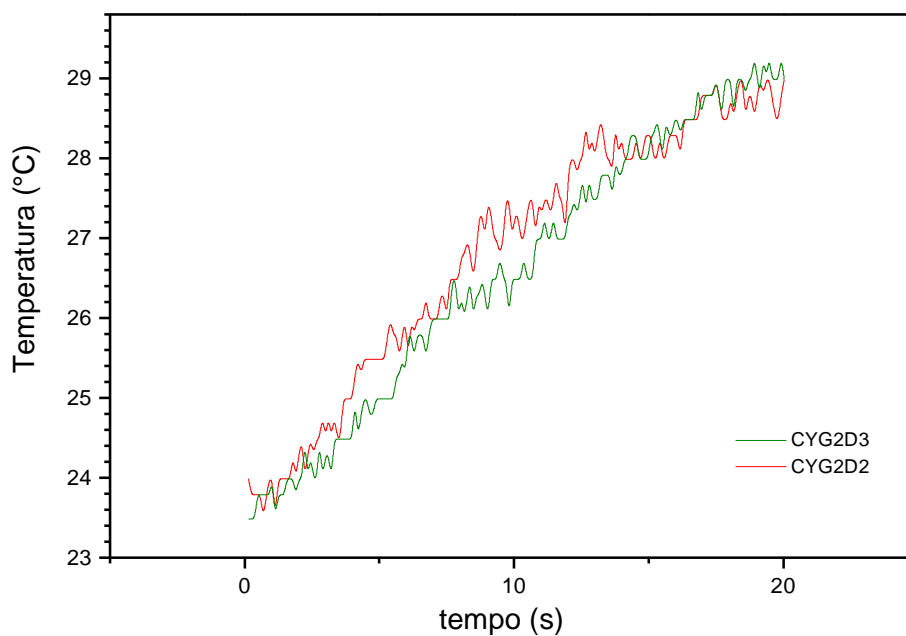


Gráfico 2: Registro de temperatura do Grupo 2

No tempo de 0 a 20s de irradiação, ocorreu um aumento de temperatura de 5°C, após os 20 s, parece ter ocorrido deslocamento do termopar

Resultados do Grupo 3

No Grupo 3, onde utilizou-se 34mJ de energia, 10Hz, com fotoiniciador, observou-se extensas áreas de dentina alterada, como mostra as micrografias.

Nota-se nessas micrografias a superfície da dentina alterada, sugerindo fusão e ressolidificação (FIG. 17 a 23).

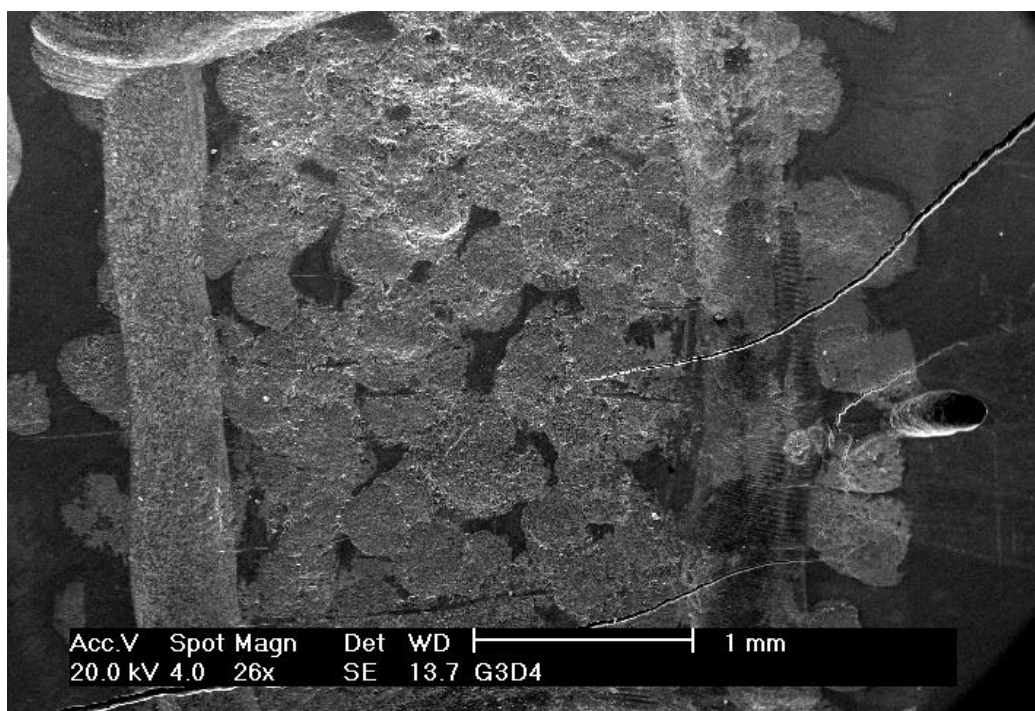


Figura 17: Micrografia de amostra do Grupo 3, área demarcada para irradiação

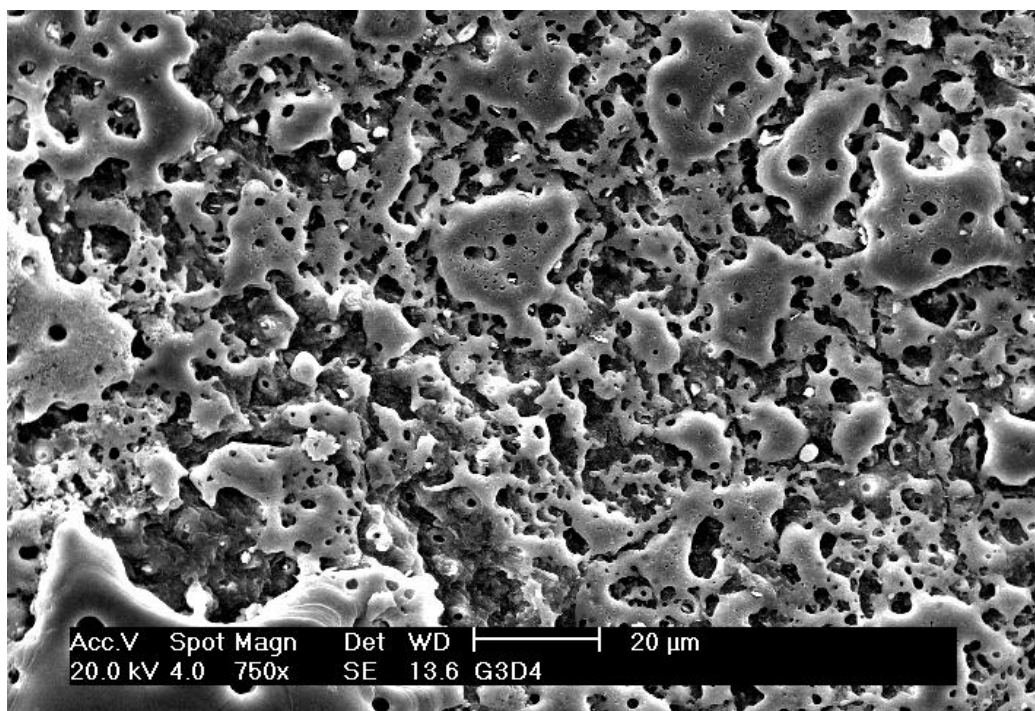


Figura 18: Micrografia de amostra do Grupo 3, mostrando fusão de dentina, aumento de 750x

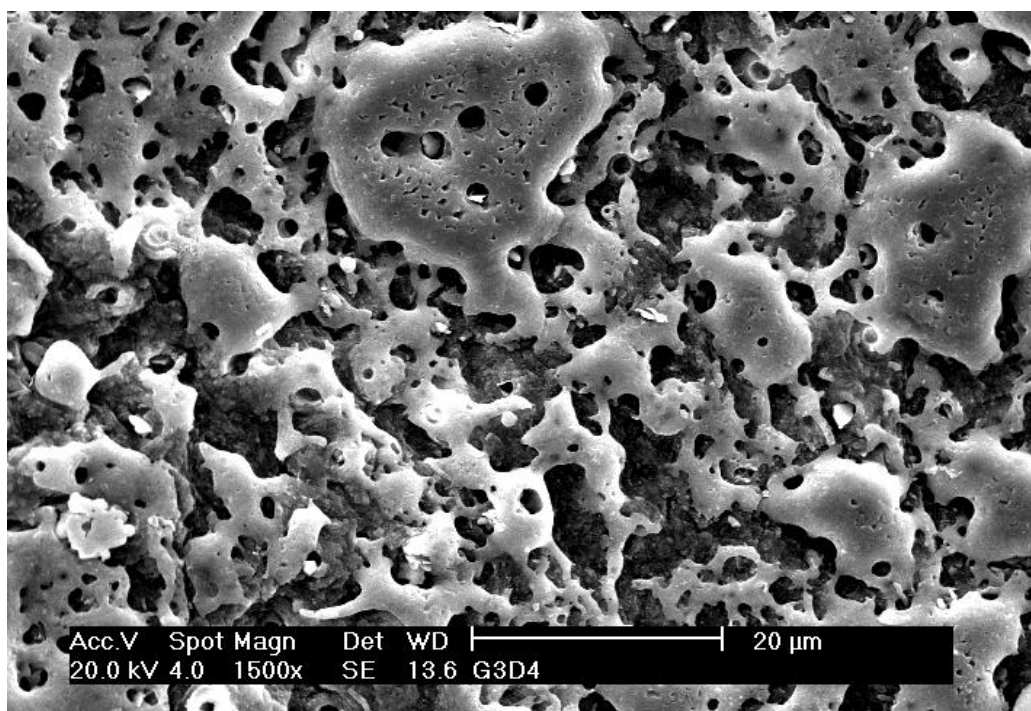


Figura 19: Micrografia de amostra do Grupo 3, mostrando fusão de dentina, aumento de 1.500x

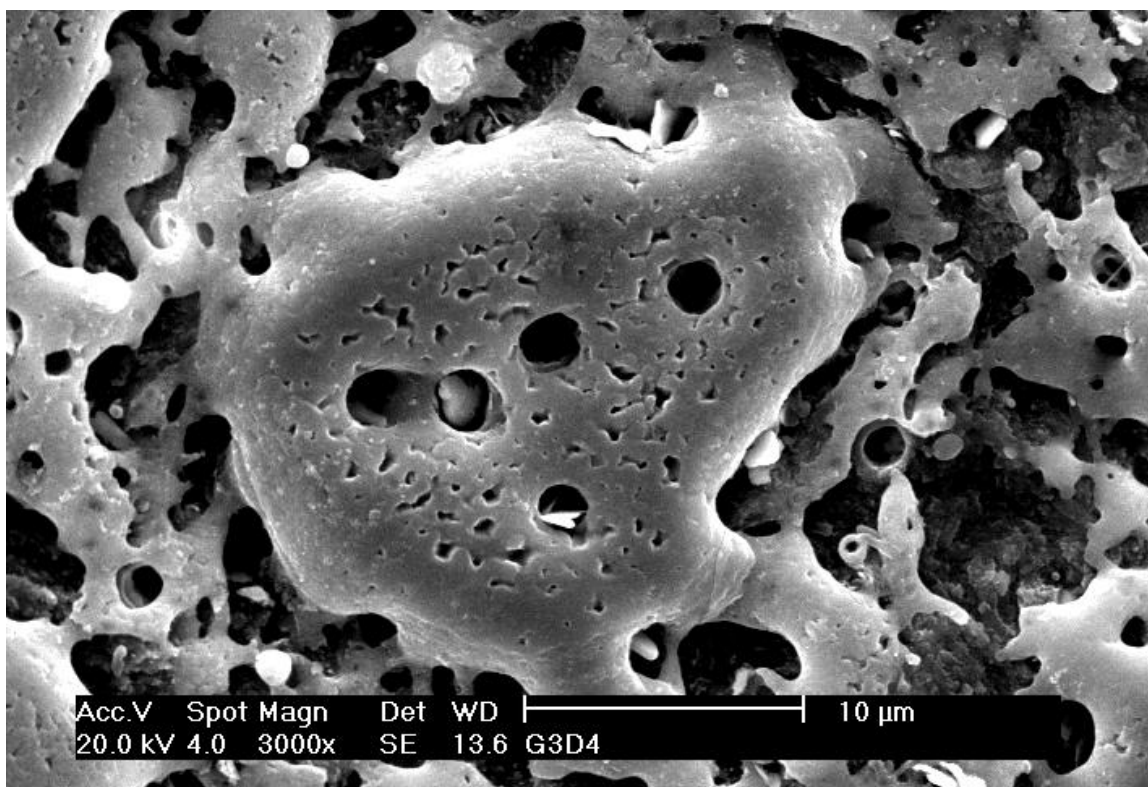


Figura 20: Micrografia de amostra do Grupo 3, mostrando fusão de dentina, aumento de 3.000x

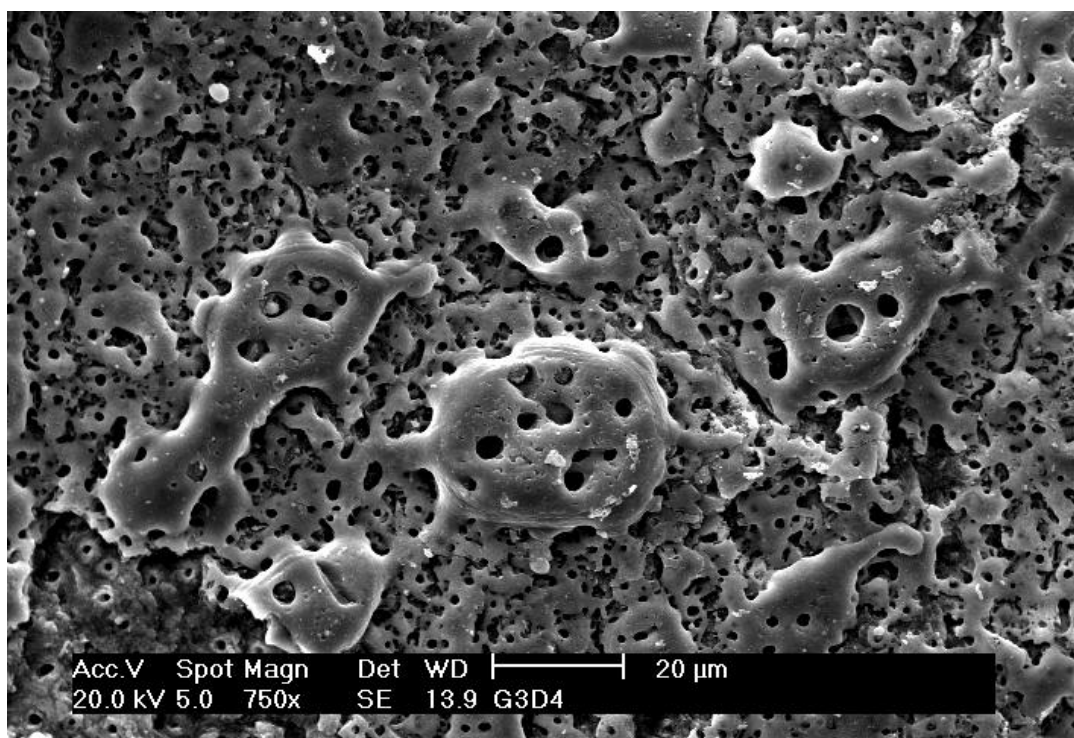


Figura 21: Micrografia de amostra do Grupo 3, mostrando fusão de dentina, aumento de 750x

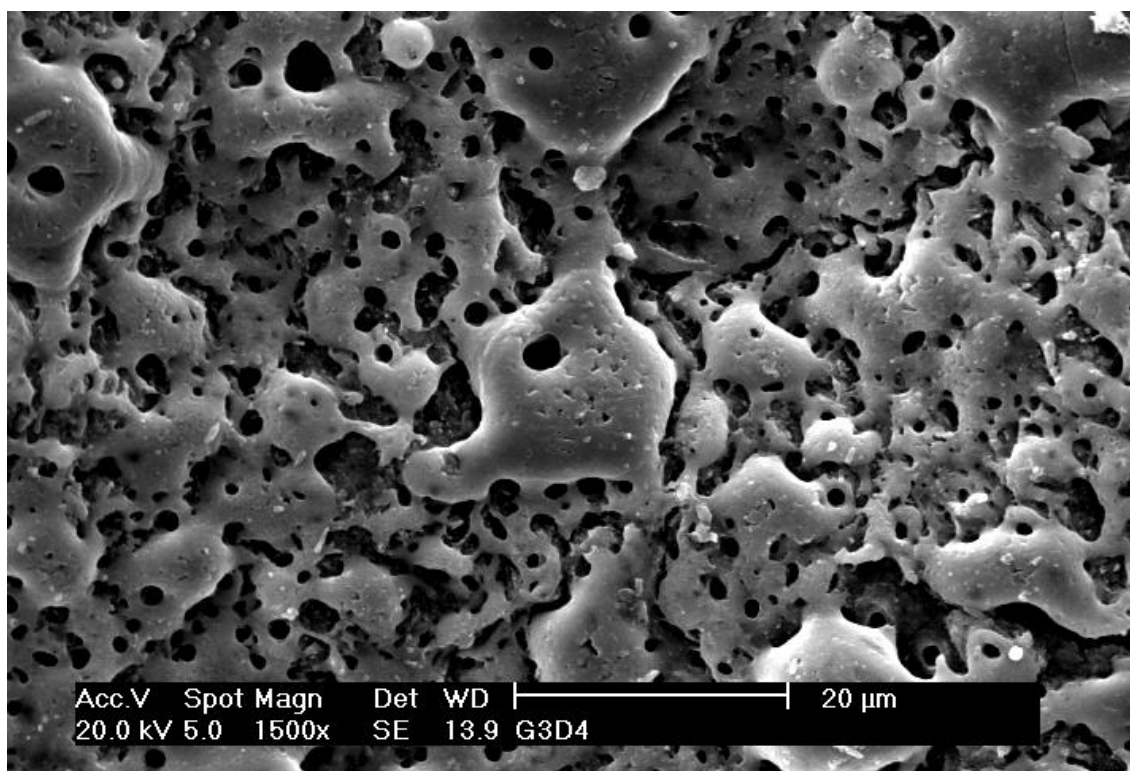


Figura 22: Micrografia de amostra do Grupo 3, mostrando fusão de dentina, aumento de 1.500x

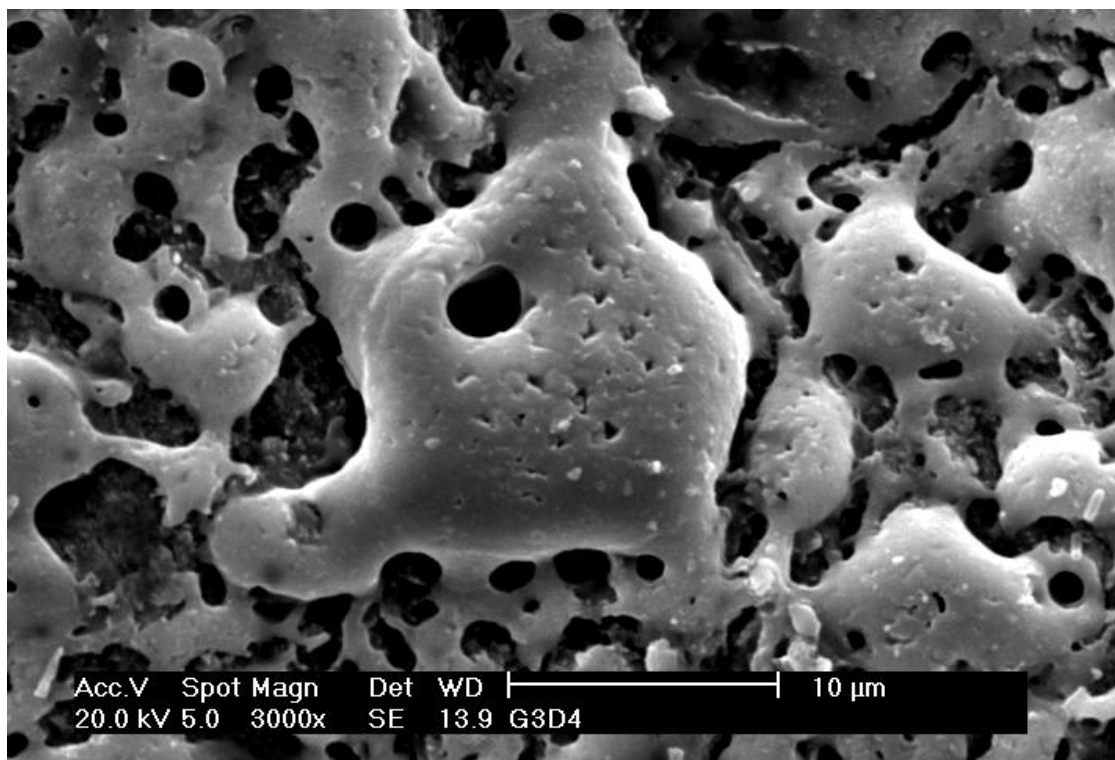


Figura 23: Micrografia de amostra do Grupo 3, mostrando fusão de dentina, aumento de 3.000x

Quanto à temperatura, o Gráfico 3, mostra as alterações de temperatura durante as irradiações.

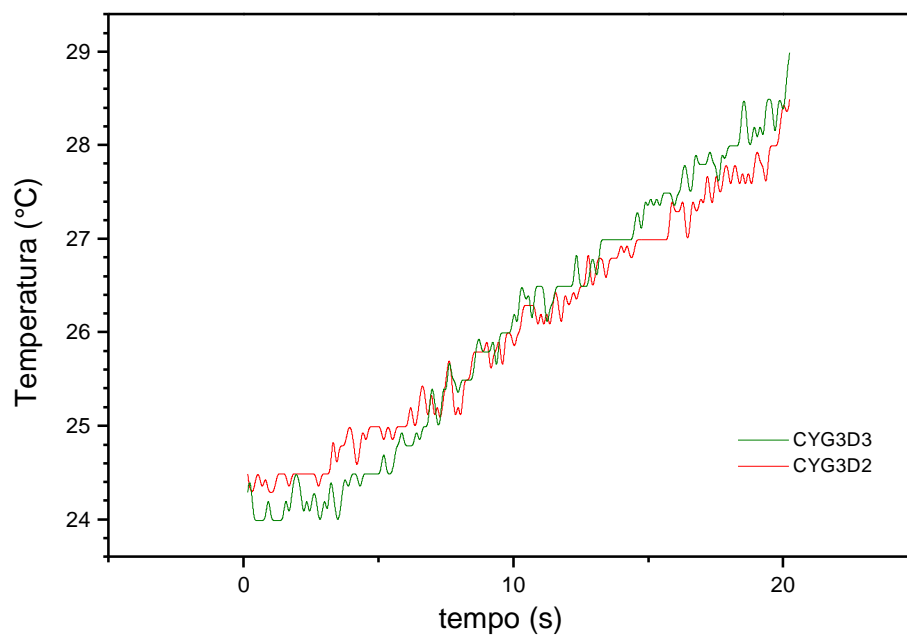


Gráfico 3: Registro de temperatura do Grupo 3

No tempo de 0 a 20 segundos de irradiação, ocorreu um aumento de temperatura de 4°C, após estes 20 s parece ter ocorrido deslocamento do termopar.

Resultados do Grupo 4

No Grupo 4, onde utilizou-se 45mJ de energia, 10Hz, com fotoiniciador, observou-se extensas áreas de dentina alterada, como mostra as micrografias (FIG. 24 a 26)

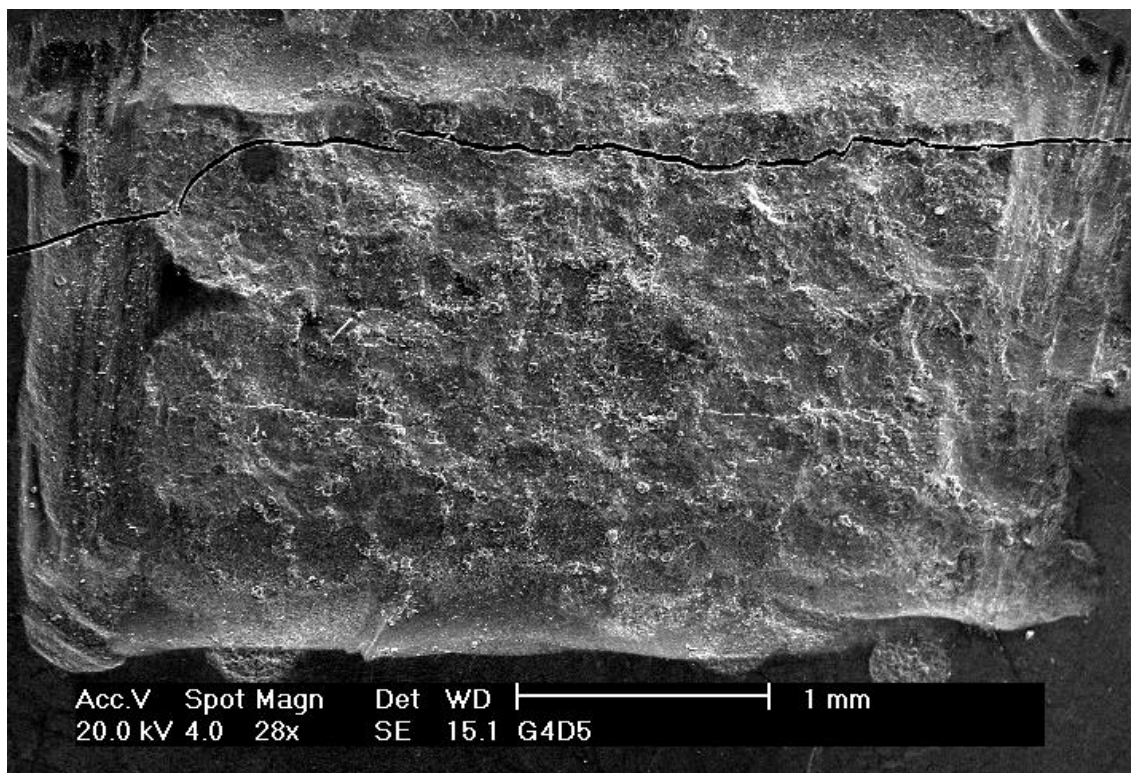


Figura 24: Micrografia de amostra do Grupo 4, área demarcada para irradiação

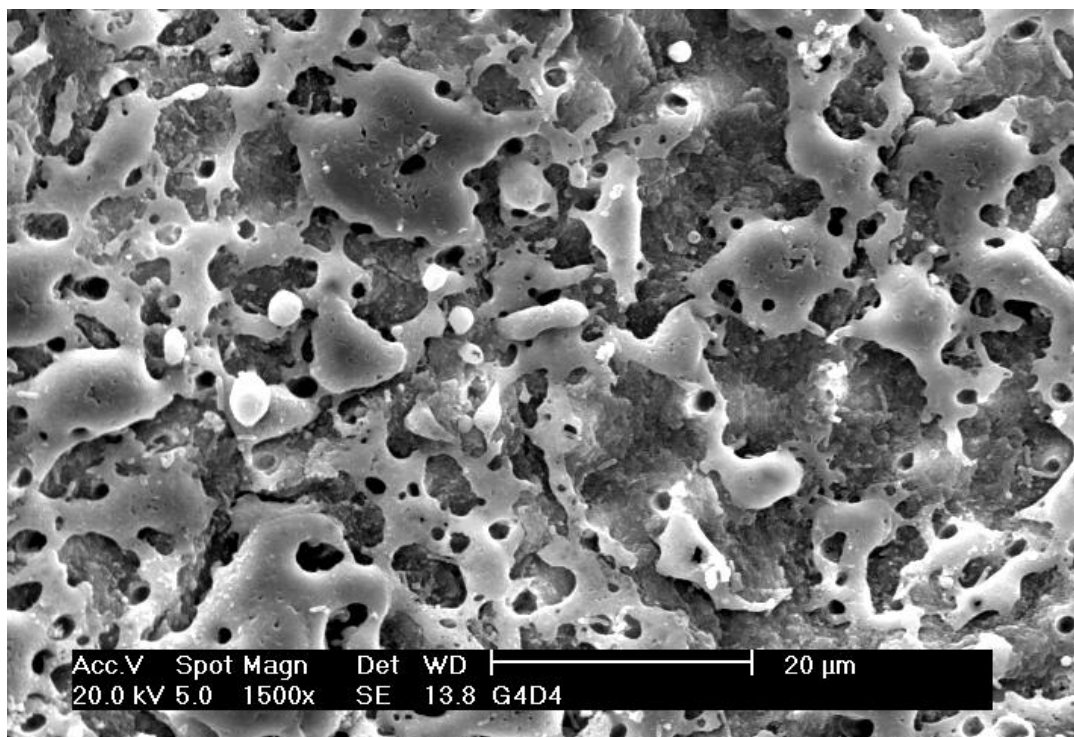


Figura 25: Micrografia de amostra do Grupo 3, mostrando fusão de dentina, aumento de 1.500x

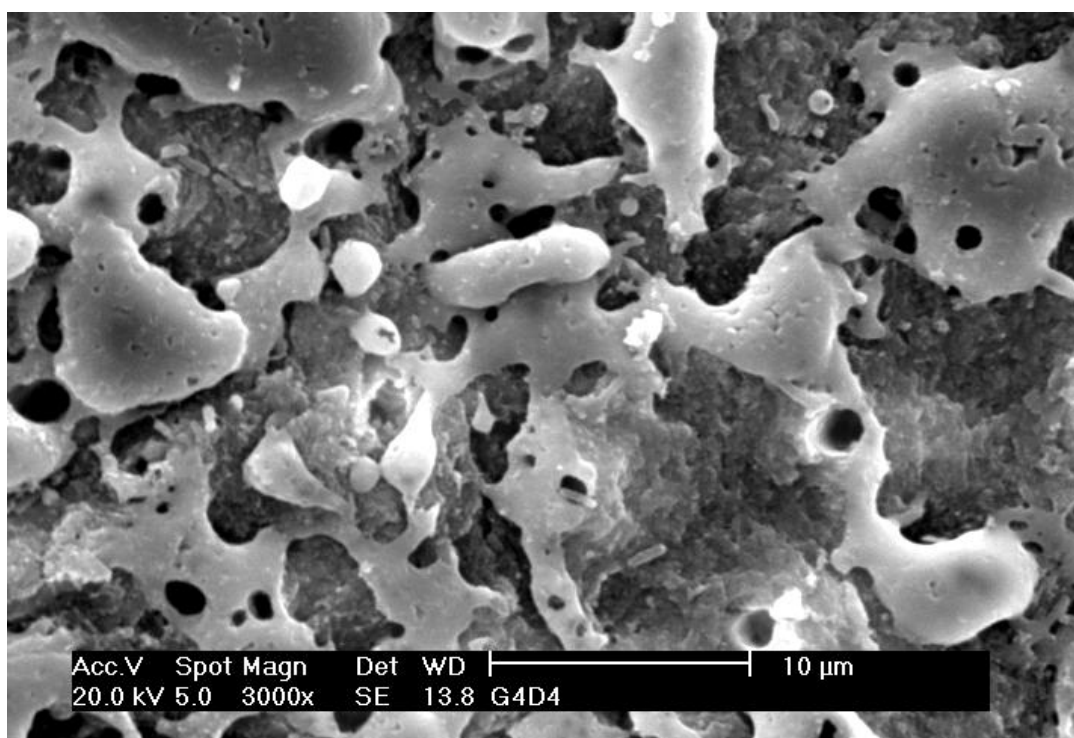


Figura 26: Micrografia de amostra do Grupo 3, mostrando fusão de dentina, aumento de 3.000x

Nota-se nessas micrografias a superfície da dentina alterada, sugerindo fusão e ressolidificação, com diminuição dos diâmetros dos túbulos dentinários.

Quanto à temperatura, o Gráfico 4, mostra as alterações de temperatura durante as irradiações.

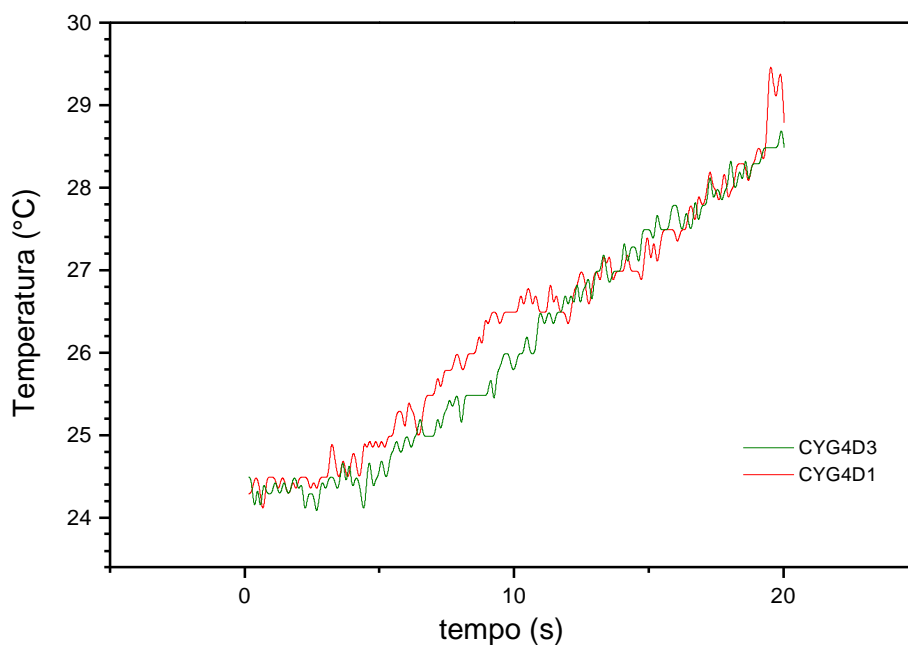


Gráfico 4: Registro de temperatura do Grupo 4

No tempo de 0 a 20 segundos de irradiação, ocorreu um aumento de temperatura de 4°C, após este tempo, parece ter ocorrido deslocamento do termopar.

6 DISCUSSÃO

Como já relatado anteriormente, a utilização do *Laser* de Nd:YAG para tratamento da hipersensibilidade dentinária tem tido resultados satisfatórios de acordo com vários trabalhos publicados, devido à sua capacidade de selamento e oclusão dos túbulos dentinários, ou pelo menos a diminuição do diâmetro desses túbulos (Wigdor et al., 1993; Gelskey et al., 1993; White et al., 1994; Cernavim, 1994; Watanabe et al., 1997; Gutknecht et al., 1997; Liu et al., 1997; Lan et al., 1999; Yonaga et al., 1999; Kimura et al., 2000; Magalhães, 2001). Os resultados da presente pesquisa vêm confirmar a efetividade desse *Laser* para esse fim.

Yonaga et al. (1999) citam Matsumoto (1985) e Kawada (1996), que relatam taxas de efetividade no tratamento com *Laser* de Nd:YAG entre 86 a 100%, como os resultados de sua pesquisa, no grupo com o *Laser* de Nd:YAG, confirmando estudos *in vitro* que demonstram fusão e ressolidificação da dentina..

Com os resultados obtidos com este estudo observamos, também corroborando outros autores, a superioridade na eficácia do *Laser* de Nd:YAG com fotoiniciador (Morioka et al., 1984; Yonaga et al., 1999; Boari, 2000).

Os parâmetros escolhidos para este estudo foram baseados em parâmetros estudados por outros autores, e com resultados satisfatórios (TAB. 4).

Tabela 4: Parâmetros utilizados clinicamente em outros estudos

AUTOR	PARÂMETROS	EFICÁCIA
Gelskey et al. (1993)	30-100mJ; 10Hz; 10-40s	58-61%
Lan e Liu (1996)	30mJ; 10Hz; 120s	65-72%
Gutknecht et al. (1997)	30mJ; 10Hz; 30-90s	83-93%
Ciaramicollì (1999)	40mJ; 25Hz, 30-60s	Estatisticamente significante

Fonte: Magalhães, 2001

O que se deve considerar também, com relação à escolha dos parâmetros, é que poucos trabalhos relatam a área total irradiada; dado muito importante na determinação da dose, que pode ser o motivo dos resultados dos grupos 1 e 2, os

quais utilizamos parâmetros já testados e confirmados para fusão dentinária, mas que apresentaram resultados diferentes de outros trabalhos com relação à fusão e ressolidificação dentinária.

Já os Grupos 3 e 4, os quais utilizamos fotoiniciador, os resultados foram coincidentes com os trabalhos citados nesta revisão de literatura, ou seja, promoveu fusão e ressolidificação da dentina. As micrografias mostram grânulos de recristalização na superfície da dentina, em algumas regiões grupos de dentina fundida. Algumas amostras dos Grupos 3 e 4 demonstram áreas onde ocorreram falhas na fusão da superfície dentinária, provavelmente devido à área demarcada para irradiação não ter sido homoganeamente irradiada (FIG. 11 e 21). Clinicamente, isto pode acarretar em insucesso do tratamento da hipersensibilidade dentinária, devido ao fato de túbulos dentinários permanecerem abertos.

Magalhães (2001) relata que a eficácia da irradiação no tratamento da hipersensibilidade dentinária deveria ser avaliada em função da resposta aos estímulos dolorosos térmicos ou mecânicos (jato de ar frio-toque com sonda) ou da resposta clínica dolorosa entre cada sessão. Conseqüentemente, irradiações curtas e em mais de uma sessão seriam indicadas para não agredir o tecido pulpar, assim, é importante ressaltar a utilização de parâmetros abaixo do limiar de segurança com tempos de exposição mais curtos, *in vivo*, para se evitarem aumentos de temperatura maiores que 5°C danosos à polpa, ou formação de trincas devido à irradiação.

7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados observados neste estudo, pode-se concluir que:

- a) O *laser* de Nd:YAG (em 1.064nm), utilizado conjuntamente com corante fotoiniciador, promove alterações na superfície dentinária, caracterizadas por fusão e ressolidificação, com a presença de glóbulos, crateras e ausência de áreas carbonizadas. Esta fusão e ressolidificação, de acordo com estudos citados neste trabalho, é eficaz na redução da permeabilidade dentinária e, conseqüentemente, na redução da hipersensibilidade dentinária.
- b) A superfície dentinária exposta deve ser irradiada homoganeamente para evitar que ocorra a permanência de áreas com túbulos abertos.
- c) Nos Grupos 3 e 4, com energias de 34mJ e 45mJ associadas ao fotoiniciador, observou-se os melhores resultados de fusão e ressolidificação, vistos através do MEV.

ANEXO A

Faculdade de Odontologia
Universidade de São Paulo

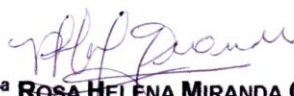


PARECER nº 186/03
Protocolo 184/03

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Estudo "in vitro" de dentina cervical radicular irradiada com laser de Nd:YAG – Análise morfológica e comportamento térmico na câmara pulpar**", de responsabilidade da Pesquisadora Cynthia Tannure Coelho Britto, sob orientação do Prof. Dr. Edison Puig Maldonado.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais (parciais ou finais, em função da duração da pesquisa) referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 31 de outubro de 2003.


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

ANEXO B

**Parecer - Projeto Nº 089/CEP-IPEN/SP**

Com base nos pareceres apresentados pelos relatores, o protocolo de pesquisa "**Estudo "in vitro" de dentina cervical radicular irradiada com laser de Nd:YAG – Análise morfológica e comportamento térmico na câmara pulpar**", de responsabilidade da pesquisadora **Cynthia Tannure Coelho Britto** sob orientação do **Prof. Dr. Edison Puig Maldonado** foi considerado **APROVADO**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados, a este Comitê, relatórios anuais (parciais ou finais, dependendo da duração do projeto) referentes ao andamento da pesquisa. Após o término da pesquisa, uma cópia do trabalho, em CD ou disquete, deve ser encaminhada a este CEP.

São Paulo, 9 de fevereiro de 2004

Profa. Dra. Martha Marques Ferreira Vieira
Coordenadora do CEP-IPEN

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BHASKAR, S. N. **Histologia e embriologia oral de Orban**. 8. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1978. Cap. 4, p. 107-142.

BOARI, H. G. D. **Avaliação clínica da eficiência do laser de Nd:YAG associado ao flúor fosfato acidulado na prevenção de cáries de sulcos e fissuras de crianças e adolescentes**. 2000. 141 f. Dissertação (Mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear Materiais) – Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares. Autarquia Associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

BOULNOIS, J. L. Física do poder. In: MAILLET, H. **O laser: princípios e técnicas de aplicação**. São Paulo: Manole, 1987. p. 13-104.

BRÄNNSTRÖM, M. Etiology of dentin hypersensitivity. **Proc Finn Dent Soc**, v. 88, Suppl 1, p. 7-13, 1992.

CERNAVIN, I. A comparison of the effects of Nd:YAG and Ho:YAG laser irradiation on dentine and enamel: a preliminary study. In: International Congress of Laser in Dentistry, 4, 1994. **Proceedings...** Singapore, 1994.

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**. 1999. 162f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

DOWELL, P.; ADDY, M. Dentine hypersensitivity: a review. Aetiology, symptoms and theories of pain production. **J Clin Periodontol**, Copenhagen, v. 10, n. 4, p. 341-350, 1983.

GELSKEY, S. C.; WHITE, J. M.; PRUTHI, V.K. The effectiveness of the Nd:YAG Laser in the treatment of dental hypersensitivity. **Sci J**, v.59, n.4, p. 377- 386, Apr. 1993.

GLAUCHE, C. E. C. **O laser de Nd:YAG associado a soluções de sais metálicos no tratamento da hipersensibilidade dentinária**. 2001. 161f. Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo e Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2001.

GUTKNECHT, N.; MORITZ, A.; DERCKS, H. W.; LAMPERT, F. Treatment of hypersensitive teeth using Nd:YAG Lasers : a comparison of the use of various settings in an "in vivo" study. **J Clin Laser Med Surg**, v.15, n.4, p.171-174, 1997.

HANNING, M.; BOTT, B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. **Dent Mater**, Dallas, v. 15, p. 275-281, 1999.

HOYT, W. H.; BIBBY, G. B. Use of sodium fluoride for desensitizing dentin. **J Am Dent Assoc.**, Chicago, v. 30, p. 1372-1376, 1943.

KANTOLA, S. Laser-induced effect on tooth structure. VII. X-Ray diffraction study of dentine exposed to a CO² Laser. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v. 31, p. 381-386, 1973.

KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. **J Clin Periodontol**, Copenhagen, v. 27, p. 715-721, 2000.

LAN, W-H.; LIU, H-C; LIN, C-P. The combined occluding effect of sodium fluoride varnish and Nd:YAG Laser irradiation on human dentinal tubules. **J. Endod.**, Baltimore, v.25, n.6, p.424-426, jun,1999.

LIU, H-C; LIN, C-P; LAN,W-H. Sealing depth of Nd:YAG Laser on human dentinal tubules. **J. Endod.**, Baltimore, v.23, n.11, p.691-693, 1997.

MAGALHÃES, M. F. **Estudo in vitro do uso do laser de Nd:YAG na permeabilidade dentinária cervical.** 2001. 143 f. Dissertação (Mestrado em Profissionalizante de Laser em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

MALDONADO, E. P. **Mecanismos de interação laser-tecido.** [São Paulo, 2000]. Apostila.

MATSUMOTO, K.; TOMONARI, H.; WAKABAYASHI, H. Study of the treatment of hypersensitive dentine by laser: place of laser irradiation. **Jpn J Conserv Dent**, v. 28, p. 1366-1371, 1985.

MCFALL JR., W.T. A review of the active agents available for treatment of dentinal hypersensitivity. **Endod Dent Traumatol**, Copenhagen, v. 2, n. 4, p. 141-149, 1986.

MCNALLY, K. M.; GILLINGS, B. R. D.; DAWES, J. M. Dye-assisted diode laser ablation of carious enamel and dentine. **Aust Dent J**, Saint Leonards, v. 44, n. 3, p. 169-175, 1999.

MISERENDINO, L. J.; PICK, R. M. **Lasers in dentistry.** Chicago: Quintessence, 1995.

MORIOKA, T.; SUZUKI, K.; TOGOMORI, S. Effect of beam absorption mediators and resistance of surface enamel by Nd:YAG laser irradiation. **J Dent Health**, v. 34, n. 1, p. 5-17, 1984.

PETERS, D. D.; AUGSBURGER, R. A. In vitro model system to evaluate intrapulpal temperature changes. **J Endod.**, Baltimore, v. 7, n. 7, p. 320-434, 1981.

QUINTO JÚNIOR, J. **Estudo in vitro do esmalte dental irradiado com laser de diodo de alta potência em 960nm**: análise morfológica da superfície dental pós irradiada e análise do comportamento térmico na câmara pulpar devido a aplicação Laser. 2001. 103 f. Dissertação (Mestrado em Lasers em Odontologia). 2001. 112f. Dissertação (Mestrado em Lasers em Odontologia). 2001. 106 f. Dissertação (Mestrado Profissionalizante na área de Lasers em Odontologia. São Paulo, 2003.

ROCHA, D. M. Avaliação clínica e morfológica da ação do *laser* de Er:YAG frente à hipersensibilidade dentinária cervical. 2001. Dissertação (Mestrado em Profissionalizante de *Laser* em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo. In: CENTRO DE PESQUISA, ENSINO E CLÍNICA DE *LASER* EM ODONTOLOGIA LELO-FOUSP. Faculdade de Odontologia da USP. **Dissertações/Teses**. São Paulo, 2002. v. 3, p. 17. (Resumo).

ROSENTHAL, M. W. Historic review of the management of tooth hypersensitivity . **Dent Clin North Amer**, Philadelphia, v. 34, n. 3, p. 403-425, July 1990.

SOBRAL, M. A. P. **Hipersensibilidade dentinária cervical: incidência, diagnóstico, causas e mecanismos da dor dentinária**. 1994. 125f Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1994.

STABHOLZ, A. et al. Sealing of human dentinal tubules by XeCl 308-nm excimer *laser*. **J. Endod.**, Baltimore, v. 19, n. 6. p. 267-271, June 1993.

STERN, R. H.; RENGER, H. L.; HOWELL, F. V. *Laser* effects on vital dental pulps. **Br Dent J**, London, v. 127, n. 1, p. 26-27, 1969.

STERN, R.H.; SOGNAES, R. F. Laser beam effect on dental hard tissues. **J Dent Res**, Washington, v. 43, Suppl., 1964.

TEN CATE, R. **Histologia bucal**- desenvolvimento, estrutura e função. 5. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2001. Cap.9, p.143-185.

TOUYZ, L. Z. G.; STERN, J. Hypersensitive dentinal pain attenuation with potassium nitrate. **Gen Dent**, Chicago, v. 47, n. 1, p. 42-45, Jan./Feb. 1999.

TÜRKMEN, C. et al. Effect of CO₂, Nd:YAG, and ArF excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: an in vitro study. **J Endod.**, Baltimore, v. 26, n. 11, p. 644-648, 2000.

ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v. 19, p. 515-528, 1965.

ZEZELL, D. M. **Curso clínico de Laser em Odontologia, apostila do curso FUNDECTO-USP, São Paulo.** São Paulo: IPEN/CNEN-SP, 2001.

ZEZELL, D. M.; MALDONADO, E. P.; RIBEIRO, M. S. **Interação da luz Laser com tecidos biológicos: aplicações.** [São Paulo: IPEN/USP, 200-]. Apostila.

WATANABE, L. et al. Efeitos da luz “*laser*” Co² e Nd:YAG sobre a superfície dentinária: estudo ao microscópio eletrônico de varredura. **RBO**, Rio de Janeiro, v. 54, n. 3, p. 167-170, 1997.

WHITE, J. M.; FAGAN, M. C.; GOODIS, H. E. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG *Laser* treatment of dentin, in vitro. **J Periodontol**, Chicago, v. 65, p. 255-259, 1994.

WIGDOR, H. et al. The effect of *lasers* on dental hard tissues. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 124, n. 2, p. 65-70, Feb. 1993.

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.