

MÔNICA CESAR DO PATROCÍNIO

**AVALIAÇÃO MORFOLÓGICA ULTRA-ESTRUTURAL E
PIROMÉTRICA DE DENTES HUMANOS IRRADIADOS COM
LASER DE DIODO $\lambda 808\text{nm}$**

**Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de São José dos Campos,
Universidade Estadual Paulista, como parte
dos requisitos para a obtenção do título de
DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação
em BIOPATOLOGIA BUCAL, Área de
Biopatologia Bucal.**

MÔNICA CESAR DO PATROCÍNIO

**AVALIAÇÃO MORFOLÓGICA ULTRA-ESTRUTURAL E
PIROMÉTRICA DE DENTES HUMANOS IRRADIADOS COM
LASER DE DÍODO $\lambda 808\text{nm}$**

**Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos,
Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a
obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em
BIOPATOLOGIA BUCAL, Área de Biopatologia Bucal.**

Orientador: Prof. Adj. Sigmar de Mello Rode

**São José dos Campos
2006**

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Irene e Dionísio, pelo amor e carinho incondicional sempre, adoro vocês.

À minha irmã Cristina, a “mãezona” sempre atenta a tudo, obrigada pelo carinho, amizade e apoio em todas as horas.

À minha irmã Diana, espero que esteja em paz e desfrutando o tempo que conosco foi curto.

Ao meu irmão Júnior, sempre disponível para conversar sobre nada e tudo, obrigada pela atenção e sabedoria.

Ao meu irmão Marcelo pela amizade e atenção sempre, apesar da falta de tempo.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de Taubaté pelo suporte financeiro no decorrer desta etapa de minha vida acadêmica e especialmente ao Magnífico Reitor Nivaldo Zöllner juntamente com os demais colegas e funcionários desta instituição pela compreensão e atenção ímpares.

Ao Prof. Adj. Sigmar de Mello Rode por aceitar ser meu orientador, permitindo desfrutar de sua amizade e sabedoria, estando sempre pronto para conversar e discutir assuntos os mais variados e principalmente por seu apoio a qualquer hora.

À Profa. Dra. Ana Christina Claro Neves, que acreditou no meu potencial e me acompanha desde a graduação nesta caminhada acadêmica. Você será sempre minha “orientadora”. Muito obrigada pela amizade e disponibilidade sem limites.

Ao Prof. Titular Walter Domingos Niccoli Filho que me acolheu no mestrado e continuou a me guiar no doutorado com seus ensinamentos e a desfrutar de sua amizade, apesar da minha falta de tempo.

Ao Prof. Dr. Luiz Alberto Plácido Penna, que com sua amizade sempre acreditou em meu potencial e me apoiou a toda hora, com seu carinho a qualquer momento.

Ao Prof. Dr. Bruno das Neves Cavalcanti, que com sua habilidade e paciência auxiliou-me na parte experimental deste trabalho, pois

só quem faz sabe como dá trabalho fazer trabalho, e como o *lap top* pode nos atormentar, meu eterno obrigado.

Ao Prof. Titular Antonio Olavo Cardoso Jorge e sua equipe do Laboratório de Microbiologia da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”- UNESP-SJC pela acolhida recebida durante toda realização deste curso de doutorado. Algumas vezes só tínhamos um pequeno intervalo, mas sempre havia alguém para conversar e amenizar a tensão.

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Campus de São José dos Campos, pelo apoio nesta importante etapa de minha vida acadêmica com o suporte de seus funcionários e docentes.

Aos funcionários do Departamento de Odontologia da Universidade de Taubaté, especialmente a secretária Célia Regina Sierra Batista por seu apoio e atenção sem limites.

À Profa. Dra. Rosilene Fernandes da Rocha que apesar de tudo, mostrou-se como um exemplo de perseverança diante da adversidade da vida.

À Profa. Dra. Márcia Valera Garakis quero agradecer nominalmente pela disponibilidade de acesso ao INPE para realização da microscopia eletrônica de varredura.

À Dra. Maria Lúcia Brison Mattos, responsável pelo laboratório associado de sensores e material do Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais/São José dos Campos (LAS-INPE/SJC), pela cessão e auxílio no uso de equipamentos essenciais à realização desta pesquisa científica. Nossa amizade iniciou-se pela pesquisa, mas hoje acredito que ela esta mais forte, muito obrigada mesmo.

Às colegas de pós-graduação Silvia Maria Rodrigues Querido e a inseparável companheira do mestrado Graziella Nuernberg Back Brito pelo apoio, carinho, amizade, trabalho. Enfim vocês foram incríveis, muito obrigada.

Aos colegas do curso de Pós-Graduação – Doutorado em Biopatologia Bucal meu muito obrigado pelo suporte e apoio sempre recebidos, sucesso a todos.

À bibliotecária Ângela de Brito Bellini que realizou a correção desta tese, por sempre estar disponível para os últimos ajustes e dúvidas, muito obrigada.

Aos colegas Márcia, Creuza, Rosana, Alessandra, Josiene, Fernanda, Pascoalina, Geni, Iracema e Pedro que trabalham no posto de saúde do PAMO Belém – Taubaté, que sempre me apoiaram e incentivaram na minha busca do saber, meu apreço eterno a todos vocês por entenderem minhas ausências.

Ao C. D. Daniel Bueno de Castro pela compreensão e apoio recebidos incondicionalmente.

A todos aqueles que me apoiaram direta e indiretamente na realização de todos os passos de minha vida acadêmica, meu eterno obrigado.

E por último, mas que será sempre o primeiro, à Deus, que me permitiu viver e vencer obstáculos que por vezes duvidei conseguir.

Se Deus é por nós, quem será contra nós?

Carta de São Paulo aos Romanos

(Rm 8,31b)

PATROCINIO, M. C. **Avaliação morfológica ultra-estrutural e pirométrica de dentes humanos irradiados com laser de diodo $\lambda 808\text{nm}$** . 2006. 77f. Tese (Doutorado em Biopatologia Bucal) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2006.

RESUMO

Foram analisados os efeitos do laser de diodo infravermelho sobre a morfologia ultra-estrutural dos tecidos dentários humanos e a variação da temperatura da câmara pulpar. Utilizamos 22 molares hígidos, resfriados em soro fisiológico. Anteriormente ao experimento, os dentes foram seccionados horizontalmente, separando-se coroa da raiz, a qual foi desprezada. Os espécimes experimentais foram preparados com instalação de termopar tipo J instalado na face interna da câmara pulpar e obliterados com resina, e divididos aleatoriamente em três grupos. Grupo controle: composto por dois espécimes, que não sofreram nenhum procedimento; Grupo 1: composto por dez espécimes, que tiveram a superfície de esmalte da face vestibular, irradiada com laser de diodo $\lambda 808\text{nm}$, contendo laser guia de HeNe de 635nm , fibra óptica de $200\mu\text{m}$, 7W de potência, por 2s , em modo pulsado com pulso de $0,5\text{s}$ e foco de 2mm . No momento da irradiação, foi aferida temperatura da câmara pulpar por meio do termopar. Na superfície palatina ou lingual foi realizado o mesmo procedimento, entretanto foram utilizadas outras fibra óptica e potência ($300\mu\text{m}$ e 10W); e Grupo 2: composto por dez espécimes sendo a superfície dentinária irradiada da mesma forma que no grupo 1. Os espécimes foram observados em 100X , 200X , 500X , 1000X e 2000X , e fotografados em microscopia eletrônica de varredura para análise morfológica ultra-estrutural. Nos espécimes do Grupo controle, nos aumentos estudados, foram observadas características de normalidade morfológica como presença de esmalte aprismático e regiões interprismáticas. Foi possível visualizar no Grupo 1 formação de crateras, fissuras, superfície irregular com característica vítrea em decorrência da presença de material fundido e trincas no seu interior nos aumentos observados. No Grupo 2 foi possível verificar, ablação da área central dos espécimes, inúmeras crateras, com decorrente modificação da estrutura tubular, provavelmente provocada pela fusão e ressolidificação da dentina com margens irregulares. As alterações de temperatura verificadas entre as superfícies irradiadas de esmalte e dentina não foram significativas. Concluímos que as alterações nas superfícies, de esmalte apresentaram perda da continuidade dos prismas de esmalte, presença de material fundido com características vítreas, ressolidificação e

trincas; e na dentina irradiada ocorreu fusão e ressolidificação dentinária adquirindo uma superfície vitrificada com bordas irregulares, na região central desgaste irregular atingindo diversos diâmetros e mantendo alguns túbulos abertos com compactação da camada de *smear*.

PALAVRAS-CHAVES: Laser de diodo; avaliação morfológica; dentes humanos, estudo comparativo.

1 INTRODUÇÃO

Há aproximadamente quatro décadas, ao redor dos anos 50 e 60, iniciou-se o estudo com *LASER*, acrônimo que na língua inglesa tem significado *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* sistema baseado na amplificação da luz.

A luz laser se diferencia da luz comum por possuir propriedades físicas como a monocromaticidade (emissão de um único comprimento de onda ou seja, emite luz de uma só frequência ou de algumas poucas bandas de frequência muito próximas umas das outras); colimação ou unidirecionalidade (capacidade de propagação por longas distâncias, com divergência mínima, praticamente paralelo) e coerência (relação de fase constante entre duas posições no tempo e no espaço, indicando que diferentes ondas elementares componentes da luz laser mantêm relação fixa entre as respectivas fases) (DOVER et al.¹⁴, 1990; Schwab* (1999); GUTKNECHT & EDUARDO¹⁸, 2004).

Outras grandezas físicas do *LASER* são: a) irradiância - definida como a potência óptica útil do laser em Watts, dividida pela área irradiada expressa em cm². Através do controle da irradiância é possível cortar, vaporizar, coagular ou “soldar” tecidos; b) fluência - que equivale a quantidade de energia necessária para ativar número de moléculas suficiente para levar o tecido a reagir; c) comprimento de onda - que define a profundidade de penetração da luz *LASER* no tecido alvo. Quando os lasers

* SCHWAB, C. (Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos – UNESP). Comunicação pessoal, 1999.

são utilizados operando em alta intensidade de energia, está é convertida em calor na sua maior parte (ALMEIDA-LOPES & LOPES³, 2006).

O laser de diodo é composto por *chip* semiconductor que funciona como um diodo elétrico. A região ativa do diodo lembra um sanduíche de materiais semicondutores diferentes. Uma camada de material condutor de carga elétrica positiva (camada p) é separada de outra camada de material condutor de carga negativa (camada n) por uma camada não condutora. Quando uma corrente de voltagem negativa é aplicada à camada n e uma corrente positiva é aplicada à camada p, ocorre o fenômeno de troca na camada não condutora, passando os elétrons através das perfurações existentes nesta camada, liberando energia. Na maioria dos semicondutores a energia é liberada na forma de calor, porém, em materiais como o Gálio, o Alumínio e o Arsênio, a energia é liberada na forma de fótons. Para que o diodo emissor de luz seja formador de radiação laser é necessário que sejam adicionadas superfícies refletivas em cada extremidade da junção, de forma a criar uma cavidade óptica. Embora estas cavidades sejam extremamente pequenas, podem produzir muitos watts de potência. A geometria da cavidade óptica resulta em um raio assimétrico, que necessita ser re-colimado e focalizado. A potência de saída de vários diodos pode chegar a 100W. Os diodos possuem comprimentos de onda no espectro vermelho e infravermelho (620 a 1500nm), que são determinados pelo tipo de material semiconductor utilizado, Figura 1 (BRUGNERA-JUNIOR & PINHEIRO⁹,1998).

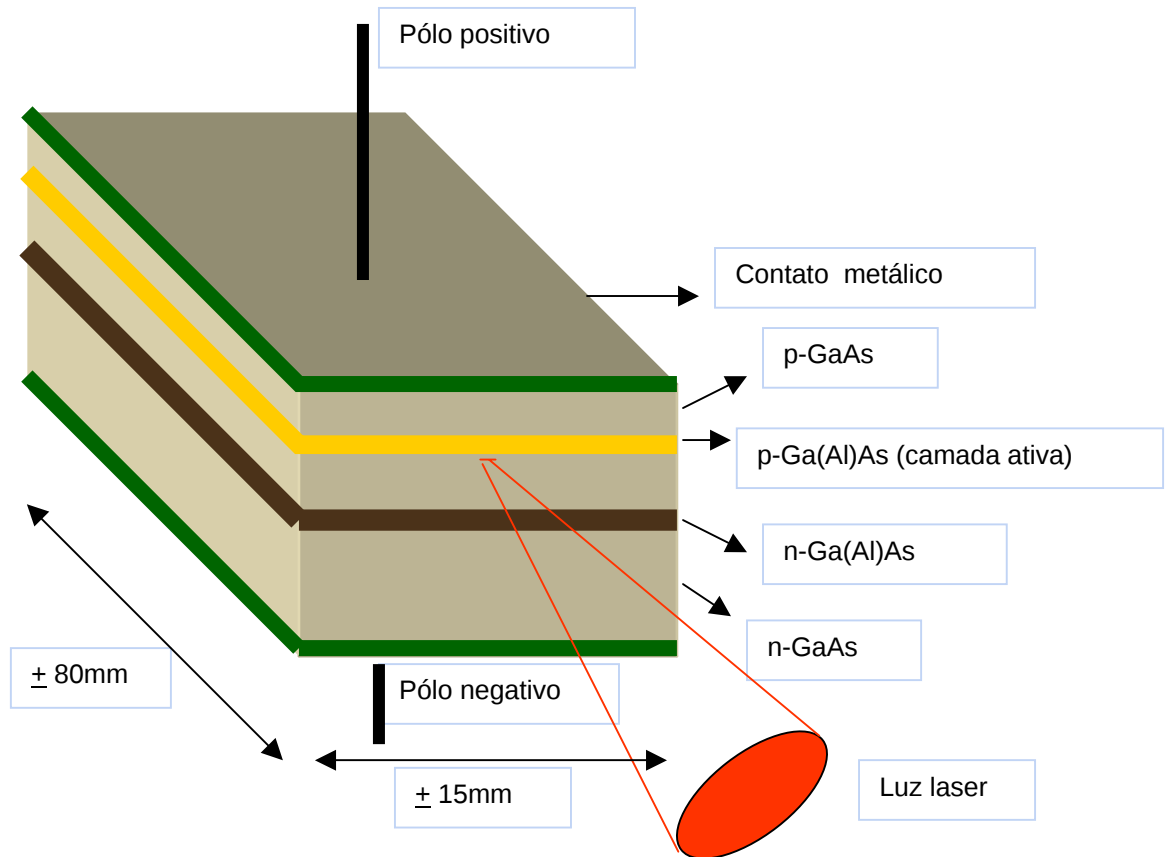


FIGURA 1 – Esquema dos componentes básicos do laser de diodo.

O laser semiconductor é um tipo especial de laser de substância sólida, ou laser de diodo, que teve seu início de utilização ao redor de 1961, pouco tempo depois da introdução do primeiro laser. O fator econômico e as vantagens sobre os demais lasers como: dimensão reduzida, alto grau de eficiência, possibilidade de ser integrado em componentes elétricos, estimulação direta pela corrente elétrica, entre outras, estimularam o uso do laser de diodo por diversas redes de telefonia, fabricantes de gravadores digitais de música e pela indústria gráfica, Figura 2 (GUTKNECHT & EDUARDO¹⁸, 2004).



FIGURA 2 – Comparação de tamanho de *chip* de laser de diodo com uma moeda de um centavo americano (internet 20/out/2005).

Um dos principais inconvenientes deste tipo de radiação é a geração de altas temperaturas, que podem comprometer a cronologia de reparação. Niccoli-Filho et al.²⁹ em 1997, estudaram *in vitro* o aumento da temperatura intrapulpar causado pelo laser de CO₂ e relataram que se são adotados parâmetros de segurança com relação ao binômio tempo de exposição/potência, podem ser atingidas temperaturas que determinam em comprometimento tecidual irreversível.

Tauber et al.⁴⁹ em 1979, observaram que o uso de instrumentos rotatórios e do laser de CO₂, para realização de osteotomias em animais, produziam a mesma reparação óssea ao final de seis semanas, porém a consolidação da fratura era mais rápida quando a broca era utilizada. Isto permitiu aos autores concluir que o uso da radiação laser como instrumento de corte em tecido ósseo pode, após o estabelecimento de parâmetros de segurança em relação a tempo, potência, modo de trabalho, entre outros, ser de grande valia.

Os lasers de diodo são os que apresentam menor dimensão e menor custo comparativamente com os lasers de outros comprimentos de onda. Podem ser utilizados em várias áreas da odontologia, e por ser pouco absorvido pelo tecido duro, desde

que utilizado com segurança, são indicados em cirurgias de tecidos moles próximos ao esmalte dentário, dentina ou cimento, sem que haja interação ou danos térmicos aos tecidos dentais (MYAKI & TANJI²⁸, 2002).

Kimura et al.²¹, 2000 teceram comentários sobre o uso da terapia laser relacionados aos parâmetros de utilização que deve não ser irritante ao tecido pulpar, aplicação relativamente indolor, facilidade e rapidez de execução e efetividade por longo prazo.

Portanto, tendo em vista as possíveis indicações e contra-indicações do laser de diodo em dentes humanos, este estudo objetivou analisar efeitos com comprimento de onda de 808nm, em dentes humanos, utilizando os parâmetros de segurança (relação tempo/potência/ dose de energia).

2 REVISÃO DA LITERATURA

Como assuntos a serem discutidos no decorrer deste trabalho são de alguma complexidade, iremos explicar isoladamente sobre cada tópico para facilitar a compreensão.

2.1 Morfologia das superfícies de esmalte e dentina

A estrutura dental humana, apesar de bastante mineralizada, é um tecido biológico, e está envolvido com outros tecidos e estruturas vivas que devem ser consideradas.

Com a introdução da terapia com laser sobre os tecidos vivos abriu-se um leque de oportunidades de estudo nas diversas áreas do conhecimento.

Stern & Sognnaes⁴⁴ relataram, em 1964, as primeiras experiências da irradiação com laser de rubi sobre a superfície de esmalte de dentes humanos. Os autores observaram que o laser de rubi causava um “derretimento” do esmalte, tornando-o vítreo.

Em 1966, com o mesmo laser, Stern et al.⁴⁶, avaliaram “*in vitro*”, os efeitos do laser de rubi sobre a permeabilidade e solubilidade do esmalte dental. Os autores reportaram que a irradiação laser na superfície de esmalte de dentes humanos ocasionou impermeabilização do mesmo, mas

custas da desmineralização superficial. Em relação a solubilidade, as alterações decorrentes da desmineralização ocasionaram perda de íons cálcio e fósforo que poderiam afetar ou comprometer a resistência do elemento dentário.

Em 1972, Stern & Sognnaes⁴⁵, explanaram sobre a ação do laser de dióxido de carbono, com potência entre 10 e 15J/cm² na superfície de esmalte. Os autores sugeriram que o conhecimento dos mecanismos de ação do laser sobre os tecidos dentais duros podem auxiliar na prevenção da cárie, entretanto, são necessários outros estudos sobre tais efeitos deletérios.

O esmalte dental é um composto cerâmico, e como tal o seu ponto de fusão dá-se por faixa, representada pelos vários componentes de sua estrutura. As cerâmicas apresentam o ponto de fusão elevado e, portanto é necessária a utilização de temperatura muita elevada para modificar seu estado físico. A fusão completa do esmalte dental se dá na temperatura ao redor de 1200°C; porém valores menores do que estes causam alterações estruturais e químicas (PHILLIPS³⁵, 1993).

No ano de 1995, Cecchini¹¹ avaliou utilizando microscopia eletrônica de varredura (MEV), os efeitos do protótipo do laser de hólmio em esmalte e dentina, e monitorou a temperatura na cavidade pulpar durante a irradiação. Os resultados apontaram mudança morfológica no esmalte e dentina irradiados, com produção de material fundido e recristalizado, formando uma superfície vítrea. O aumento de temperatura não provocou perda de vitalidade pulpar, nas condições de irradiação estabelecidos. O autor concluiu que o laser de hólmio pode ser uma alternativa para o preparo cavitário.

Em 2000, Rode et al.³⁸ relataram que o tecido dentário é constituído basicamente por cerca de 50 a 70% de porção mineral, 18 a 30% de parte orgânica e 12 a 20% de água. O principal componente da parte inorgânica é uma hidroxiapatita que é encontrada no esmalte e que apresenta 4 a 5% de sua estrutura carbonatada. A dentina é delimitada externamente pelo esmalte na porção coronária, pelo cemento na porção radicular e internamente pela polpa. É avascular e acelular, contendo no seu interior somente os prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos e, eventualmente, terminações nervosas no início dos túbulos dentinários. A dentina é composta por túbulos dispostos em toda sua extensão, sendo que cada um tem a forma aproximada de um cone invertido, formando um “S” suave e longo em direção à polpa. São envoltos por uma porção peritubular mais mineralizada que promove suporte adicional e estão imersos em uma massa intertubular menos mineralizada, que constitui a maior porção da dentina. Ainda podem ser encontradas na dentina, outras proteínas não colágenas, em pequena quantidade. Em algumas regiões, principalmente na mais externa, é possível identificar áreas hipomineralizadas, que são conhecidas por dentina interglobular.

No mesmo ano, Penna³³ realizou estudo comparativo morfológico dos efeitos da radiação laser de vapor de cobre em esmalte e dentina humanos. Foram utilizados 15 dentes molares, clivados no sentido mésio-distal e divididos aleatoriamente em cinco grupos com três hemiseções cada, para irradiação no esmalte e dentina, sendo que um grupo de cada tecido mineralizado foi utilizado como controle e os demais foram irradiados durante 500, 600, 800ms e 1s, sendo um grupo para cada tempo. No exame ultra-estrutural em MEV, observou-se que nos espécimes onde foi irradiada a superfície de esmalte, apenas os do grupo irradiado durante 1s apresentaram alteração morfológica, mostrando superfície bastante irregular, com depressões semelhantes a crateras, e estruturas irregulares de esmalte fundido. Nos espécimes onde se irradiou a dentina observou-se, no grupo

irradiado durante 1s, evidente alteração ultra-estrutural apresentando uma região com o tecido fundido e com perda das características morfológicas e, no grupo irradiado por 800ms, observou-se uma região de ablação tecidual e perda parcial das características morfológicas, sendo que nos grupos irradiados durante 500 e 600ms, não houve alteração da dentina.

Em 2001, Oliveira et al.³² com o intuito de pesquisar o papel da fusão e ressolidificação do esmalte dental, na melhoria da resistência, irradiaram sete dentes humanos com um protótipo de laser com comprimento de onda de 960nm. Nas aplicações foi usado o regime quasi-contínuo com duração de pulso que variou de 50ms até 1ms, com potência pico de 10W e auxílio de foto-absorvedor. Nos espécimes avaliados em MEV, os autores observaram superfície homogênea e solidificada. Os autores também observaram que, quanto menor a duração do pulso, maior era o decréscimo da porosidade e rugosidade. Sugeriram, portanto, que essa poderia ser uma aplicação futura do laser estudado.

Tannous⁴⁸ em 2001 avaliou morfológicamente, por meio de MEV, as diferenças de interação laser-tecido em função de variações na angulação do feixe laser. Foram utilizados catorze dentes humanos divididos em grupos que foram irradiados com laser Er:YAG e pulsos variando entre 100 a 700mJ. Cada espécime recebeu três aplicações em esmalte, pontuais e em contato, lado a lado, com ângulo de incidência do feixe em relação à superfície dental de 30, 45 e 90 graus, respectivamente. Em cada aplicação foram aplicados quatro pulsos de Er:YAG (2,94μm; 10-20Hz, 200-500μs; 0,1 –1J energia/pulso – Opus 20 – Opus Dent) com refrigeração. Posteriormente as aplicações, foi realizada a análise das amostras através de MEV. Os resultados mostraram alterações morfológicas com grande variação em função do ângulo de aplicação do feixe de laser, salientando a importância do correto posicionamento para obter-se o efeito morfológico desejado.

Em 2004, Katchburian & Arana²⁰ reportaram sobre a estrutura que recobre a coroa dos dentes, o esmalte dental, como sendo o tecido mais mineralizado do organismo. A extrema dureza do esmalte deve-se ao seu alto conteúdo inorgânico (97%), representado por cristais de fosfato de cálcio sob a forma de hidroxiapatita, com quantidades de carbonato, sódio, magnésio, cloreto, potássio e flúor, no meio a 1% de material orgânico de natureza basicamente proteica, com escassos carboidratos e lipídios, e por 2% de água. Com esta composição o esmalte é extremamente friável apesar de sua dureza. Por esse motivo, a dentina subjacente, um tecido resiliente, confere sustentação e reduz a possibilidade de fratura durante a mastigação. O esmalte maduro tem a maior parte da sua espessura constituída por unidades estruturais em forma de barras denominadas prismas. As zonas periféricas dessas barras, chamadas regiões interprismáticas, completam a estrutura cristalina do esmalte.

Anusavice⁶ em 2005, salientou que o conjunto esmalte-dentina-polpa representa uma simbiose única de tecidos mineralizados e células. O esmalte dental é representado por matéria inorgânica (aproximadamente 96% do seu peso), arranjada em ordem cristalina formando os prismas de esmalte. O esmalte é geralmente impermeável aos componentes dos materiais, bactérias ou produtos bacterianos, embora seja permeável a algumas substâncias como peróxido de agentes clareadores. A dentina é a matriz mineralizada que fixa uma rede orgânica (representada por 18% do peso) composta, essencialmente por colágeno, mas também por outras proteínas e componentes da matriz extracelular (ainda não totalmente elucidado); e o conteúdo inorgânico da dentina (70% do peso).

2.2 Variação da temperatura da câmara pulpar

Nos primórdios do uso da alta rotação em odontologia, a geração de calor foi alvo de estudos que resultaram em trabalhos importantes, os quais determinaram como controlar o limite de temperatura que se pode gerar dentro da câmara pulpar sem causar danos ao tecido pulpar.

Hartnett & Smith¹⁹, em 1961, estudaram o efeito do aumento da temperatura, produzido por caneta de alta rotação e instrumentos cortantes rotatórios para preparos cavitários em dentes humanos, com os possíveis danos causados à polpa. Os autores investigaram as mudanças de temperaturas ocorridas dentro da câmara pulpar de terceiros molares recém-extraídos, quando submetidos a uma fonte de calor conhecida, verificando variação de 1 a 6°C.

A tolerância pulpar à aplicação da luz laser tem sido embasada, principalmente no trabalho realizado por Zach & Cohen⁵⁴ de 1965. Os autores realizaram o primeiro estudo *in vivo* para determinar o aumento de temperatura intrapulpar, correlacionando seus efeitos com as alterações histológicas ocorridas em função dos diferentes parâmetros utilizados. Foram utilizados para a pesquisa macacos da espécie *Macaca rhesus*. Calor foi aplicado por meio de resistência elétrica, com temperatura constante, à face vestibular dos dentes anteriores. O acesso do sensor de temperatura na câmara pulpar efetuado por um pequeno orifício produzido na face lingual dos dentes avaliados. A temperatura pulpar foi medida com termômetro. Esperando que a variação de temperatura dentro da polpa fosse a mesma, a energia aplicada foi repetida para os dentes hígidos análogos, do outro lado da arcada, e nesses dentes foram feitas análises histológicas nos intervalos de dois, sete, 14, 56 e 91 dias. Para variações de temperatura na polpa de até 2,2°C, os autores não observaram alterações pulpares importantes num

intervalo de dois dias. Para elevações de 5,5°C, as análises revelaram que, após dois dias, muitas polpas mostravam evidentes sinais semelhantes a queimaduras, com destruição da maioria dos odontoblastos e redução da camada não calcificada de pré-dentina. Uma semana após, a hiperemia pulpar era evidente, e processos de reparação foram observados depois de duas semanas. Após 56 dias muitas polpas se mostraram recuperadas; porém, 15% dos dentes submetidos a essa temperatura (5,5°C) não se recuperaram. Tomando como base o estudo, o valor seguro para elevação da temperatura na polpa tem sido freqüentemente considerado como abaixo de 5,5°C.

Em 1969 Stern et al.⁴³ avaliaram, *in vivo*, os efeitos do laser de rubi em dentes de macaco chimpanzé. Dez dentes foram irradiados com laser desfocado e diâmetro do feixe de 5mm. Os dentes incisivos foram irradiados na face vestibular e os molares na face oclusal. As densidades de energia utilizadas foram: incisivos superiores e caninos 60J/cm²; incisivos inferiores, caninos e molares 111J/cm²; primeiro e segundo molares inferiores e superiores 250J/cm². Foram observadas pequenas alterações pulpares, com leve aumento no número de células inflamatórias, principalmente nas áreas de maior densidade de energia. Como o laser foi usado desfocado, ele não produziu alterações morfológicas no esmalte.

Em 1981, Peters & Augsburger³⁴ avaliaram a manutenção da temperatura dental durante a realização de testes térmicos em coroas dentais com raiz intacta e posteriormente removidas, utilizando dióxido de carbono frio. Os autores concluíram que os dentes com raiz removida obtiveram resultados mais consistentes e com facilidade de realização.

Launay et al.²³, 1987 relataram os efeitos térmicos da radiação laser de Nd:YAG, Argônio e CO₂ em esmalte, dentina e polpa dental pelo método termográfico infravermelho e termopar. O estudo mostrou que a radiação produzida pelo laser Nd:YAG difunde-se profundamente sobre o

esmalte e, da dentina para a polpa. Os efeitos do laser de Argônio foram inconsistentes, mas depois de limpeza do esmalte, a temperatura superficial era profunda e baixa. Com o laser de CO₂, as superfícies de esmalte e a dentina alcançaram altas temperaturas, mas somente baixas temperaturas foram medidas na câmara pulpar.

Goodis et al.¹⁷ em 1988, salientaram os esforços realizados para avaliar os efeitos de várias modalidades de preparo e procedimentos de restauração dental sobre o tecido pulpar. Um dos efeitos do preparo é a transferência de calor para o esmalte e dentina e, direção a polpa dental. Embora um aumento da temperatura variando entre 6°C a 7°C ou menos, possa não ser nocivo para um dente jovem e saudável, mas qualquer elevação da temperatura pode ser usada como indicador de eventos que estejam ocorrendo na polpa, como elevação ou queda da pressão intrapulpar.

Em 1989, Renneboog-Squilbin et al.³⁷, compararam o aumento da temperatura pulpar em dentes irradiados com laser de argônio, expostos a água quente e a ação de brocas durante o preparo cavitário. O laser de argônio foi utilizado de forma contínua, com 2W de potência e tempos de exposição de 1 a 5 segundos. Os autores concluíram que a elevação da temperatura com o uso do laser era menor que a observada nos demais grupos.

Anic et al.⁵ (1993) estudaram *in vitro*, os efeitos da alteração de temperatura na superfície de dentina e do cimento, induzido pela radiação com o laser de CO₂. Foram utilizados 180 dentes uniradiculares, que foram irradiados na região dentinária interna e externamente, com potências de: 0,5; 1; 1,5; 2; 3 e 4W. O laser foi operado de dois modos: pulsado (pulso de 0,5s) e contínuo com tempo de exposição de 10s. Os autores observaram que o laser de CO₂, 2W, contínuo, 10s (2J/cm²), aplicado na superfície da raiz causou no interior do canal radicular, elevação média de temperatura de 15°C (±0,3°C),

depois de 45 segundos. Entretanto, com potência de 3W e 5 pulsos ($9,55 \text{ J/cm}^2$), no interior do canal radicular, por 4,5 segundos, causou elevação média de temperatura de 6°C ($\pm 1,1^\circ\text{C}$) na superfície externa após 20 segundos. A irradiação interna com 3W, 10 pulsos, 9,5 segundos ($19,10 \text{ J/cm}^2$) na constrição apical provocou elevação média de temperatura de 6°C ($\pm 0,9^\circ\text{C}$) na superfície externa radicular após 20 segundos e de $6,6^\circ\text{C}$ ($\pm 1,3^\circ\text{C}$) depois de 40 segundos. Foi observada também elevação média de temperatura de $0,50^\circ\text{C}$ ($\pm 0,3^\circ\text{C}$) depois de 5 segundos e $1,6^\circ\text{C}$ ($\pm 0,3^\circ\text{C}$) depois de 15 segundos quando utilizada a potência de 4W na superfície externa radicular com um pulso ($2,54 \text{ J/cm}^2$) e dois pulsos ($5,09 \text{ J/cm}^2$) aplicados internamente sobre o canal radicular respectivamente. A análise em MEV revelou dano tecidual significativo na superfície externa do cemento dentinário radicular após a aplicação do laser e, nas condições experimentais, a temperatura variou entre $1,5$ a $19,1^\circ\text{C}$ na superfície externa da raiz e entre $1,5$ a 12°C na superfície interna.

Em 1998, Spencer et al.⁴¹ estudaram a interface de ablação produzida com o laser de CO_2 (calibrado com 4 a 8W) e Nd:YAG (calibrado com 5 a 9W) com e sem irrigação, em cinco mandíbulas frescas de porcos. A elevação de temperatura foi aferida por termopar conectado a agulha hipodérmica indicadora resultando numa variação de 8 a $11,1^\circ\text{C}$ com Nd:YAG e $1,4$ a $2,1^\circ\text{C}$ para CO_2 . Segundo os autores, o laser de Nd:YAG causa mais dano ao tecido periodontal subjacente e a superfície óssea.

Ainda em 1998, Chang & Wilder-Smith¹² relataram os efeitos térmicos da irradiação com laser de Ho:YAG em dentes bovinos e a influência da presença ou não de tecido pulpar dentro da câmara durante as leituras de variação de temperatura. Foram utilizados 25 dentes bovinos nos quais foram posicionados termopares nas câmaras pulpares distantes 2 e 3mm do ponto de aplicação do laser. Os autores observaram correlação positiva entre potência e frequência com a temperatura, ou seja, maiores potências e

freqüências acarretaram maior aumento de temperatura. Reportaram que com 3,5 e 4,5W, e 12Hz ocorreu diferença significativa entre os grupos frente a presença ou não de tecido pulpar. Concluíram ser importante a presença de tecido pulpar para leitura de temperatura.

Em 1999, Lan²² estudou a elevação da temperatura na superfície dentinária radicular durante a irradiação com laser de Nd:YAG em dentes unirradiculares. O autor explanou sobre o potencial de selamento de túbulos dentinários ocasionados pela ação deste laser, mas salientou que ocorria geração de calor poderia afetar tecidos adjacentes. Foram irradiados noventa dentes unirradiculares com laser de Nd:YAG com pulsos de 50, 80, 100, 150 e 200mJ/pulso e 20, 25 e 30 pulsos/s. A elevação da temperatura foi medida com auxílio de termopar conectado ao termômetro digital e envolto com cera para isolar a variação de temperatura ambiente. O autor verificou que a elevação de temperatura não excedeu 10°C somente quando a potência do laser era menor que 100mJ/pulso e abaixo dos 20 pulsos/s.

Kimura et al.²¹, 2000, sintetizaram as aplicações de laser no tratamento de hipersensibilidade dentinária e seus efeitos sobre o tecido pulpar. Relataram que a terapia com uso de laser deve ser não irritante ao tecido pulpar, com aplicação relativamente indolor, facilidade e rapidez de execução, efetividade a longo prazo e sem efeito corante, ou seja, sem deixar marcas. Os autores reportaram ainda que, os diversos lasers estudados podem induzir efeitos térmicos significativos se não forem controlados os parâmetros do laser, no tocante ao dano térmico e a sensibilidade do tecido pulpar. Os autores concluíram ser necessário considerar a severidade da hipersensibilidade dentinária antes de iniciar o tratamento com laser de qualquer tipo de laser.

Quinto Júnior³⁶, em 2001, estudando as alterações estruturais morfológicas e térmicas na superfície dental provocadas por laser de diodo de

alta potência, salientou que após a aplicação a superfície irradiada tornava-se mais resistente à ação de ácidos, incluindo os de origem bacteriana.

Ainda em 2001, Macri²⁴ verificou a variação de temperatura pulpar com termopares tipo K no interior da câmara pulpar, em lugares distintos: parede e interior da câmara, utilizando laser Opus 10, com 830nm operando de modo contínuo, sobre o esmalte dentário revestido por filme absorvedor, não provocou elevação da temperatura na parede pulpar acima de 5,5°C, quando irradiado com 1W por 10 segundos. Em condições semelhantes variando-se o posicionamento do termopar, o autor verificou diferença significativa de até 3°C quando foi usado 2W por 10 segundos, salientando a relevância do posicionamento do sensor de temperatura na câmara pulpar.

Tavares⁵⁰, em 2002, avaliou a variação da temperatura na superfície dentinária de dentes bovinos irradiados com laser de vapor de cobre, o qual possibilita obtermos dois tipos distintos de comprimento de onda; um verde (510,6nm) e o amarelo (578,2nm). Foram instalados termopares tipo J no interior da câmara pulpar para avaliação das temperaturas e os resultados obtidos revelaram não haver diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos, mas que a variação de temperatura foi demasiadamente alta podendo levar injúrias aos tecidos pulpare.

Cavalcanti et al.¹⁰, em 2003 compararam as variações de temperatura provocadas por turbinas de alta-rotação e pelo laser de Er:YAG (350mJ/10 Hz). Utilizando 35 dentes bovinos inferiores, foram realizados preparos cavitários classe V, com profundidade de 2mm, e posicionado termopar para leitura da temperatura no interior da câmara pulpar. A análise foi feita nos seguintes grupos: I – alta-rotação sem refrigeração a água; II – alta-rotação com refrigeração a água; III – laser de Er:YAG sem refrigeração a água; IV – laser de Er:YAG com refrigeração a água. Foram utilizados dez dentes por grupo, exceto no grupo III, com amostra de apenas cinco dentes,

uma vez que foi impossível realizar os preparos adequadamente com o laser sem refrigeração. Os aumentos de temperatura foram gravados num computador ligados aos termopares e os dados dos grupos I, II e IV foram submetidos ao teste de Dunn para comparações múltiplas ($p < 0,050$). Os aumentos médios de temperatura observados foram: $11,64^{\circ}\text{C}$ para o grupo I; $0,96^{\circ}\text{C}$ para o grupo II; $40,86^{\circ}\text{C}$ para o grupo III e $2,9^{\circ}\text{C}$ para o grupo IV. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos II e IV, e estes foram diferentes do grupo I. Os preparos cavitários realizados com as turbinas de alta-rotação e com o laser de Er:YAG geraram aumentos de temperatura semelhantes quando sob refrigeração a água. A refrigeração é essencial para evitar aumentos de temperatura agressivos em ambos os casos e com o laser de Er:YAG é especialmente necessária para a ablação do esmalte.

Atrill et al.⁸ (2004) realizaram um trabalho objetivando quantificar os aumentos de temperatura em uma polpa dental simulada seguida por irradiação com laser Er:YAG, e comparar estes aumentos quando o laser foi aplicado com e sem a presença de água. Foram preparadas duas cavidades utilizando o laser em dentes humanos extraídos. Uma cavidade foi preparada na presença de água, a outra sem e a ordem de preparo foi ao acaso. Parâmetros de identificação do preparo foram usadas em ambas as cavidades. O aumento da temperatura foi medido na câmara pulpar usando um termopar calibrado em uma polpa simulada. Como resultados obtiveram que os aumentos máximos foram de 4°C (água) e $24,7^{\circ}\text{C}$ (sem água). A presença da água mostrou ser altamente significativa na redução do aumento da temperatura em todos os casos ($p < 0,001$; pareado pelo teste t). Os autores concluíram que o laser Er:YAG deve ser usado junto com água durante o preparo cavitário. Devendo ser considerado como uma ferramenta efetiva para uso clínico baseado na resposta pulpar prognostica para estímulo térmico.

Wetter et al.⁵³, em 2004, observou a variação da temperatura na câmara pulpar, causada pela irradiação com laser de diodo operando em

regime contínuo, com comprimento de onda de 830nm, sobre o esmalte dental. Foram irradiadas as faces vestibulares de dois incisivos inferiores decíduos bovinos com Opus 10 diodo laser nas potências de 1W e 2W, por 10s, utilizando tinta preta como foto-absorvedor. Um termopar foi colocado na parede da câmara pulpar, próximo à aplicação, e outro no meio da câmara pulpar. Os autores relataram que o termopar que estava encostado na dentina registrou as maiores temperaturas. Considerando os registros obtidos pelo termopar na dentina, os autores concluíram que a irradiação com laser de diodo em esmalte com 1W por 10s pode ser tolerada pela polpa, entretanto, outros estudos devem ser realizados objetivando padronizar o posicionamento do termopar na câmara pulpar.

Tunér & Hode⁵², (2004) salientaram que os lasers semicondutores de alta potência, como os de GaAlAs (com *chip* de diodo) podem emitir 200W de potência em modo contínuo, com comprimento de onda ao redor de 800 a 880nm. Os autores reportaram ainda que este laser pode ocupar o lugar do laser de Nd:YAG em cirurgias e coagulações, porém eles acreditam obter pequena vantagem sobre este.

Em 2005, Araújo⁷ comparou a superfície de esmalte e dentina preparadas pelo laser de Er,Cr:YSGG e por sono-abrasão com brocas CVD quanto às alterações de temperatura e morfologia. Foram utilizados quarenta e oito dentes bovinos, divididos em dois grupos; e o laser com potência de seis e 4,5W e a sono-abrasão com 60% da potência do equipamento e em ambos os grupos a irrigação foi variada em 30%, 50% e 70% do máximo permitido por cada equipamento. O resultados mostraram que o laser produziu zonas de fusão em esmalte e a dentina apresentou-se limpa sem presença da camada de *smear* e com túbulos dentinários abertos. A sono-abrasão produziu em esmalte ondulado e uma dentina com lama dentinária. A medida que se aumentou a irrigação maior número de túbulos desobstruídos foram vistos. Quanto a temperatura ambos os métodos mostraram-se seguros sendo que o

laser não superou 5°C em nenhum dos parâmetros enquanto a sono-abrasão superou este patamar a medida que se aproximou da câmara pulpar, exceto para maiores volumes de refrigeração.

Em 2005, Tanji et al.⁴⁷ verificou as variações de temperatura em dentina bovina, durante quatro diferentes condições de irradiação com o laser de Er:YAG, bem como analisou através de microscopia de luz e eletrônica de varredura as alterações morfológicas ocorridas. Oitenta incisivos bovinos foram seccionadas longitudinalmente, obtendo fatias de dentina com espessura de 2mm. As amostras foram divididas em quatro grupos de vinte cada, com o laser de Er:YAG: Grupo1: 2Hz de taxa de repetição, sob refrigeração água/ar. A densidade de energia de 80,24J/cm² e a energia por pulso de 250mJ foi a mesma em todos os grupos; Grupo 2: 2Hz, sem refrigeração água/ar; Grupo 3: 4Hz, sob refrigeração água/ar; e Grupo 4: 4Hz, sob refrigeração água/ar. Durante as irradiações, as variações de temperatura foram monitoradas por uma câmera termográfica. O resultado desta variação nos grupos sem refrigeração de água-ar foram significativamente maiores em comparação aos grupos irradiados com refrigeração água-ar. Os tempos de retorno às temperaturas iniciais, após as irradiações foram significativamente maiores para os grupos sem refrigeração. Em microscopia de luz, foram observadas trincas e carbonizações somente nos grupos sem refrigeração. As análises em microscopia eletrônica de varredura revelaram fusões e recristalizações de dentina nas cavidades realizadas com o laser de Er:YAG, nos dois grupos sem refrigeração. O autor concluiu que:

- a) as irradiações com o laser de Er:YAG sem refrigeração apresentaram aumentos de temperatura superiores aos grupos com água-ar. Os aumentos médios foram na ordem de 6,7°C (grupo 2Hz) e 8,8°C (grupo 4Hz);
- b) as amostras irradiadas com refrigeração água-ar apresentaram médias de aumento de temperatura de 0,5°C (grupo 2Hz) e 1,5°C (grupo 4Hz), sugerindo que os

- parâmetros de irradiação utilizados neste estudo são seguros para aplicação clínica;
- c) as irradiações sem refrigeração levaram ao surgimento de áreas de carbonização e trincas na dentina, ao microscópio de luz. Ao microscópio eletrônico de varredura, observou-se a presença de fusão e resolidificação dentinária;
 - d) nas amostras irradiadas com refrigeração água-ar, não foram observadas, áreas de carbonizações e trincas na dentina, ao microscópio de luz. Ao microscópio eletrônico de varredura, observou-se túbulos dentinários abertos e ausência de áreas de fusão e ressolidificação da dentina.

2.3 Considerações sobre laser

O início das investigações sobre o uso dos lasers em tecidos dentais, os pesquisadores se preocupavam com os possíveis danos térmicos que a irradiação poderia causar, como foi comentado por Stern & Sognnaes⁴⁴ (1964) e Sognnaes & Stern⁴⁰ (1965) que observaram as mudanças que a aplicação de laser causaria nos tecidos duros dentários. Segundo esses autores, que não realizaram testes sobre a variação de temperatura, a energia suficiente para se obter crateras e formação de aparência vítrea dos tecidos vizinhos não deveria causar danos à polpa quando aplicada clinicamente.

Em 1971, Adrian et al.² realizaram um trabalho histológico em dentes caninos de cães verificando a resposta pulpar com a utilização de Maser laser com 6,94nm, quantificando a densidade de energia em J/cm², obtiveram uma resposta pulpar utilizando entre 1,88 e 2,33J/cm², com grande descalcificação dental e severa necrose pulpar.

Adrian¹ em 1977, testou o neodímio com matriz de vidro na largura de pulso de 7ms, com fluências que variavam entre 0,710 e 6,772J/cm² em oito dentes que pertenciam a dois macacos *in vivo*. Dois dias após a aplicação os dentes eram extraídos e deles feitas lâminas histológicas. Foi verificado que até 1,959J/cm² não havia alteração pulpar. Acima desse valor até 3,101J/cm² era observada uma mínima mudança histológica, caracterizada por perda da orientação dos odontoblastos, edema, leucócitos e células vermelhas do sangue no espaço extravascular. Acima dessa fluência foi encontrada necrose focal na camada de odontoblastos. Acima de 4,494J/cm², os autores observaram formação de crateras e, apesar das reações pulpare com necrose focal, não foi encontrada necrose coagulante generalizada, concluindo, portanto, que esse laser produzia maior tolerância pulpar, quando comparado ao laser de rubi.

O efeito térmico de três diferentes lasers nos tecidos dentais foi comparado por Launay et al.²³ (1987), o Nd:YAG com potências entre 3 e 35W e largura de pulso de 0,2 a 0,7s e em regime contínuo; o argônio com pulsos de largura entre 0,1 e 0,2s, com potências variando entre 0,5 e 10W, e o dióxido de carbono (CO₂) em regime contínuo e pulsado, com potências entre 0,1 e 30W. Foram realizadas tomadas de temperatura superficial por câmara termográfica e interna com termopar posicionado no meio da câmara, não sendo revelado se estava em contato com a parede dentinária. As aplicações foram realizadas em dentes unirradiculares com uma cavidade na face vestibular de 1,5mm de profundidade. Com base em seus resultados, os autores recomendaram que o laser de Nd:YAG não deveria ser aplicado em regime contínuo em tecidos dentais, pois aumentava a temperatura na cavidade pulpar, o que poderia provocar desnaturação de proteínas. Porém, em regime pulsado, esse fenômeno não ocorreu, além da temperatura produzida na superfície ser compatível com a fusão da hidroxiapatita, devendo ser esta promissora para aplicação clínica. O laser de CO₂ não produzia efeitos térmicos nocivos nem quando aplicado ao esmalte nem à dentina. O

argônio produziu efeitos inconsistentes, pois, a temperatura dependia da limpeza da superfície do esmalte; quando limpo, porém, as temperaturas internas eram pequenas.

O uso do laser na Odontologia tem aproximadamente vinte anos. Em 1987, Featherstone & Nelson¹⁵, relataram que o laser de alta densidade pode causar a fusão do esmalte, mas necessitava ser mais estudado por ser potencialmente inseguro. Subseqüentemente, o laser de baixa potência tem demonstrado ser capaz de formar cárie em modelo artificial. Os autores realizaram estudos com esmalte e dentina, usando radiação laser de CO₂ pulsado entre 9,32μm a 10,49μm, região com densidade de energia entre 10 a 15J/cm². Esses comprimentos de onda estão diretamente relacionados com a absorção da hidroxiapatita nas regiões infravermelhas do espectro de absorção. Os autores acreditam que o desenvolvimento da tecnologia e a melhoria na precisão dos aparelhos laser será uma inovação desejada.

Miserendino et al.²⁶ (1989) testaram o efeito do laser de dióxido de carbono no modo contínuo sobre esmalte dentário da face vestibular e as alterações de temperatura na câmara pulpar de vinte terceiros molares extraídos, observando que ocorreu aumento proporcional ao nível de exposição. Foram executadas irradiações utilizando 30 a 250J que resultaram em um aumento de temperatura entre 5,5 a 32⁰C. Os autores baseados em trabalhos anteriores indicaram que este nível de irradiação provavelmente ocasionará uma injúria pulpar irreversível o que não é desejado e salientam que exposições a laser utilizando 10J ou menos produzem um aumento de temperatura abaixo de 5,5⁰C sendo este um patamar de tolerância pulpar, entretanto, os autores acreditam que pesquisas futuras podem agilizar o uso do laser em odontologia.

Novamente o laser de CO₂ em regime contínuo foi utilizado, desta vez por Anic et al.⁴, em 1992, que utilizaram potências de 0,5; 1; 1,5; 2; 4 e 6W em intervalos de tempo de 0,5; 10; 15; 20 e 30s em molares humanos extraídos. As temperaturas foram medidas na câmara pulpar com termômetro digital, situado na câmara pulpar, na altura da bifurcação. Não foi descrito o meio pelo qual o calor seria extraído do dente. Com potências de 0,5 e 1W e duração de 10s, conseguiram carbonização e vaporização de tecido dental com elevação de temperatura pulpar de 4°C, o que, segundo eles, deveria ser seguro para tecidos pulpare (ZACH & COHEN⁵⁴, 1965).

No ano 2000, Sampaio³⁹ realizou estudo objetivando analisar ultra-estrutura da dentina radicular sob ação do laser de CO₂. Foram utilizados dezoito dentes humanos com tratamento endodôntico realizado que tiveram seus ápices cortados por broca em alta rotação sob refrigeração. Em seguida foram divididos em seis grupos e irradiados em modo pulsado de 1s e foco de 0,6mm nas potências de 2, 3, 5, 7 e 10W; e analisados em MEV. Os resultados foram alteração morfológica com fusão e recristalização da superfície dentinária em todos os grupos estudados. No de 2W, observou-se discreta trama de dentina fundida aflorando à superfície, e nos grupos de 3 e 5W acentuaram-se. Nos grupos de 7 e 10W, os espécimes apresentaram carbonização da superfície dentinária, sendo relatado crateras, fissuras, áreas que sugerem ablação e *melting* com evidente deslocamento de material obturados, cone de guta-percha. Os efeitos do laser com 10W foram mais acentuados que nos demais grupos observados.

Em 2003, Thing⁵¹ reportou a constituição básica de um laser, como a câmara chamada cavidade projetada para refletir internamente ondas infravermelhas, ultravioleta ou de luz visível de forma que reforcem uns aos outros. A cavidade pode conter gases, líquidos ou sólidos. A escolha do material da cavidade determina o comprimento de onda da saída. Em cada extremidade da cavidade existe um espelho. Um espelho é totalmente

refletivo, evitando que nenhuma energia atravessasse; o outro é parcialmente refletivo, permitindo que aproximadamente cinco por cento da energia atravessasse. A energia é introduzida na cavidade a partir de uma fonte externa; esse processo chama-se bombeamento. Como resultado deste bombeamento, aparece um campo eletromagnético no interior da cavidade laser na frequência natural dos átomos do material que preenche a cavidade. As ondas são refletidas entre os espelhos. O comprimento da cavidade permite que as frentes de onda refletidas e refletidas novamente reforcem umas às outras em fase na frequência natural da substância da cavidade. As ondas eletromagnéticas nessa frequência de ressonância surgem do final da cavidade que apresenta o espelho de reflexão parcial. A saída pode aparecer como um feixe contínuo ou como uma série de breves pulsos intensos. No caso do laser de rubi, um tipo simples e comum, possui cavidade linear formada por uma mistura de óxido de alumínio sólido e cromo. A saída ocorre em pulsos com duração de aproximadamente 500 microssegundos cada. O bombeamento é realizado por meio de um tubo luminoso helicoidal enrolado em volta da haste linear. A saída ocorre na forma de uma faixa vermelha visível. O laser de hélio-neônio é outro tipo conhecido, devido a seu custo moderado. Como seu nome sugere, possui cavidade preenchida com os gases hélio e neônio. A saída do dispositivo ocorre na cor avermelhada brilhante. Outros gases podem ser utilizados no lugar do hélio e do neônio, produzindo feixes de diferentes comprimentos de onda. O argônio produz um laser com saída azul visível. Uma mistura de nitrogênio, dióxido de carbono e hélio produz saída infravermelha. Salientou ainda que os lasers representam uma das invenções mais significativas desenvolvidas durante o século XX, sendo descoberta uma enorme variedade de usos em eletrônica, *hardware* de computadores, medicina e ciência experimental.

Tunér & Hode⁵² (2004) salientaram que os lasers semicondutores de alta potência, como os de GaAlAs (com *chips* de diodo) podem emitir 200W de potência de saída em modo contínuo, com

comprimento de onda ao redor de 800 a 880nm. Os autores reportam ainda que este laser pode ocupar o lugar do laser de Nd:YAG em cirurgias e coagulações, porém eles acreditam obter pequena vantagem sobre este.

Ainda neste ano Dederich & Bushick¹³ teceram considerações sobre a utilização do laser na odontologia esclarecendo seu funcionamento e finalidade. O laser produz energia luminosa com uma pequena frequência limitada. Para a maioria das práticas propostas, a luz produzida pelo laser pode ser considerada como monocromática. Tipicamente, o laser recebe o nome de acordo com o elemento ativo com que ele estimula na transição da quantum criando a luz. O comprimento de onda (inversamente, a frequência) da luz que o laser produz é característica particular do elemento ativo. O comprimento de onda de luz é o determinante primário do grau que a luz é absorvida num material alvo (no nosso caso, tecido oral). Dependendo do tecido, alguns lasers penetram mais profundamente que outros. Em contraste, outros comprimentos de onda de lasers são limitados por uma superficial penetração e tem um efeito na superfície tecidual. A energia laser penetra profundamente, maior é o espalhamento e distribuição sobre o tecido. O grau em que ocorre também era afetado por uma potência do laser e duração de exposição, mas o comprimento de onda é um fator primário. A profundidade de penetração é característica do comprimento de onda sendo crítica, pois pode influenciar a utilidade para qualquer aplicação. Por exemplo, o laser de CO₂ penetra somente entre 0,03 a 0,1mm dentro do tecido, proporcionando profundidade suficiente para selar vasos sanguíneos, vasos linfáticos e terminações nervosas acima de 5mm de diâmetros. O desenvolvimento de novas técnicas para produzir resultados que são superiores que aqueles métodos tradicionais, ou para produzir resultados impossíveis em tudo por métodos corrente, improvisaria o caso para uso de laser em odontologia. Entretanto, ainda que o laser mostre cientificamente para trazer resultados que são superiores para aqueles obtidos com meios convencionais para um numero significativo de aplicações, dentistas que

escolhem não usar laser não deveria estimá-los a ser praticantes menores fazendo isso.

Niccoli-Filho et al.³¹, em 2005, reportaram a utilização de laser de alta energia sobre tecidos duros para realização de procedimentos cirúrgicos como: incisão, ablação e vaporização com o uso do laser de CO₂, Nd:YAG, Er:YAG, Ho:YAG e Argônio.

Maeda et al.²⁵, 2006 realizaram um trabalho objetivando mostrar os diferentes tipos de laser e suas aplicações na odontologia. O uso de lasers está muito difundido atuando como coadjuvante em várias especialidades. A luz interage com o tecido biológico de quatro formas, como: pode ser refletida pela superfície tecidual, não provocando efeito; pode ser absorvida pela água, presente no tecido; como também por algum cromóforo absorvedor no tecido; e finalmente pode ser espalhada dentro do tecido. O feixe laser é espalhado pelo tecido, sendo absorvido por uma vasta área, os efeitos causados são difusos embora possa levar, em alguns casos a danos distantes da área de focalização. Os elementos do tecido que exibem um alto coeficiente de absorção de um particular comprimento de onda ou uma região do espectro são chamados cromóforos. Além da água, cromóforos como a melanina, a hemoglobina, as proteínas e os tecidos dentais duros, especialmente a hidroxiapatita, exercem influência sobre a interação da radiação/tecido.

3 PROPOSIÇÃO

Verificar as alterações morfológicas ultra-estruturais no esmalte e na dentina de dentes humanos após exposição direta destes tecidos à radiação produzida pelo laser de diodo de $\lambda 808\text{nm}$ e as alterações de temperatura na câmara pulpar quando aplicado o laser de diodo com diferentes potências.

4 MATERIAL E MÉTODO

Essa pesquisa foi submetida e aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP/SJC (ANEXO A).

Para o desenvolvimento desse trabalho, foram utilizados 22 dentes molares humanos hígidos, provenientes do banco de dentes da disciplina de Endodontia da Universidade de Taubaté (ANEXO B), que foram mantidos em soro fisiológico (cloreto de sódio 0,9%), e resfriados (12° C), até o momento da utilização.

Os dentes foram divididos em três grupos:

- a) Grupo Controle - constituído de dois dentes;
- b) Grupo 1 - constituído de dez dentes que tiveram o esmalte dentário irradiado com laser de diodo 7W e 10W;
- c) Grupo 2 - constituído de dez dentes que tiveram a dentina desgastada irradiada com laser de diodo 7W e 10W.

Todos os elementos dentários, anteriormente ao início do experimento, foram seccionados abaixo do limite amelocementário, de forma a separar coroa e raiz, sendo desprezada a porção radicular (Figura 3).

Os espécimes experimentais tiveram a polpa coronária removida com auxílio de cureta número 4 (Duflex, São Paulo, Brasil) Figura 4, então, foram preparados com a instalação de termopar tipo J com 0,5mm de espessura, instalado na face interna da câmara pulpar a

qual estava preenchida de pasta térmica condutora (Implastec, Votorantim, São Paulo), objetivando facilitar a captação da temperatura no ato da irradiação com laser de diodo. O termopar tipo J foi fixado e selado na face interna da região central da câmara pulpar com resina fotopolimerizável (Prisma A.P.H., Dentsply/Caulk, Brasil) Figura 5. Seguindo metodologia preconizada por Tavares⁵⁰ 2002 e Cavalcanti et al.¹⁰, 2003.



FIGURA 3 - Dente humano molar seccionado, separando coroa da raiz.



FIGURA 4 - Coroa dental invertida mostrando porção da câmara pulpar vazia.

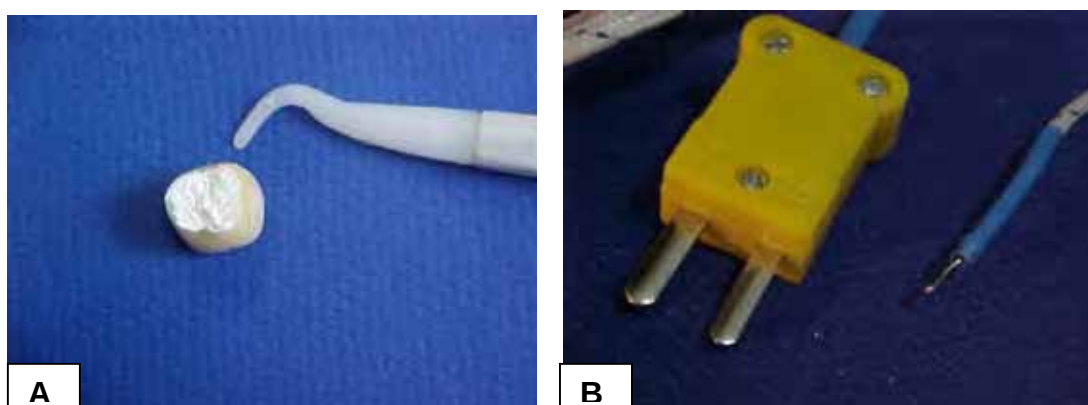


FIGURA 5 – Preparação do espécime: A-colocação de pasta térmica no interior da câmara pulpar. B-termopar tipo J: observar a espessura do conector a direita e a esquerda o tipo de engate do termômetro sem contato.

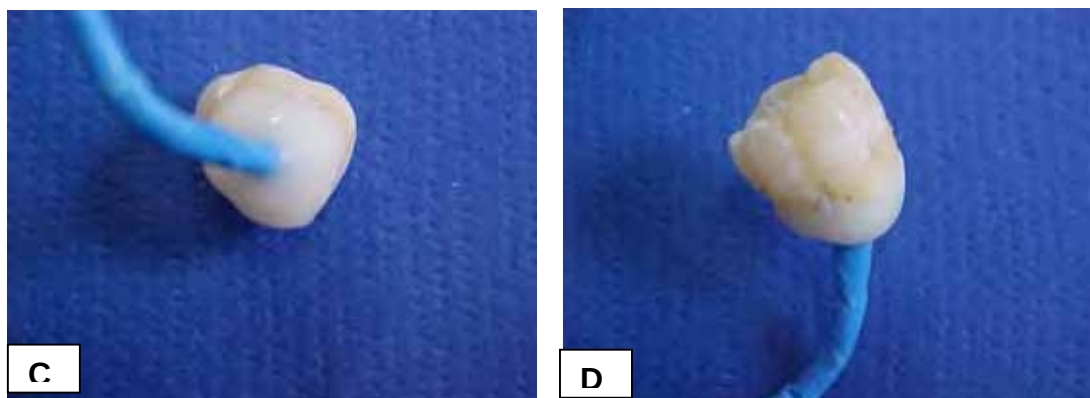


FIGURA 5 – Preparação do espécime: C-resina fotopolimerizável isolando o termopar com pasta térmica no seu interior. D-termopar instalado na câmara pulpar.

Grupo Controle: os espécimes deste grupo, não foram submetidos a qualquer procedimento.

Grupo 1: nos espécimes desse grupo a superfície da face vestibular, irradiada por contato direto e perpendicular ao espécime, com laser de diodo infravermelho (New Image do Brasil, São Paulo, Brasil), comprimento de onda de 808nm, laser guia de HeNe de 635nm, fibra óptica de 300µm de espessura, 7W de potência, modo pulsado, com duração de impulso em 1,10 segundos, número de pulsos em seqüência de 2, pausa entre as seqüências de 0,15 segundos, foco de 2mm, luz laser com temperatura de 23,8°C, (Figura 6). Durante os procedimentos foram seguidas as medidas de segurança para utilização do aparelho, ressaltando o uso de óculos de proteção para o operador e demais pessoas envolvidas diretamente no ato de radiação das amostras.



FIGURA 6 - Superfície da face vestibular sendo irradiada.

A leitura da variação da temperatura pela ação do laser de diodo infravermelho nos espécimes estudados foi realizada através do termopar tipo J conectado a um termômetro digital sem contato Raynger MX4+ e ao Software IR-Graph V1.02 (Raytek, USA) (Figura 7). A partir dos dados obtidos na leitura, foram construídas imagens gráficas representando as temperaturas produzidas pela ação do laser de diodo sobre a superfície dos espécimes que serão visualizadas no capítulo resultados.

Na superfície palatina ou lingual de cada espécime foi realizado o mesmo procedimento, entretanto, foi utilizado o laser de diodo com potência de 10W.



FIGURA 7 - Termômetro sem contato (Raytek, USA) conectado a termopar tipo J

Grupo 2: composto de 10 espécimes que tiveram o esmalte dentário removido com auxílio de instrumento cortante rotatório carbide número 702 (Fava, São Paulo, Brasil), montada em peça de alta rotação (Kavo do Brasil, São Paulo, Brasil), sob refrigeração. Posteriormente, estes espécimes tiveram a superfície dentinária irradiada seguindo os mesmos procedimentos realizados para os espécimes do Grupo 1, sendo a face vestibular irradiada com potência de 7W e a face palatina com potência de 10W.

As amostras, após irradiação, foram mantidas resfriados em soro fisiológico a 0,9% até o momento da análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Foram selecionados aleatoriamente três espécimes de cada grupo, 1 e 2, e os dois exemplares do grupo controle, totalizando oito espécimes analisados em MEV.

Para a MEV, as amostras foram retiradas da geladeira e do soro fisiológico, e deixadas a temperatura ambiente para equalização da temperatura e secagem. Em seguida, foram seccionadas, com auxílio de disco de carborundum, no sentido mésio-distal, separando a face vestibular da face palatina/lingual, que foram imersas em ultra-som para limpeza e expostas a temperatura ambiente para secar. Após secagem, os espécimes foram dispostos em *stubs* de alumínio, de forma a compor cada coroa dentária irradiada, ou seja, face vestibular do espécime número 1 seguida pela face palatina do mesmo espécime, e assim por diante. A fixação dos espécimes nos *stubs* foi realizada com auxílio de fita dupla face de carbono de 7mm (3M, USA). Em seguida, os mesmos foram submetidos à evaporação áurica, metalização com ouro pelo processo de *sputter*, realizado com o aparelho Denton Vacuum (Desk II, USA), por 2 minutos, Figura 8.



FIGURA 8 – Espécimes dentais após camada áurica sobre *stub* metálico.

Para o estudo morfológico ultra-estrutural, foi examinada e fotografada a área central da superfície de cada espécime (Scanning Microscope, JEOL – JSM-5310 - Japan), no laboratório associado de sensores e materiais (LAS-INPE/SJC), com aumentos de 100X; 200X; 500X; 1000X e 2000X (PENNA³³, 2000; NICCOLI-FILHO et al.³⁰, 2004).

Os resultados obtidos com a variação de temperatura foram submetidos a análise estatística ANOVA.

5 RESULTADOS

5.1 Esmalte

A análise ultraestrutural da superfície do esmalte dentário, realizada à partir de imagens obtidas em MEV evidenciou:

- a) Nos espécimes do grupo controle, com aumentos de 100, 200, 500, 1000 e 2000X, foram observadas características de normalidade morfológica como a presença de esmalte aprismático e regiões interprismáticas (Figura 9). Neste grupo experimental utilizamos somente dois espécimes por representar a morfologia usualmente encontrada não necessitando de mais exemplares para tanto.

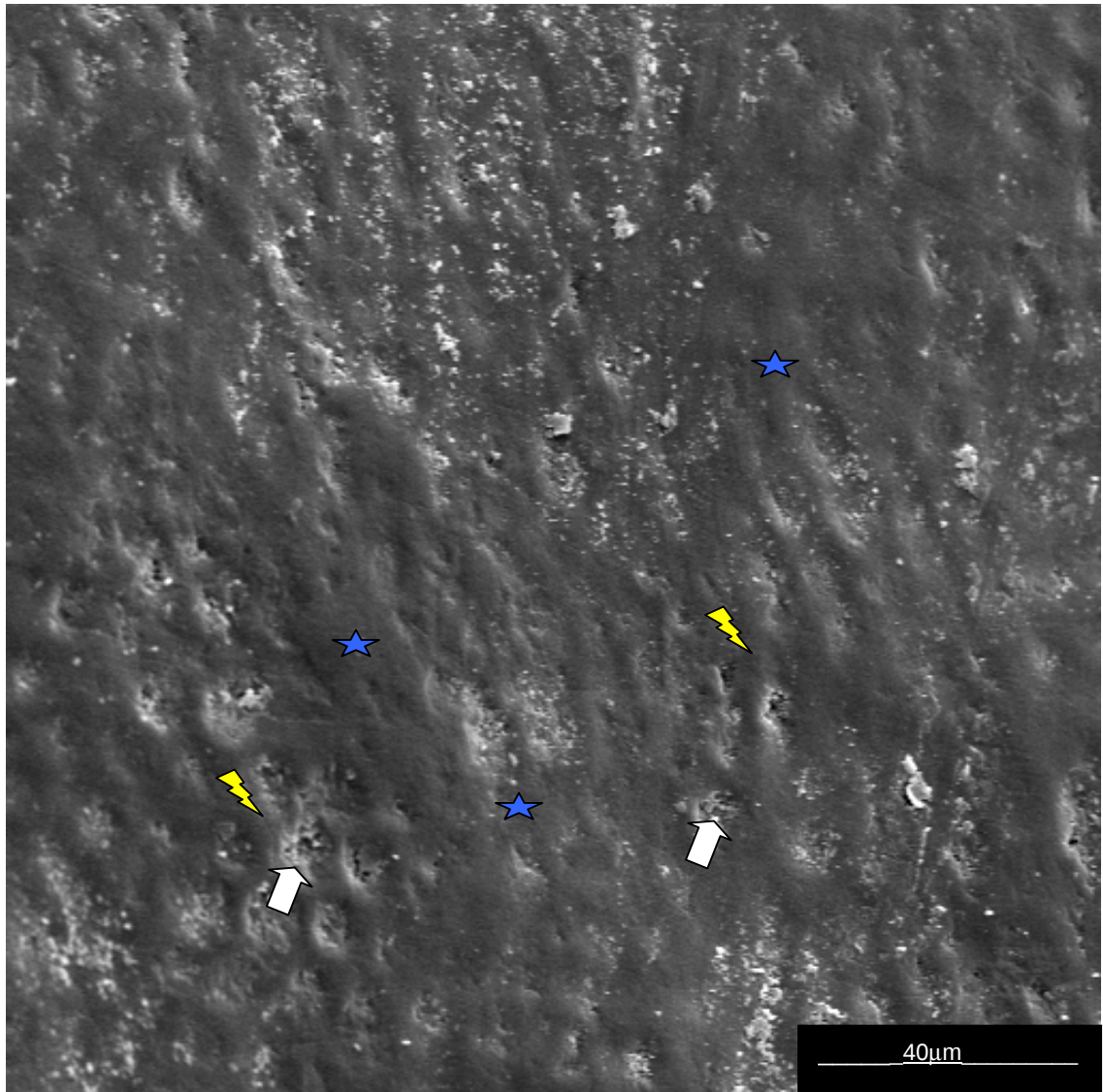


FIGURA 9 – Eletromicrografia de espécime não irradiado, presença de região central do prisma de esmalte (→), regiões de esmalte aprismático (★) e regiões interprismáticas (⚡) (Aumento original 1000X).

- b) No grupo 1 foram observadas alterações na morfologia ultra-estrutural do esmalte dentário nas duas potências avaliadas (7W e 10W). Em todos os aumentos estudados, foi possível visualizar perda superficial no esmalte dental, com formação de crateras, fissuras e superfície irregular, com característica

vítrea em decorrência da presença de material fundido (Figura 10 e 11).

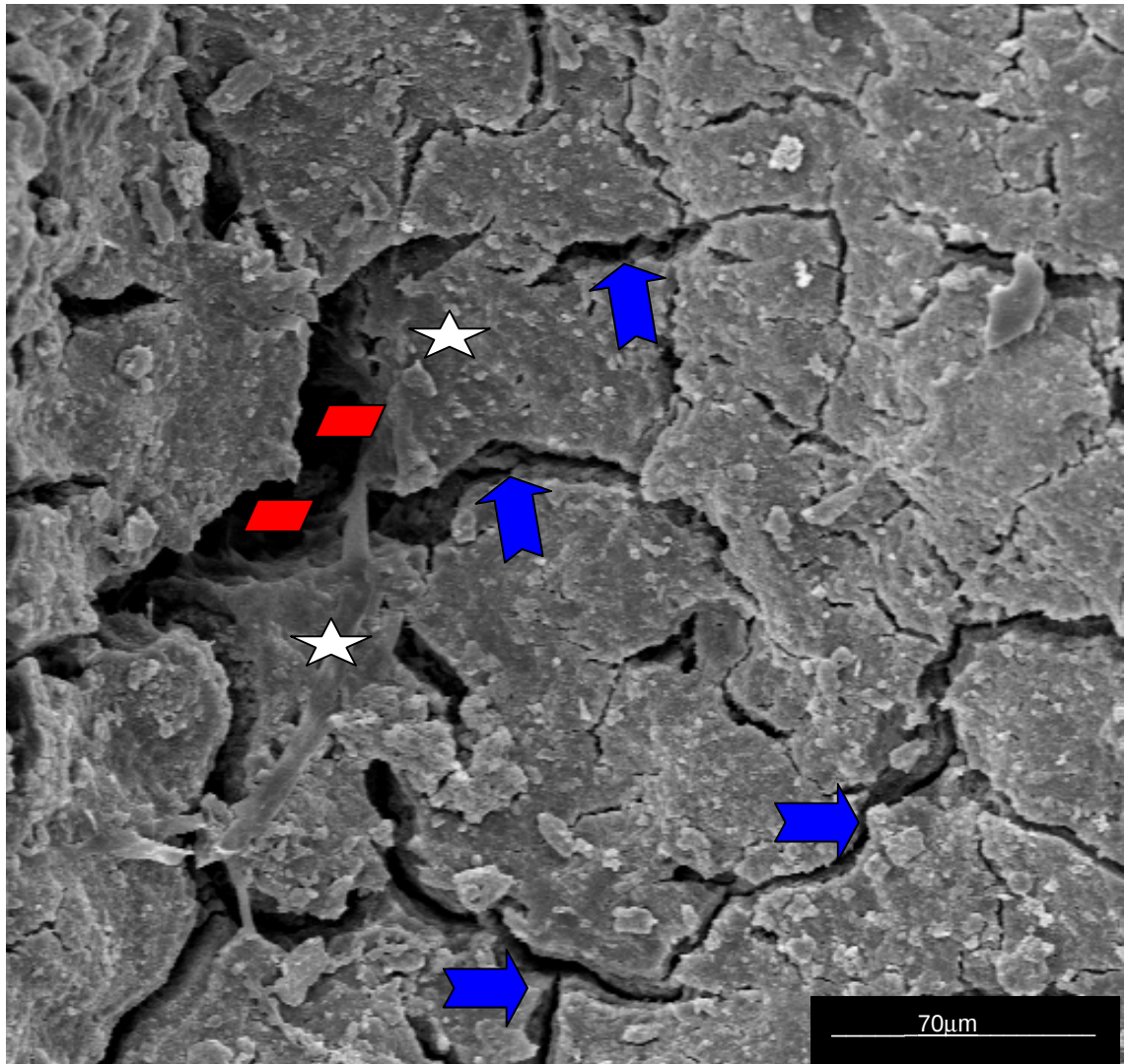


FIGURA 10 – Eletromicrografia da face palatina do esmalte dental de espécime irradiado com laser de diodo $\lambda 808\text{nm.}$, com potência de 10W, onde podemos visualizar as alterações causadas como crateras (//), superfície vitrificada (☆) e fissuras (➡) (Aumento original de 500X).

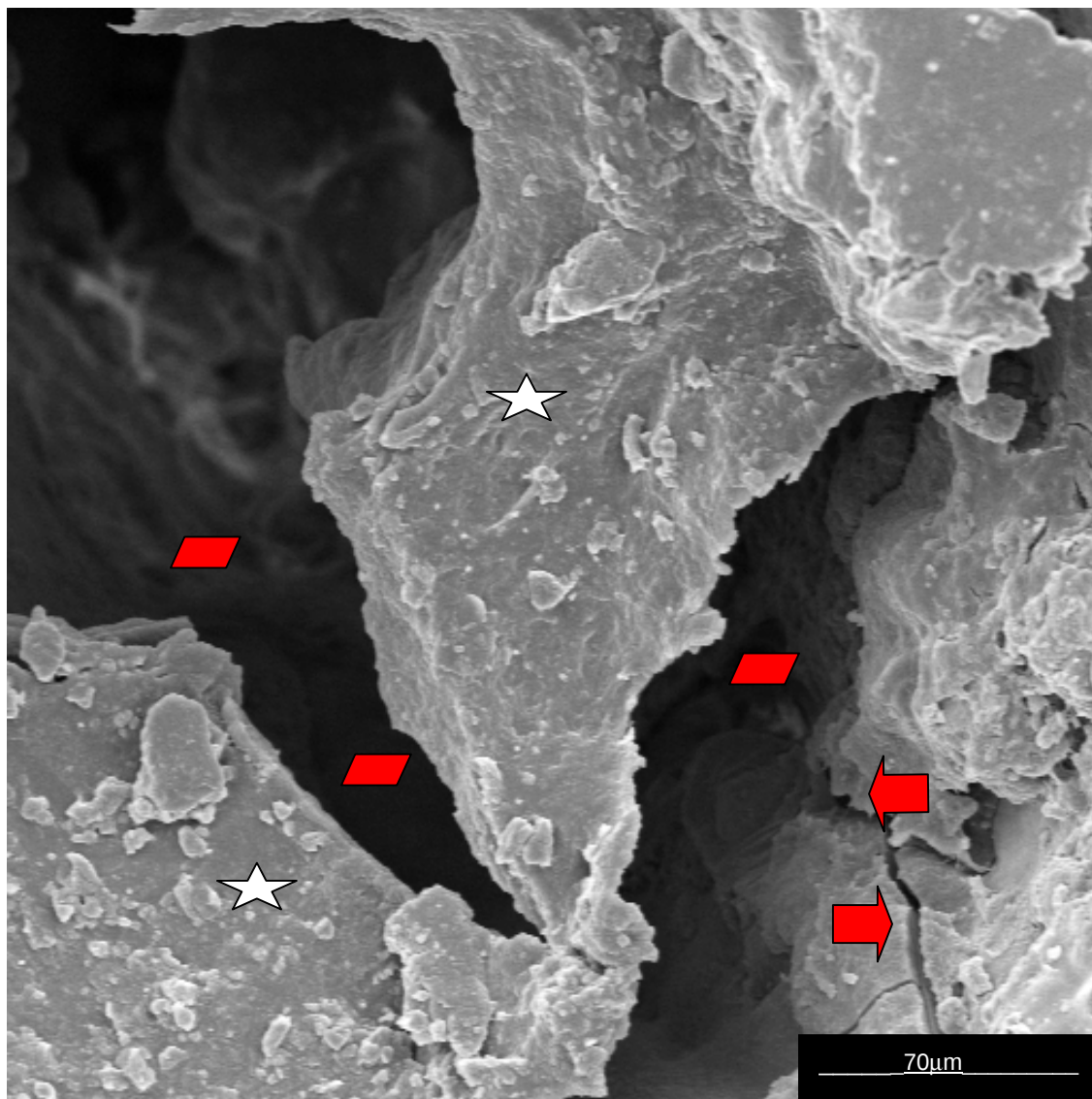


FIGURA 11 – Eletromicrografia de espécime irradiado com laser de diodo λ 808nm, com potência de 7W, na superfície de esmalte face vestibular, observamos presença de trinca (), crateras () e material fundido com característica vítrea () (Aumento original de 500X).

Neste grupo experimental, com aumento de 2000X, evidenciou-se trinca na sua face superior, provavelmente provocada pela recristalização dos prismas de esmalte decorrente da variação de temperatura (Figura 12).

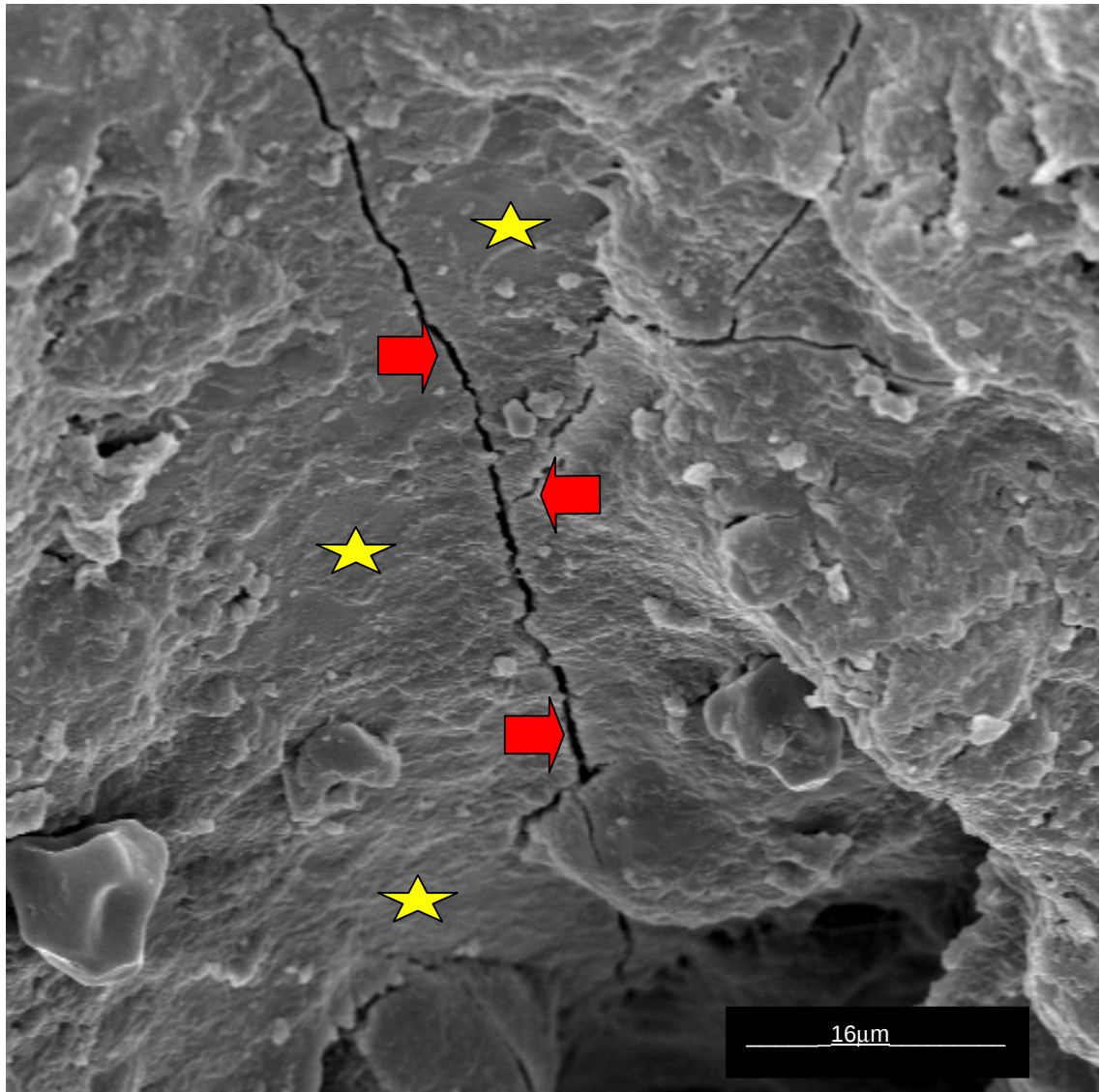


FIGURA 12 - Eletromicrografia de espécime irradiado com laser de diodo λ 808nm, superfície de esmalte face vestibular, presença de trincas () e material fundido () em toda a superfície observada, parte superior da amostra (Aumento original de 2000X).

5.2 Dentina

Na superfície dentinária dos espécimes do grupo controle, foi observada presença de ranhuras decorrentes do desgaste com disco de carborundum e túbulos dentinários abertos e dispostos de maneira organizada (Figura 13).

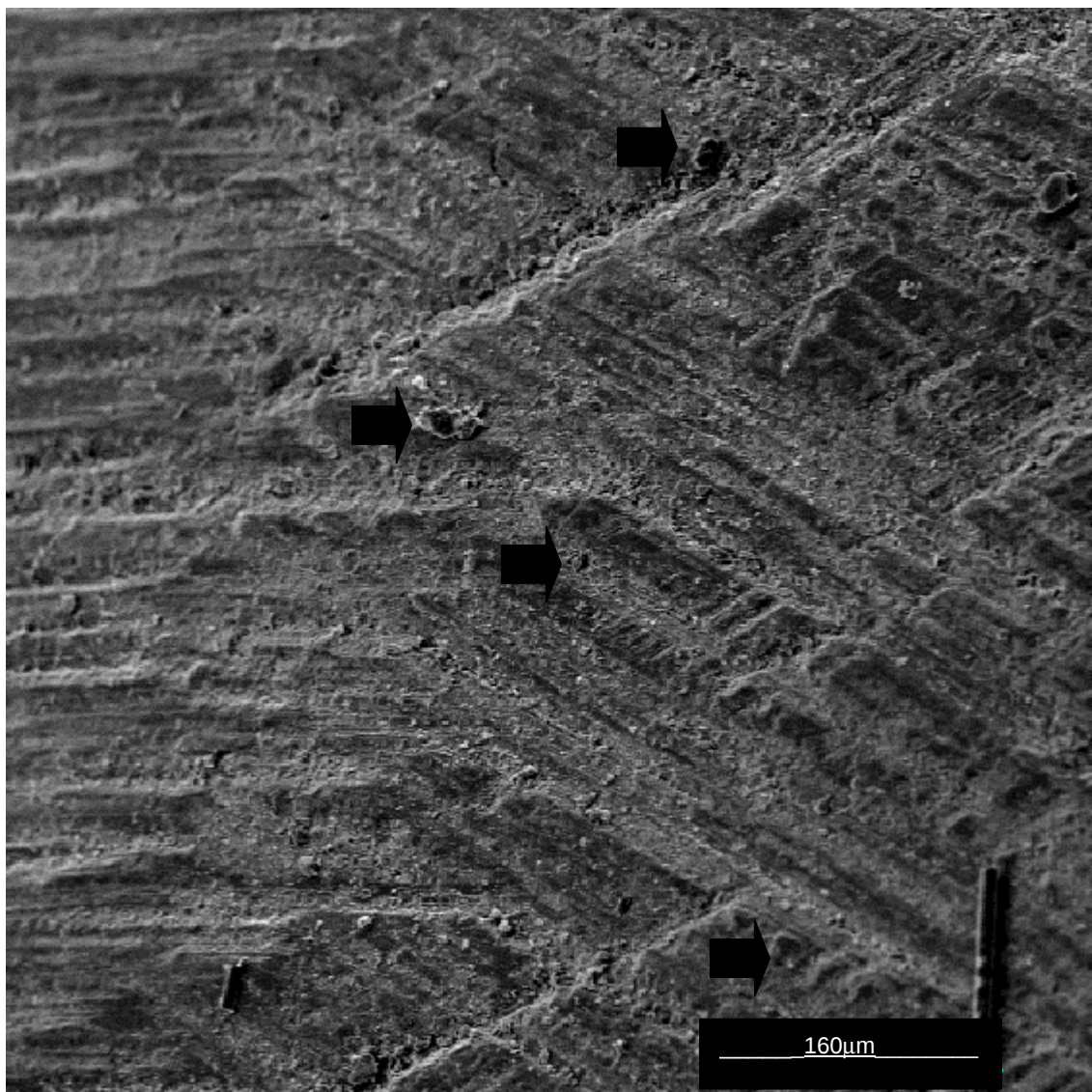


FIGURA 13 – Eletromicrografia de espécime do grupo controle, superfície dentinária irregular, desgastada com auxílio de disco de carborundum com imagem característica de camada de *smear*, observar presença de túbulos dentinários abertos (→) (Aumento original de 200X).

Com relação aos espécimes do grupo experimental, irradiados com 7W e com 10W, com aumentos de 100X, 500X e 1000X, foi notada presença de cavitação na superfície dentinária (Figura 14) e uma superfície menos irregular que o controle. Ocorreu ablação da área central dos espécimes, com decorrente modificação da estrutura tubular, provavelmente provocada pela fusão e resolidificação da dentina (Figura 15).

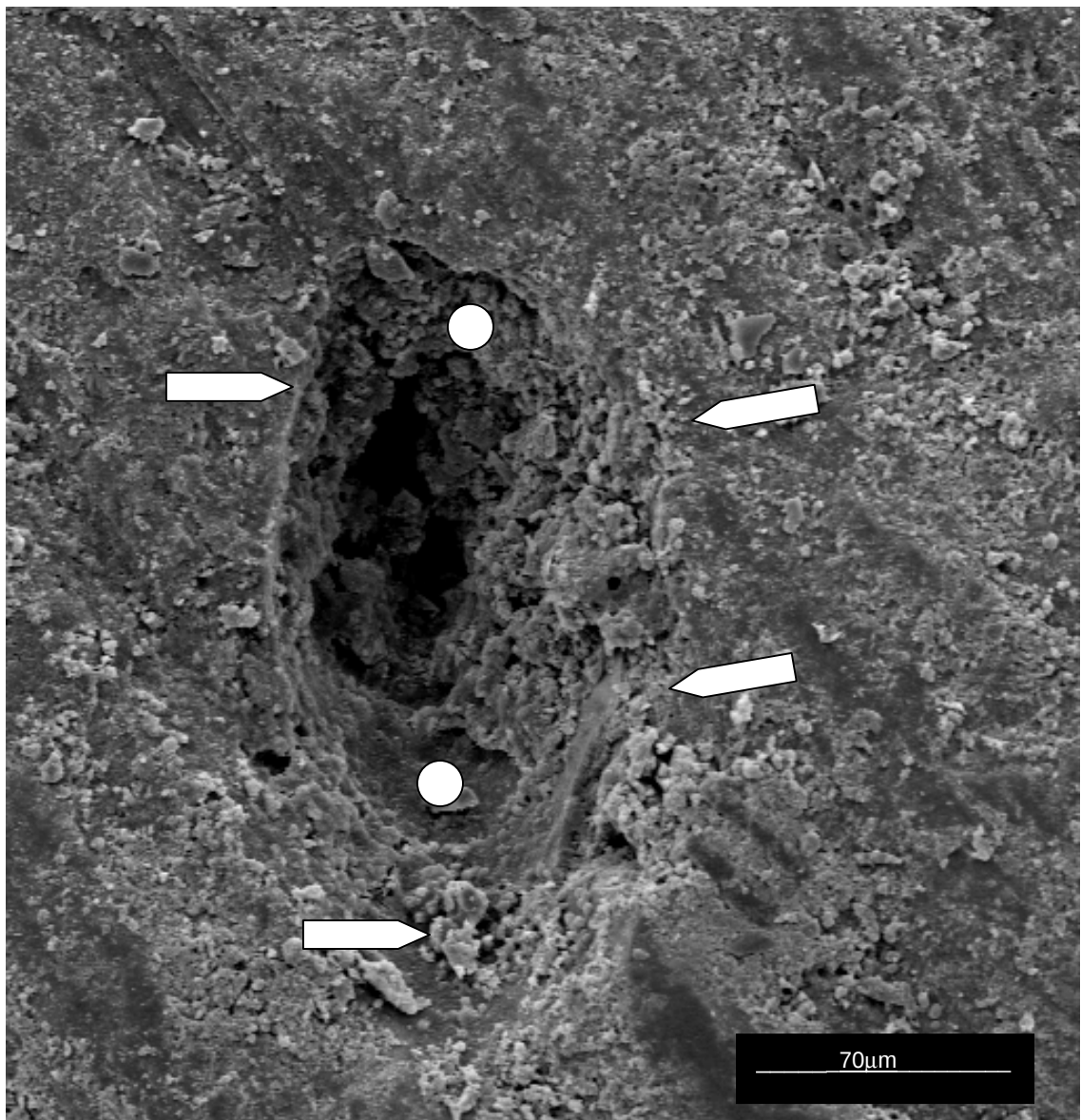


FIGURA 14 – Eletromicrografia de espécime irradiado com laser de diodo $\lambda 808\text{nm}$, (7W) superfície de dentina face vestibular, na região central alteração de tecido dentinário, fusão e recristalização (o) da dentina com margens irregulares ($\square$) (Aumento original de 500X).

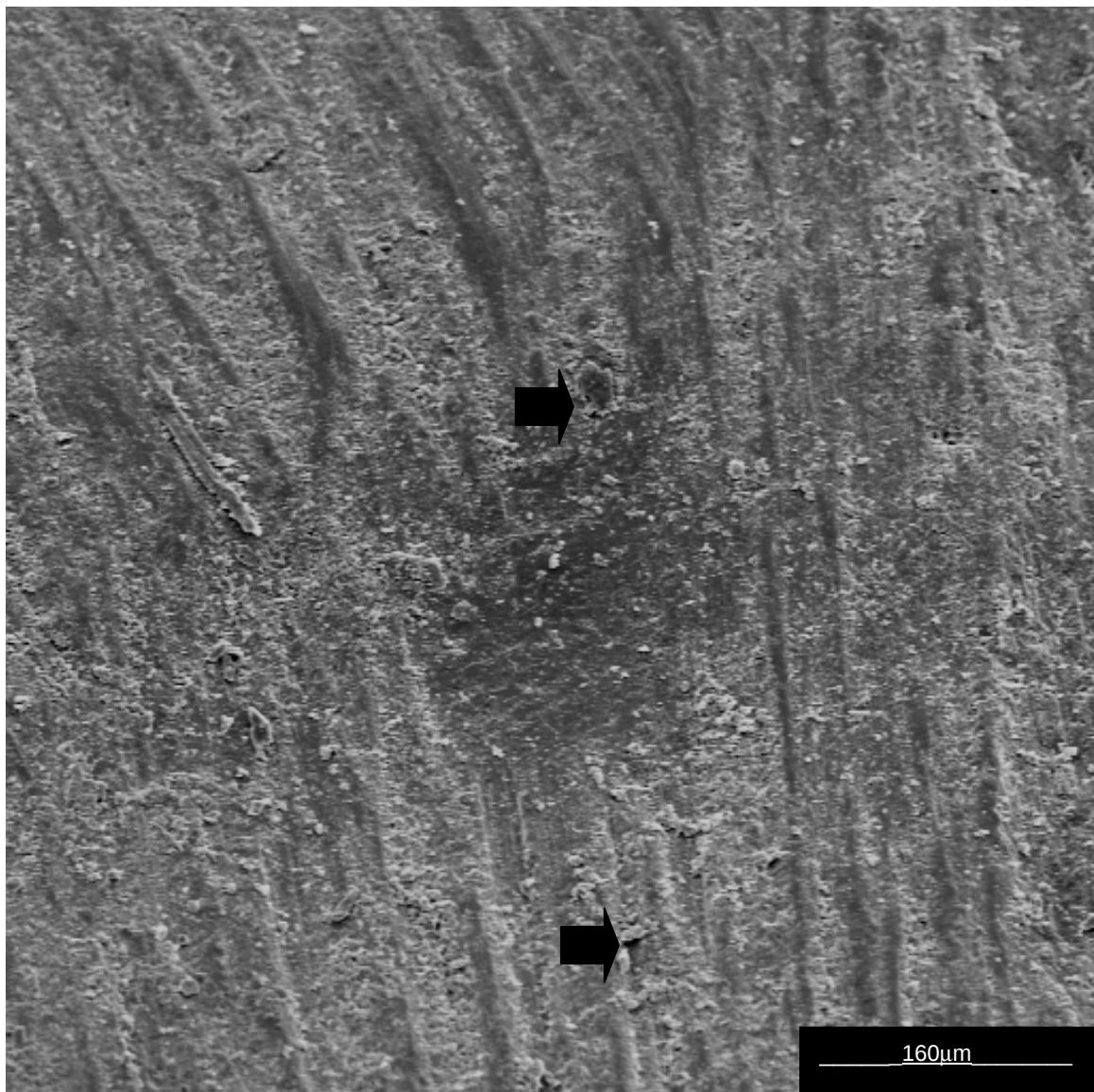


FIGURA 15 – Eletromicrografia de espécime irradiado com laser de diodo λ 808nm, (10W) superfície de dentina face palatina, na região central alteração de tecido dentinário, túbulos dentinários abertos (→) (Aumento original de 200X).

Com aumento de 2000X, foram identificadas inúmeras crateras, ausência de túbulos dentinários, superfície irregular com aparência vitrificada, provocada pela fusão e ressolidificação da dentina (Figura 16).

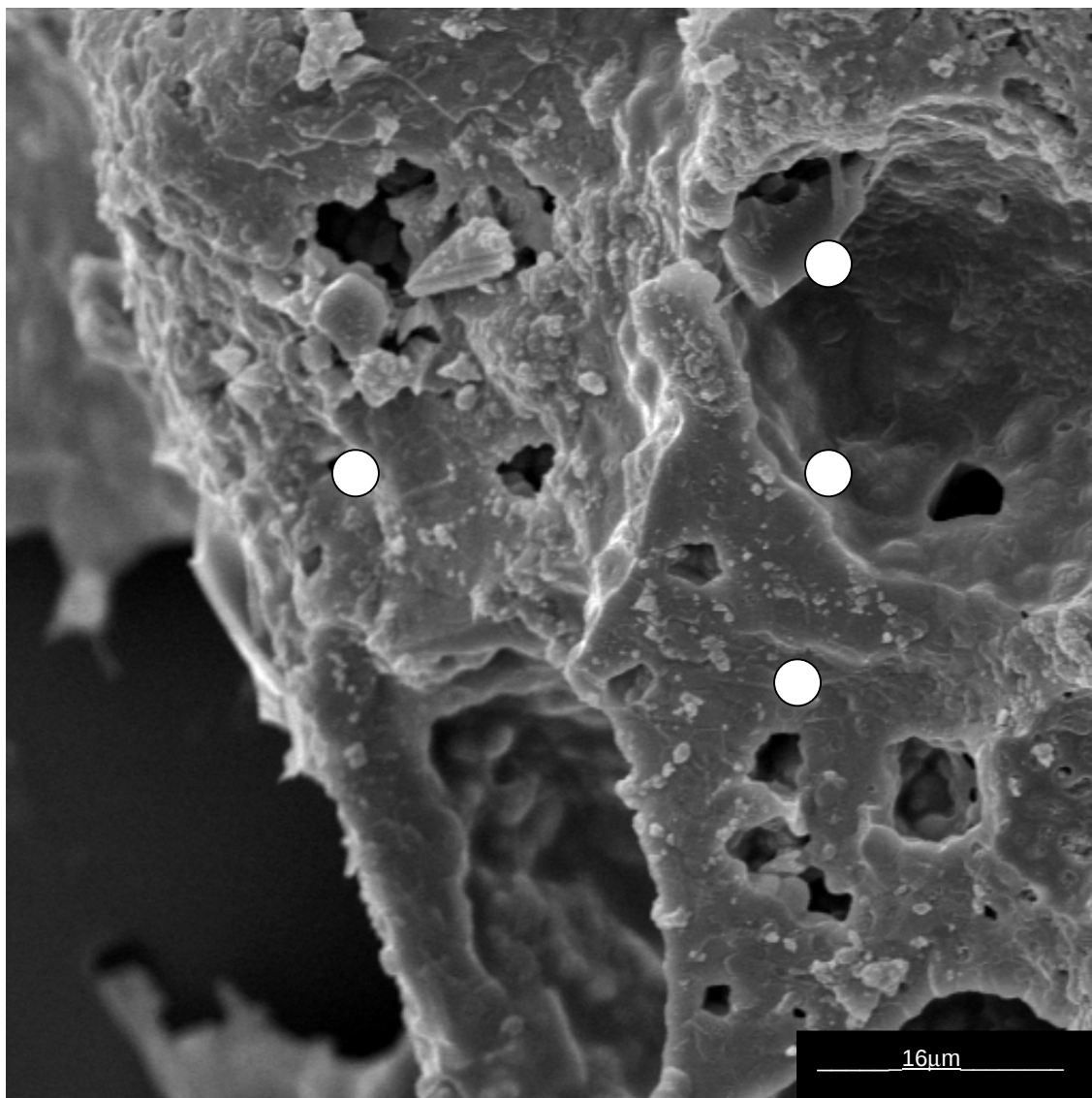


FIGURA 16 – Eletromicrografia de espécime irradiado com laser de diodo λ 808nm, (7W) superfície de dentina amplificada, apresentando face vitrificada pela fusão e ressolidificação dentinária (o) (Aumento original de 2000X).

Utilizamos ainda o aumento de 5000X apenas para ilustrar a superfície dentinária vitrificada, apesar deste aumento não ter sido proposto inicialmente neste estudo Figura 17.

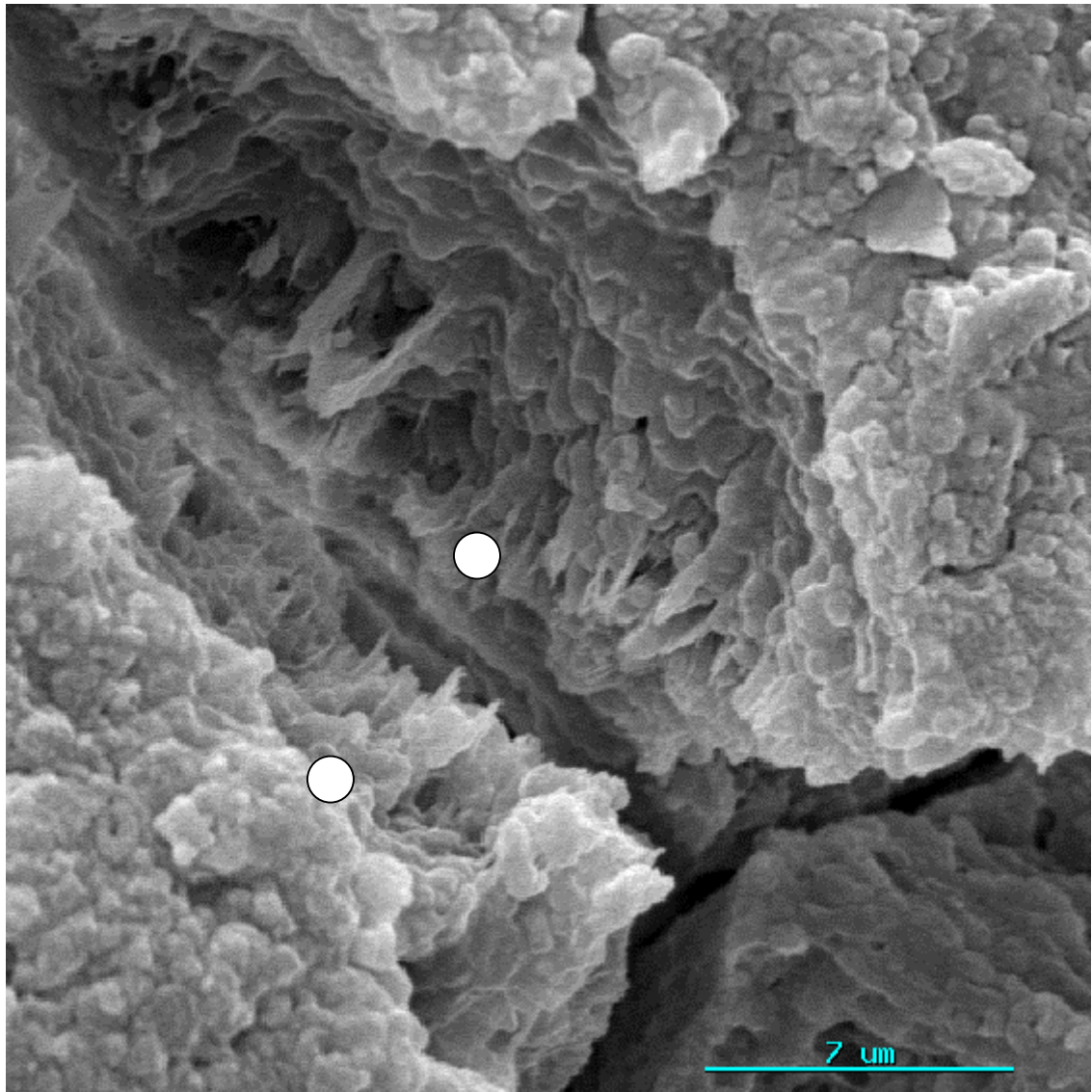


FIGURA 17 – Eletromicrografia de espécime irradiado com laser de diodo λ 808nm, (7W) superfície de dentina amplificada, apresentando face vitrificada pela fusão e resolidificação dentinária (o) (Aumento original de 5000X).

5.3 Temperatura da câmara pulpar

Inicialmente, o programa IR-Graph, ligado ao termômetro digital produziu gráficos nos quais foi possível observar a variação de temperatura, e identificar os valores de T_0 e $T_{\text{máx}}$. (Figura 18).

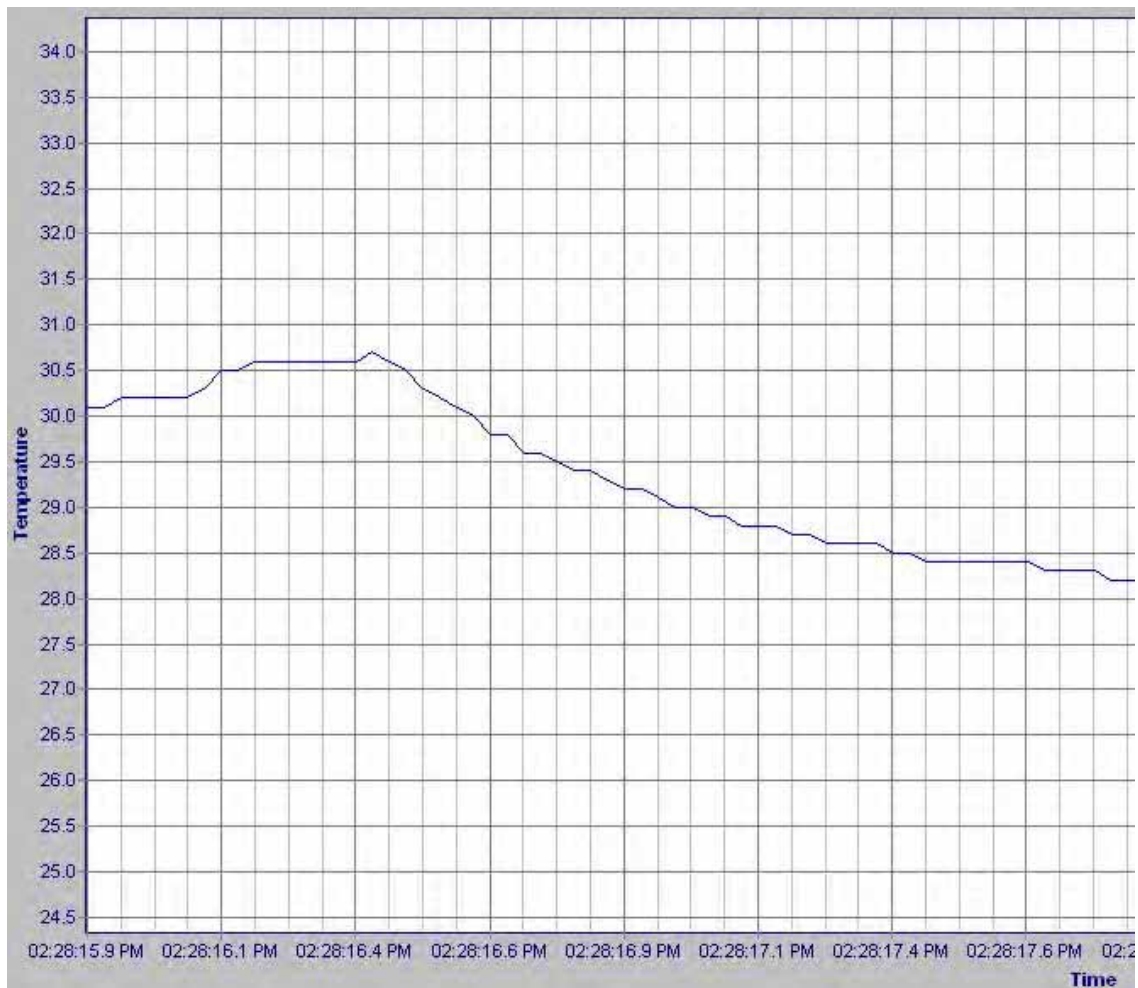


FIGURA 18 – Exemplo de gráfico ilustrando a variação de temperatura no esmalte observada no momento de irradiação do espécime. Verificar a elevação da temperatura de 30,1°C para 30,7°C.

A variação da temperatura da câmara pulpar observada em todos os espécimes foram agrupadas e ilustradas abaixo para avaliação e interpretação dos resultados obtidos Quadro 1.

Quadro 1 – Intervalos de variação da temperatura T_0 e $T_{\text{máx}}$ da câmara pulpar encontrados ($^{\circ}\text{C}$).

	Espécimes	Esmalte	Dentina
Vestibular	1	0.1	0
	2	0	0
	3	0	0
	4	0	0.6
	5	0.2	0.3
	6	0	0.8
	7	0.5	0.5
	8	0	1.5
	9	0	0
	10	0	0
Palatina	1	0	0
	2	0.7	1.1
	3	0.5	0
	4	0	1.6
	5	0.2	0.4
	6	0.3	0.1
	7	0	1
	8	0.5	0.1
	9	1.1	0
	10	0.5	0.9

Os dados obtidos foram agrupados e submetidos a análise de variância. Os valores médios de variação de temperatura podem ser observados nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1 – Valores médios e desvio padrão dos dados obtidos no Grupo I (esmalte dentário)

	GRUPO I (vestibular)	GRUPO I (palatina)
Média ($^{\circ}\text{C}$)	0,08	0,38
Desvio padrão	0,51207	0,01593

Tabela 2 – Valores médios e desvio padrão dos dados obtidos no Grupo II (dentina)

	GRUPO II (vestibular)	GRUPO II (palatina)
Média (°C)	0,37	0,52
Desvio padrão	0,60899	0,11529

A análise estatística dos dados não evidenciou diferença significativa entre os grupos estudados $p < 0,05$ (Tabela 3).

Tabela 3 – Valores encontrados no teste não paramétrico de variância

Fonte de variação	SQ	gl	MQ	F	p	F crítico
Vestibular X Palatina	0,50625	1	0,50625	2,741914	0,106496	4,113165
Esmalte X Dentina	0,46225	1	0,46225	2,502782	0,122392	4,113165
Interações	0,05625	1	0,05625	0,304557	0,584449	4,113165
Dentro	6,649	36	0,184694			
Total	7,67375	39				

6 DISCUSSÃO

Na literatura revisada encontramos diversos estudos sobre os efeitos da radiação laser nos tecidos bucais, os quais foram realizados utilizando macacos (ZACH & COHEN⁵⁴, 1965; STERN et al.⁴³, 1969; ADRIAN¹, 1977; GOODIS et al.¹⁷, 1988), cães (ADRIAN et al.², 1971), coelhos (TAUBER et al.⁴⁹, 1979), suínos (SPENCER et al.⁴¹, 1998; GOHARKHAY et al.¹⁶, 1999) e espécimes bovinos (PENNA³³, 2000; MACRI²⁴, 2001; TAVARES⁵⁰, 2002; CAVALCANTI et al.¹⁰, 2003; NICCOLI-FILHO et al.³⁰, 2004; TANJI et al.⁴⁷, 2005; ARAÚJO⁷, 2005). Nós optamos por avaliar os efeitos da radiação laser de diodo em dentes humanos, embasados em inúmeros estudos anteriores que pesquisaram a ação de outros tipos de radiação laser sobre a superfície dental (HARTNETT & SMITH¹⁹, 1961; STERN & SOGNAES⁴⁵, 1972; PETERS & AUGSBURGER³⁴, 1981; RENNEBOOG-SQUILBIN et al.³⁷, 1989; FEATHERSTONE & NELSON¹⁵, 1987; LAUNAY et al.²³, 1987; MISERENDINO et al.²⁶, 1989; ANIC et al.⁴, 1992; ANIC et al.⁵, 1993; NICCOLI-FILHO et al.²⁹, 1997; MYAKI et al.²⁷, 1998; LAN²², 1999; RODE et al.³⁸, 2000; SAMPAIO³⁹, 2000; TANNOUS⁴⁸, 2001; OLIVEIRA et al.³², 2001; QUINTO JUNIOR³⁶, 2001; SRIMANEEPPONG et al.⁴², 2002; MYAKI & TANJI²⁸, 2002; ATTRILL et al.⁸, 2004; WETTER et al.⁵³, 2004).

Face aos resultados obtidos, podemos inferir que o uso do laser de diodo pode determinar alterações na superfície de esmalte, como a perda de sua continuidade, presença de material fundido com característica vítrea, presença de trincas e/ou fusão e ressolidificação da superfície dentinária. Pesquisas anteriores, como a realizada por Stern & Sognaes⁴⁴ (1964) que relataram “derretimento do esmalte dentário, ficando a superfície com aspecto vítreo” embasaram nosso estudo das alterações nos tecidos dentais aqui observados. Este fenômeno, na dependência da quantidade de

energia recebida pela superfície do esmalte, pode ocorrer em toda sua extensão.

Com relação à fusão do esmalte dental, Phillips³⁵ (1993) relatou que a mesma parece ocorrer quando a temperatura do esmalte, considerado material cerâmico, atinge aproximadamente 1200⁰C, tornando a superfície vítrea (FEATHERSTONE & NELSON¹⁵, 1987; ANIC et al.⁴, 1992; RODE et al.³⁸, 2000; KATCHBURIAN & ARANA²⁰, 2004; ANUSAVICE⁶, 2005). Ainda neste quesito, Oliveira et al.³²(2001) verificaram que a fusão e a ressolidificação do esmalte dentário promoviam superfícies homogêneas e solidificadas, com redução da rugosidade e porosidade. Discordando dos achados de Oliveira et al.³²(2001), nossos resultados evidenciaram superfícies de esmalte bastante irregulares, possivelmente como consequência da irradiação laser de diodo ter promovido a elevação da temperatura (CECCHINI¹¹,1995; PENNA³³, 2000; QUINTO JUNIOR³⁶, 2001; NICCOLI-FILHO et al.³⁰, 2004; TANJI et al.⁴⁷, 2005).

A fusão e a ressolidificação que foram observadas na superfície do esmalte dentário parecem torná-las mais mineralizada, aumentando sua resistência à cárie acorde com Oliveira et al.³², 2001. Entretanto, como foi relatado nos resultados, as alterações promovidas na superfície dos espécimes como rachaduras, trincas e fissuras, podem fragilizar a superfície do esmalte o que poderia facilitar o acúmulo de biofilme dentário.

Em desacordo com nossos resultados, Stern et al.⁴³ (1969) estudando os efeitos do laser de rubi em dentes de macaco chipanzé, não encontraram alterações na superfície de esmalte, provavelmente pelo fato do laser ter sido utilizado no modo desfocado, diferente do nosso que foi o laser de diodo no modo focado.

Pudemos observar nos espécimes do Grupo 2, uma superfície dentinária menos irregular do que a evidenciada pelos espécimes do Grupo Controle, provavelmente devido a compactação causada pela fusão da camada de *smear*, que é o que acontece quando se utilizam algumas soluções para limpeza cavitária, podendo ocasionar um incremento para a fragilidade desta superfície acorde PENNA³³, 2000; RODE et al.³⁸, 2000; CAVALCANTI et al.,¹⁰ 2003; NICCOLI-FILHO et al.³⁰, 2004; ARAÚJO⁷, 2005.

Em relação ao posicionamento do feixe da radiação laser sobre os espécimes estudados, optamos direcioná-lo de forma perpendicular a superfície a ser irradiada, esmalte ou dentina. Esta decisão foi baseada na afirmação de Tannous⁴⁸ (2001) de que o correto direcionamento do feixe de radiação é fundamentalmente importante nos estudos de morfologia dentária, já que as alterações morfológicas ocorrem em função do ângulo de aplicação do feixe de laser. Ao irradiar uma única área nós pudemos observar alterações morfológicas como, por exemplo, crateras. Desta forma, clinicamente, para minimizar efeitos deletérios, nos parece mais indicado à aplicação em varredura contínua.

Além das alterações morfológicas, o efeito térmico da radiação laser sobre os tecidos dentários é outro aspecto que merece consideração, já que um aumento de temperatura superior a 5,5°C por um minuto pode determinar uma alteração pulpar irreversível (ZACK & COHEN⁵⁴, 1965).

Para aferição da temperatura, optamos pela utilização do termopar. Esta escolha foi embasada nos estudos de Lan²², 1999; Wetter et al.⁵³, 2004; Quinto Junior³⁶, 2001; Macri²⁴, 2001; Tavares⁵⁰, 2002 e Attrill et al.⁸, 2004, que evidenciaram melhor captação da variação de temperatura com uso deste instrumento. Cavalcanti et al.¹⁰ (2003) relataram as dificuldades do posicionamento do termopar na câmara pulpar, reportando que tomadas radiográficas são necessárias para confirmação do correto posicionamento do

mesmo. Como a aferição da temperatura é dependente da distância termopar/dentina, é importante uma fixação segura do termopar.

Optamos por empregar pasta térmica no interior da cavidade pulpar. Justificando nossa opção, Chang & Wilder-Smith¹² (1998) e Lan²² (1999) relataram a necessidade do preenchimento da câmara pulpar com um material condutor térmico, uma vez que a câmara vazia pode determinar ineficiente condução térmica, em decorrência da dissipação do calor no interior da mesma. Reforçando nossa metodologia Zezell et al.⁵⁵ (1995) também estudaram a variação de temperatura na superfície dental irradiada, com e sem o uso de substância termocondutora dentro da cavidade pulpar, tendo encontrado diferença de até 3,8⁰C, entre os grupos.

Autores como Peters & Augsburger³⁴ (1981); Goodis et al.¹⁷ (1988); Anic, et al.⁵ (1993); Srimaneepong et al.⁴² (2002) relataram elevação da temperatura pulpar em decorrência do uso de diferentes tipos de laser. Entretanto, Renneboog-Squilbin et al.³⁷ (1989) verificaram que o laser de argônio utilizado de forma contínua, com 2W de potência e tempos de exposição variando de 1 a 5 segundos, produzia um aumento de temperatura inferior ao observado com o uso de instrumento cortante rotatório durante o preparo cavitário. Desta forma, é importante que estudos futuros avaliando a tecnologia laser, observem a resposta do tecido conjuntivo pulpar e sua pressão interna.

No nosso trabalho observamos elevação de temperatura da câmara pulpar de até 1,1⁰C no esmalte e 1,6⁰C na dentina quando irradiada. Embora os resultados encontrados não tenham evidenciado diferença estatística significativa, no caso de polpas senis, ou nesta condição, com baixa capacidade de resposta a agressão, este aumento de temperatura poderia determinar comprometimento pulpar irreversível.

Acreditamos ser importante salientar que o profissional que pretende utilizar a tecnologia laser deve, previamente, se habilitar científica e tecnicamente, de forma a obter o máximo da técnica com um mínimo de dano e desconforto para o paciente.

A opção pelo uso de determinado tipo de radiação laser deve ser baseada no seu comprimento de onda dentro do espectro de absorção óptica (Figura 19).

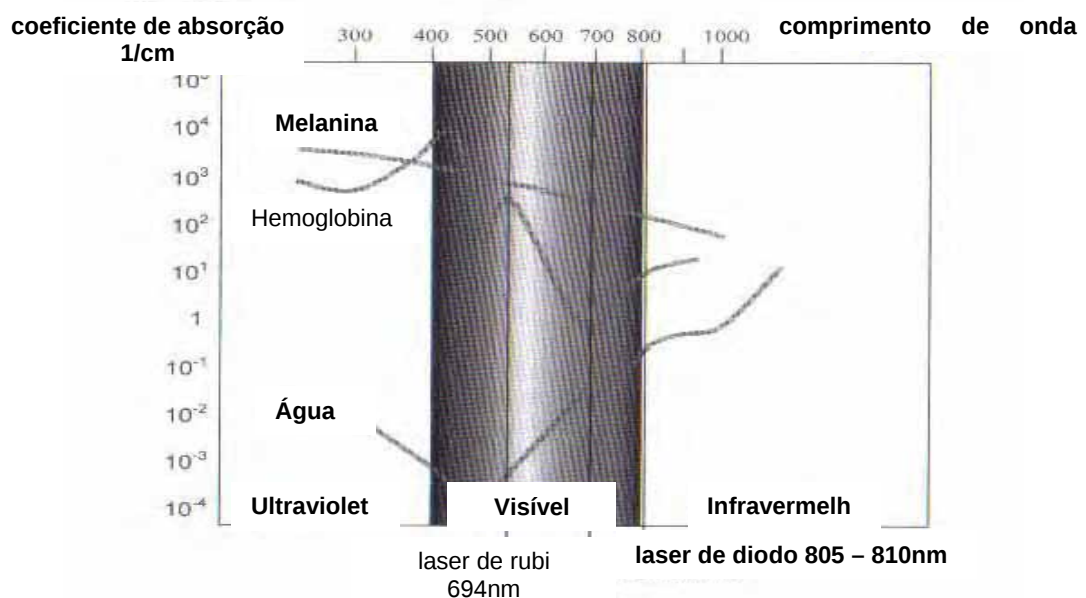


FIGURA 19 - Espectro de absorção óptica dos principais lasers e componentes de tecidos biológicos⁵²

O laser de diodo utilizado nesse estudo apresenta comprimento de onda de $\lambda 808\text{nm}$, fazendo com que sua principal indicação seja o uso em tecidos moles. Em tecidos mineralizados, com pouca água, a interação laser de diodo/tecido fica prejudicada, o que pode justificar os resultados encontrados (LAUNAY et al.²³, 1987; OLIVEIRA, et al.³², 2001, KATCHBURIAN & ARANA²⁰, 2004).

Com nossos resultados podemos observar as alterações provocadas pelo laser de diodo nos tecidos dentários duros, entretanto é importante levantarmos dúvidas sobre os procedimentos e técnicas empregados atualmente, para melhoria e aprimoramento do conhecimento para todos. Além disso, a metodologia empregada é de grande valia para futuras análises na clínica odontológica uma vez que, o mercado lança novas tecnologias praticamente todos os dias, que necessitam ser testadas e empregadas.

7 CONCLUSÃO

Face ao exposto, concluímos:

Tanto a potência de 7W como a de 10W promoveram alterações morfológicas semelhantes nas superfícies irradiadas.

A superfície de esmalte irradiada apresentou perda da continuidade dos prismas de esmalte, presença de material fundido com características vítreas, ressolidificação e trincas.

Na superfície dentinária irradiada ocorreu fusão e ressolidificação dentinária adquirindo uma superfície vitrificada com bordas irregulares, na região central desgaste irregular atingindo diversos diâmetros e mantendo alguns túbulos abertos com compactação da camada de *smear*.

Em relação à variação da temperatura da câmara pulpar observamos que estas alterações não foram significativas, pois não se elevaram acima de 5°C.

8 REFERÊNCIAS*

- 1 ADRIAN, C. J. Pulp effects of neodymium laser: a preliminary report. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.44, n.2, p.301-5, Aug. 1977.
- 2 ADRIAN, J. C.; BERNIER, J. L.; SPRAGUE, W. G. Laser and the dental pulp. **J Am Dental Assoc**, v.83, n.7, p.113-7, July 1971.
- 3 ALMEIDA-LOPES, L.; LOPES, L. Técnica da drenagem linfática ativada por laserterapia. In: DIB, L. L.; SADDY, M. S. **Atualização Clínica em Odontologia**, São Paulo:Artes Médicas, 2006. Cap. 14, p.325-7.
- 4 ANIC, I. et al. Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. **Caries Res**, v.26, n.3, p.165-9, 1992.
- 5 ANIC, I. et al. Temperature and surface changes of dentine and cementum induced by CO₂ laser exposure. **Int Endod J**, v.26, n.5, p.284-93, Sept. 1993.
- 6 ANUSAVICE, K. J. **Phillips materiais dentários**. Rio de Janeiro:Elsevier. 2005. 764p.
- 7 ARAÚJO, M. S. **Estudo comparativo de temperatura e morfologia do esmalte e dentina preparados com laser de Er,Cr:YSGG e sono-abrasão com brocas CVD**. 2005. 83f. Dissertação (Mestrado Profissional em Lasers em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

* Baseado em:

- 8 ATTRILL, D.C. et al. Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. **J Dent**, v.32, n.1, p.35-40, Jan. 2004.
- 9 BRUGNERA-JUNIOR, A. ; PINHEIRO, A. O. **Lasers na odontologia moderna**. São Paulo:Pancast, 1998. 356p.
- 10 CAVALCANTI, B. N.; LAGE-MARQUES, J. L.; RODE, S. M. Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. **J Prosthet Dent**, v.90, n.5, p.447-51, Nov. 2003.
- 11 CECCHINI, S. C. M. **Estudo *in vitro* das aplicações do laser de hólmio:YLF em esmalte e dentina, visando a realização de cirurgia de acesso endodôntico e preparo cavitário**. 1995. 148f. Dissertação (Mestrado em Ciências, Área de Tecnologia Nuclear) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1995.
12. CHANG, J. C.; WILDER-SMITH, P. Laser induced thermal events in empty and pulp-filled dental pulp chambers. **Lasers Surg Med**, v.22, p.46-50, 1998.
- 13 DEDERICH, D. N.; BUSHICK, R. D. Lasers in dentistry: separating science from hype. **J Am Dental Assoc**, v.135, n.2, p.204-12, Feb. 2004.
- 14 DOVER, J.S. et al. **Illustrated cutaneous laser surgery: a practitioner's guide**. Norwalk:Appleton & Lange, 1990. 142p.
- 15 FEATHERSTONE, J. D. B.; NELSON, D. G. A. Laser effects on dental hard tissues. **Adv Dent Res** v.1, n.1, p.21-6, Oct. 1987.

- 16 GOHARKHAY, K. et al. Effects on oral soft tissue produced by a diode laser in vitro. **Lasers Surg Med**, v.25, p.401-6, 1999.
- 17 GOODIS, H. E.; SCHEIN, B.; STAUFFER, P. Temperature changes measured *in vivo* at the dentinoenamel junction and pulpodentin junction during cavity preparation in the *Macaca fascicularis* monkey. **J Endod** v.14, n.7, p.336-9, July 1988.
- 18 GUTKNECHT, N.; EDUARDO, C. P. **A odontologia e o laser: atuação do laser na especialidade odontológica**. São Paulo:Quintessence, 2004. 320p.
- 19 HARTNETT, J. E.; SMITH, W. F. The production of heat in the dental pulp by use of the air turbine. **J Am Dent Assoc**, v.63, n.2, p.210-4, Aug. 1961.
- 20 KATCHBURIAN, E.; ARANA, V. **Histologia e embriologia oral: texto, atlas, correlações clínicas**. Rio de Janeiro:Guanabara Koogan, 2004. 372p.
- 21 KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. **J Clin Periodontol**, v.27, n.10, p.715-21, Oct. 2000.
- 22 LAN, W. Temperature elevation on the root surface during Nd:YAG laser irradiation in the root canal. **J Endod** v.25, n.3, p.155-6, Mar. 1999.
- 23 LAUNAY, Y et al. Thermal effects of lasers on dental tissues. **Lasers Surg Med**, v.7, n.6, p.473-7, 1987.
- 24 MACRI, R. T. **Avaliação da variação da temperatura na câmara pulpar após a irradiação de diodo laser de alta potência de 830 nm em esmalte dental: estudo *in vitro***. 2001. 49f. Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares / Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2001.

- 25 MAEDA, A. P. et al. O uso do laser na odontologia. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v.60, supl, p.129, jan. 2006.
- 26 MISERENDINO, L. J. et al. Thermal effects of continuous wave CO₂ laser exposure on human teeth: an *in vitro* study. **J Endod**, v.15, n. 7, p.302-5, July 1989.
- 27 MYAKI, S. I. et al. Nd:YAG laser effects on the occlusal surface of premolars. **Am J Dent**, v.11, n.3, p.103-5, Jun. 1998.
- 28 MYAKI, S. I.; TANJI, E. Y. Métodos de preparos cavitários atraumáticos no tratamento da doença cárie: o uso do laser. In: CARDOSO, R. J. A.; GONÇALVES, E. A. N. **Dentística/ Laser**. São Paulo:Artes Médicas, 2002. Cap. 24, p. 463-75.
- 29 NICCOLI-FILHO, W. et al. Intrapulpal temperature during continuous CO₂ laser irradiation in human molars: *in vitro* study. **J Laser Applic**, v.9, n.6, p.291-4, 1997.
- 30 NICCOLI-FILHO, W. et al. Effects of copper vapor laser irradiation ($\lambda=510,6\text{nm}$) on the enamel and dentine of human teeth: an ultra-structural morphological study. **Photomed Laser Surg**, v.22, n.6, p.494-8 Dec. 2004.
- 31 NICCOLI-FILHO, W.; MOROSOLLI, A. R. C.; RALDI, F. V. Aplicações dos diversos tipos de lasers na odontologia. In: RODE, S. M.; GENTIL, S. N. **Atualização Clínica em Odontologia**. São Paulo:Artes Médicas, 2005. Cap. 3, p. 51-68.

- 32 OLIVEIRA, M. V. et al. Morphological and thermal analysis of resolidified dental enamel surface after dye-assisted irradiation with a 960nm diode laser. **J Oral Laser Applic**, v. 1, n. 3, p.201-6, 2001.
- 33 PENNA, L. A. P. **Efeitos da radiação de vapor de cobre em esmalte e dentina**: estudo comparativo morfológico ultra-estrutural. 2000. 80f. Tese (Doutorado em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Buco-Maxilo-Facial) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos. 2000.
- 34 PETERS, D. D.; AUGSBURGER, R. A. *In vitro* model system to evaluate intrapulpal temperature changes. **J Endod**, v.7, n.7, p.320-4, July 1981.
- 35 PHILLIPS, R. W. Propriedades físicas dos materiais dentários. In: _____. **SKINNER materiais dentários**. 9.ed. Rio de Janeiro:Guanabara Koogan, 1993. 334p.
- 36 QUINTO JUNIOR, J. **Estudo *in vitro* do esmalte dental irradiado com laser de diodo de alta potência em 960 nm**: análise morfológica da superfície dental pós irradiada e análise do comportamento térmico na câmara pulpar devido a aplicação laser. 2001. 102f. Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo. 2001.
- 37 RENNEBOOG-SQUILBIN, C. et al. Measurement of pulp temperature increase to externally applied heat (argon laser, hot water, drilling). **J Biol Buccale**, v.17, n.3, p.179-86, 1989.
- 38 RODE, S. M.; PENNA, L. A. P.; CAVALCANTI, B. N. Desvendando os caminhos da polpa. In: FELLER, C.; GORAB, R. **Atualização na clínica**

odontológica: módulo de atualização. São Paulo:Artes Médicas. 2000. v.1, Cap. 4, p.93-130.

- 39 SAMPAIO, R. M. F. **Efeitos da radiação laser de dióxido de carbono (CO₂) em raízes apicectomizadas:** estudo *in vitro* ultra-estrutural. 2000. 97f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Buco-Maxilo-Facial) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos. 2000.
- 40 SOGNAES, R. F.; STERN, R. H. Laser effect on resistance of human dental enamel to demineralization in vitro. **J South Calif State Dent Assoc**, v.33, p.328-9, 1965.
- 41 SPENCER, P. et al. Change in temperature of subjacent bone during soft tissue laser ablation. **J Periodontol**, v.69, n.11, p.1278-82, Nov. 1998.
- 42 SRIMANEEDONG, V.; PALAMARA, J. E. A.; WILSON, P. R. Pulpal space pressure and temperature changes from Nd:YAG laser irradiation on dentin. **J Dent**, v.30, n. 4, p.291-6, May 2002.
- 43 STERN, R. H.; RINGER, H. L.; HOWELL, F. V. Laser effects on vital dental pulps. **Bri Dent J**, v.127, n.1, p.26-8, July 1969.
- 44 STERN, R. H.; SOGNAES, R. F. Laser effect on dental hard tissues. **J Dent Res**, v.43, n.5, suppl, p.873, Sept/Oct. 1964.
- 45 STERN, R. H.; SOGNAES, R. F. Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. **J Am Dent Assoc**, v.85, n.5-6, p.1087-90, Nov. 1972.

- 46 STERN, R. H.; SOGNAES, R. F.; GOODMAN, F. Laser effect on in vivo enamel permeability and solubility. **J Am Dent Assoc**, v.73, n.4, p.838-43, Oct. 1966.
- 47 TANJI, E. Y. et al. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser: an in vitro study. **Photomed Laser Surg**, v.23, n.2, p.182-6, April 2005.
- 48 TANNOUN, J. T. Estudo das alterações morfológicas de superficiais do esmalte e do cimento dental após a irradiação do laser de Er:YAG em diferentes angulações. 2001. Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) – Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo. In: **Catálogo de Dissertações/Teses LELO** – Laboratório Experimental de Laser em Odontologia - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo. 2002. p.7.
- 49 TAUBER, C. et al. Fracture healing in rabbits after osteotomy using the CO₂ laser. **Acta Orthop Scand**, v.50, n.4, p.385-90, 1979.
- 50 TAVARES, A. C. S. **Avaliação pirométrica da superfície dentinária da câmara pulpar de dentes bovinos irradiada com laser de vapor de cobre.** 2002. 71f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Buco-Maxilo-Facial) – Faculdade de Odontologia de São José dos campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos. 2002.
- 51 THING, L. **Dicionário de tecnologia.** São Paulo:Futura, 2003. 1014p.
- 52 TUNÉR, J; HODE, L. **The laser therapy handbook.** Tallinn-Estônia: Prima Books, 2004. 589p.

- 53 WETTER, N. U.; WALVERDE, D.; KATO, I. T.; EDUARDO, C. P. Bleaching efficacy of whitening agents activated by xenon lamp and 960nm diode radiation. **Photomed Laser Surg**, v.22, n.6, p.489-93, Dec. 2004.
- 54 ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.19, n.4, p.515-30, Apr. 1965.
- 55 ZECELL, D. M. et al. Experimental studies of the applications of the holmium laser in dentistry. **J Clin Laser Med Surg**, v.13, n.4, p.283-9, Aug. 1995.

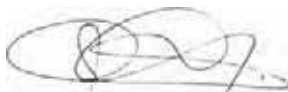
Anexo A – Certificado do comitê de ética em pesquisa

**ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

CERTIFICADO

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **106/2003 PH/CEP**, sobre "**Avaliação morfológica ultra-estrutural e pirométrica de dentes humanos irradiados com laser de diodo**", sob responsabilidade de **MÔNICA CESAR DO PATROCINIO**, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo seres humanos; conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 09 de dezembro de 2003.



Profa. Dra. Suely Carvalho Mutti Naressi
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa - Local

Anexo B – Declaração de doação de dentes humanos

**UNIVERSIDADE DE TAUBATE
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA**

BANCO DE DENTES HUMANOS

Ao Comitê de Ética em Pesquisa da UNESP.

O Banco de Dentes Humanos da UNITAU declara que fornecerá 20 molares permanentes necessários a pesquisa intitulada "Avaliação morfológica ultra estrutural e pirométrica de dentes humanos irradiados por laser de diodo".

Aluna: Mônica Cesar Patrocinio.

Orientador: Sigmar de Mello Rode

Obs.: Os dentes só serão liberados após vossa aprovação.



Coordenador Geral
Profa. Dra. Sandra Márcia Habitante

PATROCINIO, M. C. **Ultrastructural morphological and pirometric evaluation of human teeth irradiated by diode laser λ 808nm.** 2006. 77f. Tese (Doutorado em Biopatologia Bucal, Área de Biopatologia Bucal) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2006.

ABSTRACT

We analyzed the effects of diode infrared laser on ultrastructural morphology of mineralized hard tissue on human teeth and the change temperature in pulpal chamber. We used 22 molar caries free, cooled in physiologic serum. Before the experiment, the teeth were horizontally crosscut, separation the crown by root, we never use this part. The experimental specimens were prepared with place down type J thermocouple put in internal face of pulpal chamber and obliterated with light-curing resin and random divided in three groups. Control group: compound by two specimens, in this specimens we will not doing any procedure; Group 1: compound with ten specimens, the vestibular surface of enamel was irradiated with diode laser λ 808nm, with guide laser HeNe 635nm, 200 μ m optical fiber, 7W power, for two seconds, in pulsated mode 0,5 seconds of pulse and 2mm focus. During the irradiation, the temperature of pulpal chamber was compared using type J thermocouple. In palatine or lingual surface we doing the same procedure, using other optical fiber and power (300 μ m and 10W); and Group 2: compound by the same number of specimens of group 1, however, the dentin surface was irradiated. The samples were analyzed in 100X, 200X, 500X, 1000X and 2000X, and photograph with scanning electron microscopic for comparative morphological analysis. The specimens of control group in increase studied were observed normal morphological characteristics with presence of aprism enamel and inter-prism region. It was possible visualize on group 1 superficial loss on enamel in power used, with crater formation, fissures, irregular surface with glasslike characteristic in elapse of presence of melt material and crunch inside. On group 2 it were possible observed ablation central area of specimens, numberless crater formation, by modified tubular structure probable stimulated by fusion and resolidified of dentine with irregular narrows. The temperature changes verify between enamel and dentin were not significant. We conclude the surface alteration on enamel presented prism loss continuity and presence of melt material glasslike, dentin resolidified with glasslike surface with irregular end, on the center irregular wear in several diameter and maintenance open dentin tubules with compact smear layer.

KEYWORDS: Diode laser; morphological evaluation; human teeth, comparative study.

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho

São José dos Campos, 24 de maio 2006.

MÔNICA CESAR DO PATROCÍNIO