



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESTUDO COMPARATIVO DE TEMPERATURA E
MORFOLOGIA DO ESMALTE E DENTINA PREPARADOS
COM *LASER* DE Er,Cr: YSGG OU SONO-ABRASÃO COM
PONTAS CVD.**

MATHEUS SOUSA DE ARAÚJO

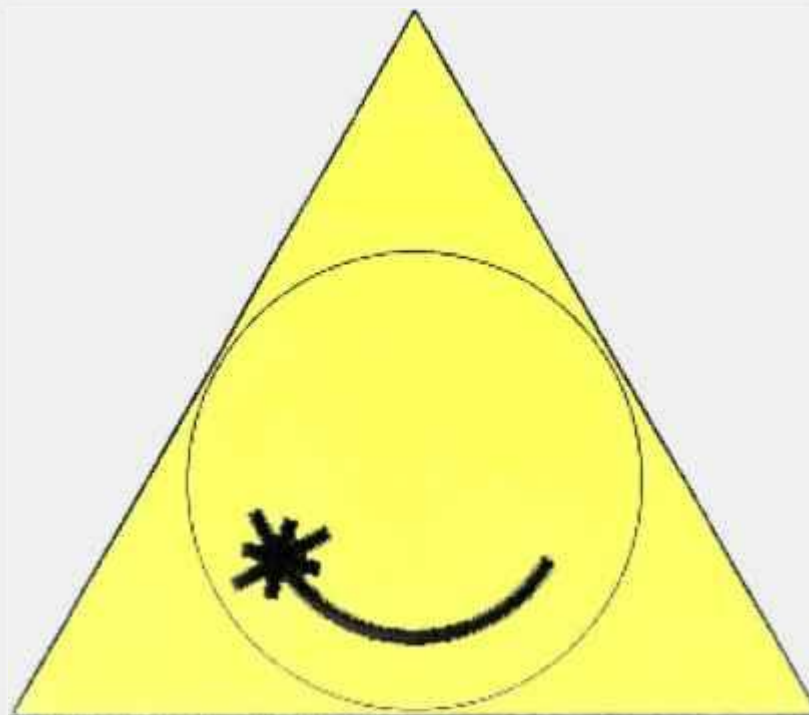
Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional na área de
Lasers em Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. Wagner de Rossi

Co-orientador:
Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji

**São Paulo
2005**





**ESTUDO COMPARATIVO DE TEMPERATURA E
MORFOLOGIA DO ESMALTE E DENTINA PREPARADOS
COM *LASER* DE Er,Cr:YSGG OU SONO-ABRASÃO COM
PONTAS CVD.**

Estudo in vitro

MATHEUS SOUSA DE ARAÚJO

**São Paulo
2005**



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

ESTUDO COMPARATIVO DE TEMPERATURA E
MORFOLOGIA DO ESMALTE E DENTINA PREPARADOS
COM *LASER* DE Er,Cr:YSGG OU SONO-ABRASÃO COM
PONTAS CVD.

Estudo in vitro

MATHEUS SOUSA DE ARAÚJO



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

Orientador: Prof. Dr. Wagner de Rossi
Coorientador: Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji

São Paulo
2005

Faculdade de Odontologia
Universidade de São Paulo





INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

ESTUDO COMPARATIVO DE TEMPERATURA E
MORFOLOGIA DO ESMALTE E DENTINA PREPARADOS
COM *LASER* DE Er,Cr:YSGG OU SONO-ABRASÃO COM
PONTAS CVD.

Estudo in vitro

MATHEUS SOUSA DE ARAÚJO

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

Orientador: Prof. Dr. Wagner de Rossi
Coorientador: Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji

São Paulo
2005

Faculdade de Odontologia
Universidade de São Paulo



DEDICATÓRIA

A meus pais: Raimundo e Magnólia, e irmão Moisés;

Eternos incentivadores em minha vida; aqueles que me amparam nas dificuldades e compartilham comigo os momentos de alegria.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A DEUS

Aos meus orientadores: Prof. Dr. Wagner de Rossi e Prof. Dr. Edgar Y. Tanji

Que, além de mestres, foram colaboradores, parceiros e, principalmente amigos
compreensíveis e pacientes no trabalho de guiar-me pelos caminhos da pesquisa.

A meus tios Cláudio e Vilmani,

Incentivadores, colaboradores e principais responsáveis por eu ter alcançado tão
importante etapa de minha vida

A Helena

Pelo carinho estímulo e amparo não só nesta empreitada mas durante todo o tempo em que
caminhamos juntos.

A meus tios Luiz e Adelha,

Pelo acolhimento, apoio e oportunidades que me deram durante estes últimos anos

A minha Avó Enedina

De quem não faltaram elogios pelo meu empenho

AGRADECIMENTOS

A Prof^ª. Dr^ª. Denize Maria Zezzel por ter-me conduzido de volta ao meu caminho nas vezes em que desviei de meu propósito.

Aos professores do IPEN, por me apresentarem o mundo da física dos lasers ensinando-me de maneira profissional, dedicada e agradável.

Aos professores da Faculdade de Odontologia pela dedicação e oportunidade de partilhar novos conhecimentos e enriquecer meu aprendizado com experiências e discussões.

Ao Dr. Marcelo Araújo, pelo incentivo constante e apoio dado nos assuntos sobre ultrassom bem como na realização do trabalho científico.

A Liliane, Haroldo, Joelma, Elaine e toda equipe com a qual tive contato durante todo o curso pela ajuda, paciência e amparo que nos deram durante nossa estada neste mestrado.

Aos estagiários do LELO pela prontidão e suporte em materiais, equipamentos e nos procedimentos durante a parte clínica do curso.

Aos Srs. Nildemar e Celso do IPEN pelo suporte na microscopia eletrônica de varredura.

A Sra Rosa Cristina do Departamento de Materiais Dentários da FOU SP pela ajuda na aquisição das amostras usadas nesta pesquisa.

A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para que eu pudesse realizar mais esta conquista em minha vida.

**ESTUDO COMPARATIVO DE TEMPERATURA E MORFOLOGIA DO
ESMALTE E DENTINA PREPARADOS COM *LASER* DE Er,Cr:YSGG OU SONO-
ABRASÃO COM PONTAS CVD.**

Estudo in vitro

MATHEUS SOUSA DE ARAÚJO

RESUMO

Este estudo teve como objetivo comparar o esmalte e a dentina preparadas pelo *laser* de Er,Cr:YSGG ou por sono-abrasão com pontas CVD quanto às alterações de temperatura e morfologia. Foram utilizados quarenta e oito dentes bovinos que foram selecionados para testes térmicos ou para análise ao microscópio eletrônico de varredura. O *laser* de Er,Cr:YSGG (τ : 140 μ s, taxa de repetição: 20Hz) foi utilizado com potência média de 6W (67,9J/cm²) e 4,5W (50,9J/cm²) e a sono abrasão com 60% da potência do equipamento e em ambos os grupos a refrigeração variou em 30%, 50% e 70% do máximo permitido por cada equipamento. Os resultados mostraram que o *laser* produziu zonas de fusão em esmalte em todos os grupos e a dentina apresentou-se limpa sem presença de *smear layer* e com túbulos dentinários abertos. A sono-abrasão produziu um esmalte ondulado e uma dentina com lama dentinária para fluxos menores de irrigação. A medida que se aumentou a irrigação maior número de túbulos desobstruídos foram observados. 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.

**COMPARATIVE TEMPERATURE AND MORPHOLOGY STUDY OF BOVINE
ENAMEL AND DENTIN PREPARED WITH Er,Cr:YSSG LASER OR SONIC
ABRASION WITH CVD BURRS.**

In Vitro

MATHEUS SOUSA DE ARAÚJO

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the temperature and morphological changes on the enamel and dentin treated with Er,Cr:YSSG *laser* and CVD burrs sonic abrasion. Forty-eight bovine teeth were used for the thermal analysis and scanning electron microscopy. The Er,Cr:YSSG (τ : 140 μ s, repetition rate: 20Hz) was set with 6W (67,9J/cm²) and 4.5W (50,9J/cm²) and the ultrasonic device with 60% of maximum power. In both groups the water flow was adjusted in 30%, 50% and 70% of maximum by equipment. The results showed that the laser produces melting areas in enamel, a smear layer free dentin and opened dentinal tubules in all groups. The sonic abrasion resulted in a wavy enamel. The dentin was a smear layer for the minor water flow and a major number of exposed tubules when the water flow was increased. In both techniques the temperature rises keep the secure range. The laser doesn't exceed 5°C for any used parameter, however the sonic abrasion transcend that limits when the burr near to the pulpal chamber unless for the higher water flow.

SUMÁRIO

1 Introdução	1
2 Objetivos.....	3
3 Revisão da literatura.....	4
3.1 Preparos cavitários com ultra-som.....	4
3.1.1 O ultra-som.....	6
3.1.2 Confeção das brocas.....	9
3.1.3 A temperatura.....	11
3.1.4 A superfície preparada.....	12
3.2 O <i>laser</i>	13
3.2.1 O <i>laser</i> de érbio	17
3.2.2 A temperatura	20
3.2.3 A superfície preparada	24
3.2.4 A Influência da água	27
4 Material e Método	30
4.1 Equipamentos e parâmetros	30
4.2 As amostras	31
4.3 Os Grupos	32
4.4 Testes de temperatura	33
4.5 Microscopia eletrônica de varredura – MEV	34
5 Resultados e Discussão	36
5.1 Testes de temperatura	36
5.2 Microscopia eletrônica de varredura – MEV	45
6 Conclusão	62
7 Recomendações	63
8 Referências Bibliográficas	64

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Esquema da técnica de irradiação e sono-abrasão para teste de temperatura.	34
Figura 2	Comprimento de onda do Er,Cr:YSGG e espectro de absorção dos principais cromóforos biológicos	37
Figura 3	Aspecto do esmalte de amostra do grupo L3 preparado com <i>laser</i> de Er,Cr:YSGG. Aspecto irregular, rugoso sem trincas, fusões ou carbonizações.	46
Figura 4	Área com aspecto de fusão em esmalte de amostra do grupo L3 irradiadas com Er,Cr:YSGG	47
Figura 5	Área com aspecto de fusão em esmalte de amostra do grupo L5 irradiadas com Er,Cr:YSGG	48
Figura 6	Área com aspecto de fusão em esmalte de amostra do grupo L7 irradiadas com Er,Cr:YSGG	48
Figura 7	Aspecto de porosidade do esmalte irradiado do grupo L5	49
Figura 8	Desorganização dos prismas de esmalte em amostra irradiada do grupo L5	50
Figura 9	Aspecto da dentina irradiada com Er,Cr:YSGG em amostra do grupos L3. Túbulos abertos, ausência de <i>smear layer</i>	51
Figura 10	Aspecto da dentina irradiada com Er,Cr:YSGG em amostra do grupos L5. Semelhança com o grupo L3	52
Figura 11	Aspecto da dentina irradiada com Er,Cr:YSGG em amostra do grupos L7. Semelhança com os grupos anteriores	52
Figura 12	Túbulos dentinários com bordas arredondadas	54
Figura 13	Aspecto da superfície de esmalte desbastada por sono-abrasão em espécime do grupo S3	55
Figura 14	Aspecto descamado do esmalte preparado por sono abrasão em amostra do grupo S3	56
Figura 15	Amostra do grupo S3 evidenciando dentina recoberta por <i>smear layer</i>	57
Figura 16	Amostra do grupo S3 em maior aumento: túbulos dentinários obliterados e grande quantidade de detritos depositados sobre a área	57
Figura 17	Superfície dentinária de amostra do grupo S5 apresentando alguns túbulos abertos mas com <i>smear layer</i> ainda presente	58
Figura 18	Maior aproximação em espécime do grupo S5: Alguns túbulo abertos e outros parcialmente desobstruído	59
Figura 19	Dentina de amostra do grupo S7 evidenciando maior quantidade de túbulos abertos	60

LISTA DE SIGLAS

°C	Graus Celsius	Unidade de temperatura.
°F	Fahrenheit	Unidade de temperatura
K	Kelvin	Unidade de temperatura
W	Watt	Unidade de Potência (submúltiplo mW).
J	Joule	Unidade de Energia (submúltiplos mJ).
s	Segundo	Unidade de tempo (múltiplo: min, submúltiplos: ms, μ s)
W/cm ²	Watt por centímetro quadrado	Unidade de densidade de potência ou intensidade. (submúltiplo: mW/cm ²).
J/cm ²	Joule por centímetro quadrado	Unidade de densidade de energia ou fluência (submúltiplo: mJ/cm ²).
Hz	Hertz	Unidade de frequência ou repetição (múltiplos: KHz, MHz).
CVD	<i>Chemichal vapor deposition</i>	Processo de deposição química na fase vapor.
ml/min	Mililitros por minuto	Unidade de fluxo volumétrico
mm	Milímetro	Submúltiplo do metro (1×10^{-3} m)
μ m	Micrometro	Submúltiplo do metro (1×10^{-6} m)
τ	Tao	Largura temporal de um pulso
mm/s	Milímetros por segundos	Unidade de velocidade
CO ₂	Dióxido de carbono	Gás de dióxido de carbono
Nd:YAG	Neodímio: Ítrio, alumínio, granada	Cristal de Ítrio e alumínio dopado com neodímio
Nd:YAP	Neodímio: Ítrio alumínio, <i>Perovskvite</i>	Cristal de Ítrio, alumínio e perovskita (CaTiO ₃) dopado com neodímio
Ho:YAG	Hólmio : Ítrio, alumínio, granada	Cristal de ítrio e alumínio dopado com hólmio
Er:YAG	Érbio: Ítrio, alumínio, granada	Cristal de ítrio e alumínio dopado com érbio
Er,Cr:YSGG	Érbio, Cromo: Ítrio, escândio gálio, granada	Cristal de ítrio, escândio e gálio dopado com érbio e cromo

1 - INTRODUÇÃO

O preparo cavitário convencional baseado no princípio de Black, que contempla a extensão visando a prevenção, está em desuso ante o surgimento de novos materiais dentários que permitem a adesão da substância restauradora ao dente sem necessidade primordial de retenção mecânica. Com isto, as técnicas que necessitavam inicialmente de um grande desgaste de tecido dental sadio têm sido substituídas por outras muito mais conservadoras, onde a remoção de substrato dental deve ser mínima preservando, ao máximo, a estrutura original.

A procura por técnicas e recursos que permitam a retirada segura e eficiente de tecido infectado dentro dos princípios dos preparos conservadores norteou uma gama de pesquisas com diferentes materiais e métodos. *Lasers*, micro-abrasão a ar/óxido de alumínio, agentes químico-mecânicos e sono-abrasão são diferentes alternativas das quais se podem lançar mão a fim de se conseguir preparos menos destrutivos.

Todos estes métodos têm sido estudados de forma a se chegar a uma maneira satisfatória para se obter preparos conservadores. Entretanto, o que se tem concluído é que todos eles têm variáveis que devem ser observadas em cada caso onde serão aplicados cada um destes recursos. Por enquanto todos são ferramentas válidas que se somam ao arsenal do cirurgião dentista no tratamento odontológico.

De fato, o estudo comparativo entre tais métodos ganha importância a partir do entendimento da característica aditiva e não substitutiva destas ferramentas, visto que se torna oportuno conhecer sua ação e resultados sobre a estrutura dental e tecidos adjacentes

como subsídio para eleição do melhor recurso a se usar em determinado caso na busca de maior benefício para o paciente. Em paralelo, a observação das alterações de temperatura na câmara pulpar durante o emprego das técnicas serão realizado a fim de não permitir alterações térmicas acima de 5,5 °C, as quais causariam danos à vitalidade pulpar. (ZACH e COHEN, 1965)

O estudo se justifica visto que a integridade estrutural do esmalte e dentina remanescente, bem como as possíveis alterações composicionais têm relevância na adesão dos compostos restauradores que serão utilizados a seguir da mesma forma que na qualidade do selamento no que tange a microinfiltração. Todos estes aspectos ultimam por influenciar na qualidade e durabilidade da restauração final.

2 - OBJETIVOS

Este trabalho busca avaliar o aspecto microscópico da superfície preparada por dois métodos: o preparo com *laser* ou o preparo pela sono-abrasão, em esmalte e dentina no intuito de se colher informações acerca dos resultados sobre o substrato dental e se conseguir parâmetros comparativos que auxiliem na eleição de um dos métodos.

3 - REVISÃO DA LITERATURA

Diversos métodos podem ser usados na remoção de tecido cariado. De modo geral, podem ser divididos de acordo com a natureza de sua ação em mecânico rotatório ou não rotatório, químico-mecânico ou foto-ablação (BANERJEE *et al*, 2000). Os métodos mecânicos representados pelos instrumentos rotatórios em altas ou baixas rotações são os tradicionalmente empregados. As pontas convencionais que são fabricadas a partir de solda galvânica do pó de diamante sobre um substrato metálico representam uma tecnologia de, aproximadamente, 40 anos (VALERA *et al*, 1996). As limitações desta tecnologia suscitam caminhos para evoluções de novos conceitos em pontas diamantadas ou mesmo em alternativas de preparo e remoção de tecido cariado.

3.1 – Preparos cavitário com ultra-som

Postle (1958) descreveu o uso de um equipamento de ultra-som para preparo cavitário denominado Cavitron. Ele considerou a instrumentação ultra-sônica eficiente no que se refere ao tempo requerido para o tratamento, bem como na capacidade de realizar preparos clássicos segundo os princípios de Black. Além disto, outras vantagens sobre o sistema rotatório tradicional são assinaladas neste estudo: é necessário empregar pouca força no procedimento, há mínima pressão, aquecimento, vibração e transmissão óssea do ruído, tornando esse um tratamento mais tolerável para o paciente por permitir que este fique mais relaxado.

Street (1959) cita que no sistema Cavitron, diferentemente do sistema rotatório convencional, a pressão necessária para realizar o corte é extremamente leve. Enquanto nos

instrumentos rotatórios força branda significa algo em torno de 1 libra (453,6 gramas) para o sistema ultra-sônico 2 onças (56,7 gramas) resulta em capacidade máxima de corte ao passo que pressões da ordem de 2 libras (907,2 gramas) implicam em mínimo corte ou ausência deste. Considera ainda que os preparos com dispositivos ultra-sônicos não superam em eficiência os preparos com instrumentos rotatórios. Como aspectos favoráveis, destaca a aparente ausência de efeitos adversos sobre a polpa.

Segundo Balamuth (1963), a era do ultra-som em odontologia começou oficialmente em 1952 quando se utilizou experimentalmente um ultra-som industrial para cortar dentes extraídos. O ultra-som industrial era basicamente utilizado para confeccionar cavidades complexas em materiais duros através da vibração de um instrumento com a forma da cavidade desejada em presença de uma pasta abrasiva.

Apesar de vantagens sobre o sistema convencional, Laird e Walmsley (1991) ressaltam que o sistema de preparo ultra-sônico não se tornou popular sendo suplantado pela eficiente e efetiva técnica rotatória em alta velocidade. O potencial do ultra-som na odontologia só foi explorado quando se passou a utilizá-lo alternativamente à raspagem manual de placa e cálculos e, mais tarde, como auxiliar na instrumentação de canais radiculares. Outras aplicações possíveis são a limpeza de próteses totais por imersão em banhos ultra-sônicos, tratamento de disfunções têmporo-mandibulares e detecção prematura de cáries.

3.1.1 – O ultra-som

Para aplicação odontológica, o princípio básico é a criação de uma vibração ultra-sônica por magnetostricção ou piezeletricidade.

Em presença de um campo magnético alguns materiais sofrem alteração de tamanho dependendo da intensidade deste campo. Um sinal em alta frequência gerado por um dispositivo eletrônico é alimentado em uma espiral que envolve uma pilha de lâminas de níquel. O campo magnético gerado pela corrente alternada na espiral faz o material, no caso o níquel, expandir e encolher na mesma frequência da corrente. É sabido que a taxa de alteração de tamanho é máxima para um valor determinado e para assegurar que a vibração ocorra à frequência adequada é sobreposto um outro sinal na espiral. Além disto, para evitar contracorrentes, a peça de níquel é confeccionada de modo a abrandar este efeito (BALAMUTH, 1963).

O Sistema piezelétrico, por sua vez é baseado na propriedade que algumas estruturas cristalinas, como o quartzo, têm de mudar sua forma quando submetidas a um campo elétrico. Se uma frequência ultra-sônica é aplicada ao cristal de quartzo, ele oscilará na mesma frequência do sinal original passando, esta vibração à ponta de trabalho do equipamento. Os geradores piezelétricos são mais eficientes operando em frequências da ordem de megahertz, contudo, alguns equipamentos operando em frequências de kilohertz são construídos para uso odontológico. Não obstante, sistemas baseados em cristais são mais frágeis e complexos que os magnetostrictivos.

Ondas ultra-sônicas são, essencialmente, a propagação mecânica da energia através de um certo meio. As ondas ocorrem quando as partículas do meio são energizadas causando sua vibração e transferindo a energia para partículas adjacentes. Nos líquidos e sólidos, a propagação das ondas se dá de forma longitudinal ou transversa.

Normalmente, a vibração ocorre na direção da onda viajante. Ondas transversas podem viajar de modo eficiente somente em sólidos onde há enormes forças de atração entre partículas adjacentes assegurando a transferência da energia. Nos fluidos, entretanto, as partículas empurram-se mutuamente criando uma pequena resistência e dissipando a energia dentro do próprio fluido. No corpo humano, tecidos duros transmitem tanto ondas longitudinais quanto transversas, enquanto os tecidos moles podem conduzir apenas ondas longitudinais, sendo as transversas dissipadas na forma de calor.

Quando uma onda ultra-sônica encontra uma interface entre diferentes meios, como ocorre nos tecidos dentais, por exemplo, parte dela se reflete de volta ao meio original e o restante é refratado no novo meio a uma velocidade que depende das propriedades de transmissão do meio. A proporção entre ondas refletidas e refratadas é denominada de impedância acústica e uma grande quantidade de energia é transferida entre meios que possuem impedâncias similares. Grandes desacordos de impedâncias ocorrem de sólidos para líquidos e para gases e, conseqüentemente, pouca energia é transferida (LAIRD e WALMSLEY, 1991).

Considera-se que os bioefeitos provocados pelo ultra-som ocorrem a partir de potências de 100 mW/cm^2 sendo basicamente de duas categorias: térmicos, não-térmicos. Os efeitos térmicos decorrem do aquecimento seletivo de diferentes interfaces quando o ultra-som atravessa tecidos com diferentes índices de refração sendo mais pronunciado nos tecidos pobres em água como os ossos. Ao atravessar os tecidos, o feixe ultra-sônico transfere energia obedecendo a uma lei física semelhante a de Lambert-Beer. Assim, depreende-se que quanto maior for a espessura e o coeficiente de absorção do meio, maior será a absorção da energia e menor a intensidade da energia transmitida. Desta forma, tecidos ricos em proteínas têm maiores índices de absorção, Por isso, tecidos ricos em

colágeno (ossos, nervo e músculo) absorvem grandes quantidades de energia enquanto água, sangue e gordura têm efeito térmico discreto devido à pequena absorção.

Os efeitos não-térmicos do ultra-som basicamente são: aumento da permeabilidade da membrana celular, variação do diâmetro arteriolar, deslocamento de fluidos tissulares (micromassagem), formação de bolhas de gás (cavitação) e efeitos químicos.

Quando alguns líquidos são submetidos a ultra-sons de alta intensidade, a ocorrência de pequenas áreas de vácuo podem formar focos de baixa pressão. Este processo é chamado cavitação. Após o colapso destas pequenas áreas na fase de pressão, temperaturas extremamente altas são criadas. Uma forma similar deste fenômeno, a pseudocavitação ocorre nos fluidos envolvendo a formação de pequenas bolhas provenientes da condensação do gás dissolvido no líquido que podem colabar imediatamente após sua formação, permanecer estável ou expandir provocando lesão tecidual em consequência da energia de choque liberada. Comumente, a literatura denomina ambos os processos como cavitação. (ARAÚJO, 1999)

A cavitação está freqüentemente condicionada ao emprego de potências elevadas, contudo, Williams e Chater (1980) relataram a ocorrência de cavitação em baixas potências quando se utilizam freqüências de 20 a 30KHz.

A pulsação rápida e cíclica das bolhas de gás resulta na formação de um complexo padrão de correntes do líquido próximo a superfície da bolha. Este efeito é denominado *acoustic microstreaming* e pode ser demonstrado através de um cilindro oscilante sólido imerso em um fluido estacionário ou de um cilindro estacionário imerso em um líquido submetido a oscilação. As dimensões dos padrões demonstram uma rápida taxa de mudança na velocidade do fluxo de acordo com a distância. Deste modo, mesmo a velocidade do fluxo sendo da ordem de apenas centímetros por segundos, a taxa de

mudança na velocidade produz grande estresse hidrodinâmico próximo ao objeto oscilante (i.e. a bolha de gás ou o inserto do equipamento) que podem causar disrupção e danos a células e tecidos biológicos. Equipamentos operando na faixa 20KHz podem causar disrupção de componentes sanguíneos como as plaquetas ou causar agregação destas resultando em possível oclusão de vasos sanguíneos (LAIRD e WALMLEY, 1991).

3.1.2 – Confeção das pontas

Atualmente, as brocas odontológicas diamantadas convencionais são obtidas através da solda de partículas de diamante mineral ou industrial numa haste de aço inoxidável por um processo galvânico. Esta tecnologia tem limitações tais como: a não-uniformidade dos grânulos da ponta, vida útil reduzida da broca, e dificuldade de automação do processo de confecção (TRAVA-AIROLDI *et al*, 1996).

Os diamantes sintéticos constituem uma área de interesse tendo em vista as muitas aplicações nas várias áreas de conhecimento que proporcionam e das singulares propriedades que se pode conseguir.

A obtenção de diamantes pelo processo CVD é alcançada pela deposição química na fase vapor, dentro de um reator, a partir de uma mistura de metano, tetrafluorometano e hidrogênio, que nas proporções adequadas passam por uma região de ativação assistida por um filamento quente. Controlando-se o fluxo da mistura, temperatura do substrato, temperatura do filamento e pressão interna do reator é possível obter o crescimento de um filme policristalino de diamante.

Como substrato específico para estas pontas se utiliza o molibdênio preparado para o crescimento do filme de diamante e com conformação adequada para garantir a formação de um filme espesso com aspecto final semelhante ao de uma ponta diamantada

convencional. O tamanho da cabeça da ponta diamantada é controlado através do tempo de permanência da haste no reator e o tamanho dos grãos, através dos parâmetros de crescimento. Ao final a ponta é cortada com *laser* para uma maior uniformidade do seu tamanho final. (VALERA *et al*, 1996; TRAVA-AIROLDI *et al*, 1998).

A técnica de sub-implantação do íon nitrogênio com parâmetros de crescimento controlados permitiu o incremento da aderência do diamante ao molibdênio (TRAVA-AIROLDI *et al*, 2002), que foi o substrato escolhido em detrimento a outros substratos possíveis tais como silício, carbonetos de silício e carbonetos de tungstênio (VALERA *et al*, 1996). ou aço (TRAVA-AIROLDI *et al*, 2002).

Sobre as brocas de diamante convencionais, as de diamante CVD têm a vantagem de proporcionar corte em toda a sua superfície, já que o filme de diamante depositado sobre a haste forma uma superfície cortante única tal qual uma única pedra de diamante ao passo que nos instrumentos convencionais, o substrato dental pode entrar em contato com a parte metálica da broca. Tal fato contribui para que a broca de diamante CVD tenha um corte mais uniforme em todo o corpo da broca (VALERA *et al*, 1996).

Valera e colab (1996). Avaliaram a perda da capacidade de corte das brocas diamantadas confeccionadas através do método CVD e as convencionais. Após 50 perfurações em uma placa de vidro, observou-se que o poder de corte das brocas convencionais era diminuído por um fator 10. Enquanto isto, as brocas em diamante CVD mantinham sua performance inalterada.

Outra vantagem da broca em diamante CVD é que esta possui resistência aumentada o que permitiu o desenvolvimento de pontas para uso em aparelhos de ultrassom convencionais (CONRADO *et al*, 2005) trabalhando em frequências em torno de 25-30KHz, ao contrário de outros sistemas de sono-abrasão, com o Sonicsys da Kavo que opera a frequências de 6KHz (BANERJEE, 2000, PARADELLE e KUHN, 2000).

Os sistemas em ultra-som ainda possibilitaram a confecção de brocas que permitem melhor visualização e melhor acesso ao campo operatório, já que estas possibilitam a construção em formatos angulados (CONRADO *et al*, 2005).

3.1.3 – A temperatura

A produção de calor na sono-abrasão se dá de duas maneiras básicas:

Laird e Walmsley (1991) explicam que quando uma onda ultra-sônica passa através do tecido, sua energia é reduzida e dissipada na forma de calor implicando em uma elevação da temperatura no tecido. A consequência deste efeito no tecido é dependente da elevação de temperatura, do tempo que esta é mantida e da sensibilidade térmica deste tecido. Na maioria dos tecidos, a resposta fisiológica normal é um incremento na circulação sanguínea na região em reflexo a um relaxamento das arteríolas. Isto tende a controlar o aumento de temperatura normalmente limitando-o a valores menores que 1°C resultando, apenas, em um discreto aumento da taxa metabólica local. Temperaturas excessivas, contudo, poderiam levar a inevitáveis danos teciduais.

A outra maneira pela qual o calor é gerado, é produto do atrito entre as superfícies da ferramenta de trabalho e o substrato.

Segundo Lea e colab.(2004), a lei fundamental da fricção em sólidos foi, inicialmente, formulada por Leonardo da Vinci e subsequentemente formalizada por Coulomb. A força friccional é produto do coeficiente de fricção do material e da força normal aplicada é independente da velocidade de deslocamento entre as superfícies. Não obstante, divergências podem ocorrer para altas velocidades. A fim de minimizar o calor gerado durante uma limpeza (raspagem) com ultra-som, um jato de água é pulverizado no local da instrumentação. Calor excessivo é produzido se o fluxo de água for insuficiente ou

se houver formação de um aerossol. Neste último caso, a água é expelida pela ponta de trabalho na forma de uma névoa resultando num resfriamento inadequado da ponta e aquecimento do dente.

Usando um sistema de obtenção de imagens térmica durante uma raspagem com ultra-som com refrigeração por fluxo de água constante (20ml/min), Lea e colab. (2004) constataram que o aumento na carga aplicada sobre o inserto (força friccional), um pobre fluxo de água ou o uso de altas potências no equipamento de ultra-som conduzem a um aumento de temperatura na superfície dental. Quando estes fatores são combinados, aumentos na ordem de 25°C foram observados. Neste experimento não foi possível a apreciação das alterações térmicas na câmara pulpar.

3.1.4 - A superfície preparada

A superfície preparada de maneira convencional (técnica rotatória em alta velocidade) implica, sob uma óptica microscópica, em uma superfície irregular com presença de uma camada amorfa composta por detritos orgânicos e inorgânicos denominada de *smear layer* ou lama dentinaria. Os túbulos dentinários apresentam-se ocluídos por estes resíduos. Esta é, em geral, firmemente aderida a dentina e não é removida pelo *spray* ar/água convencional e constitui um empecilho à adesão direta do composto adesivo/restaurador ao dente. (BANERJEE *et al*, 2000)

Banerjee *et al* (2000) encontrou, após o uso da sono-abrasão, uma superfície de dentina regularmente sulcada e com uma evidente *smear layer* recobrendo toda área. Túbulos dentinários não estavam evidentes. A presença desta camada prejudica a adesão de compostos restauradores a menos que um estágio de condicionamento e *primer* seja

introduzido. Em um maior aumento, observou-se a presença de minúsculas fraturas com comprimentos médios em torno de 30 μ m e larguras de cerca de 1 μ m.

Yazici e colab. (2002) notaram túbulos dentinários claramente abertos em dentina cariada preparada por sono-abrasão. Também se pôde observar um padrão de ondulação superficial com estrias correndo paralelas a estas ondulações. O autor ressalta, contudo, que o condicionamento ácido da superfície livre de lama dentinaria deve ser considerado quanto as possíveis conseqüências desta substância sobre a polpa dental em vista da facilidade de acesso de substâncias através luz dos túbulos.

Conrado e colab. (2005) deduziram que as brocas confeccionadas em diamantes pelo método CVD conseguiam uma qualidade de acabamento superior tanto em superfície dentinaria quanto em esmalte.

Martins *et al.* (2005), explicam que a remoção da lama dentinária e a conseqüente abertura dos túbulos é um requisito para o sucesso do tratamento endodôntico já que a finalidade da medicação intracanal é atingir os microorganismos presentes no interior da massa dentinária e isso só pode acontecer quando os túbulos estão abertos e livre de sujidades. Em seu estudo, tanto o *laser* de Er:YAG (2,94 μ m) quanto a ponta diamantada CVD montada em ultra-som foram efetivos no propósito de preparar o canal radicular e alargá-lo sem a formação de lama dentinaria. Para as pontas CVD, atribuiu-se a abertura dos túbulos ao fenômeno da cavitação que é promovido pelo ultra-som.

3.2 - O *laser*

Desde o desenvolvimento do *laser* de rubi (MAIMAN, 1960) os lasers têm sido pesquisados com finalidade de tratamento odontológico. Já em 1964 pesquisas relatam o uso do *laser* de rubi em dentes cariados (GOLDMAN *et al.*, 1964) já reputando a

necessidade de estudos aprofundados sobre o impacto dos *lasers* na superfície dental, a importância da variação da temperatura pulpar e as modificações provocadas na estrutura do dente considerando a possibilidade de aumentar sua resistência a infecções. Stern e Sognnares (1964) verificaram que a irradiação com *laser* produziu crateras na superfície dental onde o esmalte apresentou uma vitrificação e a dentina com aspecto de queimada.

Os efeitos dos *lasers* sobre tecidos moles, tecidos duros dentais sadios ou cariados e materiais dentários foram realizados a fim de se avaliar as possibilidades de uso da luz *laser* em odontologia. Kinersly (1965), utilizando *laser* de rubi, não encontrou evidências de fusão na superfície dental estudada. Por sua vez, crateras ou pequenos buracos com aspecto calcáreo (aspecto de giz) puderam ser notados.

Estudos em modelos animais puderam averiguar o efeito nocivo das altas temperaturas sobre o tecido pulpar. Constatou-se que elevações térmicas a partir de 5,5 °C (10 °F) causaram danos histológicos imediatos ou mediatos, levando, em alguns casos, à necrose pulpar (ZACH e COHEN, 1965). Com isso, Taylor e colab (1965) observaram que a irradiação com *laser* de rubi ocasiona elevação demasiada da temperatura na polpa tendo efeito deletério sobre este tecido e provocando mortificação com as energias utilizadas em seu estudo. Em 1971, estudos avaliaram a irradiação com *laser* de rubi em diferentes fluências sobre o tecido dental em modelo animal. Os resultados mostraram que para densidades de energia de 1880 a 2330 J/cm² as alterações pulpares foram aceitáveis, contudo, não houve suficiente energia para causar alteração no esmalte. Para se conseguir modificações no esmalte, a energia necessária poderia causar danos irreversíveis à polpa, inviabilizando o uso deste *laser* para preparos cavitários (ADRIAN *et al*, 1971).

Desde então, muitos tipos de *laser* como CO₂ (10,6µm) e Nd:YAG (1,064µm) vêm sendo introduzidos no tratamento clínico da remoção de cárie.

Já em 1968, puderam-se observar os efeitos da irradiação dental com o CO₂ emitindo no comprimento de 10,6µm. Estudos apresentaram uma superfície de esmalte fundida com aspecto esbranquiçado e opaco. No limite amelo-dentinário foram detectadas muitas trincas. A dentina adjacente à área da irradiação apresentou-se carbonizadas, o que indica a ocorrência de elevadas temperaturas no local (LOBENE *et al*, 1968).

A observação da dentina após aplicação do CO₂ demonstrou túbulos dentinários não evidentes e a presença significativa de fraturas sobre a superfície, além disto, áreas de carbonização foram visíveis atestando um efeito térmico indesejável (WIGDOR *et al*, 1993).

Já o Nd:YAG aplicado à dentina ocasiona um derretimento da dentina intertubular deixando os diâmetros dos túbulos dentinários variados (WIGDOR *et al*, 1992) além da presença de algumas trincas (WIGDOR *et al*, 1993; MAGALHÃES *et al*, 2004). De modo geral, Nd:YAG causa fraturas da superfície bem como fusão e recristalização da dentina (HADLEY *et al*, 2000). Estes resultados estão associados ao maior efeito térmico provocado pela interação entre estes comprimentos de onda e os tecidos-alvo em questão (YOSHISHIGE, *et al*, 2001). Evidentemente, o efeito resultante depende de parâmetros como potência, tempo de exposição e de fatores como a cor da dentina. Dederich (1984) chegou a esta conclusão observando por microscopia eletrônica de varredura a dentina da parede do canal radicular após irradiação. Ele pôde notar desde a ausência de modificações, passando pela remoção da lama dentinaria até o derretimento ora disposto.

White *et al* (1994), estudando as alterações térmicas intrapulpares na ocasião das irradiações com o Nd:YAG em dentina encontraram parâmetros seguros nas condições de seu estudo. Usando 0,3W/10Hz, 0,5W/10Hz, 0,7W/10Hz, 1,0W/10Hz, 1,0W/20Hz, 2,0W/20Hz, 2,5W/20Hz, 3,0W/20Hz em diferentes espessuras de dentina e analisando as temperaturas nos tempos de 10, 15 e 30 segundos de irradiação, não haveria danos

irreversíveis à polpa segundo a metodologia utilizada. Contudo, levando-se em consideração as alterações estruturais e os efeitos térmicos da irradiação com Nd:YAG sobre a superfície radicular em tempos maiores, um aumento significativo de temperatura com uma média de incremento de 3,5 °C a cada minuto de irradiação foi verificado tanto na superfície quanto na câmara pulpar. Superfície rugosa e trincas ficaram evidentes. (WILDER-SMITH *et al*, 1995)

Embora Tanji e Matsumoto (1994), tenham sugerido que o uso de refrigeração com *spray* de ar e água poderia prevenir a formação de trincas na estrutura dental, os comprimentos de ondas gerados pelos lasers de CO₂ e Nd:YAG originam, em muitas ocasiões, efeitos adversos nos tecidos adjacentes decorrentes do efeito térmico, quando aplicados ao dente (HIBST e KELLER, 1990, WIGDOR, 1993). Tal fato é o principal limitador do uso de tais comprimentos para o preparo cavitário em dentes acometidos por lesões de cárie.

Estudando limiares de energia para o uso dos lasers de Nd:YAG, emitindo em 1,06µm e 1,32µm e Ho:YAG, emitindo em 2,10µm; White *et al* (1994) verificou que densidades de energia relativamente baixas seriam necessárias para atingir o limiar de modificação da dentina. 207 J/cm² e 165 J/cm² para o Neodímio emitindo em 1,06 e 1,32µm respectivamente e 83 J/cm² para o Hólmio. Os autores consideraram estes *lasers* promissores para o uso em odontologia. Zezell e colab. (1995) corroboram o uso do Hólmio através de estudos onde a irradiação deste comprimento sobre a dentina originou orifícios de aproximadamente 4mm. Observaram ainda a ausência de carbonizações visualizando, contudo, aspectos de fusão e recristalização da estrutura em baixas densidades de energia. Cecchini (1995) monitorando a temperatura na câmara pulpar durante seus estudos notou um incremento de 3,8°C, indicando a possibilidade de aplicação

clínica do Hólmio sem ocasionar danos térmicos a este tecido, dentro das condições pesquisadas.

Por outro lado, picos de absorção de radiação nos comprimentos de onda de 2.9 μm e 9.6 μm tornam os lasers de Er:YAG e CO₂ (emitindo em 9.6 μm) instrumentos possíveis de utilização para preparo cavitário. Contudo, as micro-explosões resultantes da interação da radiação produzida pelo *laser* de Er:YAG e o substrato dental, principalmente a água contida nestes tecidos, associada à pequena difusão térmica para tecidos adjacentes, tornam o érbio um comprimento preferencial. (HIBST e KELLER, 1989).

3.2.1- O *laser* de érbio

Os relatos pioneiros utilizando o érbio em tecidos duros dentais foram realizados por Hibst e colab. (1988) e datam do século passado, em 1988, onde já se verificava a efetividade da ablação tanto em tecidos dentais sadios quanto cariados. Em outro trabalho, os autores observaram que as crateras produzidas pelo impacto deste comprimento na superfície de esmalte eram menores que as produzidas em dentina quando utilizavam uma mesma energia de irradiação (HIBST e KELLER, 1989)

Um possível aumento de resistência à experiência ácida bem como as alterações produzidas em esmalte, dentina e cimento foram objetos de estudo de Kayano e colab. (1991) A formação de crateras sem a presença de trincas usando o modo contato e não contato com o *laser* de érbio foram relatadas. Além disto, as margens do preparo demonstraram maior resistência ao pH ácido. Esta observação foi corroborada por ensaios realizados por Morioka e colab. (1991) onde se utilizou micro-radiografia e verificou-se que o esmalte ficara mais resistente ao ácido após a irradiação com érbio.

Li *et al.* (1992) analisaram os limiares de ablação para esmalte e dentina para o *laser* de Er:YAG. Chegaram a $7,2 \text{ J/cm}^2$ com taxa de repetição de 5 Hz e $18,6 \text{ J/cm}^2$ e taxa de repetição de 2 Hz como densidades de energia limítrofes para ablação do esmalte, enquanto $0,7 \text{ J/cm}^2$ e taxa de repetição dos pulsos de 5 Hz e $1,2 \text{ J/cm}^2$ com 2 Hz foram os valores correspondentes à dentina. Já Gimble e colab. (1994) encontraram como limiar para remoção da dentina cariada, 30 mJ enquanto para dentina sadia eram necessários 50 mJ. Para o esmalte, a energia limítrofe foi de 80 mJ.

Comparando-se o *laser* de érbio ao de alexandrita, aferiu-se limiares de ablação para o tecido cariado obtendo-se valores próximos para os dois *lasers*. Contudo, um limiar duas vezes maior para dentina sadia em contraposição à cariada foi encontrado para o érbio, enquanto o *laser* de alexandrita apresentou limiar quatro vezes maior indicando uma maior seletividade para emissões no ultravioleta em detrimento ao infravermelho em questão (RECHMANN *et al.*, 1993).

Clinicamente, em um estudo utilizando *laser* de érbio não foi verificado nenhum dano térmico à polpa (KELLER e HIBST, 1992). Estudos relataram que a maioria dos pacientes não reclamou de dor durante o procedimento de preparo cavitário sugerindo uma percepção a dor menor que no tratamento convencional (KELLER e HIBST, 1992; KUMAKAZI, 1994; MATSUMOTO *et al.*, 1995; YOKOYAMA *et al.*, 1996; ISHIKAWA *et al.*, 1996).

O uso do *laser* de érbio no condicionamento do esmalte foi testado por Kumakazi (1992) e os resultados foram satisfatórios quando se utilizou densidade de energia de $8,5 \text{ J/cm}^2$. A adesão de selantes sobre o esmalte em sulcos e fissuras condicionadas por *laser* emitindo em variadas energias por pulso obteve retenção significativamente menor se comparada ao condicionamento ácido convencional (BECKER *et al.*, 1996).

Já Groth (1997) realizou testes de tração de resina composta aderidas ao esmalte irradiado com *laser* de érbio. As amostras exclusivamente condicionadas com *laser* apresentaram menor resistência à tração quando comparado as condicionadas exclusivamente com ácido fosfórico e as de condicionamento combinando *laser* e ácido.

Em dentina, por sua vez, Oudhof e colab. (1996) submeteram a testes de tração de resinas compostas, espécimes irradiados e obtiveram resultados satisfatórios, sendo a maior resistência conseguida com uma energia de 160mJ.

O *laser* de érbio, cromo em cristal de YSGG emitindo em 2,78 μ m foi inicialmente testado em modelos animais demonstrando possibilidade de uso seguro em aplicações clínicas em tecidos duros humanos (EVERSOLE *et al*, 1997). Houssain *et al*. (1999) concluíram que a irradiação com Er,Cr:YSGG sob irrigação possibilita incrementos na taxa de ablação e profundidade do preparo, sugerindo a importância da água como iniciador do processo de ablação. Observou-se, ainda que as características morfológicas da superfície obtida com este comprimento são semelhantes àquelas produzidas pela irradiação com o Er:YAG.

O *laser* de érbio permite ainda a remoção de materiais restauradores tais quais: ionômero de vidro, cimentos fosfato de zinco e carboxilatos, materiais de obturação endodôntica e resinas compostas. Ligas de ouro e cerâmicas não puderam ser removidos. O amálgama de prata é passível de remoção, contudo, a evaporação do mercúrio durante a ablação deste material contra-indica este procedimento (KELLER e HIBST, 1995)

3.2.2 – A temperatura

Os efeitos térmicos do *laser* de érbio sobre a estrutura dental foram inicialmente contemplados por Hibst e Keller em 1990. Foi avaliado o efeito do calor gerado pelo *laser* de Er:YAG quanto a seu alcance e possíveis danos à polpa, a dentina e tecidos subjacentes. A distribuição da temperatura na câmara pulpar foi aferida com o uso de termopar enquanto a distribuição foi verificada através de um sistema de imagens térmicas. O tempo necessário para o sistema de imagens térmicas registrar uma imagem é muito longo se comparado à duração do pulso do *laser*. Contudo, nenhuma temperatura extrema foi percebida durante o experimento; elas não excederam os 100°C e demoraram cerca de 2 s para retornar ao valor de origem. Mesmo após a aplicação de 60 pulsos com energia radiante de 0,5 J durante um minuto a amostra não se aquecia completamente.

A influência da taxa de repetição foi mais importante que a da energia radiante. Quando se incrementou de 100 J para 300 J a temperatura variou de 8 K para 13 K ao passo que variando a taxa de repetição de 1Hz para 3Hz (mesmo fator 3) a temperatura variou de 11K para 25 K. O estudo revelou que o *Laser* de Er:YAG pode resultar em temperaturas danosas a polpa, contudo a escolha de parâmetros adequados na utilização do *laser* poderia evitar tais problemas (HIBST e KELLER, 1990).

Os mesmos autores verificaram, em outro estudo, que em estado de sub-ablação, o decréscimo de temperatura no esmalte é mais rápido que em dentina, neste estado, a energia é completamente convertida em calor (HIBST e KELLER, 1992). Já em estados ablativos, para se formar uma cavidade havia grande consumo de energia e poucos efeitos térmicos colaterais. Atribuiu-se tal fato ao aquecimento dos fragmentos ejetados possivelmente pela absorção da hidroxiapatita no comprimento de onda do *laser* (HIBST e KELLER, 1993)

Em estudos histopatológicos em polpa e dentina de cães, não houve degenerescência da dentina irradiada enquanto tais alterações foram avistadas em espécimes tratados com instrumento de alta rotação. Em ambos os métodos houve formação de dentina secundária (KUMAZAKI e KUMAZAKI, 1996). Os estudos de Glockner e colab. (1998) confirmaram que os preparos cavitários confeccionados com *laser* de Er:YAG poderiam causar menos danos ao tecido pulpar que os realizados com instrumentos rotatórios. Neste, os autores utilizaram energia por pulso de 500 mJ, Taxa de repetição de 10 Hz ($\tau = 200\mu\text{s}$) e refrigeração ar/água de 25 ml/min. No grupo *laser*, durante o preparo de cavidades classe I chegou-se a detectar a redução da temperatura (em 7°C a 12°C) antes da exposição da câmara pulpar. Para os instrumentos rotatórios, a temperatura chegou a aumentar a 70°C antes mesmo da exposição pulpar.

Em experimento que avaliou os efeitos térmicos da irradiação com érbio em canais radiculares, observaram-se aumentos de 2°C a 4°C para espessuras de dentina de 1mm. Foram utilizadas energias de 40 mJ e 80 mJ, taxa de repetição de 10 Hz aplicados através de uma fibra ótica para endodontia (diâmetro = 0,37 mm, comprimento = 18 mm) movimentando-a a 2 mm/s de apical para coronal. (CECCHINI *et al*, 1998).

Armengol e colab.(2000) estudaram o aumento da temperatura em dentina após irradiação com lasers de Nd:YAP e Er:YAG. Foram criados seis grupos de estudo a saber: grupo 1: preparo com broca carbide em alta rotação sem refrigeração; grupo 2: preparo com Er:YAG ajustado para 140 mJ e 4 Hz, sem refrigeração; grupo 3: irradiação com *laser* de Nd:YAP ajustado para 240 mJ e 10 Hz sem refrigeração; os grupos 4, 5 e 6 repetiram os parâmetros dos três primeiros, respectivamente, contudo foram realizados sob refrigeração com fluxo de água de 26 ml/min para o grupo 4 e 1,4 ml/min para os grupos 5 e 6. Todos foram feitos pelo tempo de 12,5 segundos. As alterações térmicas foram consideradas em para espessuras da dentina de 2, 1,5, 1 e 0,5 mm sendo que para 0,5 mm os resultados

muito heterogêneos impossibilitaram as análises. Os aumentos de temperatura para os grupos sem refrigeração apresentaram o Nd:YAP com os maiores aumentos e o Er:YAG com os menores, principalmente nas espessuras de 1,5 e 2 mm. No grupo com refrigeração, novamente o Nd:YAP demonstrou as maiores elevações de temperatura. O érbio e a alta rotação não apresentaram diferenças estatísticas significante, obtendo resultados semelhantes. A conclusão foi que, nas condições do estudo, o Nd:YAP apresenta efeito térmico pronunciado, não sendo indicado para o uso *in vivo*; o Er:YAG e a técnica convencional em alta rotação apresentam efeitos similares e o uso do *spray* de água possibilitaria o uso do *laser* para remoção dentinaria segura.

Utilizando o equipamento OPUS 20 (Opus Dent, Israel) de Er:YAG foram realizados preparos classe I e V e a temperatura na câmara pulpar avaliada com uso de termopares tipo K. Todas as irradiações fizeram uso de *spray* ar/água. As elevações de temperatura foram da ordem de 1,9°C a 3,2°C, atestando a segurança do uso deste equipamento no preparo cavitário e remoção de tecido cariado (OELGIESSER *et al*, 2000).

Utilizando dentes bovinos, Fried e colab. (2001) avaliaram a deposição residual de calor no esmalte usando lasers de Er: YAG (2,94µm), Er:YSGG (2,79µm) e CO₂ (emitindo em 9,6µm e 10,6µm). Na avaliação efetuada para pulsos ablativos e não-ablativos através de termopares, nas amostras irradiadas com o Er:YAG, aplicaram-se camadas de água manualmente antes de cada pulso. Observou-se que pulsos ablativos demandam aumentos menores de temperatura sendo que a aplicação de água para o Er:YAG mostrou redução de até 50% na deposição de calor.

Um estudo clínico para avaliar o aumento de temperatura *in vivo* durante o preparo com Er:YAG usou pré-molares com indicação ortodôntica para exodontia. Sob anestesia, foi realizada uma perfuração oclusal por onde foram introduzidos termopares na câmara pulpar. Cavidades de classe V foram feitas nas faces lingual e vestibular dos dentes

sob refrigeração com *spray* ar/água utilizando-se os seguintes parâmetros: 900 mJ, 10 Hz; 900 mJ, 12 Hz; 1 J, 10 Hz e 1 J, 12 Hz e, na média, as temperaturas aumentaram em 0,3°C, 1,02°C, 1,07°C e 1,3°C respectivamente de acordo com os parâmetros citados (OELGIESSER *et al*, 2001).

Gouw-Soares e colab. (2001a) acharam parâmetros seguros para o uso do Er:YAG no que tange à temperatura em estudo no qual se realizou preparos classe V nas faces vestibular e lingual de incisivos humanos extraídos. Os parâmetros testados foram 500 mJ, 10 Hz (63,69 J/cm²) e 850 mJ e 10 Hz (108,28 J/cm²), sob refrigeração com água (9,3 ml/min). Em ambos os grupos as irradiações foram conduzidas até atingir a câmara pulpar. Nos dois grupos a temperatura não se elevou mais que 3°C apontando estes padrões como seguros para utilização.

Já Picinni (2001) utilizou incisivos bovinos para avaliar a temperatura na câmara pulpar em diferentes espessuras remanescentes de dentina. Foram criados grupos com espessuras de 2,0 mm, 1,0 mm e 0,5 mm e sub grupos variando conforme a energia radiante para 500 mJ (63,6 J/cm²), 850 mJ (108,3 J/cm²) e 1 J (127,4 J/cm²). A taxa de repetição foi mantida em 10 Hz e o fluxo de refrigeração em 9,3 ml/min. Quando o remanescente era de 1,0 ou 2,0 mm, as elevações se mantiveram abaixo dos 3°C. Já com 0,5 mm, os parâmetros de 500 mJ e 850 mJ elevaram a polpa em 5,5°C enquanto energia na ordem de 1 J impossibilitou o uso.

3.2.3 – A superfície preparada

Em 1989, Keller e Hibst iniciaram os estudos da superfície irradiada pelo *laser* de érbio. Em comparação com o CO₂ e à luz da microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura, foram observadas diferenças como a ausência de trincas ou fusões nas amostras submetidas ao Er:YAG de acordo com as condições de irradiação.

Comparando-se CO₂, Nd:YAG e Er:YAG, observou-se que a superfície irradiada com o primeiro apresentava inúmeras trincas e fraturas, o segundo apresentou um aspecto de fusão na superfície de dentina intertubular, enquanto o érbio apresentou uma superfície limpa com túbulos dentinários abertos (WIGDOR *et al*, 1992).

Paghdwala *et al*. (1993) usaram potências de 0,3 W, 0,45 W, 0,6 W, 1,1 W, 2,2 W e 3,3 W com taxa de repetição de 6 HZ em tempos de irradiação de 1, 2 e 3 segundos e diâmetros do feixe de 0,3 e 0,2 mm. As densidades de energia variaram de 159 J/cm² a 790 J/cm². Os resultados indicaram que o diâmetro parece aumentar com o incremento da potência, mas não sofre influência do tempo de irradiação. Enquanto isso a profundidade da cavidade é influenciada tanto pela potência quanto pelo tempo de irradiação. Trincas foram observadas quando se realizou a irradiação sem irrigação. Na presença de água, tal fato não foi verificado, exceto quando ele irradiou a amostra por 3 segundos onde se pôde visualizar escassas micro-trincas em regiões dispersas. Em microscopia eletrônica de varredura, observaram-se margens bem definidas. Algumas amostras exibiram um esmalte amorfo e com algumas recristalizações ao redor das margens da cavidade indicando a ocorrência de fusão. A desorganização nos arranjos prismáticos do esmalte foram aumentados em função da potência e tempo de exposição. Os soalhos das cavidades tinham conformação arredondada com túbulos dentinários aparentes.

Aoki *et al.* (1994), realizaram pesquisa comparando a remoção de cárie em região cervical com *laser* de érbio e instrumento rotatório convencional. Usando energia de 200mJ e taxa de repetição de 10Hz (fluência 56,5 J/cm²), observou uma superfície dentinaria irregular onde a desembocadura dos túbulos dentinários apresentavam-se abertas após a irradiação, ao passo que a superfície preparada com a técnica convencional apresentou uma dentina recoberta com *smear layer* e túbulos obliterados. Dostálová *et al.* (1996) observaram ainda que as bordas dos túbulos dentinários estavam arredondadas quando da irradiação acompanhada por refrigeração. Não se detectaram trincas.

Também Ishikawa e colab. (1996), observando a superfície dental irradiada com *laser* de érbio, não detectaram carbonização ou trincas ao tempo que túbulos dentinários abertos e ausência de lama dentinaria foram constatados. Em avaliação da dureza *Knoop* da cavidade irradiada em contraposição à preparada com técnica convencional não se pôde constatar diferença significativa.

Em outro estudo, Visuri *et al.* (1995) sugeriram a possibilidade de eliminação do condicionamento ácido em dentina para adesão de resinas ao verificar em microscopia eletrônica que os túbulos dentinários apresentavam-se desobstruídos após a irradiação com Er:YAG. Em concordância, Tanji e colab.(1997) e Tanji (1998) observaram além dos túbulos abertos, a criação de um padrão superficial microretentivo favorável à fixação de materiais restauradores.

Algumas áreas de fusão da dentina puderam ser notadas por Tanji (1998). Ele atribui tal fato a possibilidade de algum fragmento não ter sido expelido da cavidade de classe I durante a exposição ao *laser* fundindo-se à dentina remanescente.

Rechmann e colab. (1998) encontraram grandes áreas de fusão em esmalte quando usaram altas energias sem refrigeração. Micro-trincas e porosidades foram visíveis. Quando o *spray* ar-água foi adicionado este efeito foi dirimido.

Kawabata *et al.* (1999), enfatizaram como efeito do *laser* de érbio sobre a dentina, a abertura de túbulos dentinários.

A pesquisa de Gouw-Soares e colab. (2001b) em dentina radicular após apicectomia realizada com *lasers* de CO₂, e Er:YAG, evidenciou superfície limpa, lisa e distribuição uniforme de fusões e ressolidificações para o primeiro e superfície rugosa com túbulos à mostra para o segundo.

Comparando-se o preparo cavitário por irradiação com um método químico-mecânico (Carisolv[®]) e convencional, percebeu-se que a superfície resultante do processo de irradiação é irregular e livre de *smear layer* enquanto a tratada com método químico-mecânico tem igual irregularidade contudo encontra-se coberta por uma camada de detritos resultantes do procedimento. A superfície tratada com técnica rotatória é relativamente plana e também recoberta com lama dentinaria. Neste experimento registrou-se também que o tempo necessário para a realização do preparo com o *laser* é menor que com o método químico-mecânico, contudo, ambos maiores que a técnica convencional rotatória (YAMADA *et al.*, 2001). Já Semprum *et al.* (2002) encontrou-se maior quantidade de túbulos dentinários abertos quando da irradiação com o érbio.

De modo geral, Kohara (2002) encontrou que as superfícies tratadas com Érbio são irregulares e de aspecto áspero sem aparentes queimas ou carbonizações ou fraturas na superfície seja da dentina seja do esmalte. Diversos padrões de micro-irregularidades podem ser notados em cavidades preparadas com *laser*. Nestas cavidades, podem ser observados alguns microfragmentos depositados na superfície, embora haja aparente ausência de *smear layer* sobre a dentina, onde os túbulos dentinários aparecem abertos.

Dutra e colab. (2002) utilizaram o *laser* de Er:Cr:YSGG para irradiar dentes decíduos. Com potencia de 3W e taxa de repetição de 8Hz refrigerando com *spray* de ar/água, ele submeteu os dentes a 50 segundos de exposição ao *laser*. Sob análise em

microscopia eletrônica de varredura, encontrou-se uma superfície irregular nas margens e paredes da cavidade, em dentina, os túbulos estavam abertos. Não havia sinais de carbonizações ou fusões. Os autores afirmaram que este *laser* é eficiente para o preparo em dentes decíduos tanto em esmalte quanto em dentina.

3.2.4 - Influência da água

A relação da água com efeito térmico e a eficiência da ablação pelo *laser* de Er:YAG foi estudada por Hibst e Keller (1992). A pesquisa mostrou que a presença da água é responsável por uma menor elevação de temperatura sendo evaporada pela parte inicial do pulso *laser*. Maior parte da energia do pulso é consumida no processo de ablação do tecido-alvo.

Burkes e colab. (1992) afirmaram que uma fina camada de água não só permite um menor incremento da temperatura como aumenta a eficiência do pulso do *laser* de Er:YAG na ablação do esmalte. Gross e colab. (1992) verificaram que após irradiação sem água, a superfície do preparo estava coberta por fragmentos ao passo que ao se introduzir a refrigeração com ar/água, o esmalte apresentou apenas algumas poucas áreas com prismas desfragmentados e a dentina ainda mostrava-se com fragmentos.

Sievers *et al.* (1992), citam que o *laser* de Er:YSGG é mais absorvido pela hidroxiapatita do que o *laser* de Er:YAG.

Paghdiwala e colab. (1993), pesquisando variação de temperatura, profundidade do corte e alterações estruturais do dente irradiado com Er:YAG, afirmaram que há maior eficiência da ablação, menor variação de temperatura, menos danos estruturais quando a exposição ao *laser* é feita acompanhada da irrigação. Em todas as condições testadas em seu experimento, as elevações de temperatura mantiveram valores

seguros, abaixo dos 5°C, bem como ocorreram trincas em menor quantidade. Quando se utilizou 1,1 W de potência, obteve-se uma cavidade mais profunda em presença do jato de água.

Para Altshuler *et al.* (1995) a presença da água em forma de *spray* pulsado aumenta a eficiência da ablação em 70% em esmalte e 10% em dentina. Para um fluxo contínuo, o incremento para o esmalte é de 50% sendo que na dentina chega a ocorrer uma perda de eficiência da ordem de 10% .

Considerando os efeitos da temperatura decorrentes da ablação a seco ou sob refrigeração com ar/água do Er:YAG sob esmalte e dentina, Dostálová e colab. (1996), detectaram trincas e micro-trincas em esmalte quando a irradiação não era acompanhada do *spray*. Em dentina, alterações estruturais não foram vistas. No grupo de amostras onde foi usado um fino *spray* de água, os danos estruturais foram prevenidos e ainda se obteve maior eficiência na ablação do que quando se usou um fluxo de refrigeração mais abundante (50 ml/min). Sem irrigação, a estrutura dental não tem tempo de dissipar o calor no intervalo entre um pulso e outro, desta forma pode haver elevação térmica na câmara pulpar suficiente para causar danos irreversíveis. Ao contrário, a irradiação com *laser* de érbio assistido por um fino fluxo refrigerante permite o preparo de esmalte e dentina livre dos efeitos térmicos e estruturais indesejados.

Visuri e colab. (1996), encontraram em seu experimento que quando a densidade de energia diminui se aproximando do limiar de ablação, a água bloqueia o processo de ablação. Com densidades altas, a ablação parece não ser influenciada. Neste experimento, quando se usou a fluência de 40 J/cm² não foi possível ablacionar o esmalte sem o *spray* de ar/água. Sem presença da água, as temperaturas se elevaram em mais de 15°C, em sua presença, contudo, não extrapolou 3°C. Coligindo, a presença de um fino jato

de água no sitio irradiado pode melhorar a taxa de ablação, prevenir danos térmicos e, conseqüentemente, a carbonização da área circundante a cavidade.

4 - MATERIAL E MÉTODO

4.1 - Equipamentos e Parâmetros

Utilizou-se o equipamento Waterlase (Biolase technology Inc, San Clemente, USA) do Laboratório Especial de *Laser* em Odontologia (LELO) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, tendo como meio ativo um cristal de YSGG (Granada de ítrio, gálio, escândio) dopado com érbio e sensibilizado com cromo, emitindo em 2,78 μm no modo pulsado (τ de 140 μs), com potência média regulável de 0 a 6 W, taxa de repetição fixa em 20 Hz e sistema de entrega por guia oco de onda e ponta de safira acoplada a uma peça de mão. Há indicador de prontidão (luz guia) composto por um LED (light emitting diode) que ilumina a ponta da fibra quando o equipamento está apto a emissão *laser*. Foi usada a ponta (fibra ou *tip*) S75, (fator de conversão de potência = 1) com diâmetro de 750 μm e comprimento de 6mm. Para os preparos em esmalte usou-se potência de 6 W (densidade de energia por pulso de 67,9J/cm²) e taxa de irrigação de 30% (30ml/min), 50%(45ml/min) e 70%(54ml/min), respectivamente. Para os preparos em dentina selecionou-se potência de 4,5W (densidade de energia por pulso de 50,9J/cm²) e taxa de irrigação de 30% (30ml/min), 50%(45ml/min) e 70%(54ml/min), respectivamente. Para as tomadas de temperatura, apenas a potência de 6W com taxa de irrigação de 30% (30ml/min), 50%(45ml/min) e 70%(54ml/min) foram utilizados. Este parâmetro foi escolhido em vista das diferenças de volume entre os espécimes bovinos utilizados e os dentes humanos. Além disto, intencionou-se testar uma condição crítica.

O equipamento para sono abrasão foi o ultra-som de sistema piezelétrico, *Jet Sonic Four Plus* da Gnatus (Gnatus equipamento médico-odontológicos, Brasil) também pertencente ao LELO, com frequência de trabalho de 29 KHz. A ponta para sono abrasão

utilizada neste estudo foi a CVDentUS (Clorovale Diamantes, Brasil) de diamante CVD, número 8.3231 para desbaste, de forma esférica com diâmetro de 1 mm e parte ativa com comprimento de 1mm. A broca foi adaptada ao inserto do ultra-som por meio de um mandril UA5, desenvolvido pelo mesmo fabricante. Conforme orientação do catálogo (Catálogo CVDentUS, 2004), esta ponta é indicada para remoção de tecido cariado e deve ser usada com a potência regulada a 60% do máximo (nível 6 no regulador de variação sônica ou regulador de potência). Foram usadas, da mesma forma que no *laser*, taxas de irrigação correspondentes a 30% (40ml/min), 50% (48ml/min) e 70% (54ml/min) do máximo para os preparos em esmalte e em dentina.

4.2 - As amostras

Foram selecionados 48 incisivos bovinos extraídos, que foram conservados em recipientes estanques, imersos em água destilada e sob refrigeração. Os dentes foram aleatoriamente separados em grupos para a aplicação dos testes de acordo com a especificação subseqüentes.

4.3 - Os grupos:

As amostras foram aleatoriamente divididas em igual número formando grupos principais: L e S a serem preparados por um dos métodos em pesquisa, ablação *laser* ou sono-abrasão. Em seqüência, foram subdivididas de acordo com a irrigação que receberam: Identificador 3 para 30% de irrigação, identificador 5 para 50% de irrigação e identificador 7 para 70% de irrigação.

De cada grupo, três amostras escolhidas ao acaso foram selecionadas para a microscopia eletrônica de varredura. Estas amostras foram previamente recortadas de segundo o descrito no item 3.5. O procedimento de corte prévio se justifica pelo fato de se pretender evitar a contaminação da superfície tratada com resíduos possivelmente gerados durante o procedimento de corte das amostras para a preparação para a análise.

Para os testes de temperatura intrapulpar, cinco amostras de cada grupo receberam sensores de termopar introduzidos na câmara, através de um orifício feito a partir da face lingual com instrumento rotatório em alta velocidade (broca diamantada KG Sorensen convencional 1092 montada em alta-rotação), preenchida com pasta térmica (Pasta Térmica Votorantin, Votorantin, Brasil).

Tem-se, então originado os grupos de testes, a saber:

TABELA 1: Identificação dos grupos de estudo para testes de microscopia eletrônica de varredura e temperatura

GRUPO	PREPARO	IRRIGAÇÃO (% do máximo)	SUPERFÍCIE TRATADA	NUMERO DE AMOSTRAS		TESTE
L3	<i>Laser</i>	30	Esmalte / Dentina	8	3	MEV
					5	Temperatura
L5	<i>Laser</i>	50	Esmalte / Dentina	8	3	MEV
					5	Temperatura
L7	<i>Laser</i>	70	Esmalte / Dentina	8	3	MEV
					5	Temperatura
S3	Sono-abrasão	30	Esmalte / Dentina	8	3	MEV
					5	Temperatura
S5	Sono-abrasão	50	Esmalte / Dentina	8	3	MEV
					5	Temperatura
S7	Sono-abrasão	70	Esmalte / Dentina	8	3	MEV
					5	Temperatura

4.4 - Testes de temperatura:

Durante os preparos nas faces vestibulares com os diferentes métodos e parâmetros, as tomadas de temperatura foram realizadas através de termopar tipo K (Chromel – Alumel, espessura 130 μm , tempo de resposta 0,2 μs) com as amostras em banho térmico a aproximadamente 36,5°C a fim de simular as condições do dente *in vivo*. Os dados colhidos pelos sensores eram remetidos a um amplificador de sinais (Sr510 *Lock-in amplifier, Stanford research systems, USA*) e, depois, enviados a um computador onde foram convertidos em gráficos de variação de temperatura. A Figura 1 mostra uma representação esquemática da técnica usada no preparo para a tomada de temperatura.

Os resultados dos testes de temperatura foram analisados com base nas medidas obtidas para cada grupo observando como valores de referência, resultados com elevação de temperatura igual ou inferior a 5° C.

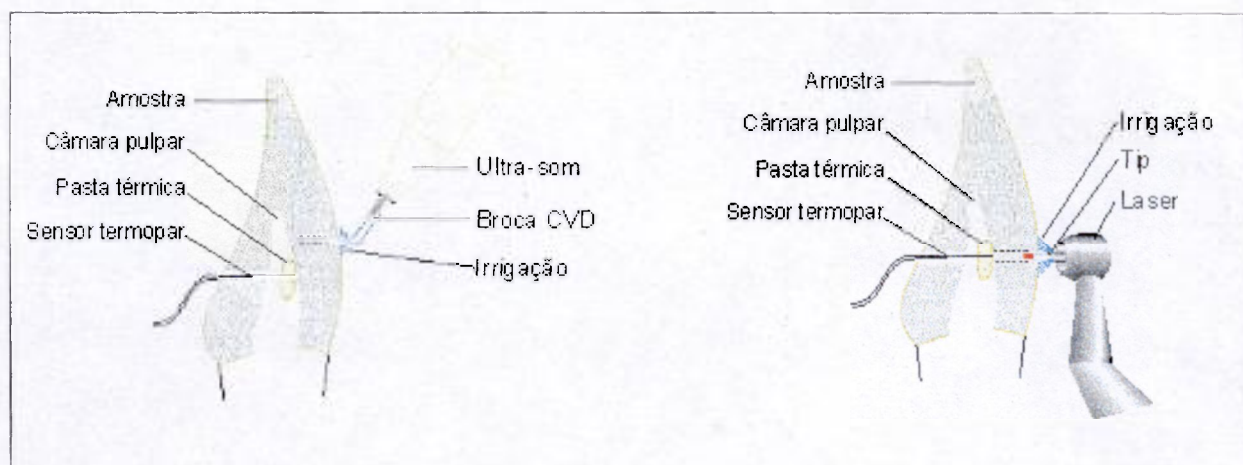


FIGURA 1: Esquema da técnica de irradiação e sono-abrasão para teste de temperatura. Notar dificuldade de irrigação a medida que se aprofunda o preparo resultando na situação mais crítica possível

4.5 - Microscopia eletrônica de varredura – MEV

Foram selecionadas aleatoriamente, três amostras de cada grupo para esta análise com preparos englobando tanto em esmalte quanto em dentina.

Os preparos para a microscopia foram realizados da seguinte forma: Na face vestibular da amostra foi delimitada uma área de total de 16mm^2 (4×4 mm) usando-se um gabarito. A porção superior teve o preparo restrito ao esmalte, a porção inferior foi estendida à dentina”.

Os espécimes foram seccionados com ponta diamantada (KG Sorensen) montada em alta rotação contornando a área demarcada pelo gabarito, a face oposta (pulpar) foi planificada para permitir o assentamento da amostra o suporte para microscopia (*stub*).

A seguir as amostras sofreram irradiação ou preparo por sono-abrasão conforme o especificado no tópico 4.1.

Em seguida as amostras foram desidratadas em etanol em série crescente de concentração iniciando em 70% e seguindo para 80% , 90% e 100% por 15 minutos em cada concentração e 20 minutos na última etapa. Os fragmentos foram fixados em *stubs*

(porta corpos) e submetidas ao processo de *sputtering*, sendo recobertas com uma camada de ouro de 10nm. A microscopia eletrônica de varredura foi realizada no microscópio eletrônico de varredura Philips (modelo XL 30) do Centro de Ciências e Tecnologia de Materiais do Instituto de Pesquisa Energética e Nucleares - IPEN.

5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

Zach e Cohen (1965) afirmam que elevações de temperatura acima de 5 °C ocasionam danos irreversíveis ao órgão pulpar, portanto, qualquer instrumento utilizado em odontologia para o preparar dentes onde se intenciona manter a vitalidade da polpa deve respeitar estes limites.

No presente estudo, os métodos de preparo utilizados foram avaliados usando com referência o estudo citado.

5.1 - Testes de temperatura

Hibst e Keller (1990) avaliaram a distribuição da temperatura após o impacto do *laser* de érbio no substrato dental e detectaram que, superficialmente a elevação de temperatura não excedia 100°C. Além disto, a temperatura retornou a seu valor de origem em aproximadamente dois segundos. Mesmo após 60 pulsos com energia radiante de 0,5J, não foi observado um aquecimento total da amostra. O *laser* de Er,Cr:YSGG emitindo em 2,78µm apresenta comportamento muito próximo ao Er:YAG (2,94µm) no que tange a deposição térmica residual sobre esmalte e dentina (FRIED *et al*, 2001).

Neste trabalho, estruturas sadias de esmalte e dentina bovinos foram irradiados com o *laser* de Er,Cr:YSGG que é discretamente mais absorvido pela hidroxiapatita em relação ao Er:YAG (SIEVERS *et al*, 1992) (Figura 2).

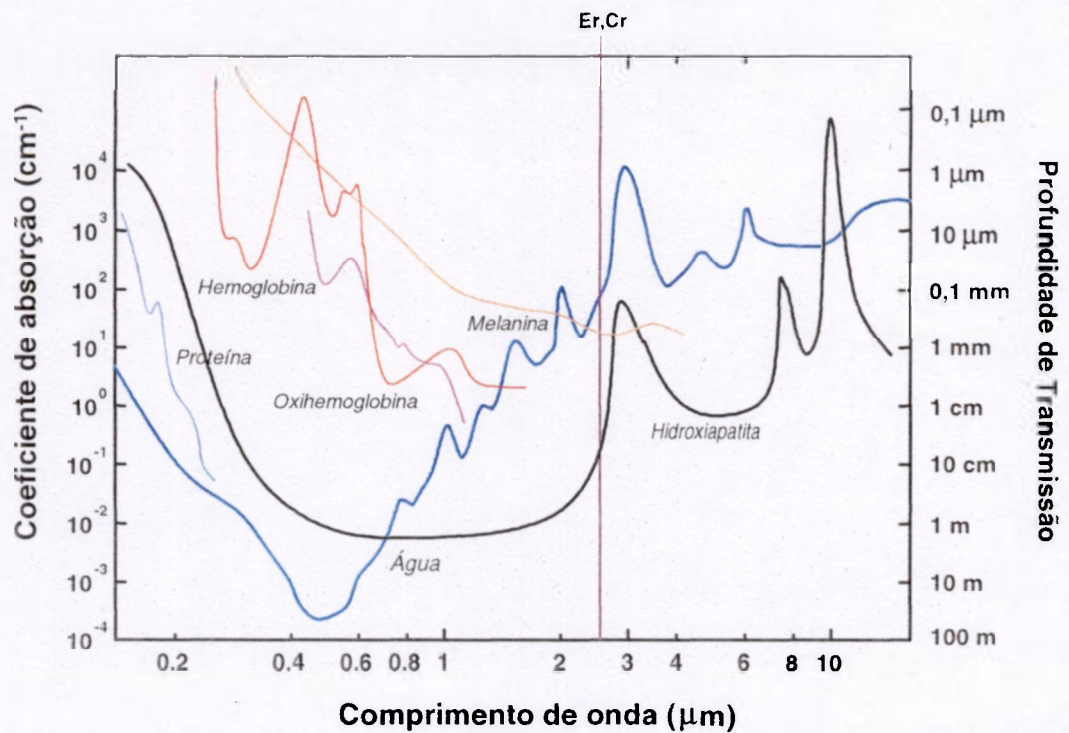


FIGURA 2: Comprimento de onda do Er,Cr:YSGG e espectro de absorção dos principais cromóforos biológicos (Adaptado de MALDONADO *et al.*, 2004)

Os gráficos apresentados a seguir foram obtidos pela média de 5 medidas a fim de se minimizar discrepâncias entre as medidas experimentais.

Os grupo irradiados com *laser* de érbio se comportaram como apresentado nos gráficos subsequentes (Gráfico 1, 2 e 3):

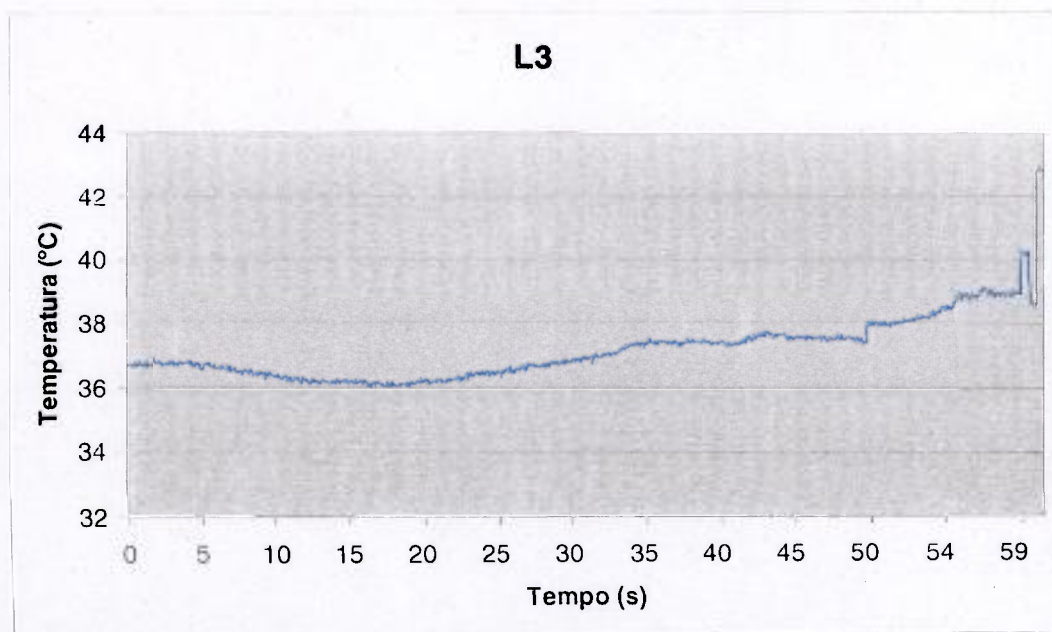


GRÁFICO 1: Estudo da temperatura no grupo L3 (6W, 30% de irrigação)

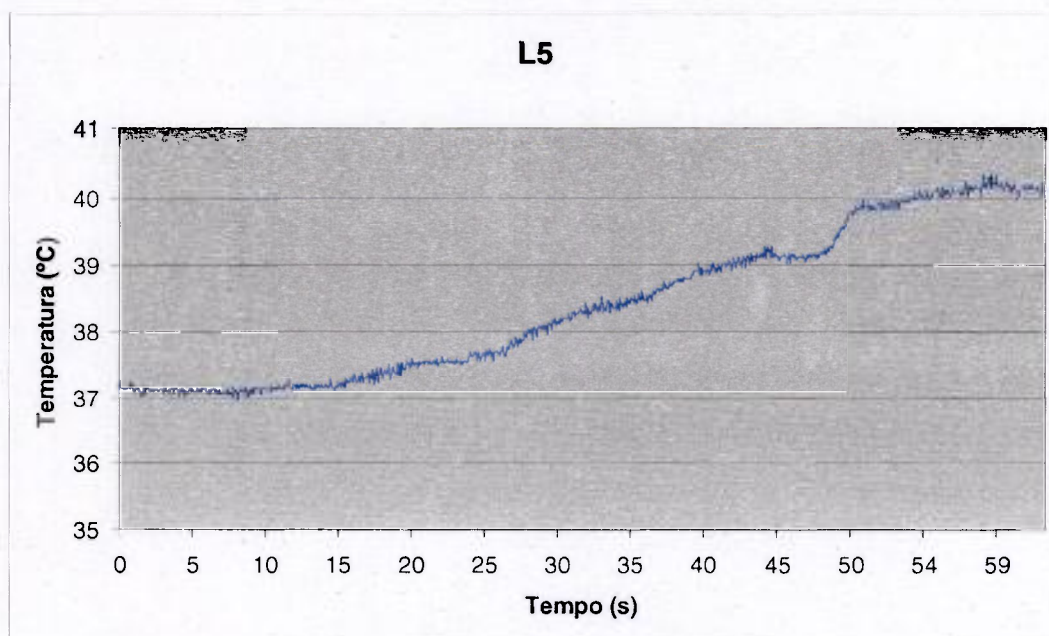


GRÁFICO 2: Estudo da temperatura no grupo L5 (6W, 50% de irrigação).

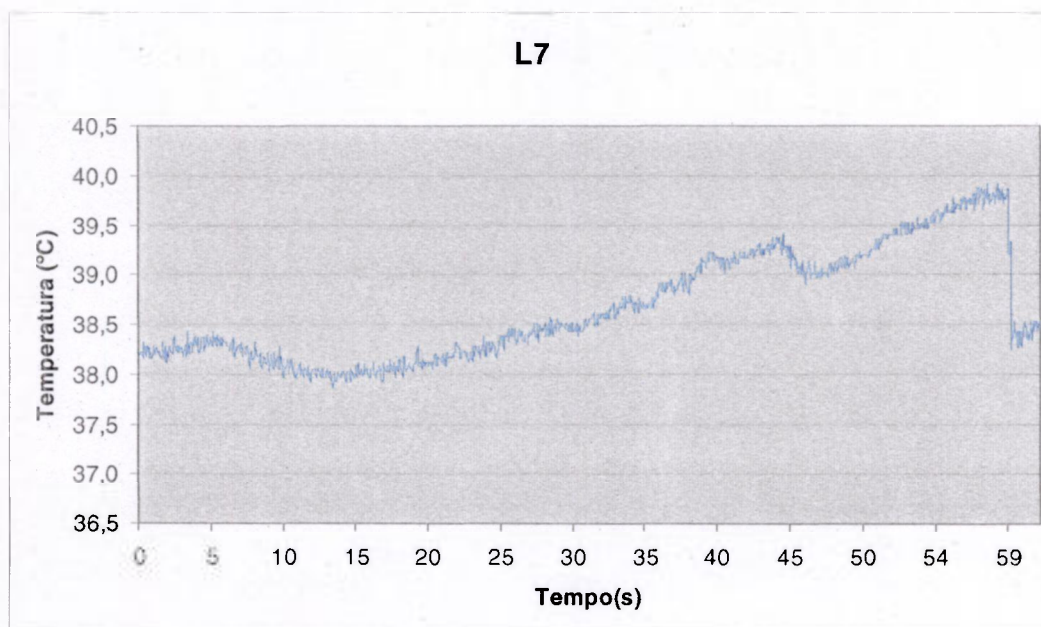


GRÁFICO 3: Estudo da temperatura no grupo L7 (6W, 70% de irrigação)

Como pode-se observar, em todos os grupos há um resfriamento no início da irradiação que varia de 0,4°C a 0,9°C em relação a temperatura inicial. Glockner *et al.* (1998), em seu estudo também detectaram reduções da temperatura, contudo os valores encontrados foram maiores, oscilando entre 7°C e 12°C.

Em relação a temperatura inicial, nenhum grupo *laser* obteve elevações superiores a 5°C, mesmo quando o *laser* se aproximou ou acessou a câmara pulpar mesmo utilizando a potência crítica de 6W (67,9J/cm²) selecionada neste trabalho. O maior aumento registrado foi de 3,4 °C para o grupo L3. O grupo L7 obteve aumento de apenas 1,7°C. Tal achado confirma o encontrado por Oelgiesser *et al.* (2000), usando o *laser* de érbio sob refrigeração onde obteve elevações da ordem de 1,9°C a 3,2°C. Já com parâmetros de 900mJ e 10Hz a 1J e 12 Hz; elevações de 0,3°C a 1,3°C foram aferidas atestando a segurança deste comprimento no preparo cavitário e remoção de tecido dental cariado (OELGIESSER *et al.*, 2001).

Gouw-Soares e colab. (2001a), utilizaram o *laser* de Er:YAG com densidades de energia de 63,6 J/cm² e 108,28J/cm² sob refrigeração com água (9,3ml/min) e não encontraram aumentos na temperatura superiores a 3°C.

Armengol *et al.* (2000) descreveram comportamento térmico semelhante entre o *laser* de érbio (140mJ, 10Hz) e a alta rotação com 1,4ml/min e 26ml/min de fluxo de água respectivamente em espessuras de dentina até 1mm ao passo que Glockner *et al.* (1998), descreveram aumentos de até 70°C para os instrumentos rotatórios mesmo antes da exposição pulpar.

Piccini (2001) utilizando dentes bovinos com energia variando até o máximo de 1J (127,4J/cm²), com taxa de repetição de 10Hz e fluxo de refrigeração de 9,3 ml/min em remanescentes dentinários com espessura de até 1mm não constatou aumentos de temperatura maiores que 3°C.

Ponderando a diferença entre máxima e mínima observada durante as tomadas, também não houve extrapolação acima dos 5°C. O grupo L7 apresentou apenas 2°C, o grupo L5, 3,4°C e o grupo L3, com a maior alteração, chegou a 4,4°C de diferença.

O equipamento utilizado para este estudo tem taxa de repetição fixa em 20Hz. Segundo estudos de Hibst e Keller (1990), a influência deste parâmetro no comportamento térmico é mais pronunciada que o da energia radiante utilizada. Não obstante, o uso de uma taxa de repetição alta como a empregada nesta pesquisa não foi suficiente para proporcionar elevações de temperatura deletérias nas condições testadas.

Considera-se a importância da refrigeração no controle da temperatura. Mesmo utilizando-se de fluxos mais pobres da ordem de 30ml/min (grupo L3) obteve-se uma elevação de temperatura segura. Contudo, fluxos menores que os utilizados neste trabalho bem como a ausência de refrigeração poderiam causar danos a vitalidade pulpar quando do uso de taxas de repetição mais altas, como as selecionadas aqui, tendo em vista que a redução do tempo entre pulsos consecutivos podem não permitir uma adequada dissipação ou redução da temperatura.

O gráfico 4 sobrepõe os resultados dos grupos tratados com *laser*:

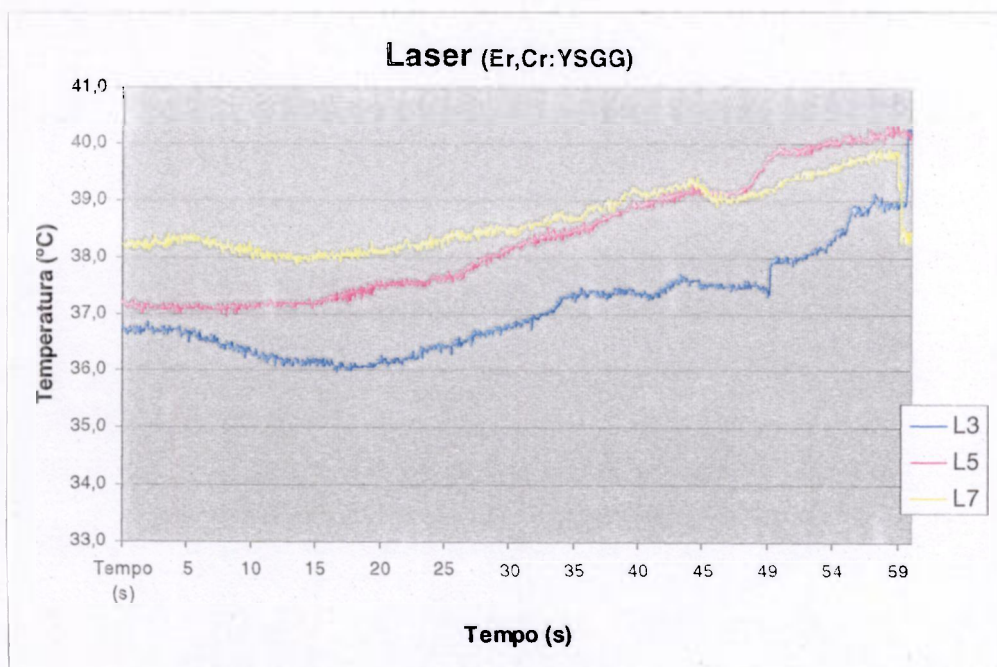


GRÁFICO 4: Sobreposição dos gráficos de temperatura dos grupos preparados por *laser* de Er,Cr:YSGG.

É possível notar a conduta semelhante das linhas de temperatura. O Grupo L7, como descrito, apresentou menor variação de temperatura entre a temperatura inicial e temperatura máxima e entre temperatura máxima e temperatura mínima caracterizando um comportamento mais homogêneo em termos de efeito térmico. Notadamente, o grupo L5, com fluxo de 45ml/min, delinea o aumento de forma mais acentuada que o grupo L3. A explicação para tal fato reside nas possíveis diferenças na aferição da temperatura em função da relação de posição entre o termopar e o estímulo térmico ainda que em presença de pasta termocondutora..

Estudos de temperatura utilizando pontas CVD foram difíceis de se encontrar na literatura tornando o presente estudo uma referência inicial neste aspecto. As amostras preparadas por sono-abrasão têm sua variação de temperatura demonstrada nos gráficos 5, 6 e 7 vistos a seguir:

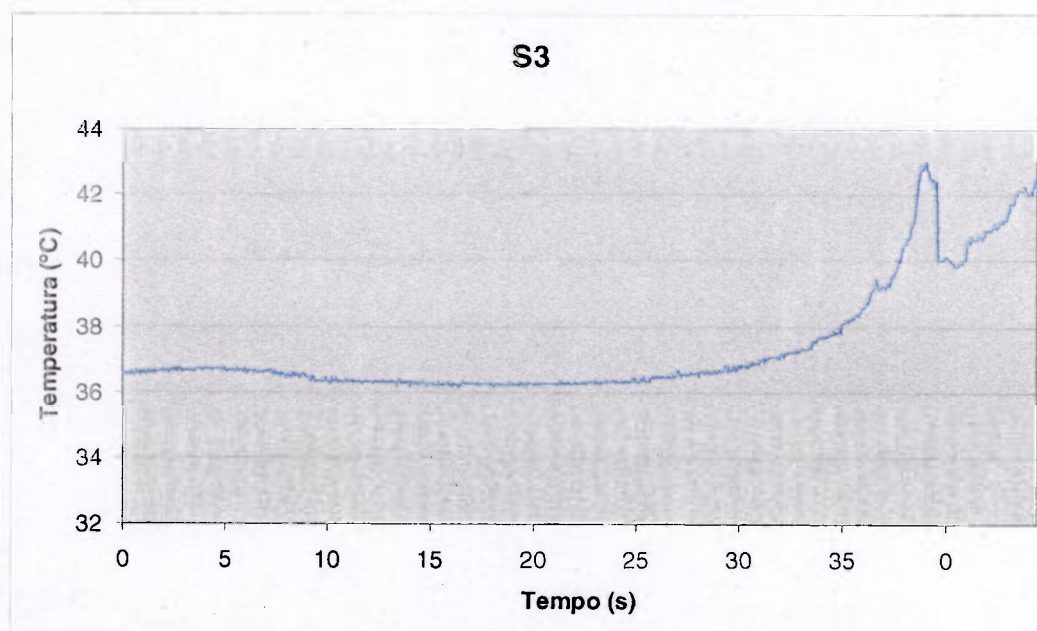


GRÁFICO 5: Estudo da temperatura no grupo S3 (60% da potência do ultra-som e 30% de irrigação)

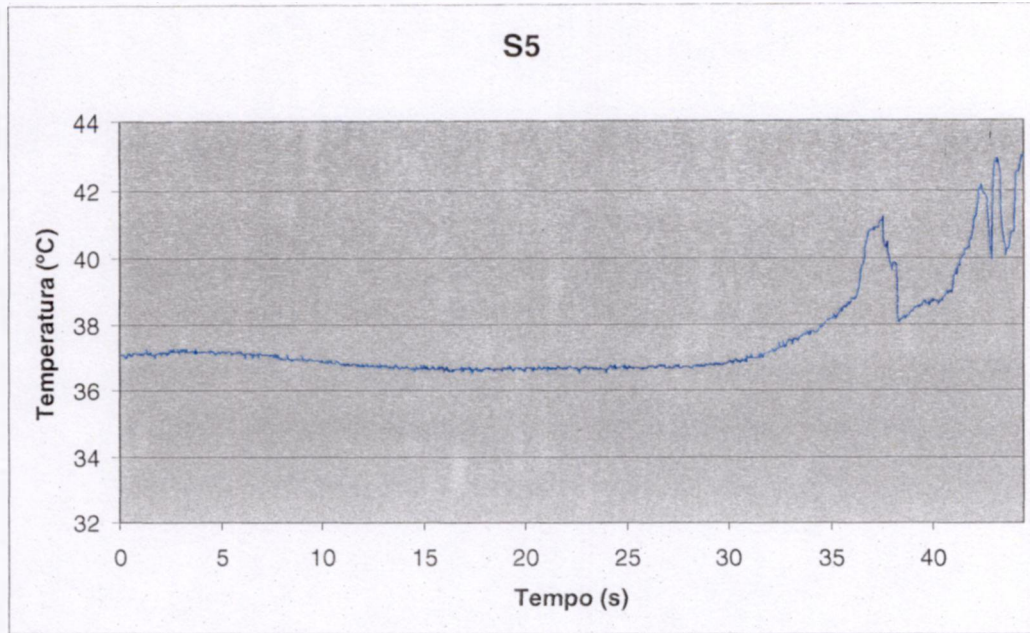


GRÁFICO 6: Estudo da temperatura no grupo S5 (60% da potência do ultra-som e 50% de irrigação)

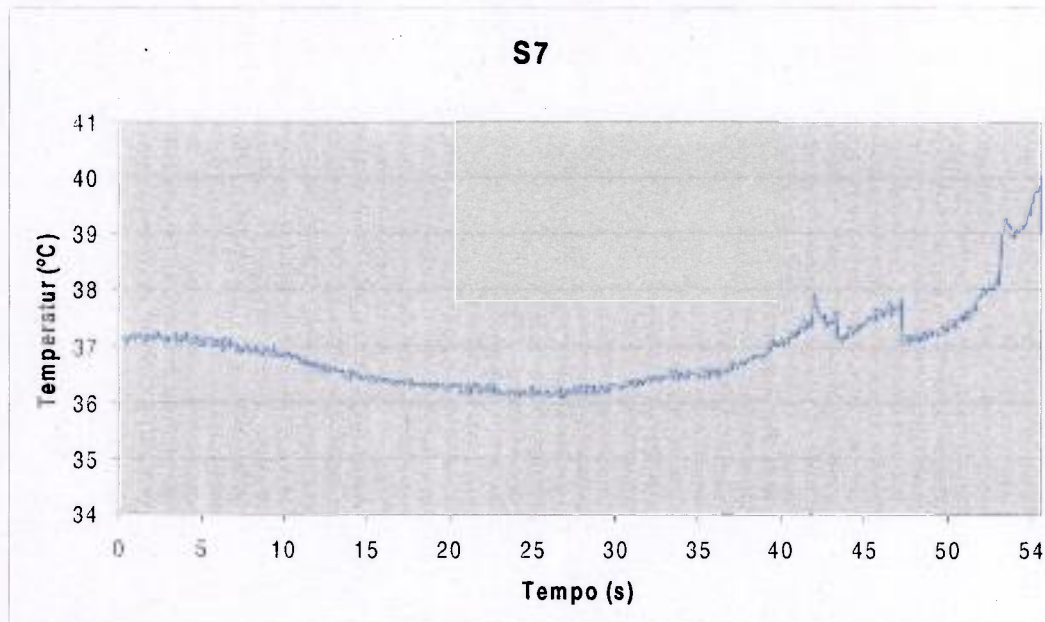


GRÁFICO 7: Estudo da temperatura no grupo S7 (60% da potência do ultra-som e 70% de irrigação)

Os grupos S se comportaram de maneira mais dramática. As elevações de temperatura em relação a inicial para os grupos S3 e S5 foram 6,5°C e 5,9°C respectivamente, ultrapassando o marca de segurança de 5°C (ZACH e COHEN, 1965).

Igualmente, as diferenças entre temperaturas máxima e mínima registradas foram de 6,8°C e 6,4°C para os grupos citados. Apenas o grupo com maior fluxo de refrigeração, o S7, manteve-se dentro da região de segurança para a polpa, assinalando diferença de 2,7°C entre inicial e máxima e 3,7°C entre a mínima e a máxima alcançada.

O calor gerado pela sono abrasão poderia advir de dois mecanismos básicos. O primeiro é o efeito térmico do ultra-som que aquece seletivamente a interface de diferentes meios quando uma onda ultra-sônica atravessa estes meios. Contudo, como citado por Laird e Walmsley (1991), normalmente este aumento é limitado a valores em torno de 1°C e é controlado pelo aumento de fluxo sanguíneo no local. É importante observar que elevações maiores são possíveis e poderiam causar danos aos tecidos.

O outro mecanismo é resultante da difusão do calor gerado pelo atrito resultante da fricção entre a broca e o substrato dental. A força friccional do sistema independe da velocidade, mas é vinculada a força normal empregada e ao coeficiente de fricção do material. Assim, o aumento do calor gerado teria relação apenas com a pressão realizada. Lea e Colab (2004) ressaltam que em altas velocidades esta dependência pode ser alterada e, portanto o uso de um sistema de refrigeração é necessário. Por isso um jato de água é pulverizado sobre a área de contato.

Nos grupos onde a irrigação foi mais pobre, a elevação de temperatura se deve ao volume insuficiente de água ou a formação de aerossol, isto é, a água é expelida pela ponta do inserto em forma de névoa ocasionando um resfriamento inadequado da ponta e o aquecimento do dente (LEA *et al*, 2004)

Em relação aos instrumentos rotatórios convencionais, a sono abrasão mostra-se mais segura dentro dos parâmetros utilizados visto que Glockner e colab. (1998) encontraram elevações de temperatura da ordem de 70°C mesmo antes da exposição pulpar.

Da mesma forma que nos grupos *Lasers* (L) um resfriamento no período inicial pode ser notado. Valores de 0,3°C, 0,6°C e 1°C para os grupos S3, S5 e S7, respectivamente foram encontrados, sendo maiores que os ocorridos nas amostras irradiadas. Novamente o grupo de maior fluxo de irrigação demonstrou maior resfriamento confirmando a influência direta da refrigeração no comportamento térmico durante a sono abrasão.

De modo geral, a temperatura se manteve estável durante o procedimento sofrendo uma elevação exponencial apenas a partir do momento em que a ponta se aproximou da câmara pulpar até quando esta foi trepanada. No grupo S7 mesmo nestes instantes mais críticos a temperatura não excedeu os 5°C de aumento.

O gráfico seguinte traz uma superposição das temperaturas registradas nos grupos tratados por sono abrasão (Gráfico 8):

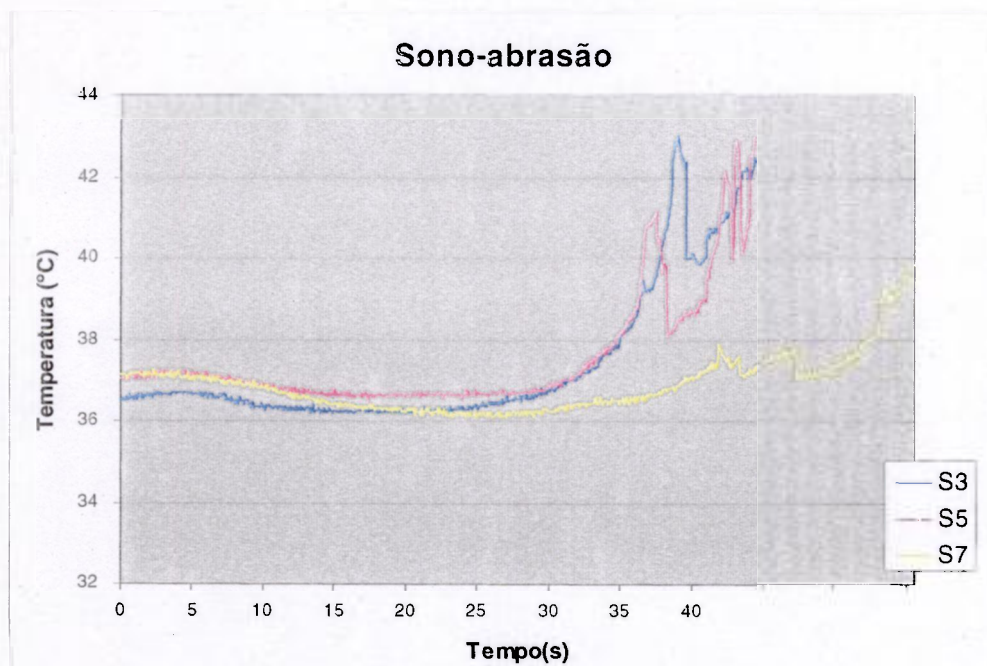


GRÁFICO 8: Sobreposição dos gráficos de temperatura dos grupos S3, S5 e S7.

Pode-se observar que em comparação com os grupos *laser* (L), as amostras preparadas por sono abrasão atingiram as mais altas temperaturas em um espaço de tempo menor. Como as aferições foram realizadas de forma direta até se atingir a câmara pulpar, pode-se inferir que a sono abrasão realizou as perfurações em um tempo discretamente menor que o *laser* de Er,Cr:YSGG.

No caso da sono abrasão, o volume da refrigeração parece influenciar diretamente no comportamento térmico durante o preparo já que o aumento de fluxo reduziu as temperaturas. Para o *laser*, a água, além de influenciar no controle da temperatura, tem papel na eficiência da ablação segundo o observado por Burkes *et al.* (1992), Paghdwala *et al.* (1993), Altshuler *et al.* (1995), Dostálová *et al.* (1996) e Visuri *et al.* (1996), chegando a bloquear o processo de ablação quando a densidade energia se aproxima do limiar de ablação (VISURI *et al.*, 1996).

5.2 - Microscopia eletrônica de varredura - MEV

Descrevem-se as superfícies de esmalte dental preparadas pelo *laser* de érbio como rugosas, com aspecto áspero (KOHARA, 2002) de margens irregulares (DUTRA *et al.*, 2002). Trincas, carbonizações e fusões não são observadas (KELLER e HIBST, 1989; WIGDOR *et al.*, 1992). A aparência da superfície é compatível com a teoria da ablação em tecido dental onde um rápido aquecimento da água existente no interstício cria focos de alta pressão originando microexplosões que arrancam material (HIBST e KELLER, 1989)

De fato, o aspecto observado na microscopia eletrônica de varredura dos grupos irradiados com *laser* de Er,Cr:YSGG é condizente com o descrito na literatura (Figura 3), contudo, algumas divergências já notadas por outros pesquisadores puderam ser constatadas neste trabalho.

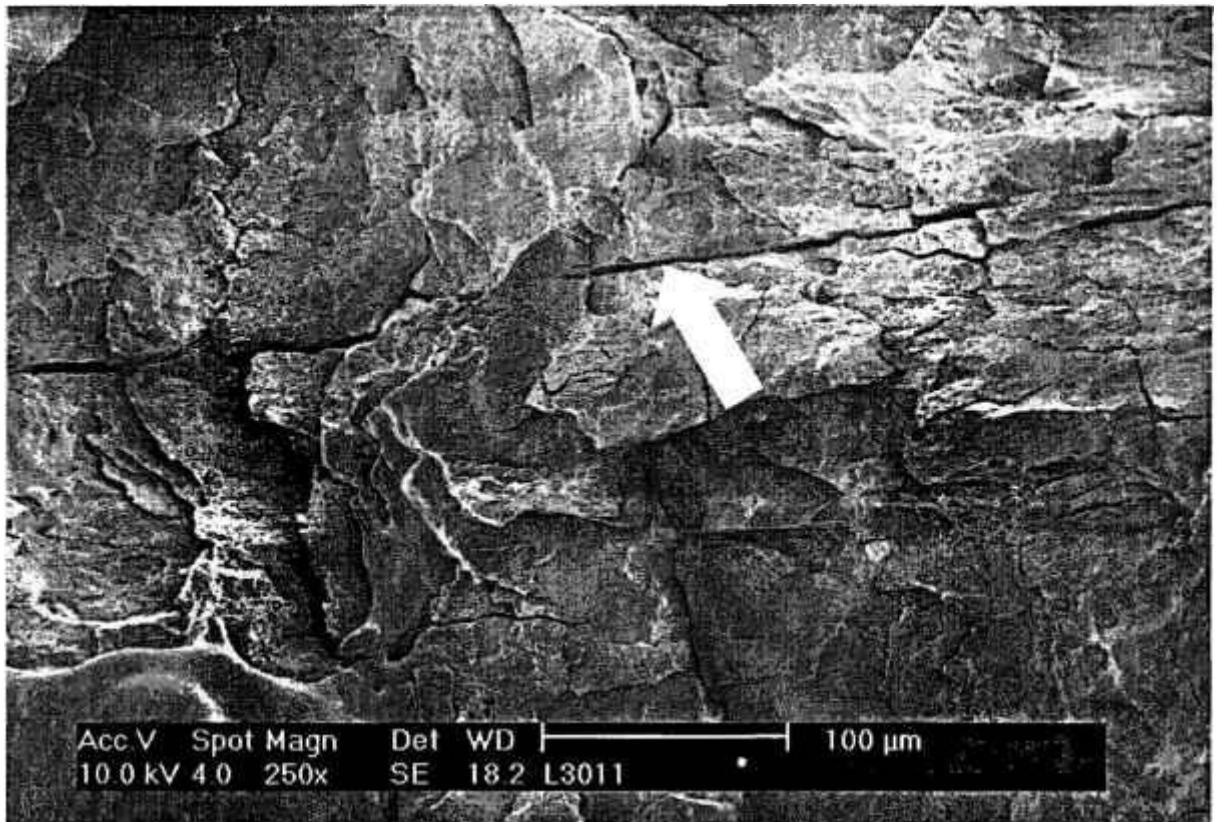


FIGURA 3: Aspecto do esmalte de amostra do grupo L3 preparado com *laser* de Er,Cr:YSGG. Aspecto irregular, rugoso sem trincas, fusões ou carbonizações. A trinca que corta o esmalte da esquerda para a direita (seta) é decorrente da exposição ao vácuo durante o preparo da amostra. (aumento original 250X – barra 100μm)

As trincas extensas observadas nas microscopias foram avaliadas como artefato de técnica sendo, provavelmente originada durante os processos de preparo das amostras para a microscopia onde estas foram submetidas ao vácuo.

Áreas com aspecto sugestivo de processos de fusão e resolidificação do esmalte dental puderam ser visualizadas. Conforme citado por Tanji (1998) em seu estudo, áreas de fusão e recristalização foram visíveis de modo semelhante na superfície dentinária.

Rechmann e colab. (1998) também encontraram áreas de fusão quando usaram grandes energias sem refrigeração, contudo com a adição de um spray de ar/água, o efeito foi minimizado.

As eletromicrografias evidenciaram áreas de fusão em todos os grupos irradiados, contudo eram menos freqüentes à medida que o fluxo da refrigeração fora incrementado (Figuras 4, 5, 6)

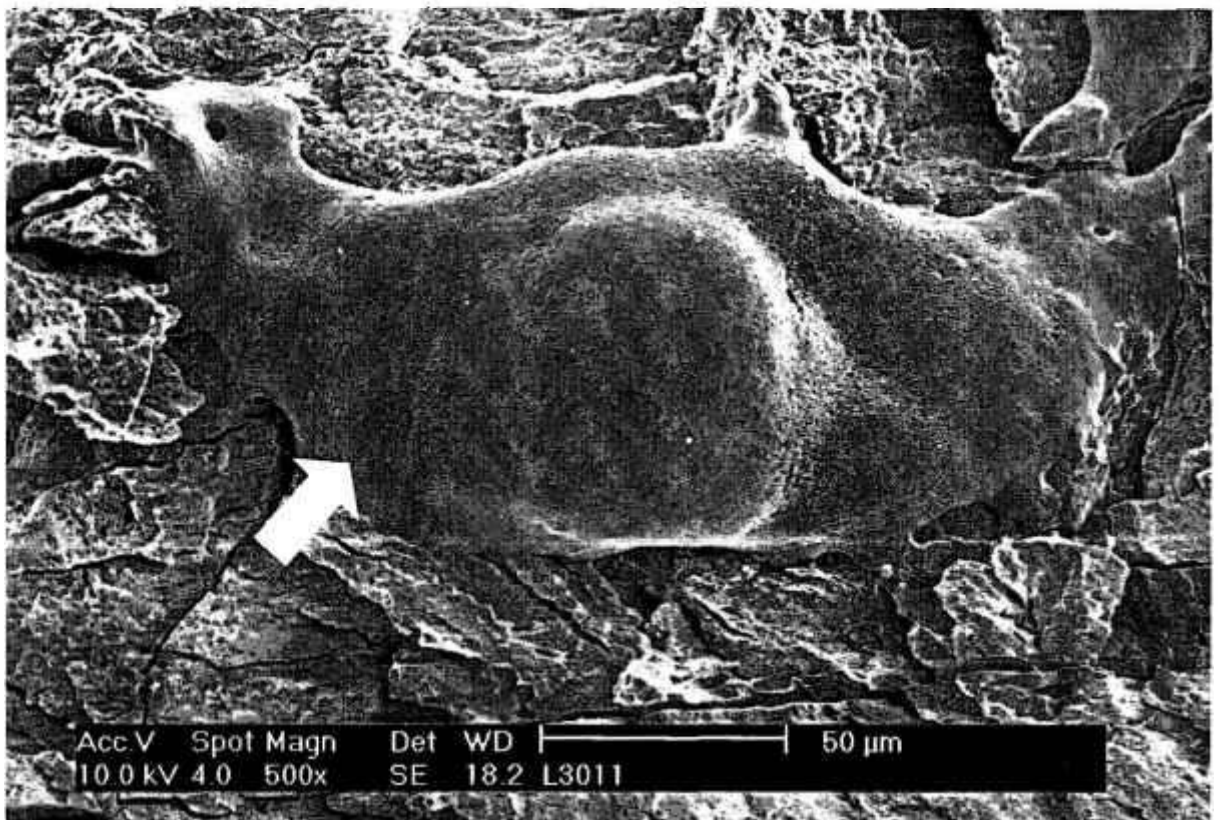


FIGURA 4: Área com aspecto de fusão em esmalte (seta) de amostra do grupo L3 irradiadas com Er,Cr:YSGG. (aumento original 500X – barra 50μm)

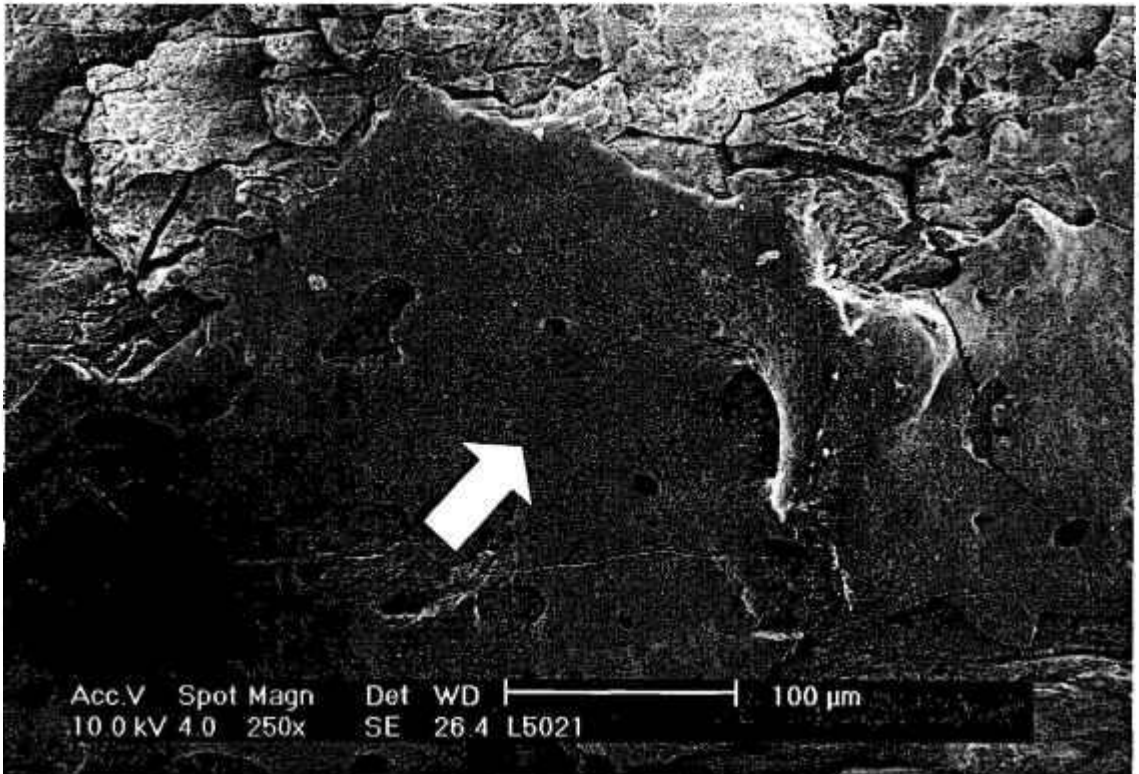


FIGURA 5: Área com aspecto de fusão em esmalte (seta) de amostra do grupo L5 irradiadas com Er,Cr:YSGG. (aumento original 250X – barra 100μm)

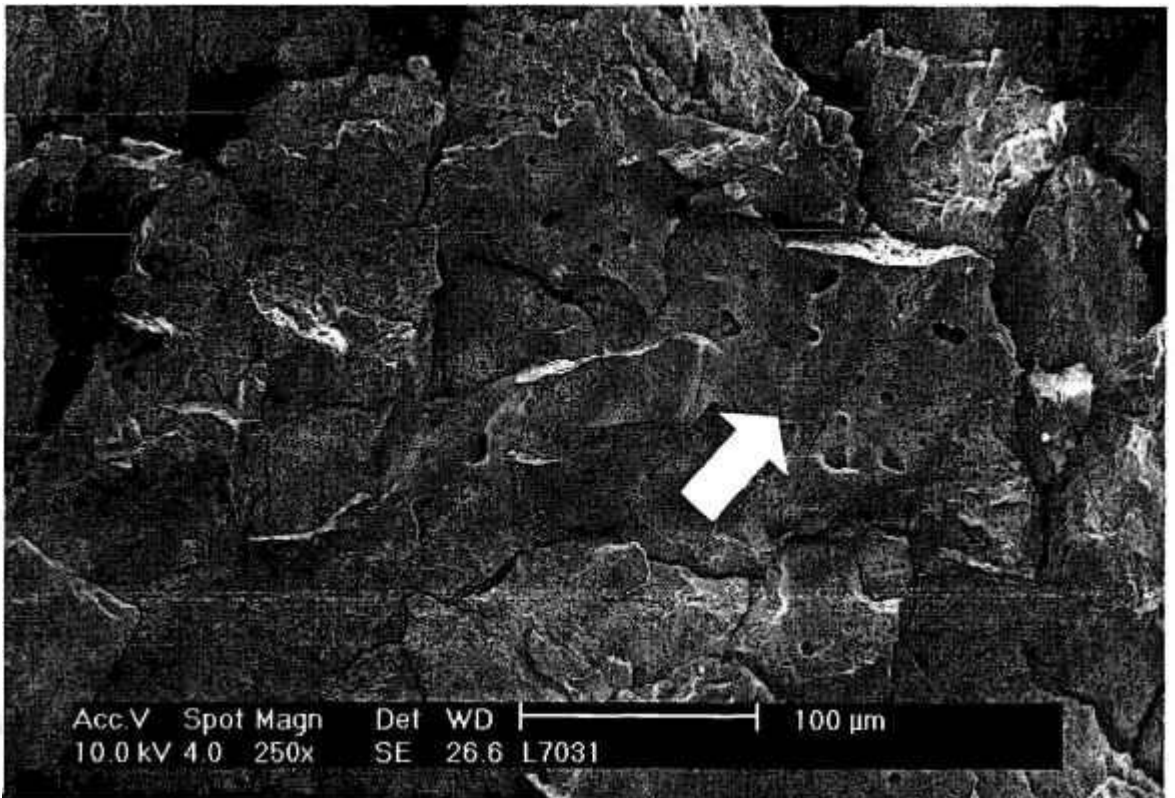


FIGURA 6: Área com aspecto de fusão em esmalte (seta) de amostra do grupo L7 irradiadas com Er,Cr:YSGG. (aumento original 250X – barra 100μm)

Tanji (1998) atribui a ocorrência destas áreas á possibilidade de alguns fragmentos não terem sido expelidos da cavidade durante a exposição ao feixe *laser* fundindo-se então ao substrato remanescente.

Estas áreas de fusão podem ter ocorrência relacionada a distribuição da energia no perfil do feixe onde em áreas limítrofe a energia mais baixa é insuficiente para realizar uma ablação eficiente gerando calor como efeito colateral. Paghdwala *et al.* (1993) constatou zonas de recristalização na periferia da área irradiada.

Queimas e carbonizações não foram observadas em nenhum dos grupos ainda que sob refrigeração reduzida (KELLER e HIBST, 1989; WIGDOR *et al.*, 1992; KOHARA, 2002; DUTRA 2002), Entretanto porosidades (Figura 7) (RECHMANN *et al.*,1998) e aspectos dos arranjos prismáticos (Figura 8) foram visualizados (PAGDHWALA *et al.*, 1993) como exposto nas figuras seguintes:

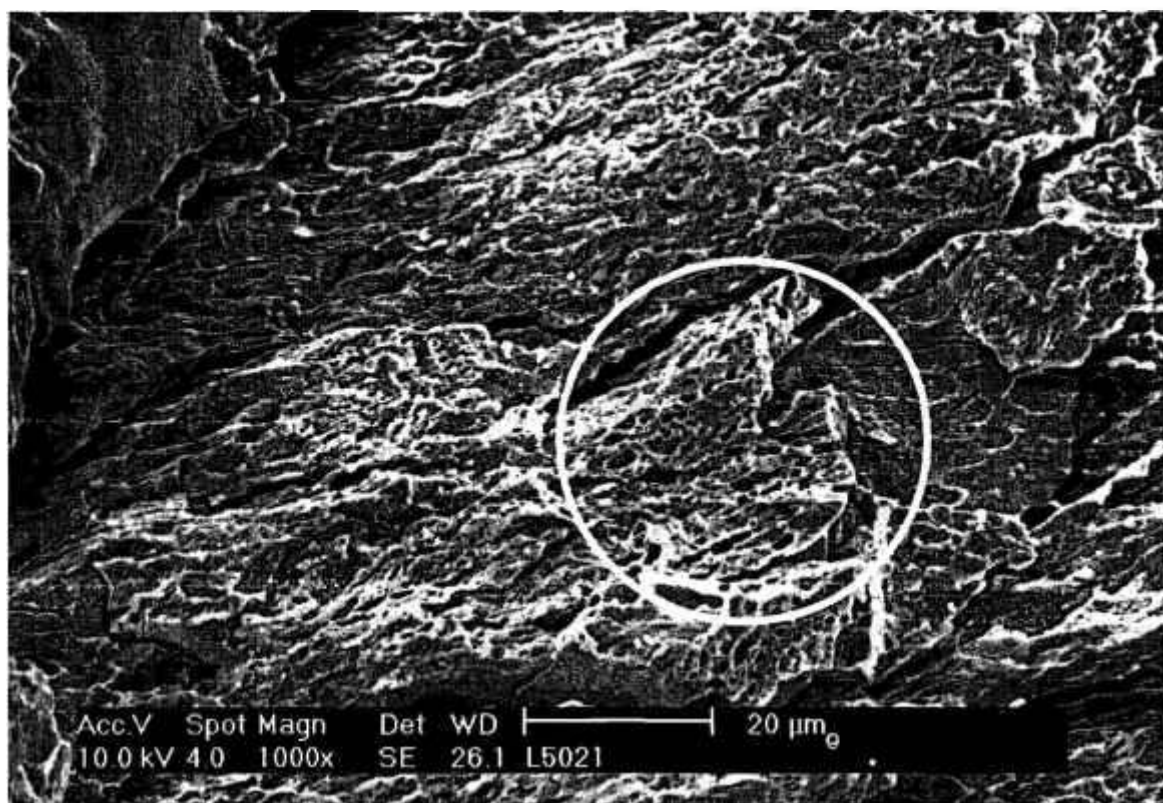


FIGURA 7: Aspecto de porosidade (circulo) do esmalte irradiado do grupo L5 (aumento original 1000X – barra 20µm)

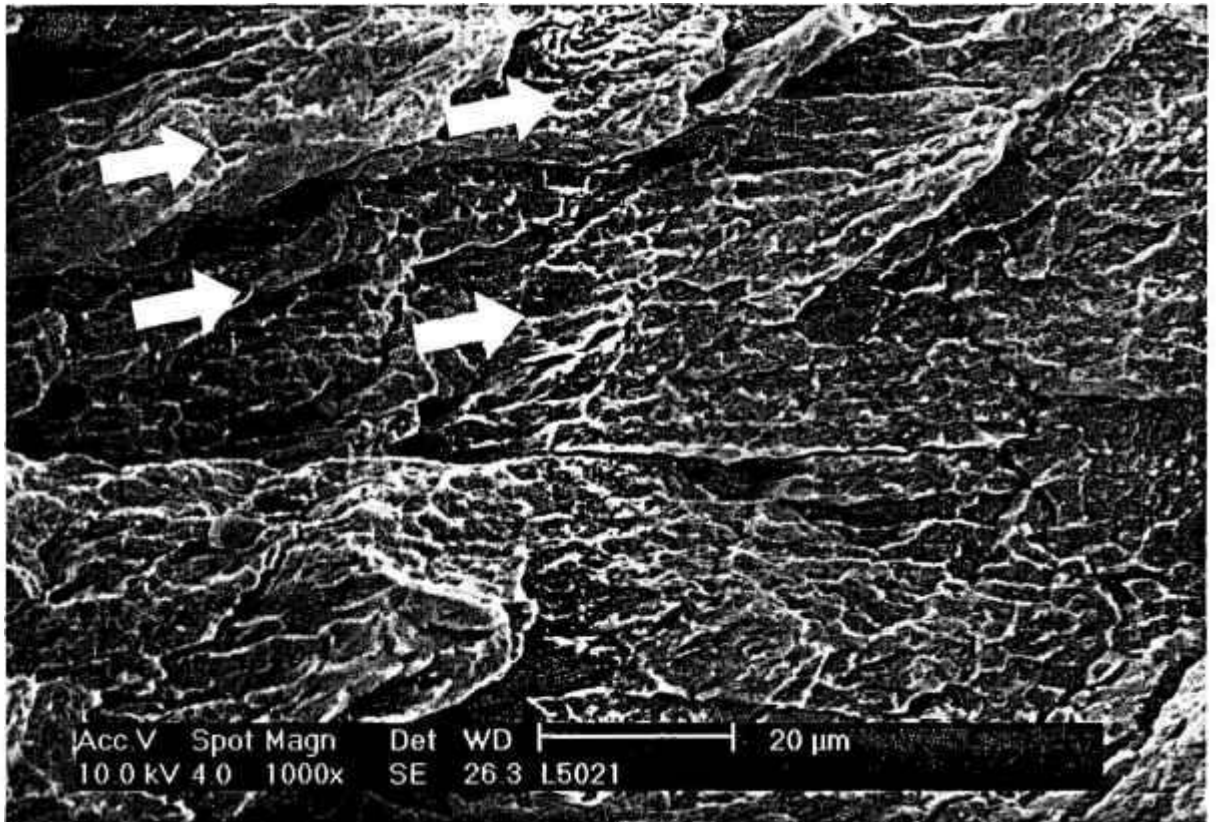


FIGURA 8: Aspecto prismático do esmalte (Setas) em amostra irradiada do grupo L5 (aumento original 1000X – barra 20 μ m)

O padrão da superfície do esmalte incitou alguns autores a avaliar a influência do condicionamento com o *laser* na adesão de restaurações. Kumakazi (1992) obteve resultados satisfatórios quando condicionou o esmalte com fluência de 8,5 J/cm². Todavia, o mesmo não foi aferido por Becker e colab. (1996) quando testaram a adesão de selantes sobre sulcos e fissuras obtendo retenção significativamente menor para o condicionamento a *laser* em detrimento do condicionamento realizado exclusivamente convencional com ácido.

Já Groth (1997) encontrou melhores resultados de retenção quando combinou o condicionamento *laser* com o ácido. O uso do *laser* isoladamente, da mesma forma, resultou em fixação inferior quando comparado a superfície tratada com ácido.

A dentina também apresentou padrões de microirregularidades característicos da ablação com érbio. Para os três grupos (figuras 9, 10, 11) pôde-se observar uma

superfície limpa e com túbulos dentinários abertos semelhantes aos encontrados por Wigdor e colab. (1992) em seu estudo.

Também Visuri e colab. (1995), Tanji e colab. 1997, Tanji (1998), Kawabata e colab. (1999), Gow-Soares e colab. (2001b), Yamada e colab. 2001, Semprum e colab. (2002) e Kohara (2002) assinalam aspectos similares consolidando uma caracterização comum para superfície tratada com érbio utilizando-se variados parâmetros e situações de irradiação.

Aoki *et al.* (1994) encontraram, de maneira semelhante, túbulos dentinários abertos em contraposição à superfície tratada com técnica rotatória convencional. Esta última apresentou uma dentina recoberta por *smear layer* com túbulos totalmente obliterados.

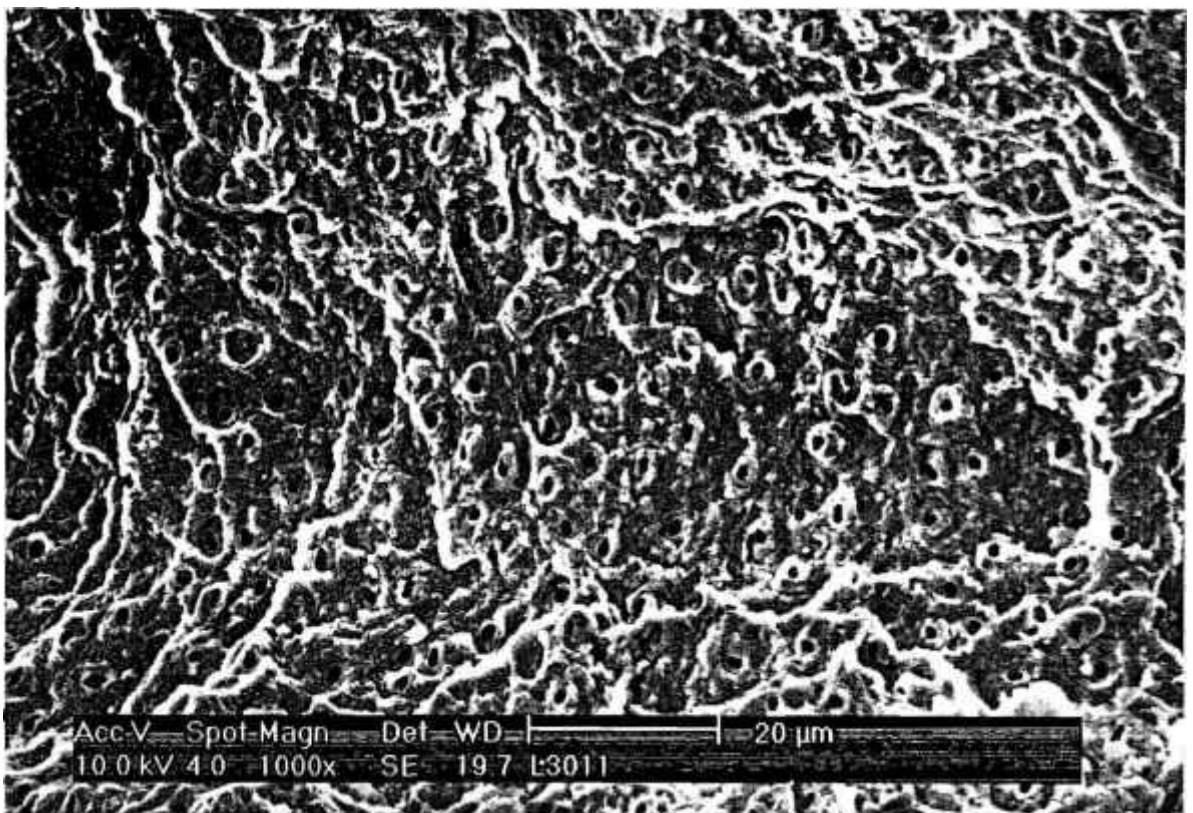


FIGURA 9: Aspecto da dentina irradiada com Er,Cr:YSGG em amostra do grupos L3. Túbulos abertos, ausência de *smear layer* (aumento original 1000X – barra 20µm)

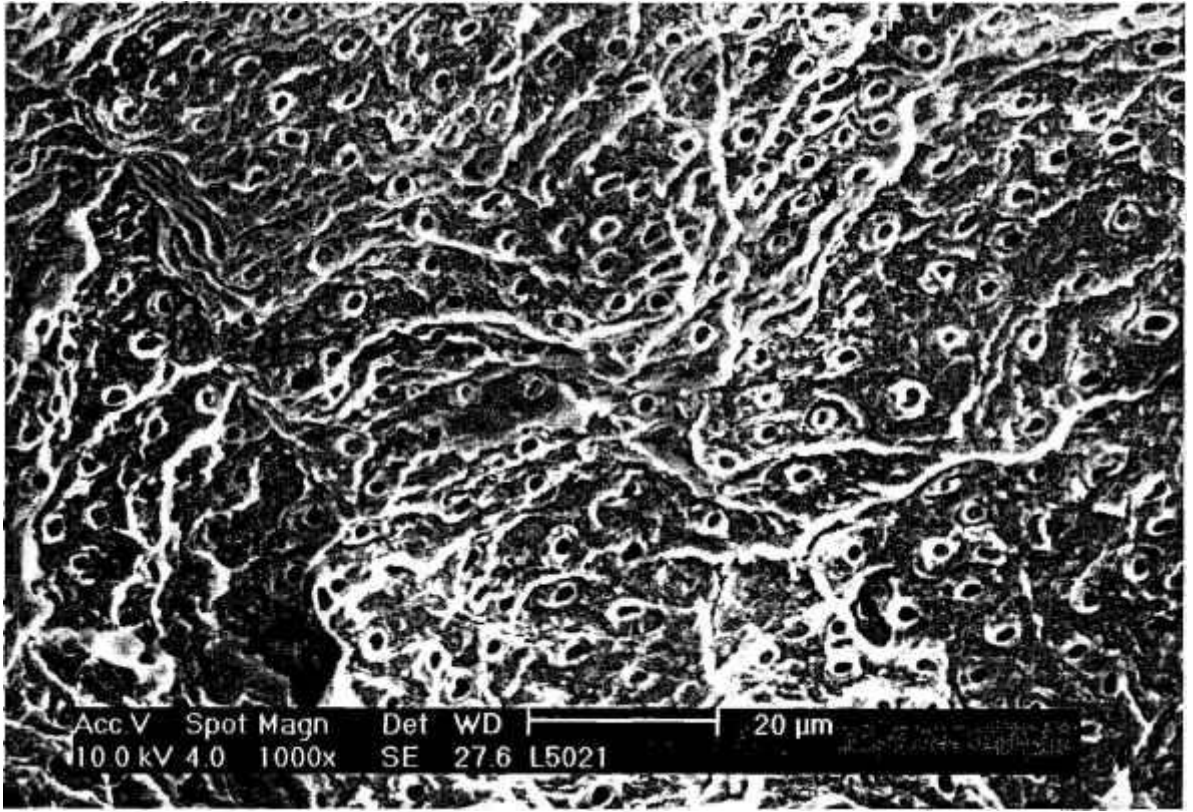


FIGURA 10: Aspecto da dentina irradiada com Er,Cr:YSGG em amostra do grupos L5. Semelhança com o grupo L3 (aumento original 1000X – barra 20μm)

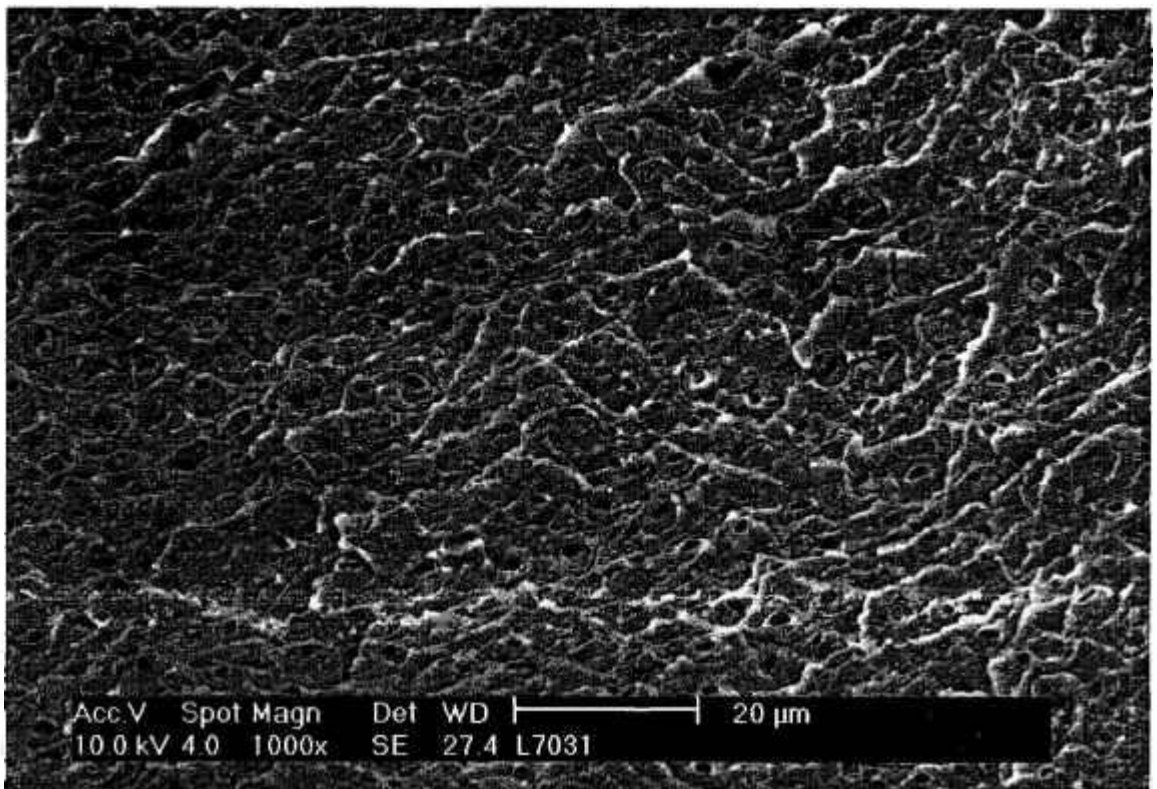


FIGURA 11: Aspecto da dentina irradiada com Er,Cr:YSGG em amostra do grupos L7. Semelhança com os grupos anteriores (aumento original 1000X – barra 20μm)

Ishikawa *et al.* (1996) observou imagem compatível com o encontrado e em avaliação da dureza *Knoop* da cavidade irradiada não encontrou diferença significativa.

Independente do volume empregado na refrigeração a imagem da dentina livre de lama dentinária e com túbulos aparentes foi padrão em todos os grupos irradiados deste estudo.

O padrão micro-retentivo e os túbulos dentinários abertos têm importância no fato de que tal característica parece favorecer a fixação de compostos restauradores adesivos em consonância com o enunciado por Tanji *et al.* (1997) e Tanji (1998).

De fato, Oudhof e colab (1996) submeteram a resina aplicada sobre superfície irradiada com érbio a teste de tração e obteve resultados satisfatórios. Os melhores resultados foram conseguidos quando se utilizou energia de 160 mJ.

Dostálová e colab. (1996) enxergaram túbulos com bordas arredondadas após a irradiação. Tal fato foi atribuído a maior mineralização da dentina peritubular que estaria sujeita a menor grau de ablação. Este efeito pode ser visto em maior aumento em amostra do grupo L3 (figura 12)

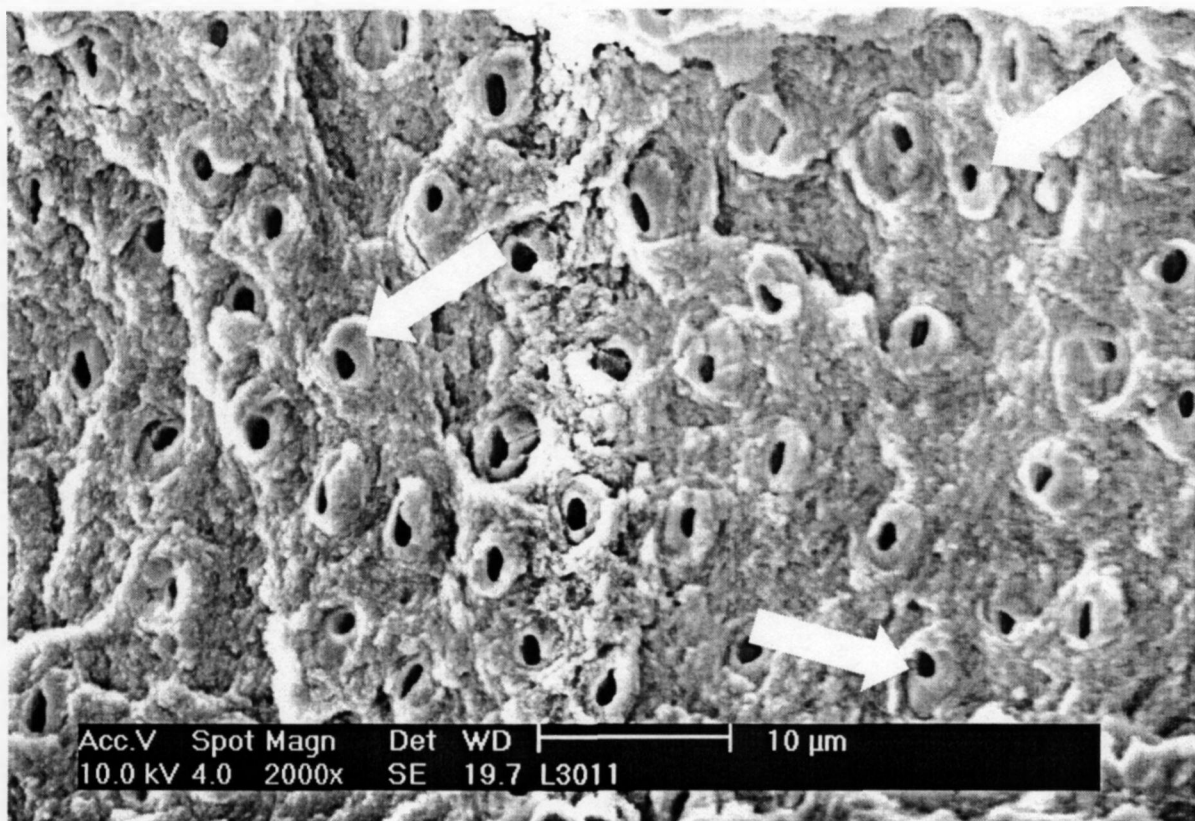


FIGURA 12: Túbulos dentinários com bordas arredondadas (setas) (aumento original 2000x – barra 10µm)

As amostras tratadas por sono abrasão, por sua vez, exibiram para o esmalte uma imagem comum em todos os grupos estudados. Uma superfície ondulada com estrias paralelas em um sentido único compatível com o sentido de oscilação da ponta do ultrassom foi observada nos espécimes (Figura 13).

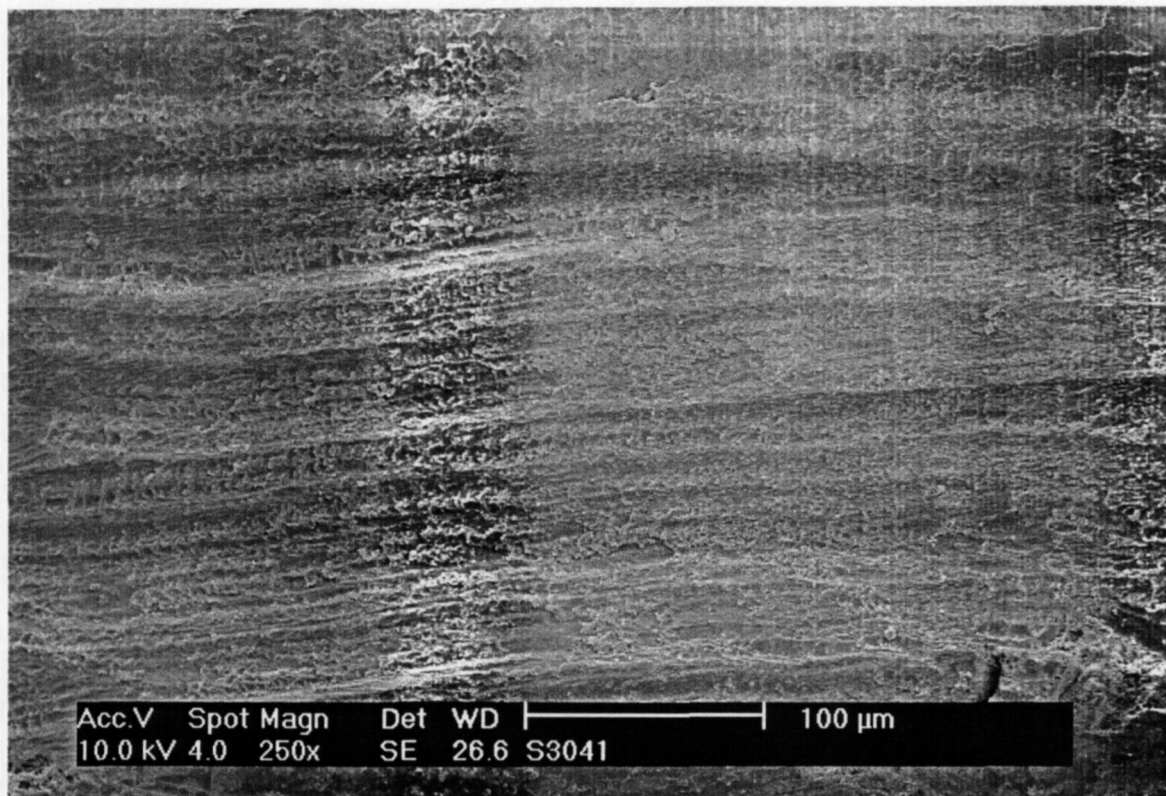


FIGURA 13: Aspecto da superfície de esmalte desbastada por sono-abrasão em espécime do grupo S3 (aumento original 250X – barra 100 μ m)

Em uma aproximação maior, um aspecto de descamação fica visível (Figura 14) alguns fragmentos depositados sobre a área observada também ficaram evidentes.

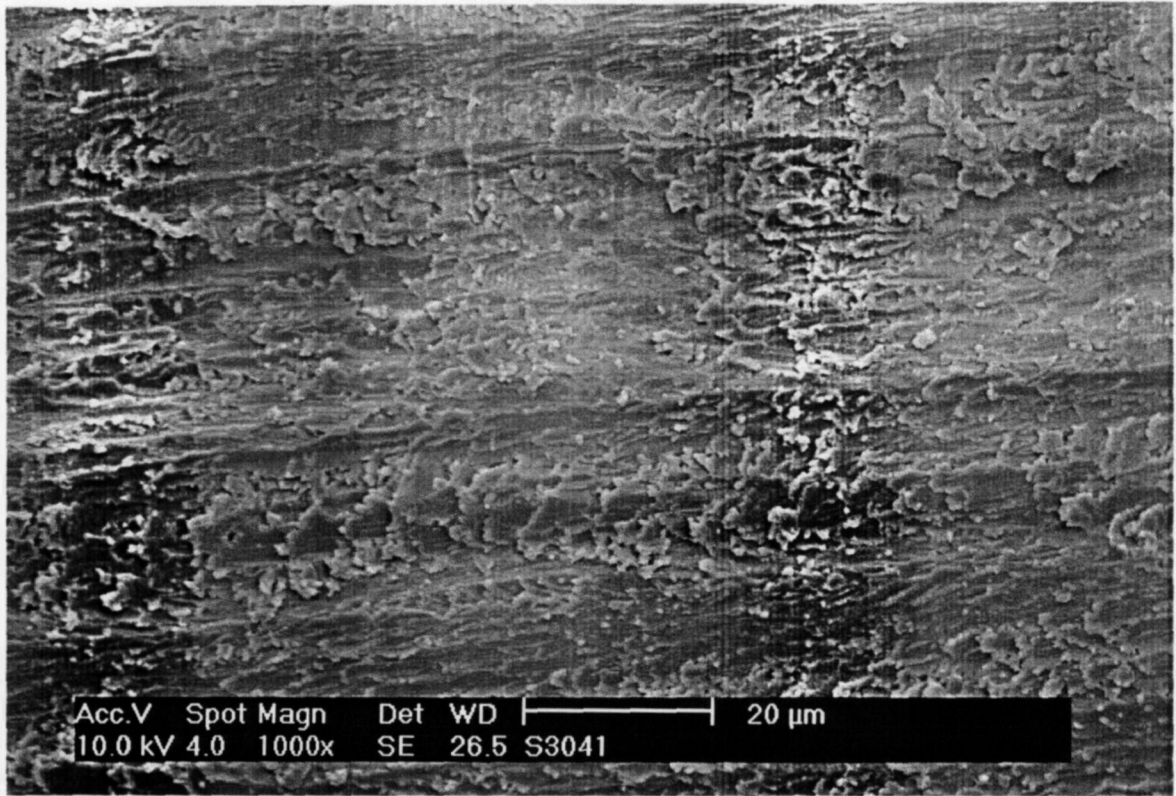


FIGURA 14: Aspecto descamado do esmalte preparado por sono abrasão em amostra do grupo S3 (aumento original 1000X – barra 20μm)

Já dentina apresentou característica diferente entre os grupos.

No grupo S3, não se pôde observar túbulos dentinários (Figura 15 e 16). Estes estavam ocluídos por uma camada de esfregaço que recobria toda área tratada para as amostras deste grupo. Tal achado é consoante com a observação de Banerjee *et al.* (2000) em sua pesquisa que encontrou uma superfície irregular revestida por uma camada amorfa composta por detritos orgânicos e inorgânicos, os túbulos da dentina apresentavam-se obliterados por estes resíduos. A existência desta camada constitui um empecilho a adesão direta de compostos restauradores adesivos ao dente.

Da mesma forma, microtrincas foram notadas em uma visão mais próxima apresentando, contudo proporções menores que as observadas por Banerjee *et al.* (2000).

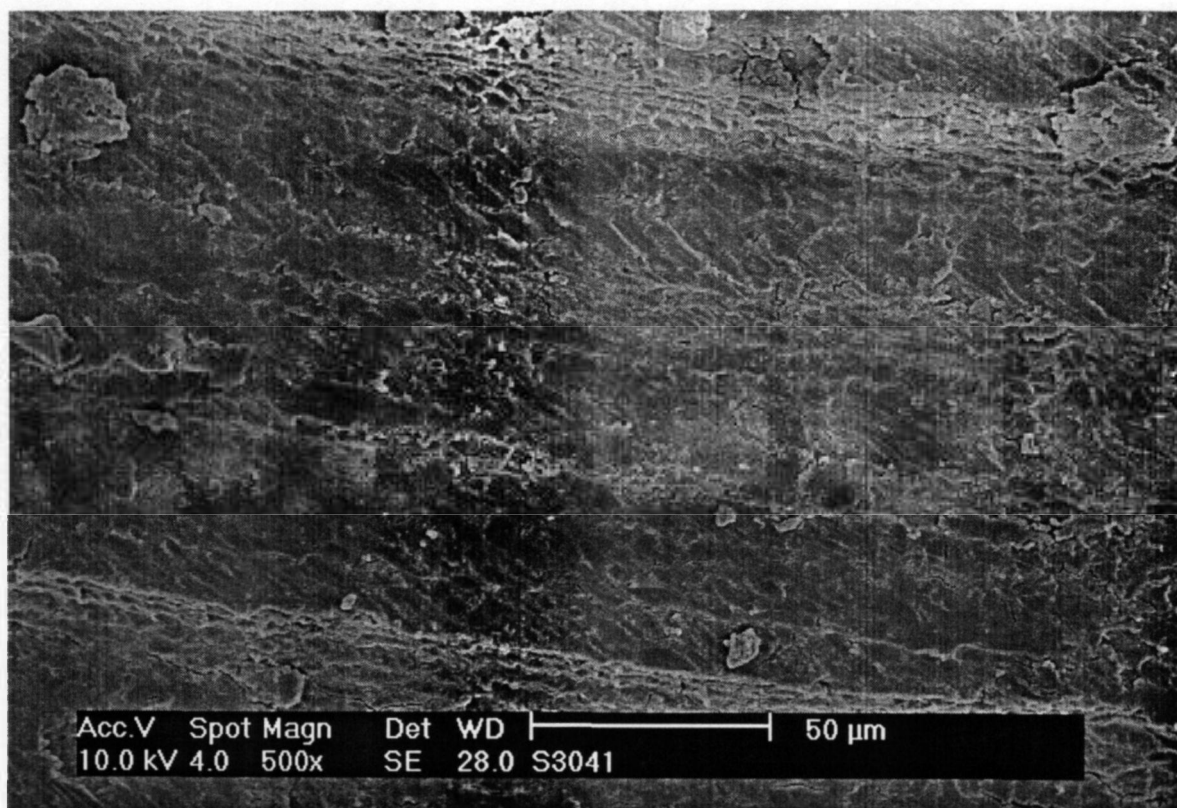


FIGURA 15: Amostra do grupo S3 evidenciando dentina recoberta por *smear layer* (aumento original 500X – barra 50µm)

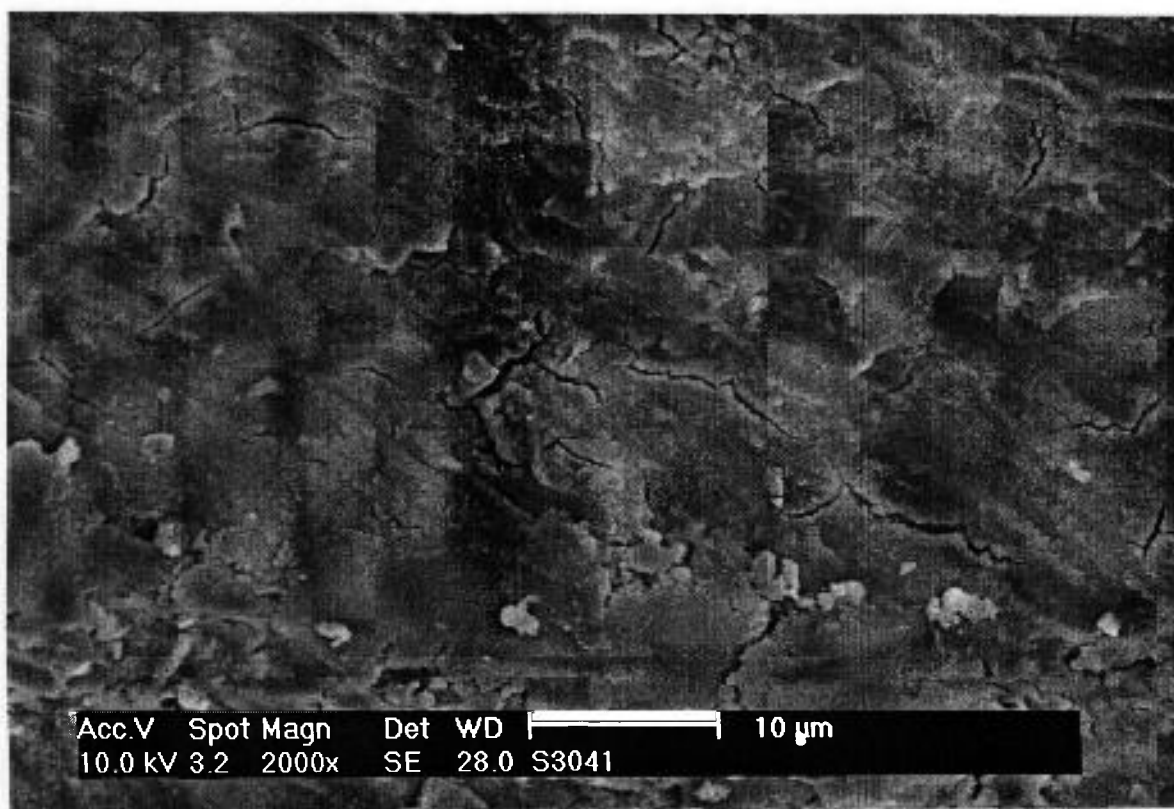


FIGURA 16: Amostra do grupo S3 em maior aumento: túbulos dentinários obliterados e detritos depositados sobre a extensa área (aumento original 2000X – barra 10µm)

O grupo S5 apresentou também a uma camada de resíduos sobre a dentina, entretanto as luzes de alguns túbulos estavam desobliterados completa ou parcialmente (Figura 17 e 18). O aumento do fluxo de irrigação parece ser responsável por este efeito visto que outros parâmetros não sofreram variação.

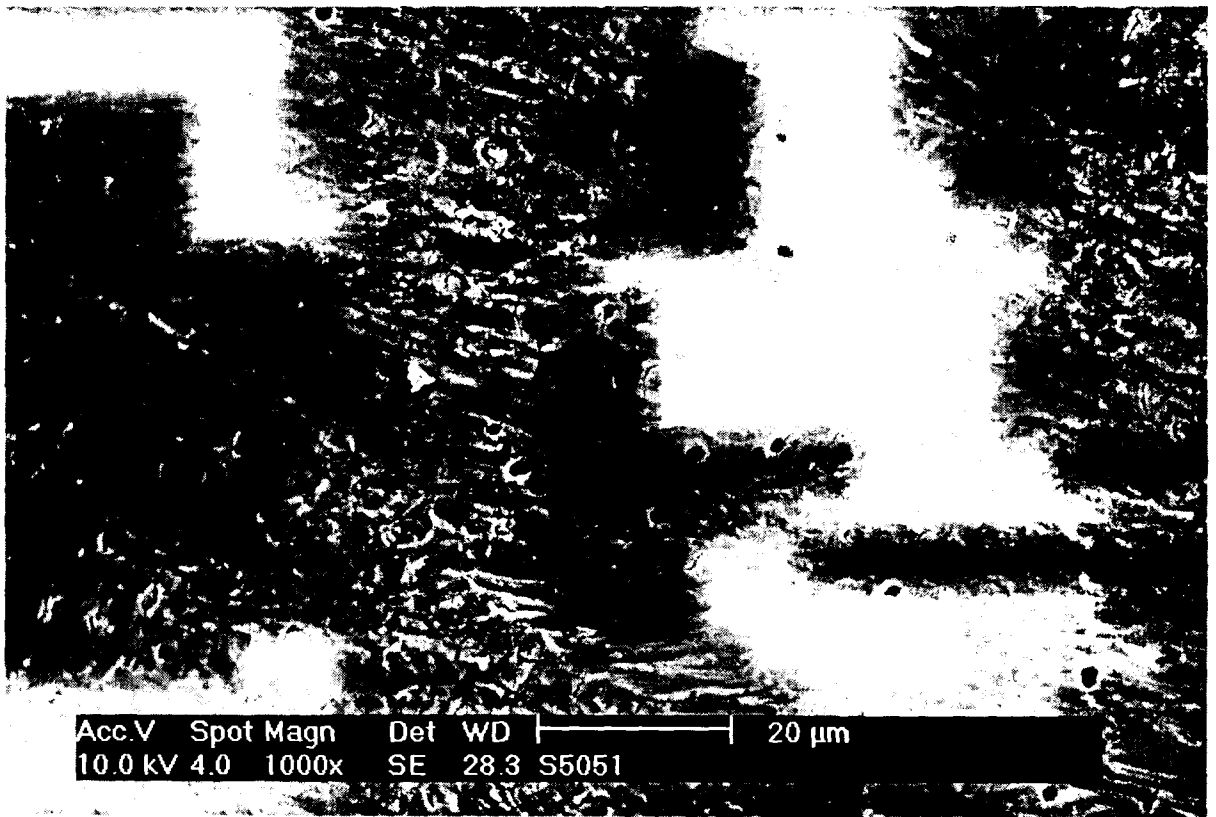


FIGURA 17: Superfície dentinária de amostra do grupo S5 apresentando alguns túbulos abertos mas com *smear layer* ainda presente (aumento original 1000X - barra 20μm)

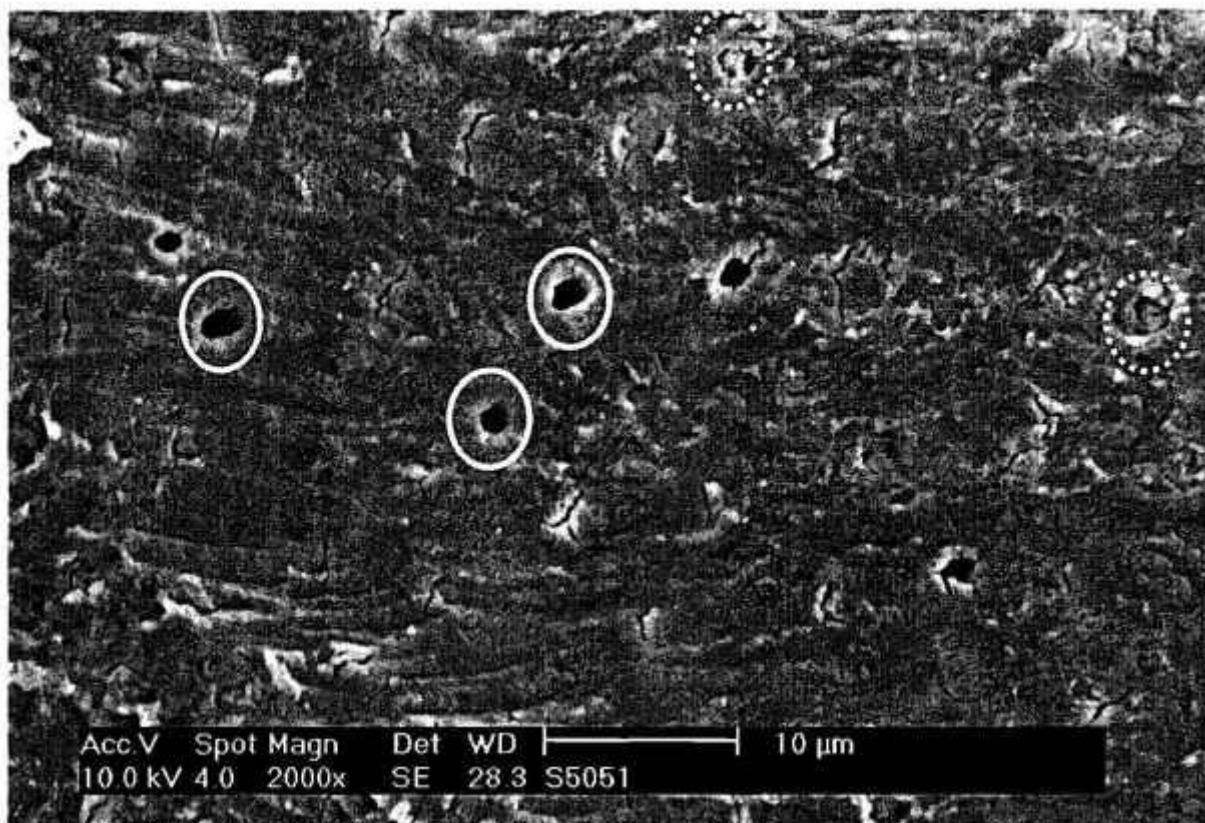


FIGURA 18: Maior aproximação em espécime do grupo S5: Alguns túbulo abertos (circulo contínuo) e outros parcialmente desobstruídos (circulo interompido). (aumento original 2000X – barra 10 μ m).

No grupo S7, por sua vez obteve-se uma quantidade de túbulos abertos mais expressiva que nos demais grupos de teste (Figura 19). À medida que se incrementou o fluxo de irrigação, conseguiu-se aumentar a remoção da lama dentinária sobre a superfície tratada.

Yazici e colab. (2002) notaram túbulos dentinários claramente abertos após prepara dentina cariada por sono abrasão. Todavia, em seu estudo a remoção da lama dentinária e a quantidade de túbulos visíveis foi maior do que o encontrado neste trabalho. O padrão ondulado com sulcos paralelos foi igualmente descrito após suas observações. O autor sugere reconsiderar, contudo o uso do condicionamento ácido em decorrência do fato de os túbulos dentinários estarem abertos possibilitando acesso facilitado do ácido a polpa.

Martins e colab. (2005) consideraram as brocas em diamantes CVD montadas em ultra-som eficientes na remoção da lama dentinária e a conseqüente desobstrução de

túbulos quando compararam o preparo do canal radicular feito com *laser* de Er:YAG e com sono abrasão.

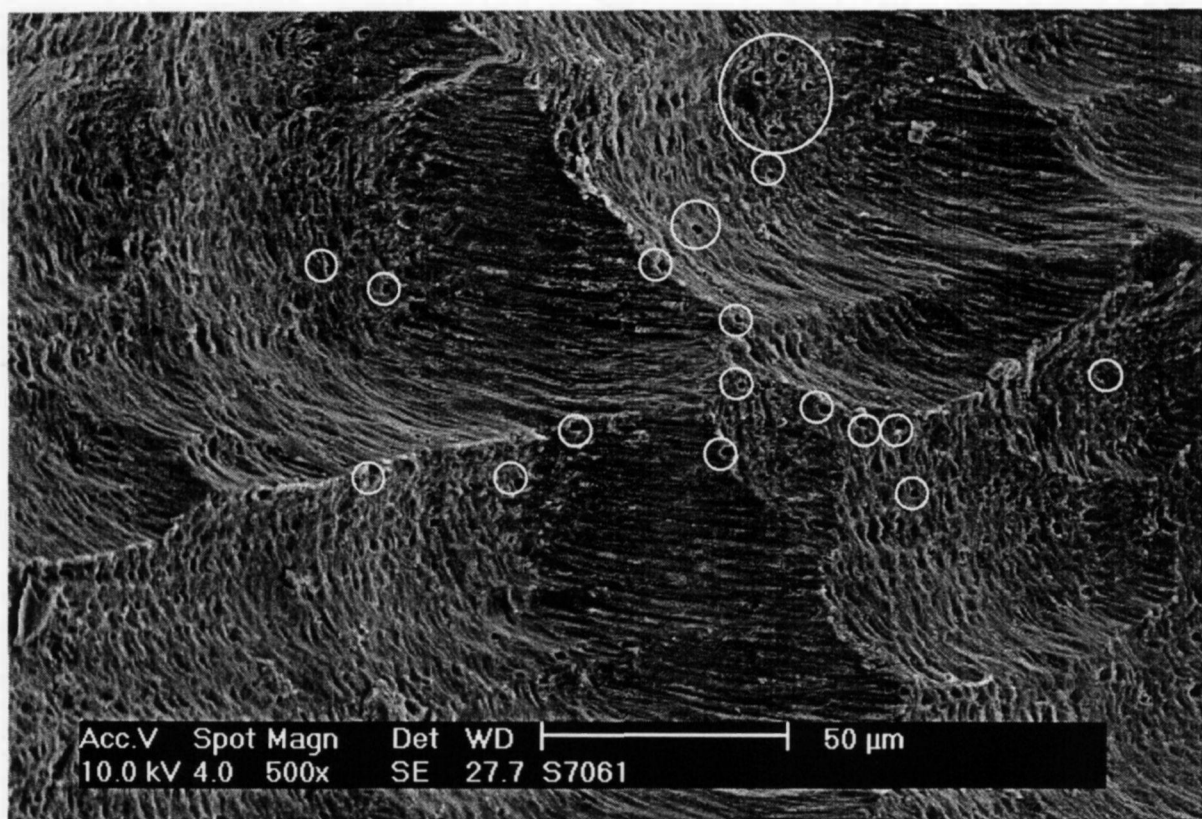


Figura 19: Dentina de amostra do grupo S7 evidenciando maior quantidade de túbulos abertos (círculos indicando alguns túbulos abertos) (aumento original: 500X – barra 50µm)

A eletromicrografia deste grupo em comparação com as dos grupos S3 e S5 corroboram a idéia de que o aumento do volume do fluxo na área incrementou a remoção da lama dentinária bem como possibilitou uma maior quantidade de túbulos abertos.

Martins e colab. (2005) atribui tal fato ao fenômeno da cavitação que é promovido pelo ultra-som quando aplicado em meios líquidos.

O processo de formação de zonas de pressão ocasionadas pela rápida condensação do gás dissolvido na água usada na refrigeração forma bolhas que rapidamente colabam liberando energia na forma de onda de choque (ARAÚJO, 1999).

Embora este seja um fenômeno comumente associado a ultra-sons de alta intensidade, Williams e Charter (1980) relatam sua ocorrência em equipamentos com baixas potências quando estes utilizam frequências na faixa de 20 a 30 KHz, justamente a faixa de trabalho dos equipamentos comerciais destinados a uso odontológico.

As ondas de choque geradas então facilitariam a remoção do esfregaço que compõe a *smear layer* já que este é firmemente aderido à superfície não sendo facilmente removido pelo *spray* de ar/água convencional (BANERJEE *et al.*, 2000).

Algumas observações realizadas durante os experimentos devem ser relatadas:

O *laser* de Er,Cr:YSGG ablaciona o tecido dental de forma bastante eficiente e, aliado ao uso do tip que proporciona uma melhor referência de distância focal do tecido alvo permite um preparo rápido que, embora mais lento que a técnica convencional, não deixa a desejar quanto ao tempo de realização da cavidade. Com 50% de irrigação, a performance de corte pareceu alcançar o auge quando comparado a irrigação com fluxo de 30% de água ou 70%.

A broca de diamante CVD também apresentou performance satisfatória aparentando ser discretamente mais rápida que o Er,Cr:YSGG. Os fluxos de irrigação testados pareceram não influenciar na velocidade de abrasão ao passo que um aumento na força exercida sobre o inserto foi crítico na redução da capacidade de corte do instrumento.

6 - CONCLUSÃO

Nas condições experimentais deste estudo, o Er,Cr:YSGG gerou uma superfície de esmalte e dentina com padrões de irregularidade e com dentina livre de *smear layer* com túbulos dentinários desobstruídos para fluxos de refrigeração de 30 a 70%.

Foram visualizadas imagens compatíveis com áreas de fusão e resolidificação na superfície de esmalte para todas as taxas de refrigeração. Foram menos evidentes com maiores fluxos.

Na sono abrasão com pontas CVD observou-se uma superfície de esmalte estriada e dentina com uma camada de lama dentinária que é diminuída conforme se aumenta a intensidade da irrigação.

Com fluxos maiores, há desobstrução de túbulos dentinários, mas não de forma comparável ao obtido com o laser.

A broca CVD para sono abrasão apresentou maiores elevações térmicas que o laser nas condições testadas.

Ambos os métodos são seguros para uso quanto a elevação temperatura pulpar desde que utilizada a irrigação adequada.

7 – RECOMENDAÇÕES

Mais estudos são necessários a fim melhor de sedimentar o conhecimento a cerca dos dois métodos de preparo cavitário avaliados. Por isso, sugere-se a continuação deste trabalho em aspectos que podem ser pesquisados mais detalhadamente como, por exemplo:

Testar parâmetros de potência e irrigação para a sono abrasão com brocas CVD que permitam maior remoção da camada de lama dentinária.

Analisar para ambos os métodos, os mecanismos de adesão dos compostos restauradores em diferentes condições com e sem uso do condicionamento ácido.

Avaliar a micro infiltração em restaurações adesivas após preparo com as duas técnicas.

Estudar os efeitos histológicos do ultra-som sobre a polpa quando do uso das brocas de diamante CVD para sono abrasão.

8 – REFERÊNCIAS BLIOGRÁFICAS

ADRIAN, J. C., BERNIER, J. L., SPRAGUE, W. G., *Laser and dental pulp*. **J. Amer. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 83, n. 1, p. 113-117, 1971.

ALTSHULER, G. B., BELIKOV, A. V., EROFEEV, A. V., SKRYPNIK, A. V., Physical aspects of cavity formation of Er-laser radiation. *In*: WIGDOR, H. A., FETHERSTONE, J. D., WHITE, J. M., (Eds) **Lasers in Dentistry**, San Jose; SPIE 2394, p. 211-222, 1995.

AOKI, A., YAMADA, T., OTSUKI, M., ANDO, Y., WATANABE, H., ISHIKAWA, I., Application of the Er:YAG laser to the treatment of the root caries lesion. *In*: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1994, Singapore, **Proceedings...** Bologna: Monduzzi Editore, 1994, p. 181-184.

ARAÚJO, M., **Efeitos do ultra-som de baixa intensidade na veia auricular de coelhos**, São Paulo, 1999, 63p, Monografia – Escola Paulista de Medicina – Universidade Federal de São Paulo

ARMENGOL, V., JEAN, A., MARION, D., Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. **J. Endod.**, Chicago, v. 26, n. 3, p. 138-141, 2000.

BALAMUTH, L., Ultrasonics and dentistry, **Sound**, p.15-19, 1963.

BANERJEE, A., KIDD, E.A.M, WATSON, T. F., Scanning electron microscopic observations of human dentine after mechanical caries excavation, **Journal of Dentistry**, v. 28, p. 179–186, 2000.

BECKER J., RAMIL-DIWO, M., HEIDEMANN, D., Einflub der pulsernergie bei “*laser-konditionierung*” auf die retention von fissurenversielungen. **Dtsch Zahnärztebl Z.**, v. 51, n. 7, p. 386-388, 1996. *apud*: TANJI, E. Y., **Alterações morfológicas do esmalte e dentina de cavidades classe I preparadas com o laser de érbio:YAG – Estudo *in vitro***, São Paulo, 1998, 83p. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

BURKES, E. J., HOKE, J., GOMES, E., WOLBARSHT, M., Wet tissue versus dry enamel ablation by Er:YAG *laser*, **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, n. 6, p. 847-851, 1992.

CATALOGO das pontas CVDentus - Clorovale Diamantes, São José dos campos, SP. Disponível na INTERNET via url: <http://www.cvd-diamante.com.br/ref-bibliograficas.htm>. Arquivo consultado em 2004.

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**. São Paulo, 1995. 148p Dissertação (Mestrado em Ciências – Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.

CECCHINI, S. C. M., ZEZZEL, D. M., BACHMANN, L., PINOTI, W., NOGUEIRA, G. E. C., EDUARDO, C. P., Thermal effects during *in vitro* intracanal application of Er:YAG

laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS *LASER ON LASER IN DENTISTRY*, 1998, Maui. **Proceedings...** Maui: International Society of Lasers in Dentistry, 1998, p. 122.

CONRADO, L. A. L., TRAVA-AIROLDI, V. J., CORAT, E., MUNIM, E. ROLIM, T. S.,
The Use of a CVD-Coated Diamond Bur Coupled to an Ultrasound Handpiece in Dental
Preparation. Disponível na INTERNET via url: <http://www.cvd-diamante.com.br/ref-bibliograficas.htm>. Arquivo consultado em 2005.

DEDERICH, D. N., ZAKARIASEN, K. L., TULIP, J., Scanning electron microscopic
analysis of canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminium-garnet *laser*
irradiation. **J. Endod.**, v. 10, n. 9, p. 428-431, 1984.

DOSTÁLOVÁ, T., JELÍNKOVÁ, H., KREJSA, O., HAMAL, K., Evaluation of the
surface changes in enamel and dentin due to possibility of thermal overheating induced by
Erbium:YAG *laser* radiation. **Scanning Microsc.**, Chicago, v. 10, n. 1, p. 285-291, 1996.

DUTRA, R., YAMADA Jr, A. M., TANJI, E. Y., ARANA-CHAVEZ, V. E., MYAKI, S.
I., YOKOYAMA, K., MATSUMOTO, K., Cavity preparation in primary teeth with
Er:Cr:YSGG *laser*: A SEM study. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 81, p. 194, 2002 [Resumo
IARD n. 1430]

EVERSOLE, L.R., RIZOIU, I., KIMMEL, A.I., Pulpal response to cavity preparation by
an erbium, chromium:YSGG *laser*-powered hidroknetic system, **J. Am Dent Assoc**, v.
128, p. 1099-1106, 1997.

FRIED, D., RAGADIO, J., CHAMPION, A., Residual heat deposition in dental enamel during IR *laser* ablation at 2.79, 2.94, 9.6 and 10.6 μ m. *Laser Surg. Med.*, New York, v. 29, n. 3, p. 221-229, 2001.

GIMBLE, C., HANSEN, R., SWETT, A., WINN, D., PELAGALLI, J., COZEAN, C., Er:YAG clinical studies for hard tissues applications. *In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY*, 1994, Singapore. *Proceedings...* Bologna: Monduzzi Editore, 1994, p. 267-271.

GLOCKNER, K., RUMPLER, J., EBELESENDER, K., STADLER, P., Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG *laser* compared to the conventional burr: *in vitro* study. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v 16, n. 3, p 153-157, 1998.

GOLDMAN, L., HORNBY, P., MEYER, R., GOLDMAN, B., Impact of the *laser* on dental caries, *Nature*, n. 4943, p. 117, 1964.

GOUW-SOARES, S., PELINO, J. E. P., HAYPEK, P., BACHMANN, L., EDUARDO, C. P., Temperature rise in cavities prepared in vitro by Er:YAG *laser*. *J. Oral Laser Applications*, v. 1, n. 2, p. 119-123, 2001(a).

GOUW-SOARES, S., STABHOLZ, A., LAGE-MARQUES, J. L., EDUARDO, C. P., Alterações morfológicas da superfície dentária após apicectomia com os lasers de CO₂ 9,6 ou Er:YAG. *Pesq. Odontol. Brás.*, São Paulo, v. 15, p. 137, 2001(b) Suplemento. [Resumo n. B053]

GROSS, D., RAAB, H. M., KELLER, U., HIBST, U., Surface morphology of dental hard tissues after Er:YAG *laser* treatment. *In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY*, 3, 1992 Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992, p. 133-134.

GROTH, E. B., **Estudo comparativo do condicionamento do esmalte dental com Er:YAG *laser* e ácido fosfórico: análise morfológica e resistência à tração.** São Paulo, 1997, 98p. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

HADLEY, J., YOUNG, D.A., EVERSOLE, L.R., GORNBEIN, J. A., A *laser*-powered hydrokinetics system for caries removal and cavity preparation, **J. Amer. Dent. Assoc.**, v. 131, p. 777-785, 2000.

HIBST, R., KELLER, U., Experimental studies of the application of the Er:YAG *laser* on dental hard substance: I. Measurement of the ablation rate, **Lasers in Surgery and Medicine**, v.9, p. 338-344, 1989.

HIBST, R., KELLER, U., Heat effect of pulsed Er:YAG *laser* radiation, **Laser Surg.**, SPIE, v. 1200, p. 379-386, 1990.

HIBST, R., KELLER, U., Dental Er:YAG *laser* application: evaluation of thermal side effects. *In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY*, 1992, Salt

Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International Society of lasers in Dentistry, 1992a , p. 231-232.

HIBST, R., KELLER, U., Dental Er:YAG *laser* application: effect of water spray on ablation. *In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY*, 3, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992b , p. 229-230.

HIBST, R., KELLER, U., The mechanism of Er:YAG *laser* induced ablation of dental hard substance. *In: GAL, D., O'BRIEN, S.J., VANGSNESS, C.T., WHITE, J.M., WIGDOR, H. A., (Eds) Lasers in Orthopedic, Dental and Veterinary Medicine II*, Los Angeles, SPIE 1880, 1993, p. 156-162.

HIBST, R., WIESHAMMER,S., STEINER, R., Er:YAG and eximer *laser* induced ablation of biologic tissues. A quantitative study. *Lasers Surg. Med.*, v. 8, p. 144, 1988. (Resumo).

HOSSAIN, M., NAKAMURA, Y., YAMADA, Y., KIMURA, Y., MATSUMOTO, N., MATSUMOTO, K., Effects of Er,Cr:YSGG *laser* irradiation in human enamel and dentin: Ablation and morphological studies, *J. of Clinical Laser Medicine & Surgery*, n. 4, v. 17, p. 155-159, 1999

ISHIKAWA, I., AOKI, A., WATANABE, H., ANDO, Y., YAMADA, T., OTSUKI, M., TAGAMI, J., Er:YAG *laser*: The promising procedure for root caries treatment. *In: WIGDOR, H. A., FEATHERSTONE, J. D., WHITE, J. M., NEEV, J., (Eds.) Lasers in Dentistry II*. Laguna Beach: SPIE 2672, p. 131-134, 1996.

KAYANO, T., OCHIAI, S., KIYONO, K., YAMAMOTO, H., NAKAJIMA, S., MOCHIZUKI, T., Effect of Er:YAG *laser* irradiation on human extracted teeth. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 4, p. 147-150, 1991.

KAWABATA, A., KAWABATA, H., YAGASAKI, A., IWASAKI, H., MIYAZAWA, H., Effects of *laser* irradiation on dentin – *In vitro* morphological study following application of various types of lasers, **Pediatr. Dent. J.**, Tokyo, v. 9, n. 1, p 83-89, 1999.

KELLER, U., HIBST, R., Experimental studies of the application of the Er:YAG *laser* on dental hard substance II: Light microscopic and SEM investigations. **Laser Surg. Med.**, v. 9, n. 4, p 345-341, 1989.

KELLER, U., HIBST, R., Erbium:YAG *laser* in caries therapy: Indications and first clinical results. *In: International Congress on Lasers in Dentistry, 1992, Salt Lake City. Proceedings...* Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992, p. 151-152.

KELLER, U., HIBST, R., Er:YAG lasers effects on oral hard and soft tissues. *In MISERENDINO, L. J., PICK, R. M., Lasers in Dentistry*, Carol Stream, Quintessence, p. 161-172, 1995.

KINERSLY, T., JARABAK, J.P., PHATAK, N.M., DEMENT, J., *Laser* effect on tissues and materials, **J. Amer. Den Assoc.**, v. 7, n. 3, p. 593-600, 1965.

KOHARA, E.K., HOSSAIN, M., KIMURA, Y., Morphological and microleakage studies of the cavities prepared by Er:YAG *laser* irradiation in primary Teeth, **J. of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v. 20, n. 3, p. 141-147, 2002.

KUMAKAZI, M., Results of etching with the Er:YAG *laser*. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992, p. 141-142.

KUMAKAZI, M., Removal of hard dental tissue (cavity preparation) with the Er:YAG *laser*. In INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 4. Singapore, 1994. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi editore, 1994, p. 151-157.

KUMAZAKI, M., KUMAZAKI, M., Histopathological study of the tooth by Er:YAG *laser* application to dental hard tissue. **Dent. Mater**, v. 15, n. 1, p 104-115, 1996.

LAIRD, W. R. E., WALMSLEY, A. D., Ultrasound in dentistry. Part 1 – biophysical interaction, **J. Dentistry**, v. 19, n. 1, p. 14-17, 1991.

LEA, S. C., LANDINI, G., WALMSLEY, A. D., Thermal imaging of ultrasonic scaler tips during tooth instrumentation, **J. Clin. Periodontol.**, v 31, p. 370-375, 2004.

LI, Z.Z., CODE, J., MERWE, W.P.V.D., Er:YAG *laser* ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. **Lasers Surg. Med.**, v. 12, n. 6, p. 625-630, 1992.

LOBENE, R. R., BHUSSRY, B. R., FINE, S., Interaction of carbon dioxide *laser* radiation with enamel and dentin. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 47, n. 2, p 311-317, 1968.

MAGALHÃES, M. F., MATSON, E., ROSSI, W., ALVES, J. B., A morphological in vitro study of the effects of Nd:YAG *laser* on irradiated cervical dentin, **Photomedicine and Laser Surgery**, v. 22, n. 6, p.527-532, 2004.

MAIMAN, T. H., Stimulated optical radiation in ruby. **Nature**, London, v. 187, n. 4736, p. 493-494, 1960.

MARTINS, D. R., CONRADO, L. A., MORAL F., LOBO, P. D. C., Análise da Dentina radicular após Preparo com *Laser* Er:YAG e Ponta Diamantada CVD para Ultra-som. Disponível na INTERNET via url: <http://www.cvd-diamante.com.br/ref-bibliograficas.htm>. Arquivo consultado em 2005.

MATSUMOTO, K., NAKAMURA, Y., MAZEKI, K., Clinical applications of the Er:YAG *laser* for class V cavity preparation. **J. Showa Univ. Dent. Soc.**, v. 15, n. 4, p. 335-340, 1995.

MORIOKA, T., TAGOMORI, S., OHO, T., Acid resistance of lased human enamel with erbium:YAG *laser*. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, p. 215-217, 1991.

OELGIESSER, D., BLASBALG, J., BEM-AMAR, A., A temperature changes using Opus 20-Er:YAG *laser* during cavity preparation *in vitro*. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 2000, Brussels. **Abstracts...** Brussels: ISDL, 2000, p. 36.

OELGIESSER, D., BLASBALG, J., BEM-AMAR, A., Pulp temperature rise during cavity preparation by Opus 20 Er:YAG *laser in vivo*. In: CONGRESS OF THE EUROPEAN SOCIETY FOR ORAL *LASER* APPLICATIONS, 2001, Vienna. **Abstract...** Vienna: ESOLA, 2001, p. 7.

OUDHOF, H. A. J., BEART, M., SAMY, C., DE GEE, A. J., VAN DE KUIJ, P., The comparison of adhesive dentin bonding with Er:YAG *laser* and conventional techniques. In: CONGRESS OF INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY, 1996, Jerusalém, **Proceedings...** Bologna: Monduzzi Editore, 1996, p 103-105

PAGHDWALA, A. F., VAIDYANATHAN, M., PAGHDWALA, M. F., Evaluation of erbium:YAG *laser* radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. **Scanning Microsc.**, Chicago, v. 7, n. 3, p. 989-997, 1993.

PARADELLE, N., KUHN, G., Aport des techniques sono-abrasives dans l'elaboration des cavites proximales, **Revue d'odonto-stomatologie**, Paris, v. 29, n. 4, p. 225-231, 2000.

PICINNI, L. S., **Avaliação da temperatura na câmara pulpar durante preparo classe V com *laser* de érbio:YAG.** 66p, 2001, Dissertação (Mestrado Profissionalizante de *Laser* em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

POSTLE, H. H., Ultrasonic cavity preparation, **J. Pros. Dent.**, v. 8, n. 1, p. 153-160, 1958.

RECHMANN, P., HENNING, T., VON DER HOKK, U., KAUFFMAN R., Caries selective ablation: wavelength 377nm versus 2.9 μ m. *In: GAL, D., O'BRIEN S. J., VANGSNESS, C. T., WHITE, J. M., WIGDOR, H. A., (eds.) Lasers in Orthopedics, Dental and Veterinary Medicine II. Los Angeles: SPIE 1880, p. 235-239, 1993.*

RECHMAN, P., GOLDIN, D. S., HENNIG, T., Changes in surface morphology of enamel after Er:YAG *laser* irradiation. *In: LASER IN DENTISTRY, 1998, San Jose. Proceedings... San Jose: The International Society for Optical engineering, v. 3248, 1998, p. 62-68.*

SEMPRUM, A. C., ALMEIDA, J., PETERS, M. C., NOR, J. E., MYAKI, S. I., TANJI, E. Y., The effects of different caries removal techniques on the ultrastructure of dentin. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 81, p 248, 2002. [Resumo IADR n. 1903]

SIEVERS, M., KOORT, H., ALTSHULER, G., EROFEEV, M., FRENTZEN, M., The ablation of dental hard tissues by Er:YSGG *laser*. *In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. Proceedings... Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992, p. 255-256.*

STERN, R. H., SOGNNARES, R. F., *Laser beam on dental hard tissues. J. Dent. Res.*, Chicago, v.43,p. 873, 1964. (resumo n. 307)

STREET, E. V., A critical evaluation of ultrasonics in dentistry, **J. Prosthetics Dent.**, v. 9, n.1, p. 132-141, 1959.

TANJI, E. Y., **Alterações morfológicas de esmalte e dentina de cavidades classe I preparadas com o laser de érbio:YAG – Estudo *in vitro***. São Paulo, 1998, 83p., Dissertação (Mestrado em dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

TANJI, E. Y., MATSUMOTO, K., The comparative study of the morphological changes of dentin surface after Nd:YAG, CO₂ and argon lasers irradiation, **J. Jap. Endod Assoc.**, v. 15, n. 1, p 14-20, 1994.

TANJI, E. Y., MATSUMOTO, K., EDUARDO, C. P., Scanning electron microscopic observations of dentin surface conditioned with the Er:YAG laser, **Deuts Gesellschaft Laser Newsletter**, v. 8, p. 6, 1997. (Edição de congresso)

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

TRAVA-AIROLDI, V. J., CORAT, E. J., LEITE, N. F., NONO, M. C., FERREIRA, N. G., BARANAUSKAS, V., CVD diamond burrs – development and applications, **Diamonds and Related Materials**, v. 5, p. 857-860, 1996.

LEITE, N. F., Very adherent CVD diamond film on modified molybdenum surface, **Diamond and Related Materials**, v. 11, p. 532-535, 2002.

TRAVA-AIROLDI V. J., MORO, J R., CORAT, E. J., GOULART, E. C., SILVA, A. P., LEITE N. F., Cylindrical CVD diamond as a high-performance small abrading device, **Surface and Coatings Technology**, v. 108-109, p. 437-441, 1998

VALERA M. C., RIBEIRO, J. F., TRAVA-AIROLDI, V. J., CORAT, E. J., PENÃ, A. F. V., LEITE, N. F., Pontas de Diamante -CVD, **RGO**, v. 4, n. 2, p. 104-108, 1996.

VISURI, S. R., GILBERT, J. L., WALSH Jr., J. T., WIGDOR, H. A., Shear test of composite bonded to dentin: Er:YAG *laser* versus dental handpiece preparation. *In*: WIGDOR, H. A., FEATHERSTONE, J. D., WHITE, J. M., (Eds) **Lasers in Dentistry**., San Jose: SPIE 2394, p. 223-227, 1995.

VISURI, S. R., WALSH, J. T., WIGDOR, H. A., Erbium *laser* ablation of dental hard tissues: effect of water cooling. **Laser Surg. Med.**, New York, v. 18, n. 3, p. 284-300, 1996.

WHITE, J. M., FAGAN, M. C., GOODIS, H. E., Intrapulpal temperature during pulsed Nd:YAG *laser* treatment of dentin, *In vitro*. **J. Periodontol.**, Birmingham v.65, n.3, p255-259, 1994.

WHITE, J. M., GOODIS, H. E., MARSHALL, G. W., MARSHAL Jr., S. J., Identification of the physical modifications threshold of dentin induced by neodymium and holmium YAG lasers using scanning electron microscopy. **Scann Microscop**, v.7, n.1, p239-246, 1993.

WIGDOR, H., ABT, E., ASHRAFI, S., *et al*, The effect of *laser* on dental hard tissues , **J. Amer. Dent. Assoc**, v. 124, p. 65-70, 1993

WIGDOR, H., ASHRAFI, S., ABT, E., SEM evaluation of CO₂, Nd:YAG and Er:YAG *laser* irradiation of dentin *in vitro*. In: INTERNATONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International society of lasers in dentistry, 1992, p. 131-132.

WILDER-SMITH, P., ARRASTIA, A. M., SCHELL, M. J., LIAW, L. H., GRILL, G., BERNIS, M. W., Effects of Nd:YAG *laser* irradiation and root planning on the root surface: structural and thermal effects. **J.Periodontol.**, Birmigham, v. 66, n. 12, p. 1032-1039, 1995.

WILLIAMS, A. R., CHATER, B. V., Mammalian platelet damage *in vitro* by na ultrasonic therapeutic device. **Oral Biol.**, n. 25, p 175-179, 1980.

YAMADA, Y., HOUSSAIN, M., NAKAMURA, Y., SUZUKI, N., MATSUMOTO, N., Removal of carious dentin by mechanical, chemiomechanical and Er:YAG *laser* in deciduous teeth, **J. Oral Laser Applications**, n. 2, v. 1, p. 109-114, 2001.

YAZICI, A. R., ÖZGÜNALTAY, G., DAYANGAÇ, B., A Scanning electron microscopic study of different caries removal techniques on human dentin, **Op. Dent.**, v. 27, n. 4, p 360-366, 2002.

YOSHISHIGE, Y., MOZAMMAL, H., SUZUKI, N., KINOSHITA, J. I., NAKAMURA, Y., MATSUMOTO, K., Removal of carious dentin by Er:YAG *laser* irradiation with and without carisolv, **J. of clinical *laser* Medicine & surgery**, v. 19, n.3, p. 127-131, 2001.

YOKOYAMA, K., KOMORI, T., MATSUMOTO, Y., MATSUMOTO, K., Clinical Study of class V cavity preparation with Er:YAG *laser*. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY, 1996, Jerusalém. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi Editore, p. 139-143, 1996.

ZACH, L., COHEN, G., Pulp response to externally applied heat, **Endodontics**, New York, v. 19, n 4., p. 515-530, 1965

ZEZELL, D. M., CECCHINI, S. C. M., EDUARDO, C. P., MATSUMOTO, K., ROSSI, W., NOGUEIRA, G. E. C., BERRETTA, J. R., VIEIRA, N. D., MORATO, S. P., Experimental studies of the applications of the holmium *laser* in dentistry. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 13, n. 4, p. 283-289, 1995.