



BR0645215

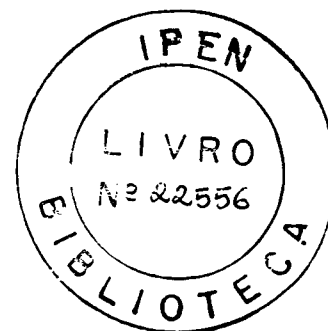
BR06 45215

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

563

**ESTUDO COMPARATIVO DO CONDICIONAMENTO DO ESMALTE E DENTINA
PARA A ADESÃO DE RESINAS COMPOSTAS COM OS LASERS Er:YAG
2,94 μm E COM O LASER CO₂ DE 9,6 μm : ANÁLISE MORFOLÓGICA E DE
RESISTÊNCIA À TRAÇÃO**

TARSO MUGNAI MARRACCINI



Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Materiais.

Orientadora

Prof.^a Dr.^a Denise Maria Zezell

**SÃO PAULO
2002**

**ESTUDO COMPARATIVO DO CONDICIONAMENTO DO ESMALTE E DENTINA
PARA A ADESÃO DE RESINAS COMPOSTAS COM OS LASERS Er:YAG
2,94 μm E COM O LASER CO₂ DE 9,6 μm : ANÁLISE MORFOLÓGICA E DE
RESISTÊNCIA À TRAÇÃO**

TARSO MUGNAI MARRACCINI

Dissertação apresentada como
parte dos requisitos para obtenção do
Grau de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear – Materiais.

Orientadora

Prof.^a Dr.^a Denise Maria Zezell

**SÃO PAULO
2002**

Dedicatória

À minha filha Rhayssa

Minha “luz” e minha companheira de jornada... Mesmo distante você sempre esteve, está e estará presente na minha vida.

Você, mesmo com sua pouca idade, mas com seu “espírito especial”, soube compreender a minha ausência muito mais do que pessoas que se dizem adultas.

Tenho aprendido muito com você nesses anos todos e espero sinceramente que você possa me perdoar pela minha “ausência física”, impossibilitando-me de estar mais presente ao seu lado.

Sem você, minha vida não teria sentido, não teria graça ou doçura...

Vale a pena viver, questionar, aprender, dividir e crescer junto com você!

Dedicatória

Aos meus pais, pelo imenso amor, esforço, carinho, paciência, dedicação, espírito crítico e muita compreensão nesses anos todos. A presença de vocês tem sido fundamental em minha vida, auxiliando no meu crescimento, na vontade de querer continuar acreditando e lutando pelos meus objetivos.

À minha irmã, pelo amor, pela amizade, carinho e compreensão e por todos os momentos bons e ruins que vivenciamos juntos.

À Andréa, ao longo dos próximos oitenta e quatro anos, que será o tempo necessário e suficiente para nos conhecermos melhor durante nossa caminhada terrena...

A Deus e a todo seu "staff", que a todo o momento me inspira, me ajuda, me conduz e, principalmente, cuida do meu caminho.

De uma maneira simples, clara, objetiva, carinhosa e de todo coração... ***Muito Obrigado a todos vocês!***

Agradecimentos

À Prof.^a Dr.^a Denise Maria Zezell

Meus mais sinceros agradecimentos, pelo imenso prazer de ter sido orientado por você. Mais do que apenas uma orientadora, foi e é uma amiga que soube me compreender em todos os momentos...

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Pelo seu espírito criativo e inovador, que tem conduzido e orientado os trabalhos na área do *laser* da USP, estimulando e colaborando com todo o nosso pessoal.

Meus sinceros votos de muitas felicidades.

À Prof.^a Dr.^a Martha S. Ribeiro

Pela sua sinceridade, integridade e espírito crítico. Sua ajuda tem sido muito importante para mim. A sua presença me inspira confiança.

À Prof.^a Dr.^a Miriam L. Turbino

O meu muito obrigado pela orientação, colaboração, paciência e atenção.

Ao Prof. Dr. Adam Stabholz

Pela gentileza em ceder seu precioso tempo e ter sido sempre solícito e prestativo na ajuda do preparo de novas amostras.

Ao Amigo Harvey^a Wigdor. DDS, MS

Pelo carinho, atenção, amizade e sugestões, sempre presentes durante a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Joseph T. Walsh

Do Depto. de Engenharia Biomédica da Northwestern University (Chicago) por ceder o protótipo do *laser* de CO₂ 9,6 μm para realização das primeiras irradiações.

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos Bombana

Pela colaboração, auxiliando com um número maior de espécimes.

Ao Prof. Niklaus U. Wetter

Pela amizade e gentileza que estão sempre presentes na sua pessoa.

Ao Dr. Nilson Dias Vieira Jr.

Pela intensa dedicação e motivação que conduz as pesquisas no CLA.

Aos Colegas

Ao “irmão mais novo Luciano”, por ser sempre solícito, ajudando-me e traduzindo da linguagem física para a odontológica muita coisa que eu tinha dúvida,

Ao Amigo Jose E.P. Pelino, pelas sugestões nas correções deste trabalho.

Aos amigos Daniela, Andréa, Walter, Sandro, Paulo, Claudia, Patrícia e Marcelo, Masushi, etc.

A todos os demais colegas do IPEN e FOU SP.

À Elsa e Edna pela eficiência e atenção.

A Aninha e demais colegas das CPG pela orientação, dedicação, paciência e atenção.

Aos técnicos Arnaldo (Dentística da FOU SP) e Emy (IPEN), no auxílio da confecção das amostras.

Às amigas Valéria, Flávia e Gisele, pela preciosa ajuda e presença quando se fizeram necessárias.

A você Tatiane, com sua sensibilidade, carisma e brilho – que teve paciência comigo nos meus momentos de stress, ajudando-me na correção e formatação deste trabalho.

Ao amigo Dian, também me ajudando e opinando nos momentos finais deste trabalho.

A todos os demais que, de uma maneira ou de outra, muito contribuíram para a realização deste trabalho.

Que Deus continue presente em suas vidas, sempre os abençoando e iluminando-os. Muito Obrigado.

Ao CNPq

Pelo suporte financeiro.

Ao IPEN

Pela infraestrutura e atividades de ensino.

**ESTUDO COMPARATIVO DO CONDICIONAMENTO DO ESMALTE E DENTINA
PARA A ADESÃO DE RESINAS COMPOSTAS COM OS LASERS Er:YAG
2,94 μm E COM O LASER CO₂ DE 9,6 μm : ANÁLISE MORFOLÓGICA E DE
RESISTÊNCIA À TRAÇÃO**

TARSO MUGNAI MARRACCINI

RESUMO

O propósito deste estudo foi avaliar e comparar a resistência à tração de uma resina composta ao esmalte e também à dentina, que receberam irradiação superficial com o *laser* de Er:YAG 2,94 μm ou com o *laser* de CO₂ 9,6 μm e foram condicionadas posteriormente com o ácido fosfórico a 35%. Após a utilização do sistema adesivo escolhido, cones de resina foram confeccionados na face condicionada pelos *lasers* e foram realizados testes de tração. Todas as amostras foram observadas na microscopia eletrônica de varredura. Nas amostras de esmalte e dentina irradiada com o *laser* de CO₂ pulsado com emissão em 9,6 μm houve um elevado grau de fusão e solidificação desses tecidos, formando uma camada vitrificada e alternada com pequenas crateras. Com o *laser* de Er:YAG verificou-se alterações morfológicas típicas de microablação explosiva, expondo os túbulos dentinários. A superfície obtida pela associação de *laser* CO₂ 9,6 μm com condicionamento ácido não mais apresentou o aspecto de fusão, tendo sido esta camada completamente removida.

Foi observada diferença estatisticamente significativa entre os três métodos de condicionamento, tanto para a superfície tratada do esmalte como para a dentina. Testes de resistência à tração mostraram que o condicionamento das superfícies de esmalte e dentina com o condicionamento ácido exclusivamente (grupo controle) apresentou os maiores valores, superando os valores dos condicionamentos obtidos com o *laser* de Er:YAG + condicionamento ácido ou com o *laser* CO₂ 9,6 μm + condicionamento ácido. Com os parâmetros utilizados neste experimento, o *laser* de Er:YAG, mostrou-se mais efetivo que o *laser* de CO₂ 9,6 μm no condicionamento dessas superfícies dentárias.

“COMPARATIVE STUDIES OF ETCHED ENAMEL AND DENTIN FOR THE ADESION OF COMPOSITE RESINS WITH THE Er: YAG 2.94 μm LASER AND CO₂ 9.6 μm LASER: MORPHOLOGICAL (SEM) AND TENSILE BOND STRENGTH ANALYSIS.”

TARSO MUGNAI MARRACCINI

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate and compare the tensile bond strength of a composite resin adhered to the enamel and dentin which have received superficial irradiation with an Er:YAG laser (2.94 μm) or with CO₂ laser (9.6 μm) and later on etched with the phosphoric acid at 35%. After the use of the adhesive system, resin cones were made on the etched surfaces by both lasers and tensile bond strength tests were performed. All samples were observed at the SEM – there was an increase of the degree of fusion and resolidification in the irradiated enamel and dentin samples with the CO₂ laser (9.6 μm), creating a vitrified layer with tiny craters. With the Er:YAG laser (2.94 μm) there were typical morphological explosive microablation with the exposition of the tubules in the dentin. The surface acquired by the association of the CO₂ laser (9.6 μm) plus acid etching no longer presented the aspect of fusion being this layer completely removed.

There were statistical significant differences among all three methods of etching in the treatment of the enamel and dentin surface. The tensile bond strength test showed that etching of these enamel and dentin surfaces with acid exclusively (control group) presented great values, surpassing the values of the etching acquired with the Er:YAG laser (2.94 μm) plus acid or the CO₂ laser (9.6 μm) plus acid.

With the parameters used in this experiment the Er:YAG laser (2.94 μm) showed to be more effective than the CO₂ laser (9.6 μm) for the hard dental surfaces etching procedure.

SUMÁRIO

1. Introdução.....	20
2. Objetivo.....	23
3. Estado da Arte do uso do <i>laser</i> 2,94 μm Er:YAG, e do <i>laser</i> 9,6 μm CO ₂	24
4. O <i>laser</i> de CO ₂ 9,6 μm e o <i>laser</i> de Er:YAG 2,94 μm	32
4.1 Mecanismo de funcionamento do <i>laser</i> Er:YAG 2,94 μm	32
4.2 Mecanismo de funcionamento do <i>laser</i> CO ₂ 9,6 μm	33
5. Materiais e Métodos.....	38
5.1 Lasers utilizados	38
5.2 Materiais utilizados	40
5.3 Preparo das amostras.....	41
5.4 Preparação dos cones de resina.....	46
5.5 Preparação para MEV	51
6. Resultados.....	53
6.1 Superfícies de esmalte e dentina condicionadas por ácido.....	53
6.2 Áreas Irradiadas com o <i>laser</i> de CO ₂ 9,6	56
6.3 Áreas Irradiadas com o <i>laser</i> de Er:YAG 2,94 μm	62
6.4 Resultados do teste de resistência à tração.....	66
6.4-1 Esmalte	69
6.4-2 Dentina.....	73
7. Discussão	78
8. Conclusões.....	85
Referências Bibliográficas.....	86

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Mecanismos Termomecânico de ablação <i>laser</i>	31
FIGURA 2 - Modo simétrico longitudinal do CO ₂	34
FIGURA 3 - Modo perpendicular do CO ₂	34
FIGURA 4 - Modo longitudinalmente assimétrico do CO ₂	35
FIGURA 5 - Níveis de energia do CO ₂	36
FIGURA 6 - Diagrama do TEA CO ₂	37
FIGURA 7 - Detalhe do Painel do <i>laser</i> Er:YAG.....	38
FIGURA 8 - Protótipo do <i>laser</i> pulsado de TEA CO ₂	39
FIGURA 9 - Mandíbula bovina com “close” dos incisivos centrais.....	41
FIGURA 10 - Incisivo central embutido em resina acrílica no tubo de PVC.....	42
FIGURA 11 - Amostra do corpo de prova preparado para ser polido.....	42
FIGURA 12 - Grupo de mostras de esmalte e dentina irradiadas com o <i>laser</i> de CO ₂ 9,6 μm.....	45
FIGURA 13 - Aumento da amostra em esmalte condicionada com o de <i>laser</i> de CO ₂ 9,6 μm.....	45
FIGURA 14 - Maior Detalhe (ablação) da superfície de dentina condicionada com o <i>laser</i> de CO ₂ 9,6 μm.....	45
FIGURA 15 - Kit do sistema adesivo com e seus componentes em detalhe.....	46
FIGURA 16 - Detalhe das amostras dos cones de resina dos corpos de prova para teste na Instron.....	48
FIGURA 17 - Máquina de tração Instron – visão do conjunto.....	48
FIGURA 18 - Detalhe da base da Instron onde será colocado o corpo de prova, preso ao dispositivo de preensão para os testes.....	49
FIGURA 19 - Amostra preparada para receber o anel de preensão.....	49
FIGURA 20 - Amostra sem o cone de resina removido durante o teste de tração.....	50
FIGURA 21 - Detalhe do corpo de prova sem o cone de resina removido durante o teste e anel de preensão aberto, com o cone fraturado após o teste.....	50
FIGURA 22 - Amostras em dentina irradiadas com o <i>laser</i> de CO ₂ 9,6 μm selecionadas para a MEV.....	52

FIGURA 23 - Micrografia eletrônica da superfície de esmalte não condicionado (A). Micrografia eletrônica da superfície condicionada com ácido fosfórico a 35% (B).....	54
FIGURA 24 - Micrografia eletrônica em maior aumento das áreas não condicionadas e condicionadas, respectivamente regiões A e B	54
FIGURA 25 - Micrografia eletrônica da dentina não condicionada (A). Condicionamento da superfície dentinária por ácido fosfórico a 35% (B)	55
FIGURA 26 - Micrografia eletrônica de maior aumento, mostrando a dentina não condicionada (A) e condicionada (B). São observados canalículos dentinários expostos (B).....	55
FIGURA 27 - Micrografia eletrônica do esmalte irradiado pelo <i>laser</i> de CO ₂ 9,6 μm – áreas de fusão.....	56
FIGURA 28 - Micrografia Eletrônica: Fusão e re-solidificação do esmalte dental irradiado pelo <i>laser</i> de CO ₂ 9,6 μm.....	57
FIGURA 29 - Micrografia eletrônica da Interface do esmalte dental mostrando área de fusão com pequenas crateras (A) e área sem condicionamento pelo <i>laser</i> CO ₂ 9,6 μm. (B).....	57
FIGURA 30 - Micrografia Eletrônica da superfície de esmalte irradiada pelo <i>laser</i> CO ₂ 9,6 μm, seguida do condicionamento com o ácido. A camada de fusão superficial foi removida pelo ácido, sugerindo pouca espessura dessa fusão	58
FIGURA 31 - Em maior aumento, completa remoção das áreas de fusão superficial originalmente causada pelo <i>laser</i> CO ₂ 9,6 μm após o condicionamento com o ácido fosfórico a 35%	58
FIGURA 32 - Micrografia eletrônica da dentina irradiada com o <i>laser</i> de CO ₂ 9,6 μm, mostrando área de derretimento dessa dentina.....	59
FIGURA 33 Em maior aumento constatamos fusão e ressolidificação da dentina irradiada com <i>laser</i> de CO ₂ 9,6 μm e com o vedamento de parte dos túbulos dentinários.....	59
FIGURA 34 - Detalhe da interface na dentina irradiada com <i>laser</i> CO ₂ 9,6 μm mostrando área de fusão com pequenas crateras(A) e área sem condicionamento pelo <i>laser</i> (B). Em (A) fusão e solidificação da dentina, com o vedamento de parte dos túbulos dentinários.....	60
FIGURA 35 - Micrografia eletrônica de dentina irradiada com <i>laser</i> CO ₂ 9,6 μm e condicionada com ácido fosfórico 35%. A camada de fusão e ressolidificação da dentina, anteriormente presente foi removida	61
FIGURA 36 - Em maior aumento observa-se completa remoção da camada de fusão pelo condicionamento ácido, com a exposição dos canalículos dentinários.....	61
FIGURA 37 - Nessa MEV observa-se a superfície do esmalte irregular, “áspera”, caracterizando a ablação produzida pelo <i>laser</i> de Er:YAG neste tecido.....	62
FIGURA 38 - Em maior aumento detalhe de esmalte da área ablacionada pelo <i>laser</i> de Er:YAG	62

FIGURA 39 - Micrografia eletrônica de esmalte irradiado pelo <i>laser</i> Er:YAG e posteriormente condicionado pelo ácido fosfórico a 35%	63
FIGURA 40 - Maior aumento da superfície de esmalte ablacionada pelo <i>laser</i> de Er:YAG e, posteriormente, condicionada pelo ácido fosfórico a 35%	63
FIGURA 41 - Superfície de dentina rugosa e irregular, caracterizando a ablação deste tecido pelo <i>laser</i> de Er:YAG	64
FIGURA 42 - Micrografia eletrônica em maior aumento da dentina ablacionada pelo <i>laser</i> de Er:YAG, mostrando a exposição dos canalículos dentinários	64
FIGURA 43 - Micrografia eletrônica da dentina irradiada com <i>laser</i> de Er: YAG apresentando maior regularidade superficial após o condicionamento com ácido fosfórico a 35%	65
FIGURA 44 - Micrografia eletrônica em maior aumento, constatando-se maior exposição dos ,túbulos dentinários – da dentina irradiada com <i>laser</i> Er: YAG - após o condicionamento dessa superfície pelo ácido fosfórico a 35%	65
FIGURA 45 - Médias \pm 1 desvio padrão para a resistência à tração – Esmalte	70
FIGURA 46 - Médias \pm 1 desvio padrão para a resistência à tração – Dentina	74
FIGURA 47 - Médias \pm 1 desvio padrão para a resistência à tração.....	77
FIGURA 48 - Espectro de absorção da água e hidroxiapatita.....	80
FIGURA 49 - Comprimento de onda entre 2 -11 μ m	81

LISTA DE TABELAS

(6.4 - Resultados do Teste de Resistência à Tração)

TABELA 1 - Distribuição amostral dos dentes..... 66

TABELA 2 - Resistência à tração [MPa]..... 68

(6.4-1 Esmalte)

TABELA 3 - Medidas descritivas para a resistência – Esmalte 70

TABELA 4 - Análise de Variância para a raiz quadrada da resistência à tração..... 72

(6.4-2 Dentina)

TABELA 5 - Comparações múltiplas pelo método de Tukey para todas as comparações as diferenças significativas estão hachuradas 72

TABELA 6 - Medidas descritivas para a resistência à tração – Dentina..... 73

TABELA 7 - Análise de Variância para o logaritmo da resistência à tração – Dentina..... 76

TABELA 8 - Comparações múltiplas pelo método de Tukey para todas as comparações. As diferenças significativas estão hachuradas 76

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Acrogramas

CW - *C(ontinuous) W(ave)*, onda contínua

Et al. - *et alli*, e outros

IPEN - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

IV - Infravermelho

LASER - *L(ight) A(mplification) by S(timulated) E(mission) of R(adiation)*;
Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação

MEV - Microscopia Eletrônica de Varredura

TEA - *Transversely Excited Atmospheric Pressure*

UV - Ultravioleta

CNPq - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico

Física

DE - Densidade de energia ou fluência

E - Energia

f - Frequência ou taxa de repetição

Φ - Diâmetro

λ - Comprimento de onda

μ_a - Coeficiente de absorção

P - Potência

P_m - Potência Média

Química

CO₂ - Dióxido de carbono

Er:YAG - Érbio:YAG (érbio: ítrio-alumínio-granada)

H₂O₂ - Peróxido de hidrogênio (água oxigenada)

He - Hélio

He-Ne - Hélio e Neônio

Ho:YAG - Hólmio:YAG (hólmio: ítrio-alumínio-granada)

N - Nitrogênio

N₂ - Nitrogênio Molecular

Nd:YAG - Neodímio:YAG (neodímio: ítrio-alumínio-granada)

Ne - Neônio

O - Oxigênio

YAG - Y(*ttrium*) A(*luminium*) G(*arnet*); granada de ítrio e alumínio

YLF - Y(*ttrium*) L(*ithium*) F(*louride*); fluoreto de ítrio de lítio; LiYF₄ – tetrafluoreto

Unidades

°C - Graus Celsius ou graus centígrados

cm - centímetro

cm² - centímetros quadrados

Hz - Hertz

J - Joule

J/m² - Joules/ centímetro quadrado

Kgf - Kilograma força (unidade de força)

MPa - Megapascal (unidade de pressão)

mJ – milijoule

mL - mililitro

mm - milímetro

ms - milissegundo

mW - miliwatt

µs - microssegundo

µm - micrômetro

nm - nanômetro

ns - nanossegundo

s - segundo

W – watt

1. Introdução

Experimentos e pesquisas recentes têm comprovado a eficiência da utilização do *laser* pulsado de CO₂ emitido em 9,6 μm para a remoção do tecido duro. O mesmo possui um mecanismo de interação com o tecido que resulta em um processo de ablação diferenciado do já consolidado *laser* de Er: YAG em 2,94μm quando este incide em esmalte, dentina ou cimento.

É importante, portanto, comparar a adesão em esmalte e dentina das resinas compostas fotopolimerizáveis, em tecidos duros tratados especificamente com esses dois tipos de *lasers*.

Um método de condicionamento da superfície do esmalte dental com ácido foi desenvolvida antes do advento do *laser* por BUONOCORE em 1955. Observou que, com esse tratamento, a retenção dos materiais restauradores acrílicos a essas superfícies previamente tratadas, era aumentada. Mesmo não explicando totalmente o mecanismo envolvido nesse processo, concluiu que houve um aumento da adesão quando o tratamento superficial do esmalte era efetuado com ácido, considerando esse recurso técnico necessário para o aumento da retenção mecânica dessas resinas à superfície dental. Convém observar que “condicionamento” é uma expressão que invoca uma atuação profissional do cirurgião dentista num processo de restauração ou de cimentação; e “ataque-ácido” esta relacionado aos produtos metabólicos ácidos produzidos pelas bactérias da cavidade oral ligados ou a fatores destrutivos ou a fatores patológicos do tecido mineralizado.

Uma série de estudos tem sido feita no intuito de determinar a presença de mudanças químicas, físicas e morfológicas após a irradiação *laser* (White¹ 1996, Cecchini² 1995, Cecchini et al.³ 1996, Morioka et al.⁴ 1989, Zezell et al.⁵,⁶ 1995, Eduardo et al.⁷ 1994). Estas modificações devem ser atingidas utilizando-se parâmetros tais que não sejam prejudiciais ao tecido pulpar ou tecidos

adjacentes (White et al. ⁸ 1991 Goodis et al. ⁹ 1992 Zezell et al. ¹⁰ 1996 Keller e Hibst¹¹ 1991)

A irradiação *laser* pode criar micro-espacos que podem atuar como sítios para deposição de íons liberados pelo ataque ácido (Oho; Morioka ¹²),.

Outras alterações químicas e estruturais termicamente induzidas no mineral intrínseco podem resultar na redução de cáries em dentes irradiados com *laser* de érbio, sendo a inibição da ordem de 60 a 40% para irradiações com Er:YSGG e Er:YAG *laser* respectivamente (Fried et al. ¹³).

Com a irradiação *laser* pode existir ainda um decréscimo da permeabilidade e da solubilidade do esmalte com conseqüente alteração da composição mineral da estrutura dental (Zezell et al.¹⁴, White et al.¹⁵). Com a introdução da técnica convencional do condicionamento ácido do esmalte por Buonocore ¹⁶, o uso de procedimentos tanto estéticos como adesivos tem sido freqüentemente utilizado em consultórios odontológicos. A utilização da radiação *laser* também tem sido pesquisada na remoção de cáries incipientes (Melcer et al. ¹⁷, Myers et al.¹⁸, White et al. ¹⁹).

Um aumento da resistência adesiva da resina composta à dentina entre 21 e 24% e uma redução no tempo de fotopolimerização de 50% podem ser conseguidos quando este material restaurador for polimerizado com *laser* de argônio ²⁰.

Alterações superficiais causadas por irradiação com diferentes tipos de *laser*, entre eles Ho:YAG, CO₂, CO₂/Nd:YAG e Ar:F apresentam menor rugosidade do esmalte do que quando o esmalte é apenas condicionado por ácido fosfórico durante 30 segundos, sendo os efeitos do *laser* de Ar:F mais próximos daquela obtida com o condicionamento ácido²¹.

Por ser um protótipo e também por existirem poucos trabalhos e pesquisas com o *laser* de CO₂ emitindo em 9,6 μm, este trabalho fará a comparação de seus efeitos em esmalte e dentina com finalidade de adesão resina composta com um laser já amplamente conhecido, e com diversos trabalhos e pesquisas realizadas na Odontologia que é o *laser* de Er:YAG, emitindo em 2,94 μm. Espera-se obter com ambos os lasers, uma superfície irregular, "áspera", caracterizando o processo de ablação, com um maior número de canalículos expostos - por essas irradiações, e sem a fusão desses tecidos.

2.Objetivo

O objetivo deste estudo é avaliar o condicionamento da superfície do esmalte e dentina para restaurações com resina compostas utilizando um protótipo *laser* de CO₂ pulsado com emissão em 9,6 μm e com *laser* de Er:YAG com emissão em 2,94 μm, comparando com o condicionamento ácido convencional.

Para avaliar a adesão será verificada a resistência à tração das resinas compostas, assim como será avaliada a morfologia por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) das áreas preparadas e condicionadas com estes dois *lasers* mais a associação do ácido fosfórico à 35%, e com o método convencional (ácido fosfórico à 35% exclusivamente), também será realizada.

3. Estado da Arte do uso do *laser* de CO₂ (9,6 μm) e do *laser* de Er:YAG (2,94 μm)

Certos *lasers* de alta intensidade de potência, por apresentarem a capacidade de ser altamente absorvidos pelos componentes do tecido alvo -Hibst & Keller²², 1989; Wigdor et al., 1997²³- são usados para remover o tecido dental duro através do processo de ablação, sem danos térmicos aos tecidos adjacentes.

Wigdor et al. (1992)²⁴, avaliando em microscopia eletrônica de varredura da dentina irradiada, com os *lasers* CO₂ 10,6 μm, Nd:YAG e Er:YAG, constatou que nas amostras irradiadas pelo *laser* de CO₂ 10,6 μm, os túbulos dentinários não se apresentaram evidentes e uma grande quantidade de trincas foram observadas nas amostras. Por sua vez, o *laser* de Nd:YAG causou fusão da dentina intertubular apresentando diâmetros variados, diferentemente da dentina irradiada pelo *laser* de Er:YAG.

Keller & Hibst (1993)²⁵, realizaram testes de tração em esmalte dental condicionado com *laser* de Er:YAG. Esse *laser* produziu um padrão micro-retentivo no esmalte com valores de resistência à tração próxima ao do condicionamento com o ácido.

Hibst & Keller (1993)²⁶, avaliaram a ação do *laser* de Er:YAG no condicionamento de superfícies dentinárias para posterior procedimento adesivo. As amostras de esmalte e dentina de dentes humanos extraídos receberam diferentes condições de irradiação com esse *laser*, onde foram polimerizados compósitos sobre as superfícies, com e sem aplicação prévia de um sistema adesivo, para posterior teste de tração. Apresentou-se um padrão retentivo nessas superfícies com a presença de rugosidades, produzidas pela micro-explosão de corrente do processo de ablação. Em aplicações de baixa energia, não se detectou mudanças estruturais ou superficiais.

Em outro experimento, utilizando também o *laser* de Er:YAG em tecido duros Gimble et al (1994),²⁷ verificou que o limiar de energia para a remoção do tecido cariado é de 30 mJ, para a remoção da dentina sadia 50 mJ de energia e no esmalte de 80 mJ.

Fried et al (1994)²⁸, com o objetivo de determinar a densidade de energia necessária para promover a fusão do esmalte, irradiaram amostras de esmalte de dentes humanos e bovinos com *laser* pulsado de CO₂ de 9,3 μm, 9,6 μm, 10,3 μm e 10,6 μm de comprimento de onda, 5 a 10 J/cm² e duração de pulso de 50 a 500 μs. Durante a irradiação, as variações no aumento de temperatura na superfície foram de 500 a 1500 °C, sendo que em 9,3 μm e em 9,6 μm os aumentos de temperatura foram maiores do que em 10,3 μm e em 10,6 μm para as mesmas densidades de energia. As superfícies irradiadas com o comprimento de onda de 9,6 μm apresentaram superfície lisa e homogênea com a fusão e recristalização do esmalte. Os melhores resultados observados foram obtidos com duração de pulso de 50 a 100 μs, com o comprimento de onda de 9,3 μm e de 9,6 μm, que apresentaram maior eficiência para promover a fusão da superfície do esmalte.

Visuri et al (1995)²⁹, constataram nos testes de cisalhamento da resina composta em superfícies irradiadas com o *laser* de Er:YAG que os valores obtidos foram estatisticamente superiores ao grupo de dentina tratadas com broca de carbide. Na microscopia eletrônica de varredura foram observados túbulos dentinários abertos nas áreas irradiadas, sugerindo a eliminação do condicionamento ácido da dentina para a adesão das resinas compostas.

Em 1996, Seka et al³⁰ revisando os processos básicos de ablação de tecidos dentais por meio da irradiação *laser*, cita que o de emissão contínua é contra-indicado para esse procedimento e que a efetividade na ablação por explosão, mediada pela água sem causar danos térmicos aos tecidos adjacentes, é obtido por meio de um *laser* pulsado com pequena duração de pulso e curto

tempo de relaxação térmica (tempo que o calor leva para se difundir pelo tecido não ablacionado).

Eduardo et al³¹ em 1996, avaliaram na microscopia eletrônica de varredura, a superfície de esmalte após a irradiação com *laser* de Er:YAG com diversas energias, bem como a resistência à adesão e cisalhamento de uma resina composta aderida ao esmalte com esse *laser*. Na análise das micrografias, constatou-se significantes mudanças micromorfológicas da superfície irradiada do esmalte, e o teste de adesão e cisalhamento mostrou que os valores encontrados no grupo condicionado com ácido fosfórico a 37% são estatisticamente maiores do que nos grupos tratados com o *laser* de Er:YAG, nas condições descritas nesse trabalho.

Groth et al (1996)³², avaliaram e compararam a força de adesão de uma resina composta aderida ao esmalte dental tratada por três diferentes técnicas: Grupo 01, tratado somente com *laser* de Er:YAG com energias por pulso e taxas de repetição de 60 mJ e 10 Hz 300 mJ e 6 Hz e 500 mJ e 2 Hz. O grupo 02, condicionado com ácido fosfórico a 37% e o grupo 03 foi tratado com *laser* de Er:YAG com energia por pulso de 60 mJ e taxa de repetição de 10 Hz e condicionado com o ácido fosfórico a 37%. Utilizou-se um sistema de adesivo, e cones de resina compostas foram confeccionadas na superfície do esmalte. As amostras foram termocicladas e a força de adesão foi testada. Todas as superfícies do esmalte foram analisadas na microscopia eletrônica de varredura. Nos grupos que foram tratados exclusivamente com o *laser* de Er:YAG, os valores de adesão encontrados mostraram ser estatisticamente menores daqueles encontrados nos grupos tratados com ácido fosfórico ou com *laser* e ácido fosfórico, e que, quanto maior a energia utilizada, maior a força de adesão. Concluíram os autores que o tratamento prévio da superfície do esmalte com o *laser* de Er:YAG antes do condicionamento com o ácido fosfórico, pode ser uma técnica alternativa para a adesão das resinas compostas.

Ertl & Muller (1997)³³, avaliaram a eficiência do *laser* pulsado de CO₂ em preparos cavitários determinando a eficiência e as taxas de ablação dos tecidos duros dentais, nas durações de pulso de 100 ns, 10, 65, 130 e 150 μs, utilizando freqüências de 1 a 8Hz. Os melhores resultados foram obtidos com duração de pulso de 100 a 130 μs. O processo de ablação sem a ocorrência de carbonização da matriz orgânica dentinária, foi possível apenas com a refrigeração de água/ar. As cavidades foram preparadas com energias entre 250 a 400 mJ e 130 μs de duração de pulso, entretanto, o condicionamento da superfície com energias abaixo dos limiares de ablação. A desvantagem no comprimento de onda de 9,3μm, citam os autores é a falta de um sistema de entrega de feixe flexível para energias de pulso acima de 100mJ.

Tanji et al (1997)³⁴, observaram em microscopia eletrônica de varredura o aspecto da superfície dentinária condicionada com o *laser* de Er:YAG e constataram a exposição dos túbulos dentinários e a criação de um padrão microretentivo, sugerindo a possibilidade de retenção de materiais restauradores.

Fried et al (1997)³⁵, analisaram com o *laser* pulsado de CO₂, nos comprimentos de onda 9,3 μm, 9,6 μm, 10,3 μm e 10,6 μm, alterações térmicas, químicas, morfológicas e ópticas da dentina durante irradiação determinando os parâmetros adequados para serem utilizados na prevenção da cárie. A superfície dentinária foi irradiada numa área de 1mm de diâmetro com duração de pulso de 100μs, freqüência de 1 a 10 Hz e densidades de energia de 0,5 a 8J/cm². Nas micrografias eletrônicas das superfícies irradiadas, mostraram que densidades de energia acima de 2J/cm² provocou fusão e a formação de uma matriz cristalina. Foram necessários de 5 a 20 pulsos do *laser* de CO₂ nos comprimentos de onda 9,3 μm e 9,6 μm para que a área de 1mm² de dentina fosse totalmente modificada. As energias utilizadas de 0,1 a 0,4J provocaram aumentos de temperatura de 1 a 2 °C na câmara pulpar em remanescente de dentina de 2mm de espessura e sem refrigeração de água e ar.

Os autores de outras pesquisas, como Krapchev et al³⁶ também em 1997, relataram que o processo de ablação promovido pelo Er:YAG (2,94 μ m) é um dos mais eficientes, pois este comprimento de onda é altamente absorvido pela água dos tecidos dentais duros (esmalte com 2,5% e dentina com 13,5% de água), com mínimo dano térmico aos tecidos adjacentes, utilizando-se taxas de repetições baixas e duração de pulso de 250 μ s. Já o comprimento de onda do *laser* de CO₂ 9,6 μ m é absorvido pelo conteúdo mineral dos dentes – principalmente a hidroxiapatita. Devido ao aumento de temperatura nos tecidos adjacentes, provocadas, observou-se que a duração de pulso deve ser curta e menor que o tempo de difusão térmica, na ordem de microssegundos. Nesta pesquisa os autores observaram que a irradiação com duração de pulso de 100ns promoveu a formação de plasma e como conseqüência uma menor eficiência na ablação. O comprimento de onda de 9,6 μ m apresenta uma profundidade de absorção no tecido dental duro na ordem de 2 μ m. Esses autores concluíram que esse *laser* de CO₂, com duração de pulso de 10 a 20 μ s, promove ablação sem danos térmicos aos tecidos adjacentes, sem evidência significativa de formação de plasma.

Takahashi et al (1998)³⁷, com um *laser* de CO₂ 9,3 μ m pulsado avaliaram as alterações morfológicas e atômicas da estrutura de esmalte e dentina irradiados com esse *laser*. Áreas esbranquiçadas com discreta carbonização foram vistas no esmalte e na dentina. Nas micrografias eletrônicas constataram-se dentinas fusionadas, áreas com superfícies rugosas e irregulares, trincas e cavidades com características de fusão e recristalização, espalhadas do centro para a periferia das amostras.

Os autores constataram um aumento significativo dos íons Ca e P tanto no esmalte como na dentina após a irradiação, sugerindo o uso deste *laser* neste comprimento de onda como útil na prevenção da cárie dental.

Utilizando-se de um *laser* TEA CO₂ com comprimento de onda em 9,6 μ m, Fried et al (1999)³⁸ verificaram a eficiência na prevenção da cárie deste *laser*, já que promove alteração estrutural na superfície do esmalte com densidades de

energia igual ou menor de $0,5\text{J}/\text{cm}^2$, com a redução da deposição de calor no tecido alvo e sem a constatação de necrose pulpar. No entanto, os autores puderam constatar que, com densidades de energia maiores, a potência pico pode iniciar a formação de plasma diminuindo a taxa de ablação e eficiência, limitando seu uso nos casos de remoção de tecido dental.

Em pacientes submetidos a tratamento periodontal e ortodônticos, Wigdor et al (2000)³⁹ irradiaram 16 dentes previamente a exodontia com um protótipo de *laser* pulsado de CO_2 $9,6\ \mu\text{m}$ (ESC Medical System – Israel), utilizando-se 50mJ de energia, com duração de pulso de $60\ \mu\text{s}$ e diâmetro do feixe de $300\ \mu\text{m}$. Todos os pacientes não relataram dor ou desconforto durante o preparo das cavidades com este *laser* e a velocidade foi semelhante à do preparo convencional, sugerindo que este *laser* poderá ser usado com eficiência no processo de ablação dos tecidos dentais.

Moshonov & Stabholz (2000)⁴⁰, utilizaram um *laser* pulsado de CO_2 $9,6\ \mu\text{m}$ em preparo cavitário e constataram na MEV, a formação de crateras na superfície tanto no esmalte como na dentina irradiadas e com características de fusão e recristalização da estrutura. Na análise química ficou demonstrada que não houve estatisticamente diferença no conteúdo de íons Ca, P e oxigênio, entre as amostras irradiadas e as do grupo controle, preparada com alta rotação.

Stabholz & Moshonov (2000)⁴¹, também com um *laser* pulsado de CO_2 $9,6\ \mu\text{m}$, avaliaram o tempo gasto nos preparos cavitários de classe I, V, apicetomias e retrocavidades. Os autores verificaram que o tempo gasto foi menor quando o procedimento foi realizado no método convencional; porém o *laser* de CO_2 $9,6\ \mu\text{m}$ foi capaz de realizar com sucesso todos os diferentes procedimentos com um tempo ligeiramente maior que nos métodos convencionais.

Kimura et al (2000)⁴² avaliou na MEV, os efeitos do *laser* CO_2 $9,3\ \mu\text{m}$ em dentes humanos extraídos e sem cáries. Foram utilizados diferentes parâmetros de energia: 26mJ, com densidade de energia de $53\text{J}/\text{cm}^2$ e 30mJ com densidade

de energia de $61,10\text{J}/\text{cm}^2$. Não foram verificadas trincas, fraturas ou crateras. Porém, áreas de dentina derretida e partículas sólidas foram observadas na superfície, alternando com túbulos dentinários expostos. Os autores sugerem que a ablação da dentina com esse *laser*, nesses parâmetros, produzem alterações morfológicas apenas superficiais, não causando danos térmicos aos tecidos adjacentes e principalmente à polpa dental.

Em pesquisa recente, Fried et al⁴³ concluíram que a absorção da radiação infravermelha no esmalte é dependente de sua microestrutura e onde essa energia *laser* é primariamente absorvida. Se a emissão dessa energia for proveniente de um *laser* de Er:YAG($2,94\ \mu\text{m}$) ,então esta radiação será primariamente absorvida pela água e o mecanismo de ablação é de natureza fotomecânica (mediado pela água). Se essa energia absorvida pelo esmalte for proveniente de comprimento de onda de $9,6\ \mu\text{m}$, o mecanismo de ablação nessa região parece ser mais indicativo da vaporização térmica da matriz mineral. Estudos do espectro de absorção e MEV nessa pesquisa foram utilizados para confirmar a hipótese que a distribuição espacial da água e do mineral na microestrutura do esmalte são responsáveis pelos diferentes mecanismos de ablação observados entre essas duas regiões do infravermelho.

Fried⁴⁴, estudando os diferentes mecanismos de ablação dos *lasers* infravermelhos para o esmalte dental, conclui que as diferenças tanto para o Er:YAG como para o *laser* de CO_2 estão fundamentadas essencialmente no principal absorvedor primário deste tecido que hora pode ser a água, e hora a parte mineral deste tecido e, não somente pela duração de pulso como previamente havia sido sugerido para dentina. A estrutura normal do esmalte é mantida durante a ablação mediada pela água em $2,94\ \mu\text{m}$ e em $2,79\ \mu\text{m}$, enquanto que, na banda de absorção do CO_2 $9,6\ \mu\text{m}$, as alterações na morfologia do tecido são bastante acentuadas. (*Figura 1*)

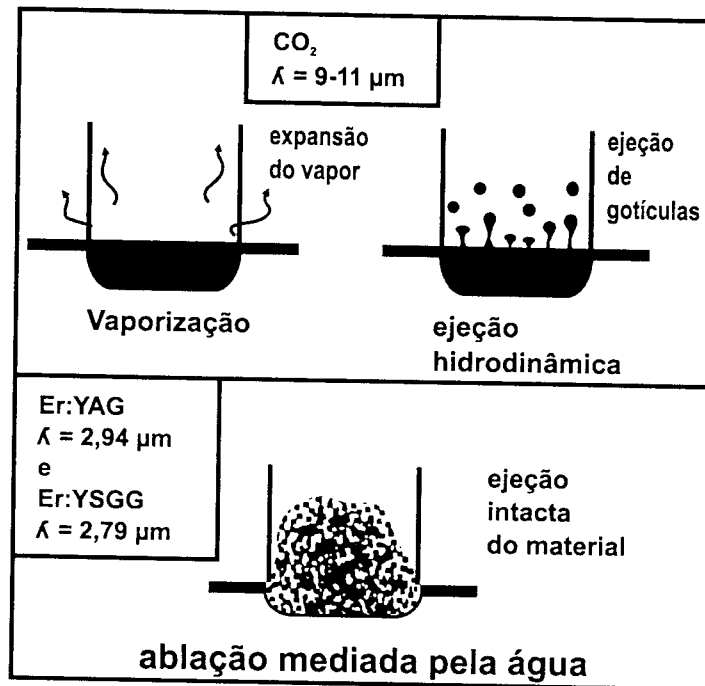


Figura 1 - Mecanismos termomecânicos de ablação laser nos comprimentos de onda 2,79 μm ; 2,94 μm ; e entre 9-11 μm

4. O laser de CO₂ 9,6 μm e o laser de Er:YAG 2,94 μm

4.1 Mecanismo de funcionamento do Laser de Er: YAG

Vários cristais *laser*, cujo meio ativo se baseia na emissão da terra rara érbio, têm sido pesquisados para a ablação do tecido dental: Er:YAP (2,73 μm), Er:YSGG (2,79 μm), Er:YLF (2,81 μm) e Er:YAG (2,94 μm). Esses comprimentos de onda de emissão – 2,6 a 3,0 μm – são ressonantes com a banda de absorção da água, causando ablação e gerando menos calor que o laser de CO₂ que gera calor com conseqüente fusão do tecido duro por ser absorvido pelo PO₄ da hidroxiapatita .

O *laser* de Er:YAG é um *laser* de estado sólido, cujo meio ativo é um cristal de YAG (óxido de Ítrio, Alumínio Granada) dopado com érbio, emitindo no infravermelho do espectro eletromagnético, no comprimento de onda de 2,94 μm. É primariamente absorvido pela água que está presente nos tecidos duros dentais; no esmalte é de aproximadamente 10%, e na dentina é de aproximadamente 20%. O aquecimento produzido por este *laser* é pela vaporização de água contida nas células de hidratação que envolve os cristais de hidroxiapatita.

A energia desse *laser* absorvida por esses tecidos dentais induz à rápida elevação da temperatura e ao aumento de pressão nesses tecidos, induzindo a micro-explosões iniciando o processo de ablação. Esse processo de ablação explosiva, também chamado termo-mecânico, é mediado pela água, ocorrendo em temperaturas bem abaixo do ponto de fusão da fase mineral do esmalte.

As temperaturas de superfície no limite de ablação para o esmalte indicam que o mecanismo de ablação é térmico e que ocorre aproximadamente entre

300 - 400 °C para o Er:YAG, 800 °C para o Er:YSGG, e de 1200 °C para o CO₂. O *laser* de CO₂ produz um elevado grau de fusão e resolidificação do esmalte e da dentina, com obliteração dos túbulos dentinários, recristalizando essa superfície. Já o *laser* de Er:YAG, através do processo de microexplosões, remove o tecido deixando a superfície rugosa, porém sem fusão desta superfície.

O *laser* de Er:YAG, foi introduzido para o uso odontológico por Hibst e Keller , em 1989.

4.2 Mecanismo de funcionamento do CO₂

Os efeitos da energia do *laser* depositados em um tecido alvo dependem do comprimento de onda deste *laser*, das condições de irradiação e das características de absorção de cada tipo de tecido irradiado. O meio ativo do *laser* de CO₂ é uma mistura de dióxido de carbono, nitrogênio e hélio que pode ter, por exemplo, as seguintes proporções CO₂:N₂:He₂ (10:10:80 ou 15:15:70). Esse meio ativo é excitado por uma descarga elétrica e a ação do *laser* é normalmente observada na banda rotacional-vibracional da molécula de CO₂ e a radiação de maior ganho é de 10,6 µm. (Svelto, Orazio - Principles of lasers, 3rd ed., D.W. GoodWin - Advances in Quantum Electronics, vol. I 1970)

Uma das características do *laser* CO₂ é que ele é capaz de produzir potências contínuas e eficientes de vários kilowatts. Emite no infravermelho, o que significa que sua radiação pode ser direcionada de ponto a ponto no ar, usando métodos ópticos convencionais.

O dióxido de carbono é uma molécula triatômica linear e simétrica. Seu espectro rotacional-vibracional tem sido estudado em detalhes em diversas pesquisas, bem como suas espécies isotópicas. Esta molécula pode vibrar em três modos diferentes:

- 1) O modo simétrico longitudinal (ν_1) onde o átomo de carbono permanece estacionário e os átomos de oxigênio movem-se em direção oposta ao longo de uma linha de simetria. (Figura 2)

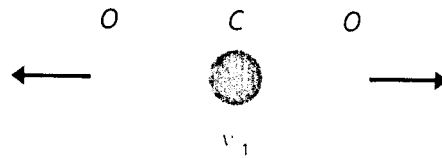


Figura 2 - modo simétrico longitudinal do CO_2

- 2) Modo perpendicular ou deformacional (ν_2), onde todos os átomos movem-se em um plano perpendicular à linha de simetria: o carbono indo para um lado enquanto os dois oxigênios vão para outro lado; (Figura 3)

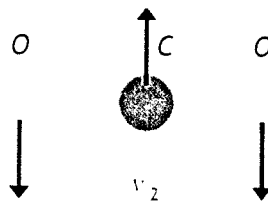


Figura 3 - modo perpendicular do CO_2

- 3) Modo longitudinalmente assimétrico (ν_3), onde todos os átomos se movem ao longo de uma linha simétrica, o carbono movendo em direção oposta aos dois átomos de oxigênio. (Figura 4)

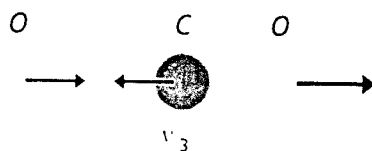


Figura 4 - modo longitudinalmente assimétrico do CO_2

A molécula pode vibrar em mais de um modo ao mesmo tempo e pode ter mais de um quantum de energia vibracional em cada modo. Há, no entanto, níveis de energia rotacional em cada nível de energia vibracional.

Os níveis vibracionais normalmente são designados por três níveis representando o número quântico vibracional de cada modo associado com seu nível e escrito em ordem (ν_1, ν_2, ν_3).

Os níveis de energia mais importantes do CO_2 na ação *laser* estão situados a 2349.3 cm^{-1} , 1388.3 cm^{-1} , 1285.5 cm^{-1} e 667.3 cm^{-1} acima do estado fundamental. (Figura 5)

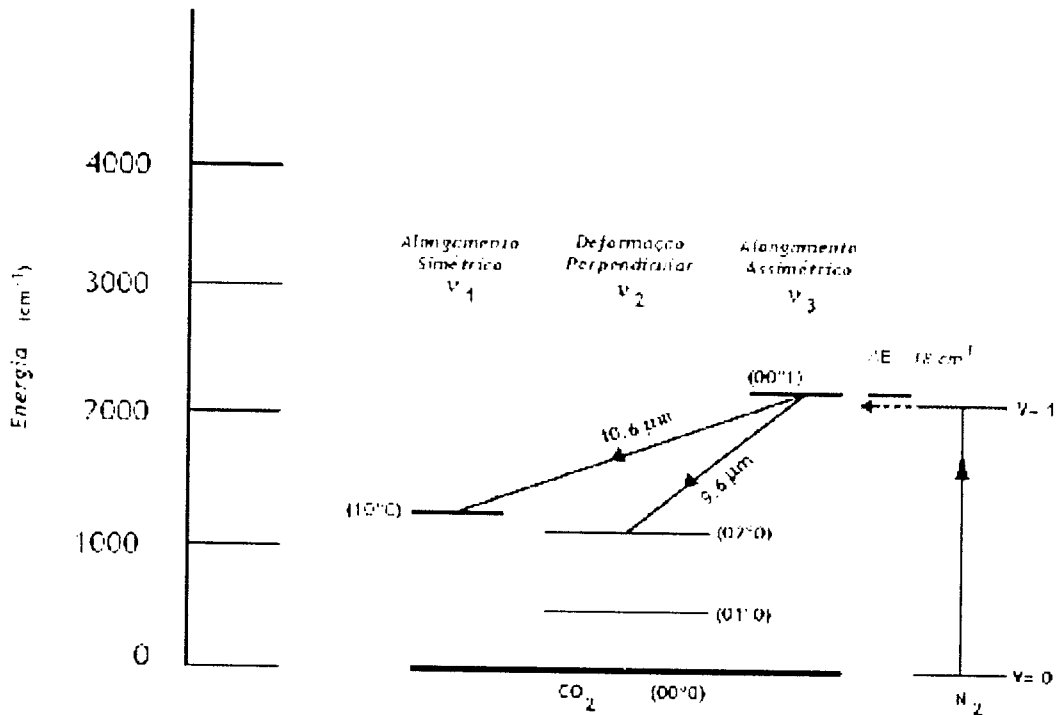


Figura 5 – Níveis de energia do CO_2

O *laser* de CO_2 normalmente opera na linha de $10,6 \mu\text{m}$, que é a linha de maior ganho. Se um elemento seletivo de onda de algum tipo, por exemplo, uma rede de difração for incluída na cavidade, a emissão do *laser* pode ocorrer em uma outra linha, como, por exemplo, a $9,6 \mu\text{m}$.

Substituições isotópicas podem estender significativamente o número de comprimentos de ondas possíveis e na totalidade, 400 comprimentos de ondas discretos podem ser observados na região compreendida entre $8,7 \mu\text{m}$ a $11,8 \mu\text{m}$.

O *laser* CO_2 pode operar em regime contínuo (CW) e pulsado. No regime CW a pressão da mistura gasosa é de cerca de 100 Torr e a descarga elétrica é longitudinal aos eixos ópticos. No regime pulsado, a mistura gasosa pode estar à pressão atmosférica ou mesmo acima disso, e a descarga elétrica transversal ao

eixo óptico. São esses fatores que dão origem ao nome TEA (Transversely Excited Atmospheric Pressure).

O *laser* de TEA CO₂ pode operar a taxas de repetição que vão de 1 Hz até dezenas de quilohertz, com pulso tipicamente de 80–120 μ s de largura e potências de pico da ordem de megawatts. (Figura 6)

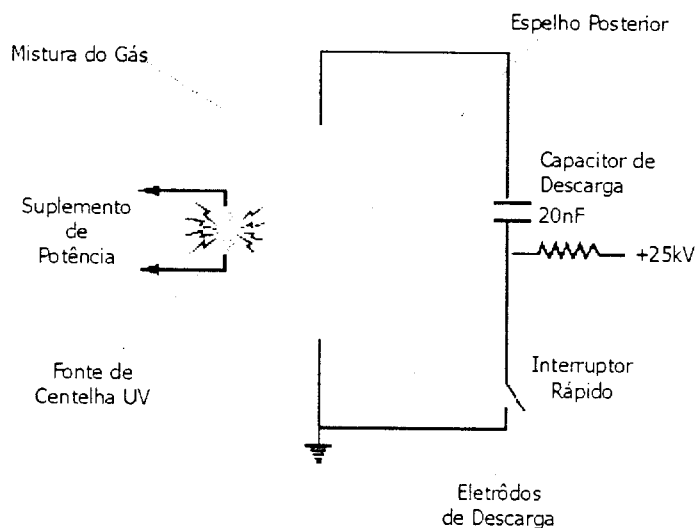


Figura 6 – Diagrama do laser de TEA CO₂

Atualmente, tanto o *laser* de CO₂ CW como o TEA CO₂, encontram aplicações tanto na área científica, quanto na área médica e industrial. Na área odontológica, diversos protótipos de *laser* pulsados têm sido desenvolvidos por diferentes fabricantes, principalmente nos comprimentos de onda de 9,3 μ m e 9,6 μ m – regiões de maior absorção da hidroxiapatita, principalmente para o radical fosfato.

Esses *lasers* apresentam a capacidade de remoção do tecido dental duro por meio do processo de ablação, em geral seguida de fusão. Neste processo, o mecanismo mais indicativo de ablação parece ser uma vaporização térmica da matriz mineral.

5. Materiais e Métodos

5.1 Lasers utilizados

Foram utilizados neste projeto, dois diferentes equipamentos *lasers*: Laser de Er:YAG, Kavo Key Laser, Kavo Co., Biberach, Alemanha, da Faculdade de Odontologia da USP (LELO), com comprimento de onda de emissão de 2,94 μ m, largura de pulso entre 250 μ s e 500 μ s, energia por pulso variável entre 60 e 500mJ, com taxa de repetição entre 1 e 15 Hz.. O sistema de entrega do feixe está acoplado a uma peça de mão número 2051, semelhante a uma caneta de alta rotação. Neste estudo foi utilizado este *laser* na forma de não contato, sendo que o foco ideal está estabelecido a uma distância de 12mm da lente de saída, diâmetro do feixe de focalização de 0,63 mm.

Também possui um sistema de refrigeração através de spray de água, o qual auxilia o processo de ablação. O comprimento de onda desse *laser* está situado na porção invisível do espectro eletromagnético, desta forma um *laser* de diodo com comprimento de onda de 635nm (vermelho) atua como feixe-guia. (Figura 7)

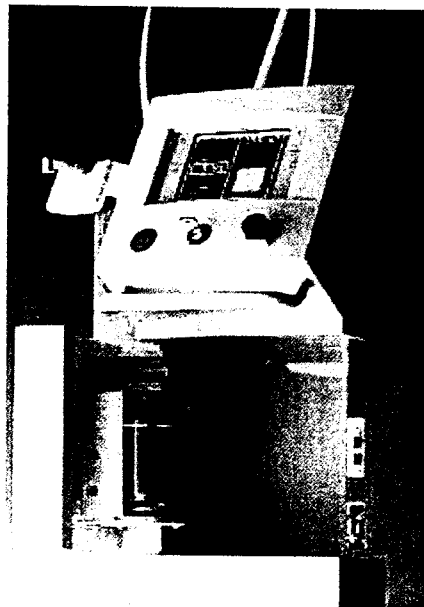


Figura 7 - Detalhe do painel e reservatório de água do laser de Er:YAG utilizado.

Um protótipo de *laser* pulsado de CO₂ TEA (Transversely Excited Atmospheric Pressure), com comprimento de onda de emissão em 9,6 μm, modelo Opus 96, Opus Dent, Israel, apresenta como meio ativo o gás de dióxido de carbono e como facilitadores os gases He, N₂ e CO₂. Pode operar no modo “*Hard Tissue*” (tecido duro) com variação de potência de 1 a 7 W, potência de pico 700 W, duração do pulso 60 μs, e com taxa média de repetição de pulsos de 20 – 250 Hz. Este equipamento também pode ser operado no modo “*CW*” (*continuous wave*) para o tecidos moles, com a potência podendo variar de 3 a 20 W.

O sistema de entrega do feixe é através de um braço articulado e a peça de mão apresenta uma lente por onde ocorre a emissão do feixe *laser*. (*Figura 8*)

Neste sistema de entrega, existe acoplado em sua saída, um *scanner*, que propicia o preenchimento de uma dada forma geométrica (linear, quadrada e circular) no modo *HT*, e espiral no modo *CW*. Este trabalho usou a emissão no modo *HT*, com o *scanner* na forma circular com 2,5mm de diâmetro. Esta área será preenchida com pulsos com diâmetro de feixe laser de 300 μm.

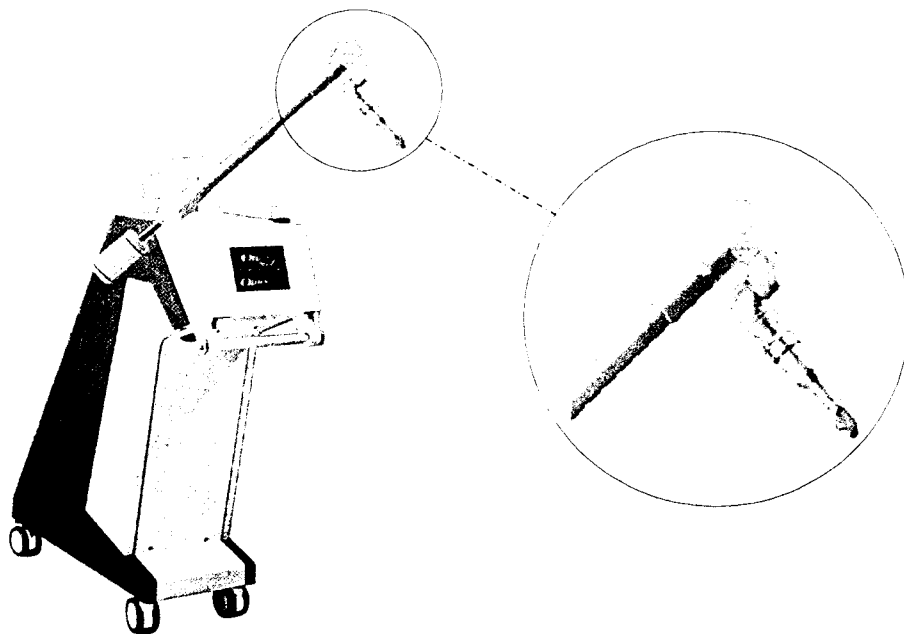


Figura 8 - Protótipo de laser pulsado de CO₂ TEA

O feixe laser é invisível, pois este comprimento de onda localiza-se na faixa do infravermelho distante do espectro eletromagnético, necessitando de uma luz guia. A visualização do feixe na área irradiada, é um *laser* He-Ne de 5mW. Na extremidade da peça de mão, contamos com um delimitador de distância que mantém constante a distância focal de 10mm entre a lente e o tecido alvo. A refrigeração com um spray de água e o ar ocorre por um orifício na peça de mão, em direção ao foco de irradiação do *laser*.

5.2 Materiais utilizados

Uma máquina Politriz, Ecomet 3, Buehler, USA, foi utilizada para preparação das superfícies de esmalte e dentina, por meio de lixas para o desgaste dessas superfícies com as seguintes granulações: 120 400 e 600 da *Buehler Carbimet Special*.

Um aparelho Fotopolimerizador 3M XL 1500, "3M", USA, para a fotopolimerização dos cones de resina.

Uma máquina para corte dos dentes, Labcut 1010, Extec USA com disco diamantado, de baixa rotação, refrigerado com água e óleo mineral, que proporciona o corte preciso das amostras, numa velocidade de 250 rpm.

Os espécimes foram avaliados quanto à morfologia por um Microscópio Eletrônico de Varredura Phillips, LX30, Eindhoven, Holland do Centro de Ciências e Tecnologia dos Materiais do IPEN. Utilizou-se para análise morfológica das superfícies do esmalte dental e dentinas irradiadas.

As amostras foram submetidas ao teste de arrancamento por meio de forças de tração, na Máquina de tração MINI - INSTRON, Modelo 4442, da Instron Corp., Canton MA - USA, do departamento de Dentística da FOUSP, ajustada para velocidade de 0,5 mm/min, utilizando um dispositivo especial de prensão dos corpos de prova do próprio equipamento, até que ocorresse o deslocamento do botão de resina.

5.3 Preparo das amostras

Os dentes bovinos foram extraídos da mandíbula, limpos manualmente, e posteriormente imersos em ultra-som com soro fisiológico a 0,9% (Áster Produtos Médicos Ltda.), durante 20 minutos para remoção final dos debris da linha amelo cementária. (Figura 9)



Figura 9 - Mandíbula bovina com "close" dos incisivos centrais.

Em seguida, as coroas foram separadas das raízes e cortadas na máquina Labcut Model 1010 – Extec, com disco de diamante.

Foram utilizados 150 espécimes, que foram incluídos em resina acrílica ativada Redefibra, São Paulo, Brasil. Foram colocados com a face vestibular da coroa na base do anel de embutimento, fixadas com cera utilidade Horus-Herpo, para posterior colocação da resina ativada quimicamente.

A resina de inclusão utilizada para o embutimento das amostras foi a Resigel Líquido e Catalizador Butanox – M-50 (Redefibra). (Figura 10)

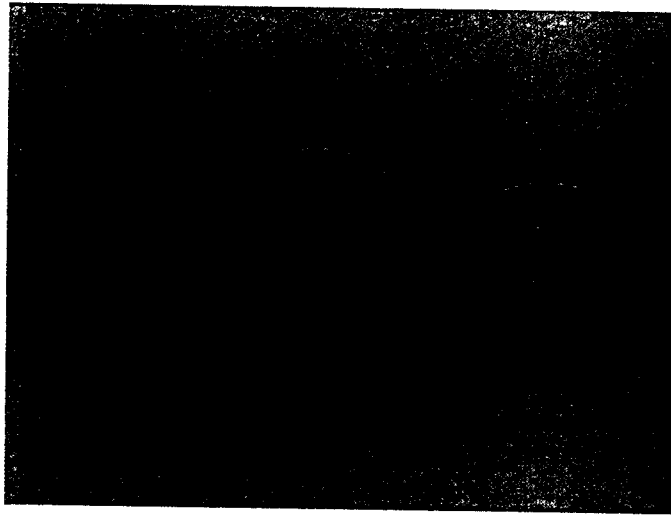


Figura 10 - Incisivo central embutido em resina acrílica no tubo de PVC.

Após a completa polimerização da resina, foi removido o anel de plástico das amostras e foram mantidos em soro fisiológico para posterior polimentos das mesmas.

As lixas utilizadas para remoção da fina camada de acrílico (*Figura 11*), remanescente do embutimento até se chegar à superfície vestibular, foram as seguintes:

- 1) GRANULAÇÃO 120,
- 2) GRANULAÇÃO 400
- 3) GRANULAÇÃO 600.

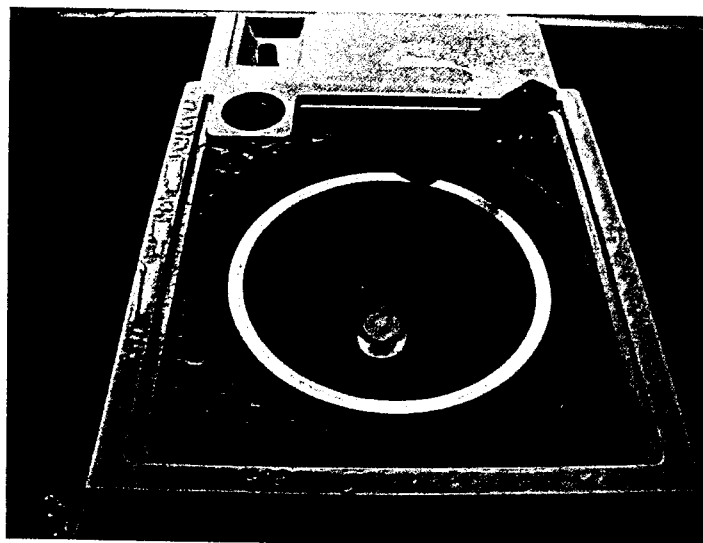


Figura11 - Amostra do corpo de prova preparado para ser polido

Das 150 amostras confeccionadas, setenta e cinco delas chegou-se com o polimento até a superfície de esmalte e a outra metade (75), com um pouco mais de polimento, até à superfície de dentina.

Essas amostras foram divididas em 6 grupos: 4 para realização das irradiações, tanto com o *laser* de CO₂ 9,6 μm como com o de Er:YAG e 2 grupos para controle (somente com o condicionamento ácido do kit da própria resina, sem irradiação).

Nos 6 grupos optou-se por delimitar uma área um pouco maior que o diâmetro interno do anel de teflon da Instron (3mm de diâmetro) com grafite, fazendo uma varredura superficial tanto da superfície de esmalte como da dentina com esses *lasers*.

Nos 4 grupos, onde foram efetuados o processo de irradiação por varredura com os *lasers*, todos os resultados obtidos na Instron, foram convertidos para Megapascal e elaborados em dados estatísticos para análise e comparação dos resultados.

No grupo 1, vinte e cinco amostras em esmalte foram irradiadas no LELO, com o *Laser* de Er:YAG por um minuto, nos seguintes parâmetros:

Energia: 80 mJ

Freqüência: 2Hz

Diâmetro: 0,63mm (diâmetro do feixe de focalização).

Densidade de energia: 25,7 J/cm²

No grupo 2, vinte e cinco amostras em dentina também foram irradiadas no LELO, com os mesmos parâmetros das amostras em esmalte. Ambos os grupos foram mantidos em soro fisiológico à temperatura ambiente, até a confecção dos cones de resina.

No grupo 3, com vinte e cinco amostras em esmalte e no grupo 4, com vinte e cinco amostras em dentina, nenhum *laser* foi aplicado e a confecção dos cones para os testes de tração seguiram os mesmos procedimentos anteriores.

Os quatro grupos já com os cones de resina com o diâmetro de 3mm prontos, foram mantidos em água destilada a uma temperatura de 37° (Gwinnett & Yu, 1995⁴⁵; Miears et al., 1995)⁴⁶ por uma semana, para posteriormente serem realizados os testes de tração.

Os grupos 5 (esmalte) e, 6 (dentina) foram irradiados em Israel, com o protótipo de *laser* de CO₂ de 9,6 μm ,com os seguintes parâmetros:

Energia: 150 mJ
Potência Média: 3W
Tempo de Exposição: 4 segundos
Diâmetro do feixe: 300 μm
Densidade de energia: 212,2 J/cm²

Também foram confeccionados os cones de resina para os testes de tração: (Figuras 12, 13 e 14)

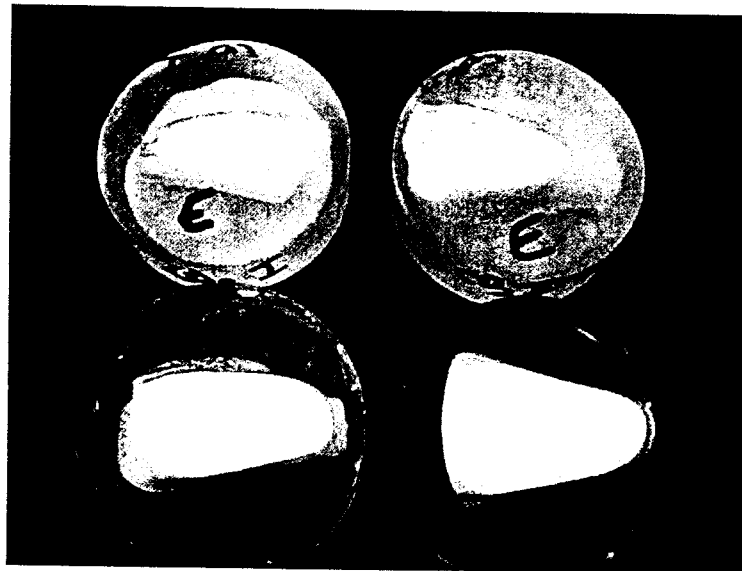


Figura 12 - Grupo de amostras de esmalte e dentina irradiadas com o *laser* de CO₂ de 9,6μm

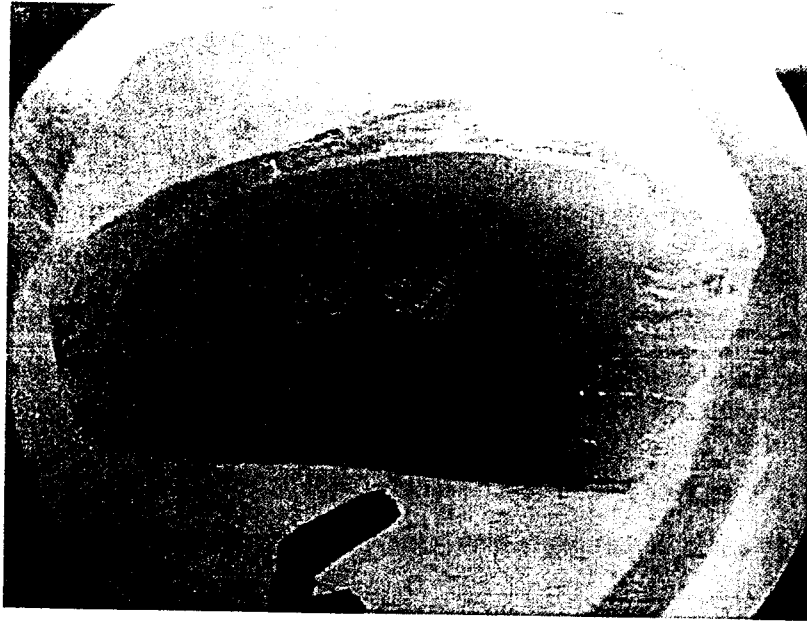


Figura 13 - Maior aumento da amostra em esmalte condicionada com o laser de CO₂ de 9,6 μ m

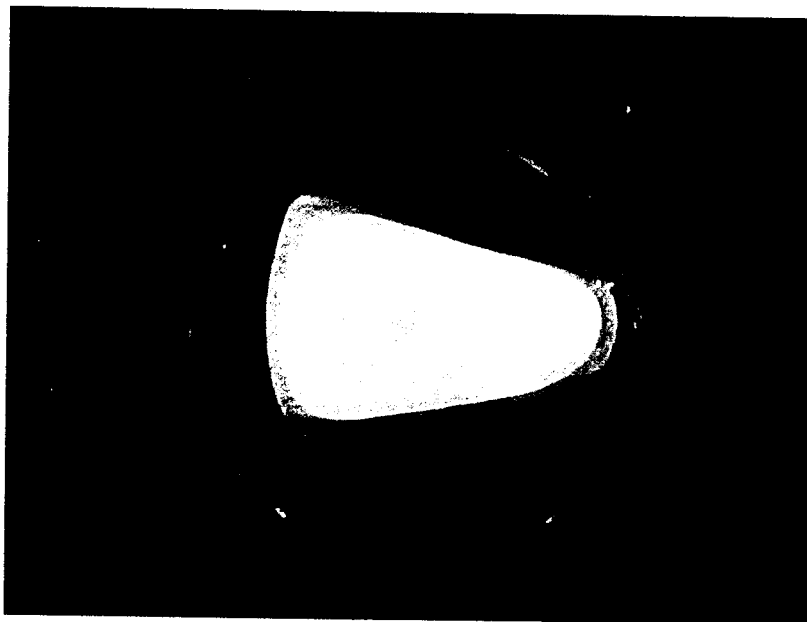


Figura 14 - Detalhe (ablação) da superfície de dentina condicionada com o laser de CO₂ de 9,6 μ m.

5.4 Preparação dos cones de resina

As amostras foram novamente limpas durante vinte minutos em equipamento de ultra-som com soro fisiológico, para posteriormente serem confeccionados os cones de resina. O tipo de resina utilizada para confecção dos cones foi a "Single Bond" – Sistema Adesivo Dental Fotopolimerizável "3M" (lote 16108, do fabricante 3M Co, St. Paul, MN. EUA), pois tanto a resina composta de eleição como o adesivo utilizado, foram testados em inúmeros trabalhos, com resultados tanto laboratoriais como clínicos excelentes ao longo dos anos.

Este kit é composto por:

- Um ácido de ataque gel 35% ácido fosfórico 3M ScotchBond
- Um sistema adesivo Single Bond
- Resinas híbridas Z – 100. (Figura 15)

Single Bond - Sistema Adesivo Dental Fotopolimerizável

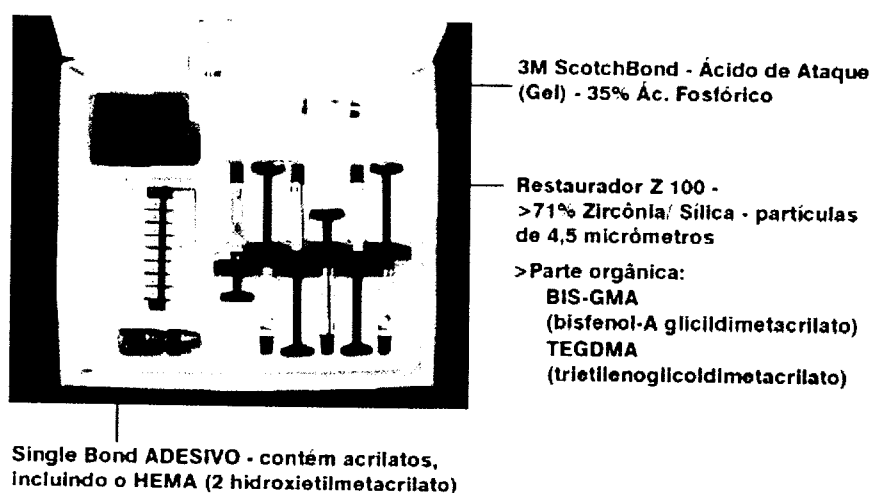


Figura 15 - Kit do sistema adesivo com seus componentes em detalhe.

A seqüência do preparo dos cones de resina é a seguinte:

1. Condicionamento da superfície irradiada com ácido (gel) 35% ácido fosfórico 3M ScotchBond por 15 segundos;
2. Lavagem da área por 15 segundos;
3. Secagem com ar numa distância de 5 cm, por 10 segundos;
4. Aplicação de uma primeira camada de adesivo "Single Bond", deixando por 30 segundos;
5. Leve jato de ar sobre o adesivo 5 segundos;
6. Aplicação da segunda camada de adesivo e fotopolimerização por 20 segundos.

Logo em seguida, a resina composta foi inserida em 3 incrementos, com a utilização da espátula não-aderente THOMPSON, American Eagle, USA, na área delimitada pelo anel de teflon da Instron. Foi utilizado na primeira camada (interna) na área irradiada pelo *laser* durante o processo de condicionamento da superfície, resina na cor A3 e nas 2 camadas externas foram utilizadas a cor B3 e cada incremento fotopolimerizado por 40 segundos.

Os botões da resina composta Z-100 foram confeccionados com o auxílio de uma matriz de teflon (anel) especial que acompanha o kit auxiliar da máquina Instron. Os botões de resina na forma de um cone possuem as seguintes dimensões: secção menor de 3 mm de diâmetro, secção maior com 4 mm de diâmetro e altura de 4 mm. (*Figura 16*)

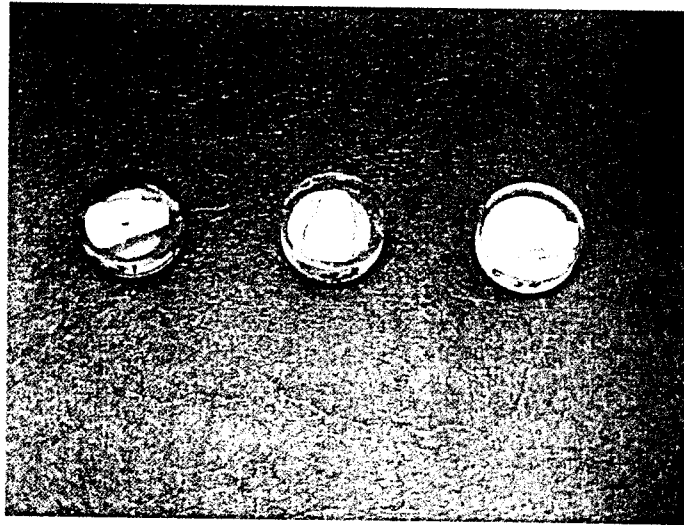


Figura 16 - Detalhe das amostras dos cones de resina dos corpos de prova para teste na Instron.

Todas as amostras foram mantidas em água destilada, numa temperatura constante de 37°C, por uma semana, para serem efetuados os testes de tracionamento na máquina Instron, do Depto. de Dentística da FOU SP.

A seguir, imagens da máquina Minilnstron e seus detalhes. (Figuras 17, 18, 19, 20 e 21)

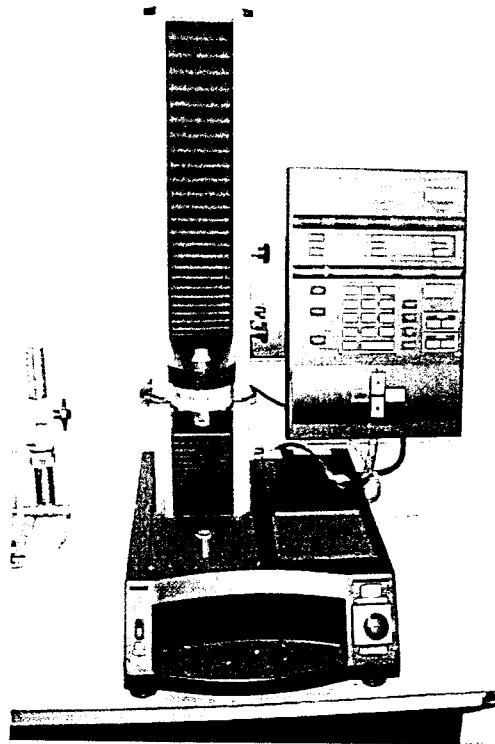


Figura 17 - Máquina de tração Mini - Instron – visão do conjunto

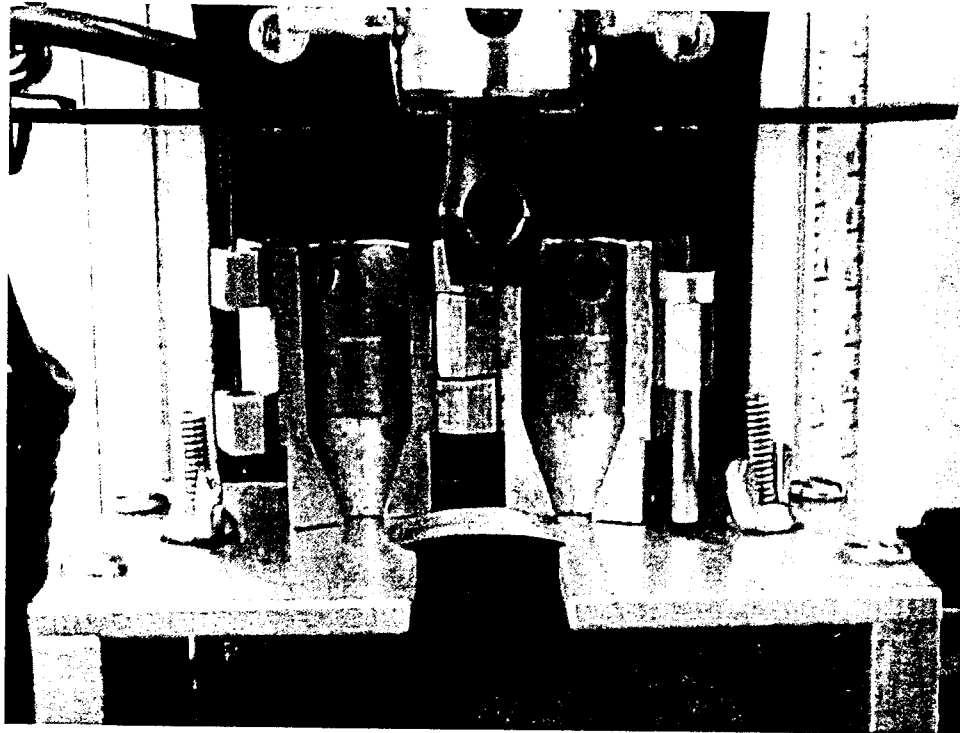


Figura 18 - Detalhe da base da Instron onde são colocados os corpos de prova, presos ao dispositivo de prensão para os testes de tração

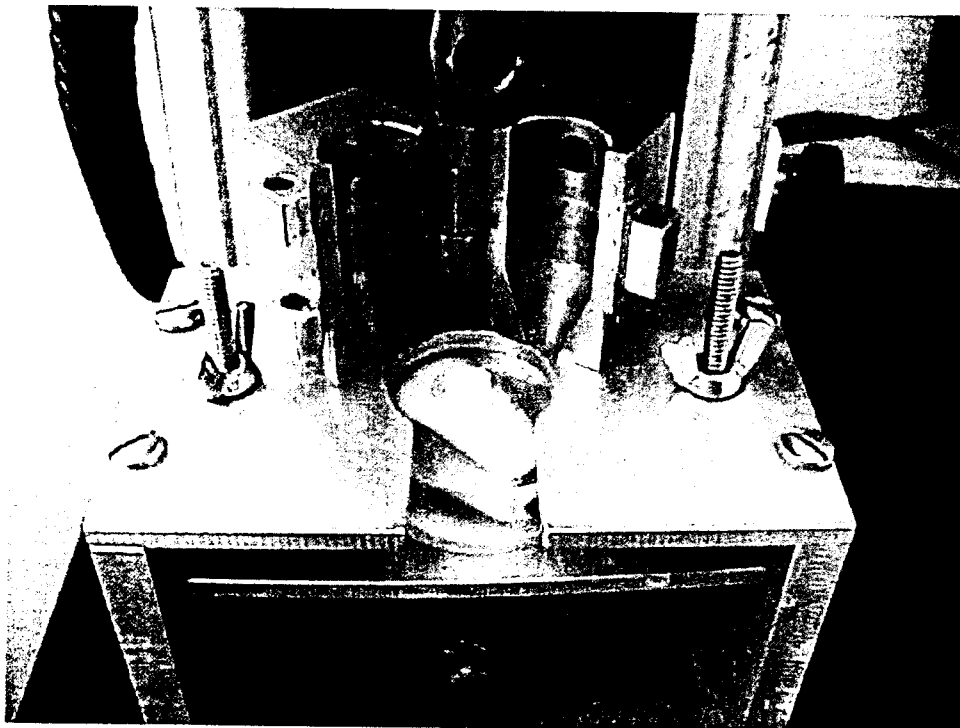


Figura 19 - Amostra preparada para receber o anel de prensão

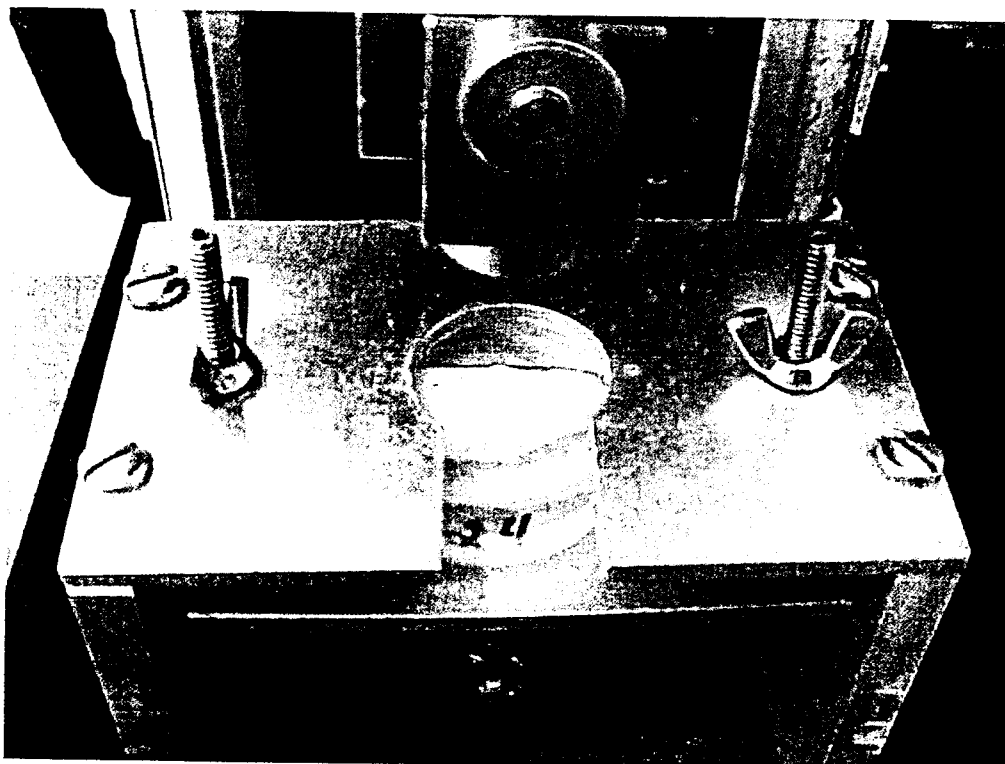


Figura 20 - Amostra sem o cone de resina removido durante o teste de tração

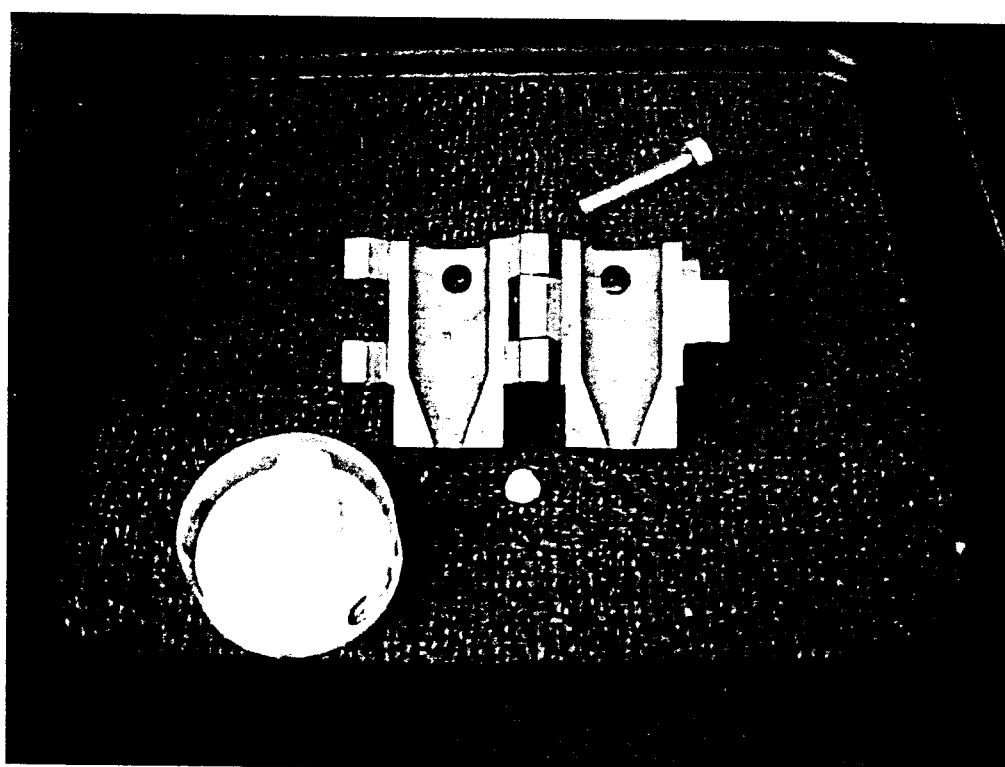


Figura 21 - Detalhe do corpo de prova sem o cone de resina removido durante o teste e, anel de prensão aberto, com o cone fraturado após o teste de tração.

5.5 Preparação para MEV

Foram preparados 3 grupos (A, B e C) para as observações na MEV : um com as superfícies de esmalte e de dentina, sem nenhum tipo de condicionamento, somente com o polimento desses tecidos – grupo A.

O grupo B, composto por 4 amostras com as superfícies irradiadas somente no modo varredura com o *laser* de CO₂ de 9,6 µm, sendo que duas em esmalte e duas em dentina. Uma amostra em esmalte somente condicionada com o *laser* de CO₂ de 9,6 µm e outra em esmalte que, além do *laser*, recebeu um condicionamento ácido fosfórico por 15s. O mesmo procedimento foi realizado para a dentina; uma só com o *laser* de CO₂ de 9,6 µm e a outra *laser* e o ácido fosfórico, também por 15 segundos. (Figura 22)

Nas amostras irradiadas com o *laser* de Er:YAG – grupo C - seguiu-se o mesmo procedimento anterior, ou seja, varredura com o *laser* irradiando esmalte e dentina, e *laser* mais condicionamento ácido por 15 segundos.

Essas amostras foram cortadas, e os fragmentos tanto do esmalte como da dentina dos 3 grupos foram fixados em suportes de alumínio e metalizados em uma mistura de ouro-prata-paládio, com atmosfera de argônio puro de 0,05 e 0,1mbar.

A morfologia das superfícies irradiadas, e/ou condicionadas. tanto do esmalte como da dentina, foram avaliadas no microscópio eletrônico de varredura, em diferentes aumentos para análise e comparação dessas áreas.

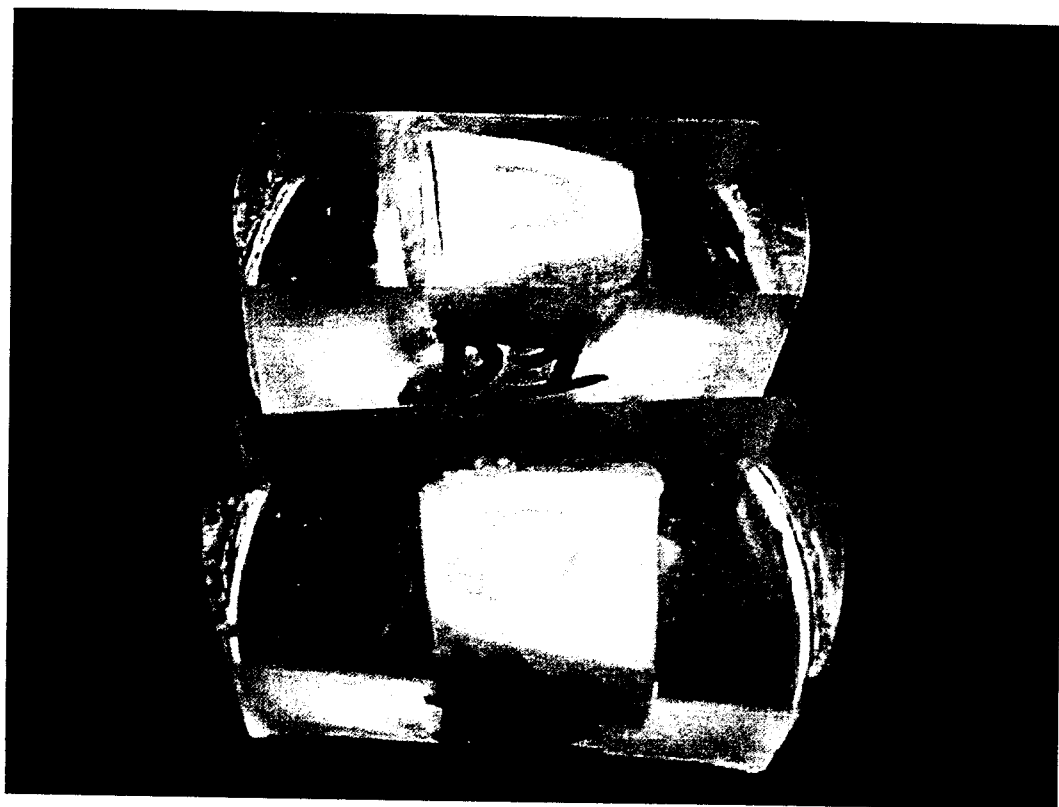


Figura 22 - Amostras em dentina irradiadas com o laser de CO₂ de 9,6 μm selecionadas para a MEV.

6. RESULTADOS

6.1 Superfícies de esmalte e dentina condicionadas por ácido

Na seqüência, são apresentadas micrografias eletrônicas onde são observadas as alterações morfológicas que cada método de condicionamento produziu, tanto na superfície do esmalte como na de dentina.

Nas micrografias eletrônicas números 23, 24, 25 e 26, são apresentadas as superfícies tanto de esmalte como da dentina, em dois diferentes aumentos mostrando área normal (saudável, sem tratamento) e área com o condicionamento ácido para posterior comparações com as áreas irradiadas com o *laser* de CO₂ de 9,6 μm ou com o *laser* de Er:YAG exclusivamente ou posteriormente tratadas com ácido.

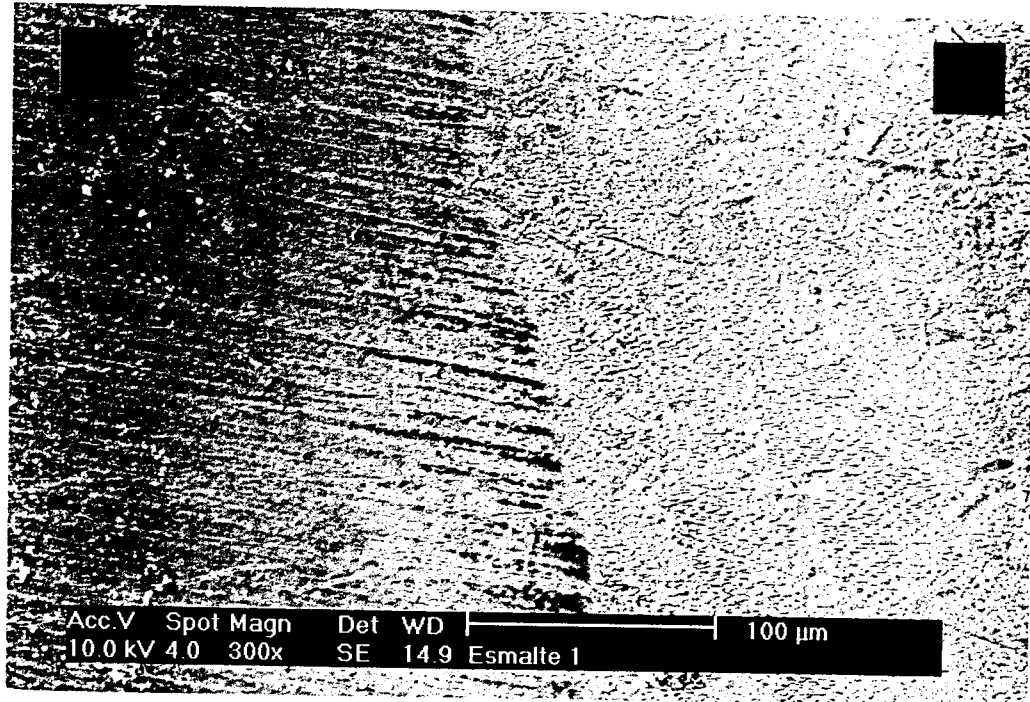


Figura 23 - Micrografia eletrônica da superfície de esmalte não condicionado (A) e condicionada com ácido fosfórico a 35% (B).

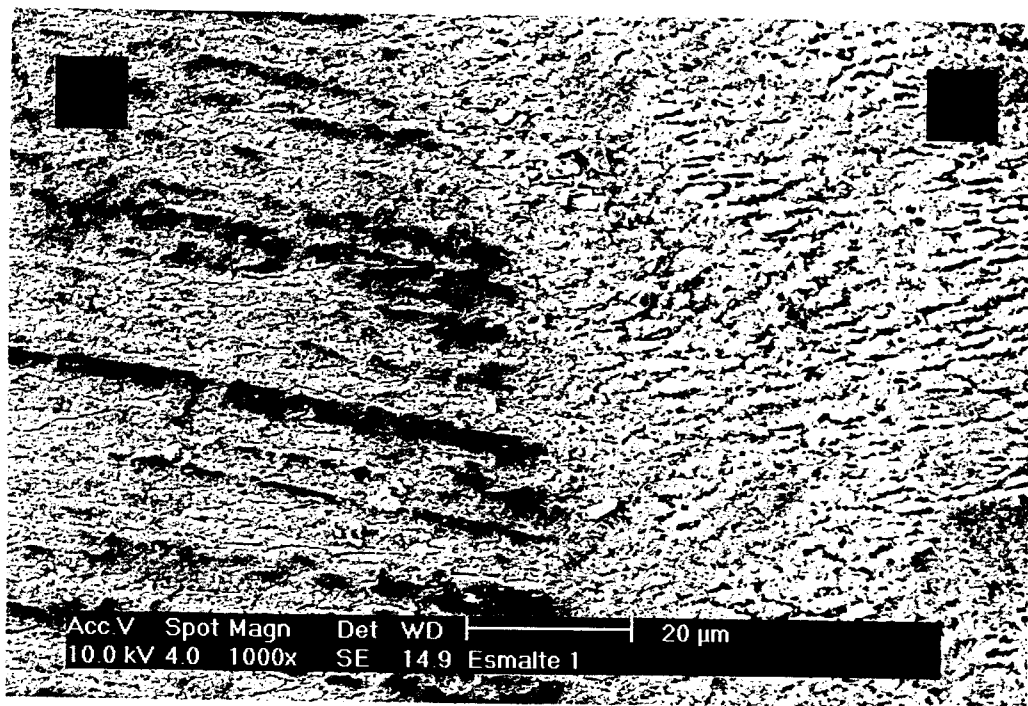


Figura 24 - Micrografia eletrônica em maior aumento das áreas não condicionadas e condicionadas, respectivamente regiões A e B

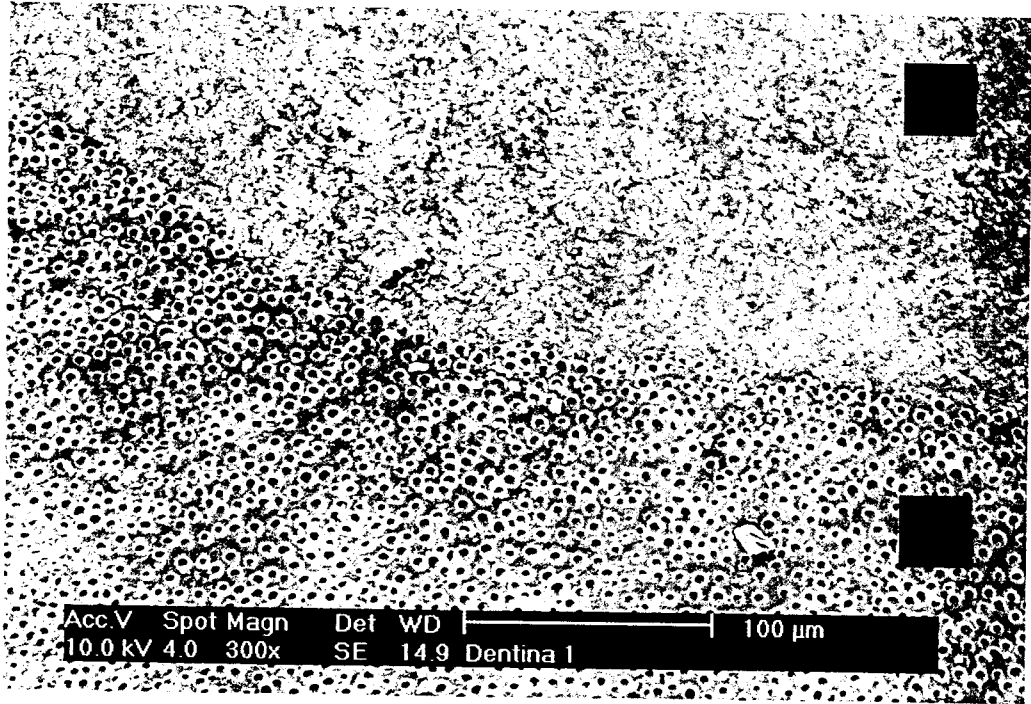


Figura 25 - Micrografia eletrônica da dentina não condicionada (A).
Condicionamento da superfície dentinária por ácido fosfórico a 35% (B).

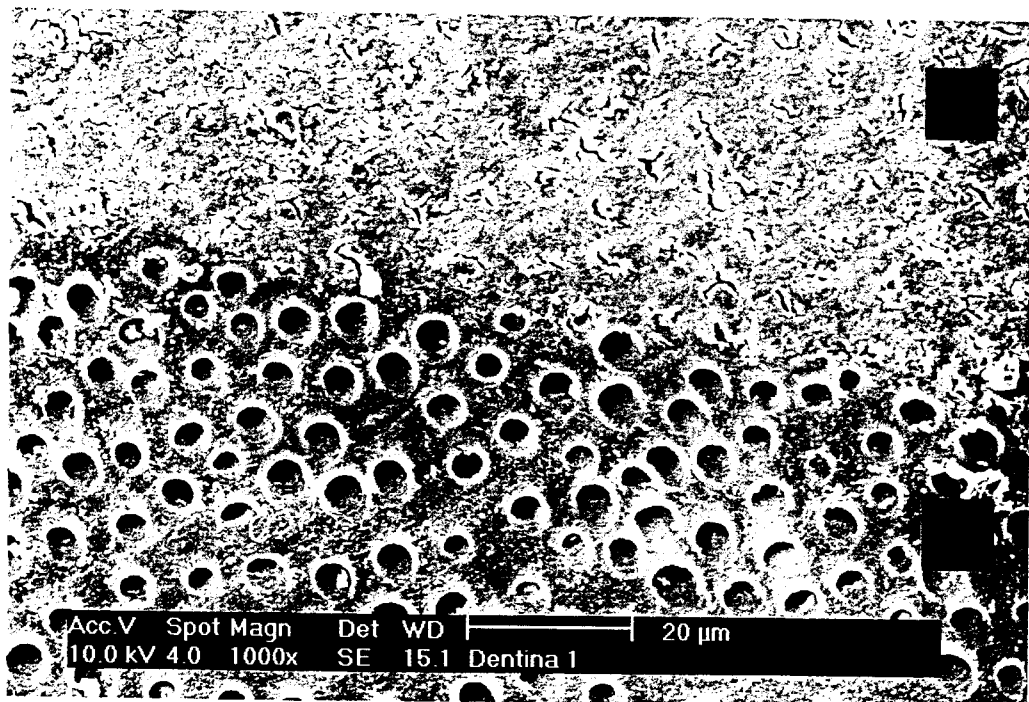


Figura 26 - Micrografia eletrônica de maior aumento, mostrando a dentina não condicionada (A) e condicionada (B). São observados canalículos dentinários expostos (B).

6.2 Áreas irradiadas com o Laser de CO₂ de 9,6 μm

Nas micrografias eletrônicas a seguir podemos observar os detalhes das superfícies irradiadas em maiores e menores aumentos, e na região da interface com aumento intermediário. (Figuras 27-36)

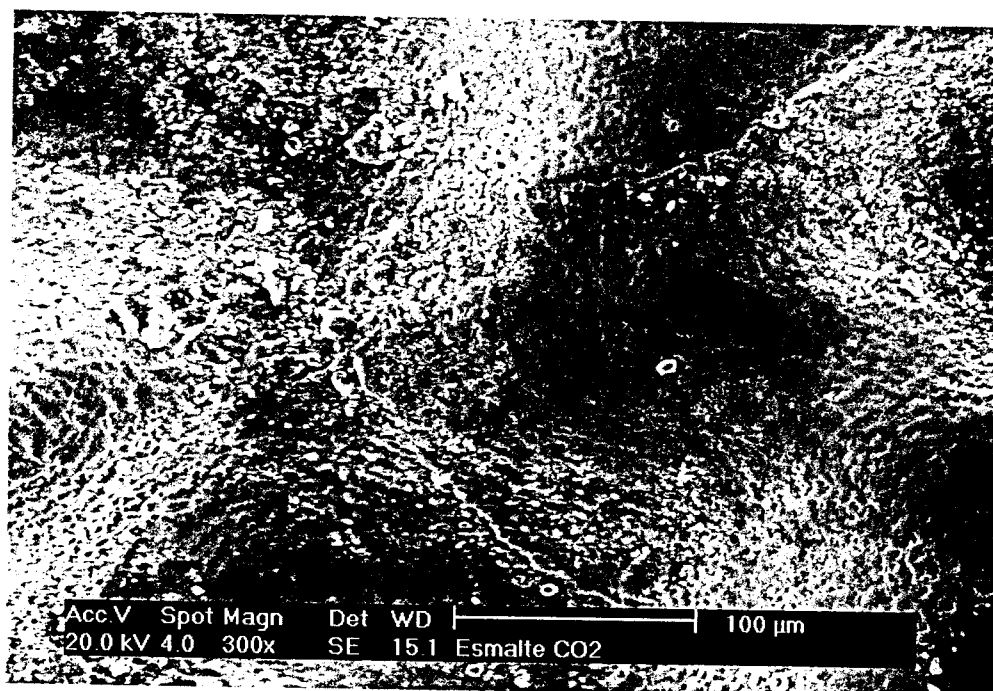


Figura 27 - Micrografia eletrônica do esmalte irradiado pelo laser de CO₂ 9,6 μm – áreas de fusão.

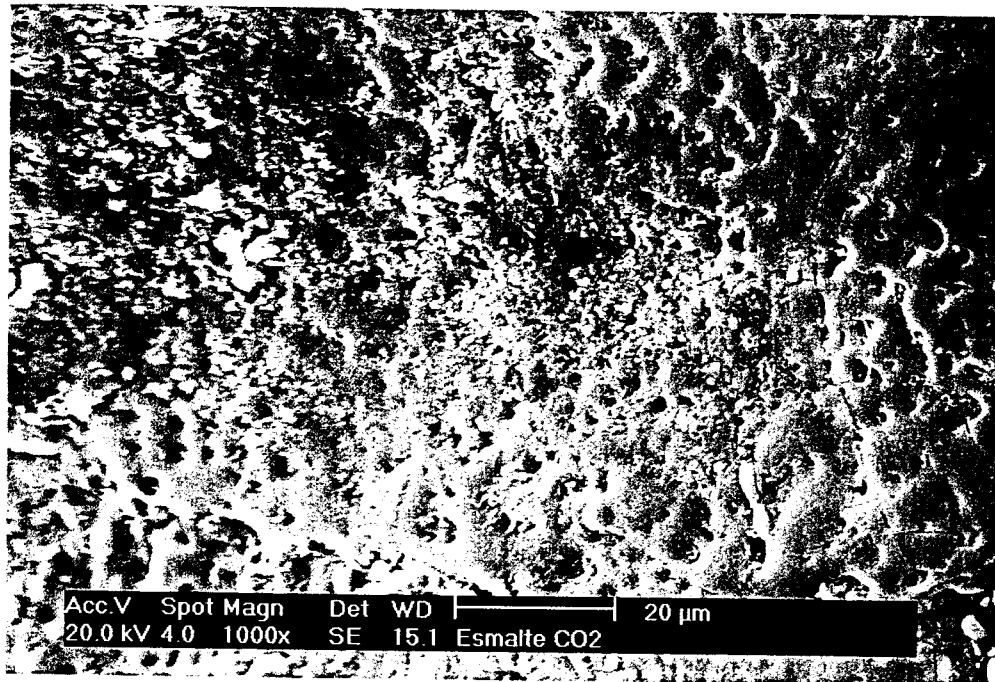


Figura 28 - Micrografia Eletrônica: Fusão e ressolidificação do esmalte dental irradiado pelo laser de CO₂ 9,6 μm.

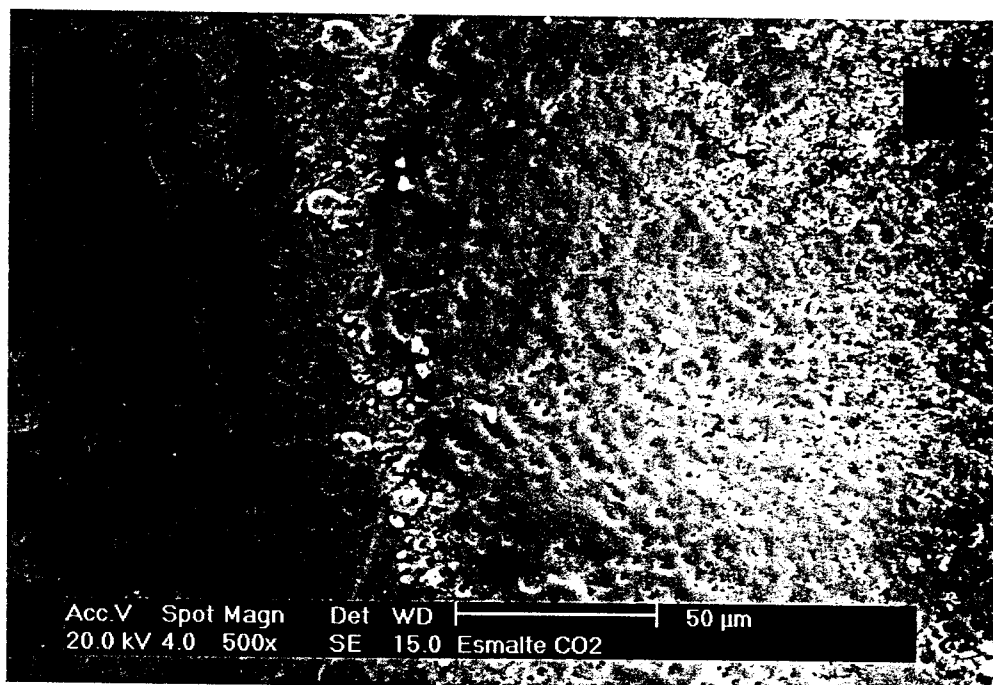


Figura 29 - Micrografia eletrônica da Interface do esmalte dental mostrando área de fusão com pequenas crateras (A) e área sem condicionamento pelo laser CO₂ 9,6 μm. (B)

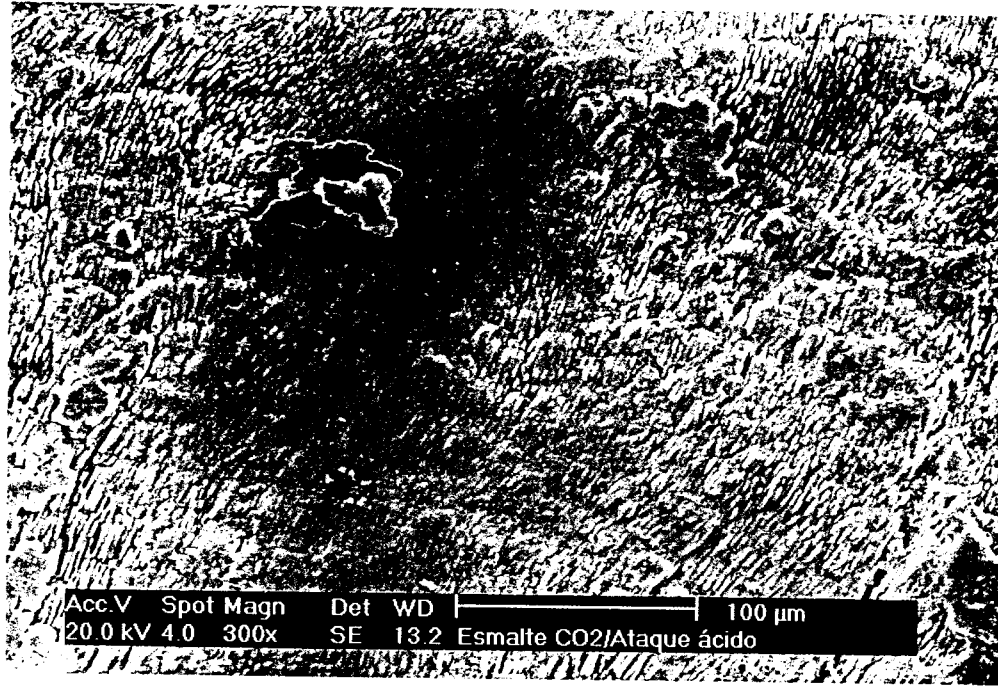


Figura 30 - Micrografia Eletrônica da superfície de esmalte irradiada pelo laser CO₂ 9,6 μm, seguida do condicionamento com o ácido. A camada de fusão superficial foi removida pelo ácido, sugerindo pouca espessura dessa fusão.

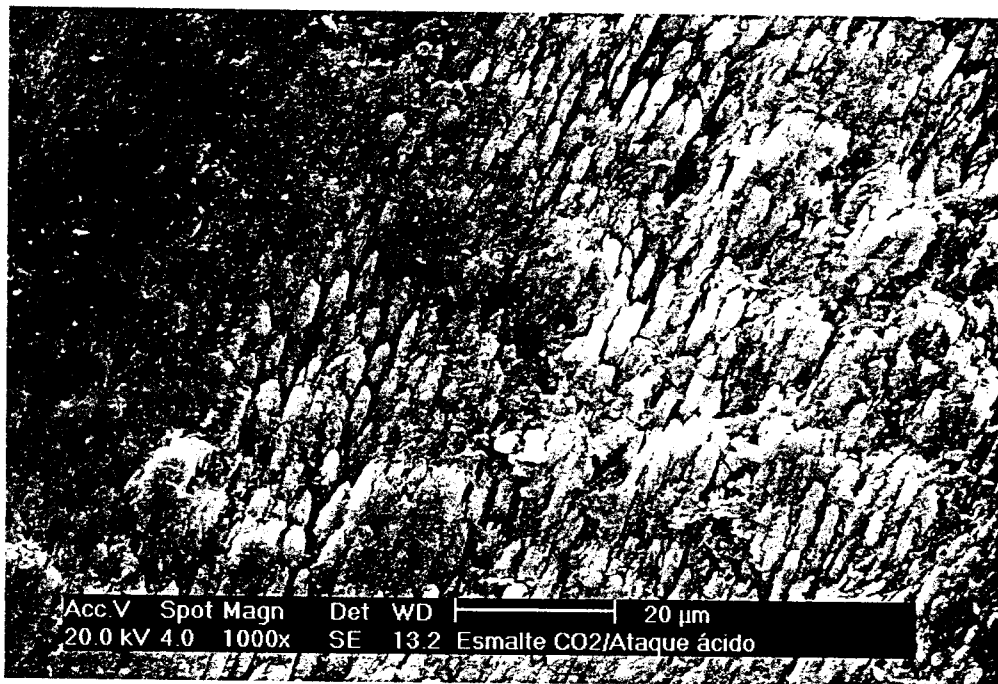


Figura 31 - Em maior aumento, completa remoção das áreas de fusão superficial originalmente causada pelo laser CO₂ 9,6 μm após o condicionamento com o ácido fosfórico a 35%.

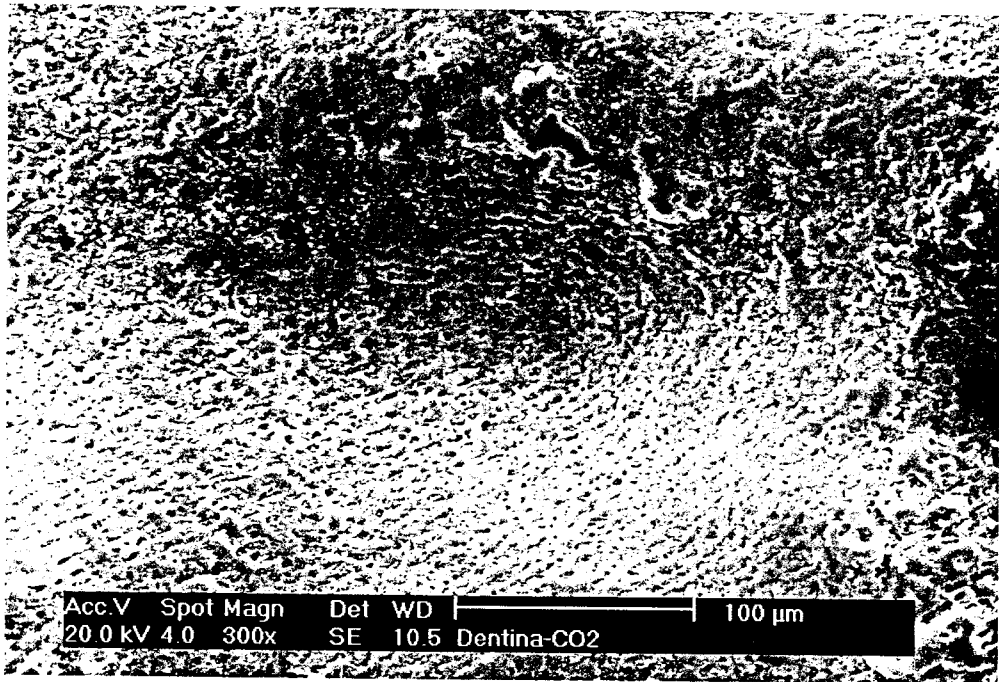


Figura 32 - Micrografia eletrônica da dentina irradiada com o laser de CO₂ 9,6 μm, mostrando área de derretimento dessa dentina.

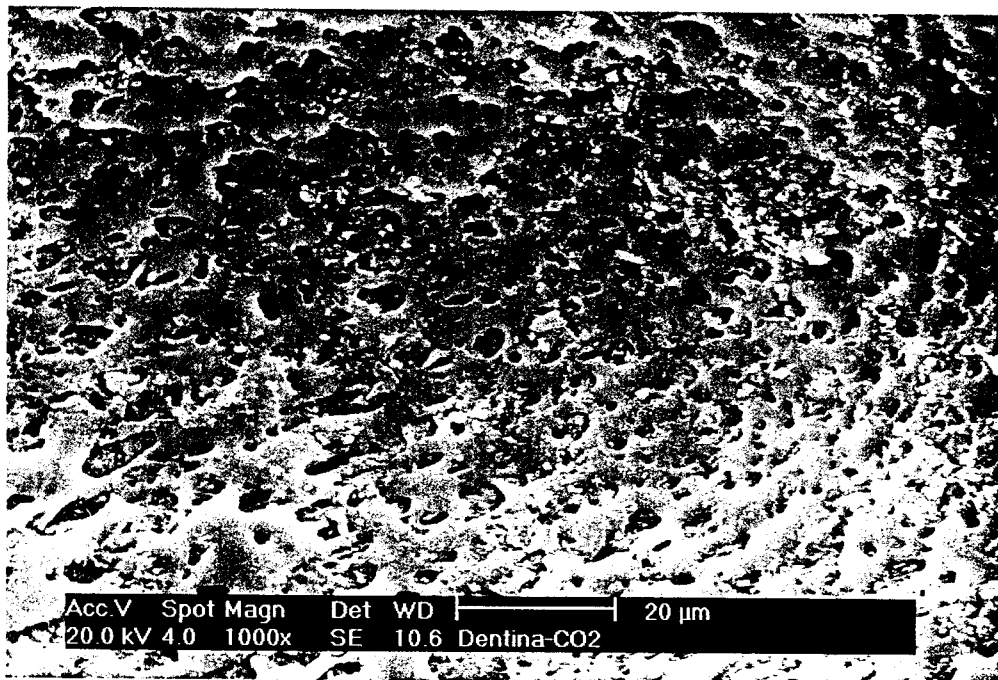


Figura 33 - Em maior aumento constatamos fusão e ressolidificação da dentina irradiada com laser de CO₂ 9,6 μm e com o vedamento de parte dos túbulos dentinários.

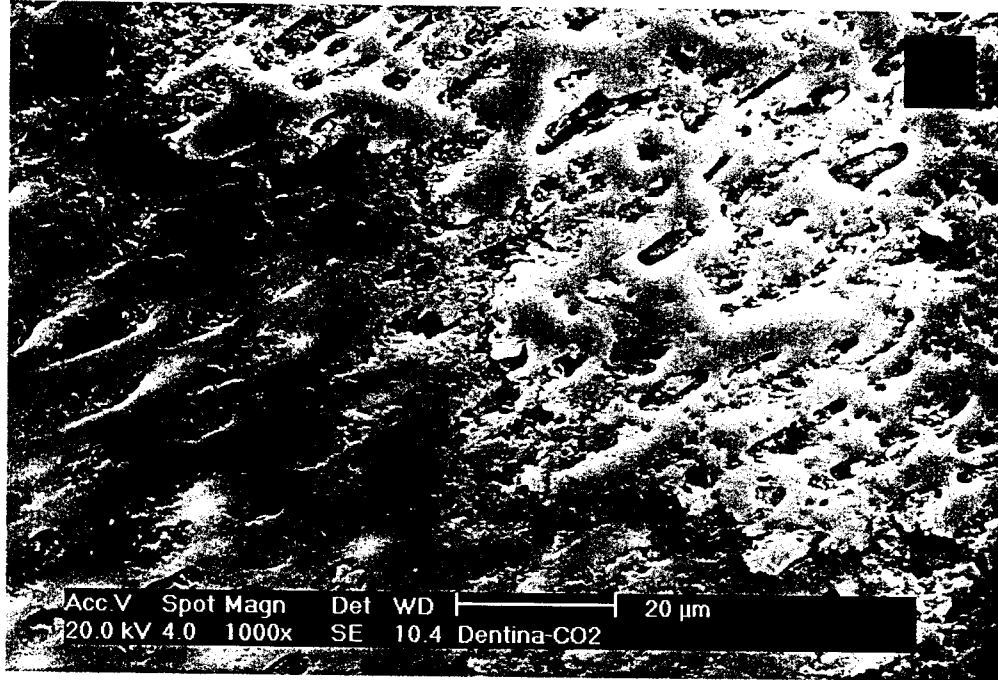


Figura 34 - Detalhe da interface na dentina irradiada com laser CO₂ 9,6 μm mostrando área de fusão com pequenas crateras (A) e área sem condicionamento pelo laser (B). Em (A) fusão e solidificação da dentina, com o vedamento de parte dos túbulos dentinários.

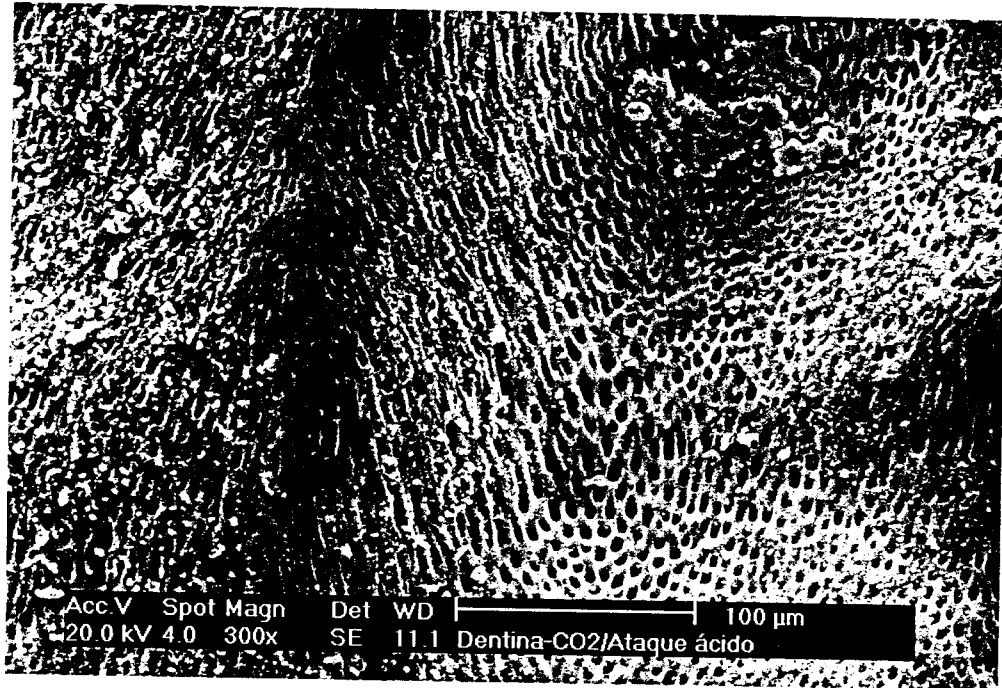


Figura 35 - Micrografia eletrônica de dentina irradiada com laser CO₂ 9,6 μm e condicionada com ácido fosfórico 35%. A camada de fusão e ressolidificação da dentina, anteriormente presente foi removida.

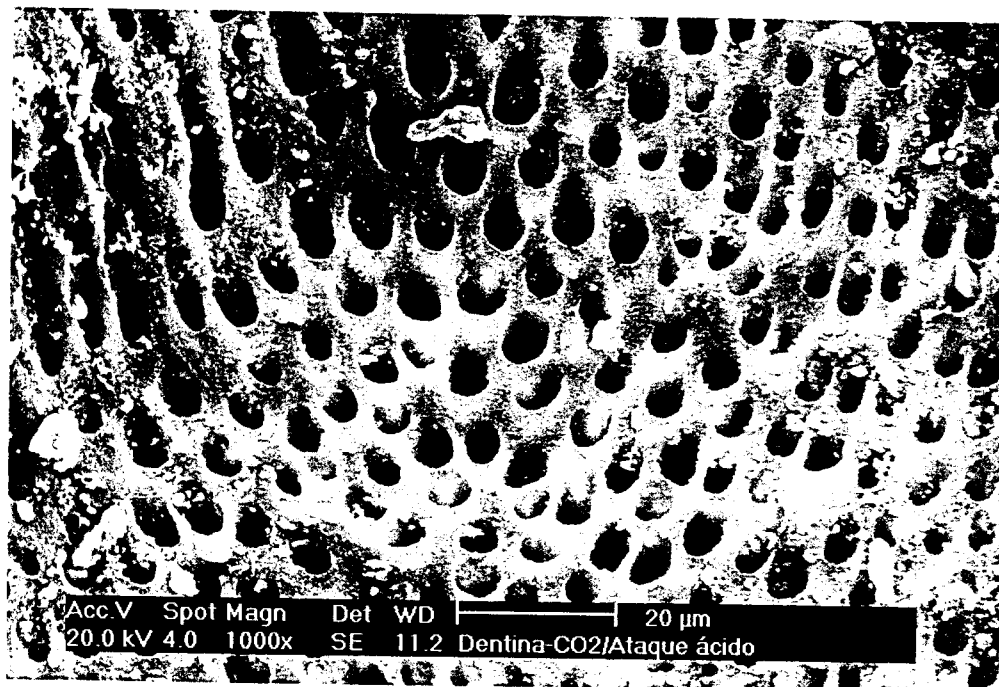


Figura 36 - Em maior aumento observa-se completa remoção da camada de fusão pelo condicionamento ácido, com a exposição dos canaliculos dentinários.

6.3 Áreas irradiadas com o Laser de Er:YAG

Nas micrografias eletrônicas a seguir, observam-se os detalhes das superfícies irradiadas em dois diferentes aumentos. (Figuras 37-44)

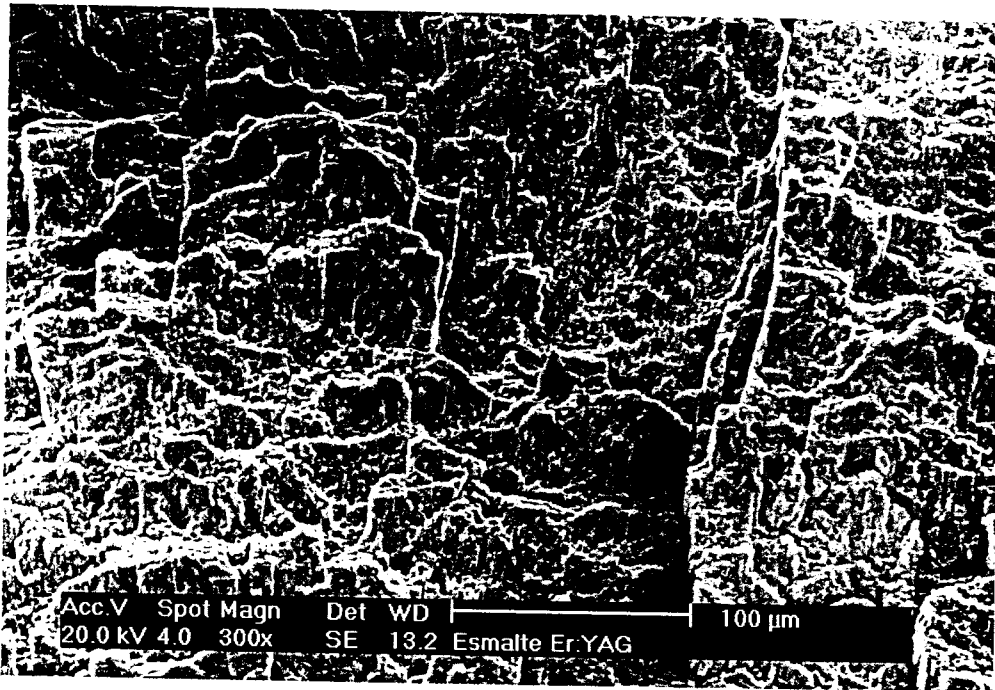


Figura 37 - Observa-se a superfície do esmalte irregular, "áspera", caracterizando a ablação produzida pelo laser Er:YAG neste tecido.

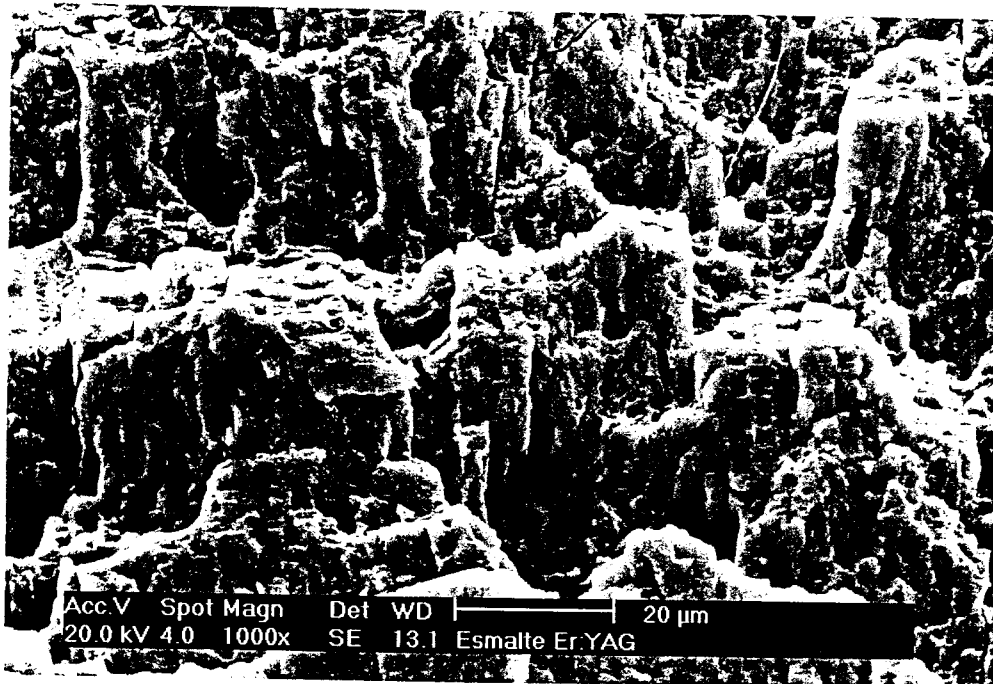


Figura 38 - Em maior aumento detalhe da área de esmalte ablaçado pelo laser de Er:YAG.

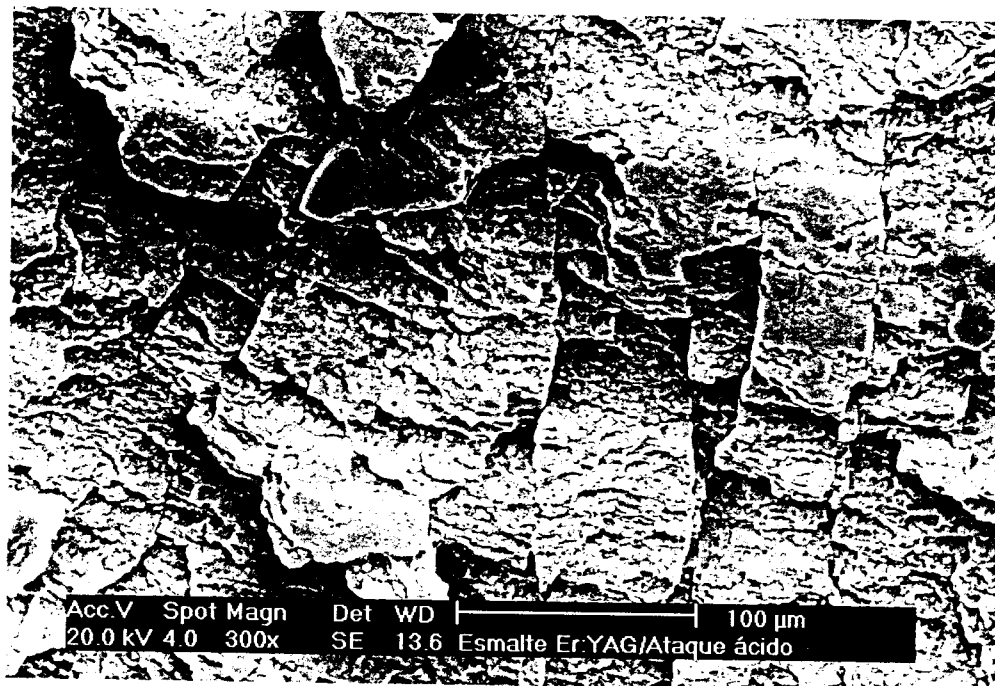


Figura 39 - Micrografia eletrônica de esmalte irradiado pelo laser Er:YAG e posteriormente condicionado pelo ácido fosfórico a 35%.

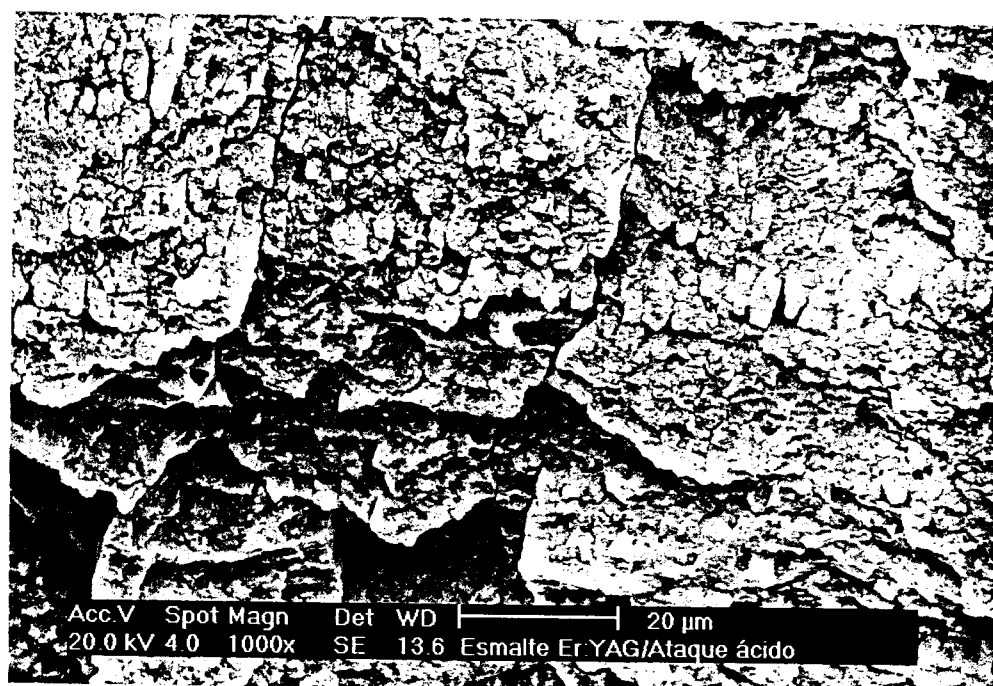


Figura 40 - Maior aumento da superfície de esmalte ablacionada pelo laser de Er:YAG e posteriormente condicionada pelo ácido fosfórico a 35%.

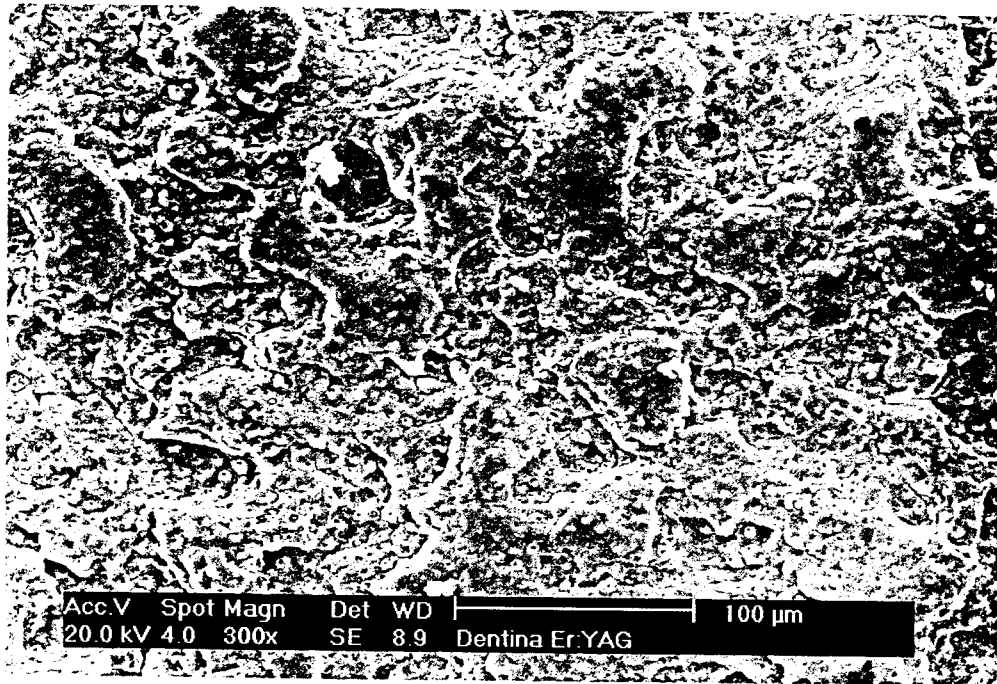


Figura 41 - Micrografia eletrônica da dentina com superfície rugosa e irregular, caracterizando a ablação deste tecido, pelo laser de Er:YAG.

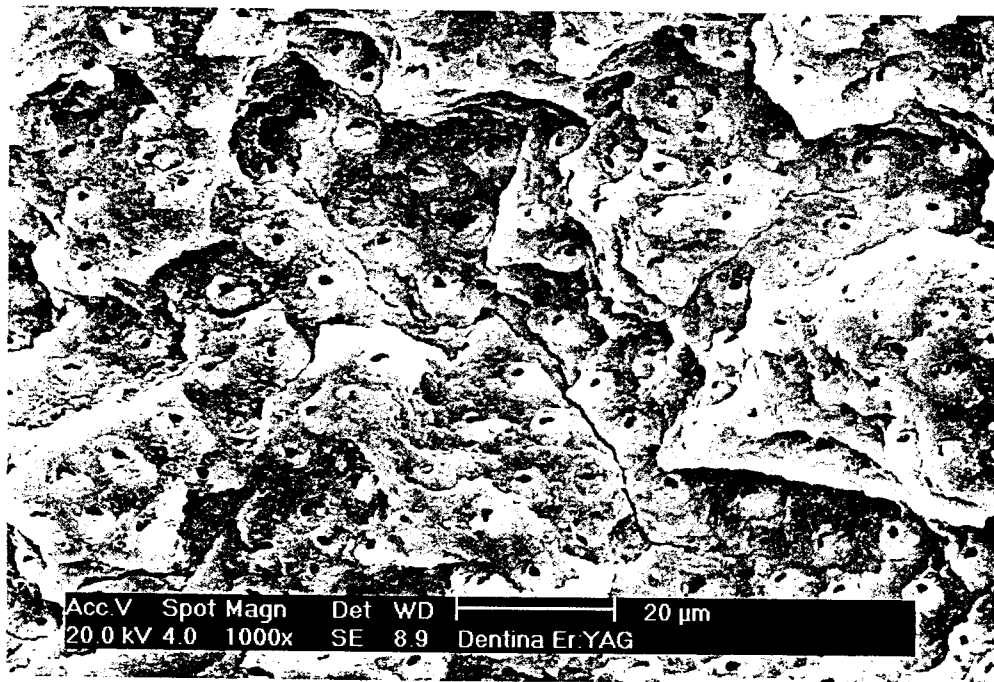


Figura 42 - Micrografia eletrônica em maior aumento da dentina ablacionada pelo laser de Er:YAG, mostrando a exposição dos canaliculos dentinários.

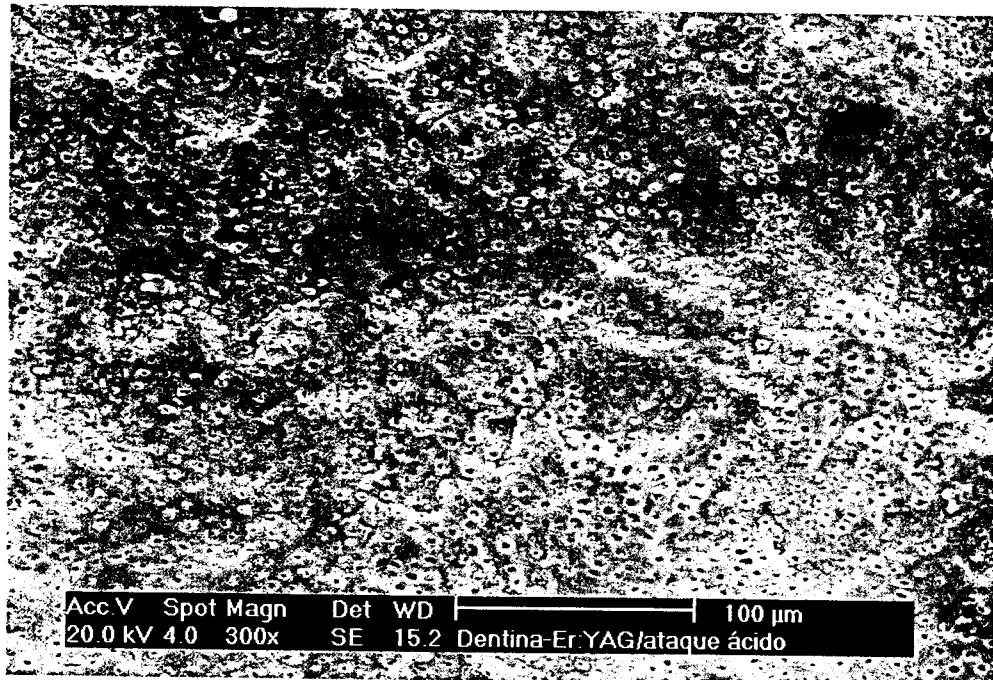


Figura 43 - Micrografia eletrônica da dentina irradiada com laser de Er: YAG apresentando maior regularidade superficial após o condicionamento com ácido fosfórico a 35%.

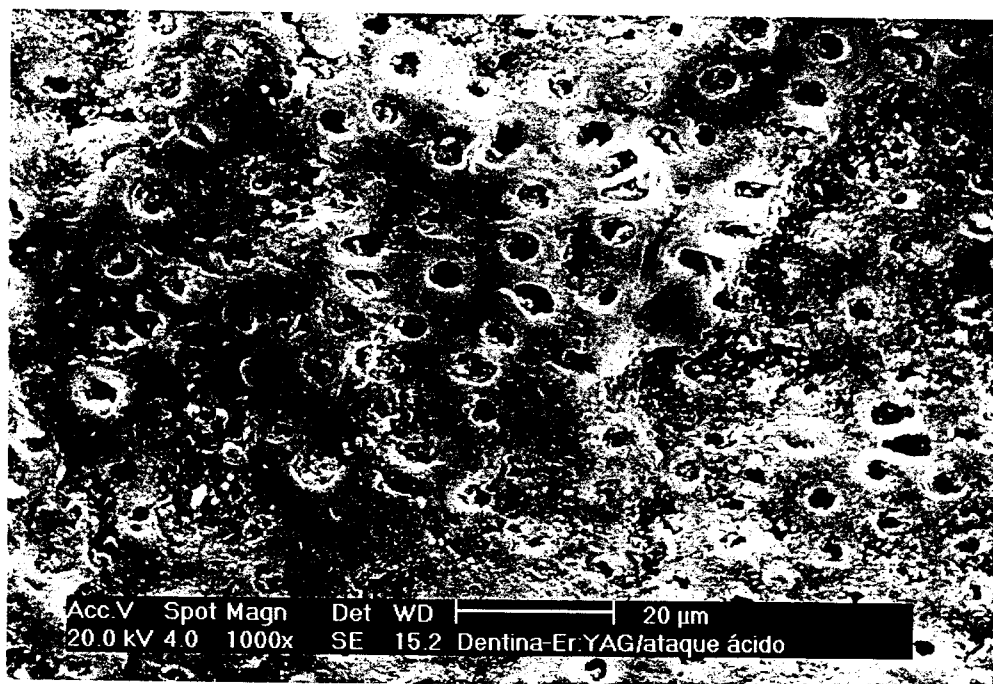


Figura 44 - Micrografia eletrônica em maior aumento, constatando-se maior exposição dos túbulos dentinários – da dentina irradiada com laser Er: YAG - após o condicionamento desta superfície pelo ácido fosfórico a 35%.

6.4 Resultados do Teste de Resistência à Tração

O objetivo deste estudo foi o de comparar a resistência à tração de dentes submetidos a diferentes condicionamentos de superfície, tanto no esmalte quanto na dentina. Os métodos de condicionamento utilizados foram os seguintes:

- Protótipo pulsado de *Laser* CO₂ de 9,6 μm + Ácido Fosfórico à 35%
- *Laser* de Er:YAG de 2,94 μm + Ácido Fosfórico à 35%
- Condicionamento convencional (Ácido Fosfórico à 35%).

Para fazer a análise estatística, foi utilizado um total de 146 dentes, separados entre os três métodos de condicionamento e as duas camadas estudadas (esmalte e dentina) distribuídas conforme a tabela 1.

Tabela 1 – Distribuição amostral dos dentes

Método	Camada		Total
	Esmalte	Dentina	
Ácido	25	25	50
<i>Laser</i> Er:YAG + Ácido	25	25	50
<i>Laser</i> CO ₂ 9,6 μm + Ácido	22	24	46
Total	72	74	146

Das 50 amostras irradiadas com o *laser* de CO₂ com emissão em 9,6 μm, três em esmalte, e uma em dentina foram perdidas. Durante a armazenagem (2) e, em outras duas o cone de resina se soltou durante à prensão do anel de metal da Mini-Instron.

Os resultados obtidos nos testes de tração em unidades de força Newton foram convertidos para MegaPascal, da seguinte maneira:

$$1\text{N} = 0,102 \text{ Kgf}$$

$$\text{Pa} = \text{N/m}^2 = \text{Kg/m.s}^2$$

$$\text{Mpa} = 10^6 \text{ Pa}$$

$$\text{Resistência à tração (Mpa)} = 0,1386 \text{ X Força (Kgf)}.$$

A tabela 2 apresenta os valores de resistência à tração obtidos para comparação dos resultados, e análise estatística.

Tabela 2 – Resistência à tração [Mpa]

<i>Esmalte (ácido)</i> <i>Controle</i>	<i>Dentina (ácido)</i> <i>Controle</i>	<i>Esmalte</i> <i>Er:YAG</i>	<i>Dentina</i> <i>Er:YAG</i>	<i>Esmalte</i> <i>CO₂ 9,6 μm</i>	<i>Dentina</i> <i>CO₂ 9,6 μm</i>
MPa	MPa	MPa	MPa	MPa	MPa
21,08	7,04	12,89	9,08	7,13	6,26
13,46	15,28	14,48	15,37	11,98	7,22
14,16	12,22	23,23	8,24	10,73	9,65
16,26	18,88	14,07	8,92	3,89	9,86
18,21	18,85	9,38	15,34	6,91	4,56
12,02	22,52	11,88	10,4	7,44	9,99
16,34	21,44	13,08	8,62	7,06	6,46
22,87	18,34	9,09	6,15	14,18	7,91
11,71	8,49	16,44	9,46	13,69	6,31
17,27	14,5	12,01	12,57	8,41	6,01
9,98	14,07	12,95	5,56	6,08	7,3
21,33	16,67	10,52	12,7	8,52	11,63
10,01	12,7	14,5	5,3	13,65	13,51
8,97	14,8	14,61	12,61	6,8	7,94
14,93	14,5	12,02	9,56	12,2	7,42
11,2	8,45	11	13,35	6,28	8,62
15,34	8,38	14,01	6,34	5,19	9,16
5,21	14,44	20,47	7,26	12,71	9,44
13,94	4,42	11,85	14,94	6,82	8,14
17,52	8,86	8,4	9,1	9,74	12,81
13,23	8,84	8,06	13,58	13,53	9,2
14,66	13,15	15,37	9,77	5,08	6,28
19,51	6,37	10,03	9,26		5,86
23,42	6,61	10,72	17,78		9,78
15,9	11,14	12,27	11,92		

Foi analisada a resistência à tração sob os condicionamentos de forma descritiva, através de tabelas e gráficos.

Também foi verificada se as diferenças observadas, nos grupos de esmalte e dentina separadamente, foram significantes ou não na análise inferencial.

6.4-1 Esmalte

Foram analisados os dados referentes ao esmalte:

Análise Descritiva

Foram comparadas aqui principalmente as médias das resistências à tração para os três métodos de condicionamento.

Na tabela 3 temos as medidas resumo para a resistência à tração. As médias e desvios padrão também são apresentadas na figura 45.

Podemos observar que:

- As amostras do grupo irradiado com o *Laser* de CO₂ 9.6 μm mostrou resistência à tração menor que as do grupo irradiado com o *Laser* de Er:YAG e este apresentou resistência menor que o ácido;
- Quanto à variabilidade observamos uma pequena diferença entre os métodos, sendo que as amostras do grupo tratado com o ácido fosfórico a 35% apresentaram maior variabilidade e as amostras do grupo do *Laser* CO₂ 9.6 μm apresentaram a menor variabilidade.

Tabela 3 – Medidas descritivas para a resistência - Esmalte

Condicionamento	Média MPa	Desvio Padrão MPa	Máximo MPa	Mínimo MPa
Ácido	15,14	4,47	23,42	5,21
Laser Er:YAG + Ácido	12,93	3,48	23,23	8,06
Laser CO ₂ de 9.6 µm + Acido	9,00	3,26	14,18	3,89

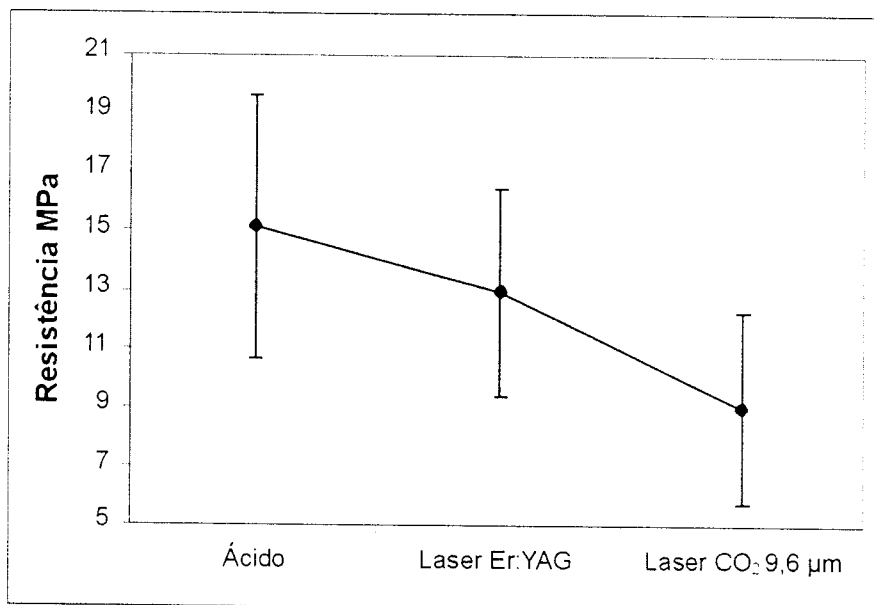


Figura 45 - Médias \pm 1 desvio padrão para a resistência à tração – Esmalte

Análise Inferencial

Foram verificadas se as diferenças observadas na parte descritiva foram significativas ou não, utilizando para isso o teste de *Análise de variância para um fator fixo (ANOVA)*.

Para utilização desta técnica foi preciso verificar duas suposições: a igualdade das variâncias e a normalidade dos resíduos.

Foram testadas as igualdades das variâncias, utilizando-se o *teste de Levene*, obtendo um nível descritivo igual a 0,333, pelo qual foi aceita a hipótese de igualdade das variâncias.

Para verificar a outra hipótese, normalidade dos resíduos, foi utilizado o *teste de Anderson-Darling* e obtido o nível descritivo de 0,210 e concluído pela normalidade dos resíduos.

Na tabela 4 temos a descrição do teste ANOVA para a raiz quadrada da resistência é possível concluir que existe diferença significativa entre os três métodos de condicionamento.

Para estudarmos melhor a diferença entre os três métodos, foi utilizada a técnica de *Comparações múltiplas pelo método de Tukey*, método que garante a confiabilidade geral de todas as comparações possíveis.

Na tabela 5 temos a tabela geral com todas as comparações entre todos os três métodos. As caselas hachuradas indicam as diferenças significativas entre as

médias do grupo da coluna com a do grupo da linha e através disso é possível concluir que:

- a média da resistência à tração para o condicionamento com *Laser CO₂* de 9.6µm apresenta resistência significativamente menor que o ácido e que o *Laser* de Er:YAG.
- os condicionamentos ácido e *Laser* Er:YAG não apresentam diferenças estatisticamente significantes.

Tabela 4 – Análise de Variância para a raiz quadrada da resistência à tração

Fonte de variação	graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrados médios	Estatística F	nível descritivo
Condicionamento	2	448,45	224,22	15,57	0,000
Resíduo	69	993,47	14,40		
Total	71	1441,92			

Tabela 5 – Comparações múltiplas pelo método de Tukey para todas as comparações as diferenças significativas estão hachuradas.

Condicionamento	Ácido	Laser Er:YAG	Laser CO ₂
Ácido		0,1065	0,0000
Laser Er:YAG + Ácido	0,1065		0,0020
Laser CO ₂ de 9.6 µm +Ácido	0,0000	0,0020	

6.4-2 Dentina

Também foram analisados os dados referentes à dentina.

Análise Descritiva

Foi comparada a média das resistências à tração para os três métodos de condicionamento.

Na tabela 6 temos as medidas resumo para a resistência à tração. As médias e desvios padrão são apresentadas na figura 46. Por eles podemos observar que:

- O método *Laser CO₂* de 9.6 μm mostrou resistência à tração menor que o *Laser* de Er:YAG, e esta resistência à tração menor que o ácido;
- Quanto à variabilidade, observamos uma diferença entre os métodos, sendo que o ácido apresentou maior variabilidade e o *Laser CO₂* de 9.6 μm apresentou a menor variabilidade (o ácido teve variabilidade maior que o dobro do *Laser CO₂* de 9.6 μm).

Tabela 6 – Medidas descritivas para a resistência à tração – Dentina

Condicionamento	Média MPa	Desvio Padrão MPa	Máximo MPa	Mínimo MPa
Ácido Laser Er:YAG +	12,84	4,93	22,52	4,42
Ácido Laser CO ₂ de 9.6 μm +Ácido	10,53	3,36	17,78	5,30
	8,39	2,23	13,51	4,56

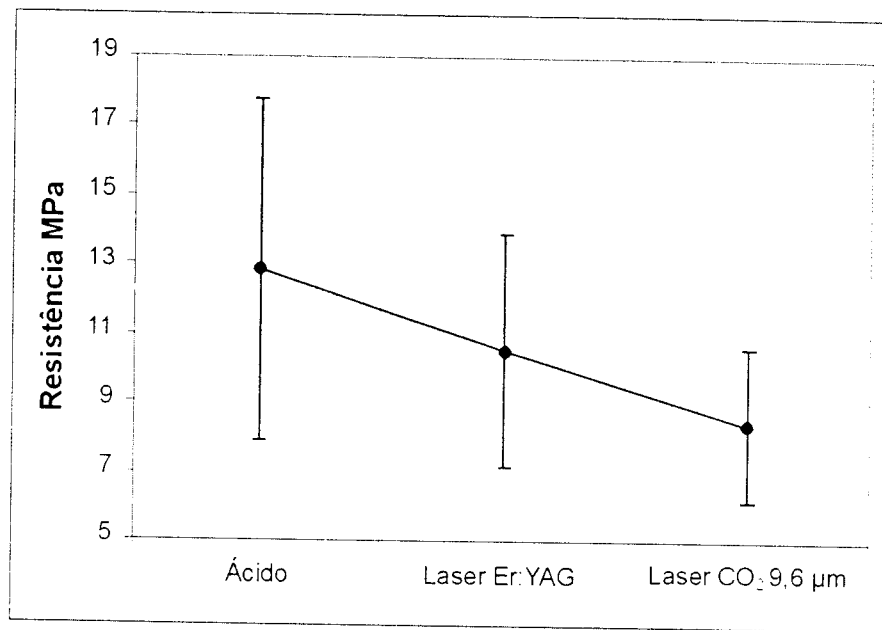


Figura 46 - Médias \pm 1 desvio padrão para a resistência à tração – Dentina

Análise Inferencial

Foi verificada se as diferenças observadas na parte descritiva foram significantes ou não, utilizando-se uma de *Análise de variância para um fator fixo (ANOVA)*.

Para utilizar esta técnica foi preciso verificar duas suposições: a igualdade das variâncias e a normalidade dos resíduos.

Quando as igualdades das variâncias foi testada, utilizamos o *teste de Levene*, obtendo um nível descritivo²² igual a 0,002, pelo qual foi rejeitada a hipótese de que as variâncias dos grupos sejam iguais. O não cumprimento desta hipótese faz com que os a técnica seja menos precisa, ou seja, difícil de identificarmos as diferenças.

²² O nível descritivo de um teste é a probabilidade de estarmos cometendo um erro ao rejeitamos a hipótese sendo que esta é verdadeira. Na maioria dos testes a hipótese testada é a hipótese de igualdade, no caso acima, a hipótese é que as variâncias (ou desvios padrão) dos diversos grupos sejam todas iguais.

Uma solução para a utilização da técnica foi a transformação dos dados. Utilizando o logaritmo neperiano das resistências e aplicando novamente o teste de Levene, foi obtido o nível descritivo de 0,116, pelo qual foi aceita a hipótese de igualdade das variâncias.

Para verificar a outra hipótese, normalidade dos resíduos, utilizou-se o teste de *Anderson-Darling* e, obtido o nível descritivo de 0,369, conclui-se pela normalidade dos resíduos.

Na tabela 7 temos a ANOVA para o logaritmo da resistência à tração e conclui-se que existe diferença significativa entre os três métodos de condicionamento.

Estudando melhor a diferença entre os três métodos, utilizou-se a técnica de *Comparações múltiplas pelo método de Tukey*, método que garante a confiabilidade geral de todas as comparações possíveis.

Na tabela 8 temos todas as comparações entre os três métodos testados. As caselas hachuradas indicam as diferenças significativas entre as médias do grupo da coluna com a do grupo da linha e por ela podemos concluir que:

- a média da resistência à tração para o condicionamento com *Laser* CO₂ de 9.6 μm apresenta resistência à tração significativamente menor que o ácido, mas não apresenta diferença significativa em relação ao *Laser* de Er:YAG.
- os condicionamentos ácido e *Laser* de Er:YAG não são significativamente diferentes.

Tabela 7 – Análise de Variância para o logaritmo da resistência à tração – Dentina

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrados médios	Estatística F	Nível descritivo
Condicionamento	2	1,77	0,89	7,38	0,001
Resíduo	71	8,51	0,12		
Total	73	10,29			

Tabela 8 – Comparações múltiplas pelo método de Tukey para todas as comparações. As diferenças significativas estão hachuradas

Condicionamento	Ácido	Laser Er:YAG	Laser CO ₂
Ácido		0,1988	0,0008
Laser			
Er:YAG+Ácido	0,1988		0,0933
Laser CO ₂ de 9.6 µm + Ácido	0,0008	0,0933	

A análise dos dados sem a transformação também foi realizada e os resultados obtidos foram idênticos.

Na figura 47, são apresentados os resultados analisados em conjunto, tanto do esmalte como da dentina, para a resistência à tração.

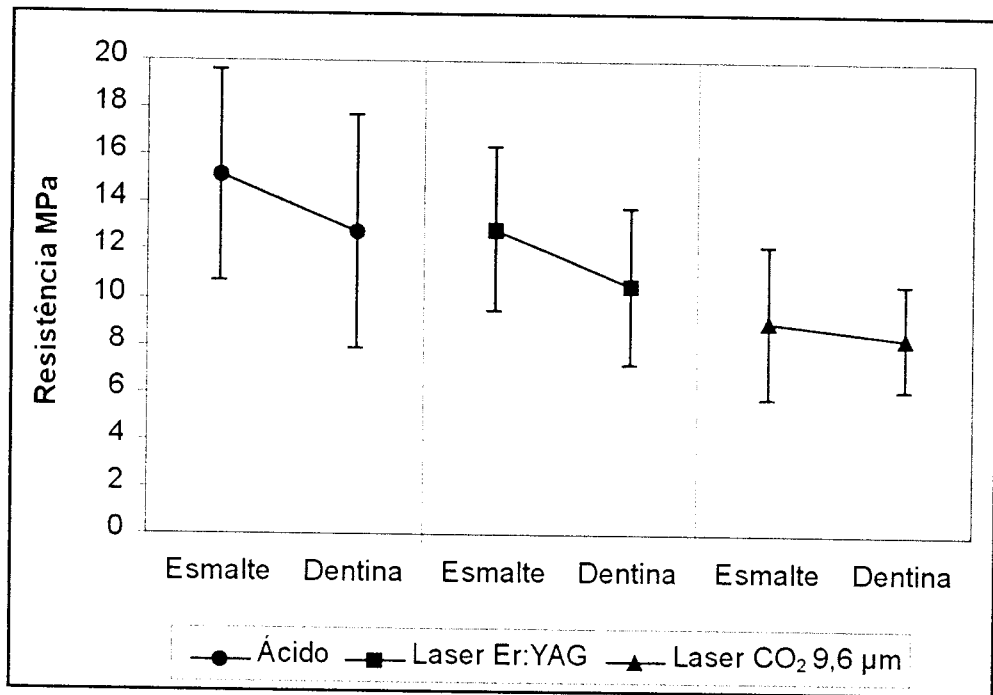


Figura 47 – Médias \pm 1 desvio padrão para a resistência à tração

7. Discussão

Diversas pesquisas demonstraram SEKA et al (1996), WIGDOR et al (1997), FRIED et al (1997), FRIED et al (1999), WIGDOR et al (2000), FRIED et al (2001) a capacidade de certos comprimentos de onda em remover o tecido duro dental por meio do processo de ablação, podendo estes serem utilizados, por exemplo, no preparo cavitário, na remoção do tecido cariado, assim como na prevenção de cáries. Mais recentemente o uso de *lasers* para o condicionamento superficial, tanto do esmalte como da dentina tem sido investigado.

Nelson et al (1986)⁴⁷, usando laser de CO₂ pulsado em 4 comprimentos de onda 9,3; 9,6; 10,3 e 10,6 μm onde os pulsos eram de 100-200nsec com energia máxima de 5 J, testou esses parâmetros no esmalte dental e dentina.

O diâmetro do spot foi variado entre 2-5mm, com densidades de energia 10-50mJ/cm². A fusão e ressolidificação do esmalte ficou confinada em uma fina camada superficial sem o comprometimento das camadas subjacentes. Esses pulsos lasers causaram um aumento momentâneo de temperatura entre 800 – 1100 °C, suficientes para produzirem tanto a fusão como a ressolidificação, entretanto essa zona de derretimento não foi mais funda que 5 μm .

Entre as diversas possibilidades de aplicações sugeridas pelos autores, uma delas foi a do condicionamento superficial do esmalte e dentina para posteriormente receberem a aplicação das resinas compostas ou restaurações.

Featherstone et al (1986)⁴⁸ também em uma pesquisa estudou os efeitos do laser de CO₂ (9,3 – 10,4 μm) no tecido dental, mostrando que em baixas densidades de energia, esses lasers produziram fusão tanto no esmalte como na dentina. As densidades de energia utilizadas variaram entre 10 a 50 mJ/cm². Nesses parâmetros houve uma fusão superficial, e inibição da progressão da lesão artificial de carie. Também foi constatada uma melhora de resistência à tração nas resinas compostas aderidas à dentina.

Santos et al. (2001)⁴⁹ testou a hipótese que a irradiação com um TEA CO₂ laser (9,6 µm) 5 µs de pulso associado a aplicação de flúor fosfato acidulado pode inibir as lesões de carie tanto em esmalte sadio como no desmineralizado. Concluiu que, independente da fluência usada (1,0 ou 1,5 J/cm²), a associação do flúor com o laser foi mais efetiva em reduzir a progressão da lesão no esmalte quando este foi exposto ao laser 5 µs, posteriormente ao tratamento com o flúor fosfato acidulado. Isto foi obtido, com fluências muito baixas e com um número pequeno de pulsos por spot irradiado.

Wigdor et. Al (2002)⁵⁰ pesquisou os efeitos do laser de CO₂ 9,6 µm emitido 22mJ em pulsos longos de 60 microsegundos na polpa dental de cachorros. Na avaliação histológica dessas polpas, nenhum dano foi constatado, sugerindo que esse novo laser poderá ser utilizado como um método alternativo para a remoção dos tecidos dentais duros.

Marraccini et al (2002)⁵¹ avaliou em testes de resistência à tração o condicionamento do tecido duro dental (esmalte e dentina) condicionados pelos lasers de Er:YAG (2,94 µm) e pelo laser de CO₂ (9,6 µm), posteriormente condicionadas com o ácido fosfórico à 35%. Nessas áreas condicionadas, foram confeccionados cones de resinas para testes na Instron. Constatou-se que o grupo controle (condicionamento com ácido exclusivamente) foi onde os resultados de resistência à tração encontrados eram os mais elevados, superando os do condicionamento do laser de Er:YAG mais ácido e do laser de CO₂ mais ácido.

Na Figura 48 (Maldonado, Apostila do Curso de Mestrado Profissionalizante, 1999-2002 IPEN - CLA) e, na Figura 49 (D. Fried - SPIE Vol. 3910, 2000) é possível observar que os comprimentos de onda de emissão do laser de Er:YAG, e o de laser CO₂ 9,6 μm são altamente absorvidos pelo conteúdo de água e mineral presentes no esmalte na dentina .

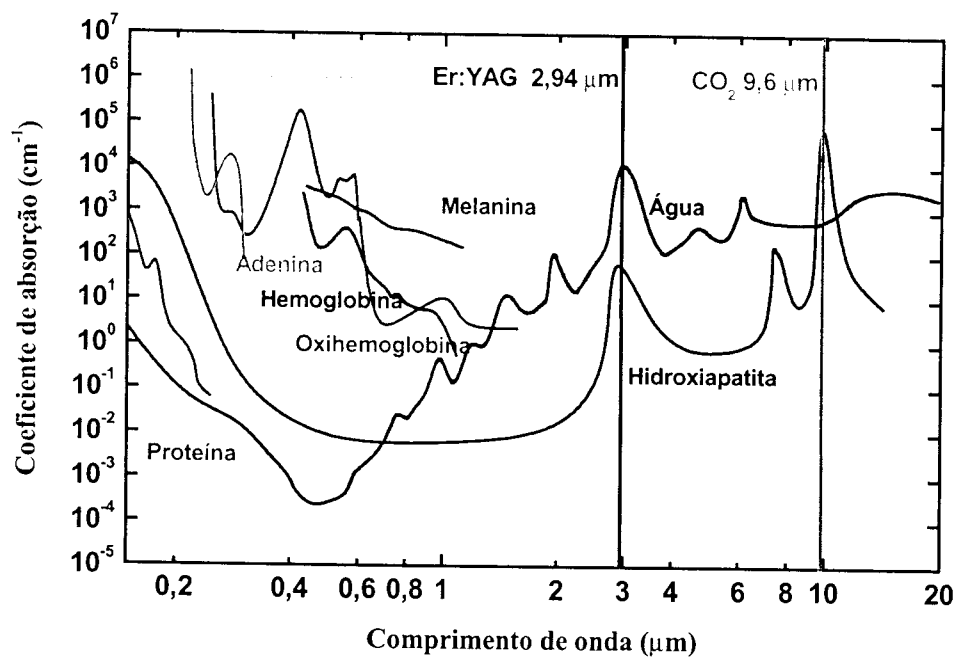


Figura 48 – Espectro de absorção da água e da hidroxiapatita

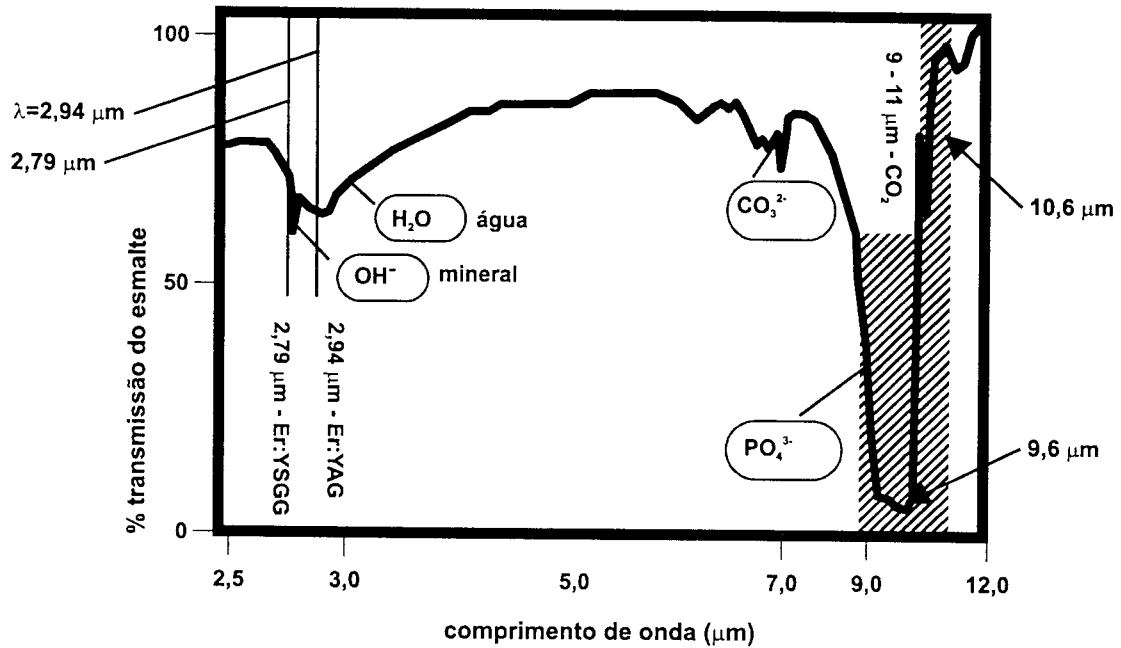
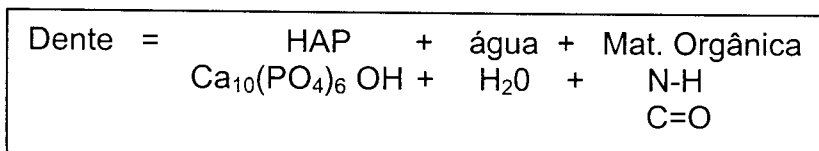


Figura 49 – Comprimento de onda entre 2-11 μm

A absorção mais intensa dos tecidos dentais duros está entre 2 μm e 12 μm , sendo as bandas de maior absorção referentes a água em 2,94 μm , radical OH^- em 2,79 μm e radical fosfato entre 9 e 11 μm .

Os dentes são compostos por:



No *laser* de CO_2 a principal transição é em 10,6 μm , porém com a alteração de alguns fatores no meio ativo, como a pressão no tubo e a alteração da concentração dos gases facilitadores como o Hélio, Nitrogênio e o Dióxido de Carbono, a emissão poderá ocorrer em vários outros comprimentos de onda.

Featherstone, Seka, demonstraram que a irradiação com o CO_2 com emissão do feixe no modo pulsado, e com o comprimento de onda variando entre

9,3 μm a 10,6 μm , particularmente o *laser* pulsado de CO_2 emitido em $\lambda = 9,6 \mu\text{m}$, apresentam a capacidade de remoção do tecido dental duro por meio do processo de ablação, em geral seguida de fusão. Isto ocorre porque este comprimento de onda é altamente absorvido pelos componentes da água e hidroxiapatita dos tecidos duros dentais, porém com a absorção mais intensa predominante para o radical fosfato dos cristais de hidroxiapatita.

O processo de ablação dos tecidos duros dentais também foi avaliado para o *laser* de Er:YAG. Diversos estudos *in vitro* demonstraram a capacidade desse *laser* em remover o tecido duro. Hibst & Keller, 1989 e Keller & Hibst 1989, foram os pioneiros a relatar a utilização desse *laser* em esmalte e dentina no preparo cavitário, sem provocar danos térmicos ao tecidos adjacentes, sob constante refrigeração e com a correta utilização de parâmetros de energia, já que também esse comprimento de onda é altamente absorvido pelos componentes dos tecidos dentais, principalmente a água e a hidroxiapatita.

Nos *lasers* de Er:YAG toda a energia é absorvida pela $\text{OH}^- + \text{H}_2\text{O}$. Para este *laser*, a banda de absorção mais intensa é da água, que é em torno de 3 μm e, na hidroxiapatita sintética, pela presença do radical OH^- é próxima a 2,8 μm . Já para a hidroxiapatita sintética a maior banda de absorção é no comprimento de onda próximo ao 9,6 μm e, a da água a partir de 6,5 μm se torna constante. O esmalte dental tem uma banda de absorção, nos comprimentos de onda próxima ao 3 μm , depois entre 6,5 μm e 7 μm e, posteriormente entre 9,3 μm ao 10,6 μm – sendo seu pico máximo no 9,6 μm . Por sua vez, a dentina humana tem como componente água e material orgânica, ($\text{CO}_3 + \text{PO}_4$) e sua banda de absorção 3 μm (água), 6 μm (matéria orgânica), e, entre 9,3 μm a 10 μm (Fosfato).

Como resultado deste trabalho, nas áreas irradiadas com o *laser* de Er:YAG, houve um aumento da rugosidade, mas sem fusão superficial; devido aos diferentes mecanismos de absorção deste *laser* nos tecidos duros dentais.

Por sua vez, a emissão do *laser* de CO_2 9,6 μm é mais absorvida pelo radical Fosfato (PO_4^{3-}), gerando calor. Esse calor pode ser traduzido como um

aquecimento local, uma reação química ou uma microexplosão do material – produzindo uma cavidade e conjuntamente removendo este tecido (ablação).

Durante a irradiação com o *laser* de CO₂ em 9,6 μm a luz *laser* é absorvida primariamente pela camada mineral, produzindo uma vaporização deste tecido, assim como fusão do mesmo, para os casos em que as temperaturas superficiais excedem 1200 °C. Este fato foi verificado na MEV, nas áreas irradiadas com o *laser* de CO₂ em 9,6 μm onde havia uma superfície ressolidificada homogênea que sofreu fusão superficial, com significativo aspecto de microrugosidade.

O *laser* de CO₂ 9,6 μm com largura temporal de 100-200 ns de duração causam momentâneo aumento de temperatura na faixa de 800 °C a 1100 °C, que é suficiente para fundir os cristais do esmalte.

Processos completamente diferentes podem ocorrer na superfície do esmalte, dependendo da interação entre o tempo do pulso do *laser* com a energia depositada por este pulso. Perfuração e corte ocorrem somente com interações relativamente longas entre o tempo e com grandes quantidades de depósitos dos pulsos de energia.

Por outro lado, uma rápida fusão e ressolidificação somente ocorrem com as interações de tempo pequenas e relativamente baixas densidades de energia de pulso requerendo, portanto, um *laser* pulsado.

A rugosidade superficial do esmalte e dentina pode ser causada pela micro-explosão e ejeção do material da superfície. Embora a espessura da região afetada não seja maior que 5 μm; mais abaixo, existe uma região onde o aumento de temperatura é suficiente para desidratar e denaturar a matriz orgânica.

Pastor et al⁵², estudando a resistência à tração dos brackets aderidos ao esmalte dental bovino condicionado pelo *laser* de Nd:YAG versus o condicionamento ácido convencional, concluiu que algumas amostras do grupo irradiado não apresentaram valores altos de resistência à tração quando foram aplicadas uma força maior, o mesmo não ocorrendo com o grupo condicionado

pela forma convencional, indicando que o *laser* de Nd:YAG não foi o mais indicado para esse tipo de condicionamento nessa pesquisa.

Drummond et al⁵³, pesquisando a força de adesão do selante no esmalte bovino, condicionado pelo *laser* de CO₂ versus o condicionamento ácido convencional, concluiu que apesar do aumento da rugosidade em níveis microscópica das amostras condicionadas com o *laser*, esse não foi um fator que proporcionou em um aumento de valores de adesão. Nos parâmetros utilizados para o *laser* nesse trabalho, os valores na resistência só foram aumentados quando além do *laser* utilizou-se um “primer”.

Outras pesquisas feitas têm sugerido a utilização dos vários *lasers* como forma de condicionamento das superfícies de esmalte e da dentina. Porém, são ainda necessários novos estudos com maior variação de parâmetros para uma melhor compreensão desses mecanismos de condicionamento superficial de esmalte e dentina.

Muito provavelmente, se fará necessário o desenvolvimento de novos tipos de materiais, novas resinas compostas, o desenvolvimento e aprimoramento de técnicas que possam ser utilizadas em áreas onde, tanto o esmalte como a dentina foram removidas ou condicionadas pelo *laser*, bem como em áreas onde se removeu o tecido cariado dessas estruturas com a utilização de equipamentos a *laser*.

Para estudos futuros acredita-se que, com a utilização exclusiva do *laser* de CO₂ com emissão em 9,6 μm para a técnica de condicionamento das superfícies dentais sem posteriormente utilizar condicionamento ácido fosfórico à 35% os valores que serão obtidos nos testes de tração serão mais altos do que os obtidos neste trabalhos e, portanto, mais próximos daqueles preconizados como ideais na literatura atual (cerca de 15 Mpa). O mesmo poderá ocorrer se a concentração ou o tempo de exposição ao ácido for menor, de forma a não remover toda a espessura de esmalte ou dentina modificada pelo *laser*.

8. Conclusões

Nas condições de irradiação e tratamento de superfície deste trabalho, pode-se concluir que:

A avaliação morfológica feita por microscopia eletrônica de varredura mostrou que, nas amostras irradiadas de esmalte e de dentina com o protótipo de um *laser* CO₂ pulsado com emissão em 9,6 μm, houve elevado grau de fusão e solidificação desses tecidos, formando uma camada vitrificada e alternada com pequenas crateras. Com o de Er:YAG verificou-se alterações morfológicas típicas de micro ablação explosiva, com a exposição dos túbulos no caso da dentina. A superfície obtida pela associação de CO₂ 9,6 μm mais ácido não apresentou o aspecto de fusão, ficando esta camada totalmente removida.

Existiu diferença estatística significativa entre os três métodos de condicionamento, tanto para a superfície tratada do esmalte como para a da dentina, verificadas pelos resultados dos testes de resistência à tração.

Testes de resistência à tração mostraram que o condicionamento das superfícies do esmalte e da dentina com o ácido exclusivamente (grupo controle) apresentou os maiores valores, superando os valores obtidos com o condicionamento *laser* CO₂ 9,6 μm + ácido.

Com os parâmetros utilizados nesse experimento o *laser* de Er:YAG, mostrou-se mais efetivo que o *laser* de CO₂ 9,6 μm no condicionamento dessas superfícies dentárias.

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

¹ DM, EDUARDO CP (1996) Morphological and related compositional modifications in enamel and dentin as a function of laser irradiation and acid treatment. Scanning Microsc (submitted).

² CECCHINI SCM. (1995) In vitro evaluation of Ho:YLF laser effects in enamel and dentine for endodontic surgery access and cavity preparation. Energy and Nuclear Research Institute, São Paulo, SP, Brazil (Master thesis).

³ CECCHINI SCM (1996) Estudo in vitro das aplicações do *laser* de holmio:YLF em esmalte e dentina, visando a realização de cirurgia de acesso endodôntico e preparo cavitário. (In vitro evaluation of Ho:YLF laser effects in enamel and dentine for endodontic surgery access and cavity preparation). Cong Int. Odontol. São Paulo, Jan.

⁴ MORIOKA T, TAGOMORI S, NARA Y. Application of Nd:YAG laser and fluoride in the prevention of dental caries. Proceedings of the International Congress of Laser in Dentistry, Tokyo, Japan, 5-6 August 1988, Excerpta Medica, 55-61, 1989.

⁵ ZECELL DM, CECCHINI SCM, EDUARDO, CP, MATSUMOTO K, DE ROSSI W, RANIERI IM, NOGUEIRA GEC, BERRETTA JR, VIEIRA ND, MORATO SP. (1995) Experimental studies of the applications of the holmium laser in dentistry. J Clin Laser Med Surg 13(4): 283-89.

⁶ ZECELL, D.M. ; EDUARDO, C.P.- "Experience in the area of Ho:YLF in hard tissue"- Deutsche Gesellschaft fur *Laser Zahnheilkunde* Newsletter 8(Kongreb Edition): 23, 1997

⁷ EDUARDO CP, ZECELL DM, CECCHINI SCM, EDUARDO CP, DE ROSSI W, RANIERI IM, MORATO SP, MATSUMOTO K (1994) Scanning electron microscopy analysis of enamel and dentine irradiated by holmium laser. 4th Int Cong Lasers Dent, Loh Hong-Sai Ed., pp9-12, Monduzzi editore, Singapore.

⁸ WHITE JM, ADAMS GL (1996). Microhardness and SEM analysis of Nd:YAG Laser and acid treatment effects in dentin. Scanning Microsc (submitted).

⁹ GOODIS HE, WHITE JM, HARLAN L (1992). Absence of pulpal response from Nd:YAG laser exposure on enamel. J Dent Res 71: 162 Abstract # 449.

¹⁰ ZECELL DM, CECCHINI SCM, PINOTTI M, EDUARDO CP. Temperature changes under Ho:YLF irradiation, in Lasers in Dentistry II, Harvey Wigdor,

D.D.S, John D.B. Featherstone, Joel M. White, D.D.S., M.S., Joseph Neev,
Editors, Proc 2672: 34-39 (1996).

¹¹ HIBST R.; KELLER U. (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances. II Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med* 9: 345-351.

¹² OHO, T.; MORIOKA, T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res*, v.24, n.2, p.86-92, Mar-April. 1990'.

¹³ FRIED, D.; FEATHERSTONE, J.D.B.; VISURI, S. R.; SEKA, W.; WALSH, J. T. The caries inhibition potential of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation. In: WIDGOR, H. ^a; FEATHERSTONE, J. D. B.; WHITE, J. M.; NEEV, J.; eds. San Jose: SPIE, 1996. P. 73-78. Proceedings

¹⁴ ZECELL, DM.; BONK, PA.; SALVADOR, VLR., ROSSI, W.; RANIERI, I M.; BACKMANN, L.; EDUARDO, CP.; VIEIRA JR, ND.; MORATO, SP. Combined effect of holmium laser and fluoride in prevention of dental caries in vitro. Campinas – São Paulo, 1997

¹⁵ WHITE, J. M.; GOODIS, H.E.; SETCOS, J. C.; W. S.; HULSCHER, E.; ROSE, C. L. Effect of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth. *J. Am. Dent. Assoc.* vol. 124 (7), pp. 45-51, 1995.

¹⁶ BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, v.34, n. 6, p.849-853, De. 1955

¹⁷ MELCER, J.; CHAUMETTE, M. T.; MELCER, F.; DEJARDIN, J.; HASSON, R.; MERARD, R.; PINAUDEAU, Y.; WEILL, R. Treatment of dental decay by CO2 laser beam: preliminary results. *Lasers Surg Med*, v.4, n.4, p.311-321, 1984.

¹⁸ MYERS, T. D.; MYERS, W. D. The use of laser for debridement of incipient caries. *J Prosthet Dent*, v.53, n.6, p.776-779, June. 1985

¹⁹ WHITE, J. M.; GOODIS, H. E.; EAKLE, W. S.; NEEV, J. Systematic evaluation of caries removal and restoration using a Nd:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENSTISTRY, 4. Singapore, Aug. 6-10, 1994. Abstracts of papers. Singapore, 1994, p.18. [Resumo].

²⁰ POWELL, G. L.; BLANKENAU, R. J. Effects of argon laser curing on dentin shear bond strengths. In. WIDGOR, H. ^a; FEATHERSTONE, J. D. B.; WHITE, J. M.; NEEV, J.; eds. San Jose: SPIE, 1996. P.106-110. **Proceedings...**

²¹ LIPPAS, M. G.; ARCORIA, C. J. KHADEMI, J. A. Surface analyses of Ho:YAG, CO2, CO2/Nd:YAG & Ar:F lasers. In: INTERNATIONAL CONGRESS

ON LASERS IN DENTISTRY, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. Abstracts of papers. Salt Like City, 1992. P.139. [Resumo]

²² HIBST, R & KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg. Med*, New York, v.9, n. 4, p.338-334, 1989.

²³ WIGDOR, H., GILBERT, J., CHOMSKY, D., RAIF, J. A novel use of the CO₂ laser on dental hard tissues: An SEM study. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM BIOMEDICAL OPTICS – LASER IN DENTISTRY, III., 1997 San Jose. *Anais...* San Jose: SPIE, 1997, v.2973, P.23-28.

²⁴ WIGDOR, H.; ABT, E. SEM evaluation of CO₂, Nd: YAG and Er: YAG laser irradiation of dentin in vitro. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992. p.131-132.

²⁵ KELLER, U; HIBST, R. Effects of Er: YAG laser on enamel bonding of composite materials. 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.163-168.

²⁶ HIBST, R.; KELLER, U. Er:YAG Laser etching of dental hard substances. **Am Soc Laser Med Surg**, p.17, 1993 a [Resumo n.71].

²⁷ GIMBLE, C.; HANSEN, R.; SWETT, a; WINN, D.; PELAGALLI, J.; COZEAN, C. Er:YAG clinical studies for hard tissue applications. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1994, Singapore. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1994. P.267-271.

²⁸ FRIED, D., BORZILLARY, S. F. McCORMACK, S. M., GLENA, R.E., FEATHERSTONE, J.D.B. The thermal effects on CO₂ laser irradiated dental enamel at 9,3; 9,6; 10,3 and 10,6µm. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM BIOMEDICAL OPTICS 1994, San Jose. *Anais...* San Jose: SPIE, v. 2128, p.319-328.

²⁹ 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 preparations". In: WIGDOR, H.A.; FEATHERSTONE, J.D.; WHITE, J.M. (Eds.) **Lasers in dentistry**, San Jose: SPIE 2394, 1995. p.223-227.

³⁰ SEKA, W., FEATHERSTONE, J.D.B., FRIED, D. VISUARI, S.R. WALSH. J. T. Laser ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma – mediated ablation. In : INTERNATIONAL SYMPOSIUM BIOMEDICAL OPTICS – LASER IN DENTISTRY. II., 1996, Bellingham. *Anais...* San Jose: SPIE, 1996, v.2672, p. 144-158.

³¹ EDUARDO, C.P.; MYAKI, S.I.; OLIVEIRA Jr., W.T.; ARANA-CHAVEZ, V.E.; TANJI, E.Y. Micromorphological evaluation of enamel surface and the shear bond strength of a composite resin after Er:YAG irradiation: a in vito study. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1996, Jerusalem. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1996. P.41-44.

³² GROTH, E.B.; TANJI, E.Y.; ZECELL, D.M.; MATSON, E.; EDUARDO, C.P. The pre-treatment of enamel surface in vitro with Er:YAG laser for bonding composite resin. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1996, Jerusalem. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1996. P.53-57.

³³ ERTL, T. & Muller, G. Hard Tissue ablation with pulsed CO₂ lasers. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM BIOMEDICAL OPTICS – LASERS IN DENTISTRY, III., 1997, San Jose. Anais... San Jose: SPIE, 1997, v. 1880, P. 176-181.

³⁴ 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, Jan./Feb. 1997. Edição de Congresso.

³⁵ FRIED, D., ZUERLEIN, M. J. FEATHERSTONE, J.D.B., MACHULE, D. Thermal and chemical modification of dentin by pulsed CO₂ laser irradiation at 9-11µm. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM BIOMEDICAL OPTICS – LASERS IN DENTISTRY, III., 199, San Jose. Anais...San Jose: SPIE, 1997, v.2973, P. 94-100.

³⁶ KRAPCHEV, V.B., RABII, C. D., HARRINGTON, J. A. Novel CO₂ laser system for hard tissue ablation. In : INTERNATIONAL SYMPOSIUM BIOMEDICAL OPTICS – LASERS IN DENTISTRY, III., 1997, San Jose. Anais... San Jose: SPIE, 1997, v.2128, P. 341-348.

³⁷ TAKAHASHI, K.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Morphological and atomic changes after CO₂ laser irradiation emitted at 9.3mm on human dental tissues. *J Clin Laser Surg*, New York, v. 16, n.3, p. 167-173, Jun 1998.

³⁸ FRIED, D. MURRAY, M. W., FEATHERSTONE, J.D.B., AKRIVOU, M., DUNH, C., DICKENSON, K. M., OJEDO, O.P. Dental hard tissue modification and removal using sealed TEA lasers operating at 9,6 and 10,6µm. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM BIOMEDICAL OPTICS – LASERS IN DENTISTRY, V., 1999, San Jose. Anais... San Jose: SPIE, 1999, Abstract 3593-34, P. 56

³⁹ WIGDOR, H., WALSH Jr, J. T., MOSTOFI, R. The effect of the CO₂ laser (9.6µm) on dental pulp in pulp in humans. In: INTERNATIONAL

SYMPOSIUM BIOMEDICAL OPTICS – LASER IN DENTISTRY, VI., 2000, San Jose. **Anais...** San Jose: SPIE, 2000 v.3910, P. 158-162.

⁴⁰ MOSHONOV, J. & STABHOLZ, A. Chemical analysis and surface morphology of enamel and dentin following 9.6 mm CO₂ laser irradiation in comparison to high speed drill application. In: THE 7th CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASER IN DENTISTRY. Brussels, Belgium. Proceedings., Brussels, Belgium, p. 32, 2000.

⁴¹ STABHOLZ, A & MOSHONOV, J. Evaluation of the drilling and cutting efficiency of the CO₂ laser irradiation on the hard tissues of teeth. In: THE 7th CONGRESS INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASER IN DENTISTRY. Brussels, Belgium. Proceedings., Brussels, Belgium, p. 46, 2000.

⁴² KIMURA, Y.; TAKAHASHI-SAKAI, K.; WILDER-SMITH, P.; KRASIEVA, T. B.; LIAW, L.H.L.; MATSUMOTO, K. Morphological study of the effects of CO₂ laser emitted at 9.3µm on human dentin. J Clin Laser Med Surg, New York, v. 18, n.4, p. 197-202, 2000.

⁴³ FRIED, D.; ZUERLEIN, M.; FEATHERSTONE, J.D.B.; SEKA, W.; DUHUN, C.; McCORMACK, S.M. IR laser ablation of dental enamel mechanistic dependence on the primary absorber. Applied Surface Science 127-129 (1998) 852-856

⁴⁴ FRIED, D. IR laser ablation of dental enamel In Lasers in Dentistry VI **Proceedings** of SPIE Vol 3910(2000)

⁴⁵ GWINNET, A.J.; YU, S. Effect of long-term water storage on dentin bonding. **Am J Dent**, v.8, n.2, p.109-112, Apr. 1995

⁴⁶ MIEARS, J.R.; CHARLTON, D.G.; HERMESCH, C.B. Effect of dentin moisture and storage time on resin bonding. **Am J Dent**, v.8, n.2, p.80-82, Apr. 1995

⁴⁷ D.G. A. NELSON; W. L. JONGEBLOED; J. D. B. FEATHERSTONE Laser irradiation of human dental enamel and dentin – New Zealand Dental Journal 82 July, 1986

⁴⁸ J. D. B. FEATHERSTONE; D. G. A. NELSON – Laser effects on dental hard tissues – Adv. Dent Res. 1 (1) : 21-26, October, 1987

⁴⁹ M. N. DOS SANTOS; J.D.B. FEATHERSTONE; D. FRIED Effect of a new carbon dioxide laser and fluoride on sound and demineralized enamel – Lasers in Dentistry Proceedings of SPIE Vol. 4249 (2001) – 2001 SPIE.

⁵⁰ H.A. WIGDOR; J.T.WALSH Jr. Histologic analysis of the effect on dental pulp of a 9.6 μm CO₂ Lasers in Surgery and Medicine 30:261-266 (2002)

⁵¹ T.M.MARRACCINI; H.A WIGDOR, J.T. WALSH; M.L.TURBINO, A. STABHOLTZ; D.M.ZEZELL - Laser-etched conditioning of dental hard tissues using the Er:YAG laser (2.94 μm) and the CO₂ laser (9.6 μm) Poster presented in American Society for Laser Medicine an Surgery - Twenty-Second Annual Meeting Atlanta Georgia April 10-14, 2002

⁵² PASTOR,L.C.; MORENO,J.V.; GARRIDO,J.L.G.; MURIEL,V.P.; MOORE,K.; ELIAS,A. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. **J. Am. Dent. Assoc.** Vol.128, June 1997 – p.732-737

⁵³ DRUMMOND,J.L.; WIGDOR,H.A.; WALSH JR, J.T; FADAVI,S.;PUNWANI,I.; Sealant bond strengths of CO₂ laser-etched versus acid-etched bovine enamel. Lasers in Surgery and Medicine V 27 – p.111-118, 2000.



M2256



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Diretoria de Ensino & Informação Científica e Tecnológica
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3816 - 9148
SÃO PAULO - São Paulo - Brasil
[http: //www.ipen.br](http://www.ipen.br)

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