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

AVALIAÇÃO DA ADESÃO DO CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO À DENTINA IRRADIADA COM LASER DE Nd:YAG.

ALEXANDRE ANDRADE MOREIRA

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre Profissional na Área de Laser em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Edmir Matson
Co-orientador: Prof. Dr. Wagner de Rossi

São Paulo

2001

Livros Grátis

http://www.livrosgratis.com.br

Milhares de livros grátis para download.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais,

Accioli e Jerusa

aos meus irmãos

Arthur e Carolina

AGRADECIMENTOS

- Agradeço em especial, ao **Prof. Dr. Edimir Matson**, pela orientação.

- Ao **Prof. Dr. Wagner de Rossi**, pela co-orientação, apoio e disponibilidade incondicional.

- Ao **Prof. Dr. Nilson Vieira**, pelo espírito de equipe, paciência e coragem,

- Ao **Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo**, pela liderança, incentivo e exemplo profissional.

- Aos professores da Faculdade de Odontologia – USP e do IPEN pela atenção e auxílio.

- À **Profª Céres Mendonça Fontes**, pelo carinho, incentivo e colaboração,

- Aos colegas da disciplina de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia da UFBA, pelo apoio carinhoso, onde tudo começou,

- À **Ana Patrícia Freitas Broxado** pelo grande apoio, incentivo e colaboração.

- Á **Luciano Bachmann** e **Sandro Fernando Stolf** pela grande ajuda na manipulação dos lasers e de toda a aparelhagem dos laboratórios do Centro de Lasers e Aplicações.

- A **Celso Pinheiro de Moraes (Cebolinha)** pelo auxílio na microscopia eletrônica de varredura.

- Ao Sr. Hélio e Sra. Maria Cristina do laboratório do departamento de prótese da FOUSP.

- À todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

AVALIAÇÃO DA ADESÃO DO CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO À DENTINA IRRADIADA COM LASER DE Nd:YAG.

Alexandre Andrade Moreira

RESUMO

Este estudo avalia a resistência à força de cisalhamento de restaurações em cimento de ionômero de vidro sobre a dentina humana condicionada com laser de Nd:YAG. Quarenta e quatro molares humanos, hígidos, armazenados em solução fisiológica, foram incluídos em resina, e seccionados no sentido longitudinal, para exposição da dentina em suas faces vestibular e lingual. Em seguida, desgastados com disco de papel carbide de granulação 600 para uma produção padronizada da camada de *smear layer*, e divididos em dois grupos. No grupo 1, as amostras foram irradiadas com laser de Nd:YAG em uma das superfícies dentinárias expostas e na outra face condicionadas com ácido poliacrílico a 11,5%. No grupo 2 as amostras foram irradiadas com laser, e em seguida, condicionadas com o ácido poliacrílico em uma das superfícies expostas, e na outra superfície receberam apenas o condicionamento com ácido. Todas as amostras receberam restaurações cilíndricas de cimento de ionômero de vidro (Fuji tipo II GC Dental Corp., Scottsdale, Ariz.) e após vinte e quatro horas foram submetidas ao teste de cisalhamento.

Quatro amostras foram observadas em microscopia eletrônica de varredura: uma apenas cortada e lixada, uma condicionada com ácido

poliacrílico, uma irradiada com laser, e uma irradiada com laser e em seguida condicionada com ácido, para avaliação das alterações morfológicas causadas na dentina.

Os resultados demonstraram que a resistência ao cisalhamento das restaurações de cimento de ionômero de vidro à dentina tratada com laser de Nd:YAG e em seguida com ácido poliacrílico foi estatisticamente semelhante àquelas onde a dentina recebeu apenas o condicionamento com ácido poliacrílico, e que as restaurações confeccionadas sobre a dentina tratada apenas com o laser, tiveram uma resistência significativamente menor.

EVALUATION OF THE ADHESION OF GLASS-IONOMER CEMENT TO THE Nd:YAG LASER- IRADIATED DENTIN.

Alexandre Andrade Moreira

ABSTRACT

This study evaluated the resistance to the shearing stress of restorations in glass ionomer cement on the Nd:YAG laser – conditioned human dentin. Forty-four rigid human molars, preserved in physiological solution, were embedded in resin. After that they were longitudinally sectioned, aiming at the dentin exposure in its buccal and lingual aspects, and then enroded with a 600-grit carbide paper disk, in order to achieve a standard production of smear layer, being afterwards divided into two groups. In group 1, the samples were radiated with Nd:YAG laser on one of the exposed dentin surfaces and conditioned with polyacrylic acid to 11,5% on the other. In group 2, the samples were radiated with laser and then conditioned with the polyacrylic acid on one of the exposed surfaces, while they were only given the acid conditioning on the other surface. All the samples received restorations in glass-ionomer cement (Fuji type II GC Dental Corp., Scottsdale, Ariz.) and twenty-four hours later were submitted to the shearing test.

Four samples were observed through scanning electronic microscopy: one was only cut and eroded; another was conditioned with polyacrylic acid; another was radiated with laser; and the other was radiated with laser and then conditioned with acid in order to evaluate the morphologic changes caused to the dentin. The findings showed that the resistance to the shearing of the restorations in glass-ionomer cement on the dentin treated with Nd:YAG laser, and then with polyacrylic acid, were statistically similar to those where the dentin was only given conditioning with polyacrylic acid, and also that the restorations made on the dentin treated only with laser, showed a significantly smaller resistance.

SUMÁRIO

Página

RESUMO.....iii

ABSTRACT.....v

SUMÁRIO.....vii

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....viii

INTRODUÇÃO.....1

OBJETIVO.....4

REVISÃO DE LITERATURA.....5

O Laser de Nd:YAG.....11

Efeito Térmico.....16

O Cimento de Ionômero de Vidro.....23

Condicionamento dentinário.....25

MATERIAIS E MÉTODOS.....28

MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA.....33

RESULTADOS.....39

DISCUSSÃO.....46

CONCLUSÃO.....51

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....52

APÊNDICE.....59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ºC.....graus Celsius

cm.....centímetro

cm^2.....centímetro quadrado

CO_2.....dióxido de carbono

E.....Energia

Er:YAG.....érbio ytrium alumínio garnet (granada)

DE.....densidade de energia

DP.....densidade de potência

F.....fluência

Hz.....hertz

J.....joule

J/cm^2.....joule por centímetro quadrado

M.....molar

mJ.....miljoules

MEV.....microscopia eletrônica de varredura

$\mu\alpha$.....coeficiente de absorção

μm.....micrômetro

μs.....microssegundo

mm.....milímetro

MPa.....megapasca

mW.....miliwatts

mW/cm^2.....miliwatts por centímetro quadrado

nm.....nanômetro

N.....Newtons

Nd:YAG.....neodímio ytrium alumínio garnet (granada)

Nd:YLF.....neodímio ytrium litium flúor

s.....segundo

t.....……tempo

USA.....United States of America

W.....watt

W/cm^2.....watts por centímetro quadrado

λ..... comprimento de onda

INTRODUÇÃO:

Desde que BUONOCORE (1955) propôs o condicionamento ácido do esmalte, em 1956, a dentística restauradora entrou numa nova fase. Os procedimentos, para adesão ao esmalte, estavam estabelecidos, mas, a dentina, por ser um tecido completamente diferente, e de grande variabilidade estrutural, maior proporção de componente orgânico, presença de água e oxigênio, permeabilidade, diferente proporção de dentina peritubular, intertubular e esclerótica, porcentagem de túbulos e comunicação com a polpa, não se comporta, da mesma forma (GONÇALVES 1999). A introdução da técnica de condicionamento ácido total do esmalte e dentina por FUSAYAMA em 1979 e o conceito da hibridização proposto por NAKABAYASHI em 1982, a adesão à dentina tornou-se um fator preponderante nas restaurações adesivas. A ciência havia dado mais um grande passo em direção ao controle e prevenção da doença cárie, aliás, a idéia de prevenção, acompanha o cirurgião dentista há muito tempo. Um exemplo disso é a “extensão preventiva” preconizada por Black em seus preparos cavitários no início do século passado.

Nessa mesma época, em outro ramo da ciência, novas teorias da física começavam a ser comprovadas através de experimentos em laboratório. O jovem físico alemão Albert Einstein propôs a quantização da radiação eletromagnética e descreveu pela primeira vez a emissão estimulada. O alcance dos trabalhos de Einstein lhe valeu o Prêmio Nobel em 1922 (FREIRE JÚNIOR 1997).

Nasce, então, a teoria do laser comprovada por CHARLES H. TOWNES (Columbia University) em 1951 que descreveu a possibilidade de aplicação do fenômeno da emissão estimulada à amplificação de ondas ultracurtas (maser).

Nas últimas décadas os lasers vêm se desenvolvendo rapidamente, e hoje em dia, as suas aplicações se estendem a praticamente todas as áreas biomédicas (HEYMANN 1993). Na odontologia, vários comprimentos de onda são utilizados, e suas aplicações se estendem, desde a bioestimulacão tecidual, analgesia, cirurgias em tecido mole, aplicação em tecido duro para a prevenção de cárie, remoção de tecido cariado e preparo cavitário, remoção de alguns materiais restauradores (GALUN 1994), até o tratamento superficial do esmalte e dentina para favorecer o processo de adesão de alguns materiais.

Em 1972, WILSON e KENT (1972) desenvolveram os cimentos de ionômero de vidro, a partir da reação química entre um ácido polialcenóico, e um vidro de aluminossilicato, com elevado conteúdo de fluoreto (MOUNT 1996). Esses cimentos vêm sendo usados em restaurações, e têm mostrado ao longo do tempo, uma adesão química e mecânica ao esmalte e à dentina que pode ser esperada com alto grau de confiança (MOUNT 1991). Para que essa adesão ocorra, é necessário que haja um íntimo contato do ionômero, com o esmalte ou dentina, estando a superfície livre de resíduos tais como saliva, películas, placa bacteriana, sangue e outros contaminantes (MOUNT 1996). Isso pode ser obtido através da aplicação de condicionadores que são normalmente constituídos de um ácido fraco. Eles

devem ser aplicados durante 10 a 20 segundos e removidos logo em seguida, pois podem causar uma certa descalcificação na superfície, desfavorável ao processo de adesão (JOINT 1990).

Este estudo procura avaliar a adesão do ionômero de vidro à dentina humana, condicionada com laser de Nd:YAG, através da resistência ao cisalhamento, e observar, com auxílio da microscopia eletrônica de varredura, as alterações morfológicas superficiais, promovidas pelo tratamento da dentina com o ácido poliacrílico, e com o laser de Nd:YAG.

OBJETIVO

Avaliar, através da força de cisalhamento, a adesão do cimento de ionômero de vidro, à dentina humana, irradiada com laser de Nd:YAG, λ = 1,064μm, condicionada com ácido poliacrílico a 11,5%, e com a associação desses dois métodos.

REVISÃO DE LITERATURA

Os Lasers

A palavra L.A.S.E.R. é um acrônimo da expressão Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, ou seja, uma radiação eletromagnética amplificada por emissão estimulada de radiação (MEYERS 1991).

A emissão estimulada foi descrita por Eistein, em 1917. Ele afirmou que, a emissão de luz por um átomo, podia ser estimulada pela própria radiação incidente (FREIRE JR 1997). Quarenta anos após esse trabalho, CHARLES H. TOWNES da Columbia University em colaboração com SHAWLOW (1958) do Bell Telephone Laboratories, utilizando uma cavidade ótica criada pelos especialistas em óptica Alfred Pérot e Charles Fabry em 1896 (cavidade de Pérot-Fabry), demonstra o fenômeno da amplificação de microondas, por emissão estimulada de radiação, com o desenvolvimento do MASER (Microwave Amplificated by Stimulated Emission of Radiation (MAILLET 1987).

Os lasers são formados, de um modo geral, a partir de uma substância chamada meio ativo. Essa substância pode ser um sólido (cristais ou semicondutores), um líquido (corantes orgânicos dissolvidos em um solvente líquido), ou um gás (gases confinados) (PINHEIRO 1992), colocado dentro de uma cavidade de ressonância, formada por dois espelhos dielétricos, sendo um espelho, com 100% de reflectividade e o

outro com uma certa transmissão. Um mecanismo de bombeamento, que pode ser uma lâmpada flash, descargas elétricas, combustões, explosões, ou um outro laser, é utilizado para fornecer energia ao sistema e provocar a emissão da radiação (figura 1). Refletida pelos espelhos, essa radiação oscila no interior da cavidade ressonante e é amplificada pelo meio ativo. Quando esta amplificação, ou ganho se torna maior que as perdas, inicia-se a emissão laser, com a radiação atravessando o espelho semitransparente (MAILLET 1987).

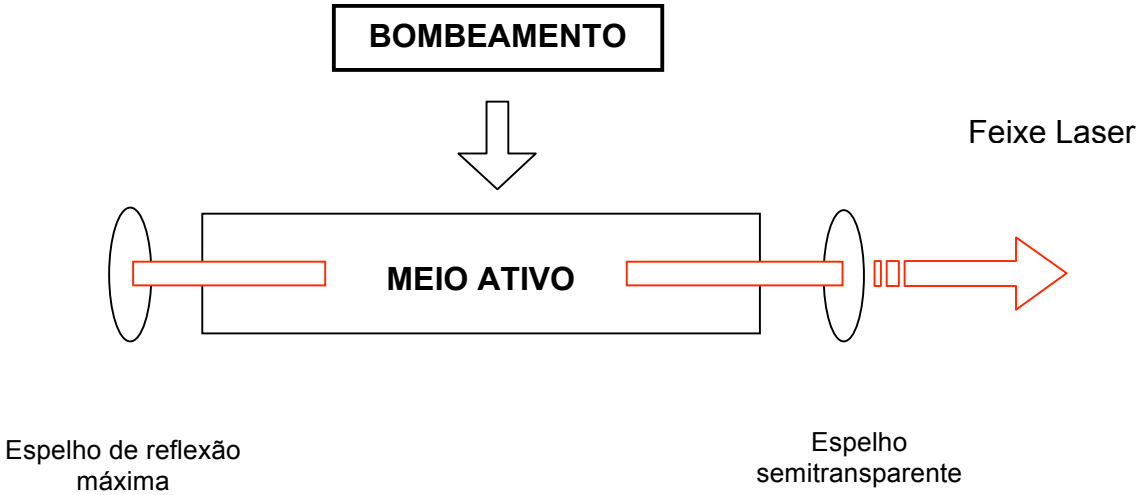


Figura 1: Esquema básico de um laser

Ao sair da cavidade de ressonância, vários mecanismos são utilizados para conduzir o feixe laser até o local da sua aplicação. São os sistemas de entrega de feixe, e estão, diretamente, relacionados com o comprimento de onda emitido. Podem se apresentar de várias formas como, por exemplo: fibra ótica, guia de ondas, braço articulado com espelhos refletores, etc. sendo que alguns lasers são incompatíveis com determinados sistemas. Eles são de grande importância para o operador, pois permitem que a energia gerada pelo laser seja conduzida até o local de aplicação, e em alguns casos seja também focalizada. No caso dos lasers odontológicos, o feixe é liberado através de uma peça metálica semelhante às peças de mão convencionais com os mesmos acessos e limitações no uso intra-oral (MYERS 1998).

O primeiro laser foi produzido por T. H. Maiman da Hughes Aircraft nos Estados Unidos. Em Julho de 1960, ele publicou o primeiro trabalho relatando a emissão estimulada, na faixa visível do espectro eletromagnético – 694 nm - apartir da excitação de um cristal de rubi através de uma lâmpada flash (MAILLET 1987).

A partir dessa época, os mais variados tipos de lasers foram sendo criados, e aperfeiçoados, e suas aplicações foram as mais diversas. Uma grande variedade de meio-ativos é utilizada, produzindo radiação em uma gama, enorme, de comprimento de onda, o que permite uma ampla utilização, principalmente no campo da saúde: (PICK e MISERANDINO 1998) Em *oftalmologia* para cirurgias de correção refrativa, com o laser de exímero ArF, em *dermatologia* para a remoção de “Mancha de Vinho do

Porto", com o laser de Argônio, remoção de tatuagens com laser de CO_2, remoção de hemangiomas e tumores semi-malignos localizados em regiões mais profundas, em *ginecologia* para cirurgias de neoplasia vulvar intraeptelial com laser de CO_2 e tratamento de endometriose com lasers de Argônio, CO_2 e Nd:YAG, em *urologia* para coagulação de tumores em áreas altamente vascularizadas, também com os lasers de CO_2 e Argônio, em *neurocirurgias* apresentam uma grande precisão de corte, o CO_2 (λ 10,6μm) que é fortemente absorvido pelo tecido cerebral e o Nd: YAG para coagulação e o Nd:YLF de picossegundo, que corta o tecido sem produzir dano térmico, em *angioplastia e cardiologia* para ablação de placas ateroscleróticas com laser de exímero XeCl, em *gastroenterologia* o laser de Nd:YAG, de emissão contínua está indicado para terapia fotodinâmica em hemorragia gastrointestinal e estenose benigna ou não neoplásica (NIEMZ 1997, (MAILLET 1987). Na odontologia em 1964, STERN e Cols. realizaram pesquisas com um laser de rubi para preparos cavitários. Ocorreu vaporização do esmalte e formação de crateras onde o esmalte foi fundido e vitrificado. Na dentina, a irradiação provocou a formação de crateras maiores, com superaquecimento e carbonização.

Hoje em dia, a situação atual dos lasers nos permite afirmar que é uma importante ferramenta para os profissionais da saúde, trazendo soluções simplificadas e técnicas inovadoras causando verdadeira revolução em determinados tipos de tratamentos. À frente dessa revolução podemos citar os lasers de semicondutores (de baixa intensidade) utilizados para acelerar a cicatrização, promover analgesia, efeito antiinflamatório (TUNÉ

1999) o laser de CO_2 de reconhecida eficiência para cirurgias em tecidos moles da cavidade oral, o laser de Er:YAG, com grande afinidade pela água, é bastante eficiente para o corte de tecidos duros (esmalte e dentina), o Nd:YLF de picossegundo usado para a realização de cortes histológicos com extrema precisão, o laser de Nd:YAG, pela sua versatilidade na utilização tanto em tecido mole para pequenas cirurgias e hemostasia, quanto em tecido duro para vitrificação de dentina e selamento superficial dos túbulos dentinários, e redução bacteriana. (NIEMZ 1997, MAILLET 1987).

A interação do laser com o tecido alvo depende de vários fatores: É necessário que haja afinidade do comprimento de onda utilizado com o tecido ou um de seus componentes (NIEMZ 1997). A potência utilizada, a quantidade de energia entregue, a área na qual será depositada, o modo de emissão que pode ser contínuo ou pulsado, e nesse caso a freqüência desses pulsos, e também as propriedades ópticas do tecido: índice de refração e espalhamento, coeficiente de absorção ($\mu\alpha$) (WIGDOR 1995). Ao entrar em contato com o tecido, a radiação pode sofrer reflexão, absorção, espalhamento e transmissão de acordo com as características particulares de cada tecido, e o percentual de cada uma delas irá determinar a eficiência do laser naquela situação (MYERS 1991, ANIC 1998). (figura 2)

Quando essa radiação é suficientemente absorvida, pode causar uma série de alterações. O esmalte dental, por exemplo, pode sofrer mudanças na permeabilidade, solubilidade, composição mineral e resistência à descalcificação. (MÁRQUEZ e Cols. 1992).

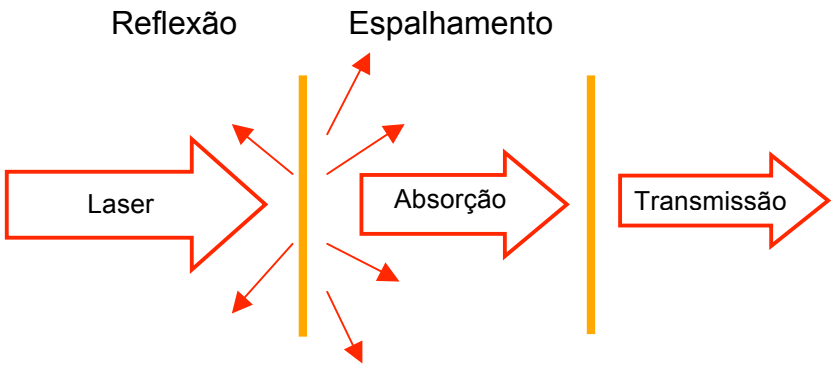


Figura 2: Interação da radiação laser com o tecido biológico.

O laser interage com o tecido em quarto vias: primeira, a porção incidente do raio pode ser refletida na superfície do tecido, sem penetração ou interação com o tecido. Segunda, a porção de luz pode ser transmitida através do tecido não atenuada como se fosse transparente ao laser. Terceira, uma parte da luz pode ser absorvida por um componente do tecido, nesse caso, haverá transferência de energia para esse tecido. Quarta, a luz remanescente pode penetrar no tecido e ser espalhada sem produzir efeito importante.

O LASER DE Nd:YAG

O laser de Neodímio YAG utiliza um cristal de granada de ítrio e alumínio (Ytrium Aluminum Garnet – $Y_2Al_5O_{12}$ YAG, dopado com íons terra rara de neodímio, onde alguns íons Y^{3+} são substituídos por íons Nd^{3+}. Outras matrizes cristalinas, também são utilizadas como meio ativo, como YLF (Yli F_4), YALO ($YAlO_3$) e GSGG ($Gd_3Sc_2Ga_3O_{12}$), além de vidros de fosfato ou sílica, dopados com Nd^{3+}. Constituem um sistema de quatro níveis de energia e operam no modo contínuo ou pulsado (MAILLET 1987).

No modo contínuo, o feixe principal é interrompido ou transmitido à vontade, por um obturador que regula os períodos de emissão entre 0,1 e alguns segundos. A potência é medida à saída da cabeça laser e registrada no quadro de comando, sem levar em conta as perdas do sistema de transmissão (aproximadamente 15%) (MAILLET 1987).

Demonstrado pela primeira vez em 1961 no AT&T Bell Laboratories por Johnson e Nassau, é um dos mais comuns lasers de estado sólido, emite fluorescência no infravermelho, em três principais comprimentos de onda diferentes: 0,9μm, 1,06μm, e 1,3μm, mas apresenta uma linha mais intensa em 1,06μm. Por ser invisível a olho nu, para a sua localização e aplicação, é necessária a utilização de uma luz guia, que é usualmente um laser de hélio-neônio (EDUARDO,C. P 1994).

Nos tratamentos em que os seus pulsos curtos, e pequeno comprimento de onda oferecem vantagens sobre outros lasers, como CO_2, por exemplo, eles são preferidos para muitos tipos de cirurgia. Seu

comprimento de onda, também permite que seja conduzido por fibras óticas convencionais, diferente de lasers com comprimentos de ondas maiores, como os lasers de Érbio e CO_2 (EDUARDO,C. P 1994).

O laser de Nd:YAG também pode operar no modo pulsado, excitado por uma lâmpada flash, emite livremente durante um período, determinado pelo desenho da fonte de alimentação próximo do período de excitação. Assim sendo, conforme o circuito de alimentação da lâmpada, a duração dos pulsos situa-se entre 0,1 e 10 milissegundos, e a potência de pico, de centenas de watts a alguns kilowatts. Esse tipo de laser possibilita o efeito de fotocoagulação mais profundo que o laser de argônio, por exemplo, e com mínimo de difusão térmica. (D. ARON-ROSA et D. GRIESEMAN 1982).

No laser de Nd:YAG de " modos bloqueados" (travados), por meio de absorvente saturável situado na cavidade, obtém-se uma seqüência de pulsos muito rápidos (algumas dezenas de picossegundos). A potência de pico desses pulsos é considerável (10^7 a 10^8 watts); no foco de uma lente, isto permite obter uma densidade de potência de cerca de 10^{12} W/cm^2. Outro tipo é o laser de Nd:YAG desencadeado ou destravado (chaveado ou Q switched), que por meio de um obturador rápido situado na cavidade, oferece pulsos de 10 a 20 nanossegundos, com potência de pico de alguns megawatts (10^6 a 10^7 watts). Também aqui a densidade de potência, obtida no foco de uma lente, é suficiente para dar o efeito eletromecânico de plasma (F. FANKHAUSER et al 1982).

Seu comprimento de onda não é bem absorvido pela água, mas é parcialmente absorvido pela hemoglobina e melanina. Para procedimentos

odontológicos, é freqüentemente utilizado para remoção de tecido mole, hemostasia e coagulação, sendo também utilizado para promover modificações superficiais em tecido duro, analgesia, dessensibilização, remoção de cáries incipientes, e tratamento endodôntico (EDUARDO,C. P 1994).

É capaz de remover cáries num processo seletivo, pois o comprimento de onda emitido (1,064μm) é pouco absorvido pelo esmalte sadio, e realizar recontorno dos tecidos moles - em grande número dos casos sem a infiltração anestésica - pois o mesmo induz um processo de analgesia (KOECHNER 1996, BASSI e Cols 1994, ARRASTIA 1998).

A depender dos parâmetros utilizados, a irradiação pode trazer alterações estruturais na dentina, inclusive na sua composição, pois há destruição do componente orgânico, e fusão e recristalização da fase mineral (WHITE e ADAMS 1996). Pode ser utilizado para irradiar dentina para remoção final de tecido cariado, após a remoção de 80-90% do tecido cariado pelos métodos tradicionais, com potência média de 1,5W, frequência de 15Hz, e 100mJ de energia por pulso durante 120 segundos, a dentina torna-se livre de cárie e há um selamento da parte superficial dos túbulos, promovendo melhor resposta pós-operatória. (EDUARDO e Cols. 1994 ZEZELL e Cols. 1994).

Na remoção de tecido cariado com o laser de Nd:YAG, a dentina é modificada, e oferece muito mais retenções micromecânicas, do que a remoção da cárie pela técnica de escavação. Este fato pode melhorar a força de adesão reduzindo a possibilidade de falhas de adesão dos cimentos

de ionômero de vidro à dentina (BASSI e Cols. 1994). Esse comprimento de onda, também promove alterações na smear layer. Dependendo das condições de radiação utilizadas, ocorre fusão e vaporização da smear layer da dentina intertubular na camada superficial, e fechamento dos orifícios tubulares por fusão dos smear plugs. (TANI e Col.1987, WINGDOR e Cols.1992). Além disso, tanto a dentina cariada quanto a sadia, podem ser vaporizadas com o laser de Neodímio: YAG sem haver formação de crateras ou rachaduras ao redor do local aplicado, quando os parâmetros de energia forem controlados (MYERS 1998).

Uma outra forma de remoção de tecido cariado diferente dos métodos mecânicos convencionais como brocas e das curetas é o método químico mecânico. Muitos autores têm demonstrado a ação farmacodinâmica do hipoclorito de sódio associado com outras substâncias. Recentemente chegou ao mercado o Carisolv™ composto de hipoclorito de sódio e três tipos de aminoácidos (ácido glutâmico, leucina e lisina) que têm a capacidade de amolecer a cárie. O laser de neodímio também pode ser usado em associação a esse método, sendo aplicado após a utilização do Carisolv™. Com potências entre 4 e 6 W, a radiação laser remove efetivamente o tecido cariado, e a variação de temperatura não excede 5ºC quando utilizado com refrigeração a água (YAMADA 2000).

Quando o material restaurador for a resina composta, as alterações causadas pelo neodímio na remoção de cárie em dentina, não comprometem o procedimento de adesão quando os sistemas

autocondicionantes (*Self-etching adhesive systems*) são utilizados (MATOS e Cols. 2000)

O uso desse laser tem sido recomendado, por produzir analgesia durante procedimentos clínicos, incluindo remoção de cárie, tratamento endodôntico e tratamento de hipersensibilidade dentinária (WITTERS e Cols.1995).

Outra utilização do laser de Nd:YAG, segundo WIGDOR e cols. (1995), é a soldagem dos elementos de estruturas protéticas de titânio a serem suportadas por implantes.

O laser de Nd:YAG, também pode ser utilizado para a confecção de próteses. Uma primeira técnica consiste em tirar um holograma da cavidade bucal do paciente que deve receber uma prótese. Com esta fotografia tridimensional, é possível, sem a presença do paciente fabricar a prótese e adapta-la perfeitamente à cavidade, pois a qualquer momento da sua fabricação ela pode ser “provada” na imagem virtual em relevo do conjunto bucodentário, fornecida pelo holograma. Este método pode até mesmo ser completamente automatizado, pois a estrutura física do holograma, permite sua utilização direta por um computador, que dirige ele próprio as máquinas, modelando de forma exata o dente ou os dentes a serem substituídos. A segunda técnica, muito semelhante á primeira, permite que se verifique a qualidade de uma prótese, testando-a no modelo do paciente para o qual ela foi efetuada. A holografia possibilita o estudo dinâmico do conjunto prótese-molde, onde pode-se quantificar e precisar os defeitos de fabricação, e corrigi-los de forma totalmente objetiva (MAILLET 1987).

EFEITO TÉRMICO

Os efeitos da radiação laser, no tecido alvo, são altamente dependentes do comprimento de onda, do laser, e das características de absorção particulares do tecido (WHITE Cols. 1996, ANIC 1998) conforme visto na figura 2. Essa radiação pode produzir efeitos diferentes, no mesmo tecido, com diferentes parâmetros e o mesmo laser, pode produzir efeitos variados em diferentes tecidos (HARASHIMA 1997). Por causa da produção de calor, devido à interação do laser, com a superfície dos dentes, estudos da difusão desse calor, através da dentina, e o seu efeito no tecido pulpar, são particularmente importantes (WHITE e Cols. 1992). Essa produção de calor, associada à aplicação do laser, é um problema crítico, na prevenção do dano iatrogênico ao tecido pulpar. Quando o dente está exposto ao laser, certa quantidade de calor pode alcançar a polpa. Historicamente, o dano causado no tecido pulpar, pelo aumento de temperatura foi baseado no trabalho, *in vivo,* de ZACH e COHEN (1965). Na sua metodologia experimental, usaram calor aplicado, continuamente, por um ferro de soldar quente em coroas de dentes de macacos para verificar o tempo gasto, para aumentar a temperatura pulpar. Eles demonstraram alterações pulpares, histológicas reversíveis, com aumento de temperatura até 3,3ºC. Com aumento de temperatura de 5,6ºC, houve perda de vitalidade em 15% dos dentes testados.

Essa quantidade de calor, produzida durante o tratamento com laser, é controlada pela potência do laser, do seu comprimento de onda, do tempo

de exposição, da área sobre a qual a energia é depositada (GONZALES e Cols 1998), e da espessura de tecido duro, sobre a polpa. Geralmente, quando a potência do laser é aumentada, a variação de temperatura, também aumenta. Essa variação ocorre por que, a ablação, da superfície dentinária, resulta em uma dificuldade de manutenção, de uma constante espessura de tecido, entre o laser e o interior da câmara pulpar (WHITE Cols. 1994).

Além da variação com a potência, a temperatura também pode variar em função do comprimento de onda, freqüência e diâmetro da fibra (*spot*). Geralmente, com o aumento da potência, freqüência e energia, há um aumento dessa temperatura. Com 0,5W de potência, a temperatura apresenta a menor variação, mas com os parâmetros de 1W, 20Hz e 50mJ, para qualquer diâmetro de *spot*, há uma menor produção de calor, no tecido alvo, com um comprimento de onda de 1,06μm (GOODIS e Cols. 1997).

A irradiação com laser de Nd:YAG, pulsado, numa área de 2mm^2 de dentina, não oferece risco, significante, de aumento de temperatura, quando a exposição for menor que 10 segundos, os parâmetros do laser não excederem 1W e 10Hz (WHITE e Cols. 1992) e, se a espessura de dentina remanescente, for maior que 1mm (WHITE e Cols. 1993).

Quanto à penetração da radiação laser emitida no comprimento de onda do neodímio (1,064 μm) nos diversos tecidos que compõem o dente, as figuras 4 e 5 sugerem que este laser pode ser danoso quando usado em alta intensidade. A alta profundidade de penetração observada faz prever que a interação pode ir muito além da superfície que se pretende atingir,

alterando regiões mais internas. A exata extensão com que isto pode ocorrer deve ainda ser objeto de estudo, mas não foi tratada neste trabalho. Devemos considerar, contudo, que esta interação profunda pode ser minimizada no caso de uma aplicação prática. Isto pode ocorrer devido a diversos fatores: O coeficiente de absorção apresentado na figura 3 refere-se à baixa intensidade, e pode ser diferente para as altas intensidades utilizadas; à medida que penetra no tecido, a radiação laser é fortemente espalhada, diminuindo assim drasticamente a sua densidade de potência; nos primeiros instantes da interação do pulso laser com a superfície do esmalte (ou dentina), ocorre uma modificação morfológica desta região, a qual obviamente não apresenta mais as características iniciais de transmissão; a formação de plasma (visível na superfície) é outro fator a modificar a figura de interação, é ele, e não o tecido abaixo, que passa a absorver a radiação remanescente, e neste caso, retransmite a energia para a superfície, porém em outros comprimentos de onda (MAILLET 1987).

A alteração térmica, na câmara pulpar, encontrada, em dentes irradiados com Nd:YAG, com energias de 30, 45 e 65 J/cm^2, com a potência variando entre 2 e 6W e a freqüência de 20 pps., foi de 3 a 4ºC, o que não causa dano à polpa dental (YAMADA 2000).

Para a remoção de cárie, energias mais altas são utilizadas. Com potência 3W, freqüência de 20Hz, e energia de 150mJ por pulso, durante dois minutos com laser de Nd:YAG pulsado, não houve evidência, histológica de reação pulpar, uma semana ou um mês, após a exposição ao laser, e todos os dentes irradiados permaneceram vivos e assintomáticos.

Quando o laser é aplicado na parede pulpar, e a dentina remanescente apresenta espessura de mais de 2 mm, não há reação pulpar e os resultados são similares, ao tratamento convencional (broca de alta rotação) (WHITE e Cols. 1992).

A dentina irradiada com Nd:YAG, com potência elevada (12,5W emissão contínua), apresentou rachaduras, os túbulos dentinários não estavam evidentes, e foi observada a fusão (*melting*) da dentina intertubular. Os aspectos histológicos, da polpa dental de cães, consistem em uma superfície altamente vascularizada, e o tecido conjuntivo com uma camada de células odontoblásticas, dispostas em paliçada. Esses odontoblastos estão intimamente relacionados com pré-dentina, que é uma fina camada de eosinófilos, logo abaixo da dentina. Após a irradiação, com o laser, foi observada grande alteração histológica. Houve disrupção total da arquitetura normal, incluindo destruição da camada de células odontoblásticas, evidenciando efeito térmico (HARVEY 1993).

Em estudo comparativo, realizado por WHITE e Cols. (1992), foi verificado o aumento de temperatura, superficial, provocado, por café quente, solda de aço, broca com refrigeração, e laser de Nd:YAG, aplicado no esmalte de dentes humanos. As temperaturas encontradas foram 36$\pm$ 4ºC para o café, 47$\pm$ 6ºC para a solda de aço, 105$\pm$ 7ºC para a broca e 57$\pm$ 11ºC para o laser de Nd:YAG 1W, 10 Hz, 1s. O uso de tinta preta aumenta a temperatura, superficial, apenas nas aplicações com um segundo de duração. A associação da refrigeração, com jato, de ar e o laser, reduziu a temperatura superficial do esmalte. A temperatura máxima atingida, com

menos de um segundo de aplicação foi de 60ºC, suficiente para remover componentes, orgânicos da dentina e do esmalte, sadio ou não. Essa temperatura aumenta, em função da potência, a partir de 10 segundos de aplicação.

Apesar do aumento de temperatura, na câmara pulpar, provocado pela irradiação do laser, de Nd:YAG na dentina, ser relativamente baixo, quando parâmetros corretos de energia são utilizados (KINNEY 1996, LIZARELLI 1997, WHITE 1992, 1994), e há uma adequada espessura de remanescente dentinário (MOUNT 1996, PINHEIRO 1992, WHITE 1992), o calor gerado na região de impacto, pode causar alterações de temperatura de até 10000ºC, num curto espaço de tempo. Nessa área, os cristais de apatita, da dentina se fundem, durante o pulso do laser e se recristalizam no espaço de tempo entre os pulsos. Essa rápida recristalização pode induzir a incorporação de vários íons, provocando a formação de fases, de cálcio-fosfato não apatita, e/ou introduzir cristais defeituosos na estrutura de apatita. Essas transformações físicas contribuem para uma menor solubilidade, em meio ácido, e maior resistência à cárie (ROHANIZADEH e Cols. 1999, SCHALLER 1997), e promovem um aumento na microdureza da dentina em até duas vezes, reduzindo a microinfiltração marginal (VASSILIADIS 1996), e favorecendo a utilização de restaurações adesivas (WHITE 1996).

Janelas de absorção

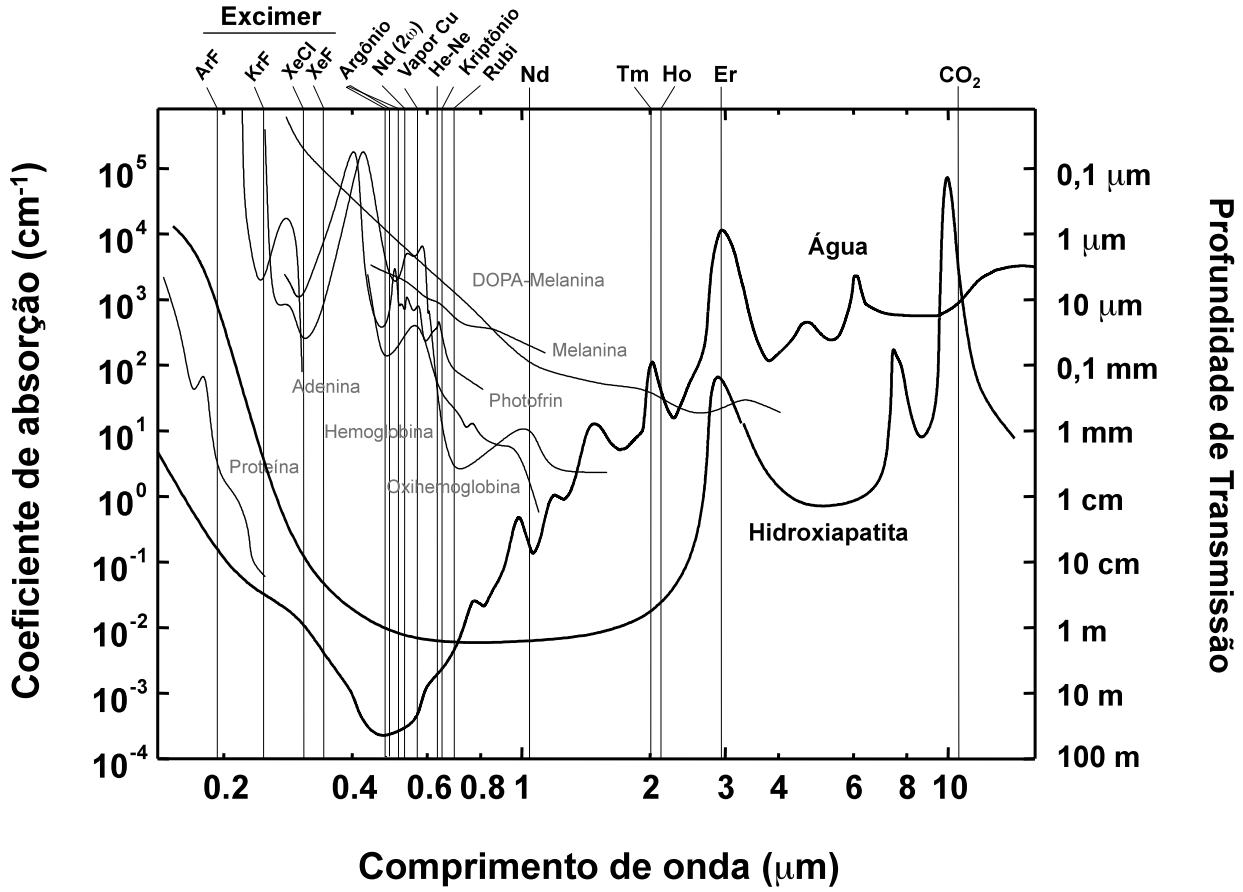


Figura 3. O gráfico apresenta o coeficiente de absorção e a profundidade de penetração de vários comprimentos de onda.

FOTOGRAFIAS

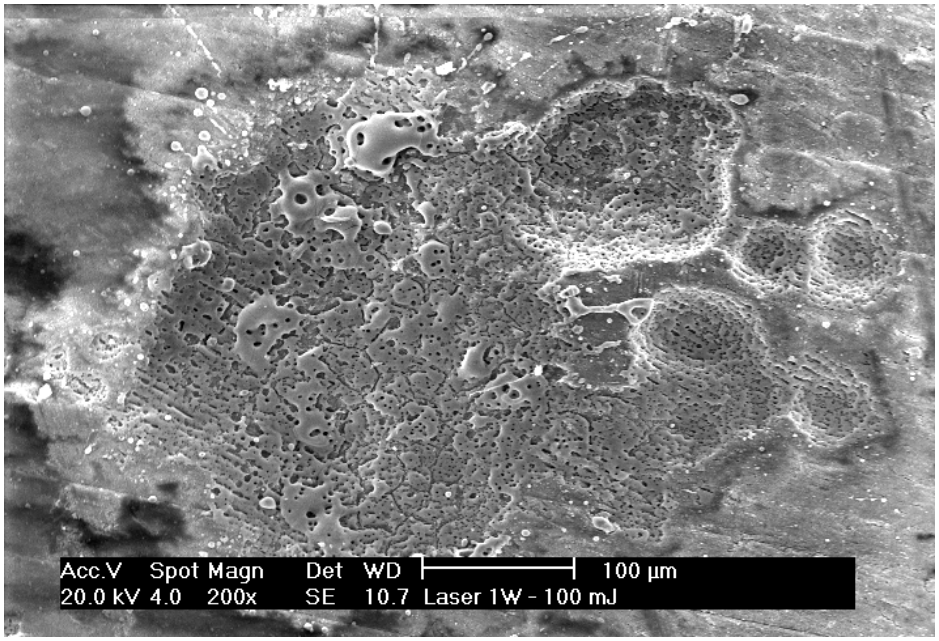


Figura 4: Microscopia eletrônica de varredura da dentina irradiada com laser de Nd:YAG com 1,5W, 15Hz, 100mJ, onde se observa fusão e recristalização.

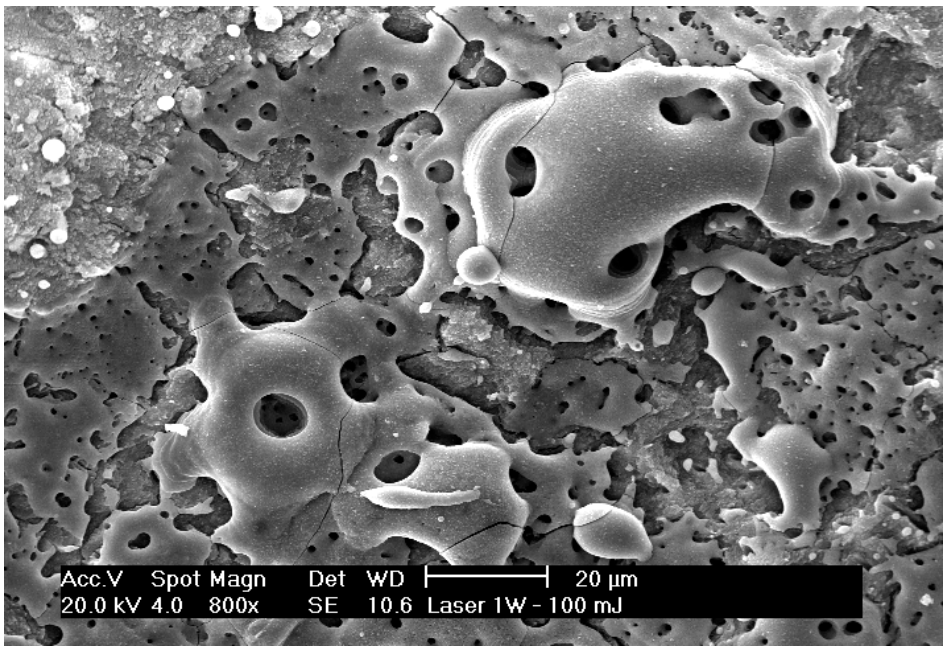


Figura 5: Superfície dentinária após fusão e recristalização, em maior aumento.

O CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO

Também conhecidos como cimentos de vidro-polialcenoatos, são originados a partir da reação química entre um ácido polialcenóico e um vidro de aluminossilicato com elevado conteúdo de fluoreto. Consiste de partículas de vidro rodeadas e suportadas por uma matriz resultante da dissolução da superfície das partículas de vidro no ácido. O fluoreto é utilizado inicialmente como fundente na fabricação das partículas de vidro e é parte essencial da reação de presa. Ele torna-se disponível a partir da matriz mais prontamente do que estavam nas partículas de vidro original (MOUNT 1996). Esses cimentos vêm sendo largamente utilizados na odontologia restauradora desde a época da sua introdução na década de 70 (JOYNT 1990, CHARLTON 1994), e têm mostrado ao longo do tempo, uma adesão química e mecânica ao esmalte e à dentina que pode ser esperada com alto grau de confiança (WILSON & KENT 1972, MOUNT 1991).

Os cimentos de ionômero de vidro são fabricados para diversas utilizações em odontologia, incluindo cimentação de restaurações, tratamentos (lesões cervicais), selamento de fóssulas e fissuras. O material tem uma grande vantagem na clínica preventiva que é a liberação de íons fluoreto que têm o potencial de prevenir a reincidência de cárie no local (LIBERMAN 1990).

A adesão do cimento de ionômero de vidro se dá através da troca iônica por difusão entre o cimento e a dentina ou esmalte. O ácido polialcenóico presente no ionômero de vidro, ataca e penetra na estrutura

dental deslocando íons fosfato. Para manter um equilíbrio eletrolítico, é necessário que cada íon fosfato tome consigo um íon cálcio. Eles são tomados no cimento adjacente ao dente e produzem uma camada rica em íons que é firmemente ligada tanto ao esmalte quanto à dentina.

Alguns estudos em laboratório têm demonstrado que esses cimentos aderem à estrutura dental sem qualquer tratamento prévio. Por outro lado, outros estudos, comprovam um aumento da força de adesão após o tratamento da superfície com várias substâncias.(TANUMIHARJA 2000)

A presença de detritos produzidos pelo preparo cavitário, saliva, películas, placa bacteriana, sangue e outros contaminantes formam uma camada denominada smear layer ou lama dentinária, que dificulta o contato do ácido com a dentina (MOUNT 1991, 1996, CHARLTON 1994), sendo necessária, portanto a utilização de substâncias capazes de removerem esses detritos, denominados condicionadores de dentina (MOUNT 1991, 1996, JOYNT 1990).

CONDICIONADORES DENTINÁRIOS

Um dos primeiros produtos utilizados para limpeza na superfície dentinária foi o líquido do cimento Durelon (Espe/Premier, Norristown, PA 19404) que é uma solução de ácido poliacrílico numa concentração de 40% (JOYNT 1990).

De origem mesenquimal, sob o ponto de vista químico, a dentina, é formada por 65 a 75% de substâncias minerais, 25% de substâncias orgânicas e 10% de água. Os elementos minerais encontram-se no estado de cristais de apatita, formados por sais complexos cujo tipo principal seria a hidroxiapatita ou o carbonato-apatita. A substância orgânica da sua composição é uma esclero-proteína do grupo dos colágenos, e confere a este tecido uma maior resistência e uma certa elasticidade (SERRA, O D. 1981).

O condicionamento ácido da dentina pode apresentar algumas desvantagens, como o aumento da permeabilidade dentinária, aumento da umidade da dentina, aumento do potencial de irritação pulpar por infiltração de produtos microbianos, aumento do potencial de desnaturação do colágeno e/ou a diminuição da porosidade da matriz desmineralizada pala precipitação de íons cálcio e fosfato (GONÇALVES 1999). Por isso, alguns desses condicionadores, além de removerem essa lama dentinária, atuam mais profundamente na dentina, principalmente se permanecerem em contato por mais que 20 ou 30 segundos, e apresentarem uma concentração

acima de 20%. Por serem compostos por ácido, podem remover cálcio da estrutura dental – fundamental no processo de adesão – e remover os smear plugs facilitando assim o contato do cimento com o tecido pulpar (JOYNT 1990, CHARLTON 1994). Mesmo sendo biocompatível, há relatos de casos de hipersensibilidade pós-operatória após o seu uso como agente cimentante (JOYNT 1990). Uma alternativa para esses casos de utilização do cimento de ionômero de vidro para a cimentação de coroas totais em dentes vitalizados seria a aplicação de uma solução mineralizadora como o ácido tânico a 25% durante 2 minutos para promover uma união da camada de gordura à dentina selando os túbulos dentinários e ajudando a prevenir a sensibilidade pós-cimentação (MOUNT 1996).

Embora o ácido cítrico em concentração de 50% tenha sido recomendado como agente condicionante para ionômeros quimicamente ativados, era desfavorável pela sua falta de biocompatibilidade, promovia abertura dos túbulos dentinários e não produzia aumento e até diminuía a força de adesão entre o cimento e a dentina. (CHARLTON 1994). Atualmente, o ácido poliacrílico em uma concentração de 10 a 12% é recomendado para uma rápida aplicação de 10 a 15 segundos, para dissolver a camada de gordura. Esse ácido, por ser utilizado no próprio cimento, não interferirá na reação de presa, caso seja deixado algum resíduo, e irá facilitar o umedecimento da superfície dental.

Hoje em dia, muitas empresas estão fabricando produtos especificamente designados como agentes removedores de *smear layer*. Eles apresentam concentrações reduzidas de ácido poliacrílico, (entre 10 e

25 %) com o objetivo de limpar a superfície da dentina sem remover material do interior dos túbulos (*smear plugs*). Existem também, os agentes de união, que contém um ácido polialcenóico, em particular o ácido maléico, que formarão uma camada híbrida similar à camada de troca iônica desenvolvida pelo cimento de ionômero de vidro (JOYNT 1990).

MATERIAIS E MÉTODOS

Quarenta e quatro molares humanos, hígidos, provenientes do banco de dentes do Departamento de Dentística e Endodontia, da Faculdade de Odontologia da USP, armazenados em solução fisiológica, foram incluídos em resina de poliéster insaturada ortoftálica. Em seguida foram secionados no sentido longitudinal com uma máquina de corte de precisão (Labcut 1010 - Extec - USA), sob velocidade constante, e refrigeração com água, para exposição da dentina, em sua face vestibular e lingual, numa profundidade de 2mm a partir do limite amelo-dentinário. Após isto, as amostras foram desgastadas com disco de papel carbide de granulação 600, durante 30 segundos, para a produção de uma camada de *smear layer,* uniforme e padronizada. As amostras foram divididas em dois grupos, com vinte espécimes cada. No primeiro grupo, cada corpo de prova foi irradiado com laser em uma superfície dentinária exposta, e condicionado com ácido poliacrílico na outra, no segundo grupo, uma superfície de cada corpo de prova foi irradiada com laser e, em seguida condicionada com ácido poliacrílico a e, a outra superfície foi apenas condicionada com ácido.

As amostras foram preparadas de modo que, num mesmo dente fosse aplicado o laser, ou o laser seguido do ácido, e na outra face, apenas o ácido como controle, para minimizar as variações da dentina com a idade, maturação, quantidade e disposição dos túbulos dentinários, etc, o que poderia interferir na força de adesão.

Mais uma amostra foi condicionada de acordo com cada um dos grupos, e mais duas amostras apenas cortadas e lixadas, mas sem condicionamento foram avaliadas em microscopia eletrônica de varredura, para observação das alterações morfológicas superficiais provocadas pelo preparo, e por cada um dos condicionamentos de dentina. Em seguida, foram feitas restaurações de ionômero de vidro nas superfícies dentinárias condicionadas e então submetidas ao teste de cisalhamento.

Teste de Cisalhamento:

Para este teste, foi utilizada uma máquina de ensaio universal Inströn modelo 4442 (Inströn Corp., Canton, MA) do laboratório de dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. As amostras foram presas a uma base metálica para se obter uma maior estabilidade, o braço do aparelho que aplicava a força, tocava na linha de união entre a restauração e a superfície dental, e testava a resistência ao cisalhamento sob uma velocidade constante de 5mm/min. A força aplicada para descolar o material restaurador foi medida em Newtons.

Radiação Laser

Para este experimento, foi utilizado o laser de Nd:YAG Pulse Master 1000 (American Dental Technology, Southfield, MI, USA) do LELO (Laboratório Experimental de Lasers em Odontologia – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo) com sistema de entrega de feixe através de fibra ótica de quartzo com 320μm de diâmetro utilizada no modo contato. O aparelho emite radiação pulsada com largura temporal de 150μs. A potência média utilizada foi de 600 mW, numa freqüência de 15 Hz, e a energia depositada foi de 40mJ por pulso durante 30 segundos. Esses parâmetros de energia foram determinados de acordo com o manual do fabricante e a partir dos resultados obtidos nos experimentos de WHITE (1992, 1993 e 1996), GOODIS (1997) e YAMADA (2000), relacionados ao efeito térmico do laser de Nd:YAG aplicado sobre a dentina humana, e com os experimentos de MATOS e Cols (1999 e 2000) relacionados a adesão à dentina.

A energia total depositada foi 18J (E total = 40mJ x 15Hz x 30s), a densidade de energia ou fluência por pulso é de 50J/cm^2 (F = $E_{por\ pulso}$/ área da fibra = 0,04mJ/0,08mm^2). A área total irradiada foi limitada por uma placa de PVC com um orifício de 9mm de diâmetro, portanto, a fluência média de energia depositada na área total exposta ao laser foi de 28,30 J/cm^2 (F = E total / área total irradiada). A irradiação foi feita com a fibra perpendicular à superfície dentinária, a contato, e com sobreposição (BASSI e Cols 1994, LIZARELLI 1997).

Grupo 1 (laser x ácido)

Vinte molares foram irradiados com laser de Nd:YAG em uma das superfícies dentinárias expostas com os seguintes parâmetros: 0,6W, 15 Hz, 40mJ por pulso. A energia foi aplicada por varredura durante 30 segundos. Na outra superfície exposta foi aplicado o ácido poliacrílico 11,5% (condicionador de dentina SS White) durante 30 segundos, e em seguida, lavado por 10 segundos, para condicionamento dentinário. Uma matriz circular plástica, com diâmetro de 4mm, foi fixada com cera “utilidade”, nas superfícies dentinárias condicionadas. O cimento de ionômero de vidro (Fuji tipo II LC GC Dental Corp. Scottsdale, Ariz.) foi manipulado segundo as orientações do fabricante, inserido com o auxílio de uma seringa Centrix, no interior da matriz, e imediatamente depois, fotopolimerizado durante 20 segundos, de acordo com as instruções do fabricante. A superfície exposta do cimento foi protegida, com verniz protetor (Espe-Premier), as amostras, submersas em água deionizada a 37ºC, durante 24 horas, e em seguida foram submetidas ao teste de cisalhamento.

Grupo 2 (laser+ácido X ácido)

Vinte molares foram irradiados com laser de Nd:YAG em uma das superfícies dentinárias expostas, com os mesmos parâmetros descritos para o grupo 1. Foi aplicado o ácido poliacrílico 11,5% (condicionador de dentina SS White) nas duas superfícies dentinárias expostas, durante 30 segundos e lavado por 10 segundos para condicionamento dentinário. A matriz circular plástica, foi fixada da mesma forma que no grupo 1, nas superfícies dentinárias condicionadas. O cimento de ionômero de vidro (Fuji tipo II LC GC Dental Corp., Scottsdale, Ariz.) foi manipulado segundo as orientações do fabricante, inserido com o auxílio de uma seringa Centrix, sendo uma face irradiada com laser e em seguida condicionada com ácido, e outra apenas condicionada com ácido. O cimento foi imediatamente fotopolimerizado durante 20 segundos de acordo com as orientações do fabricante, protegido com verniz protetor (Espe-Premier) e as amostras submersas em água deionizada a 37ºC, durante 24 horas, nas mesmas condições do grupo 1 para então seguirem para o teste de cisalhamento.

MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Quatro amostras foram observadas em microscópio eletrônico de varredura (Philips XL30) do Centro de Processamento e Análise de Pós do IPEN para avaliação das alterações morfológicas superficiais na dentina causadas pelo preparo, pelo ácido poliacrílico, e pela radiação laser.

Os espécimes foram cortados em tamanho adequado, imersos em álcoois (etanol) por 15 minutos em concentrações de 60%, 70%, 80%, 90%, até absoluto onde permaneceram por 30 minutos por duas vezes para a desidratação. A seguir, foram montados em bases metálicas para receberem uma metalização (uma cobertura em ouro).

Quatro amostras foram analisadas: A primeira amostra apenas preparada (cortada e lixada, mas sem qualquer condicionamento), para a observação da superfície dentinária coberta pela *smear layer*, com obliteração dos túbulos dentinários (Figura 6), a segunda amostra foi condicionada com ácido poliacrílico a 11,5% (condicionador dentinário SS White) de acordo com o controle de cada grupo. As micrografias mostram a remoção da *smear layer* e abertura dos túbulos dentinários (Figuras 7 e 8). A terceira amostra foi irradiada com laser de acordo com o grupo 1, onde podemos observar que houve uma fusão da *smear layer* e a formação de trilhas onde o laser foi aplicado (Figuras 9 e 10). O laser quando aplicado sozinho sobre a dentina com os parâmetros utilizados neste experimento aparentemente não foi capaz de remover a *smear layer* e desobstruir os túbulos dentinários. A quarta amostra, foi irradiada com o laser e em seguida

condicionada com o ácido poliacrílico de acordo com o grupo 2, onde se verifica que houve a remoção da *smear layer* da superfície dentinária, abertura da porção superficial dos túbulos dentinários, porém, sem remover a *smear layer* intratubular na porção mais profunda dos túbulos, deixando a superfície dentinária propícia a adesão, e ao mesmo tempo, o interior dos túbulos obliterados, impedindo a saída do fluido dentinário e não permitindo que o material restaurador atinja o interior da câmara pulpar (Figuras 11 e 12).

FOTOGRAFIAS

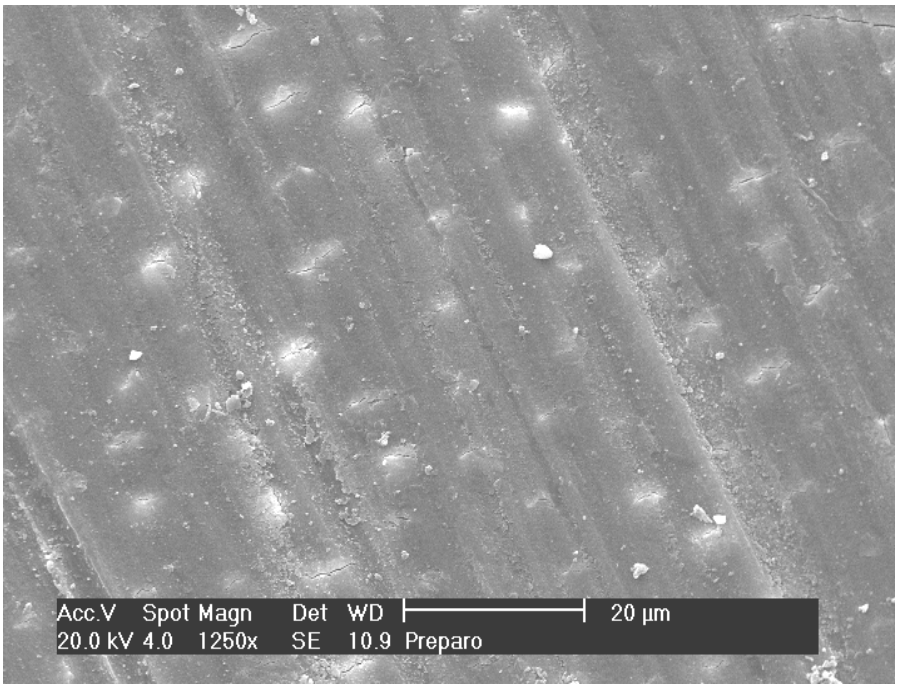


Figura 6: Superfície dentinária coberta por *smear layer.*

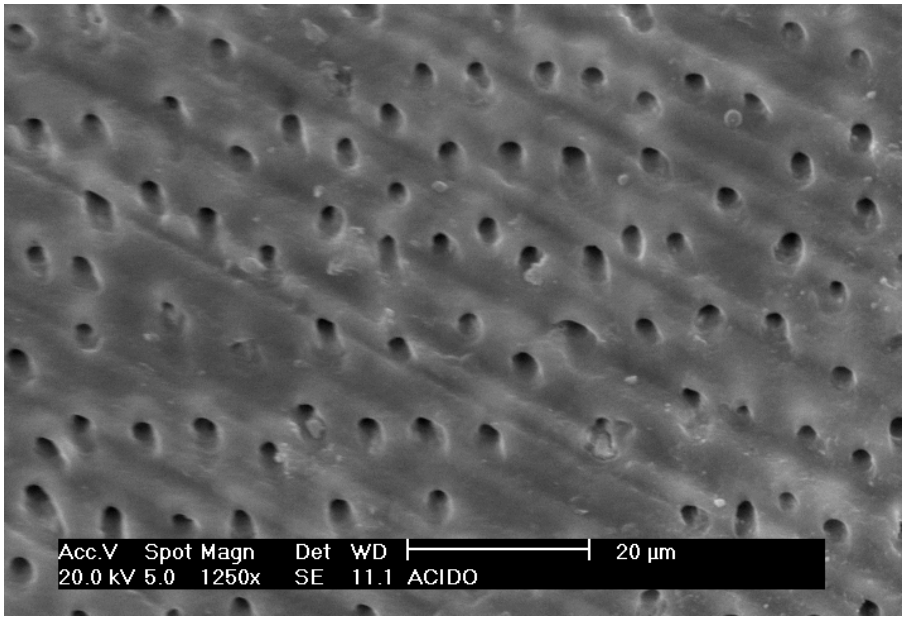


Figura 7: Superfície dentinária, livre de *smear layer* e com túbulos abertos após condicionamento com ácido poliacrílico (em corte longitudinal).

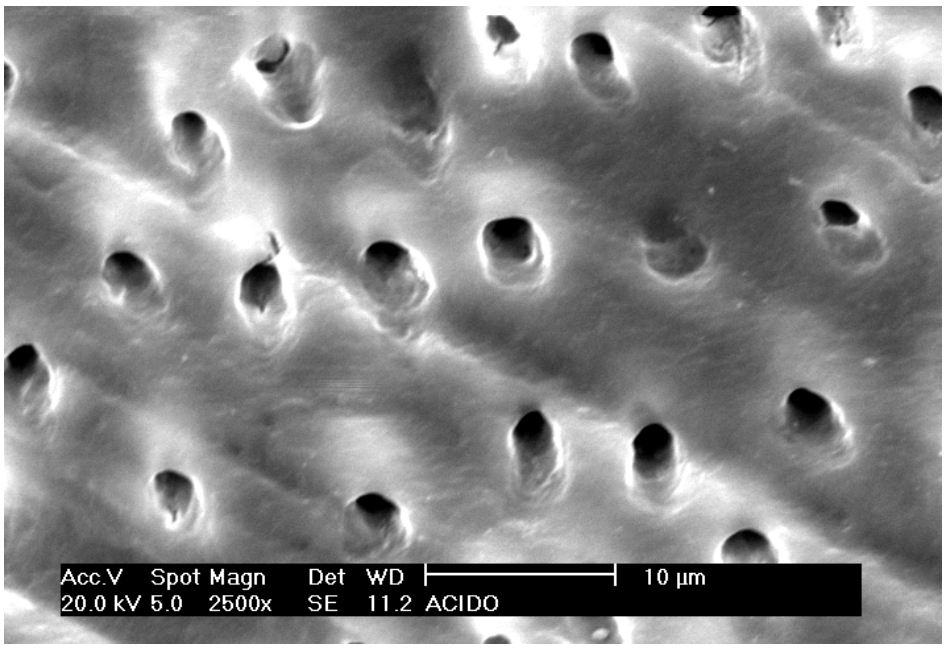


Figura 8: Superfície dentinária, livre de *smear layer* vista em maior aumento.

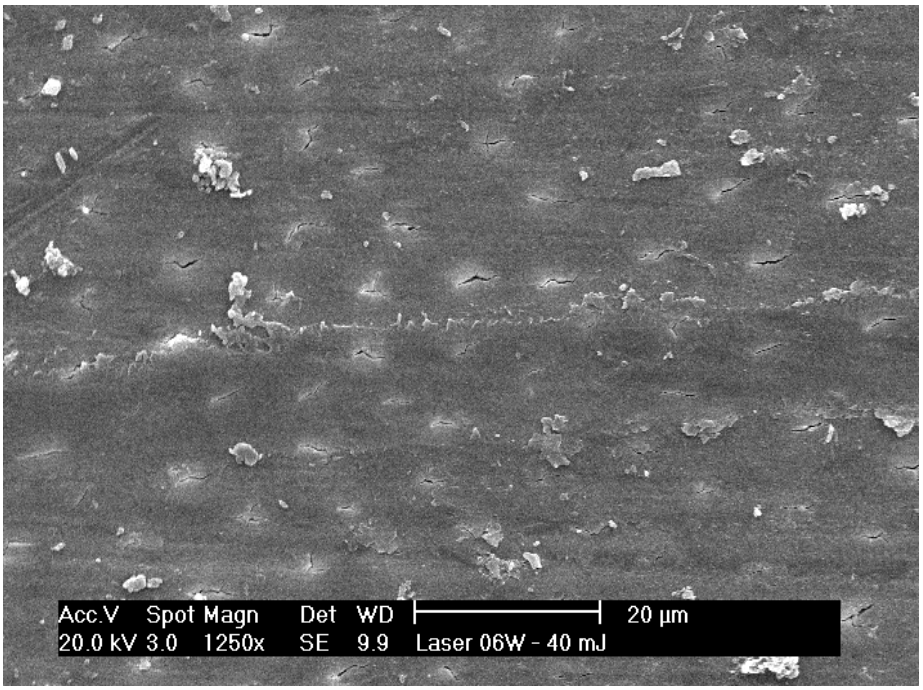


Figura 9: Superfície dentinária com túbulos obliterados, evidenciando a "trilha" formada pela aplicação do laser e a fusão da dentina, sem, contudo remover totalmente a *smear layer*.

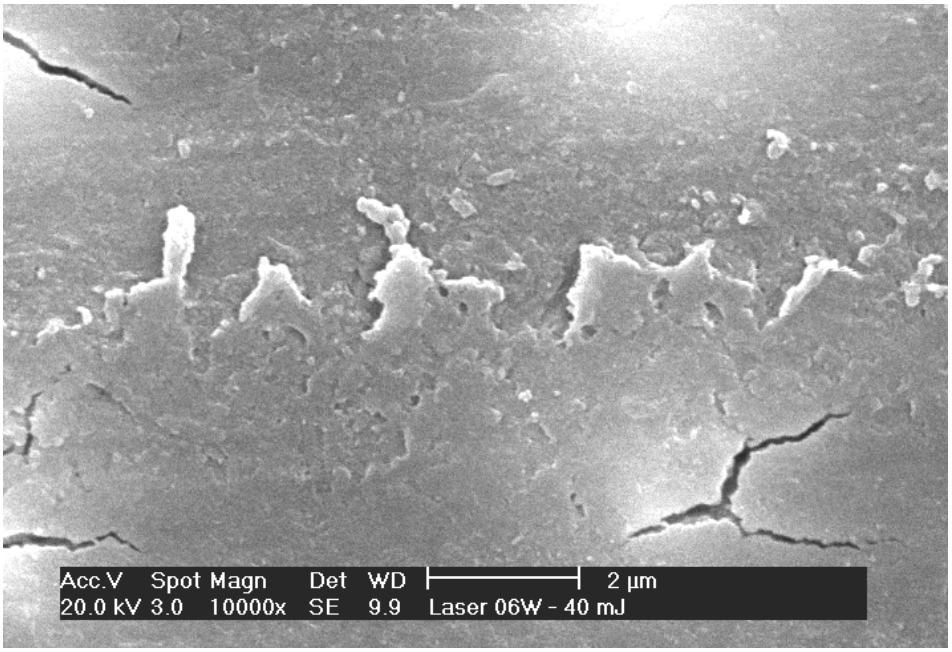


Figura 10: Superfície dentinária com túbulos obliterados, evidenciando a "trilha" formada pela aplicação do laser e a fusão da dentina, sem, contudo remover totalmente a *smear layer*.

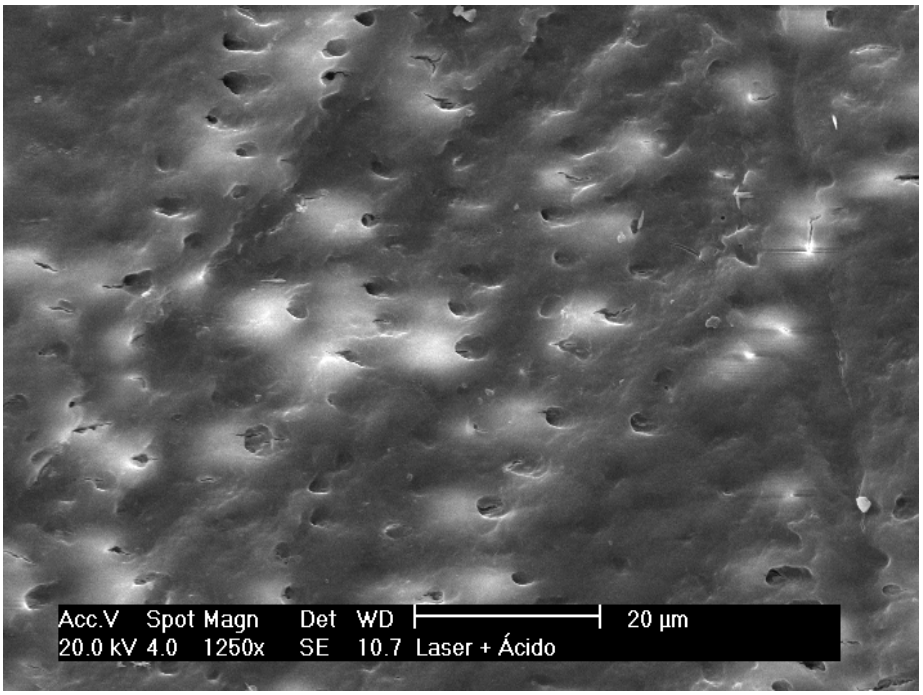


Figura 11: Dentina irradiada com laser e condicionada com ácido, mostrando a superfície sem *smear layer*.

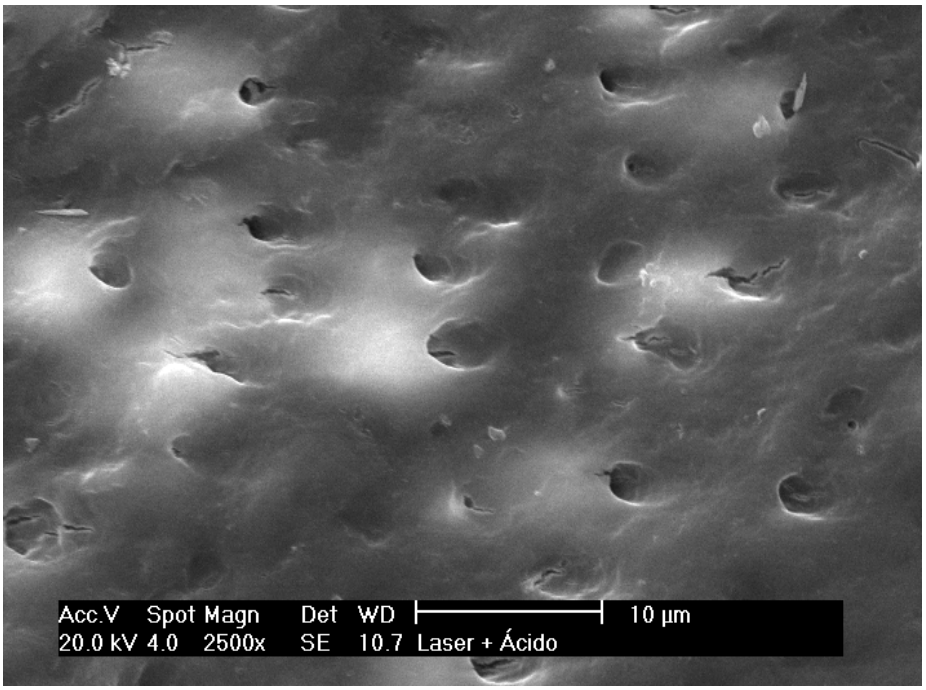


Figura 12: Visualização em maior aumento da superfície dentinária tratada com laser e ácido, com os túbulos dentinários abertos na superfície e obliterados na sua porção mais profunda.

RESULTADOS

O teste de cisalhamento demonstrou que foi necessária uma maior força para remover o ionômero de vidro nos casos em que a dentina foi condicionada apenas com o ácido poliacrílico, porém, não houve diferença estatisticamente significante entre estes e os espécimes irradiados com o laser de Nd:YAG e em seguida condicionados com ácido.

Para os casos onde a dentina foi apenas irradiada com laser, a resistência à força de cisalhamento foi significativamente menor do que nos casos onde a dentina foi condicionada com ácido, ou irradiada com laser e em seguida condicionada com ácido poliacrílico (ver apêndice com tabela de dados).

Análise Estatística

Para a análise estatística, primeiramente realizou-se o teste de Kolmogorov-Smimov para as variáveis em estudo com o objetivo de verificar se as mesmas poderiam ser consideradas provenientes de uma distribuição normal. Os resultados demonstram uma forte evidência de que as resistências dos referidos grupos são provenientes de uma distribuição normal, ao nível de significância de 5%.

Análise descritiva

A resistência média em Newtons do Grupo 1 foi menor quando a prova foi irradiada com laser em uma face, caracterizando assim que o ácido pode ser mais eficaz. Entretanto, a variabilidade das resistências foi maior, ou seja, houve uma maior dispersão quando comparada com a prova irradiada com laser.

GRUPO 1:

Ácido:

Média	Mediana	Desvio- Padrão	Máximo	Mínimo
48.7250	43.1250	27.3126	7.90	97.11

Laser :

Média	Mediana	Desvio- Padrão	Máximo	Mínimo
28.1235	31.410	15.1874	5.91	56.56

Valores em Newtons

A resistência média em Newtons do Grupo 2 foi maior quando a prova foi condicionada com ácido em uma face. Isso pode indicar que o ácido é mais eficaz baseando-se nessa análise descritiva. O mesmo aconteceu com a variabilidade da resistência, ou seja, a prova irradiada com ácido obteve uma menor dispersão quando comparada com a prova irradiada com laser + ácido.

GRUPO 2:

Ácido:

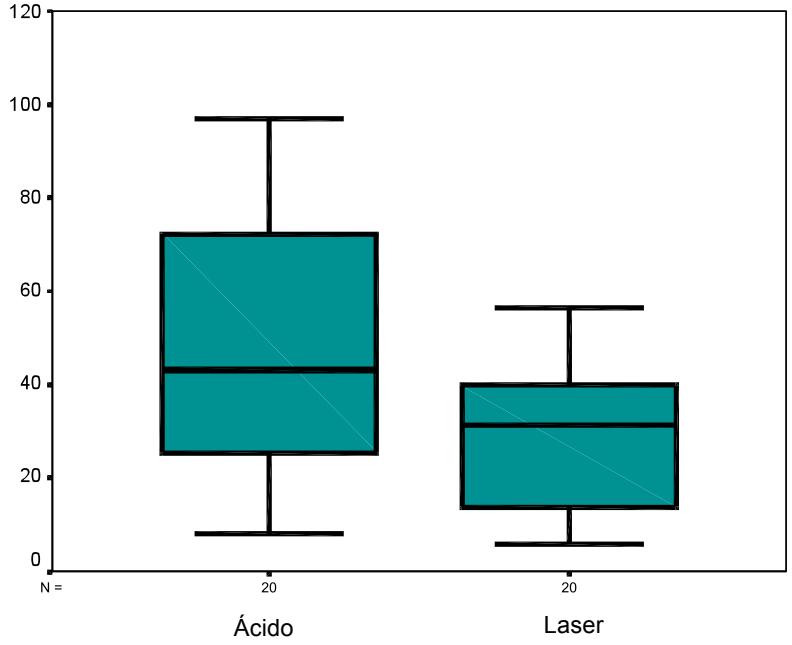
Média	Mediana	Desvio- Padrão	Máximo	Mínimo
43.7350	47.1050	18.0101	7.49	93.10

Laser + Ácido:

Média	Mediana	Desvio- Padrão	Máximo	Mínimo
39.9770	40.0450	22.7678	7.89	92.62

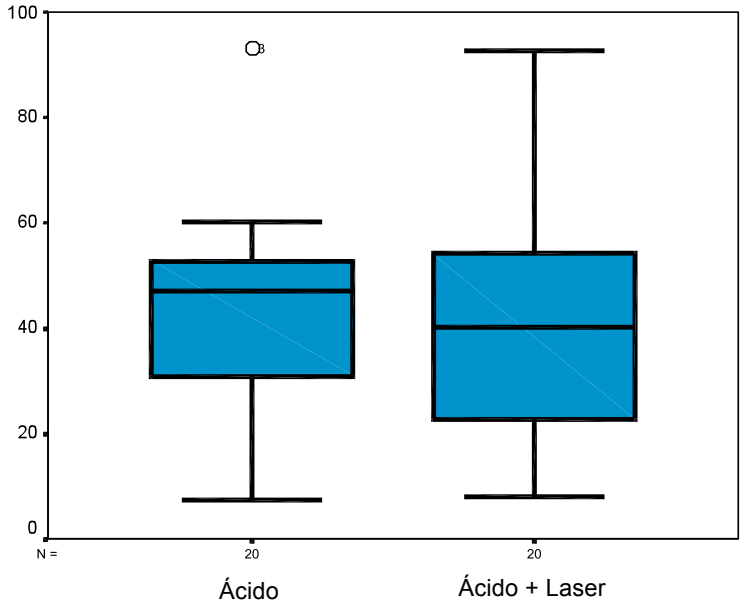
Valores em Newtons

Gráfico 1



No gráfico 1 acima vemos que neste estudo a prova irradiada com ácido obteve uma resistência mediana em Newtons superior porém suas resistências variaram mais. Observou-se também que 50% das resistências situaram-se entre 23 e 74 Newtons nos corpos irradiados com ácido enquanto que esses valores ficaram em torno de 13 e 40 N nos corpos irradiados com laser.

Gráfico 2



No gráfico 2 acima vemos que neste estudo a prova irradiada com ácido obteve uma resistência mediana em Newtons superior e além disto suas resistências variaram menos. Observou-se também que 50% das resistências encontravam-se entre 30 e 53 Newtons nos corpos irradiados com ácido enquanto que esses valores ficaram em torno de 22 e 57 N nos corpos irradiados com ácido + laser. Observou-se também uma força altíssima num corpo que recebeu ácido (em torno de 90N).

Para verificar se as resistências médias das restaurações diferem estatisticamente foi realizado o teste *t-student* para amostras pareadas uma vez que no experimento o mesmo corpo de prova foi utilizado, ou seja, no mesmo dente foram realizados dois testes.

Vale ressaltar que embora se tenha utilizado o mesmo corpo de prova no grupo 1, as resistências observadas nas duas condições: ácido e laser, do grupo 1 não estavam estatisticamente correlacionadas. ($r = -0.55$ e $p = 0.012$).

Com relação aos resultados do teste, ($t = 2.43$ com $p=0.025$), temos uma forte evidência de que a resistência média das amostras condicionadas com ácido difere da resistência média das amostras condicionadas com laser; ao nível de significância de 5%.

O mesmo procedimento foi utilizado no grupo 2. Verificou-se que as resistências observadas nas duas condições no grupo 2: ácido e ácido+laser estavam negativamente correlacionadas e esta correlação foi estatisticamente significante ($r = -0.205$ e $p =0.287$).

A partir dos dados do teste, ($t = 0.519$ com $p = 0.610$) temos uma forte evidência de que não há diferença estatisticamente significante entre a resistência média das amostras condicionadas com ácido e a resistência média das amostras irradiadas com laser e em seguida condicionadas com ácido poliacrílico; ao nível de significância de 5%.

Também foi verificada através de um teste de hipótese se existiam diferença entre as resistências médias de restaurações em amostras condicionadas com laser do grupo 1 e ácido+laser do grupo 2. Para isto foi

realizado o teste *t-student* para amostras independentes, e observamos uma forte evidência de que a resistência média das amostras condicionadas com laser é igual a resistência média das amostras condicionadas com ácido+laser; ao nível de significância de 5%.

DISCUSSÃO

A aplicação de uma solução para promover uma alteração superficial na dentina e melhorar a adesão ao cimento de ionômero de vidro é uma longa história. A proposta de aplicação dessas soluções é de aumentar a força de adesão entre a superfície da dentina e o cimento (CHARLTON 1994).

A remoção da *smear layer* é considerada um passo fundamental na colocação do cimento de ionômero de vidro para maximizar a força de adesão entre o cimento e a dentina (JOYNT 1990).

Aparentemente os cimentos de ionômero de vidro são mais sensíveis a alterações na composição do tecido duro do que as resinas compostas onde a adesão é baseada puramente em fatores micromecânicos. O desenvolvimento de um método de pré-tratamento superficial que melhore a adesão do ionômero de vidro irá certamente melhorar a qualidade do material e ampliar sua utilização clínica (LIBERMAN 1990).

Em 1985, MYERS e MYERS utilizaram o laser de Nd:YAG para a remoção de cárie em esmalte produzindo vaporização do tecido cariado, deixando o esmalte remanescente livre de cárie. Em 1988, os mesmos autores removeram dentina cariada em dentes humanos, causando vaporização no tecido com energia de 50 a 65mJ.

PICK e MISERANDINO em 1989 salientaram que a utilização do laser de Nd:YAG para a remoção de tecido cariado apresentava vantagem em

relação às brocas principalmente no fato de promover esterilização na superfície do tecido antes da restauração.

Em 1994, EDUARDO e Cols. demonstraram a remoção final de tecido cariado com o laser de Nd:YAG, com 1,5W, 15Hz, 100mJ durante 120 segundos.

Após a irradiação da dentina com o laser de Nd:YAG com diferentes parâmetros, (0,8W e 10Hz, 1,0W e 15Hz, e 1,25W e 20Hz) ARIYARATNAM e cols. (1997) observaram que não houve diferenças significantes na rugosidade superficial produzida. Em 1999, esses autores encontraram resultados semelhantes aos da nossa pesquisa, descrevendo as alterações morfológicas na dentina causadas pela remoção de *smear* layer e fusão e recristalização (*melting*) que aumentam a rugosidade superficial, deixando a superfície mais resistente a desmineralização por ácidos, mas não aumenta a adesão aos compósitos apesar de deixar a superfície com mais retenção micromecânica.

TANI e KAWADA (1987) irradiaram a dentina humana com laser de Nd:YAG com 20W de potência, desfocado a uma distância de 30 mm da superfície e observaram que houve fusão da dentina, remoção da *smear layer* intertubular e com os orifícios tubulares fechados. Com densidades de energia mais baixas (25 a 50J/cm^2), os autores encontraram resultados semelhantes, inclusive uma menor absorção de corantes pela dentina mesmo quando submetida ao condicionamento com ácido fosfórico após a irradiação. Concluíram ainda que energias mais baixas produzem menor calor e devem ser preferidas para evitar dano à polpa. ITO e Cols. (1993)

utilizaram a mesma potência numa distância de 5 cm e relatam a remoção da *smear layer*, redução do diâmetro dos túbulos dentinários, e a formação de microfraturas ao redor dos orifícios tubulares. Os nossos achados em microscopia eletrônica de varredura também mostram que a dentina após irradiação com laser de Nd:YAG com baixa densidade de energia (50J/cm^2), apresenta fusão na superfície e os orifícios tubulares aparecem fechados, com imagens semelhantes as encontradas pelos autores (figura 8).

KINNEY (1996) através da difração de raios-X demonstrou que esse comprimento de onda aplicado na dentina, com 167mJ de energia por pulso, taxa de repetição de 10Hz, densidade de energia de 207J/cm^2 e largura de pulso de 120 μs produz aumento da rugosidade superficial, e cria uma camada resistente a desmineralização por ácidos. Esses resultados estão de acordo com o trabalho de ZEZELL e Cols. (1994), que utilizaram o laser de Nd:YAG para remoção final de tecido cariado por vaporização, e obtiveram uma superfície vitrificada. Em nosso trabalho, utilizamos parâmetros de energia mais baixos que atuasse na dentina removendo *smear layer*, mas que produzisse a menor quantidade possível de fusão do tecido e consequentemente gerasse menos calor.

Em seu experimento, MORITZ e Cols. em 1998 compararam o condicionamento da dentina com laser de Nd:YAG com jato de óxido de alumínio (*Kinetic cavity preparation*), ácido fosfórico a 37% e ácido maléico a 10%. Após o teste de cisalhamento, encontraram uma maior força de adesão à resina composta nas amostras condicionadas com o jato de óxido de alumínio, seguido do condicionamento com ácido fosfórico. Os valores

para as amostras condicionadas com laser de Nd:YAG, foram significativamente menores, utilizando parâmetros de energias mais baixos, 1,2W, 60mJ, 20Hz. Esses achados estão de acordo com os nossos resultados, onde o condicionamento dentinário apenas com laser de Nd:YAG se mostrou ineficaz para aumentar a força de adesão ao material restaurador.

Para testar a adesão à dentina de três ionômeros de vidros (Fuji II, Ketac-Fil e Ketac-Bond), MENDELEZ e Cols. (1992) usaram o laser de CO_2 como condicionador. Como resultado, demonstraram a eficácia do laser de CO_2 no condicionamento dentinário em aumentar a adesão dos cimentos. Esses resultados corroboram com o fato de que o laser, mesmo com o comprimento de onda diferente do utilizado em nossa pesquisa, produz algum tipo de alteração morfológica na superfície dentinária, que aumenta a sua capacidade de adesão quando comparada a dentina apenas preparada, mas sem qualquer tipo de condicionamento.

MATOS e Cols. (1999) utilizando o laser de Nd:YAG com 0,6W, 40mJ e 15Hz, para tratamento da superfície dentinária, encontraram uma redução na resistência a tração da resina composta quando o laser é usado antes da aplicação do ácido e adesivo. O mesmo comprimento de onda com os mesmos parâmetros de energia foram utilizados em nossa pesquisa, e as fotografias de microscopia eletrônica de varredura, nos mostram que com essa energia, o laser de Nd:YAG não é capaz de remover completamente a *smear layer*, provoca fusão na superfície e não expõe a abertura dos túbulos dentinários (figuras 9 e 10).

Em 2000, MATOS e Cols. usaram o laser de Nd:YAG (0,6W, 40mJ, 15Hz) em dentina previamente ao uso de um adesivo autocondicionante (*Self-Etching Athesive System*) e restauração com resina composta. O laser não alterou significativamente a adesão do compósito à dentina, o que reforça os dados encontrados em nosso experimento, onde o laser de Nd:YAG com os mesmos parâmetros de energia utilizados por esse autor, não reduz a força de adesão do ionômero de vidro à dentina, quando o condicionamento é realizado após a utilização do laser.

CONCLUSÃO

Os resultados obtidos neste experimento nos permitem afirmar que o condicionamento dentinário, com laser de Nd:YAG seguido da aplicação de ácido poliacrílico a 11,5%, não reduz a força de adesão do cimento de ionômero de vidro à dentina, quando comparado ao condicionamento dentinário apenas com ácido poliacrílico na mesma concentração, podendo, assim, ser utilizado, desde que os parâmetros de energia descritos sejam seguidos.

Porém, o condicionamento dentinário apenas com laser de Nd:YAG utilizando-se os mesmos parâmetros de energia, não deve ser indicado, pois, a resistência das restaurações nesses casos foi significativamente menor, do que nos casos onde a dentina foi condicionada com ácido ou laser + ácido.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDALLA AI - Morphological interface between hybrid ionomers and dentin with and without smear-layer removal - *J Oral Rehabil* 2000 Sep;27(9):808-14

ANIC I, SEGOVIC S, KATANEC D, PRSKALO K, NAJZAR-FLEGER D - Scanning electron microscopic study of dentin lased with argon, CO2, and Nd:YAG laser - J Endod 1998 Feb;24(2):77-81

ARIMOTO, N.; SUZAKI, A.; KATADA, K.;SENDA, A. – Acid Resistence in Lased Dentin – 6Th International Congress on Laser in Dentistry

ARIYARATNAM MT, WILSON MA, BLINKHORN AS - An analysis of surface roughness, surface morphology and composite/dentin bond strength of human dentin following the application of the Nd:YAG laser - *Dent Mater* 1999 Jul;15(4):223-8

ARIYARATNAM MT, WILSON MA, MACKIE IC, BLINKHORN AS - A comparison of surface roughness and composite/enamel bond strength of human enamel following the application of the Nd:YAG laser and etching with phosphoric acid - *Dent Mater* 1997 Jan;13(1):51-5

ARRASTIA-JITOSHO AM, LIAW LH, LEE W, WILDER-SMITH P - Effects of a 532 nm Q-switched nanosecond pulsed laser on dentin - J Endod 1998 Jun;24(6):427-31

BASSI,G; CHAWLA,S; PATEL,M. – The Nd YAG laser in caries removal – Britsh Dental Journal 1994; 177:248-250.

BENEDICENTI, ALBÉRICO – Manuale di Laser terapia del cavo orale. Maggioli Editore. 1982

BOURKE AM, WALLS AW, MCCABE JF - Bond strength to dentine of two light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cements - J Dent 1994 Aug;22(4):242-6

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

BRUGNERA JR, A., PINHEIRO, A.L.B. – Lasers na Odontologia Moderna –São Paulo: Pancast, 1998.

CERNAVIN I - A Comparison of the Effects of Nd:YAG and Ho:YAG Laser Irradiation on Dentine and Enamel. - Aust Dent J 1995 Apr;40(2):79-84

CHARLTON DG, HAVEMAN CW - Dentin surface treatment and bond strength of glass ionomers - Am J Dent 1994 Feb;7(1):47-9

D. ARON-ROSA et D. GRIESEMAN. “Chicurgie endoculaire du laser YAG pulsé picoseconde” in Cl. Ophtalm, Laboratorie Martinet, 2 1982, 57-62.

EDUARDO,C. P.; CECCHINI,R.C.M; CECCHINI,S.C.M; ZEZELL,D.M. – Clinical Uses of Neodymium Laser in Dentistry. 1994

FANCHI M, BRESCHI L - Effects of acid-etching solutions on human enamel and dentin - *Quintessence Int* 1995 Jun;26(6):431-5

F. FANKHAUSER et. Al “Clinical studies on high and low power laser ratiationupon some structures of the anterior and posterior segment of the eye” in International Ophtalmology, 5, 1982, 15-32.

FREIRE JÚNIOR, OLIVAL – O universo dos quanta: uma breve história da física moderna – São Paulo: FTD 1997.

FUSAYAMA, T. NAKAMURA, M. KUROSAKI, N. IWAKU, M. (1979) Non-pressure adhesion of a new adhesiverestorative resin. J Dent. Res. 58, 1354 – 1370.

GALUN EA, SALEH N, LEWINSTEIN I - Diametral tensile strength and bonding to dentin of type I glass ionomer cements - *J Prosthet Dent* 1994 Oct;72(4):424-9.

GELSKEY SC, WHITE JM, GELSKEY DE, KREMERS W - Vapor emissions resulting from Nd:YAG laser interaction with tooth structure - *Dent Mater* 1998 Nov;14(6):453-7

GOODIS HE, WHITE JM, MARSHALL GW, YEE K, FULLER N, GEE L, MARSHALL SJ - Effects of Nd: and Ho:yttrium-aluminium-garnet lasers on human dentine fluid flow and dental pulp-chamber temperature in vitro - *Arch Oral Biol* 1997 Dec;42(12):845-54

GONÇALVES S E P, ARAÚJO M AM, DAMIÃO A J – Dentin Bond Strenght: Influence Irradiation, Acid Etching, and Hypermineralization - Journal of Clinical Laser Medicie & Surgery V.17 N..2, 1999 Mary Ann Liebert, Inc Pp. 77-85.

GONZALES,C.D., ZAKARIASEN, K.L., DEDERICH, D.N., PRUHS, R.J. – Aplicaciones del potencial preventivo y terapéutico em los tejidos duros del láser de CO_2, Nd:YAG y de argón em Odontologia: uma revisión – Journal de Clínica em Odontología, Artículo Nº 5 Año 13 – Nº 5 – 1997-1998.

GROTH E.B., EDUARDO, C.P., LASER EM PREVENÇÃO – Rev. APCD 47 (2), março/abril 1993.

GUTKINECHT N – Bond Strenght of Composite on Dentin After Laser Treatment – ISLD The 4th International Congress of Laser in Dentistry, 6-10 Aug 1994 Singapore

GUTKINECHT N, ERMERT M – The Efficience of Nd:YAG Laser Irradiation on Crown Dentin – ISLD The 4th International Congress of Laser in Dentistry, 6-10 Aug 1994 Singapore

HADAVI F, HEY JH, AMBROSE ER, LOUIE PW, SHINKEWSKI DJ - The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel - *Oper Dent* 1993 Mar-Apr;18(2):61-5

HARVEY WIGDOR, ELLIOT ABT, SHAHID ASHRAFI, JOSEPH T. WALSH JR. – The effect of laser on dental hard tissues – journal American Dental Association, v. 124, f. 2, p. 65-70, Fevereiro 1993

HARASHIMA T, TAKEDA FH, KIMURA Y, MATSUMOTO K - Effect of Nd:YAG laser irradiation for removal of intracanal debris and smear layer in extracted human teeth - J Clin Laser Med Surg 1997;15(3):131-5

HARASHIMA T, TAKEDA FH, KIMURA Y, MATSUMOTO K - The structure of dentin surfaces exposed for bond strength measurements - *Scand J Dent Res* 1993 Jun;101(3):180-4

HEYMANN HO, BAYNE SC - Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors - J Am Dent Assoc 1993 May;124(5):26-36.

HIRATA K, NAHASHIMA M, AONO M – Thermal Effects of Normal Pulse Nd:YAG Laser Irradiation on Human DentinA A in Vitro Study.

HONMA, I T; LAGE MARQUES, JOSÉ LUIZ DA SILVA; MATSON, EDMIR; EDUARDO, CARLOS DE PAULA; MATSUMOTO, K - Condicionamento dentinário com Saforide ou '$Ca(OH)_2$ e irradiação com laser Nd:YAG ou CO_2; Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 14. Anais. São Paulo : SBPqO, 1997

INOUE M, YOSHIKAWA K, ZENNYU K, INOUE M, KUMAZAKI M – Transmission of Nd:YAG Laser Through Human Dentin.

ITO K, NISHIKATA J, MURAI S - Effects of Nd:YAG laser radiation on removal of a root surface smear layer after root planing: a scanning electron microscopic study - *J Periodontol* 1993 Jun;64(6):547-52

JOYNT RB, DAVIS EL, WIECZKOWSKI G, PIERCE L - Effect of dentinal pretreatment on bond strength between glass-ionomer cement and dentin - Oper Dent 1990 Sep-Oct;15(5):173-7

KINNEY JH, HAUPT DL, BALOOCH M, WHITE JM, BELL WL, MARSHALL SJ, MARSHALL GW - The threshold effects of Nd and Ho: YAG laser-induced surface modification on demineralization of dentin surfaces - *J Dent Res* 1996 Jun;75(6):1388-95

KOECHNER, WALTER - Solid-State Lasre Engineerig" Springer Series in Optical Sciences v.1, Springer-Verlag Berlin 1996.

LAN, W.H, CHEN, K.W, JENG, J.H, LIN, C.P. – A Comparision of the Morphological Changes After Nd:YAG Laser and CO_2 Laser Irradiation of Dentin Surfaces – Journal of Endodontics Vol 6, Nº 8, August 2000.

LIBERMAN R, ELI I, IMBER S, SHLEZINGER I - Glass ionomer cement restorations: the effects of lasing the cavity walls on marginal microleakage - *Clin Prev Dent* 1990 Apr-May;12(1):5-8

LIN A, MCINTYRE NS, DAVIDSON RD - Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin - *J Dent Res* 1992 Nov;71(11):1836-41

LIZARELLI, R F Z ; EDUARDO, CARLOS DE PAULA; MIRANDA JÚNIOR, WALTER GOMES; Avaliação da resistência à tração do scotchbond multi purpose plus/z100 após aplicação da luz laser de alta densidade de energia de 'ND':YAG na superfície dentinária.; Jornada Odontológica de Ribeirão Preto, 19.. Anais. Ribeirão Preto : Maillefer, 1997

LIZARELLI, R F Z; MIRANDA JÚNIOR, WALTER GOMES; EDUARDO, CARLOS DE PAULA – DENTIN ADHESIVE TENSILE STRENGHT AFTER ND:YAG LASER APPLICATION – SPIE BIO'S' 99 International Simposium on Biomedical Optics 23 to 29 January 1999 –San Jose, Ca USA

LOS SA, BARKMEIER WW - Effects of dentin air abrasion with aluminum oxide and hydroxyapatite on adhesive bond strength - Oper Dent 1994 Sep-Oct;19(5):169-75

MAILLET, H – O Laser – Editora Manole, 1987

MÁRQUEZ F, QUINTANA E, ROCA I, SALGADO J – Physical-mechanical effects of Nd:YAG Laser on the surface of sound dental enamel – Biomaterials 1993, Vol.14 Nº. 4.

MATOS, A. B. - Nd:YAG Laser Influence on Sound Dentin Bond Strength – Journal of Clínical Laser and Medicine& Surgery, Vol 17, Nº 4, 1999, Mary Ann Liebert Inc. 165-169.

MATOS, A. B. OLIVEIRA C D, NAVARRO S R, EDUARDO C P, MATSON E – Nd:YAG Laser Influence on Tensile Bond Strength of Self-Etching Adhesive Systems – Journal of Clinical Laser Medicie & Surgery V.18 N..5, 2000 Mary Ann Liebert, Inc Pp. 253-257.

MANHART J, MEHL A, SCHROETER R, OBSTER B, HICKEL R - Bond strength of composite to dentin treated by air abrasion - *Oper Dent* 1999 Jul-Aug;24(4):223-32

MELENDEZ EJ, ARCORIA CJ, DEWALD JP, WAGNER MJ - Effect of laser-etch on bond strengths of glass ionomers - *J Prosthet Dent* 1992 Mar;67(3):307-12

MOHSEN MM, SHABKA AA - Dentine roughness after different surface treatments *Egypt Dent J* 1993 Jan;39(1):363-6

MORITZ A, SCHOOP U, GOHARKHAY K, SZAKACS S, SPERR W, SCHWEIDLER E, WERNISCH J, GUTKNECHT N - Procedures for enamel and dentin conditioning: a comparison of conventional and innovative methods - *J Esthet Dent* 1998;10(2):84-93

MOUNT, G.J. - Atlas de cimento de ionômero de vidro – Editora Santos 2ª edição – 1996.

MOUNT GJ - Adhesion of glass-ionomer cement in the clinical environment - Oper Dent 1991 Jul-Aug;16(4):141-8

MYAKI, S.I., WATANABE, LI-SEI, EDUARDO, C.P., ISSÁO, M. – Nd:YAG effects on occlusal surface of premolars – American Journal of Dentistry, Vol 11, Nº3, June, 1998

MYAKI, SILVIO ISSÁO; WANTANABE, LI-SEI – Estudo dos efeitos da radiação do laser de Nd:YAG sobre a dentina de dentes decíduos, empregando o microscópio eletrônico de varredura – Tese de mestrado, USP, São Paulo 1995

MYAKI, SILVIO ISSÁO; WANTANABE, LI-SEI; TANJI, E. Y. EDUARDO, CARLOS DE PAULA – Efeitos do laser de Nd:YAG sobre a dentina de dentes decíduos – Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 16 Resumos São Paulo, SBPqO, 1999

MYAKI, SILVIO ISSÁO; IMPRATO, JOSÉ C. P. OLIVEIRA JR, WILSON T EDUARDO C. P. WANTANABE, LI-SEI – Comparison of Etch Surface of Enamel with Nd:YAG Laser and Phosphoric Acid – J. Jpn. Soc. Laser Dent. 5:59-65, 1994

MYERS, M. L, - Efects of a Pulsed Laser Nd:YAG on Enamel and Dentin – SIPE vol 1200 Laser Surgery: Advanced Characterization, Theapeutics, and Systems II (1990).

MYERS T, MYERS W, - In vitro caries removal – CDA Journal, p. 9-11, May 1998

MYERS T, MYERS W, - In Vivo Caries Removal Utilizing YAG Laser – Journal of the Michigan Dental Association V.67 p. 66-69, Feb 1985

MYERS, M. L, - The efect of laser irradiation on oral tissues – Journal of Prosthetic Dentistry, v 66, 395 – 397, 1991.

MYERS T, MYERS W, - The use of debridement of incipient caries – Journal of Prosthetic Dentistry N. 6 V.53 p. 776-779, June 1985

NAGAI N; FUKUDA M; ISHIKAWA K; MINOURA S; YAMADA Y; NIIMI T; TAKASI NOGUCHI; IMADA, S; TAKO, J; TOSIHHIDE NOGUCHI; TSUBOI, S; NAKAGAKI, H – New Method of Prevention of Dentin Caries using Nd:YAG Laser and Fluoride Combinations. - 6th International Congress on Lasers in Dentistry.

NAKABAYASHI,N., KOJIMA,K., AND MASUHARA, E. (1982) The promotion of athesion by the infiltration of monomers into thooth substrate. J. Biomed Mater. Res. 16, 265-27.

NIEMZ, M.H. – Laser-Tissue Interactions : Fundamental Applications – Editora Springer – Verlag Berlin Heidelberg (1996)

NIKAIDO T, KATAUMI M, BURROW MF, INOKOSHI S, YAMADA T, TAKATSU T - Bond strengths of resin to enamel and dentin treated with low-pressure air abrasion - Oper Dent 1996 Sep-Oct;21(5):218-24

OLSSON S, OILO G, ADAMCZAK E - The structure of dentin surfaces exposed for bond strength measurements - Scand J Dent Res 1993 Jun;101(3):180-4

PICK R M, MISERANDINOL J, - Lasers in Dentistry: A Overwiew – Medicine & Surgery News and Advances, V.7 Nº 3 June 1989.

PELINO, J.E.P., MELO, J.B., EDUARDO, C.P., JORGE, A.O.C., – In Vitro Study of the Nd:YAG Laser Effect on Human Dental Enamel: Optical and Scanning Electron Microscope Analysis – Journal Of Clinical Laser Medicine & Surgery, Vol 17, Nº 4, 1999 Mary Ann Liebert, Inc Pp. 171-177.

PINHEIRO, A. L., FRAME, J.W. – Laser em odontologia

PRATI C, FAVA F, NUCCI C, MONTANARI G – Cementi vetro-ionomerici e pretrattamenti dentinali: valutazione della adesione alla dentina - Minerva Stomatol 1990 Feb;39(2):145-8

REIFEIS PE, COCHRAN MA, MOORE BK - An in vitro shear bond strength study of enamel/dentin bonding systems on enamel - Oper Dent 1995 Sep-Oct;20(5):174-9

ROEDER LB, BERRY EA, YOU C, POWERS JM - Bond strength of composite to air-abraded enamel and dentin - Oper Dent 1995 Sep-Oct;20(5):186-90

ROHANIZADEH R, LEGEROS RZ, FAN D, JEAN A, DACULSI G - Ultrastructural Properties of Laser-Irradiated and Heat-Treated Dentin - *J Dent Res* 1999 Dec;78(12):1829-35

ROONEY J, MIDDA M, LEEMING J - A Laboratory Investigation of the Bactericidal Effect of a Nd:YAG Laser Br Dent J 1994 Jan 22;176(2):61-4

SCHALLER HG, WEIHING T, STRUB JR - Permeability of dentine after Nd:YAG laser treatment: an in vitro study - J Oral Rehabil 1997 Apr;24(4):274-81

SCHÜPBACH P, KREJCI I, FELIX L – Dentin bonding: of tubule orientation on hybrid-layer formation - European of Journal of Oral Sciences1997;105:344-352.

SENNOU HE, LEBUGLE AA, GREGOIRE GL - X-ray photoelectron spectroscopy study of the dentin-glass ionomer cement interface - *Dent Mater* 1999 Jul;15(4):229-37

SERRA, O.D. – Anatomia Dental – São Paulo: Artes Médicas 3ª edição 1981

SHAWLOW, A.L. , TOWNES, C. H. - Infrared and Optical Masers – Phisical Review Vol. 112, n. 6, 15 de dezembro de 1958

SHIMADA Y, KONDO Y, INOKOSHI S, TAGAMI J, ANTONUCCI JM - Demineralizing effect of dental cements on human dentin - *Quintessence Int* 1999 Apr;30(4):267-73

STERN, R.H.;SOGNAES, R.F. – Laser Beam Effect on Dental Hard Tissues – J. Dent. Res1964 43(5) 873.

TAKEDA FH, HARASHIMA T, KIMURA Y, MATSUMOTO K - A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser - *Int Endod J* 1999 Jan;32(1):32-9

TAKEDA FH, HARASHIMA T, KIMURA Y, MATSUMOTO K - Comparative study about the removal of smear layer by three types of laser devices - Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K - *J Clin Laser Med Surg* 1998 Apr;16(2):117-22

TANI Y, KAWADA H - Effects of laser irradiation on dentin. I. Effect on Smear Layer - *Dent Mater J* 1987 Dec;6(2):127-34

TANJI E Y, MATSUMOTO K – The Comparative Study of the Morfological Changes of Dentin Surfaces After Nd:YAG, CO_2 and Argon Laser Irradiation – The Journal of Japan Endodontic Association Vol. 15 Nº. 1, p.14-20 June 1994.

TANUMIHARJA M, BURROW MF, TYAS MJ - Microtensile bond strengths of glass ionomer (polyalkenoate) cements to dentine using four conditioners - *J Dent* 2000 Jul;28(5):361-6

TYLER MW, FITZGERALD M, DENNISON JB, HEYS DR - The effect of pulpal fluid flow on tensile bond strength of a glass-ionomer cement: an in vivo and in vitro comparison - Oper Dent 1994 May-Jun;19(3):116-20

TUNÉ, J AND HODE, L – Low Level Laser Therapy – Prima books in Sweden AB 1999.

VASSILIADIS L, LIOLIOS E, KOUVAS V, ECONOMIDES N - Effect of smear layer on coronal microleakage - Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1996 Sep;82(3):315-20

WHITE,J.M., ADAMS G L – Microhardness and Scanning Electron Microscopy Analysis of Nd:YAG Laser and Acid Treatment Effects in Dentin– Scanning Microscopy, V 10, Nº 2, 1996 P. 329-337

WHITE,J.M., FAGAN, M.C., GOODIS, H.E. – Intrapulpar Temperatures During Pulsed Nd:YAG Treatment of Dentin, In Vitro – J. Periodontol 1994; 65:255 – 259.

WHITE,J.M., NEEV, J., GOODIS, H.E., BERNS, M.W. – Surface temperature and thermal penetration depth of Nd:YAG laser applied to Enamel and Dentin – SPIE Vol. 1643 Laser Surgery (1992).

WHITE,J.M., GOODIS, H.E., SETCOS, J.C, EAKLE, W.S., HULSCHER, B.E., ROSE, C.L. – Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: A three-year follow-up study – J Am Dent Assoc, 1993; 124(7): 45-51

WHITTERS C J, HALL A, CREANOR S L, MOSELEY H, GILMOUR W H, STRANG R, SAUNDERS W P, and ORCHARDSON R – A Clinical Study of Pulsed Nd:YAG Laser Induced Pulpal Analgesia – J. Dent 1995;23:145-150

WIGDOR H A, WALSH J T, FEATHERSTONE J D, VISURI S R, FRIED D, WALDVOGEL J L – Lasers in dentistry - Lasers Surg Med 1995;16(2):103-33

WIGDOR HÁ – SEM Evaliation of CO_2, Nd:YAG Laser Irradiation of Dentin in Vitro – ISLD, 1992

WILSON A.D. & KENT, B.E - A new translucent cement for dentistry: the glass ionomer cement British Dental Journal 132, 133-135 1972.

YAMADA Y, HOSSAIN M, JOE T, KAWANAKA T, KINOSHITA J, MATSUMOTO K – Removal Effects of the Nd:YAG Laser and Carisolv™ on Carious Dentin - Journal of Clinical Laser and Medicine & Surgery V. 18, Nº 5, 2000, Mary Ann Liebert, Inc. Pp241-245.

ZACH L, COHEN G – Pulp response to externally appliad heat – Oral surg Oral med oral Pathol 1965; 19:515-528.

APÊNDICE

As tabelas mostram os valores originais em Newtons, obtidos no teste de cisalhamento nos grupos avaliados.

Grupo 1

Amostra	Ácido	Laser
1	43,12N	42,17N
2	28,97N	32,72N
3	21,66N	41,03N
4	33,45N	11,53N
5	7,9N	56,56N
6	47,28N	32,36N
7	69,40N	26,97N
8	81,83N	5,91N
9	94,85N	6,10N
10	97,11N	16,17N
11	43,13N	6,14N
12	17,48N	31,52N
13	55,30N	7,58N
14	21,25N	39,63N
15	75,24N	40,01N
16	20,93N	25,71N
17	64,31N	33,25N
18	30,07N	51,11N
19	82,64N	24,70N
20	38,58N	31,30N

Grupo 2

Amostra	Ácido	Laser + Ácido
21	32,15N	39,51N
22	50,04N	22,08N
23	93,10N	12,81N
24	38,7N	10,59N
25	47,65N	59,06N
26	33,11N	7,89N
27	43,80N	92,62N
28	53,30N	23,51N
29	7,49N	68,08N
30	51,70N	40,58N
31	29,66N	70,58N
32	53,21N	13,48N
33	46,56N	45,30N
34	25,40N	31,23N
35	57,32N	42,31N
36	24,47N	44,66N
37	60,05N	65,43N
38	52,20N	49,26N
39	24,67N	28,33N
40	50,12N	32,23N

Livros Grátis

(http://www.livrosgratis.com.br)

Milhares de Livros para Download:

Baixar livros de Administração
Baixar livros de Agronomia
Baixar livros de Arquitetura
Baixar livros de Artes
Baixar livros de Astronomia
Baixar livros de Biologia Geral
Baixar livros de Ciência da Computação
Baixar livros de Ciência da Informação
Baixar livros de Ciência Política
Baixar livros de Ciências da Saúde
Baixar livros de Comunicação
Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE
Baixar livros de Defesa civil
Baixar livros de Direito
Baixar livros de Direitos humanos
Baixar livros de Economia
Baixar livros de Economia Doméstica
Baixar livros de Educação
Baixar livros de Educação - Trânsito
Baixar livros de Educação Física
Baixar livros de Engenharia Aeroespacial
Baixar livros de Farmácia
Baixar livros de Filosofia
Baixar livros de Física
Baixar livros de Geociências
Baixar livros de Geografia
Baixar livros de História
Baixar livros de Línguas

Baixar livros de Literatura
Baixar livros de Literatura de Cordel
Baixar livros de Literatura Infantil
Baixar livros de Matemática
Baixar livros de Medicina
Baixar livros de Medicina Veterinária
Baixar livros de Meio Ambiente
Baixar livros de Meteorologia
Baixar Monografias e TCC
Baixar livros Multidisciplinar
Baixar livros de Música
Baixar livros de Psicologia
Baixar livros de Química
Baixar livros de Saúde Coletiva
Baixar livros de Serviço Social
Baixar livros de Sociologia
Baixar livros de Teologia
Baixar livros de Trabalho
Baixar livros de Turismo