

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E ENGENHARIA DE MATERIAIS

**INFLUÊNCIA DO TRATAMENTO DA DENTINA COM LASER
DE Nd:YAG NO PROCESSO RESTAURADOR ADESIVO.**

MARGARETE FRANKE

Dissertação submetida à Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do grau de
Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais

Florianópolis, Agosto de 2003

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA À UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIA E ENGENHARIA DE
MATERIAIS

MARGARETE FRANKE

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM
CIÊNCIA E ENGENHARIA DE MATERIAIS

Prof. Dr. Rer.Nat Alexandre Lago – Orientador

Prof. Dr. Ing. Márcio Celso Fredel – Co-orientador

Prof. Dr. Rer.Nat. Alexandre Lago – Coordenador do Programa

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Alfredo Tibúrcio Nunes Pires– Presidente

Prof Sylvio Monteiro Jr, PhD

Prof. Dr. Pedro Amedeo Nannetti Bernardini

Ofereço este trabalho aos meus pais Marli e Edgar, pelo apoio prestado em todos os sentidos, e por terem me proporcionado uma educação de qualidade, sem a qual não teria sido possível chegar até aqui. Ofereço ainda à minha irmã Marlise, pelo exemplo e incentivo para ingressar na área da pesquisa científica.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Alexandre Lago, primeiramente pela confiança depositada, aceitando me orientar mesmo vindo de uma área diferente até então para a engenharia de materiais. Também por toda a paciência, dedicação, amizade e pela imensa aprendizagem que obtive sob a sua orientação.

Ao Professor Marcio Fredel, que foi a primeira pessoa com quem tive contato, e que também prontamente aceitou me orientar, acreditando na possibilidade de fazermos um trabalho conjunto, e com quem também muito aprendi.

À UFSC, ao PGMAT e à Capes, pelo auxílio financeiro.

Ao estagiário do laboratório de laser do Labmat, Jean Conceição, por todo o auxílio prestado na fase experimental do trabalho, e por estar sempre pronto para ajudar.

Ao Professor Fernando Cabral, pela ajuda com as análises estatísticas dos resultados obtidos.

Ao Professor Rodrigo Lima Stoteral, do Laboratório de microprecisão (LMP) da UFSC, pela confecção dos espelhos de Cobre utilizados neste trabalho.

Às professoras Zenilda e Luciana, do departamento de biologia celular da UFSC, pela gentil colaboração no preparo das amostras a serem avaliadas ao microscópio eletrônico de varredura (MEV)

Ao pessoal do MEV

Ao Labsolar da UFSC, pelo auxílio e empréstimo da aparelhagem necessária para a medição da temperatura intra-pulpar

Ao colega Guilherme Carpena Lopes, pelo sempre incentivo pela pesquisa, e pela colaboração com o teste de microtração.

Ao querido professor da disciplina de materiais dentários da UFSC, Hamilton Pires Maia, pela amizade, e por sempre acreditar em mim e me incentivar.

A todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

Lista de figuras	vi
Lista de Tabelas	viii
Abreviaturas e Siglas	ix
Resumo	x
Abstract	xi
1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	3
2.1 Dente	3
2.1.1 Esmalte:	3
2.1.2 Dentina:	4
2.1.3 Polpa:	5
2.2 Laser	5
2.2.1 Interação laser-tecidos biológicos	6
2.2.2 Tipos de laser empregados na Odontologia	10
2.2.3 O laser de Nd:YAG	12
2.2.4 Interação laser Nd: YAG / dentina	13
2.2.5 Efeitos da Irradiação com Laser de Nd:YAG na Vitalidade Pulpar	14
2.3 Processo Restaurador Adesivo	16
2.3.1 União ao Esmalte	16
2.3.2 União à Dentina	17
2.4 Testes de resistência adesiva ou força de união:	21
2.5 Resinas Compostas Restauradoras:	23
3. Materiais e Métodos:	25
3.1 Seleção e preparo das amostras	25
3.2 Procedimento Adesivo:	25
3.3 Laser: características e determinação dos parâmetros de irradiação:	28
3.4 Teste de resistência de união por microtração:	32
3.5 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)	34
3.6 Análise da temperatura intra-pulpar	34
3.6.1 Análise Experimental	34
3.6.2 Estimativa da temperatura pulpar através de modelo matemático	35
4. Resultados	37
4.1 Resistência à tração	37
4.2 Topografia da fratura	39
4.3 Interface de união	44
4.4 Distribuição da temperatura no dente	46
5. Discussão	49
6. Conclusão e Sugestões	56
7. Referências Bibliográficas	57
Apêndice A	64
Apêndice B	66

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Figura esquemática mostrando o corte de um dente e sua composição	3
Figura 2	Dentina condicionada com ácido	4
Figura 3	Desenho esquemático de um laser	5
Figura 4	Diagrama dos fenômenos ópticos que ocorrem durante a interação entre radiação luminosa e tecido	6
Figura 5	Espectro de absorção da água e principais cromóforos dos tecidos biológicos	7
Figura 6	Profundidade de penetração de vários lasers usados em aplicações biomédicas	8
Figura 7	Efeitos térmicos localizados nos tecidos biológicos	9
Figura 8	Diagrama mostrando a diferença na composição entre esmalte e dentina	17
Figura 9	Esquema mostrando a geometria de um teste de força de união por cisalhamento	21
Figura 10	Esquema do preparo das amostras para o teste de microtração	27
Figura 11	Esquema mostrando o feixe do laser de Nd:YAG focalizado com um espelho cônico de cobre	28
Figura 12	Espelhos cônicos de cobre	29
Figura 13	Espelho montado no suporte, e suporte para as amostras	29
Figura 14	Foto da montagem experimental com o laser	30
Figura 15	Feixe do laser, após incidir no espelho cônico	30
Figura 16	Dente irradiado com 100 pulsos longos de 300 mJ e, na ausência de água	31
Figura 17	Imagem aproximada da borda da cratera, mostrando uma área de dentina fundida e resolidificada	31
Figura 18	Amostras cortadas em filetes, prontas para o teste de microtração	32
Figura 19	Máquina de ensaios, com a amostra sendo submetida ao teste	33
Figura 20	Imagem aproximada do dispositivo (Bencor multi-t) onde a amostra é fixada	33
Figura 21	Geometria utilizada no cálculo do aumento da temperatura no interior do dente irradiado por laser descrito por uma densidade de potencia depositada na superfície	35
Figura 22	Gráfico dos valores médios de força de união por microtração para cada grupo testado	38
Figura 23	Gráfico dos valores médios de força de união por microtração para cada dente testado, no grupo L0	39
Figura 24	Superfície fraturada de um filete (grupo L0), mostrando a propagação da fratura nas regiões da dentina, resina composta e adesivo	40

Figura 25	Detalhe da superfície fraturada de filete mostrado na figura 24, na região da resina composta.	40
Figura 26	Detalhe da superfície mostrada na figura 24, na região da dentina	41
Figura 27	Superfície fraturada de um filete do grupo L5, mostrando a propagação da fratura ao longo da dentina, resina composta e adesivo	41
Figura 28	Imagem da superfície da fratura de uma amostra do grupo L10	42
Figura 29	Imagem da fratura de uma amostra do grupo L50, mostrando a propagação da fratura entre as regiões de adesivo e resina.	42
Figura 30	Detalhe da região superior direita observada na figura 29, mostrando tratar-se de uma área da resina composta	43
Figura 31	Imagem mostrando a camada híbrida e os <i>tags</i> resinosos, para um dente condicionado com ácido fosfórico a 35%	44
Figura 32	Detalhe da imagem da fig. 31, mostrando a camada híbrida (H) e <i>tags</i> resinosos (T).	44
Figura 33	Camada híbrida e <i>tags</i> resinosos, para um dente em que foi aplicado laser com densidade de energia de 5 J/cm ² sobre o adesivo	45
Figura 34	Imagem aproximada da penetração do adesivo nos canalículos, quando o laser foi aplicado sobre o adesivo, com densidade de energia de 5 J/cm ²	45
Figura 35	Temperatura calculada em função da profundidade z (em cm) e do tempo t (em s) para um pulso de laser de 100 mJ e 10 Hz	46
Figura 36	Temperatura em função da profundidade para um tempo de 0,01 s após a aplicação do laser	46
Figura 37	Evolução da temperatura na posição de z = 0,3cm	47
Figura 38	Evolução da temperatura de um dente irradiado com 100 pulsos de laser com 100 mJ de energia, a uma taxa de 10 Hz, sem irrigação com água	47
Figura 39	Medida da variação da temperatura do dente na região da polpa, para uma aplicação de 100 pulsos de laser com 100 mJ cada na superfície, à 3mm da polpa, com irrigação com água	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Coeficientes de absorção e profundidade de penetração (absoluto e eficaz), para certos tecidos, medidos em vários comprimentos de onda na região do infra-vermelho próximo	8
Tabela 2	Aplicações dos lasers na odontologia	12
Tabela 3	Composição Básica das resinas compostas, e função de cada componente	24
Tabela 4	Distribuição dos grupos de acordo com os parâmetros utilizados	25
Tabela 5	Composição do adesivo utilizado neste estudo	26
Tabela 6	Composição da resina composta utilizada neste estudo	26
Tabela 7	Média e desvio-padrão para cada grupo, obtidos com o teste de microtração	37
Tabela 8	Teste LSD (efeito principal: potência)	37
Tabela 9	Teste LSD (efeito principal: dente)	38

ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA: Analysis of variance

Bis-EMA: Bisfenol A- polietilenoglicol dieter dimetacrilato

Bis-GMA: Bisfenol A- diglicidil éter dimetacrilato

FDA: Food and Drugs Administration

HEMA: 2- hidroxietil metacrilato

LMP: Laboratório de microprecisão

LSD: Least significant difference

MEV: Microscópio Eletrônico de Varredura

PDT: Photodynamic Therapy (terapia fotodinâmica)

TEGDMA: Trietilenoglicol dimetacrilato

UDMA: Uretano dimetacrilato

YAG: Yttrium Aluminum Garnet (Granada de Ítrio e Alumínio)

RESUMO

As modificações teciduais proporcionadas pela aplicação de laser relacionadas diretamente com o processo adesivo odontológico são de grande interesse para a dentística operatória e restauradora.

Os principais objetivos deste estudo foram investigar o estado-da-arte do uso do laser na odontologia, avaliar a resistência de união por microtração de um adesivo comercial à dentina (Single Bond), quando esta é irradiada com um laser de Nd:YAG após a aplicação do adesivo e previamente à sua polimerização e medir a temperatura na região da polpa quando o dente é irradiado com o laser.

Os testes foram realizados *in vitro*, utilizando-se dentes humanos recentemente extraídos como amostras. Para o teste de microtração, os dentes foram divididos em quatro grupos, de acordo com a densidade de energia do laser aplicada: 0, 5, 10 e 50 J/cm². Os resultados da microtração submetidos à análise de variância (ANOVA), indicaram que o grupo irradiado com 5 J/cm² foi o que obteve valores significativamente maiores que os demais.

A penetração do adesivo na dentina condicionada foi observada por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV), onde as imagens mostraram uma maior penetração do adesivo nos canalículos, quando a dentina foi irradiada com 5 J/cm².

A temperatura intrapulpar dos dentes submetidos à irradiação do laser para verificar possíveis danos térmicos durante o tratamento foi investigada de maneira experimental, através de termopares fixados na polpa e de maneira analítica, utilizando-se um modelo matemático. A medida da temperatura na região pulpar do dente irradiado com 100 pulsos de 100 mJ e 10 Hz, mostrou uma elevação de temperatura na polpa na ordem de 2°C quando irradiou-se o dente com refrigeração com água e 7°C quando não empregou-se refrigeração. Os resultados da simulação matemática foram semelhantes aos obtidos experimentalmente.

Dos resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que a irradiação da dentina com laser utilizando-se baixa densidade de energia, na presença do adesivo e antes da sua polimerização, pode ser positiva para o processo restaurador adesivo sem provocar danos na polpa por elevação da temperatura.

ABSTRACT

Tissue modification provided by laser application, directly related with the dental adhesive process, are of great interest for the operator and restorative dentistry.

The main purposes of these study, were to investigate the state-of-the-art of lasers in dentistry, to evaluate the microtensile bond strength of a commercial adhesive system (Single Bond) to the dentin irradiated by a Nd:YAG laser after the application of the adhesive and before its polymerization, and to measure the temperature in the pulp region, when the teeth is irradiated by laser.

The tests were performed *in vitro*, using recently extracted human teeth as specimens. For the microtensile test, the teeth were divided in four groups, accordingly to the energy density applied: 0, 5, 10 and 50 J/cm². The results of microtensile submitted to the analysis of variance (ANOVA), indicated that the group irradiated with 5 J/cm² showed significant higher values than the others.

The penetration of the adhesive at the etched dentin was observed by SEM, where the images showed a greater interdiffusion of the adhesive into the tubules, when the dentin was irradiated with 5 J/cm².

The intrapulpal temperature of teeth submitted to laser irradiation, was investigated to verify possible thermal damage during treatment. These investigation was conducted by experimental analyses, where a thermocouple was inserted in the pulp chamber, and utilizing a mathematical model.

The experimental measure of the temperature at the pulpal chamber of teeth irradiated with 100 pulses of 100 mJ and 10 Hz, showed a temperature elevation in the order of 2 °C when the laser application was conducted in the presence of water irrigation, and 7 °C when water irrigation was not present. The results of the mathematical simulation were similar to the experimental ones.

By the results obtained in this study, we can conclude that the irradiation of the dentin with laser over the adhesive and before its polymerization, utilizing low energy densities, may be positive for bonding process, without being harmful to the pulp.

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da odontologia adesiva tem como ênfase a prevenção de doenças bucais e a mínima remoção de tecido dental, sendo um dos principais alvos da pesquisa odontológica durante as últimas décadas.

Uma união forte e durável entre biomateriais e os substratos dentários é essencial, não apenas do ponto de vista mecânico, como também biológico e estético. Uma boa adaptação marginal do material restaurador reduz a microinfiltração, processo responsável pelo aparecimento de manchas, irritação da polpa e cáries recorrentes. (Nakabayashi, 1992; Perdigão et al, 1994).

A adesão ao esmalte é um procedimento que foi estabelecido em 1955, quando Buonocore propôs o condicionamento ácido deste tecido. A união é micromecânica, uma vez que a resina forma projeções (*tags*) para dentro da superfície do esmalte atacado. Já a dentina, é um substrato menos favorável à união que o esmalte. Vários fatores contribuem para esta dificuldade na união, onde incluem-se o alto conteúdo orgânico da dentina, as variações em sua composição intrínseca, a presença de fluídos e processos odontoblásticos nos túbulos, a umidade inerente da superfície e a presença da *smear layer* (Pashley, 1989; Tem Cate, 1989; Söderholm, 1991). Quanto à esta última, ela impede que o adesivo interaja diretamente com o tecido. Portanto, o pré-tratamento da superfície da dentina é um pré-requisito para que ocorra uma reação adesiva efetiva.

A tecnologia do laser vêm sendo amplamente estudada para o uso na odontologia. Estudos recentes sugerem que o laser possa operar como um método alternativo ou conjunto na alteração das superfícies dentárias (George, 1989; White et al, 1991a; White et al, 1991b; Ariyaratnam et al, 1997; Ariyaratnam et al, 1999; Matos et al, 1999; Gonçalves and Araújo, 1999; Matos et al, 2000; Moreira, 2001; De Munck et.al., 2002; Ramos et al, 2002). Esta alteração, traria benefícios como aumento na resistência à desmineralização frente aos ácidos bucais, diminuição da permeabilidade e promoção de uma estrutura adequada para uma união mecânica com os materiais restauradores.

Análises em microscopia eletrônica de varredura têm demonstrado que, dependendo da energia utilizada, alterações morfológicas na superfície dentinária incluem fusão e recristalização assim como formação de crateras (Dederich, 1993; Frentzen e Koort, 1990; Goodis et al, 1997 Ariyaratnam et al., 1999; Mc Donald et al, 2001).

As modificações teciduais relacionadas diretamente com o processo adesivo, são de grande interesse para a dentística operatória e restauradora. No entanto, esta indicação não foi ainda aprovada pelo FDA, podendo somente ser utilizada em situações experimentais.

Pesquisas relacionando o tratamento do esmalte e dentina com o laser de Nd:YAG e testes de força de união por cisalhamento, tração ou microtração com a resina composta, têm demonstrado resultados similares (Shaw et al 1993, Ariyaratnam et al, 1999; Matos et al, 1999), inferiores (White et al, 1991a; Shaw et al 1993, Ariyaratnam et al, 1997; Matos et al, 1999) ou superiores (White et al, 1991b; Gonçalves e Araújo, 1999; Matos et al, 2000) de força de união aos obtidos com o tratamento convencional sem o uso do laser. Resultados inferiores, seriam ocasionados pelo fato de que o laser de Nd: YAG, apesar de ser apenas parcialmente absorvido pela dentina, pode aquecê-la até a temperatura de fusão (Dederich, 1993). Quando esta temperatura é atingida, ocorre vaporização do tecido, e a fase mineral liquefeita é ejetada por micro-explosões e pelo plasma formado, resolidificando-se na superfície (Ariyaratnam et al, 1999). Sendo assim, a superfície da dentina tratada com este laser, apresenta-se parcialmente obliterada, diminuindo deste modo a penetração do adesivo na dentina. Já os resultados similares ao método tradicional, ou superiores, ocorreram em geral quando o laser foi aplicado sobre o agente adesivo, antes da sua polimerização (Gonçalves e Araújo, 1999; Matos et al, 1999; Matos

et al, 2000). Neste caso, a dentina parece fundir-se com o adesivo, formando então um novo tecido, constituído de hidroxiapatita recristalizada e monômero resinoso, garantindo assim a afinidade química da dentina com a resina composta (Matos et al, 1999). Esta hipótese parece bastante interessante, uma vez que este tecido híbrido permanentemente modificado, além de contribuir de maneira positiva na força de união, pode apresentar também outras características benéficas, como menor permeabilidade, maior microdureza e resistência aos ácidos bucais. Existem poucos estudos utilizando esta técnica, apesar dos resultados favoráveis que esta parece desempenhar. Sendo assim, poucas densidades de potência e adesivos foram testadas nesta maneira até agora.

O objetivo deste estudo foi, então, o de investigar o estado-da-arte do uso do laser na odontologia e avaliar a resistência da união de um adesivo à dentina, quando esta é irradiada com um laser de Nd:YAG após a aplicação do adesivo e previamente à sua polimerização, utilizando-se três densidades de potência diferentes. A hipótese testada é a de que o adesivo, sendo transparente ao comprimento de onda do laser de Nd:YAG, não sofre vaporização. A dentina, no entanto, irradiada com densidades de potência baixas, sofre um aquecimento de alguns graus Celsius (mas permanecendo bem abaixo do seu ponto de fusão), permitindo um maior escoamento do adesivo para o seu interior. O teste de resistência à união utilizado para este fim foi o de microtração.

A fim de analisar-se a morfologia da interface adesiva foi utilizada a técnica de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Um controle sobre as alterações de temperatura ocorridas no interior do dente se faz também importante, uma vez que a dentina é um tecido vivo, em íntima relação com a polpa – tecido responsável pela vitalidade dental - e o aumento de temperatura pode ocasionar danos até irreversíveis ao órgão dental. A elevação da temperatura na polpa foi então medida experimentalmente através de termopares fixados na mesma, bem como a variação da temperatura em função da profundidade estimada através de um modelo matemático. O objetivo da utilização destas duas formas de análise foi para fins comparativos, observando-se assim, a validade ou não do modelo matemático neste caso.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Visto este trabalho envolver duas áreas de natureza distintas - a odontologia e a engenharia - torna-se conveniente a descrição de alguns conceitos básicos, para que profissionais de ambas as áreas que vierem a lê-lo possam ter um completo entendimento.

2.1 Dente

Os dentes, formados por tecidos diferenciados e de origem embriológica diversa, são constituídos por um tecido conjuntivo frouxo – a polpa – que é protegida e contida por dois tecidos mineralizados: a dentina e o esmalte. A dentina, que participa da constituição da coroa e da raiz, apresenta uma cavidade central onde se aloja a polpa. Ao nível da coroa do dente, a dentina é recoberta pelo esmalte ao passo que a parte implantada no osso alveolar (raiz) é revestida pelo cimento (figura 1).

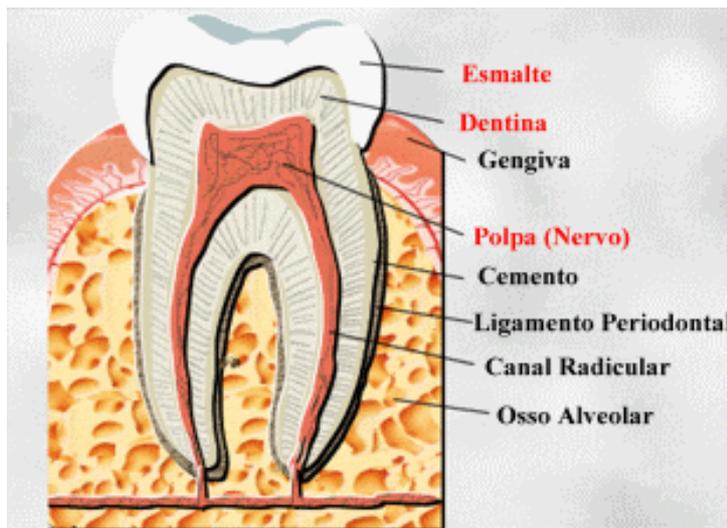


Figura 1: Figura esquemática mostrando o corte de um dente e sua estrutura interna.

2.1.1 Esmalte:

Devido ao seu alto conteúdo de sais minerais e seu arranjo cristalino, o esmalte é o tecido calcificado mais duro do organismo humano. Ele cobre a coroa dos dentes, formando uma capa resistente, tornando-os adequados para a mastigação. É composto por 96 a 98% de matéria inorgânica, sendo os 2 a 4% restantes representados por matéria orgânica e água. O componente inorgânico do esmalte é constituído principalmente de apatita na sua forma hidróxi, fluoro ou carbono, sendo os dois maiores componentes inorgânicos o cálcio e o fósforo.

Micromorfológicamente, a unidade estrutural básica do esmalte é o prisma, que apresenta secção pentagonal ou hexagonal, com tamanho variável de 2 a 7 μm e espessura aproximada de 4 μm (Serra e Ferreira, 1981). Os prismas originam-se próximos a junção amelo-dentinária (junção entre esmalte e dentina), seguindo um curso tortuoso nos 2/3 mais internos de sua estrutura até enfileirarem-se paralelamente no seu terço mais externo.

Os prismas mantêm-se unidos por uma substância interprismática, que representa a pequena parte orgânica (1 a 4%) do esmalte.

Em termos de propriedades físicas, o esmalte apresenta uma dureza muito alta, variando de 200 a 500 Knoop (Caldwell et al, 1957). Também possui um alto módulo de elasticidade e uma resistência à tração relativamente baixa, característica indicativa de um material muito frágil, que só não se fratura facilmente, devido à alta resistência à compressão da dentina subjacente (Chain, M. C. & Baratieri, L. N., 1998).

2.1.2 Dentina:

A dentina constitui a maior parte do dente. Como qualquer tecido vivo, ela consiste de células especializadas, os odontoblastos e uma substância intercelular. Em suas propriedades físicas e químicas a dentina se assemelha muito ao osso. Ao contrário do esmalte, que é muito duro e frágil, a dentina está sujeita a deformações leves e é altamente elástica. É mais dura que o osso, mas consideravelmente mais mole que o esmalte.

Quanto à composição química, a dentina consiste de 30% de matéria orgânica (20% substância orgânica e 10% água), e 70% de material inorgânico. A substância orgânica consiste de fibrilas colágenas e uma substância fundamental de mucopolissacarídeos. Pela difração de Rx têm sido mostrado que o componente inorgânico consiste de hidroxiapatita como no osso, cimento e esmalte. Cada cristal de hidroxiapatita é composto por vários milhares de unidades. Cada unidade tem a fórmula de $3Ca_3(PO_4)_2Ca(OH)_2$. A dentina também contém pequenas quantidades de fosfatos, carbonatos e sulfatos (Avery, 1978).

Estruturalmente, a dentina é composta por túbulos dentinários, os quais são pequenos canais cônicos preenchidos com fluídos tissulares e processos odontoblásticos. No interior dos túbulos há uma camada de dentina hipermineralizada, denominada de dentina peritubular ou intratubular (Tem Cate, 1994; Chain e Baratieri, 1998). A dentina localizada entre os túbulos dentinários é chamada de dentina intertubular e consiste basicamente de fibrilas colágenas do tipo I e cristais de hidroxiapatita (Figura 2).

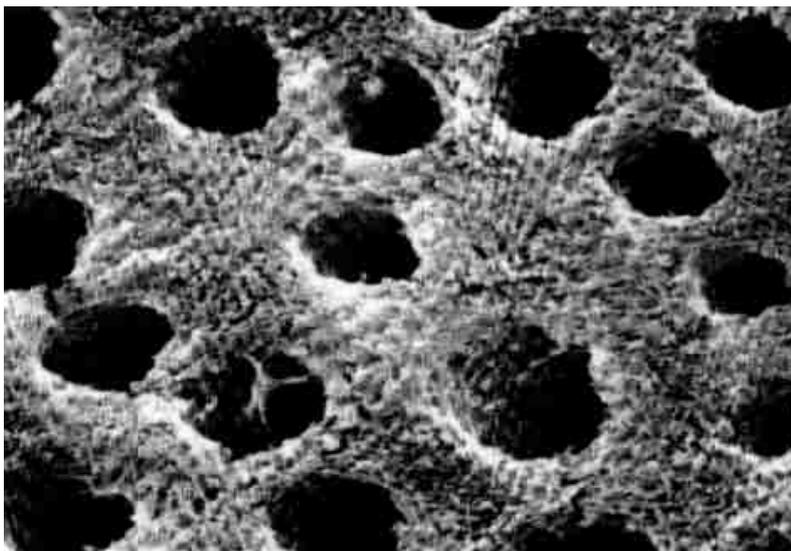


Figura 2 - Dentina condicionada com ácido. O ácido provoca uma desmineralização, abrindo os canalículos e deixando uma zona externa rica em fibras colágenas.

2.1.3 Polpa:

A polpa é constituída por um tecido conjuntivo frouxo que preenche a cavidade pulpar do dente. Ricamente inervada e vascularizada, a polpa apresenta todos os elementos do tecido conjuntivo: substância fundamental, fibras e células. Durante o ciclo biológico do dente, a polpa desempenha várias funções: a de defesa, formação, sensitiva e nutritiva.

2.2 Laser

A palavra laser é um acrônimo para “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation”.

O laser pode ser definido como um aparelho conversor de energia, que gera energia eletromagnética (luz) a partir de um outro tipo de energia que pode ser elétrica, eletromagnética, química, etc.

O princípio utilizado para gerar a luz laser é o de um amplificador com realimentação positiva (oscilador), onde um meio ativo capaz de amplificar luz através de emissão estimulada é colocado entre dois espelhos, que funcionam como retroalimentadores, devolvendo a luz produzida no meio para o seu interior novamente (oscilação). Um dos espelhos apresenta refletividade total, enquanto o outro é semi-transparente, refletindo parte da luz incidente e deixando passar uma fração da luz para o meio externo. Esta fração de luz constitui-se na luz laser (Figura 3). Esta luz terá características bem definidas de acordo com o tipo de meio ativo (que pode ser sólido, líquido, gás ou plasma) e da geometria do conjunto de espelhos (raios de curvatura, distância entre eles, etc).

As principais diferenças da luz laser para a luz gerada por outros tipos de fontes são a sua direcionalidade (luz colimada), a monocromaticidade (uma só cor) e a coerência (luz organizada no tempo e no espaço). Estas propriedades do feixe do laser são de grande importância do ponto de vista de processamento de materiais e de aplicações de medidas ópticas.

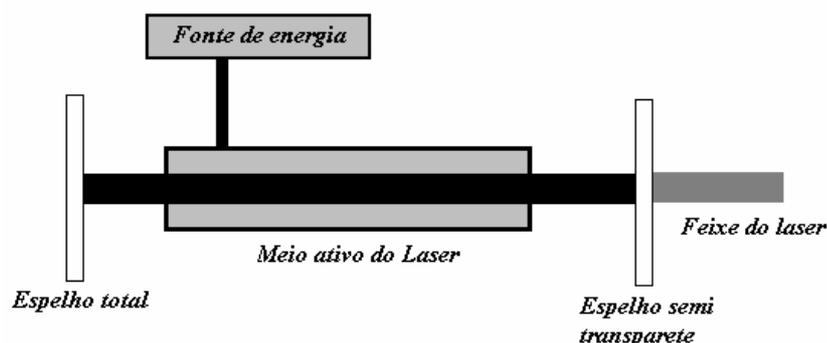


Figura 3: Desenho esquemático de um laser. A fonte de energia fornece energia suficiente para o meio ativo se tornar um amplificador de luz. Dois espelhos fazem a retroalimentação da luz gerada no meio, dando início a oscilação laser. Um dos espelhos é semitransparente, deixando escapar parte da radiação em forma de luz laser.

2.2.1 Interação laser-tecidos biológicos

A interação da radiação laser com os diferentes tecidos biológicos é feita pela transferência de energia para estes tecidos e dependerá das propriedades da radiação laser, como seu comprimento de onda, características temporais de emissão contínua ou pulsada e densidade de energia assim como das propriedades ópticas do tecido alvo.

Apesar das complexidades estruturais e morfológicas, os tecidos orgânicos podem ser considerados, do ponto de vista óptico, como meios homogêneos e isotrópicos, em que a propagação da luz é descrita através de propriedades ópticas fundamentais, como reflexão, absorção, transmissão e difusão. Quando a luz laser atinge o tecido alvo, estes quatro efeitos ou interações podem ocorrer (figura 4):

Reflexão: é a primeira interação a ocorrer, onde uma fração da radiação é refletida de volta, de modo direto ou difuso. A reflexão limita a quantidade de energia que entra no tecido.

Absorção: é o tipo de interação mais benéfico, sendo a responsável pelos efeitos fototérmicos no tecido, permitindo a vaporização pretendida no tratamento odontológico.

Transmissão: a energia passa diretamente através do tecido, sem interagir.

Espalhamento (difusão da luz): a luz se espalha dentro do tecido num processo de múltiplas difusões. Este processo é afetado pelo grau de absorção, onde uma alta absorção minimiza o espalhamento. O espalhamento distribui a energia por um volume de tecido mais amplo que o irradiado, dissipando os efeitos térmicos.

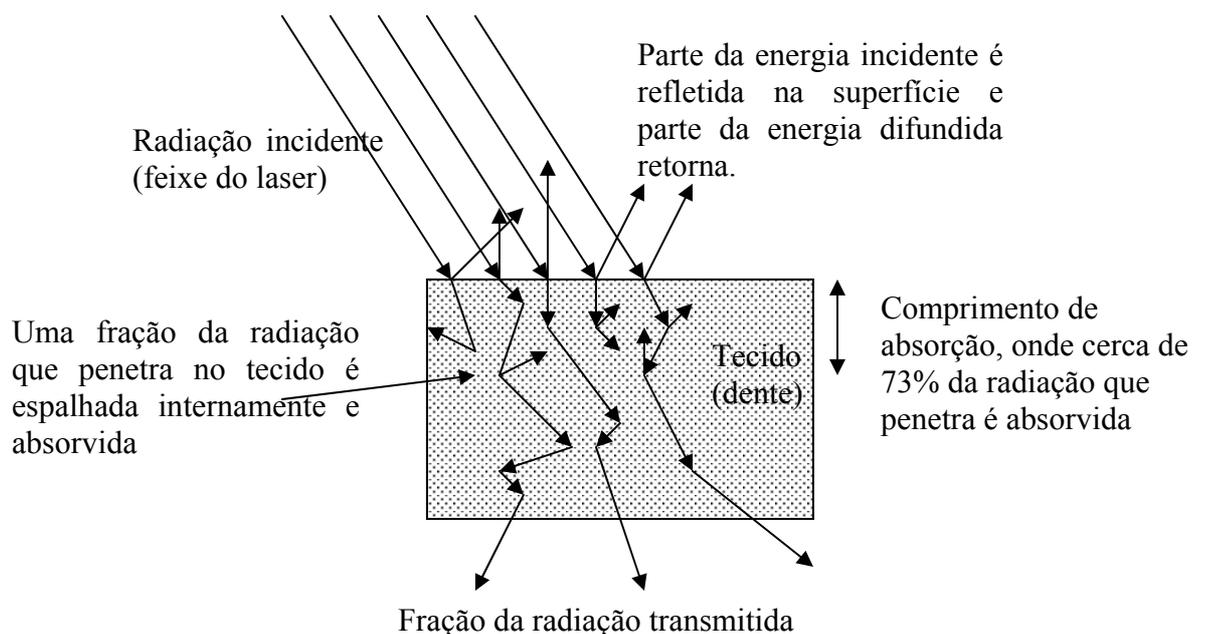


Figura 4: Diagrama dos fenômenos ópticos que ocorrem durante a interação entre radiação luminosa e tecido.

A energia laser absorvida em qualquer tecido é a soma das absorções de cada um dos componentes do tecido. Uma vez que o corpo humano é constituído majoritariamente por água, a absorção da luz pela água é de fundamental importância para aplicações biomédicas. Os elementos do tecido que exibem um alto coeficiente de absorção de um particular comprimento de onda ou por uma região do espectro são chamados cromóforos. Além da água, cromóforos como a melanina, a hemoglobina, as proteínas, e no caso dos tecidos dentais duros, a hidroxiapatita, exercem significativa influência sobre a interação da radiação e o tecido (figura 5).

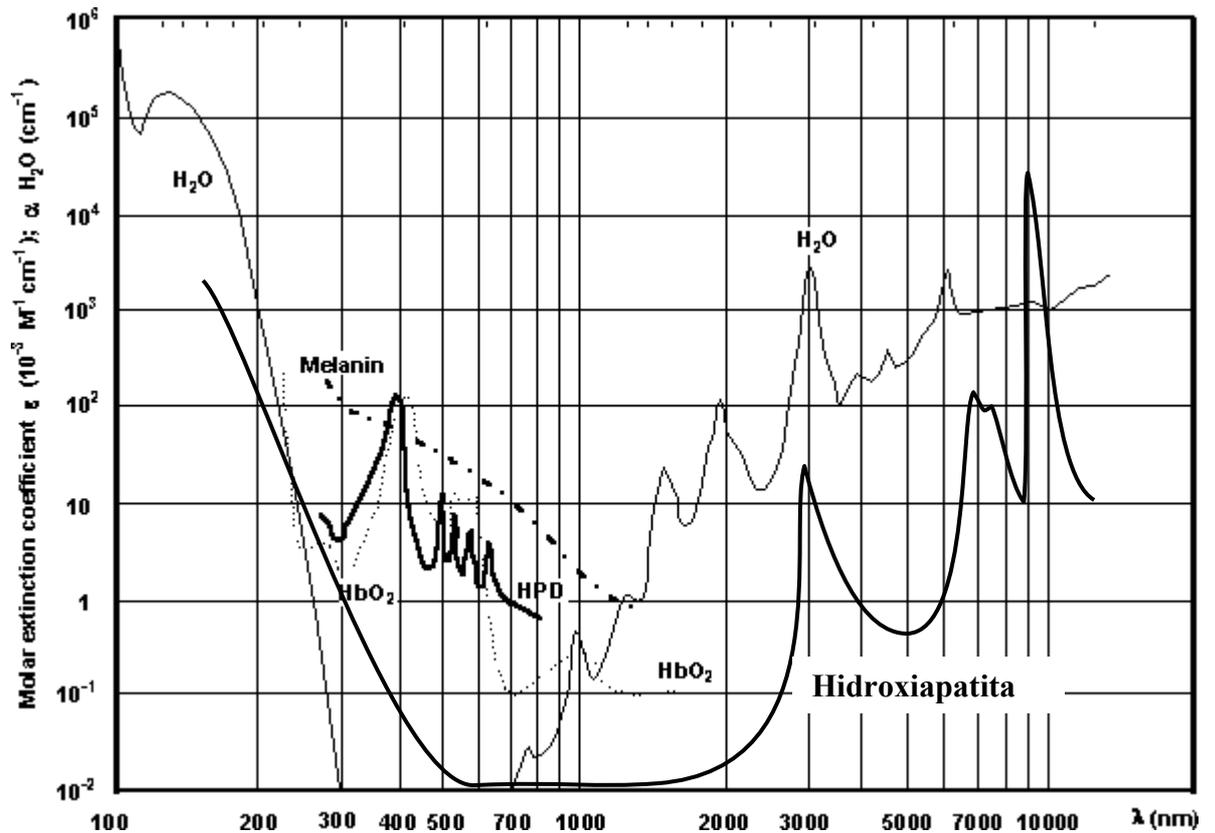


Figura 5: Espectro de absorção da hidroxiapatita, água e principais cromóforos dos tecidos biológicos em função do comprimento de onda. O laser de Nd:YAG tem comprimento de onda de 1060 nm.

Outra característica da terapia a laser que deve ser considerada antes de se selecionar esta modalidade de tratamento é a profundidade de penetração da radiação (ou comprimento de extinção), que representa a distância em que a intensidade é reduzida a um fator de $1/e$ ($e \sim 2,7$) pela absorção. Esta medida é definida como $L = 1/\alpha$, onde α é o coeficiente de absorção do tecido, conforme a lei de Lambert-Beer, que pode ser escrita matematicamente como:

$$I(z) = I_0 e^{-\alpha z} \quad (1)$$

Esta Lei descreve como se comporta o decréscimo exponencial da intensidade luminosa $I(z)$ em um material devido à absorção pelo meio. Quanto maior o coeficiente de absorção α mais rapidamente a radiação diminui de intensidade ao penetrar no tecido

A figura 6 mostra a profundidade de penetração de vários lasers usados em aplicações biomédicas.

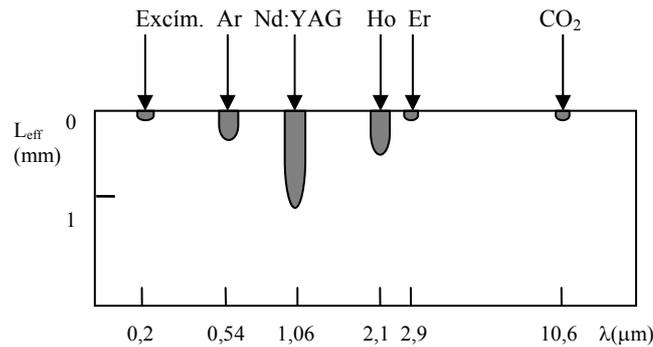


Figura 6 - Profundidade de penetração de diversos lasers em tecidos pigmentados.

Como pode ser observado na figura 6, comprimentos de onda ultravioleta, como por exemplo os emitidos por laser de excímero (190-350nm) são muito bem absorvidos pelas principais substâncias orgânicas. Reação similar também pode ser observada nos comprimentos de onda infra-vermelhos como os dos lasers de Ho:YAG, Er:YAG e CO₂ (2-10 μm), que sofrem grande absorção principalmente devido ao conteúdo aquoso dos tecidos. Nestes casos, a profundidade de penetração da radiação é da ordem de décimos de micrometros e a influência do fenômeno de difusão na propagação pode ser desconsiderada. Na banda óptica do espectro entre 450-570 nm, onde o laser de Argônio emite, os efeitos de absorção e difusão são comparáveis, e a profundidade de penetração se encontra entre 100μm e 1mm. Na região espectral do vermelho e infra-vermelho próximo (600 nm - 1,5 μm), os tecidos apresentam uma janela de transmissão para a radiação eletromagnética. A difusão predomina sobre a absorção nesta banda, à qual os lasers de diodo, Nd-YAG e He-Ne pertencem. Conseqüentemente, a profundidade de penetração, na ordem de 1-5 mm, é determinada mais pelo fenômeno de múltipla difusão que por absorção. A tabela 1 mostra exemplos que indicam a profundidade de penetração eficaz (ou seja, aquela que leva em conta os efeitos da difusão) para certos tipos de tecido irradiados no infravermelho próximo.

Tabela 1: Coeficientes de absorção e profundidade de penetração (absoluto e eficaz), para certos tecidos, medidos em vários comprimentos de onda na região do infravermelho próximo (DEKA M.e.l.a)

Tecido	λ [nm]	α [cm ⁻¹]	α_{eff} [cm ⁻¹]	L [μm]	L_{eff} [μm]
Esmalte	1053	<1.0	6.7	>10000	1490
Dentina	1053	4	56	2500	180
Osso	1064	0.5	13.4	20000	746
Pele	633	2.7	39	3700	256
Sangue	960	2.8	65	3570	154
Fígado	1064	0.3	11.6	33000	860

Uma vez absorvida pelos tecidos, os efeitos causados pela radiação laser podem ser: efeitos fotoquímicos, fototérmicos, fotomecânicos e fotoablativos.

• **Efeitos Fotoquímicos:** são provenientes de dois processos: 1- rompimentos diretos das ligações químicas através de comprimentos de onda bastante energéticos, na faixa do ultravioleta. Estes efeitos são observados utilizando-se de baixa densidade de potência (W/cm²) e

longo tempo de exposição em segundos com emissão contínua. Dentro dos efeitos fotoquímicos podemos incluir a biomodulação, que é o efeito da luz laser sobre processos moleculares e bioquímicos que normalmente ocorrem nos tecidos (como por exemplo na cicatrização e no reparo de feridas) e a terapia fotodinâmica (PDT), que é um processo pelo qual o uso terapêutico do laser induz reações teciduais para o tratamento de processos patológicos, como por exemplo tumores. 2- rompimento direto das ligações moleculares por fótons de alta energia (ultravioleta) com duração de pulso que varia de 10 a 100 ns, e densidade de potência razoavelmente elevada de 107 a 1010 W/cm², propiciando a possibilidade de ruptura de ligações, com geração de radicais livres, e modificações na condutividade e constante dielétrica dos tecidos. Os efeitos resultantes deste processo incluem a fotoablação que se refere à remoção de tecido através da radiação ultravioleta. Normalmente lasers de Excímeros, que produzem radiação com comprimentos de onda abaixo de 200 nm são utilizados para desintegrar tecidos pois a energia de seus fótons é maior do que a energia de ligação entre os átomos das moléculas orgânicas. O processo é considerado “frio” pois a radiação laser remove tecido pela quebra das ligações químicas, vaporizando o material, sem produzir aquecimento. Este processo pode ser aplicado clinicamente especialmente em cirurgias oculares a laser.

- **Efeitos Fototérmicos:** A maior parte das aplicações biomédicas do laser, é baseada na conversão de energia eletromagnética em energia térmica, utilizando-se de fótons menos energéticos (infra-vermelho), que uma vez absorvidos por átomos ou moléculas orgânicas, os levam à um estado excitado e vibracional, levando à um aumento da temperatura. Macroscopicamente, os efeitos biológicos do tipo fototérmicos podem ser classificados de acordo com diferentes processos termodinâmicos, em zonas de hipertermia, coagulação, vaporização e carbonização tecidual (Figura 7).

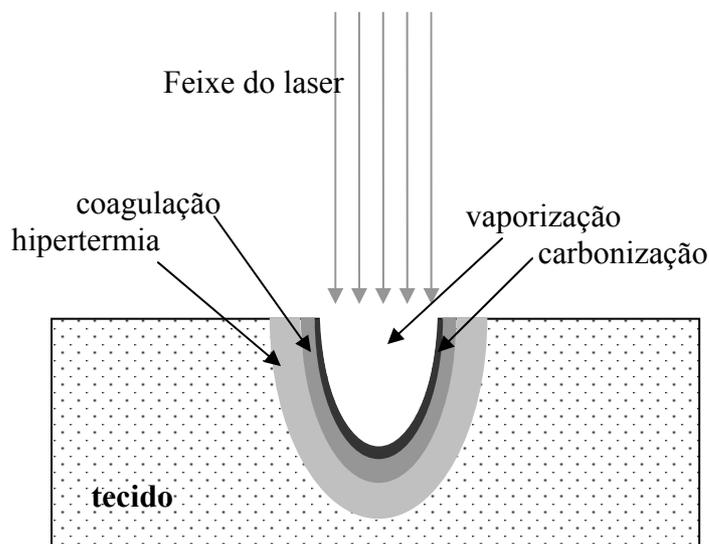


Figura 7: Efeitos térmicos localizados nos tecidos biológicos.

Os efeitos térmicos mais úteis para tecidos moles envolvem principalmente as propriedades de corte, vaporização e hemostasia de alguns lasers, como o de CO₂. Temperaturas abaixo de 60°C em geral se manifestam como hipertermia, que para pequeno tempo de exposição não produzem efeitos irreversíveis. Entre 45°C e 50°C mudanças enzimáticas ocorrem, e é desenvolvido edema. Acima de 60°C, ocorre denaturação protéica acompanhada por coagulação de elementos do sangue. Ao se atingir os 100°C, pode-se assumir, qualitativamente, que o processo de vaporização inicia, principalmente devido ao aquecimento da água nos tecidos, que com contínua radiação levará à desidratação do tecido, e a formação de bolhas de vapor que se

romperão explosivamente permitindo o escape do vapor (efeito “pipoca”). Uma vez que a água presente nas células evaporou completamente, a temperatura tecidual aumenta rapidamente, atingindo valores entre 300°C e 400°C, ponto no qual começa a ocorrer a carbonização do tecido, provocando a saída de gás ou fumaça. A vaporização junto com a carbonização levam à decomposição dos constituintes do tecido.

- **Efeitos Fotomecânicos:** os efeitos fotomecânicos são limitados a energias altas e pulsos curtos, como os desenvolvidos pelos sistemas laser operando em regime “Q-Switched” ou “mode-locked”. São gerados juntamente com processos de natureza puramente térmica. São expressos como pulsos de pressão que são propagados no ar em frente à superfície irradiada e no tecido propriamente dito. Dependendo do tipo de interação, a onda de pressão poderá ser do tipo acústica, ou seja, baixa pressão viajando na velocidade do som, ou ondas de choque, que viajam em velocidades subsônicas e são caracterizadas por altos picos de pressão. Os pulsos de pressão no tecido são gerados durante a radiação com laser, seguindo-se de uma rápida expansão local devido ao aquecimento induzido. Em certas condições específicas, este processo pode ser também capaz de remover ou danificar o tecido irradiado, como acontece nos processos de fotoablação e fotofragmentação (formação de plasma).

Os principais processos de remoção de tecidos duros com laser são:

Vaporização: quando a temperatura de superfície atinge valores iguais ou superiores ao ponto de fusão (~ 1250°C). É um processo com presença de ondas de tensão.

Remoção explosiva de tecido mediado pela água: altas pressões são geradas pelo rápido aquecimento de camadas sub-superficiais confinadas de água. Pode ocorrer à temperaturas de superfície bem abaixo (~ 200°C) do ponto de fusão dos tecidos duros (900°C-1200°C). Esta vaporização explosiva representa um dos principais processos usados em técnicas cirúrgicas, onde uma remoção controlada e precisa de tecido pode ser obtida, e especialmente com mínimos efeitos colaterais de natureza térmica. Efeitos de natureza fotomecânica como ondas de pressão, por outro lado, não podem ser negligenciados.

Remoção de tecido mediada por plasma: utilizando-se radiação laser com energia muito alta e pulsos curtos pode ocorrer a formação de plasma nas imediações da superfície irradiada. Plasma pode ser definido como uma fase gasosa neutra com uma significativa fração de partículas ionizadas. Devido ao elevado coeficiente de absorção da região ionizada, esta produz o efeito de um anteparo separando a superfície do tecido do raio incidente. Sendo assim, condições de temperatura e pressão se desenvolvem no plasma, e sua subsequente expansão gera ondas de choque que podem causar a fragmentação e remoção local do tecido. Este mecanismo é praticamente independente da absorção e pode ocorrer em materiais transparentes bem como no ar (“optical breakdown”) (Frentzen e Koort, 1990).

2.2.2 Tipos de laser empregados na Odontologia

Conforme já foi previamente mencionado, o efeito terapêutico de um laser é função de suas variáveis, bem como das características de absorção do tecido tratado.

Os lasers podem emitir desde baixas até altas densidades de potência ou energia. Os lasers de alta densidade de potência causam em geral efeitos térmicos (corte, vaporização tecidual e hemostasia). Já os lasers com baixa densidade de potência podem ocasionar efeitos analgésicos e de bioestimulação, isto é, produção de uma resposta fisiológica a nível celular, com aumento de atividade funcional (Eduardo et al, 1995).

Lasers de Hélio-Neônio e diodo (Ga-Al-As) são exemplos de laser de baixa densidade de potência. Conforme o acima citado, estes lasers são usados principalmente por suas propriedades

de bioestimulação e analgesia, apresentando grande aplicabilidade na cavidade oral como no controle de dores pós-operatórias, quadros de hipersensibilidade dentinária, em queilites angulares, trismos, parestesias e estimulando a reparação tecidual de lesões bucais como úlceras aftosas e herpes simples (Saito et al, 1994; Eduardo et al, 1995, Cecchini et al, 1995). O mecanismo de ação que faz com que estas propriedades ocorram, não está ainda totalmente explicado.

Os lasers de alta densidade de potência mais empregados na odontologia são os de CO₂, Ar, Ho:YAG, Er:YAG e Nd:YAG.

As características de cada um destes lasers serão brevemente descritas abaixo:

- CO₂ (Dióxido de Carbono): O laser de CO₂ (comprimento de onda de 10,6 μm) têm uma boa absorção em água e moderada em hidroxiapatita. Este comprimento de onda é muito usado para procedimentos cirúrgicos. Uma desvantagem, no entanto, é que este laser não permite a utilização de fibra óptica, não podendo assim ser operado em contato com o tecido. Como é absorvido pela estrutura dental, pode ser usado também para preparo de cavidades e também em prevenção, onde aumenta a dureza superficial do esmalte, aumentando assim a resistência à cárie (principalmente quando empregado junto com flúor-fosfato-acidulado).

- Argônio: O laser de Ar (comprimento de onda de 488 nm e 514 nm) é bem absorvido por tecidos pigmentados como melanina e hemoglobina, podendo ser utilizado em cirurgias orais. A transiluminação de cáries com este laser, visando a detecção da presença de tecido cariado na estrutura dental, têm se mostrado um recurso adicional de diagnóstico ao cirurgião dentista. Também seu uso para a fotopolimerização das resinas dentais (no comprimento de onda de 488 nm) é possível, sendo o tempo de cura bastante reduzido quando comparado ao das unidades fotopolimerizadoras convencionais (lâmpadas halógenas de quartzo ou tungstênio) e, além disso, as propriedades físicas e mecânicas da resina assim polimerizada parecem ser melhoradas. No campo de clareamento dental este laser também têm sido empregado, atuando no aquecimento de peróxido de hidrogênio.

- Ho:YAG (Holmium: Yttrium Aluminum Garnet): O laser de Ho:YAG (comprimento de onda de 2120 nm) emite próximo ao pico de absorção da água. Devido à sua capacidade de ser absorvido pela água e também de proporcionar coagulação, é uma excelente escolha para cirurgias de precisão em cartilagens e tecidos duros similares, cirurgias orais maxilofaciais bem como artroscopia da articulação temporomandibular, somando-se ao seu uso em tecidos moles. Também já foi comprovado que este laser é viável na prevenção de cáries (aumenta a microdureza e absorção de flúor pelo esmalte).

- Er:YAG (Erbium: Yttrium Aluminum Garnet): O laser de Er:YAG (comprimento de onda de 2940 nm) é altamente absorvido pela água e hidroxiapatita. Sendo assim, possibilita o preparo cavitário em esmalte e dentina bem como a remoção de cárie. Também aumenta a microdureza do esmalte e dentina podendo ser usado em prevenção. Em 1997 este laser foi liberado para o uso clínico em tecidos duros pelo FDA. O seu uso para cirurgia em tecido mole também está indicado.

- Nd:YAG (Neodymium: Yttrium Aluminum Garnet): O laser de Nd:YAG (comprimento de onda de 1064 nm) é o mais comumente utilizado na odontologia. Sendo o laser empregado neste estudo, uma descrição mais detalhada de suas características encontra-se relatada no próximo item.

A tabela 2 mostra várias aplicações do laser na odontologia.

Tabela 2- Aplicações dos lasers na odontologia.

Aplicações	Tipos de laser
Pesquisa básica Interação laser-tecido	Todos os tipos
Desenvolvimento tecnológico para aplicação de lasers em odontologia.	Todos os tipos
Metrologia e diagnóstico Holografia	HeNe, diodos
Fluxometria Doppler	HeNe, diodos
Espectroscopia (diagnóstico de cáries)	Ar, diodo
Cirurgia oral e maxilofacial Corte e coagulação	CO ₂ , Nd: YAG, Rubi, Ho: YAG
Odontologia conservadora Prevenção (selamento de fissuras e previamente à aplicação tópica de flúor)	CO ₂ , Nd: YAG, Ar, Er: YAG, Ho: YAG
Tratamento de cáries	CO ₂ , Nd:YAG, Er:YAG, Excímero
Fotopolimerização de resinas compostas	Ar, HeCd
Condicionamento da superfície Dentária	Excímero , Nd:YAG, Er:YAG, CO ₂
Clareamento dental	Ar
Endodontia Tratamento endodôntico	Nd:YAG, CO ₂ , Excímero, Ho:YAG
Apicectomia	CO ₂ , Nd:YAG, Er: YAG
Periodontia Após raspagem radicular	CO ₂ , Excímero , Nd:YAG
Excisão de tecidos moles gengivais	CO ₂ , Nd: YAG
Efeitos analgésicos e bioestimulação	HeNe, diodo.
Soldagem de próteses	Nd:YAG

2.2.3 O laser de Nd:YAG

O laser de Nd:YAG é um laser de estado sólido, cujo meio ativo consiste de um cristal sintético de YAG (Yttrium Aluminum Garnet), dopado com íons de Nd⁺³ que são adicionados

como impurezas. A percentagem de íons de Nd no cristal hospedeiro YAG é de 1- 4% em peso (Ranni Ariere). A excitação destes íons se dá através de bombeamento óptico, utilizando-se lâmpadas de flash.

O laser de Neodímio apresenta muitas aplicações em pesquisa, indústria e medicina, e vêm sendo utilizado experimentalmente na odontologia desde 1970 (Midda e Renton-Harper, 1991). Emite normalmente em comprimento de onda de 1064 nm, com a grande vantagem de ser transmitido através de fibra óptica de quartzo, o que não é possível com lasers que emitem acima de 2000 nm. Sua absorção pela água e hidroxiapatita é pequena, ao passo que é parcialmente absorvido pela hemoglobina e melanina, os principais cromóforos absorvedores dos tecidos biológicos (Kutsch, 1993). Devido a este fator, quando aplicado em estrutura dentária, como no caso do esmalte e dentina, recomenda-se pincelar na superfície a ser irradiada um corante que apresente absorção (como por exemplo, tinta nankin). Este irá funcionar como um iniciador, propiciando maior absorção, causando assim uma melhor ação do laser (Eduardo et al, 1995; Roeney et al, 1994). Há, no entanto, alguma controvérsia em relação à esta prática, sendo que alguns estudos, não dão suporte à essa teoria de que a presença de corante possa alterar o limiar de ablação do laser com a dentina (Ariyaratnam, 1999; Mc Donald et al, 2001).

A utilização do laser de Nd:YAG se estende para diversas áreas da odontologia, tais quais: cirurgia oral, periodontia, endodontia, prevenção, dentística e soldagem de próteses. Este estudo se concentrou na área da dentística. Nesta área, existem algumas vantagens em relação ao uso do laser de Nd:YAG, como obtenção de analgesia durante o procedimento evitando o uso de agulhas; efeito bactericida; menor sensibilidade pós-operatória devido à diminuição da permeabilidade da dentina; selamento de fissuras; remoção seletiva de tecido cariado; modificação da superfície dentinária e melhor acesso às cáries subgingivais após o corte ou vaporização de tecido gengival com este mesmo laser (Bassi et al; 1994).

2.2.4 Interação laser Nd: YAG / dentina

Embora absorvido apenas parcialmente pela dentina, o laser de Nd:YAG poderá aquecê-la até o ponto de carbonização (600-800°C). Este ponto, segundo Dederich (1993), marca a “iniciação”, onde o escurecimento causado pela carbonização, gera um aumento abrupto da absorção, evidenciando os efeitos clínicos.

Após a “iniciação”, a energia absorvida irá fundir e/ou vaporizar o material orgânico e inorgânico, resultando em micro-explosões e ejeção da fase mineral liquefeita, que resolidificará na superfície (Ariyaratnam et al, 1999).

Micro-rachaduras podem ser causadas pelo vapor e expansão dos tecidos mineralizados (Frentzen e Koort, 1990). A intensidade dos efeitos causados dependerá, no entanto, do comprimento de onda, densidade de potência e tempo de duração dos pulsos empregados.

Segundo White et al (1993a), antes de atingir-se o limiar de alteração física, em que modificações perceptíveis ocorrem na estrutura da dentina, alterações químicas devem ocorrer, sendo estas caracterizadas primeiro como alterações na matriz de colágeno. O colágeno, sendo de natureza orgânica, sofre denaturação à baixas temperaturas, podendo inclusive sofrer carbonização em temperaturas bem abaixo das que iriam causar alterações químicas significantes na matriz inorgânica da dentina. Ainda de acordo com White et al (1996) o laser de Nd:YAG é capaz de modificar a superfície da dentina deixando-a mais dura, uma vez que o laser remove o componente orgânico e aumenta o conteúdo mineral na sua composição.

A fusão e resolidificação ocorridas na dentina pela irradiação com o laser de Nd:YAG, causa um selamento total ou parcial dos túbulos dentinários. Esta modificação física combinada com a coagulação das proteínas presentes no fluido dentinário, deve diminuir a permeabilidade

da superfície, diminuindo assim a sensibilidade dentinária e prevenindo a penetração de agentes irritantes (White et al., 1993a; Liu et al, 1997; Matos et al, 1999).

A irradiação do esmalte e dentina com laser de Nd: YAG promove também um efeito de proteção contra o ataque de ácidos (Yamamoto e Sato, 1980; Schaller et al, 1997). Neste sentido, Kinney et al (1996), exploraram as alterações morfológicas ocorridas na dentina quando tratada no limiar de ablação de dois tipos diferentes de lasers (Nd:YAG e Ho:YAG), bem como avaliaram a eficácia da superfície tratada por laser em resistir à desmineralização em uma solução de gel ácido. Como resultado, o laser de Nd: YAG produziu significativa recristalização e crescimento de grãos de apatita, sem a formação de segundas fases, tais como β -tricalcio fosfato. Esta superfície recristalizada apresentou resistência à desmineralização; entretanto, esta camada não promoveu proteção à dentina subjacente devido à presença de rachaduras e espaços macroscópicos que permitiram a penetração do gel desmineralizante.

O ângulo do laser em relação ao alvo também pode ser um fator determinante de quanta energia será absorvida pela dentina e conseqüentemente das alterações morfológicas induzidas pelo laser. Esta possibilidade foi verificada por Anic et al (1998), que compararam as alterações morfológicas na superfície da dentina induzidas por laser irradiado perpendicular ou paralelamente à superfície. Os lasers utilizados foram Argônio, CO₂ e Nd:YAG. Quando o feixe de laser foi utilizado paralelo à dentina, os efeitos da energia laser variaram de nenhum efeito até uma erosão e fusão da dentina. Quando o feixe de laser foi utilizado perpendicular à superfície, todos os três lasers produziram crateras bem-definidas. As crateras produzidas pelo laser de Nd:YAG apresentaram uma superfície derretida, recristalizada e vítrea, recoberta por inúmeras esferas de dentina derretida que sofreram ablação da superfície.

Ariyaratnam et al (1999), demonstraram através de análise perfilométrica que a dentina irradiada por laser de Nd:YAG produziu uma superfície mais rugosa que a dentina não tratada, levando à pressupor que a superfície dentinária irradiada por laser possa promover uma união ao adesivo dentinário através de microretenção mecânica. Esta hipótese também já havia sido levantada por Cooper et al (1988).

Lan et al (2000) conduziram um estudo para comparar as alterações morfológicas após a aplicação de laser de Nd:YAG e CO₂ em superfície dentinária, na presença e ausência da lama dentinária. Como conclusão, tanto o tipo de laser como a presença ou não de lama dentinária tiveram uma influência significativa nas alterações morfológicas produzidas na dentina. A irradiação com laser de Nd:YAG com ou sem a lama dentinária resultou em formação de crateras, bem como significativa fusão e recristalização da superfície. No entanto, estes efeitos foram mais significantes nas amostras cobertas pela lama dentinária.

Em relação ao tempo de duração do pulso, Mc Donald et al (2001), pesquisando a profundidade das crateras formadas por laser de Nd: YAG operando com pulsos de duração na faixa dos ms e ps, observaram não haver evidência de carbonização e trincas nas crateras produzidas pelo laser operado em ps. Já no grupo de ms, áreas de carbonização e trincas foram visíveis nas bordas e ao longo das paredes das crateras. Segundo os autores, isto pode ser atribuído à uma deposição de energia em intervalos de tempo muito curtos, menores que o tempo de relaxação térmica da dentina, ou pode ocorrer como resultado de uma vaporização de tecido rápida e localizada, em que talvez um componente não-térmico esteja presente.

2.2.5 Efeitos da Irradiação com Laser de Nd:YAG na Vitalidade Pulpar

A integridade da polpa é fundamental para a manutenção da vitalidade dental, visto que este tecido é altamente vascularizado e responsável pela formação de dentina e nutrição. Os mais significativos efeitos da irradiação laser no tecido pulpar são: o aumento de temperatura na

câmara pulpar, aumento da microvascularização neste tecido e formação de dentina mineralizada (Zezell et al, 1996).

Estudos relacionando os danos causados pelo aumento da temperatura intrapulpar têm sido baseados primariamente no trabalho *in vivo* realizado por Zach & Cohen (1965). Neste trabalho, eles usaram um ferro de soldagem para aplicar calor contínuo à coroas de dentes de macacos por tempo suficiente para aumentar a temperatura pulpar. Eles verificaram que para um aumento de temperatura intrapulpar da ordem de aproximadamente 2,2°C, o tecido pulpar permanece histologicamente idêntico ao grupo controle. Com um aumento de 5,6°C, inicia-se uma destruição dos odontoblastos, causando necrose em 15% do tecido pulpar. Elevando-se à 11°C, teremos 60% de necrose e 100% de necrose à uma temperatura de 17°C. Sendo assim, a temperatura de 5,6°C tornou-se um limiar, onde elevações acima desta seriam inaceitáveis.

O aumento de temperatura na câmara pulpar é diretamente proporcional à quantidade de energia aplicada e conseqüentemente o tempo de exposição é de fundamental importância (Adrian et al, 1971; Cohen et al, 1996).

É recomendado utilizar-se o laser de Nd:YAG no modo pulsado, a fim de minimizar o aumento de temperatura nos tecidos adjacentes à área irradiada (Walsh et al, 1988; Lanzafame et al, 1998). A taxa de repetição deve ser ajustada de modo que o período interpulsos seja maior que o tempo de relaxação térmica do tecido, permitindo o resfriamento entre os pulsos (Walsh et al, 1987; Vangsness et al, 1995). A redução na duração de pulso também contribui para um maior resfriamento (Seka, W. et al, 1995).

Dederich (1993), porém afirma que os mesmos efeitos devem ocorrer independente do laser de Nd: YAG ser contínuo ou pulsado, visto que a absorção deste laser pelos tecidos é baixa e irregular, fazendo com que o calor inicial seja gerado internamente ao tecido até que ocorra a iniciação (ponto em que ocorre escurecimento do substrato, causando um aumento abrupto da absorção), sem o benefício do resfriamento da superfície.

Em 1993b, White et al publicaram um estudo de acompanhamento por três anos de pacientes cujos dentes sofreram remoção de tecido cariado pelo laser de Nd:YAG, onde resultados bastante animadores como vitalidade pulpar e ausência de sintomatologia pós-operatória em todos os dentes tratados foram alcançados. Em outro estudo, também White et al (1994) demonstrou não haver um risco significativo à polpa devido ao aumento de temperatura, quando uma superfície dentinária de 2 mm² é exposta a um laser de Nd:YAG pulsado por menos de 10 segundos, desde que exista um remanescente de dentina de 1 mm e os parâmetros do laser não excedam 1.0 W e 10 Hz. Outros estudos também têm demonstrado que estabelecendo-se determinados parâmetros de tratamento, o uso do laser de Nd: YAG é possível sem que nenhuma resposta pulpar atípica seja encontrada (Renton-Harper e Midda, 1992).

Goodis et al. (1997), estudando *in vitro* os efeitos do laser de Nd:YAG e Ho:YAG na permeabilidade dentinária e na temperatura intra-pulpar, expuseram superfícies dentinárias à diferentes combinações de potência (0.5, 1.0, 3.0 W), frequência (10, 15, 20 e 30 Hz), duração de pulso (100-150 µs) e diâmetros de fibra ótica (200, 320 e 500 µm), por 2 minutos. Como resultado, todos os dois comprimentos de onda diminuíram a permeabilidade dentinária, mas o aumento de temperatura foi alto o suficiente para causar danos pulpares, indicando assim que tempos menores de tratamento bem como menores parâmetros de irradiação devem ser necessários se utilizados *in vivo*.

O uso de refrigeração com água é um fator que pode causar diferenças significantes em relação à elevação da temperatura intrapulpar. Neste contexto, Armengol et al (2000), compararam o aumento de temperatura durante o preparo de cavidades com um laser de Er:YAG, Nd:YAP e uma peça de alta-rotação. Para o estudo, dezoito dentes foram seccionados longitudinalmente e divididos em seis grupos: o grupo 1 foi tratado com uma broca carbide em uma turbina dental de alta-rotação; o grupo 2 foi tratado com um laser de Er:YAG com uma energia de 140 mJ e uma frequência de 4 Hz; e o grupo 3 foi tratado com um laser de Nd:YAP

com uma energia de 240 mJ e uma frequência de 10 Hz. Nestes grupos não foi utilizado refrigeração com água. Os grupos 4 a 6 foram tratados da mesma forma, no entanto com o uso de refrigeração. O aumento da temperatura foi medido para diferentes profundidades de dentina através de um termopar inserido no interior da câmara pulpar. Os resultados demonstraram que a refrigeração com água foi essencial para reduzir os efeitos da temperatura em todos os grupos. O laser de Nd:YAP induziu aumentos de temperatura significativamente maiores que o laser de Er:YAG ou a peça de alta-rotação. Estes dois últimos apresentaram resultados similares.

A análise da distribuição temporal e espacial da temperatura em um corpo irradiado por um feixe de laser, pode ser feita também por meio de modelos matemáticos complexos, que simulam a evolução da temperatura de um corpo sob a ação de um feixe de laser. Normalmente, estes modelos são um conjunto de equações diferenciais não-lineares e que normalmente são resolvidas numericamente para cada caso em particular. No entanto, alguns modelos mais simples que consideram um corpo com dimensões infinitas, possuem solução analítica. Estes modelos podem nos dar uma boa idéia sobre o comportamento e a evolução da temperatura tanto espacial quanto temporalmente.

2.3 Processo Restaurador Adesivo

A odontologia “adesiva” vem sofrendo uma rápida evolução nos últimos anos, principalmente com o advento dos adesivos dentinários, os quais permitiram uma adesão interfacial durável entre dente e biomaterial (Armstrong et al, 1998). Com isso, o uso das resinas compostas e outros materiais restauradores estéticos tornaram-se práticas constantes nos consultórios odontológicos. Além do fator estético, as restaurações adesivas trazem também a vantagem de conservar maior quantidade de tecido dental sadio, pois não necessitam que a cavidade a ser restaurada tenha uma forma de retenção mecânica como ocorre para os amálgamas.

As interações entre os materiais e um substrato, por exemplo entre resina e um dente, dependem da composição e das características comportamentais e morfológicas do substrato (Gwinnett, 1995). Os dentes são morfológicamente complexos ocorrendo variações em sua composição. Sendo assim, o processo adesivo se dá de maneira distinta para esmalte e dentina.

2.3.1 União ao Esmalte

O esmalte é um tecido poroso (aproximadamente 91% em volume de poros), composto de uma matriz protéica de enamelina, água e fosfato de cálcio na forma de hidroxiapatita, fluorapatita ou carbonapatita. É o mais duro dos tecidos corporais, em que a fração inorgânica predomina, sendo aproximadamente 96% em peso. Esta fração inorgânica se apresenta sob a forma de cristais submicroscópicos, relacionados contiguamente formando a unidade microscópica chamada prisma.

A porção mais externa do esmalte é predominantemente de natureza orgânica. Após a erupção do dente, a superfície é ainda mais modificada pela adsorção seletiva de proteína salivar para formar a película ou biofilme. O biofilme orgânico contribui para uma energia de superfície relativamente baixa.

Embora uma intervenção operatória possa despojar o esmalte de seu biofilme natural, a superfície cortada permanece predominantemente orgânica em sua composição, através da deposição de uma camada de lama dentinária (*smear layer*). Esta camada consiste de proteína

degradada que se origina dos tecidos dentais em que partículas inorgânicas de tamanho variável acham-se distribuídas (Erick et al, 1970).

Sendo assim, superfícies de esmalte natural ou operatorialmente preparadas são física e quimicamente complexas e não são representativas da subsuperfície. Tais condições não são propícias a interações ótimas entre o esmalte e os materiais biocompatíveis atuais. Portanto, a modificação do tecido é indicada para otimizar a interação de modo a fornecer união clínica durável. Esta modificação, que foi proposta por Buonocore em 1955, é obtida através do uso de agentes condicionadores de superfície. Dentre estes, o ácido fosfórico na concentração de 10 à 40% é o mais utilizado. Após o condicionamento ácido, a tensão superficial do esmalte aumenta de modo significativo (quase três vezes o valor do esmalte não-condicionado), elevando portanto a adesividade clínica (Jendresen e Glantz, 1981).

O ácido tem uma dissolução preferencial: ataca mais as áreas mais mineralizadas, criando porosidades que variam de 5 μm a 20 μm . Nestas porosidades ou irregularidades penetra o agente adesivo, que é um monômero de baixa viscosidade. Dissolvendo-se este esmalte por processos de descalcificação durante dois dias para fins de análise em microscópio eletrônico, pode-se facilmente visualizar a extensão de penetração dos monômeros resinosos nas irregularidades do esmalte. A formação de pequenos prolongamentos (*tags*) de resina dentro das microporosidades do esmalte é o mecanismo fundamental na adesão de resinas ao esmalte pré-condicionado com ácido fosfórico (Perdigão e Ritter, 2001). A união ao esmalte é considerada previsível e clinicamente durável.

2.3.2 União à Dentina

Diversamente do esmalte biologicamente não-vital, a dentina deve ser vista como uma extensão anatômica e fisiológica da polpa. Morfologicamente, o tecido dentinário é composto por túbulos dentinários, os quais são pequenos canais cônicos preenchidos com fluídos teciduais e processos odontoblásticos. Embora o esmalte e a dentina contenham os mesmos componentes inorgânicos, eles diferem significativamente em seus constituintes orgânicos e em composição percentual. A dentina contém 70% em peso de apatita inorgânica, 20% de matriz de colágeno e 10% de água, enquanto o esmalte contém 96% em peso de sais de cálcio. Estas diferenças morfológicas e de composição desempenham um papel significativo na formulação de um adesivo dentinário (Figura 8)

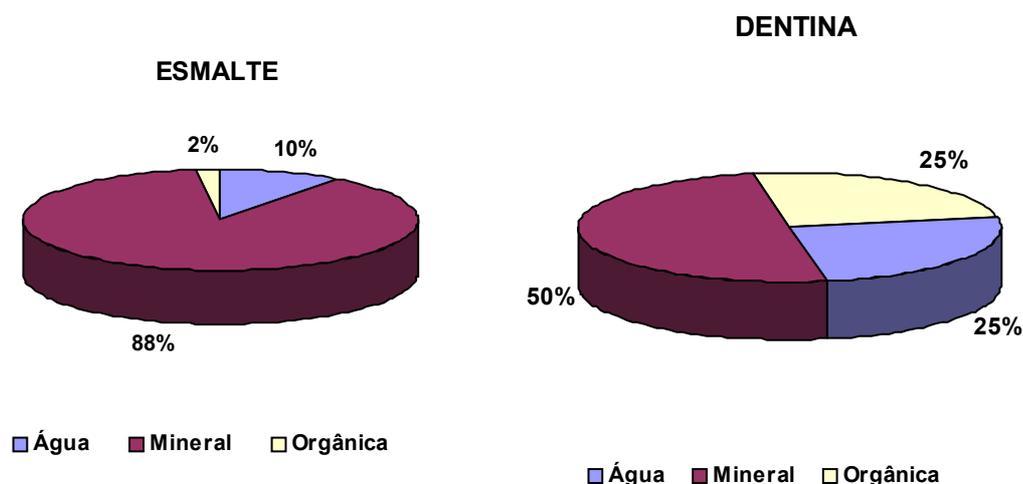


Figura 8 - Diagrama mostrando a diferença na composição entre esmalte e dentina por unidade de volume.

É importante a compreensão das características dos tecidos dentais cortados, os quais mostram uma morfologia de superfície alterada, conhecida como a *smear layer* (camada de lama dentinária). Esta película é encontrada em esmalte e dentina e compreende duas zonas: a zona externa, que consiste de colágeno degradado e detritos de apatita produzidos mecânica e termicamente no procedimento de corte; e a zona interna, que mostra um arranjo cristalino desordenado e alterado. Assim, os túbulos dentinários acham-se freqüentemente ocluídos por detritos de corte, que agem como um contaminante, que diminui a permeabilidade da dentina até cerca de 86%, limitando ou impedindo o acesso ao substrato inalterado subjacente (Gwinett, 1995). Portanto, como um princípio geral, a remoção ou modificação da *smear layer* torna-se necessária para obter uma união ótima e durável com a dentina. A presença de fluídos, especialmente água no tecido dentinário, é uma consideração também importante na seleção de um agente de união quimicamente compatível, sendo que propriedades hidrófilas são de fundamental importância.

A primeira geração de adesivos dentinários apresentou resultados frustrantes tanto em laboratório como clinicamente, pelo fato de não considerar estes problemas. Com a posterior introdução da técnica de condicionamento ácido total do esmalte e dentina por Fusayama et al., em 1979, e do conceito de hibridização por Nakabayashi., em 1982, resultados animadores foram obtidos, levando ao desenvolvimento de uma nova geração de sistemas adesivos.

Os sistemas de adesivos dentinários constituem-se então de um agente ácido que provoca a dissolução dos cristais de hidroxiapatita deixando exposta uma rede de fibras colágenas, e uma combinação de um *primer* que contém moléculas bifuncionais (grupamentos hidrófilos e hidrófobos) e um agente de união essencialmente hidrófobo.

A função dos *primers* é aumentar a energia de superfície do colágeno (Perdigão e Ritter, 2001). A molécula HEMA (hidroxietil metacrilato) é o componente mais utilizado nos *primers* atuais, porque é uma molécula hidrófila e possui afinidade pela dentina, tornando-a ácido-resistente após a sua impregnação. Uma das razões para o sucesso de certos sistemas adesivos é o fato de que os primers resinosos são dissolvidos em solventes orgânicos como acetona ou etanol. A alta pressão de vapor do solvente desloca a água da rede de colágeno úmida, promovendo a infiltração do monômero para dentro dos nanoespaços na rede de colágeno (Perdigão et al, 1999).

As resinas fluidas, ou adesivos são basicamente monômeros hidrófobos como o Bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato) e o TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato), mas podem também conter pequenas porcentagens de monômeros hidrófilos, como o HEMA, para facilitar o contato com a dentina (Erickson, 1992). O papel principal das resinas fluídas é a penetração dos espaços interfibrilares deixados após o condicionamento ácido e após a aplicação do *primer*, atuando como argamassa para estabilizar toda a estrutura frágil que são as fibras de colágeno sem suporte de hidroxiapatita (Perdigão & Ritter, 2001).

Os sistemas adesivos atuais podem encontrar-se na versão multifrasco, em que o *primer* e o adesivo se apresentam em frascos diferentes, ou na versão frasco único, nos quais os fabricantes uniram o *primer* e o adesivo no mesmo recipiente, com o objetivo de reduzir o número de passos clínicos durante o procedimento adesivo. Mais recentemente surgiram também os sistemas adesivos chamados *self-etching* ou adesivos auto-condicionantes. Este sistema exclui a etapa do condicionamento ácido do esmalte e dentina, funcionando o próprio *primer* como condicionador que não é lavado com água.

A penetração de resina na dentina tem sido chamada de hibridização (Nakabayashi, 1982). A camada híbrida, ou zona de interdifusão, seria uma camada formada pela interação íntima e definitiva entre fibras colágenas da dentina desmineralizada e monômeros resinosos, e têm sido a base da adesão dentinária. Para que uma adesão seja considerada eficaz, é importante obter-se esta camada híbrida (Matos et al, 1999). A extensão de hibridização varia de 1-8 μm .

Mesmo com o desenvolvimento na química dos adesivos dentinários, a união à dentina permanece ainda um desafio.

A possibilidade do uso do laser como um método alternativo para o tratamento superficial da dentina, vêm sendo proposta por fabricantes de laser e por pesquisadores. Vários estudos vêm investigando a aplicação de lasers para promover uma alteração morfológica superficial no esmalte e dentina e medindo a força de união das resinas compostas às superfícies dentais irradiadas. Os lasers mais estudados para este fim são os de Er:YAG, Nd:YAG e CO₂. Nota-se, no entanto, que estes estudos têm levado a resultados variados, sendo alguns deles descritos a seguir.

Um dos primeiros estudos neste sentido foi realizado por Cooper et al, em 1988. Neste trabalho, os autores avaliaram os efeitos da irradiação da dentina com laser de CO₂ na resistência ao cisalhamento de sistemas adesivos. Comparando-se a resistência de união da resina composta à dentina tratada com laser e à não tratada, houve um aumento de 3x na resistência quando o laser foi empregado. Os autores concluíram que a irradiação da dentina com laser modificou a morfologia de superfície aumentando significativamente a força de união à resina composta. Também White et al (1991c), concluiu em um estudo que a modificação da dentina usando o laser de Nd: YAG aumentou a resistência adesiva por cisalhamento da resina à dentina irradiada. O adesivo utilizado foi o Scotchbond 2. Deve-se considerar, no entanto, o fato de que, na época em que foram realizados estes trabalhos, os adesivos disponíveis eram os de terceira geração, em que não se utilizava a técnica do condicionamento total da dentina. Os resultados de força de união à dentina com estes adesivos eram considerados baixos, sendo que talvez por isso, o tratamento prévio com laser resultasse em valores superiores de união.

Um estudo feito por Bouvier et al (1994), comparando a força de união à tração de uma resina composta à dentina tratada com laser de CO₂ ou não, chegou a conclusão de que a dentina sem tratamento à laser apresentou força de união significativamente maior com a resina, que a dentina tratada com laser.

A possibilidade da eliminação da etapa do condicionamento ácido dentinário previamente aos procedimentos adesivos foi avaliada por Visuri et al, em 1996. Segundo os autores, o laser de Er:YAG poderia promover uma superfície física e quimicamente mais receptiva aos procedimentos adesivos. No estudo, foram comparados preparos só com laser, com laser e condicionamento ácido, preparo somente com broca e broca e condicionamento ácido. O adesivo

utilizado foi o ProBond (Caulk Dentisply, Milford, DE, USA). Os resultados mostraram uma superioridade significativa em termos de resistência adesiva quando se utilizou somente o laser.

Ainda em relação ao laser de Er:YAG, De Munck et.al. (2002) conduziram um estudo cuja finalidade foi o de avaliar a hipótese de que a irradiação com laser seria igualmente efetiva para o processo adesivo ao procedimento tradicional com ácido, e que o substrato dentário preparado tanto com laser de Er:YAG como com brocas seria igualmente receptivo aos procedimentos adesivos. Superfícies de esmalte e dentina foram testadas, e um adesivo de frasco único (OptiBond FL, Kerr Co, Orange, CA, USA), aplicado com e sem condicionamento ácido prévio, e um adesivo do tipo *self-etching* (Clearfil SE Bond, Kuraray, Tokyo, Japan) foram empregados. Os resultados demonstraram que para o adesivo de frasco único, a união foi significativamente menor ao substrato irradiado com laser do que ao cortado com broca, sendo o condicionamento com laser claramente menos efetivo que o ácido. No entanto, quando o ácido foi aplicado sobre a superfície irradiada com laser, tanto em esmalte como dentina, houve um aumento significativo na força de união para este mesmo adesivo. Já o adesivo *self-etch* se comportou de maneira similar para as superfícies tratadas com laser ou broca no esmalte. Mas na dentina, o tratamento com laser reduziu significativamente os resultados de união. Os autores concluem assim, que cavidades preparadas com laser parecem ser menos receptivas aos procedimentos adesivos que as convencionais preparadas com brocas. Também em 2002, um estudo feito por Ramos et al para avaliar os efeitos do laser de Er:YAG na força de união de um adesivo *self-etching* (Clearfil Liner Bond 2V, Kuraray, Tokyo, Japan) e dois agentes de frasco único (Excite, Vivadent, Liechtenstein, Switzerland e Gluma One Bond, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany), chegou a conclusão de que o laser de Er:YAG pode afetar negativamente a força de união em maior ou menor grau, dependendo do sistema adesivo usado.

Ariyaratnam et al (1999) conduziram um estudo para investigar os efeitos superficiais ocorridos na dentina após o condicionamento com laser de Nd:YAG através de análise em microscópio eletrônico de varredura (MEV) e análise perfilométrica, e para determinar a força de união ao cisalhamento de uma resina à dentina tratada com laser ou não. Os autores concluíram que embora exista uma evidência de que a irradiação de laser na dentina produziu uma superfície favorável para uma retenção mecânica com a resina composta, pelo fato de tornar a rugosidade de superfície significativamente maior, o condicionamento da dentina com laser de Nd:YAG não produziu uma união superior quando comparada com o método convencional de adesão.

Oda et al (2001), avaliando através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) a morfologia da interface unida entre materiais adesivos e a dentina tratada com lasers de Er:YAG e Nd:YAG, concluiu que apenas nas superfícies dentinárias submetidas à irradiação com laser de Er:YAG e condicionamento ácido, houve uma penetração de resina para dentro da dentina. Com o tratamento com laser de Nd:YAG, houve apenas uma superposição visual de resina sobre a superfície da dentina, sugerindo que houve apenas oclusão dos túbulos, com características de fusão na dentina superficial.

Em 1999, surgiram as primeiras publicações que empregaram o uso do laser após a aplicação do adesivo, com obtenção de bons resultados. Gonçalves e Araújo (1999) investigaram os efeitos da irradiação de um laser de Nd:YLF, condicionamento ácido e hipermineralização na força de união ao cisalhamento do sistema adesivo Scotchbond Multi-purpose Plus (3M Dental Products, St. Paul, Mn, USA). Os espécimes foram separados em um grupo controle e um grupo hipermineralizado, sendo que cada um destes grupos foi dividido em três subgrupos de acordo com o tratamento dentinário usado: (1) condicionamento ácido + primer + adesivo; (2) ácido + primer + adesivo + laser; (3) laser + ácido + primer + adesivo. Os resultados sugeriram que o tratamento da dentina com laser após a aplicação do sistema adesivo é eficiente em promover uma força de união maior, sendo promissor como um possível novo método adesivo.

Também com o objetivo de avaliar a resistência de união sob tração de uma resina composta à dentina tratada com laser de Nd:YAG antes e após os procedimentos adesivos, Matos

et al (1999) chegaram a conclusão de que o grupo controle (que recebeu o tratamento adesivo convencional), e o grupo tratado com laser após o procedimento adesivo tiveram resultados similares, e ambos maiores que aqueles observados para o grupo em que o laser foi empregado antes do procedimento adesivo.

Em 2000, Matos et al, avaliaram a força de união à tração de um adesivo do tipo *self-etching* ao esmalte e dentina tratados com laser de Nd:YAG antes e após os procedimentos adesivos. Os resultados mostraram que a força de união à tração alcançados com o sistema de adesivo *self-etching* foi maior na dentina que no esmalte, e que o melhor momento para a aplicação do laser de Nd:YAG é após o uso do sistema adesivo.

2.4 Testes de resistência adesiva ou força de união:

Os adesivos dentais são usados para vários tipos de trabalhos restauradores, sendo que não há um teste laboratorial ou clínico específico que possa ser válido para a avaliação destes materiais em todas as suas aplicações. Controles clínicos serão sempre os indicadores finais necessários da eficiência de um material odontológico, mas tais estudos consomem muito tempo e são difíceis de padronizar. Testes laboratoriais continuam, portanto, sendo necessários para o desenvolvimento e avaliação inicial dos materiais adesivos (Oilo, 1993).

Análises de adesão dos agentes de união ao esmalte e dentina são realizadas através de vários métodos mecânicos, como testes de força de união sob cisalhamento, tração ou microtração, testes de microinfiltração e medição da fenda de contração de polimerização (Armstrong et al, 1998).

Força de união é a força por unidade de área requerida para romper um conjunto unido, com a falha ocorrendo próxima à ou na superfície adesivo/aderente (ISO/TC106/subcommittee 1.CDTR11405). O propósito de tal teste é tentar estabelecer um número que demonstre o quão forte era uma união (Oilo, 1993).

Dentre os testes de força de união, o teste de força de união sob cisalhamento se tornou o mais popular entre dentistas e fabricantes, visto a facilidade na produção das amostras e na mecânica do teste. Para este teste, o preparo das amostras consiste na utilização de dentes humanos ou bovinos, onde uma superfície plana é preparada, e sob a qual é unido um cilindro do material restaurador. O conjunto unido é então levado à uma máquina de testes universal, e submetido à força de cisalhamento, paralela à superfície do dente (Figura 9). Para o teste por tração, o preparo das amostras é essencialmente o mesmo que para o de cisalhamento, com a diferença de que a carga é aplicada perpendicular à superfície dental.

A maior dificuldade no teste de tração, é manter o alinhamento tanto durante o preparo da amostra como durante a aplicação da carga, a fim de evitar áreas de concentração de tensões devido à uma geometria interfacial incorreta (Sudsangiam e Van Noort, 1999). No teste de cisalhamento, problemas como alinhamento são melhor superados. Entretanto, este método pode também facilmente transformar-se em testes de flexão ou torque, aonde forças de tração e não cisalhamento dominam.

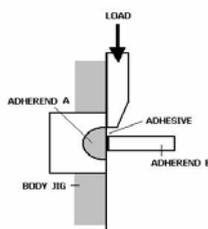


Figura 9: Esquema mostrando a geometria de um teste de força de união por cisalhamento. A força é aplicada paralela à superfície do dente.

Tem sido observado que os valores de testes de força de união apresentam uma dispersão considerável, além de uma falta de consistência quando resultados de laboratórios diferentes são comparados (Øilo e Austrheim, 1993; Holtan, et al, 1994). A habilidade na reprodução de dados entre laboratórios é limitada devido à falta de uma padronização na metodologia de teste utilizado bem como devido à variabilidade do substrato (Retief, 1991; Söderholm, 1991; Fowler et al, 1992).

Embora uma padronização possa solucionar parte das inconsistências nos resultados, existem também outras preocupações fundamentais no que diz respeito à mecânica do teste. Alguns pesquisadores têm demonstrado que uma distribuição não uniforme de tensões é gerada ao longo da interface unida, tanto nos testes de resistência adesiva por tração como nos testes por cisalhamento (Van Noort et al, 1989; DeHoff, et al 1995; Van Noort et al, 1991). Tais testes, que foram extensivamente utilizados até pouco tempo, vêm sendo substituídos pelo teste de resistência adesiva por microtração. Este teste foi desenvolvido por Sano et al, em 1994, com a intenção de obter uma distribuição de tensões mais favorável na interface adesiva. A menor área de superfície unida obtida com este tipo de teste, levou a resultados maiores de força de união à dentina. Para uma área de superfície unida abaixo de 2 mm^2 , os valores de força de união mostraram um espalhamento mínimo, e todas as fraturas foram de natureza adesiva. Este fenômeno se deve à redução no número e tamanho dos defeitos internos, uma vez que o início de uma fratura se dá pela combinação de um defeito de tamanho crítico e concentração de tensões ao redor deste. Um esquema da preparação das amostras para este tipo de teste, pode ser visualizado na figura 10 mais adiante.

Pashley et al (1995) listaram uma série de vantagens para este tipo de teste: (1) a predominância de falhas adesivas sobre as coesivas; (2) uma maior resistência interfacial pode ser medida; (3) permite a medição de resistência de união regionais; (4) média e variâncias podem ser calculadas a partir de um único dente; (5) permite testar a união em superfícies irregulares; (6) permite testar a união em áreas muito pequenas; e (7) facilita a análise do tipo de fratura no microscópio eletrônico de varredura (MEV).

Embora algumas limitações na interpretação dos resultados obtidos com o teste de microtração são reconhecidas, muitos pesquisadores acreditam que este tipo de teste é promissor, e que deva ser utilizado como uma metodologia padrão para testes de adesão para os sistemas adesivos dentais (Armstrong et al, 1998; Suwachai et al, 1998; Sudsangiam e Van Noort, 1999).

O tipo de fratura é outro aspecto importante nos testes de força de união. Uma inspeção detalhada das superfícies fraturadas pode indicar o modo de fratura, que pode ser: adesiva (localizada na interface unida); coesiva (uma fratura em um dos materiais que compõem cada lado da interface); ou uma mistura das duas.

Estes tipos de testes de força de união, embora válidos, representam a performance de um sistema adesivo naquele teste específico, e não representam uma propriedade do material. Sendo assim, seria inapropriado afirmar que um agente de união tem um determinado valor de força de união sem se relatar o design das amostras, o tipo de teste e como ele foi efetuado (Armstrong et al, 1998).

2.5 Resinas Compostas Restauradoras:

Uma vez que os testes de união realizados neste trabalho utilizaram um agente adesivo e uma resina composta restauradora, torna-se interessante comentar também um pouco sobre este último material.

As resinas compostas surgiram como uma alternativa ao amálgama, levando à uma importante inovação na odontologia. Seu desenvolvimento como material restaurador iniciou-se no final dos anos 50. Por vários anos, seu uso limitou-se à restauração de dentes anteriores. Mais recentemente, com o desenvolvimento de suas propriedades, é que estendeu-se o seu uso também para dentes da região posterior da boca.

As resinas compostas são formadas por quatro componentes básicos mais importantes:

1. Matriz resinosa: a matriz das resinas compostas na maioria das vezes é constituída de monômeros diacrilatos alifáticos ou aromáticos, sendo o Bis-GMA e o UDMA (uretano dimetacrilato) os mais freqüentemente empregados. A matriz possui também monômeros diluentes, necessários para diminuir a viscosidade do Bis-GMA e UDMA que possuem alto peso molecular. Os monômeros diluentes freqüentemente empregados são dimetacrilatos, como o TEGDMA.

2. Agentes iniciadores de polimerização: são agentes químicos que uma vez ativados ou excitados dão início ao processo de polimerização. Nos sistemas fotopolimerizáveis, que são os mais utilizados, os agentes iniciadores são as canforoquinonas ou uma outra diquetona. Quando estas são ativadas por uma luz visível com comprimento de onda que varia entre 420 a 480 nm, atingem um estado triplo e ocasionam uma interação reativa com uma amina terciária não aromática, formando um radical livre que irá se ligar com um monômero resinoso, iniciando assim o processo de polimerização. A polimerização pode ser alcançada utilizando-se lâmpadas halógenas de quartzo com um filamento de tungstênio, lâmpadas arco, LED ou um laser de Argônio.

3. Fase dispersa de cargas e corantes: as partículas de carga (fase dispersa) provêm estabilidade dimensional à instável matriz resinosa, com a finalidade de melhorar suas propriedades (Chain, 1998). As partículas mais comumente utilizadas são partículas de quartzo ou vidro. Além destas, outras partículas de carga também são utilizadas, como as diminutas partículas de sílica, com aproximadamente 0.05 μm em tamanho (micropartículas), obtidas através de processos pirolíticos e de precipitação (sílica coloidal ou pirogênica), e Zircônia

4. Agente de cobertura das partículas de carga: o agente de cobertura é o material responsável pela união das partículas de carga à matriz resinosa, fator extremamente importante no que tange a melhoria das propriedades físicas e mecânicas, uma vez que propicia uma transferência de tensões da fase que se deforma mais facilmente (matriz) para a fase mais rígida (carga). É freqüentemente denominado silano, pertencendo ao grupo dos organo-silanos. Os organo-silanos são moléculas bipolares que unem-se à superfície das partículas de carga através de grupos silanóis e unem-se à resina através de grupos metacrilatos.

A tabela 3 mostra os componentes da resina composta e suas funções.

Há diversas formas de se classificar as resinas compostas. A mais tradicional é aquela que as classifica de acordo com o tipo de partículas de carga utilizada, obtendo-se três tipos essenciais: macropartículas, micropartículas e híbridas. As macropartículas possuem grandes partículas de vidro ou quartzo variando de 15 a 100 μm , enquanto que as micropartículas possuem pequenas partículas de sílica (em média 0,04 μm). As híbridas por sua vez possuem as duas partículas, misturadas variadamente (0,6 a 1,0 μm).

Tabela 3: Composição Básica das resinas compostas, e função de cada componente (Chain e Baratieri, 1998).

COMPONENTE	FUNÇÃO
Bis-GMA, UDMA	Matriz resinosa
Quartzo, vidros de Ba, Sr e Zr Sílica de tamanho coloidal, silicato de Zn	Partículas de carga
Titanatos, zirconatos, organosilanos	Agentes de cobertura
Amina terciária	Iniciador
Peróxido de benzoíla (pasta/pasta)	Iniciador
Canforoquinona	Fotoiniciador
Hidroxitolueno butilado	Inibidor
Óxido de alumínio, dióxido de titânio	Modificadores ópticos

3. Materiais e Métodos:

3.1 Seleção e preparo das amostras:

Quatorze molares humanos recentemente extraídos, livres de cáries e restaurações foram utilizados neste estudo. Os dentes foram limpos e armazenados em solução de Timol a 0,1%, a fim de inibir o crescimento bacteriano. Do total dos dentes, dois foram destinados à medição da temperatura pulpar quando submetidos à irradiação com laser e os restantes foram destinados ao teste de microtração.

Todos os dentes foram cortados transversalmente com um disco diamantado (KG Sorensen, São Paulo, Brasil) montado em baixa rotação, para remoção do esmalte oclusal. A seguir, foram desgastados com lixas d'água de granulação 60 Mesh (3M Co., Sumaré, Brasil) sob refrigeração em uma lixadeira (Panambra, São Paulo, Brasil), até alcançar uma superfície oclusal planificada e com profundidade média. A fim de padronizar a superfície de teste e criar a formação de lama dentinária, as amostras foram polidas metalograficamente, com lixas de granulação 220, 360 e 600 Mesh. As 12 amostras separadas para o teste de microtração foram então fixadas em uma base de acrílico, para facilitar o seu manuseio e foram divididas em três grupos, de acordo com os parâmetros de laser à serem submetidas após a execução dos procedimentos adesivos (tabela 4). Cada dente teve somente uma metade irradiada com laser, sendo que a outra metade serviu como controle, caracterizando o quarto grupo.

Tabela 4 - Distribuição dos grupos de acordo com os parâmetros utilizados:

Grupo	Nº de dentes	Tratamento	Energia (mJ/pulso)	Frequência (Hz)	Nº de pulsos	Potência (W)	Densidade de Energia (J/cm ²)
L0 (Controle)	12	Ácido + Adesivo	0	0	0	0	0
L5	4	Ácido + Adesivo + Laser	100	10	4	1	5
L10	4	Ácido + Adesivo + Laser	100	10	7	1	10
L50	4	Ácido + Adesivo + Laser	100	10	35	1	50

3.2 Procedimento Adesivo:

Para o procedimento adesivo, o condicionamento ácido total das superfícies preparadas foi realizado, utilizando-se ácido fosfórico a 35% (3M Dental Products), aplicado por 15 segundos, e então lavado por outros 15 segundos. O excesso de água foi em seguida removido através de suaves jatos de ar com uma seringa de ar comprimido, de modo a evitar a completa desidratação da dentina. Duas camadas do adesivo de frasco único Single Bond (3M Dental Products) foram então aplicadas, seguidas de um leve jato de ar por 5 segundos. Antes de proceder-se a fotopolimerização do adesivo, metade de cada dente foi irradiada com laser de

Nd:YAG (Quanta-Ray GCR-11, Spectra-Physics, Ca, USA). Detalhes das características do laser e modo de aplicação encontram-se descritos em seguida, no item 3.3. Após a irradiação com o laser, o adesivo foi então fotopolimerizado por 20 segundos com um aparelho Visiolux 2, (3M Dental Products), aferido previamente com um radiômetro de cura (Demetron Research Corp, Danbury, Ct, USA), o qual mediu uma intensidade de luz de 550 mW/cm^2 .

A resina composta Filtek Z-250 (3M Dental Products) foi então aplicada sobre a superfície dental em incrementos de 1 mm de espessura, sendo cada camada fotopolimerizada por 40 segundos. Um total de 5 incrementos foram aplicados, de modo a formar um bloco de resina sobre o dente. Detalhes sobre a composição e características da resina composta e do adesivo podem ser observadas nas tabelas 5 e 6. Os corpos de prova foram assim armazenados em água destilada e em temperatura ambiente por 24 horas.

Tabela 5 - Composição do adesivo utilizado neste estudo

Material	Composição
Single Bond	HEMA, etanol, água, Bis-GMA, dimetacrilatos, aminas, copolímero do ácido polialquênico.

Dados fornecidos pelo fabricante (3M Dental Products)

Tabela 6 - Composição da resina composta utilizada neste estudo

Material	Matriz resinosa	Partículas de carga (Matriz Inorgânica)	Volume de carga (%)	Tamanho médio das partículas (μm)
Filtek: Z250	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA	Zircônia e Sílica	60	0,6

Dados fornecidos pelo fabricante (3M Dental Products).

Preparação das amostras:

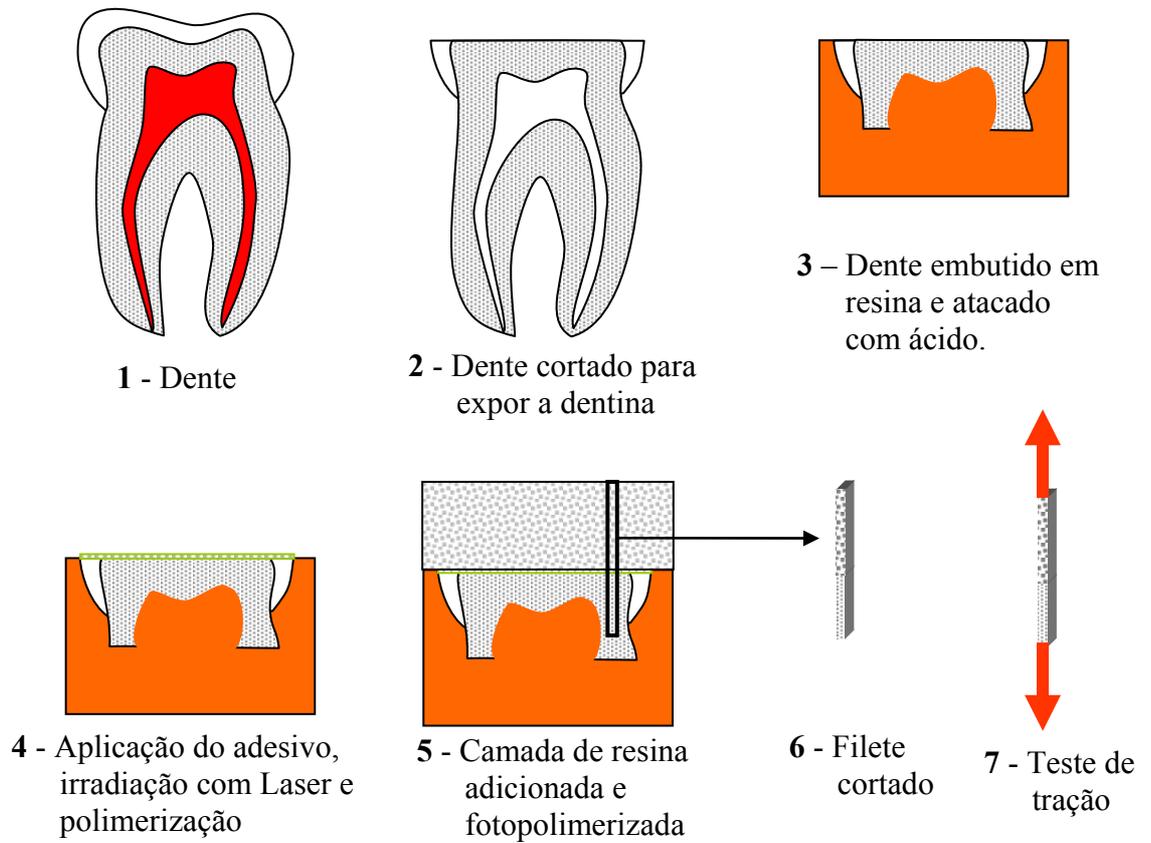


Figura 10 – Etapas da preparação dos corpos de prova (filetes) para o ensaio de microtração: O dente é cortado, preparado e coberto com uma camada de adesivo e de resina composta. Em seguida os corpos de prova são cortados com uma serra de diamante e submetidos ao ensaio de microtração. A aplicação do laser é feita na etapa 4.

3.3 Laser: características e determinação dos parâmetros de irradiação:

O laser empregado neste estudo, foi um laser de Nd: YAG (Quanta-Ray GCR-11, Spectra-Physics), produzindo pulsos de luz com comprimento de onda de 1,064 μm . Vale aqui lembrar, que este comprimento de onda, estando na faixa do infra-vermelho próximo, não polimeriza as resinas odontológicas.

Este laser opera no sistema pulsado (“Q-Switched”), podendo produzir pulsos com até 500 mJ de energia e com duração de 8 ns (regime de pulso curto) ou de 200 μs de duração (longos). A escolha do comprimento do pulso do laser determina a potência de pico, que é dada pela energia do pulso dividida pelo tempo de pulso. Assim, um pulso com 500 mJ de energia entregue em um tempo de 8 ns tem uma potência de pico de 62,5 MW e um pulso com 500 mJ de energia em 200 μs tem uma potência de 2500W. Pulsos com potência muito alta podem causar a ionização do ar se forem focalizados, causando a formação de plasma no ponto focal, resultando na dissipação da maior parte de sua energia no plasma antes de chegar à amostra. Todas as amostras foram irradiadas utilizando-se pulso longo para diminuir a potência de pico e evitar a evaporação da camada superficial do dente e a formação de plasma.

Por utilizar uma cavidade do tipo instável e acoplamento por difração, o laser produz um feixe com um mínimo de energia no centro, apresentando uma forma de rosquinha (*donut* – figura 11).

Para distribuir mais uniformemente esta radiação na região de trabalho, foi utilizado um espelho cônico (conhecido como axion) de cobre para focalizar o feixe sobre a superfície do dente. Este espelho superpõe diferentes porções do feixe inicial em uma área comum que tem cerca de 3mm de diâmetro. A conicidade do espelho determina a distância do espelho onde esta área se situa.

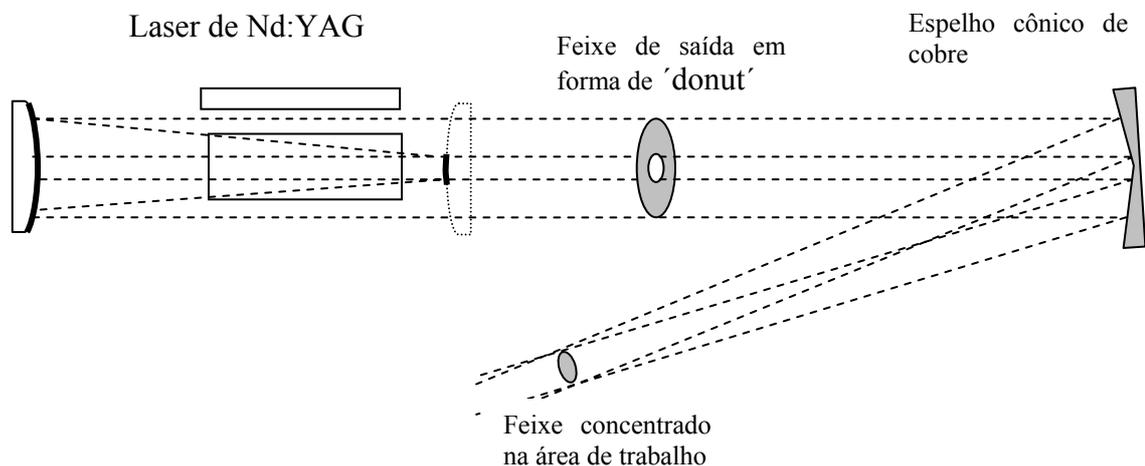


Figura 11 – O feixe do laser de Nd:YAG produzido em forma de *donut* é focalizado com um espelho cônico de cobre, que concentra toda a energia do laser em um círculo com 3mm de diâmetro. Neste ponto é colocada a amostra para irradiação.

Assim, para trabalhar a uma distância de cerca de 5 cm do espelho (foco), a superfície cônica refletiva tinha um ângulo interno de 2°. O material escolhido para o espelho foi cobre puro, devido a boa refletividade deste metal para a radiação do laser de Nd:YAG. A confecção do espelho utilizado foi feita no laboratório de microprecisão (LMP) da UFSC (Figuras 12 e 13). Como resultado, foi obtida uma distribuição mais homogênea de energia em uma área de cerca

de 3mm de diâmetro na região do foco deste espelho. A amostra de dente a ser irradiada foi colocada exatamente neste ponto.



Figura 12 – Espelhos cônicos de cobre utilizados neste trabalho

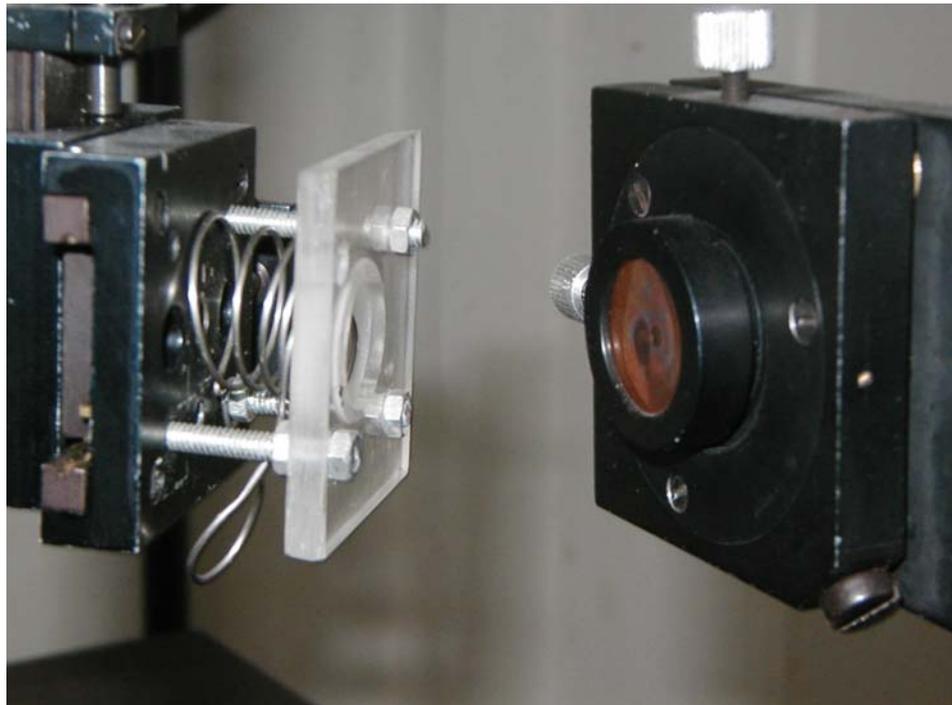


Figura 13: Espelho de cobre montado no suporte e suporte para as amostras (a esquerda), colocado no ponto focal do espelho.

As amostras foram fixadas a uma pequena mesa com deslocamento XY acionada por dois micrômetros, que permitiam a sua movimentação nas direções x e y, com uma precisão de 100 microns. Para irradiar uma área maior, o laser era aplicado na amostra e esta deslocada por uma distância equivalente a metade do seu diâmetro, de modo a obter-se uma superposição dos raios em um mesmo local da superfície, garantindo assim, que nenhum ponto da superfície ficasse sem ser irradiada. Desta forma, cada amostra foi irradiada em metade de sua superfície para possibilitar a comparação do efeito do laser em cada dente em separado.

A montagem experimental pode ser vista na foto mostrada na figura 14, onde aparece o laser de Nd:YAG ao fundo e os suportes do espelho e da amostra com os parafusos micrométricos para o posicionamento da amostra na frente.

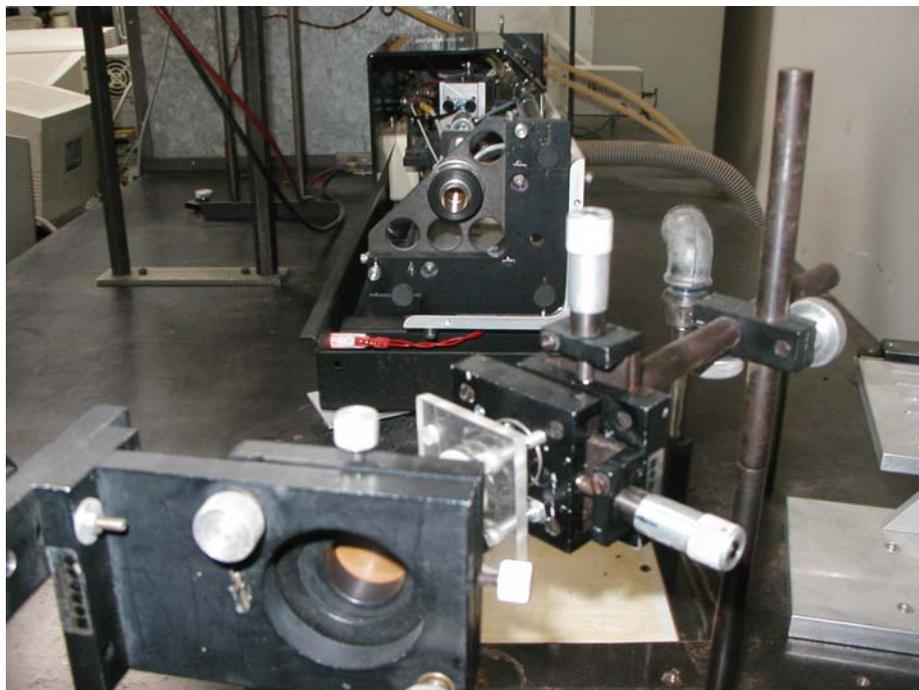


Figura 14 – Foto da montagem experimental com o laser de Nd:YAG ao fundo e os suportes do espelho de cobre e amostra. Os parafusos micrométricos no suporte da amostra servem para posicioná-la na área focal do espelho.

Antes de iniciar todo o procedimento de união descrito até agora, uma análise piloto para verificar a distância focal, o diâmetro e forma do feixe, bem como para alinhar o laser, foi realizada, irradiando-se pedaços de papel preto. As imagens obtidas podem ser vistas na figura 15, mostrando que na distância de trabalho o feixe possui uma distribuição transversal de energia sem o orifício no meio.



Figura 15: Marcas deixadas pelo feixe do laser em várias posições após incidir no espelho côncavo. As marcas maiores apresentam o feixe com o característico orifício no centro, em forma de um *donut*. Perto da região do foco, o feixe fica com uma distribuição de energia mais homogênea, fechando o orifício no centro.

Uma vez alinhado o laser e determinada a distância focal à ser utilizada, alguns dentes foram irradiados com energias de 100 a 400mJ, 10 Hz e 100 pulsos, com e sem refrigeração com

água, e levados ao microscópio de varredura (MEV), a fim de avaliar-se o tipo de alterações morfológicas causadas com estes parâmetros (figuras 16 e 17), ajudando assim a definir quais parâmetros seriam utilizados no procedimento adesivo.

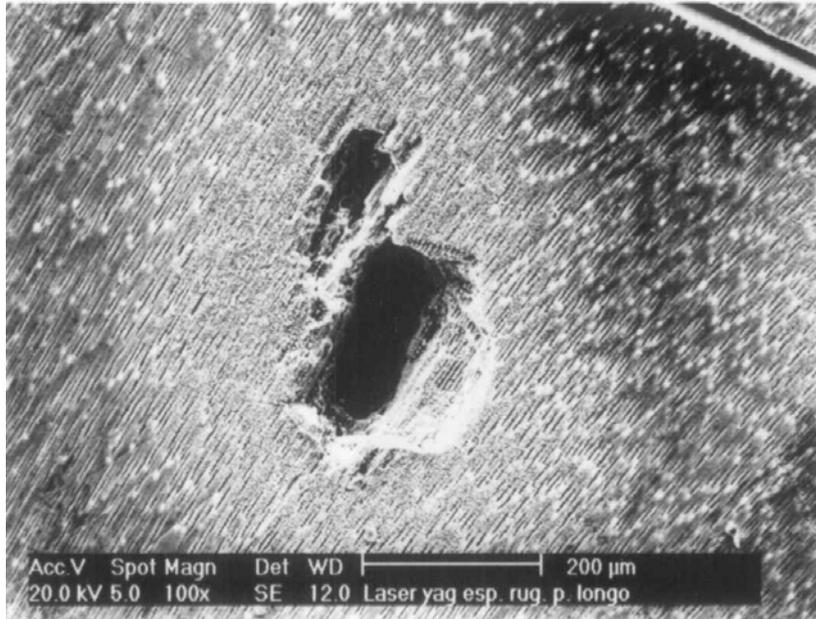


Figura 16: Dente irradiado com 100 pulsos longos de 300mJ, na ausência de água. Esta energia gerou uma cratera com diâmetro em torno de 200 µm. A área esbranquiçada em volta, é resultante da ejeção do material liquefeito, que depois deposita-se na superfície. Quando o dente é irradiado na presença de água, esta área não aparece.

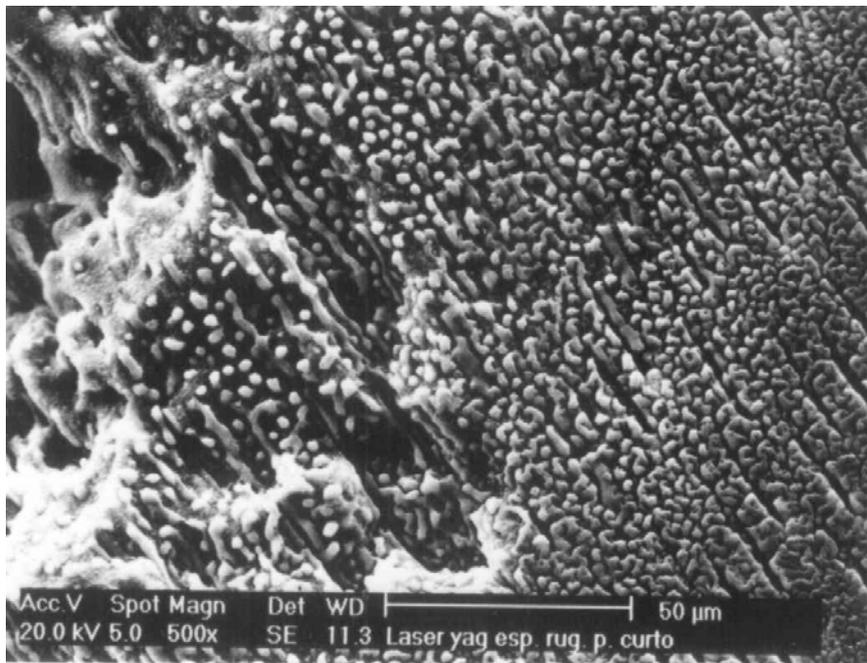


Figura 17: Imagem aproximada da borda da cratera, mostrando uma área de dentina fundida e resolidificada.

Estes parâmetros de irradiação testados levaram a modificações físicas muito severas. Em função disto, parâmetros menores foram escolhidos para a modificação dentinária pretendida

neste estudo, uma vez que o objetivo era somente o de aquecer a dentina. Estes encontram-se descritos na tabela 4.

3.4 Teste de resistência de união por microtração:

Os dentes restaurados foram fixados em uma máquina de corte (Isomet 1000, Buehler, Duesseldorf, Alemanha), onde foram cortados em fatias primeiro no sentido méso-distal, utilizando-se um disco diamantado (South Bay Technology, San Clemente, CA, USA) refrigerado com água e em baixa velocidade. A máquina foi preparada para realizar cortes paralelos de 1,2mm. Terminados os cortes na primeira direção, os dentes foram girados em 90 graus, e novamente cortados, agora no sentido vestibulo-lingual. O resultado destes dois cortes foi a obtenção de filetes com base quadrada, formados de um lado por dentina, e do outro por resina composta (Figuras 10 e 18).



Figura 18: Amostras cortadas em vários filetes, prontas para o teste de microtração. Observe que alguns filetes tiveram a porção de resina fraturada durante o procedimento de corte.

Para o teste de microtração, os filetes foram colados com um adesivo a base de cianocrilato de polimerização rápida (Superbonder, Loctite, Brasil) a um dispositivo especial para microtração (Bencor Mult-T, Danville Engineering, San Ramon, CA, USA) e testadas em uma máquina de ensaios universal Instron modelo 4444 (Instron, Canton, MA, USA), a uma velocidade de 0,5 mm/min (Figura 19 e 20). Previamente ao teste, a área de cada filete próxima à interface adesiva foi medida com um micrômetro digital, resultando em valores variados, entre 0,6 à 1,0 mm². A força de ruptura foi aferida em Newtons.

Após o rompimento de cada filete, as superfícies fraturadas foram observadas em um estereoscópio, para verificar em qual região do conjunto unido ocorreu o rompimento. Uma amostra rompida de cada grupo foi escolhida aleatoriamente para observação da superfície fraturada no microscópio eletrônico de varredura.

Os valores de força de união para cada densidade de energia foram analisados utilizando-se os testes one-way ANOVA e LSD (Least-significant difference).



Figura 19: Máquina de ensaios, Instron 4444, com a amostra posicionada para ser submetida ao teste.



Figura 20: Amostra sendo tracionada. Observe em detalhe a montagem da amostra no Bencor multi-t, onde esta é fixada.

3.5 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Fatias externas de alguns dentes preparados para o teste de microtração foram utilizadas para a análise da penetração do agente adesivo nos túbulos dentinários (*tags* resinosos). Para isto, o substrato dentinário inorgânico e orgânico foi dissolvido por imersão alternada em ácido clorídrico e hipoclorito de sódio.

O protocolo de preparação dos espécimes foi o seguinte:

- Fixação, por 12h em Glutaraldeído 2,5% tamponado com 0,1mol/litro de Cacodilato de Sódio durante 12h a 4°C
- Lavagem em 0,2 mol/litro de tampão de Cacodilato de Sódio durante 1 hora com duas mudanças (3 X 20 minutos)
- Lavagem com água de-ionizada
- Desidratação em concentrações crescentes de álcool etílico: 25%, 50% e 75% por 20 minutos cada; 90% durante 30 minutos e 100% durante 1 hora.
- Imersão em HMDS durante 10 minutos, para uma completa dissecação.
- Embutimento em resina epóxi
- Polimento com discos de lixa de grão decrescente
- Polimento com pastas de alumina
- Corte do cilindro de epóxi para remover a parte superficial da espécime
- Banho de ultra-som em álcool etílico durante cerca de 5 minutos
- Imersão em 6 mol/litro de ácido clorídrico durante 30 segundos
- Imersão em 2% de hipoclorito de sódio durante 10 segundos, para uma desproteinização.

Seguido este protocolo, as amostras foram analisadas ao microscópio eletrônico de varredura Phillips modelo XL-30 (Phillips, Eindhoven, The Netherlands).

3.6 Análise da temperatura intra-pulpar

O aumento da temperatura na região pulpar devido a aplicação do laser na dentina pode ser um fator que determine a impossibilidade de se tentar este tipo de tratamento. Sendo assim, algumas medidas e simulações numéricas foram realizadas para determinar os limites de energia do laser de modo a não causar danos na polpa.

3.6.1 Análise Experimental

Os dentes que não foram preparados para o teste de microtração, tiveram parte de suas raízes cortadas, onde um acesso à câmara pulpar foi aberto. Em seu interior, foram fixados termopares de Ferro-Constantan, com o objetivo de medir a temperatura intra-pulpar durante a irradiação com laser de Nd:YAG (figura 21). A leitura do sinal dos termopares e sua conversão para temperatura foi feita com um sistema computadorizado de aquisição de dados, que pode efetuar até 8 medidas por segundo. Isso possibilita a medida da evolução da temperatura durante o período de irradiação do laser.

Uma tomada radiográfica dos dentes com os termopares fixados foi executada, de modo a verificar-se a quantidade de dentina remanescente até a polpa.

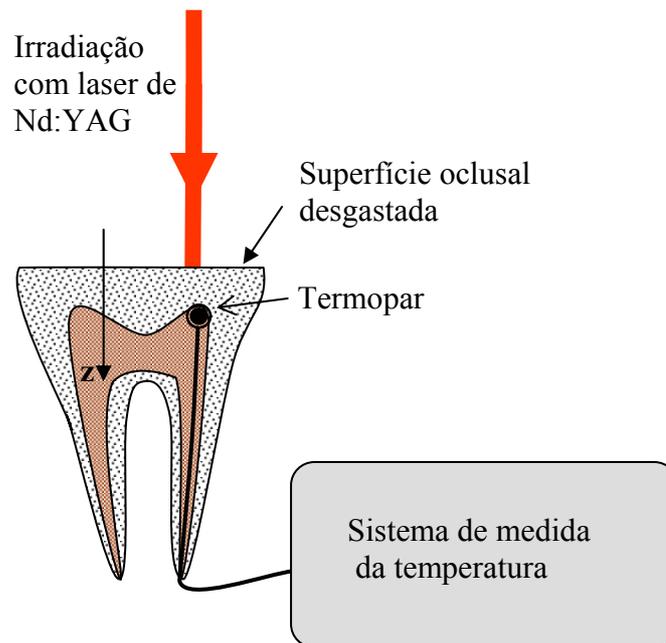


Figura 21 – Esquema do experimento utilizado para medir a temperatura atingida na região da polpa quando o dente é irradiado com o laser.

Os parâmetros experimentais utilizados foram 100mJ de energia, 10 Hz de frequência e 100 pulsos longos. Como os testes foram todos feitos *in vitro*, foi testado o efeito da refrigeração da superfície irradiada do dente com água, durante a aplicação do laser. Irradiamos então um dente na ausência e outro na presença de refrigeração com água.

Previamente a medição de temperatura nos dentes, foi realizada uma medição com o aparelho ligado, mas bloqueando o feixe do laser, para que ele não atingisse o dente. O objetivo desta medição foi o de caracterizar a relação sinal/ruído das medidas.

3.6.2 Estimativa da temperatura pulpar através de modelo matemático

Para se calcular a temperatura interior de um dente irradiado em um ponto na sua superfície com o feixe de um laser, seria necessário resolver a equação de transferência de calor com um termo de fonte e com condições de contorno que reflitam as diferentes partes do dente. Desta forma, dever-se-ia considerar que o dente tem uma estrutura interna composta pelo esmalte, dentina e polpa.

Além disso, as constantes térmicas que descrevem a transferência de energia (calor) são na verdade tensores devido à característica não-homogênea da dentina, que possui os canálculos orientados em uma mesma direção.

Para simplificar o modelo, utilizamos os resultados de Prahl (1995) para a evolução da temperatura no interior de um sólido homogêneo semi-infinito, cuja superfície é irradiada com uma onda eletromagnética que penetra no tecido e é absorvida de acordo com a lei de Beer.

A figura 21 ilustra a geometria do modelo, que usa um sólido semi-infinito para simular o dente que é caracterizado por uma série de constantes ópticas e térmicas (Apêndice A). O eixo z mede a profundidade a partir da superfície oclusal. O resultado da simulação é a função $T(z,t)$

que mede o aumento da temperatura em relação à temperatura inicial do dente, em função da profundidade z e do tempo t após o início da irradiação.

Os parâmetros empregados nesta estimativa foram os mesmos utilizados na medição experimental da temperatura intrapulpar (100 mJ, 10 Hz). As perdas de calor por radiação e por condução ao resto do corpo não foram consideradas. As expressões utilizadas no modelo, podem ser vistas no apêndice A. Estas equações podem ser facilmente calculadas, com resultados mostrados ao longo este trabalho.

Podemos usar um modelo bastante simples para estimar a temperatura também na superfície do dente logo após o pulso do laser: supondo que toda a energia do pulso é depositada homogeneamente em uma camada com profundidade igual à profundidade de penetração do feixe do laser. Usando a conhecida expressão $Q = mc\Delta T$, onde Q representa a energia depositada, m a massa correspondente à do volume aquecido pelo laser, podemos escrever:

$$\Delta T = \frac{E_{laser}}{\rho c L_{eff}} \quad (2)$$

onde

E_{laser} é a densidade de energia do feixe do laser [J/cm^2]

L_{eff} a profundidade efetiva de penetração do laser no dente ($\sim 0,1$ cm)

ρ a densidade do dente ($1,96$ g/cm³)

c o calor específico do dente ($1,59$ J/g/ °C)

ΔT a variação da temperatura na região considerada.

4. Resultados

Nesta seção são apresentados os resultados obtidos para os ensaios de resistência à microtração, topografia da fratura, interface de união e distribuição da temperatura no dente.

4.1 Resistência à microtração

Os resultados dos ensaios de microtração foram analisados estatisticamente utilizando um software especial (Statistica), onde o teste ANOVA foi efetuado para determinar o efeito da densidade de energia do laser na resistência à tração. Para determinar a significância estatística das comparações, foi utilizado um valor do nível-p de 0,05. Os valores individuais de cada medição, estão mostrados no apêndice B.

Dois dentes empregados no grupo L50 foram rejeitados, devido ao alto índice de fratura dos filetes durante o procedimento de corte.

As médias e desvio padrão das medidas obtidas com o teste de microtração para cada densidade de energia depositada estão representadas na tabela 7 e figura 22.

Os resultados do teste ANOVA mostraram haver diferença significativa entre os grupos. Para verificar quais grupos eram diferentes entre si, o teste post hoc LSD foi aplicado (Tabela 8). Os resultados mostraram, que o grupo L5, cuja média foi 56,88, obteve os maiores valores de microtração, sendo significativamente maior que todos os outros grupos. Já o grupo L50, com média de 30,42, obteve diferença significativamente menor que todos os demais. Os grupos L0 e L10, cujas médias foram respectivamente 48,14 e 48,81 equivaleram entre si.

Tabela 7: Média e desvio-padrão para cada grupo, obtidos com o teste de microtração.

Grupo	L0	L5	L10	L50
Média	48,14	56,88	48,81	30,42
Desvio Padrão	17,06	15,43	16,68	10,53

Tabela 8: Teste LSD, variável: TRACAO
Efeito principal: densidade de energia.

Dens. energia (mJ/cm²)	L0	L5	L10	L50
L0		0,000683	0,800078	0,000144
L5	0,000683		0,006605	0,000000
L10	0,800078	0,006605		0,000178
L50	0,000144	0,000000	0,000178	

Densidade de energia	L0	L5	L10	L50
Tensão (MPa)	48,14	56,88	48,81	30,42

Obs: Os valores em negrito representam diferença significativa.

Como foi observada uma dispersão muito grande nos resultados dentro de cada grupo, resolveu-se verificar se haveria uma diferença significativa entre os dentes utilizados como amostras. Para isso, só os filetes obtidos com o grupo L0 (sem aplicação do laser, só ácido) foram utilizados, a fim de comparar-se diferentes dentes com o mesmo tratamento. O teste utilizado foi também o teste LSD, sendo que os valores encontram-se na tabela 9 e figura 23. De acordo com os resultados obtidos, pode-se dividir os dentes utilizados em três blocos: O primeiro bloco formado pelos dentes D1 a D4. Estes dentes são semelhantes, apresentando os menores valores para a tensão de ruptura e diferem dos dentes D6 a D10, que seria o segundo bloco, com os maiores valores da tensão. O dente D5, é um terceiro bloco intermediário, visto que assemelha-se aos dentes D1 e D3, e também aos dentes D6, D7 e D8. Ainda no segundo bloco, observa-se também que o dente D8 difere do dente D10.

Os dentes D1 e D2, foram os que receberam em sua outra metade tratamento a laser com densidade de energia de 50 J/cm^2 . Já os dentes que receberam tratamento com 10 J/cm^2 , encontram-se distribuídos nos três blocos, sendo os dentes D3, D4, D5 e D6. Os dentes que foram irradiados com 5 J/cm^2 , pertencem todos ao bloco que desempenhou os melhores resultados também sem o laser, sendo os dentes D7, D8, D9 e D10. Estes resultados sugerem que os valores obtidos no teste de microtração foram influenciados pelos dentes utilizados em cada grupo.

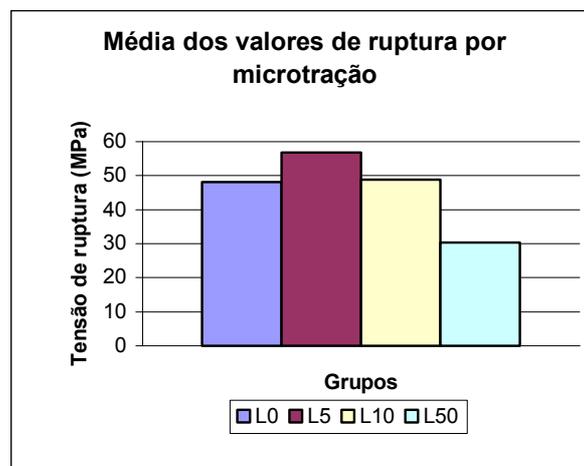


Figura 22: Gráfico dos valores médios de força de união por microtração para cada grupo testado.

Tabela 9: Teste LSD; variável: TRACAO

Efeito principal: Dente

Dentes	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D9	D10
D1-L0(50)		0,27170	0,71176	0,05326	0,10692	0,00944	0,001664	0,00265	0,00016	9,7E-06
D2-L0(50)	0,27170		0,67503	0,48981	0,01276	0,00101	0,000138	0,00019	1,2E-05	9,54E-07
D3-L0(10)	0,71176	0,67503		0,34760	0,14421	0,02578	0,011312	0,01917	0,00408	0,000392
D4-L0(10)	0,05326	0,48981	0,34760		0,00086	5,9E-05	3,38E-06	2,9E-06	1,1E-07	1,59E-08
D5-L0(10)	0,10692	0,01276	0,14421	0,00086		0,23332	0,111166	0,20229	0,03508	0,002055
D6-L0(10)	0,00016	1,24E-05	0,00408	1,1E-07	0,03508	0,54860	0,698361	0,33308		0,144206
D7-L0(5)	0,00166	0,00013	0,01131	3,3E-06	0,11116	0,80822		0,63020	0,69836	0,094252
D8-L0(5)	0,00265	0,00019	0,01917	2,9E-06	0,20229	0,87135	0,630201		0,33308	0,02508
D9-L0(5)	0,00944	0,00101	0,02578	5,9E-05	0,23332		0,808228	0,87135	0,54860	0,082059
D10-L0(5)	9,7E-06	9,54E-07	0,00039	1,5E-08	0,00205	0,08205	0,094252	0,02508	0,14420	

Obs: Na legenda dos dentes, o número que está entre parênteses, refere-se ao valor de densidade de energia que a outra metade de cada dente foi irradiada. Os valores em negrito representam diferença significante.

Valores médios (em MPa) para cada grupo

D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D9	D10
38,22	31,03	34,93	26,53	48,31	56,92	58,66	55,83	60,92	70,07

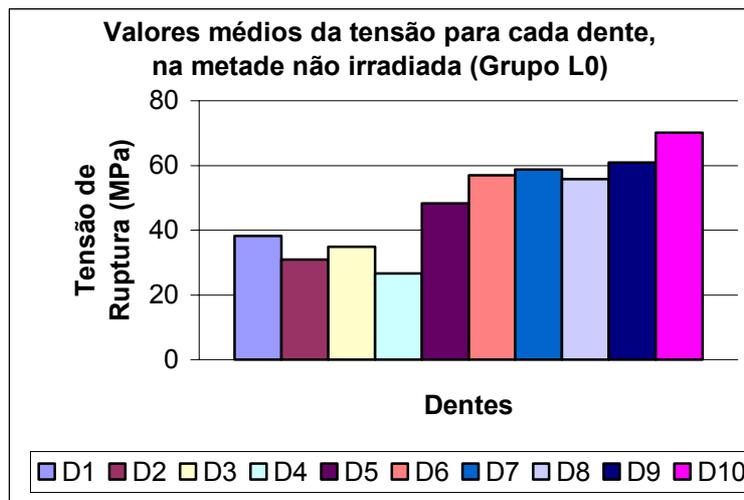


Figura 23: Gráfico dos valores médios de força de união por microtração para cada dente testado, no grupo L0.

4.2 Topografia da fratura

Quanto à avaliação visual das superfícies fraturadas com um estereoscópio, observou-se que todos os filetes apresentaram fratura na região da interface de união.

As imagens das superfícies fraturadas analisadas com o microscópio eletrônico de varredura podem ser vistas nas figuras 24 a 30, onde constatou-se que a propagação da fratura se deu, em geral, ao longo das três diferentes camadas (adesivo, dentina e resina).

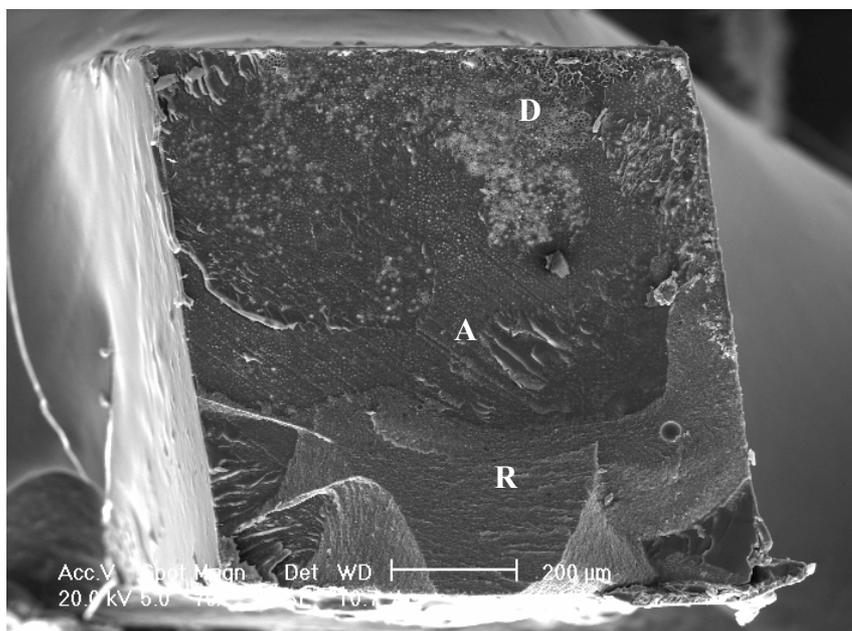


Figura 24: Superfície fraturada de um filete (grupo L0), mostrando a propagação da fratura entre as regiões da dentina (D), adesivo (A) e resina composta (R).

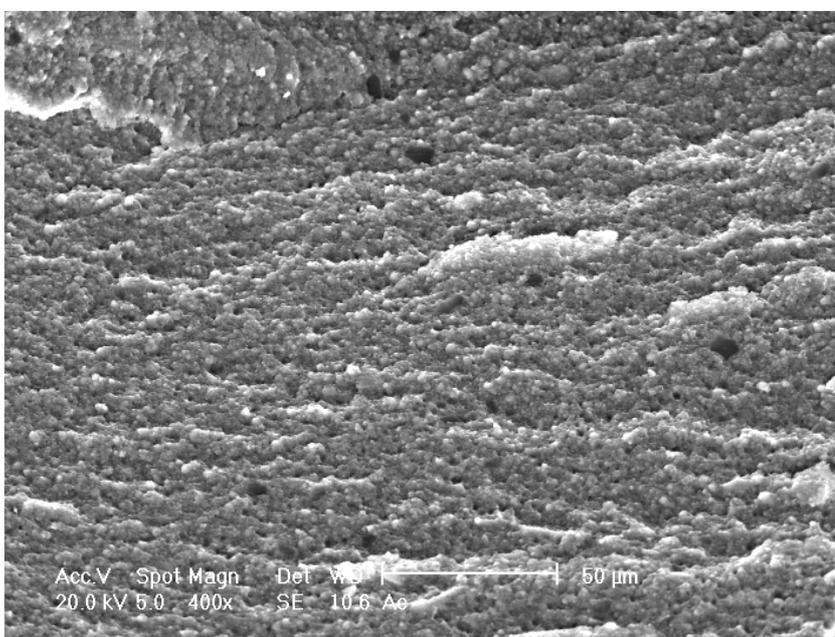


Figura 25: Detalhe da superfície fraturada do filete mostrado na figura 24, na região da resina composta.

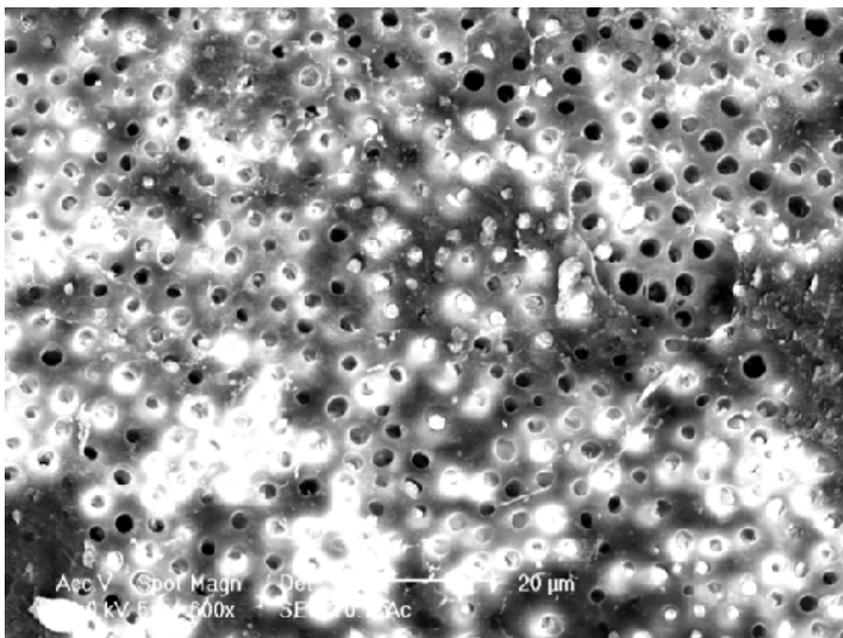


Figura 26: Detalhe da superfície mostrada na figura 24, na região da dentina. Observe que a resina foi arrancada de alguns dos canaliculos e quebrada na borda de outros como resultado da propagação da fratura neste ensaio.

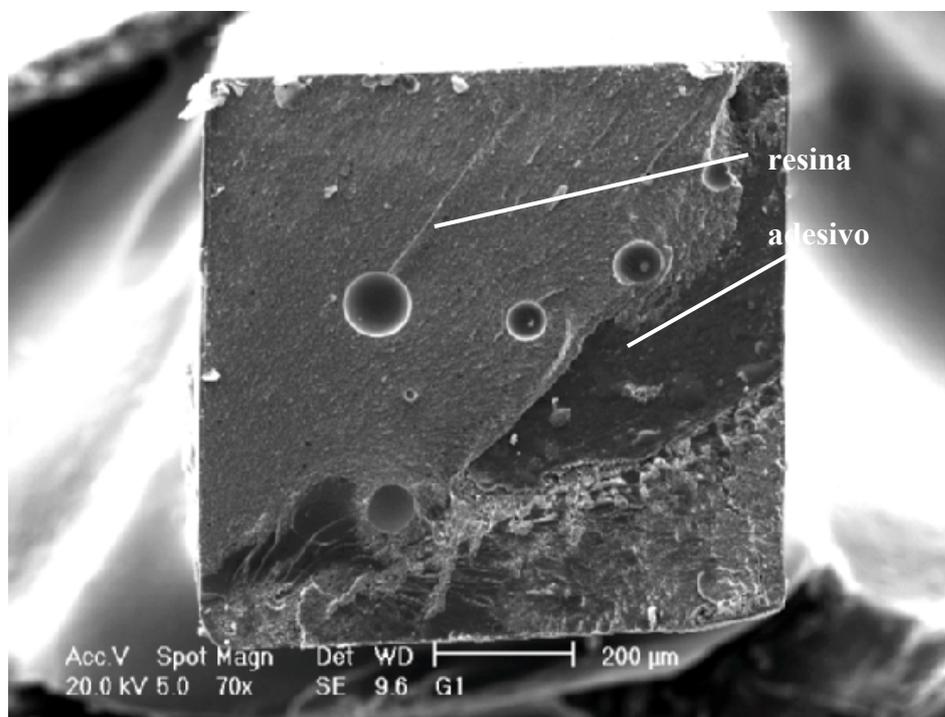


Figura 27: Superfície fraturada de um filete do grupo L5 mostrando a propagação da fratura ao longo da dentina, adesivo e resina.

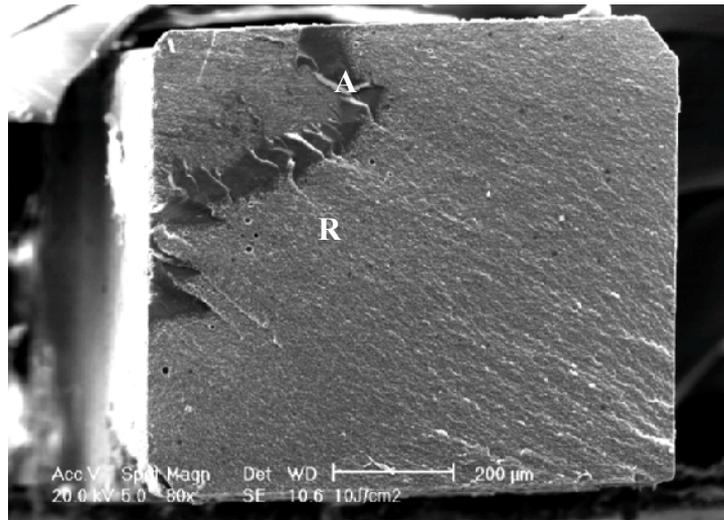


Figura 28: Imagem da superfície da fratura de uma amostra do grupo L10, onde se pode ver que a propagação se deu entre duas regiões da união: resina composta (R) e adesivo (A).

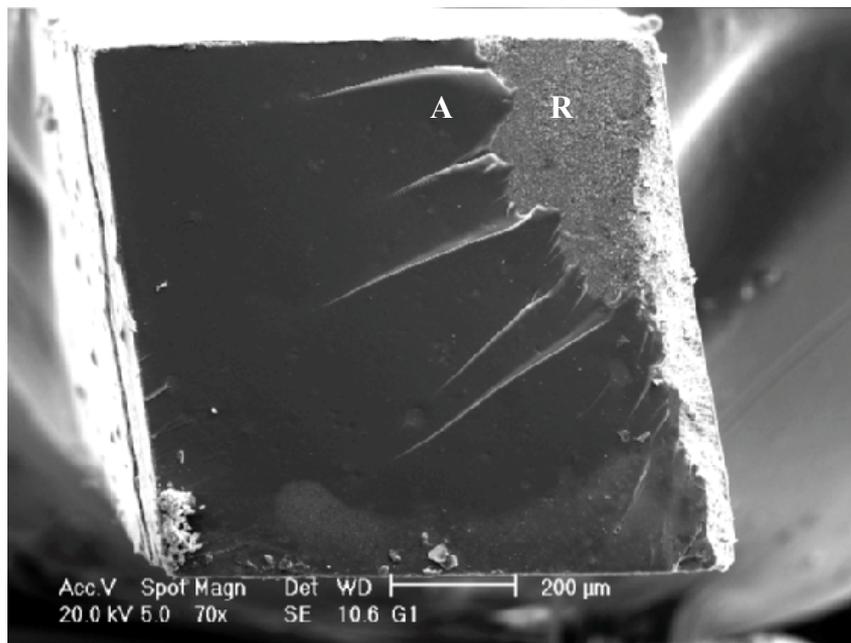


Figura 29: Imagem de amostra do grupo L50, mostrando a propagação da fratura entre as regiões de adesivo (A) e resina (R). No canto superior direito, observe que houve a abertura e propagação de trincas, proveniente de defeito de tamanho crítico nesta região, resultando em fratura catastrófica.

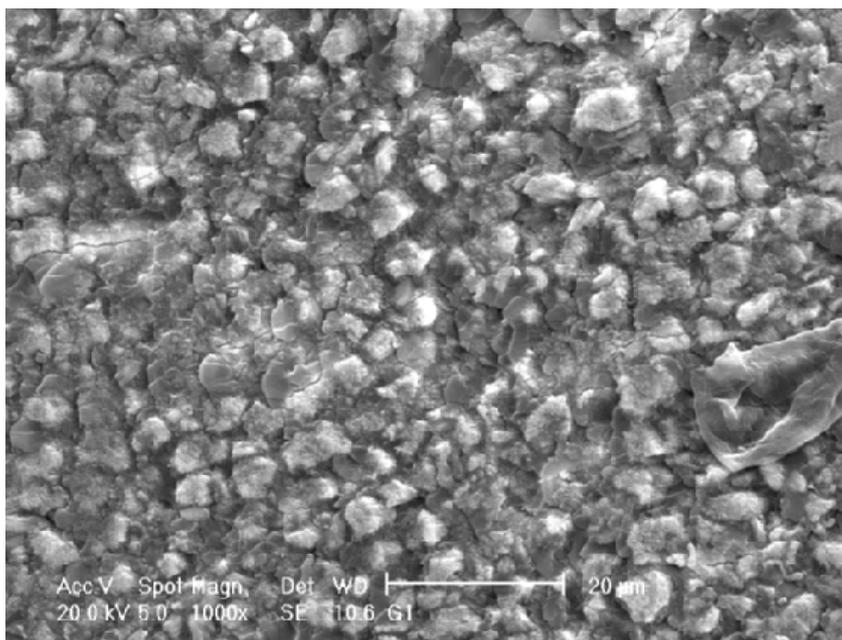


Figura 30: Detalhe da região superior direita observada na figura 29, mostrando tratar-se de uma área da resina composta. Esta região é possivelmente a região onde a fratura se nucleou.

4.3 Interface de união

As figuras 31 a 34 mostram as imagens obtidas em MEV da interface unida, onde pode-se observar a penetração do agente adesivo nos túbulos dentinários, os quais foram previamente descalcificados e desproteínados.

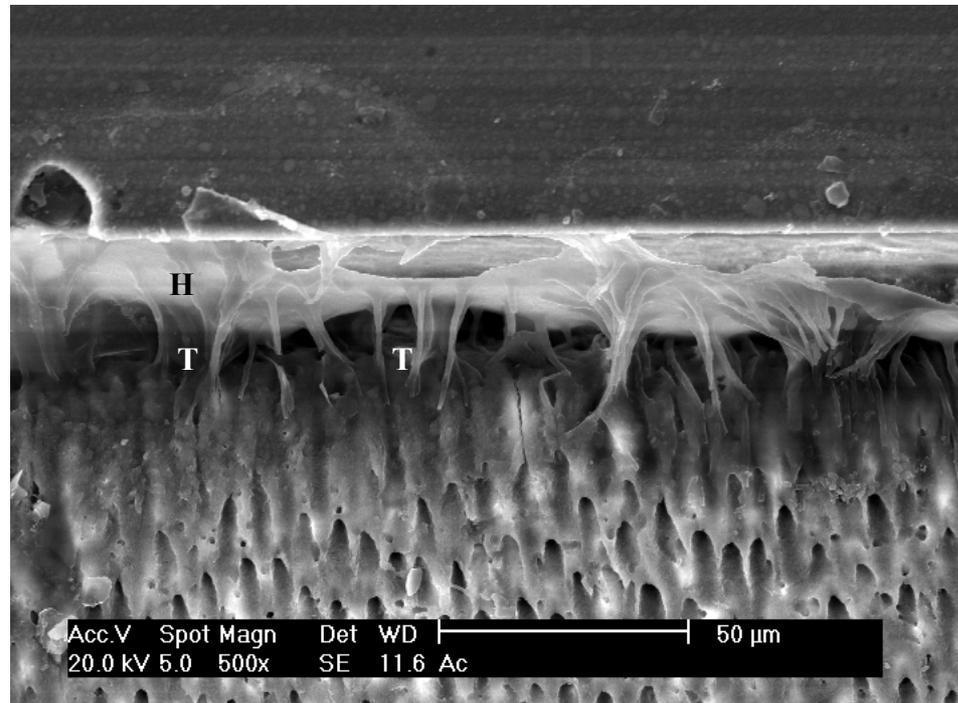


Figura 31: Imagem da camada híbrida (H) e *tags* resinosos (T), para um dente condicionado com ácido fosfórico a 35% (grupo L0)..

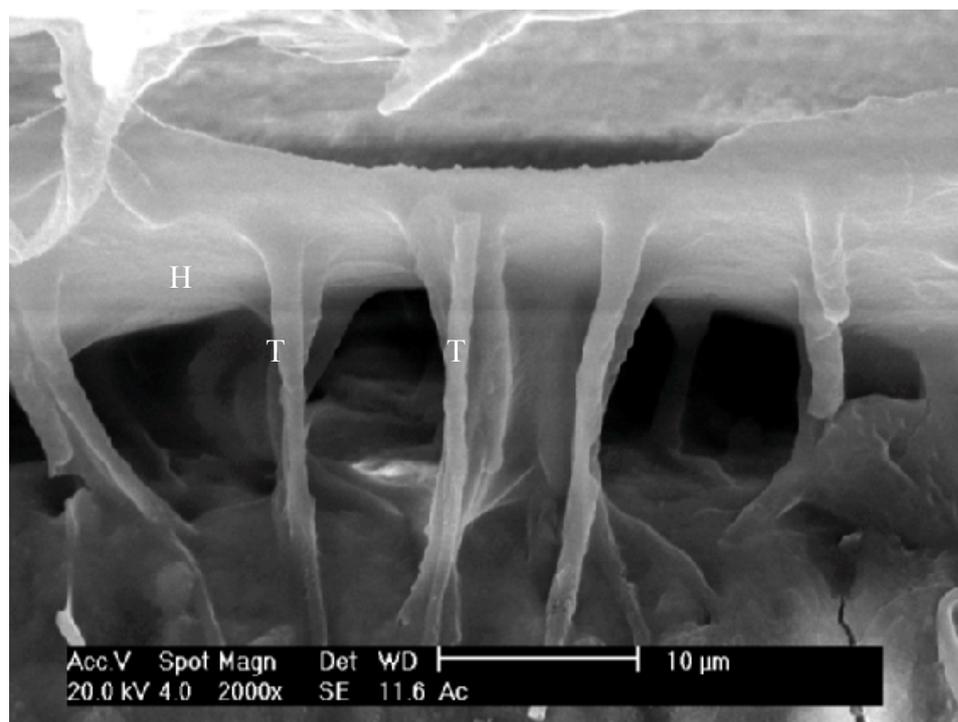


Figura 32: Detalhe da figura anterior, mostrando a camada híbrida (H) e *tags* resinosos (T).

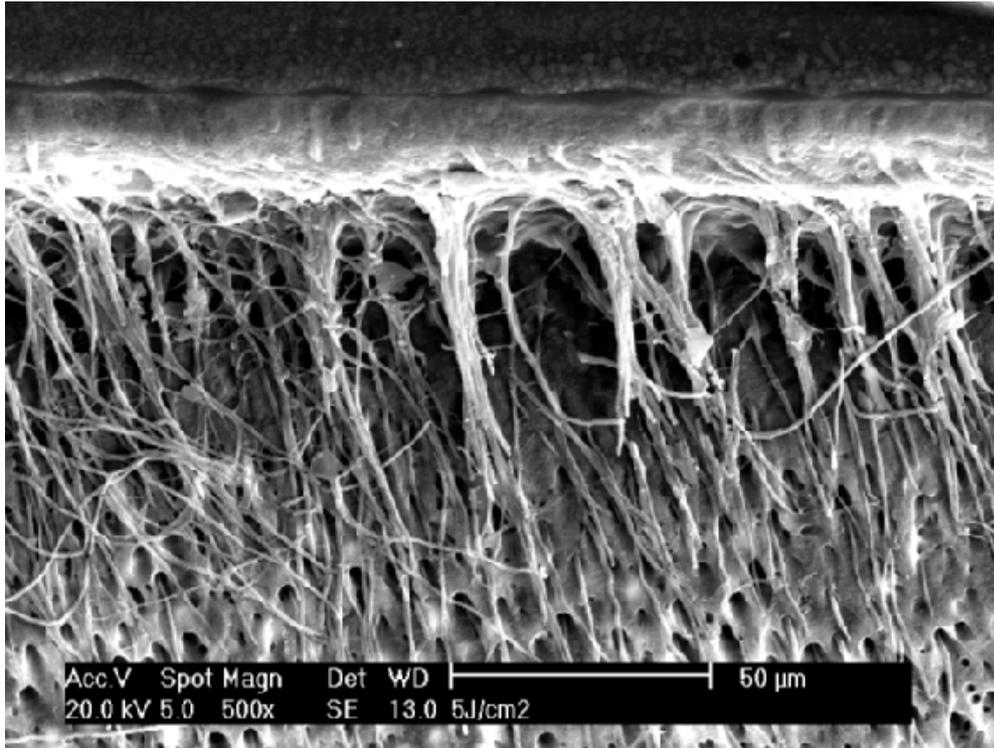


Figura 33: Camada híbrida e *tags* resinosos, para um dente em que foi aplicado laser com densidade de energia de 5 J/cm^2 sobre o adesivo. Observe comparando a figura 33 com a figura 31, como o escoamento do adesivo pelos canalículos foi maior do que quando o laser não foi utilizado.

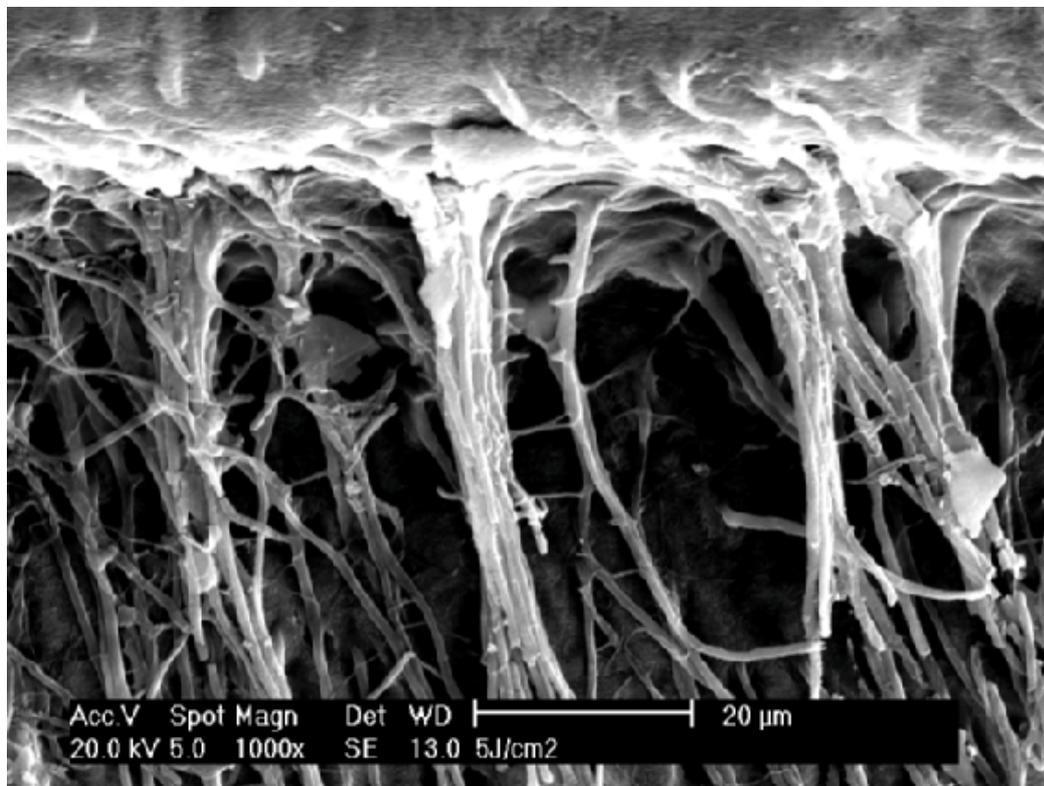


Figura 34: Detalhe do escoamento do adesivo nos canalículos, quando o laser foi aplicado sobre o adesivo, com densidade de energia de 5 J/cm^2 .

4.4 Distribuição da temperatura no dente

Os resultados da simulação da evolução da temperatura no dente para cada pulso do laser, obtidas através do modelo matemático, estão a seguir relatados.

Para um pulso de 100 mJ, com duração de 200 μ s, tem-se que no final do pulso, a temperatura na superfície atinge 45,4 °C de acordo com a fórmula 2, e o aumento final da temperatura do dente, supondo que toda energia fica contida neste, é de apenas 0,04 °C de acordo com o modelo mostrado no apêndice A.

O gráfico da temperatura em função do tempo (t) e da profundidade (z) é mostrado na figura 35 abaixo.

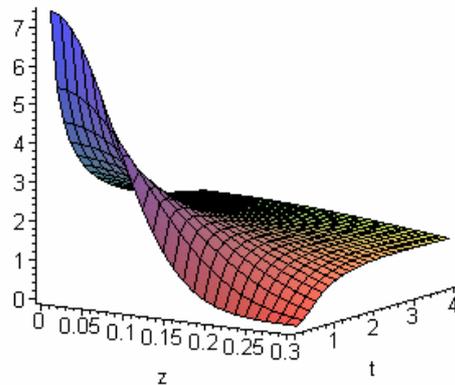


Figura 35 – Temperatura calculada em função da profundidade z (em cm) e do tempo t (em s) para um pulso de laser de 100 mJ e 10 Hz.

A distribuição da temperatura em função da profundidade, no tempo de 1/100 de segundo após o pulso do laser é mostrado na figura 36. Observe que a temperatura da superfície decaiu de 45,4 °C para 21,5 °C em apenas 0,01s.

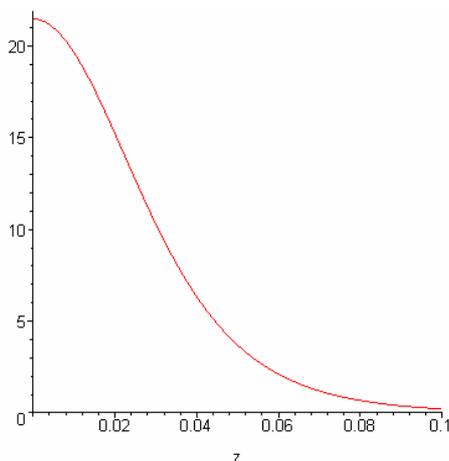


Figura 36 – Temperatura em função da profundidade para um tempo de 0,01 s após a aplicação de um pulso do laser. Note que a energia está confinada em uma pequena região de menos de 0,5 mm de espessura, próxima à superfície.

Para uma profundidade de $z = 0,3\text{cm}$, que foi a mesma na qual estava colocado o termopar na análise experimental, a evolução calculada da temperatura é mostrada abaixo, na figura 37. A temperatura máxima alcançada em $z = 0,3\text{cm}$ é de $1,3^\circ\text{C}$, decaindo após isso.

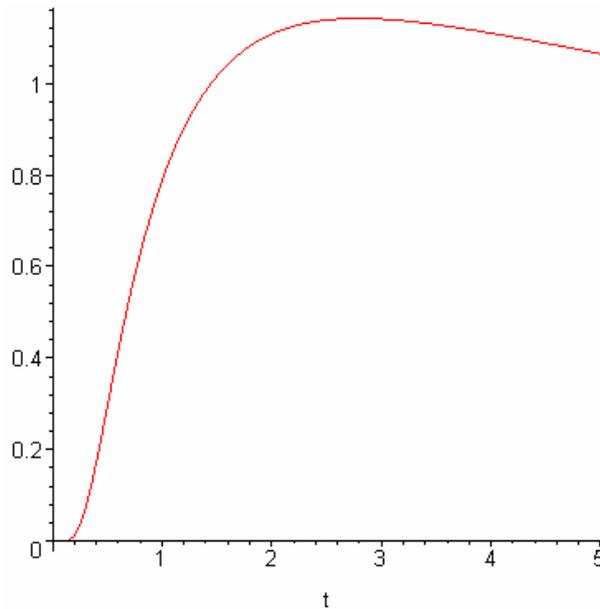


Figura 37 – Evolução da temperatura na região pulpar, na profundidade $z = 0,3\text{cm}$.

Estes resultados podem ser comparados aos obtidos experimentalmente. Note que o modelo matemático prevê a temperatura para apenas um pulso, enquanto no modelo experimental, foram utilizados 100 pulsos.

As tomadas radiográficas dos dentes utilizados na análise experimental, mostraram uma distância de 3mm da polpa até a superfície desgastada dos dentes.

Verificou-se que o ruído eletromagnético produzido pelo sistema de disparo do laser não afeta as medidas significativamente, podendo ser desprezado.

A medida da temperatura para uma seqüência de 100 pulsos de laser com 100 mJ cada um, é mostrada na figura 38. Nesta figura, observa-se a variação da temperatura no caso em que o dente não foi irrigado.

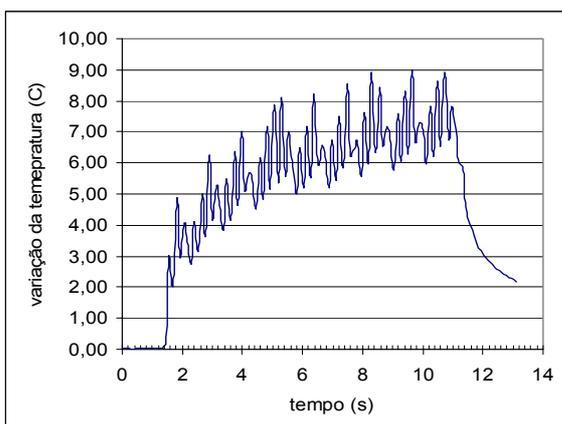


Figura 38 – evolução da temperatura de um dente irradiado com 100 pulsos de laser com 100 mJ de energia, a uma taxa de 10 Hz, sem irrigação com água. A cada pulso, a temperatura na região do termopar, a 3mm da superfície, é de cerca de 2°C . No final da irradiação a variação da temperatura chega a cerca de $7,5^\circ\text{C}$.

Para o dente resfriado com água durante a aplicação do laser, mostrado na figura 39, nota-se que para cada novo pulso, a temperatura aumenta cerca de $0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ e que ela diminui rapidamente antes que o próximo pulso chegue ao dente. A temperatura média aumenta lentamente e após 10 segundos, a elevação da temperatura no dente é de cerca de $2\text{ }^{\circ}\text{C}$ na região do termopar (polpa). Após o último pulso do laser, a temperatura decai rapidamente.

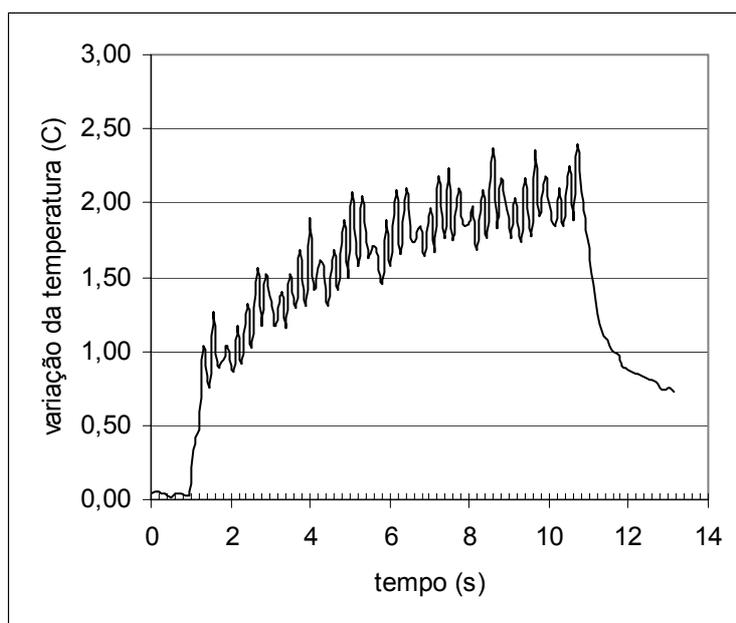


Figura 39 – medida da variação da temperatura do dente na região da polpa, para uma aplicação de 100 pulsos de laser com 100 mJ cada na superfície, à 3mm da polpa, com irrigação com água. A variação rápida da temperatura deve-se ao aquecimento durante cada pulso, que dura cerca de $200\text{ }\mu\text{s}$, e ao resfriamento no intervalo de tempo entre pulsos consecutivos (0,1s).

5. Discussão

A tecnologia do laser vem sendo amplamente estudada para o uso na odontologia. Estudos recentes sugerem que o laser possa operar como um método alternativo ou conjunto na alteração das superfícies dentárias (George, 1989; White et al, 1991a; White et al, 1991b; Ariyaratnam et al, 1997; Ariyaratnam et al, 1999; Matos et al, 1999; Gonçalves and Araújo, 1999; Matos et al, 2000; Moreira, 2001; De Munck et.al., 2002; Ramos et al, 2002). Esta alteração traria benefícios como o aumento na resistência à desmineralização frente aos ácidos bucais, diminuição da permeabilidade e promoção de uma estrutura adequada para uma união mecânica com os materiais restauradores.

Análises em microscopia eletrônica de varredura tem demonstrado que, dependendo da energia utilizada, alterações morfológicas na superfície dentinária incluem fusão e resolidificação assim como formação de crateras (Dederich, 1993; Frentzen e Koort, 1990; Goodis et al, 1997 Ariyaratnam et al., 1999; Mc Donald et al, 2001). As imagens feitas em nosso estudo piloto, em que foram empregadas energias entre 100 e 400mJ, estão de acordo com estas (figuras 16 e 17). Estas imagens mostraram áreas de dentina resolidificada e dependendo da quantidade de energia aplicada houve a formação de crateras com até 200 μm de diâmetro. Nas áreas irradiadas sem refrigeração com água, pôde-se observar em torno das crateras uma região esbranquiçada, provavelmente causada pelo depósito do material que foi ejetado. Estes parâmetros levaram à modificações físicas muito severas. Em função disto, valores inferiores de energia foram escolhidos para a modificação dentinária pretendida neste estudo, uma vez que o objetivo era somente o de aquecer a dentina.

Apesar do que vêm sendo sugerido, consideramos que o uso do laser de Nd:YAG antes do processo restaurador adesivo não seja indicado. Muito pelo contrário, vários estudos têm demonstrado uma força de união mais baixa entre a resina e a dentina condicionada pelo laser do que quando esta é condicionada pelo ácido (White et al, 1991a ; Shaw et al 1993, Ariyaratnam et al, 1997; Matos et al, 1999). Isto deve ao fato deste laser formar uma área tecidual pobre em túbulos dentinários, com sua oclusão parcial ou total (Gelskey et al, 1993; Tanji e Matsumoto, 1994; Gutknecht et al, 1997; Matos et al, 1999). Sendo assim, a formação de *tags* resinosos para o interior da dentina não ocorre (Gonçalves et al, 1999; Oda et al, 2001), sugerindo que sua fusão e recristalização tornam a infiltração do adesivo e a retenção micromecânica mais difíceis. Mesmo tratando-se posteriormente este tecido modificado com ácido, não há uma melhora significativa nos valores de união, visto que esta hidroxiapatita recristalizada apresenta uma maior microdureza e uma maior resistência a desmineralização (Pashley et al., 1992; Mohsen e Shabka, 1993; Kinney et al., 1996; Visuri et al., 1996). Estes fatos parecem inviabilizar o uso deste laser também para a remoção de cáries, caso o dente seja posteriormente restaurado, a não ser que seja lançado no mercado algum adesivo específico para a dentina tratada com o laser de Nd: YAG.

No entanto, o uso do laser de Nd:YAG após a aplicação do adesivo, como já realizado por alguns pesquisadores (Gonçalves et al, 1999; Matos et al, 1999; Matos et al, 2000) pareceu uma forma atrativa para a obtenção de valores superiores de força de união

Neste estudo, os resultados mostraram uma diferença estatisticamente significativa na força de união, quando uma densidade de energia de 5 J/cm^2 foi aplicada sobre o adesivo, sendo esta maior que todos os demais grupos. Quando aplicou-se 10 J/cm^2 , a força de união equivaliu ao grupo onde não foi aplicado o laser. Já quando utilizou-se a densidade de energia de 50 J/cm^2 , o resultado de força de união mostrou-se significativamente mais baixo que todos os outros grupos. Estes resultados sugerem que valores baixos de densidade de energia parecem ser mais

adequados para promover uma união mais forte entre o dente e o biomaterial. Isto está de acordo com o trabalho de Gonçalves (1999), que utilizando uma densidade de energia de $1,31 \text{ J/cm}^2$ conseguiu resultados estatisticamente superiores de força de união no grupo irradiado com laser após o procedimento adesivo, do que no grupo tratado convencionalmente. Com uma densidade de energia relativamente alta, como 50 J/cm^2 , provavelmente ocorre um aquecimento muito elevado na superfície do dente, que talvez acarrete na degradação do adesivo e do dente.

Em relação ao teste de união, alguns aspectos tornam-se interessantes de serem aqui discutidos. Embora exista um consenso de que o acompanhamento clínico é o método mais válido de se avaliar a qualidade e eficiência de um sistema adesivo, tal procedimento torna-se difícil devido ao alto custo e longo tempo necessário para a sua execução (Oilo, 1993; Phrukkanon et al, 1998; Sudsangiam e Van Noort, 1999). Sendo assim, testes laboratoriais de força de união são normalmente utilizados pelos fabricantes para demonstrar a qualidade de um agente de união em relação aos seus competidores.

Neste estudo, optou-se por utilizar o teste de força de união por microtração, por ser o teste mais recomendado e aceito pela comunidade científica odontológica no momento. No entanto, a variabilidade nos resultados apresentou-se bastante alta. Vários estudos utilizando o teste de microtração têm resultado também em desvios padrão altos (Chen et. al., 2001; Hashimoto et al, 2002; Xie et al, 2002; Ibarra et al, 2002). Um trabalho realizado por Lopez (2002), no qual este utilizou o mesmo sistema adesivo e resina composta empregados neste estudo bem como a mesma máquina de testes (Laboratório de Materiais Dentários da UFSC), mostrou resultados semelhantes aos aqui obtidos.

Segundo Oilo (1993), principalmente três fatores tem uma influência significativa nos resultados, sem levar em conta o próprio produto testado: a aplicação da força (ou seja, a metodologia de teste); a qualidade do substrato (dentina) e as condições de armazenagem das amostras previamente ao teste.

Quanto à metodologia do teste, em um teste de microtração a união é quebrada por uma força de tração que atua em sentido normal à superfície unida (Figuras 10H e 20). O maior problema é manter o alinhamento tanto durante o processo de união como durante o teste, de maneira a evitar forças de cisalhamento devido à uma geometria interfacial incorreta. No processo de união, em que um bloco de resina composta é montado sobre a superfície oclusal plana do dente, tudo é realizado visualmente, desde o corte e desgaste da superfície oclusal com discos e lixas, até a confecção manual, em camadas, do bloco de resina (Figura 10A a D). Sendo assim, não há a garantia de que os filetes cortados tenham um alinhamento perfeito.

O próprio processo de corte atua como mais uma variável, em que cortes tão finos, de 1 mm ou menos, podem gerar, pela própria vibração do disco, início de trincas ou defeitos que podem atuar como pontos de concentração de tensões, que seriam os responsáveis pelo início da fratura quando submetidos à força de tração. Além disso, foi verificado que a máquina de corte (Isomet) introduziu um erro aleatório, pois os filetes apresentaram diferentes valores na sua área, variando de $0,6 \text{ mm}^2$ à $1,0 \text{ mm}^2$. Portanto, é essencial que cada filete submetido ao teste tenha a sua área devidamente medida.

No teste de microtração, cada filete é colado na máquina de ensaios a um dispositivo especial para este tipo de teste (Figura 20). Neste procedimento o alinhamento da amostra com a máquina é feito visualmente. Talvez esta seja a mais importante fonte de erros, uma vez que para testes de tração de materiais frágeis, como é o caso do dente e resina, um desalinhamento de poucos graus entre o eixo da amostra e o eixo da máquina já é suficiente para gerar tensões de cisalhamento relevantes. Um estudo feito por Phrukkanon et al (1998), o qual utilizou análise por elementos finitos (AEF) para avaliar a distribuição de tensões em amostras para teste de microtração, mostrou que as tensões resultantes não foram uniformemente distribuídas em todos os tipos de amostras utilizadas, confirmando assim a hipótese de que este tipo de teste gera uma distribuição não uniforme de tensões. Também um estudo realizado por Ferrari et al (2002), em

que estes observaram no MEV os filetes que seriam levados à microtração, resultou que, de 80 amostras analisadas, nenhuma se apresentou livre de defeitos. Estes consistiam de micro-rachaduras no esmalte, e defeitos na camada híbrida, na dentina. Também foi freqüente a presença de fendas na interface entre os substratos e bolhas eram visíveis ocasionalmente na massa da resina composta.

Quanto às variações do substrato, a própria dentina, devido a sua heterogeneidade é um fator importante que influencia nos resultados de resistência de união. A qualidade e estrutura da dentina exposta varia com o tipo e a idade dos dentes e com o tamanho e quantidade de túbulos abertos. O número dos túbulos aumentam à medida que a distância da polpa diminui. Estudos in vivo e in vitro tem demonstrado que a força de união é afetada de acordo com a profundidade da dentina, dependendo do tipo de sistema adesivo utilizado (McGuckin et al, 1991; Pashley et al, 1993; Yoshikawa et al, 1997). À medida que a polpa é alcançada, há um decréscimo relativo na dentina intertubular disponível para a formação da camada híbrida, bem como um aumento na umidade intrínseca da dentina, sendo que ambos fatores podem diminuir a força de união (Pashley et al, 1996)

Além disso, a dentina pode apresentar alterações fisiológicas ou patológicas na sua composição e microestrutura (Stanley et al., 1983) Assim, a dentina esclerótica, por exemplo, é um substrato clínico comum, embora alterado. Além da esclerose fisiológica da dentina como um processo de envelhecimento dos dentes, o complexo dentino-pulpar é capaz de desenvolver mecanismos de defesa específicos contra injúrias externas. Esclerose reativa ocorre em resposta a irritações lentamente progressivas ou leves como abrasão mecânica, erosão ácida, cáries, procedimentos operatórios agressivos e atrição dental (Stanley et al., 1983). O resultado é um tecido dentinário com parcial ou total obliteração dos túbulos dentinários, cuja permeabilidade é acentuadamente reduzida (Tagami et al., 1992).

Muitas investigações têm demonstrado que a dentina esclerótica responde de maneira diferente em relação à dentina normal frente ao condicionamento ácido e aos procedimentos adesivos (Heymann et al., 1988; 1991; Duke e Lindemuth, 1991; Marshall et al. 2000).

Outro fator ainda a se considerar, é que os dentes utilizados para teste são dentes extraídos, e alterações ocorrem na dentina também após a extração (Oilo, 1993). No entanto, as evidências sobre a influência dessas alterações na força de união de sistemas adesivos são conflitantes (Causton e Johnson, 1979; Mitchem e Gronas, 1986). Especificações da ISO, entretanto, recomendam o uso de dentes armazenados por um período de 1 a 6 meses após a extração. De modo a tentar obter-se um baixo grau de variabilidade, utilizamos neste estudo somente terceiros molares hígidos, desgastados à uma profundidade média e armazenados por um período de no máximo 6 meses. Mesmo assim, os resultados da comparação entre os dentes mostraram que muitos são estatisticamente diferentes entre si (tabela 9). Sendo assim, os dentes que foram utilizados para a irradiação com 50 J/cm^2 , quando não irradiados com laser, apresentaram também valores significativamente mais baixos que os dentes que foram utilizados para a irradiação com 5 J/cm^2 (comparando-se o lado não irradiado). Os dentes cuja metade foi irradiada com 10 J/cm^2 , foram semelhantes a alguns do grupo L5 e outros do grupo L50. Estes resultados sugerem que os dentes utilizados em cada grupo podem ter determinado a sua performance no teste de união.

Uma vez realizadas as restaurações, um terceiro fator que pode influenciar nos resultados é o modo de armazenagem das amostras unidas, previamente ao teste. Prever a longevidade clínica de um adesivo através de dados obtidos em testes laboratoriais, em que se utiliza uma cavidade não retentiva, é difícil. O complexo meio bucal, com alterações de temperatura, tensões, umidade, acidez e placa bacteriana é impossível de ser simulado em laboratório. Somente testes clínicos podem prover propriamente esta resposta. Tempos maiores de armazenagem em água no laboratório e termociclagem para introduzir uma degradação térmica nos materiais, possam talvez ajudar a dar uma indicação de qual adesivo terá uma vida útil mais

longa (Oilo, 1993). Uma especificação da ISO, no entanto, apresenta três possibilidades para o armazenamento das amostras: período curto (24 horas em água a 37°C), período longo (6 meses em água a 37°C) e termociclagem (500 ciclos alternando entre 5°C e 55°C). Neste estudo, optou-se pelo período curto de 24 horas, uma vez que a influência da termociclagem nos resultados nem sempre têm se mostrado relevante (Aguilar et al, 2002; Li et al, 2002; Xie et al, 2002), e a utilização do armazenamento longo consumiria muito tempo.

A análise visual das fraturas revelou que todos os filetes apresentaram fratura na região de interface de união entre a resina e a dentina. A inspeção da região da fratura após os ensaios de tração podem dar algumas informações sobre a forma e possíveis mecanismos envolvidos no processo de fratura, como por exemplo, qual a região mais fraca, como ocorre a propagação e, mais importante, quais as possíveis causas da grande dispersão dos dados obtidos quanto à resistência à tração.

Sabe-se que o mecanismo de fratura é o seguinte: devido à distribuição de tensões na peça, a fratura inicia no ponto onde ocorre a sua nucleação. Ao aumentar a força de tração, a fratura se desenvolve a partir desta área nucleada, onde ocorreu a primeira falha na adesão. Normalmente este ponto (de nucleação) está associado à maior sollicitação mecânica da peça, combinado com uma menor resistência mecânica local, como alguma microtrinca ou outro tipo de falha. No nosso caso, a nucleação apareceu sempre na região de união entre a resina composta e a dentina. Isso mostrou que a união entre resina-adesivo-dentina é menos resistente do que a resina e a dentina sozinhas.

A figura 24 mostra claramente as regiões expostas de uma fratura: resina (R), adesivo (A) e dentina (D). Nesta figura podemos ver que a propagação da fratura ocorreu entre as três regiões da união resina-adesivo-dentina. Este fato não indica que elas tenham a mesma resistência à propagação, mas sugere que existe um pequeno desalinhamento no posicionamento da perpendicular ao plano de cola com o eixo de tração. Um pequeno desalinhamento na perpendicularidade do eixo de carregamento da máquina e o plano de cola é suficiente para propiciar a propagação da fratura cortando as três camadas.

Uma observação interessante a comentar, é que fraturas coesivas do substrato, se devem também em grande parte, à biomecânica do teste (Versluis et al, 1997; Van Noort et al, 1989 e 1991) e não necessariamente significa uma resistência superior do adesivo, como sugerem alguns autores (Davidson et al, 1993; Oilo, 1993), nem que a resistência coesiva da dentina tenha sido diminuída pela desidratação (Gwinnett, 1994). Conforme muito bem comentado por Armstrong et al (1998), o teste de um conjunto unido é muito diferente daquele em um material monolítico, e mesmo que uma geometria de teste promovesse tensões perfeitamente normais à superfície, os resultados ainda assim seriam difíceis de interpretar, por representarem uma complexa distribuição não-uniforme, tridimensional de tensões ao longo do sistema. Sendo assim, nestes tipos de estudo, a diferença nos modos de fratura é atribuída às propriedades de todos os materiais que compõe o conjunto unido, isto é, a dentina, o sistema adesivo e a resina composta restauradora, bem como à mecânica do aparato de teste, e não ao sistema adesivo individualmente. Prova disto é que resultados diferentes poderiam ser obtidos com qualquer alteração em um dos componentes unidos, ou no sistema de teste.

O teste de microtração, apesar de sua praticidade e versatilidade, parece estar longe de ser o tipo de teste ideal para predizer a qualidade de um sistema adesivo. Conforme já foi previamente comentado, as tensões geradas em testes de resistência, sejam através de tração, cisalhamento ou microtração, são não-uniformes e amplamente dependentes da geometria de teste e configuração da carga aplicada (Van Noort et al., 1989). Estas questões, juntamente com o fato de que os resultados dos testes *in vitro* não predizem necessariamente o sucesso clínico dos adesivos (Tyas, 1991; DeHoff et al., 1995), indicam a necessidade de pesquisa por novos métodos de testes mecânicos para a avaliação da união do conjunto dente-restauração. Segundo Kinloch (1987), para avaliar a adesão de um conjunto, deve-se ter um teste que: (1) considere os

defeitos no material; (2) independa da geometria de teste; (3) produza falhas na interface; (4) determine as contribuições das forças de adesão intrínsecas e aquelas devido a perdas de energia viscoelástica e plástica. Os testes baseados na força de união não preenchem estes requerimentos adequadamente (Armstrong et al, 1998). Uma abordagem diferente, utilizando testes de tenacidade à fratura (K_{IC}) foi realizada por Tam e Pillar (1993) e Lin e Douglas (1994), apresentando resultados com ausência de fraturas coesivas. No entanto, este tipo de teste parece não ter ganho popularidade devido a maior dificuldade para a sua execução.

É interessante observar que, quando se compara através da microscopia eletrônica a interface unida realizada com o procedimento padrão sem o uso do laser com o procedimento em que empregou-se o laser, pode-se verificar que com o primeiro tratamento houve um menor número de prolongamentos resinosos formados. Aplicando-se o laser, os prolongamentos resinosos apareceram mais presentes, apresentando inclusive projeções laterais (Figuras 31 a 34). Estas imagens se assemelham com as obtidas por Gonçalves (1996b). Este maior escoamento, provavelmente foi o que levou a melhores resultados na força de união. Segundo Swift (1995) e Perdigão (1995), a presença de prolongamentos resinosos no interior dos túbulos representa pouca retenção caso estes não estejam adequadamente hibridizados junto às suas paredes laterais. Sendo assim, o uso de laser com baixa energia sobre o adesivo parece contribuir para que haja um contato mais íntimo deste com as paredes dos túbulos dentinários.

Além da influência na adesão, outros efeitos do laser na dentina são considerados benéficos. Desta maneira, a aplicação do laser provavelmente contribuiu também para aumentar a microdureza e a resistência à desmineralização (Cooper et al., 1988; Pashley et al., 1992; Mohsen and Shabka, 1993; Kinney et al., 1996; Visuri et al., 1996) e diminuir a permeabilidade dentinária (Goodis et al, 1997, Bona Matos et al, 2000), reduzindo assim o acesso bacteriano à polpa e protegendo o remanescente dental de inflamação pulpar, sensibilidade pós-operatória e cáries recorrentes. Outro fato que pode ser considerado, é que com a utilização de ácidos fortes para a remoção total da lama dentinária e desmineralização superficial da dentina, há a possibilidade dos monômeros resinosos não se difundirem na dentina desmineralizada em sua completa profundidade, fato que deixaria uma zona de colágeno desprotegido. Estas fibras colágenas expostas ficariam susceptíveis à hidrólises e à nanoinfiltração além de criar uma interface em que possa haver indesejável concentração de tensões (Pashley et al, 1993; Watanabe et al, 1994). Dependendo da potência do laser aplicada após o procedimento adesivo, é possível que esta zona de colágeno desprotegido sofra vaporização, e a hidroxiapatita subjacente que foi recristalizada ocupe este espaço, protegendo também deste modo o remanescente dental. Estudos de microinfiltração utilizando-se este princípio da irradiação com laser após o procedimento adesivo seriam portanto válidos, ficando aqui uma sugestão para trabalhos futuros.

Os resultados da medição de temperatura mostraram que, apesar da temperatura na superfície do dente irradiado poder atingir mais de 1000°C durante um intervalo de tempo muito curto, verifica-se que a temperatura no interior aumenta apenas alguns graus.

De acordo com o modelo matemático, pode-se observar que para um tempo de 1 centésimo de segundo após a aplicação de um pulso de laser com 100 mJ, a energia ficou confinada em uma pequena região de menos de 0,5 mm de espessura, próxima a superfície. Dois segundos após, para uma profundidade de 3 mm, a temperatura elevou-se cerca de 1,3 °C (Figuras 36 e 37). Um fato a ser observado, é que o modelo teórico é unidimensional, supondo que a energia laser é depositada homoganeamente em toda a superfície do plano semi-infinito (do dente), com densidade de energia igual à densidade usada no experimento. Com isso, os efeitos de transporte de energia devido ao fato do laser estar confinado em uma pequena área são desprezados. O resultado é um tempo mais lento para o resfriamento do dente em relação ao observado experimentalmente e ao que se obteria com um modelo tridimensional. Mesmo assim este modelo pode ser utilizado como uma guia rápida para estimar a temperatura e sua evolução durante e após cada pulso do laser. O modelo mais completo para uma seqüência de pulsos do

laser, levando em conta a temperatura residual dos pulsos anteriores está fora do escopo deste trabalho.

Os resultados da medição experimental de temperatura, sugerem ser essencial a utilização de refrigeração com água quando se irradia tecido dental duro, estando de acordo com o trabalho de Armengol e Marion (2000). Segundo nossos resultados, a irradiação do dente com 100 pulsos de 100mJ e uma frequência de 10 Hz, à uma distância de 3 mm da polpa, utilizando-se refrigeração com água, levou à um aumento médio de temperatura nesta na ordem de 2°C (Figura 39). Esta variação de temperatura está dentro dos limites aceitáveis de acordo com o trabalho de Zach e Cohen (1962), segundo o qual um aumento de temperatura da ordem de 5,6°C é inaceitável. Já quando não utilizou-se refrigeração com água, para estes mesmos parâmetros a variação média de temperatura chegou a 7,5°C (Figura 38). O filme de água corrente na superfície do dente, praticamente não absorve a energia do feixe do laser, mas ajuda a resfriar o dente como um todo, não só reduzindo a elevação da temperatura intrapulpar, como também minimizando a carbonização da superfície e prevenindo o aparecimento de micro-rachaduras. Como os parâmetros utilizados nesta avaliação da temperatura intra-pulpar estão acima dos utilizados para o tratamento de superfície da dentina aplicados previamente em nosso estudo, aqueles parecem ser seguros de serem utilizados. Além disso, na boca, a elevação da temperatura intrapulpar deve ser ainda menor, devido à presença de ligamento periodontal intacto, osso e a circulação pulpar (Türkmen et al, 2000).

É importante aqui mencionar ainda, que a quantidade de dentina remanescente até a polpa é um fator importante que também pode influenciar no quanto a temperatura desta irá se elevar. A espessura de dentina remanescente é um isolante ao calor aplicado na superfície do dente. A termocondutividade da dentina é bem mais baixa (κ : $5,69 \times 10^{-3}$ W/cm°C) que a do esmalte (κ : $9,34 \times 10^3$ W/cm°C). Neste estudo a distância até a polpa foi de 3 mm. De acordo com White et al (1994), uma espessura de 1mm de dentina parece não oferecer riscos à polpa devido ao aumento de temperatura, quando os parâmetros do laser de Nd: YAG não excedem 1,0W e 10 Hz por 10 segundos. No entanto quando esta distância diminui, o aumento de temperatura induzido pelo laser pode danificar a polpa. Isto pode ser visualizado na figura 35 de nosso modelo analítico.

Uma última consideração a se fazer, é que, todos os trabalhos que estudam os danos causados pelo acréscimo na temperatura intrapulpar se baseiam no trabalho de Zach e Cohen (1962), segundo o qual a elevação de temperatura na polpa deve ficar abaixo dos 5°C (maiores detalhes sobre este, encontram-se especificados no item 2.2.5 deste estudo). No entanto, como foi também observado por Armengol et al (2000), o dano tecidual é função da elevação absoluta da temperatura e do período de tempo que esta permanece elevada. Quando utiliza-se o laser pulsado, esta elevação é da ordem de segundos, sendo que há a oportunidade de resfriamento no período interpulsos. Além disso, a área de superfície irradiada com o laser é muito menor que a ampla área irradiada com o ferro de soldagem, resultando em uma profundidade de penetração térmica muito mais baixa com o laser.

Segundo Deka M.e.l.a., as células e os vários tecidos aquecidos à uma temperatura de 43-45 °C são capazes de tolerar este dano momentaneamente. O dano se torna irreversível (morte celular) após períodos de prolongada exposição, que podem variar de 25 minutos até várias horas, dependendo, é claro, do tipo de tecido e das condições de irradiação. Naturalmente, a polpa dental, por ser um tecido que apresenta características especiais, pelo fato de estar confinada no interior do órgão dental, deve suportar um período menor de elevação térmica que os demais tecidos. Sendo assim, seria interessante um estudo histológico in vivo, semelhante ao de Zach e Cohen (1962), com a utilização de um laser pulsado como fonte de calor, de modo a observar se a elevação de temperatura de 5,6°C pelo tempo reduzido como a gerada pelo laser iria também levar amostras à necrose.

Como pode ser aqui verificado, ainda há muita pesquisa a ser desenvolvida com o laser de Nd: YAG para a aplicação em tecidos duros antes que seu uso clínico para este fim seja liberado. Percebe-se também, muita diversidade e inconsistência nos resultados de estudos publicados, e isto se deve principalmente ao fato de haver uma falta de padronização em relação aos parâmetros de irradiação utilizados. Dentre todos os tipos de lasers que vem sendo estudados, entretanto, o que parece mais promissor em relação aos tecidos duros dentais é o laser de Er: YAG, pelo fato de seu comprimento de onda de 2,09 μm coincidir com os picos de absorção da água e da hidroxiapatita, elementos estes constituintes do esmalte e dentina.

6. Conclusão e Sugestões

Dos resultados obtidos por este estudo, podemos concluir que:

- A irradiação da dentina com laser de Nd:YAG após a aplicação do adesivo Single Bond (3M) utilizando-se densidade de energia de 5 J/cm^2 , aumentou a força de união à microtração quando comparada com o procedimento padrão sem o uso do laser.
- A irradiação da dentina com densidade de energia de 10 J/cm^2 , não afetou significativamente a força de união.
- A irradiação da dentina com densidade de energia de 50 J/cm^2 , diminuiu significativamente a força de união.
- Devido ao grande número de variáveis que influenciam nos resultados do teste de microtração, o estudo de uma nova metodologia para testar-se a qualidade da união promovida pelos adesivos dentinários seria interessante.
- A aplicação do laser após o adesivo possivelmente diminui a microinfiltração, devido à melhor distribuição do adesivo nos canalículos, conforme mostrado pelo microscópio eletrônico, ficando este tema como sugestão para trabalhos futuros.
- O uso do laser de Nd:YAG nos parâmetros e à distância da polpa aqui empregados, não produz danos à esta. Um estudo histológico *in vivo* para avaliar a ocorrência ou não de alterações inflamatórias na polpa quando um laser pulsado é utilizado como fonte de calor, seria conveniente.
- Um modelo matemático unidimensional pode mostrar o comportamento da temperatura no interior do dente ao ser irradiado por laser.
- Uma melhor definição dos parâmetros de irradiação do laser nos tecidos duros é necessário antes que este possa ser liberado para o uso clínico.

7. Referências Bibliográficas

- ADRIAN, J. C.; BERNIER, J. L.; SPRAGUE, W. G. Laser and the dental pulp. **Journal of the American Dental Association**, v. 83, July. 1971
- AGUILAR, L.T.; REZENDE, N.P.; REIS, A.; LOGUERCIO, A.D., GRANDE, R.H.; BALLEST, R.Y., SINGER, J.M. Tensile bond strength of adhesive systems-effects of primer and thermocycling. **Pesqui Odontol Bras**, v.16, n.1, p. 37-42, Jan/Mar. 2002
- ARIYARATNAM, M. T.; WILSON, M. A.; MACKIE, I. C.; BLINKHORN, A. S. 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.**, v.13, p. 51-55. 1997.
- ARIYARATNAM, M. T., WILSON, M. A., BLINKHORN, A. S. 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.**, v.15, p. 223-228. 1999
- ARMENGOL, V. AND MARION, D. Temperatura rise during Er: YAG and Nd: YAP laser ablation of dentin. **Journal of endodontics**, v. 26, n. 3, p.138-41. 2000
- ARMSTRONG, S. R.; BOYER, D. B.; KALLER, J. C. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. **Dental Materials**, v. 14, p. 44-50, January. 1998.
- AVERY, J. K. Dentina. In: ORBRAN'S ORAL HISTOLOGY & EMBRIOLOGY, 8. ed., St Louis, Missouri, USA: The C. V. Mosby Co, 1978.
- BASSI, G.; CHAWLA, S.; PATEL M. The Nd:YAG laser in caries removal. **Br Dent J**, v. 177, p. 248-250, Aug. 1994.
- BONA MATOS, A.; OLIVEIRA, D. C.; KURAMOTO, M. JR; EDUARDO, C. P.; MATSON, E. Nd: YAG laser influence on sound dentin bond strength., **J. Clin. Laser Med. Surg**, v. 17, n. 4, p. 165-169. Apr. 1999
- BONA MATOS, A.; OLIVEIRA, D. C.; NAVARRO, R. S.; EDUARDO, C. P.; MATSON, E. Nd:YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 18, n.5, p. 253-257, May. 2000
- BOUVIER, D.; DUPREZ, J. P.; NGUYEN, D.; LISSAC, M. The value of the CO₂ laser for bonding composite resin to dentin. **Bull Group Int. Rech. Sci. Stomatol. Odontol.**; v.37, n. 1-2, p. 5-12, Mar/Jun. 1994
- BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **Journal of Dental Research**, v. 34, p. 849-853.1955
- CALDWELL, R. C.; MUNTZ, M. L.; GILMORE, R. W.; PIGMAN, W. Microhardness studies of intact surface enamel **Journal of Dental Research**, v. 36, p. 732-738, 1957.
- CAUSTON. B.E.; JOHNSON N.W. Changes in the dentin of human teeth following extraction and their implication for *in vitro* studies of adhesion to tooth substance. **Archs Oral Biol**, v. 24, p. 229. 1979
- CECCHINI, R. C. M.; CECCHINI S. C. M.; EDUARDO C. P. Uma nova alternativa para o tratamento da úlcera aftosa e herpes labial. Caso clínico. **Âmbito Odont**, ano IV, n. 21, p. 21-4, jan/fev. 1995
- CHAIN, M. C. E BARATIERI, L. N. **Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores**. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1998. 176 p.
- CHEN, K.K.; SHONO, Y.; OGAWA, T.; KOZONO, Y.; TERASHITA, M. Fracture aspects of resin–dentin bonding in non-trimming microtensile test. **Dent. Mater.**, v. 20, n. 4, p. 315-24, Dec. 2001.

- COHEN B. I.; DEUTSCH A. S.; MUSIKANT, B. L. Effect of power setting on temperature change at the root surface when using a Holmium: YAG laser in enlarging the root canal. **Journal of Endodontics**, v. 22, p. 596-99, 1996.
- COOPER, L. F.; MYERS, M. L.; NELSON, D. G. A.; MOWERY, A. S. Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. **J. Prosthet. Dent.**, v. 60, p. 45-49. 1988.
- DAVIDSON C.L.; ABDALLA, A.I.; DE-GEE, A.J. An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. **J Oral Rehabil**, v. 20, p. 291-300, 1993
- DEDERICH D. N. Laser/tissue interaction: What happens to laser light when it strikes tissue? **JADA**, v. 124, February. 1993
- DEHOFF, P. H.; ANUSEVICE, K. J.; WANG Z. Three dimensional finite element analysis of the shear bond test. **Dent. Mater.**, v. 11, p. 126-131. 1995
- Deka M.e.l.a. Medical laser. **Laser- tissue interaction**. Disponível em: www.dekamela.com/laser-tissue.htm Acessado em: 24/05/01
- DE MUNCK, J.; VAN MEERBEEK, B.; YUDHIRA, R.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE,G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium: YAG lased vs. bur-cut enamel and dentin. **Eur J Oral Sci**, v.110, n. 4, p. 322-329, Aug; 2002
- DUKE, E.S. AND LINDEMUTH, J.S. Polymeric adhesion of resin: contrasting substrates. **Am. J. Dent.**, v. 3, n.6, p. 264-270. 1990
- EDUARDO, C. P.; CECCHINI, R. C. M.; CECCHINI S. C. M.; ZECELL D. M. Benefícios do laser em dentística. **Jorn. GBPD**, v. 4, p. 4-5, Julh/Set. 1995.
- ERICK, J. D.; WILKO, R. A.; ANDERSON C. H.; SORENSEN S. E. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of electron probe. **J Dent Res.**, v. 49, p. 1359-1368. 1970.
- FERRARI, M.; GORACCI, C.; SADEK, F.; EDUARDO, P.; CARDOSO, C. Microtensile bond strenght tests: scanning eletron microscopy evaluation of sample integrity before testing. **Eur J Oral Sci.**, v. 110, n. 5, p. 385-391, Oct. 2002.
- FWLER, C. S.; SWARTZ, M. L.; MOORE, B. K.; RHODES, B. F. Influence of selected variables on adhesion testing. **Dent. Mater**, v. 8, p. 265-69. 1992.
- FRENTZEN, M. and KOORT, H. J. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? **International Dental Journal**, v. 40, p. 323-332. 1990
- FUSAYAMA, T.; NAKAMURA,M.; KUROSAKI, N. AND IWAKU,M. Non- pressure adhesion of a new restorative resin. **J. Dent. Res.**, v. 58, p. 1364-1370. 1979.
- GELSKEY, S.C.; WITH, J. M. AND PRUTHI, V.K. The effectiveness of the Nd: YAG laser in the treatment of the dental hypersensitivity. **J. Can. Dent. Assoc.**, v. 59, p. 377-379. 1993
- GEORGE C.W. Dental laser applications: emerging to maturity. **Lasers. Surg. Med.**, v. 9, p. 309-13. 1989
- GONÇALVES, S. E. P. AND ARAÚJO, M. A. M. Dentin bond strength: Influence of laser irradiation, acid etching and hypermineralization. **Journal of clinical laser medicine & surgery**, v. 17, n. 2, p. 77-85. 1999^a.
- GONÇALVES, S. E. **Pré-tratamento dentinário – Influência do condicionamento ácido, irradiação laser e hipermineralização na resistência ao cisalhamento de sistema adesivo multi-uso**. 1999^b 208 f. Tese (Doutorado em Odontologia, área de concentração em odontologia Restauradora)- Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Júlio de Mesquita Filho, São José dos Campos.
- GOODIS, H.E.; WHITE, J.M.; MARSHALL, G.W. J.R; YEE, K.; FULLER, N.; GEE, L. AND MARSHALL, S.J. Effects of Nd: and Ho: Yttrium Aluminium Garnet lasers on human dentine fluid flow and dental pulp – chamber temperature *in vitro*. **Archs Oral Biol.**, v. 42, n.12, p. 845-854. 1997.

- GUTKNECHR, N.; MORITZ, A.; DERCKES, H.W. AND LAMPERT, F. Treatment of hypersensitive teeth using Neodymium: Yttrium-Alluminum-Garnet Lasers: A comparison of the use of various settings in an *in vivo* study. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 15, p. 171-174 1997.
- GWINETT, A. J. A new method to test the cohesive strength of dentin. **Quintessence Int**, v. 25, p. 215-18 1994
- GWINETT, A. J. Adesivos Dentais. In: Baratieri, L. N. et al. **Estética- Restaurações Adesivas Diretas em Dentes Anteriores Fraturados**. 1. ed. São Paulo: Quintessence, 1995. p. 57-71.
- HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; SANO, H.; TAY, F.R.; et al. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 63, n. 3, p. 306-311. 2002
- HEYMANN, H.O. et al. Twelve-month clinical study of dentinal adhesives in class V cervical lesions. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 116, n. 2, p. 179-183. 1988.
- HOLTAN, J.R.; NYSTOM, G.P.; OLIN, P. S.; PHILLIPS, J. J.; DOUGLAS, W. H. Bond strength of six dentinal adhesives. **J. Dent.**, v. 22, p. 92-96. 1994
- HOKE, J.; BURLES, E.; GOMES, D. Er: YAG laser effects on dental tissues. **J. Laser Appl.**, v. 3, p. 61-67. 1990
- IBARRA, G.; VARGAS, M.A.; ARMSTRONG, S.R.; COBB, D.S. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground and unground enamel. **J Adhes Dent**, v. 4, n. 2, p. 115-24, Summer 2002.
- ISO/TC106/Subcommittee 1. CD TR 11405-**Guidance on Testing of Adhesion to Tooth structure**. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland.
- JENDRESEN, M. D.; GLANTZ, P. O. Clinical adhesiveness of selected dental materials. **Acta odontol Scand**, v. 39, p. 39-45 1981.
- KINLOCH, A.J **Adhesion and adhesives: science and technology**. London: Chapman and Hall. 1987
- KINNEY, J.H.; HAUPT, D.L.; BALOOCH, M. et al. The threshold effects of Nd and Ho: YAG laser – induced surface modification on demineralization of dentin surfaces. **J. Dent. Res.**, v. 75, p. 1388-1395. 1996
- KOBAYASHI, K.; YAMAZAKI, Y; TOMITA, T.; et al. Temperature elevation on root surfaces during Nd: YAG laser irradiation in root canals. **International Congress series**, v. 1248, p. 287-292. 2003.
- KUTSCH, V. K. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. **JADA**, v. 124, February. 1993.
- LANZAFAME, R. J.; NAIM J.O; ROGERS, D.W. et al. Comparison of continuous-wave, Chop-wave, and super-pulse laser wounds. **Lasers Surg. Med.**, v. 8, p. 119-124. 1988.
- LI, H.; BURROW, M.F.; TYAS, M.J. The effect of thermocycling regimes on the nanoleakage of dentin bonding systems. **Dent Mater**, v. 18, n. 3, p. 189-196, May, 2002.
- LIN, C.P. AND DOUGLAS, W.H. Failure mechanisms at the human dentin-resin interface: a fracture mechanics approach. **J Biomech**, v. 27, p. 1037- 1047. 1994
- LIU, H.; LIN, C., LAN, W. Sealing depth of ND: YAG laser on Human Dentinal Tubules. **Journal of Endodontics**, v. 23, n. 11, p. 691-693. 1997.
- LOPES, G.C. **Adesão dentinária: efeito do grau de mineralização e do tempo de condicionamento ácido**. 2002. 93f Dissertação (Mestrado em Odontologia – área de concentração Dentística) – Faculdade de Odontologia, UFSC, Florianópolis.
- MACGUCKIN, R.S.; TAO, L.; THOMPSON, W.O.; PASHLEY, D.H. Shear bond strength of Scotchbond in vivo. **Dent Mater**, v. 7, p. 50-53. 1991.
- MARSHALL, G.W. et al. Citric acid etching of cervical sclerotic dentin lesions: an AFM study. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 49, n. 3, p. 338-44. 2000

- MCDONALD, A.; CLAFFEY, N.; PEARSON, G.; BLAU W. SETCHELL D. The effect of Nd: YAG pulse duration on dentine crater depth. **Journal of dentistry**, v. 29, p. 43-53. 2001.
- MOHSEN, M.M. AND SHABKA, A.A Dentine roughness after different surface treatments. **Egypt Dent. J.**, v. 39, p. 363-366. 1993.
- MITCHEM, J.C. AND GRONAS, D.G. Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. **J Am Dent Assoc**, v. 113, p. 285. 1986.
- MOREIRA, A. A. **Avaliação da adesão de um cimento de ionômero de vidro à dentina irradiada com laser de Nd:YAG.** 2001. Dissertação (Mestrado em Laser na Odontologia)– Instituto de Pesquisas Energéticas e nucleares/ Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- NAKABAYASHI, N. Resin reinforced dentin due to infiltration of monomers into the dentin at the adhesive interface. **J Jap Dent Mat**, v. 16, p. 78-81. 1982.
- NAKABAYASHI, N. Adhesive bonding with 4-META. **Oper. Dent.** v. 5, p. 125-130, 1992.
- ODA, M.; OLIVEIRA, D. C.; LIBERTI, E. A. Morphologic evaluation of the bonding between adhesive/composite resin and dentin irradiated with Er: YAG and Nd: YAG lasers: comparative study using scanning microscopy. **Pesqui. Odontol. Bras.** , v.15, n. 4, p. 283-289, Oct/Dec. 2001.
- ØILO, G. Bond strength testing- what does it mean? **International Dental Journal**, v. 43, p. 492-498. 1993.
- ØILO, G.; AUSTRHEIM, E. K. In vitro quality testing of dentin adhesives. **Acta odontol. Scand.**, v. 51, p. 263-269. 1993.
- OWENS, B.M.; HALTER, T.K. & BROWN, D.M. Microleakage of tooth-colored restorations with a beveled gingival margin. **Restorative Dentistry**, 29(6): 356-361. 1998.
- PASHLEY, D.H Dentin: a dynamic substrate – a review. **Scanning Microsc**, v. 3, p. 161-176 1989.
- PASHLEY, E.L.; HORNER, J. A.; LIU, M.; KIM, S. AND PASHLEY, D.H Effects of CO₂ laser energy on dentin permeability. **J Endod.**, v. 18, p. 257-262. 1992
- PASHLEY, E.L.; TAO, L.; MATTHEWS, W.G.; PASHLEY, D.H. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. **Dent Mater**, v. 9, p. 19-22 1993.
- PASHLEY, D.H.; SANO, H.; CIUCCHI, B.; YOSHIYAMA, M.; CARVALHO, R.M.. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. **Dent Mater**, v. 11, p. 117-25. 1995.
- PASHLEY, D.H.; SANO, H.; CIUCCHI, B.; YOSHIYAMA, M.; CARVALHO, R.M. **Dentin, a dynamic bonding substrate: the effects of dentin variables on resin adhesion.** In: Proceedings of the international conference on dentin/pulp complex and the international meeting of clinical topics of dentin/pulp complex. Tokyo: Quintessence, 1995 . p.11-21.
- PERDIGÃO, J.; SWIFT, JR; DENEHY, G.E.; WEFEL, J. S.; DONLY, K. J. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. **J Dent Res**, v. 73, n. 1, p. 44-55, Jan. 1994.
- PERDIGÃO, J. **An ultra-morphological study of human dentin exposed to adhesives systems.** 1995. 132 f. Tese (Doutorado em Odontologia) Universidade Católica de Leuven, Leuven, Bélgica.
- PERDIGÃO, J.; SWIFT, E. J. JR.; LOPES, G. C. Effects of repeated use on bond strengths of one-bottle adhesives. **Quintessence International**, v. 30, n. 12, p. 819-823. 1999.
- PERDIGÃO, J., RITTER, A. V. Adesão aos tecidos dentinários. In: Baratieri, L. N. **Odontologia restauradora- Fundamentos e Possibilidades.** 1.ed, São Paulo: Editora Santos p. 85-128. 2001.

- PHRUKKANON, S.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test **Dent Mater**, v. 14, n. 2, p. 212-221. 1998.
- PRAHL, S.A. Charts to rapidly estimate temperature following laser irradiation. **Laser – Tissue Interaction VI**, S. L. Jacques Ed., Proc. SPIE 2391, p. 499-511. 1995.
- PRATI, C.; TAO, L.; SIMPSON, M.; PASHLEY, D. H. Permeability and microleakage of class II resin composite restorations. **J Dent.**, v. 22, p. 49-56. 1994.
- RAMI ARIELI: “The Laser Adventure”. Disponível em: www.phys.ksu.edu/perg/vqm/laserweb/index.htm. Acessado em: 02/05/01.
- RAMOS, R. P.; CHIMELLO, D.T.; CHINELATTI, M.A.; NONAKA, T.; PECORA, J. D.; PALM DIBB, R. G. Effect of Er: YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. **Lasers Surg Med**, v. 31, n. 3, p. 164-170. 2002.
- RENTON-HARPER, P. AND MIDA M. Nd: YAG laser treatment of dentinal hypersensitivity. **Brit Dent Journ**, v. 172, p. 13. 1992.
- RETEF, D. H. Standardizing laboratory adhesion tests. **Am J. Dent.**, v. 4, n. 5, p. 231-236. 1991.
- ROONEY, J.; MIDDA, M. AND LEEMING, J. A laboratory investigation of the bactericidal effect of a Nd: YAG laser. **Brit Dent Journ**, v. 176, p. 61. 1994.
- RUEGGEBERG, F. A. Substrate for adhesion testing to tooth structure-review of the literature. **Dent Mater**, v. 7, p. 2-10 1991.
- SAITO, T.; MEZAWA, S.; KON, K. Laser semiconductor-Osada Diotron. **Dental Outlook**, p. 211-220, Dec. 1994.
- SANO H.; CIUCCHIB.; MATTHEWS, W.G.; PASHLEY, D.H. Tensile properties of moneralized and demineralised human and bovine dentin. **J. Dent Res**, v. 73, p. 1205-1211. 1994^a.
- SANO H.; SHONO, T.; SONODA, H.; TAKATSU, T.; CIUCCHI, B.; CARVALHO, R.; PASHLEY, D.H. Relationship between surface área for adhesion and tensile bond strength: Evaluation of a micro-tensile bond test. **Dent Mater**, v. 10, p. 236-240. 1994^b.
- SEKA, W; FRIED, D., FEATHERSTONE, J. D. B. et al. Light deposition in dental hard tissue and simulated thermal response. **JADA**, v. 74, p. 1086-1092. 1995.
- SERRA, O. D.; FERREIRA, F. V. **Anatomia Dental**. 3. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1981.
- SHALLER, H. G.; WEIHING, T.; STRUB, J. R. Permeability of dentin after Nd: YAG laser treatment: an *in vitro* study. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 24, p. 274-281. 1997.
- SHARIETI, S., POGREL, A., MARSH, G., WHITE, J. Structural changes in dentin induced by high energy continuous wave carbon dioxide laser. **Lasers Surg. Med.** 13: 543-547. 1993.
- SHAW, P. R.; DUMMETT JR, C. O.; SARKAR, N. K.; LANCASTER, D. M. Effect of a Nd: YAG laser treatment on dentin-resin shear bond. **J Dent. Res.**, v. 72 (Abstract # 222), p. 131 1993.
- SILBERMAN, J.; DEDERICH, D.; VARGAS, M.; DENEBY, G. SEM comparison of acid etched carbon dioxide laser irradiated and combined treatment of dentin surfaces. **Lasers Surg. Med.**, v.15, p. 269-276. 1994.
- SÖDERHOLM, K.J.M. Correlation of ‘in vivo’ and ‘in vitro’ performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on test methods for the adhesion of restorative materials. **Dent Mater.**, v. 7, p. 74-83. 1991.
- STANLEY, H.R. ET AL. The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. **J Oral Pathol.**, v. 26, n. 2, p. 95-110, Feb. 1983.
- SUDSANGIAM, S. AND VAN NOORT, R. Do dentin bond strength testes serve a useful purpose? **J. Adhesive dentistry**, v. 1, p. 57-67 1999.

- SWIFT, E. F. JR; PAWLUS, M. A.; VARGAS, M. A. Shear bond strengths of resin- modified glass-ionomer restorative materials. **Oper. Dent.**, v. 20, p. 138-143. 1995^a.
- SWIFT, E. F. JR; PERDIGÃO, J.; HEYMANN, H.O. Bonding to enamel and dentin: A brief history of the art. **Quintessence Int.**, v. 26, n. 2, p. 95-110. 1995^b.
- TAGAMI, J. et al. Effect of aging and caries on dentin permeability. **Proc. Finn. Dent. Soc.**, v. 88, n. 1, p. 149-154. 1992.
- TAM, L.E. AND PILLAR, R.M. Fracture toughness of dentin/resin-composite adhesive interfaces. **J Dent Res**, v. 72, p. 953-959. 1993.
- TANJI, E.Y. AND MATSUMOTO, K. The comparative study of the morphological changes of dentine surface after Nd: YAG, CO² and argon lasers irradiation. **J. Jpn. Endod. Assoc.**, v.15, p. 14-20. 1994.
- TEN CATE, A. R. **Oral histology: development, structure and function.** 3rd ed. St. Louis: The C.V. Mosby Company, 1989. p. 157-196.
- TEN CATE, A. R. **Oral Histology: development, structure and function.** 4th ed. St Louis: C. V. Mosby, 1994.
- TYAS, M.J. Guest editorial: reliability and validity in dental materials testing. **J Dent Res**, v. 70, p. 1471. 1991.
- TÜRKMEN, C.; GÜNDAY, M.; KARAÇORLU, M.; BASARAN, B. Effect of CO₂, Nd: YAG and ArF Excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: an in vitro study. **Journal of endodontics**, v. 26, n. 11, p. 644-648. 2000.
- VANGSNESS, T. C.; WATSON, T.; SAADATMANESH, V. et al. Pulsed Ho: YAG laser menisectomy: effect of pulse width on tissue penetration rate and lateral thermal damage. **Lasers Surg. Med**, v. 16, p. 61-65. 1995.
- VAN NOORT, R.; CARDEW G.E; HOWARD, I.C.; NOROOZI, S. A critique of bond strength measurements. **J Dent**; v.17, p. 61-67. 1989.
- VAN NOORT, R.; CARDEW G.E; HOWARD, I.C.; NOROOZI, S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. **J Dent Res**, v. 70, p. 889-893. 1991.
- VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W.H. Why do shear bond tests pull out dentin? **J Dent Res**, v. 76, p. 1298-1307. 1997.
- VISURI, S. R.; GILBERT, J. L.; WRIGHT, D. D.; WIGDOR, H. A.; WALSH JR, J. T. Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser prepared dentin. **J. Dent. Res.** v. 75, p. 599-605. 1996.
- WALSH, J. T.; FLOTTE, T. J.; ANDERSON, R. R. et al. Pulsed CO₂ laser tissue ablation: effect of tissue type and pulse duration on thermal damage. **Lasers Surg. Med.**, v. 8, p.108: 118. 1988.
- WATANABE, I.; NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D.H. Bonding to ground dentin by a Phenyl-P self-etching primer. **J. Dent. Res.**, v. 73, n. 6, p. 1212-1220. 1994.
- WHITE, J. M. ; GOODIS, H. E.; ASBILL, S. R.; WATANABE, L. G. Orthodontic bracket bond strength to Nd: YAG laser etched enamel. **J Dent Res.** v. 70 (Abstract # 252), p. 297. 1991^a.
- WHITE, J. M. ; KHOSROVI, P. M., et al Nd: YAG laser-treated dentin/resin fracture surfaces. **J Dent. Res.**, v. 70 (Abstract # 1026), p. 297. 1991^b.
- WHITE, J. M. ; GOODIS, H. E.; ROSE, C. M.; KHOSROVI, P. M.; HORNBERGER, B. Shear bond strength of Nd:YAG laser treated dentin. **J Dent Res.** v. 70 (Abstract # 1048), p. 397. 1991^c.
- WHITE, J. M.; GOODIS, H. E.; MARSHALL, G. W., JR; MARSHALL, S. J. Identification of the physical modification threshold of dentin induced by Neodymium and Holmium YAG

- lasers using scanning electron microscopy. **Scanning Microscopy**, v. 7, n. 1, p. 239-246. 1993^a.
- 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. **JADA**, v. 124, July. 1993^b.
 - WHITE, J. M. ; FAGAN, M.C.; GOODIS, H. E. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd: YAG laser treatment of dentin, in vitro. **J. Periodontol.**, v. 65, p. 255-59. 1994.
 - WHITE, J. M. ; GOODIS, H. E.; ROSE, C. M.; KHOSROVI, P. M. The effects of the pulsed fiberoptic delivered ND: YAG laser on dentin bonding. In: **Lasers in Dentistry II**, Harvey Wigdor, Jhon D.B. Featherstone, Joel M. White, Joseph Neev, Editors, Proc 2672: 34-39, p. 111-120 1996.
 - WIGDOR, H.; ABT, E.; ASHRAFI, S.; WALSH, J. T. JR. The effect of lasers on dental hard tissues. **JADA**, v. 124, February. 1993.
 - WILLEMS, GUY. Resinas Compostas. In: Baratieri, L. N. et. al. **Estética: Restaurações Adesivas Diretas em Dentes Anteriores Fraturados**. 1. ed. São Paulo: Editora Quintessence, 1995, p. 76-113.
 - WINKLER, S.; PATRIGNANI, A. M.; CARTER, M. J.; HILL, R. M.; MILLER, W. A. Laser etching of human enamel. **J Dent Res**. v. 35 (Abstract # 331), p. 3144. 1976.
 - XIE, B.; DICKENS, S. H.; GIUSEPPETTI, A. A. Microtensile bond strength of thermally stressed composite-dentin bonds mediated by one-bottle adhesives. **Am J Dent**, v. 15, n. 3, p. 177-184, Jun. 2002.
 - YAMAMOTO, H. AND SATO, K. Prevention of dental caries by Nd: YAG laser irradiation. **Journal of Dental Research**,v. 59, p. 2171-2177. 1980.
 - YOSHIKAWA, T.; SANO, H.; INIKOSHI, S.; YAMADA, T.; TAGAMI, J.; CIUCCHI, P.; PASHLEY, D. H. Effect of C-factor and depth on bond strength to dentin. **J Dent Res**, v. 76, (Abstr. # 201), p. 39 1997.
 - ZACH L, COHEN G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg. Oral Med Oral Pathol.**, v. 19, p.515-528. 1965.
 - ZHANG, C.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K.; HARASHIMA, T.; ZHOU, H. Effects of pulsed Nd: YAG laser on root canal wall dentin with different laser initiators. **J. Endod.**, v. 24, p. 353-355. 1998.
 - ZECELL, D. M.; CECCHINIS, C. M.; PINOTTI, M.; EDUARDO, C. P. Temperature changes under Ho: YLF irradiation. In: **Lasers in dentistry II**, Harvey Wigdor, D.D.S., Jhon D. B. Featherstone, Joel M. White, D.D.S., M.S., Joseph Neev, Editors, Proc 2672: 34-39 (1996).

Apêndice A

Expressão e constantes térmicas e ópticas do dente utilizadas no modelo para estimativa da temperatura no dente irradiado com laser.

As constantes utilizadas neste modelo e seus respectivos valores numéricos são:

Constantes ópticas		Valor utilizado
μ_a	coeficiente de absorção	50cm^{-1}
μ_s	coeficiente de difusão da luz	20 cm^{-1}
R	coeficiente de reflexão	0,3
Constantes térmicas		
c	calor específico	$1,59\text{ J/g/K}$
κ	difusividade térmica	$0,05\text{ cm}^2/\text{s}$
λ	condutividade térmica	$0,65\text{ W}/(\text{cm K})$
Constantes do laser		
τ_p	duração do pulso	$200\ \mu\text{s}$
E	Energia do pulso	$0,1\text{ J}$
A	área do feixe na superfície do dente	$0,07\text{ cm}^2$

A solução da equação de transferência de calor neste caso pode ser escrita como:

$$T(z, t) = K_1 \left[K_2 G(\mu_{eff} z, \mu_{eff}^2 \kappa t) - 2G(\mu_{if} z, \mu_i^2 \kappa t) \right]$$

onde as constantes

$$K_1 = \frac{\mu_a (1 - r_s) E_0 \tau}{\rho c (3a - 2)}$$

$$K_2 = \frac{3a(3 + 2A)}{3 + 2A\sqrt{(3 - 3a)}}$$

dependem de:

E_0 = a densidade de potência do laser [W/cm^2] normal à superfície

r_s a refletividade especular da superfície

$\mu_t = \mu_a + \mu_s$ o coeficiente de absorção total

$\mu_{eff} = \sqrt{\mu_a \mu_s}$ o coeficiente de atenuação efetivo

$$a = \frac{\mu_s}{\mu_a + \mu_s}$$

$$A = \frac{1 + R_1}{1 - R_1}$$

onde R_1 é o primeiro momento da reflexão não polarizada de Fresnel

A função G é a função de Green, definida como

$$G(\xi, \tau) = \frac{1}{2\tau_p} \left\{ 4\sqrt{\frac{\tau}{\pi}} \exp\left[-\frac{\xi^2}{4\tau}\right] - 4\sqrt{\frac{\tau - \tau_p}{\pi}} \exp\left[-\frac{\xi^2}{4(\tau - \tau_p)}\right] + 2\xi \operatorname{erf}\left[\frac{\xi}{2\sqrt{\tau}}\right] - 2\xi \operatorname{erf}\left[\frac{\xi}{2\sqrt{(\tau - \tau_p)}}\right] \right. \\ \left. + \exp(\tau - \xi) \operatorname{erfc}\left[\sqrt{\tau} - \frac{\xi}{2\sqrt{\tau}}\right] - \exp(\tau - \tau_p - \xi) \operatorname{erfc}\left[\sqrt{\tau - \tau_p} - \frac{\xi}{2\sqrt{(\tau - \tau_p)}}\right] \right. \\ \left. + \exp(\tau + \xi) \operatorname{erfc}\left[\sqrt{\tau} + \frac{\xi}{2\sqrt{\tau}}\right] - \exp(\tau - \tau_p + \xi) \operatorname{erfc}\left[\sqrt{\tau - \tau_p} + \frac{\xi}{2\sqrt{(\tau - \tau_p)}}\right] \right\}$$

Apêndice B

Valores de resistência adesiva obtidos para cada grupo

Tabela B.1 – Valores da resistência de união por microtração para o grupo L0 (MPa). Os valores aparecem representados para cada dente utilizado como amostra para este grupo.

CONTROLE L0	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D9	D10
	23,23	21,64	30,44	17,12	28,04	50,83	43,61	41,21	38,31	53,77
	29,69	28,02	39,42	22,01	36,59	50,83	45,14	49,35	46,29	60,35
	36,98	31,11		24,8	48,53	52,94	46,44	56,79	56,25	60,52
	37,91	36,06		25,28	57,08	73,06	54,39	65,9	56,71	79,14
	43,78	38,33		29,47	59,16		54,73	69,27	67,25	96,55
	46,55			30,38	60,47		59,14	69,41	67,83	
	49,41			36,66			61,35		68,31	
							68,59		72,81	
							69,12		74,56	

Tabela B.2 – Valores da resistência de união por microtração para o grupo L50 (MPa). Os valores aparecem representados para cada dente utilizado como amostra para este grupo.

L50	D1	D2
	15,17	17,61
	31,7	25,5
	34,56	42,69
	37,83	
	41,94	

Tabela B.3 - Valores da resistência de união por microtração para o grupo L10 (MPa). Os valores aparecem representados para cada dente utilizado como amostra para este grupo.

L10	D3	D4	D5	D6
	23,06	25,75	47,56	30,39
	24,33	30,95	53,83	43,69
	26,17	35,31	60,53	50,69
	28,59	37,5	76,06	58,89
	32,8	47,39		60,39
	37,41	53,02		65,61
	38,25			68
	50,66			69,64
	57,2			72,61
	57,8			78,28

Tabela B.4 - Valores da resistência de união por microtração para o grupo L5 (MPa). Os valores aparecem representados para cada dente utilizado como amostra para este grupo.

L5	D7	D8	D9	D10
	36,83	56,55	27,58	29,83
	46,8	63,06	29,67	37,58
	49,94	63,87	47,75	39,03
	53,52	65,4	50,11	41,14
	59,39	67	53,12	41,76
	66,95	71,33	60,73	46,39
	69,45	72,32	62,4	54,13
		75,37	62,62	60,24
		84,02	70,35	67,13
		94,75	70,79	
			70,92	