

Liz Marie Guzmán Sierpinski

Avaliação "In Vitro"
da Resistência de União em
Dentina Irradiada
Com o Laser de Er:YAG,
Mediante a Aplicação de
Diferentes Sistemas Adesivos

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista Julio Mesquita Filho, para a obtenção do título de Mestre na área de Dentística Restauradora.

Orientador: **Prof.Dr.Sizenando de Toledo Porto Neto.**

Co-orientador: **Prof.Dr.Vanderlei Salvador Bagnato.**

Dados Curriculares

Liz Marie Guzmán Sierpinski

NASCIMENTO: 06.06.1974 Juan León Mallorquim / Paraguai

FILIAÇÃO: Juan Ramón Guzmán Zayas

Inés Sierpinski Wasiek

1992 / 1997: Curso de Graduação em Odontologia

Faculdade de Odontologia de Piracicaba-Unicamp

1998 / 1999: Professora Assistente de Operatória Dental I

Faculdade de Odontologia de CDE-Uninorte/ Py

2000 / 2002: Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora,

nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de

Araraquara-Unesp

Dedicatória

A *Deus*, pela permissão desta conquista.

Aos meus pais, *Ines e Juan*, pelo amor e dedicação e por serem pessoas com as quais nunca deixo de aprender.

Por todo carinho e torcida aos meus queridos irmãos
Bárbara, Marcelo, Fole e Lucy

A toda minha família em especial a minha vó *Elena*

dedico este trabalho.

Agradecimentos Especiais

Ao *Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto*, por toda confiança depositada, orientação e incentivo, com quem tive o privilégio de me desenvolver na carreira científica.

Ao *Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato* pela paciência, estímulo e confiança, por quem tive a oportunidade de ser co-orientada e aprender muito.

Pela fundamental colaboração da *Prof. Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli* para a consecução deste objetivo e pela presença humana a quem aprendi a respeitar.

Agradecimentos

Por compreender e incentivar minhas decisões ao meu querido *Luis Enrique*;

A minha amiga *Solange* por sua amizade sincera e companheirismo fazendo mais feliz a minha estadia em Araraquara;

A *Prof^a. Dr. Regina Maria Puppim Rontani*, com quem dei os primeiros passos à iniciação científica;

Aos meus colegas de turma *Cris, Elaine, Luana, Patrícia, Laura, Alessandra, Emanuel, Ricardo, Taiuva*, pessoas com as quais tive a oportunidade de me desenvolver e crescer ;

Aos colegas do Grupo de Óptica *Rosane, Lilia, Juçaira, Igor e Cris* por estarem sempre prestes ao esclarecimento de minhas dúvidas;

Ao Prof. Dr. *Nelson Heraldo Gallo e Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz* pela imprescindível contribuição de seus conhecimentos;

Pela troca de informações ao *Fabrício e a Paula*;

Por todo incentivo aos colegas *Pablino, Cyntia, Laura, Sonia, Gerardo*;

Por estarem comigo em meio a tantas descobertas a *Joelma, Eliane, Mariana, Alessandra, Maria Eugenia, Roberta, Vanessa, Joana, Ana, Flávia, Fabiana, Rodrigo, Heverton, Ivan, Gustavo e Albano*;

Pelos momentos compartilhados aos colegas de outras áreas de Pós-graduação;

Pela assistência na realização deste trabalho aos funcionários *Marinho, Vanderlei, Cláudio, Pedrinho, Conceição, Lenira, Cida e Célia*;

Ao *Prof. Dr Romeu Magnani* pela realização da análise estatística do trabalho;

Pela tradução do resumo a *Ana Maria Sarabia*;

A todos os *Professores* do Departamento de Dentística
Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara;

Aos *funcionários* da Pós-graduação;

Aos funcionários da Biblioteca, em especial a *Maria José
Perón*;

À Faculdade de Odontologia de
Araraquara/Unesp;

Ao *Grupo de Óptica* do Instituto de Física de São Carlos/Usf;

Pela doação dos materiais utilizados a *Vivadent/Brasil* e
3M/Espe/Brasil;

Pelo financiamento desta pesquisa ao *CNPQ*;

Ao Povo brasileiro...

e, a *Todos* aqueles que de alguma forma contribuíram para a realização deste
trabalho, colaborando com esta conquista

meus sinceros agradecimentos.

Guzmán Sierpinski, Liz Marie

Avaliação “in vitro” a resistência de união em dentina irradiada com o laser de Er: YAG, mediante a aplicação de diferentes sistemas adesivos. / Liz Marie Guzmán Sierpinski. – Araraquara: [s.n.], 2002.

117 f. ; 30 cm

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto

1. Lasers 2. Adesivos dentinários 3. Resistência à tração.

I.Título.

SUMÁRIO

1. Introdução.....	09
2. Revisão de Literatura.....	12
2.1. Adesão.....	12
2.2. Laser Er YAG.....	22
2.3. Análise da resistência adesiva.....	38
3. Proposição.....	61
4. Material e método.....	62
4.1. Preparo dos dentes.....	62
4.2. Preparo da superfície dentinária.....	62
4.3. Grupos de tratamento.....	63
4.3.1. Irradiação da estrutura dentinária dos grupos experimentais.....	66
4.3.2. Restauração.....	68
4.4. Ciclagem térmica.....	69
4.5. Obtenção dos espécimes para o Teste de Microtração.....	70
4.6. Teste de microtração:.....	71
4.7. Análise das fraturas.....	73
4.7.1. Análise dos tipos de fratura em microscopia óptica digital.....	73
4.7.2. Análise sob microscopia eletrônica de varredura.....	74
4.7.2.1. Preparo dos espécimes para observação da superfície das fraturas.....	74
4.8. Análise dos resultados.....	74
5. Resultado e discussão.....	75
6. Conclusão.....	101
7. Referências Bibliográficas.....	102
Resumo.....	113
Abstract.....	114
Apêndice.....	115

1. INTRODUÇÃO

A partir do desenvolvimento dos lasers e sua introdução na odontologia, existe uma preocupação em estudar seus princípios, efeitos e conseqüências nos tecidos dentais, buscando sempre a melhoria de suas técnicas e aplicações sobre o esmalte e a dentina.

O laser (*light ampliflicated by stimulated emission of radiation* – amplificação da luz por emissão estimulada de radiação) surgiu a partir de Maiman,⁴³ em 1960 e logo foi aprimorado às mais amplas aplicações no campo da medicina e odontologia. Assim, desde 1988,³⁰ o laser de Er:YAG vem sendo explorado por várias pesquisas^{2,3,13,15,17,20,22,25,29,30,31,32,,35,36,37,38,40,44,45} que avaliaram a sua eficiência e melhoraram suas técnicas e aplicações na Odontologia.

O tipo de condicionamento produzido por diversos agentes condicionantes foram longamente estudados desde 1955, quando Buonocore⁸ apresentou um método simples para aumentar a adesão da resina ao tecido dental. A partir deste evento, iniciou-se uma série de experimentos com o intuito de fornecer a união dente/resina^{4,8,9,10,20,22,27,32,33,44,46,47,52,54,55,61,62,63,65,67} através do desenvolvimento de diversos sistemas adesivos, sendo o ácido fosfórico o principal agente condicionador dentinário.

Foram introduzidas no mercado outras formas de condicionamento que tentaram substituir o tratamento ácido convencional. Sugeriu-se, também, a utilização do laser de Er:YAG⁸⁰ como único agente condicionante ao esmalte e a dentina, para receber o sistema adesivo. Este laser,

através de sua ablação fotomecânica,^{29,30,38} condiciona o esmalte e a dentina. Isto acontece por possuir um comprimento de onda de 2,94 nm,²⁹ que é muito bem absorvida pela água e radicais hidroxila, mais precisamente pela absorção de água confinada nos cristais de hidroxiapatita do que pelos radicais hidroxila presentes no componente mineral da apatita. Mas devido às dificuldades encontradas em se produzir uma estrutura adequada para receber o agente de união,^{35,51,70} o laser de Er:YAG foi logo descartado como condicionador único para dar lugar a associações de métodos que aumentassem a retenção dos materiais às estruturas dentárias, como o uso do laser associado ao ácido fosfórico.

Os sistemas adesivos atualmente comercializados, prometem melhoria na qualidade de adesão, tendo diversas aplicações,⁵ sendo que alguns possuem também a vantagem de serem autocondicionantes^{5,33,41,47,66} e, de acordo com o fabricante, possuem interação química com o tecido dental.

Vários trabalhos realizados com o teste de micro-tração^{10,11,28,54,63,68,72,68,72,84} comprovam a sua eficiência ao analisar a resistência adesiva da dentina de uma forma detalhada e com variações menores.

Nos estudos realizados com laser para avaliar a resistência adesiva observa-se uma variação dos parâmetros de energia utilizados e metodologias de avaliação. Surge então a necessidade de levantar dados para analisar a qualidade de adesão através de metodologias refinadas que permitam uma avaliação detalhada da resistência adesiva e modos de fratura, verificando o local exato da falha para poder tirar conclusões a respeito da qualidade adesiva da dentina irradiada associada aos vários sistemas adesivos encontrados no mercado

e a influência que o laser exerce sobre a resistência adesiva do substrato dentinário ao material restaurador.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Para uma melhor explanação dos temas a serem abordados, a revisão da literatura será dividida em:

- 2.1 adesão;
- 2.2 laser;
- 2.3 análise da resistência adesiva.

2.1. Adesão

A primeira tentativa de adesão à dentina utilizando resinas acrílicas após condicionamento ácido da dentina, foi descrita por Buonocore et al⁹, em 1956. Esses autores trataram a dentina de extraídos com uma solução de ácido clorídrico a 7% por 1 minuto antes da aplicação do material a base de ácido glicerofosfórico dimetacrilato, que tinha uma afinidade química particular pela estrutura dental. Segundo os resultados o valor da adesão foi praticamente o dobro em comparação com o grupo onde o ácido não foi aplicado. Porém, quando os espécimes foram armazenados em água, houve uma significativa diminuição nessa adesão. Os autores então sugeriram que a adesão era devida a possibilidade de combinação química entre a matriz orgânica da dentina e um dos componentes da resina.

Foi introduzido no mercado em 1965, o primeiro material com o propósito de promover a união da resina à dentina e ao esmalte aumentando a adaptação marginal, o N-pheniglicine glicidil metacrilato (NPG-GMA),

desenvolvido por Bowen,⁶ e a partir deste produto foram colocados no mercado inúmeros sistemas adesivos.

De acordo com Phillips,⁶¹ em 1980, ocorre uma mudança na superfície dentinária quando esta é cortada, pela formação de uma camada gordurosa que adere parcialmente a sua superfície (smear layer), fazendo com que ocorra um fechamento dos túbulos dentinários, sendo que a camada poderá variar de acordo com a instrumentação utilizada. Neste trabalho foi demonstrado que a smear layer foi removida com uma lavagem de 15 segundos com ácido poliacrílico.

Num estudo realizado com o objetivo de verificar a efetividade da solução 4-Meta na adesão de um cilindro de acrílico ao esmalte e dentina (bovina e humana), condicionados com uma solução composta pela mescla de ácido cítrico a 10% e cloreto férrico a 3% (Nakabajashi et al., 1982).⁴⁹ Os autores observaram uma formação da então denominada camada híbrida, onde os monômeros resinosos com grupamentos hidrofóbicos e hidrofílicos, como o 4-Meta, infiltravam-se por entre as fibras colágenas expostas pelo tratamento ácido e, após sua polimerização, constituía-se uma zona mista ácido resistente de dentina desmineralizada permeada por resina. Esta camada promovia o aumento na resistência de união da resina composta a dentina. Este estudo demonstrou que a obtenção de uma ótima adesão não se dava exclusivamente pela formação de “Tags” no interior dos túbulos dentinários, mas principalmente pela retenção micromecânica dos agentes resinosos com as fibras colágenas da dentina

intertubular e por isso o trabalho foi considerado um marco no estudo dos adesivos dentinários.

Phillips,⁶² em 1988, realiza uma revisão de literatura dando ênfase á interação da resina composta com a estrutura dentária, aos testes realizados *in vitro* e *in vivo*, verificando também o grau de biocompatibilidade e capacidade adesiva destes materiais.

Para analisar os túbulos dentinários da dentina humana fraturada, em várias distâncias em relação a polpa, Garberoglio & Brannstrong,²³ em 1992, verificaram através de microscópio eletrônico de varredura, que não houve diferença significativa entre o diâmetro e número dos túbulos quanto ao fator idade. O número dos túbulos próximos a polpa foi 45.000 / mm² com diâmetro de 2,5 µm, em dentina média este número foi 29.500 / mm² e o diâmetro 1,2 µm e na periferia esses valores foram 20.000 / mm² e 0,1 um respectivamente. A média do valor do volume total dos túbulos na dentina coronal foi calculado em 10% do volume total da dentina. Esse valor foi 28% próximo a polpa e de 4% próximo ao esmalte. O diâmetro dos túbulos aumentou consideravelmente na superfície descalcificada fraturada, em função da remoção total da dentina peritubular. Processos odontoblasticos foram encontrados somente nos túbulos próximos a polpa.

Van Meerbek et al.,⁷⁸ em 1992, analisou o aspecto morfológico da camada híbrida utilizando diferentes sistemas adesivos. Os autores observaram mediante microscopia eletrônica de transmissão e fluorescência que os adesivos que continham agentes condicionadores que removem completamente a smear

layer foi observada a camada híbrida, sendo que quando é aplicado o monômero hidrofílico, este altera a disposição das fibras colágenas facilitando a penetração da resina adesiva, promovendo uma íntima relação do adesivo com o colágeno, resultando numa união micromecânica. Num segundo grupo os túbulos dentinários estão cobertos e partículas globulares ocupam suas entradas formando os “smear plugs”. A smear layer é preservada e se incorpora ao monômero hidrofílico que tem uma afinidade por componentes orgânicos e inorgânicos da camada superficial da dentina. Neste trabalho foi observado que os condicionadores ácidos ou quelantes promovem uma grande desmineralização superficial da dentina, porém não totalmente envolvida pelo agente adesivo. Afirmaram que os adesivos com seus condicionadores, induzem a formação de uma camada de interdifusão ou camada híbrida de adesão.

O condicionamento da dentina pode ser realizado por meios físicos ou químicos e as mudanças físicas são principalmente modificações na fração de matéria orgânica e descalcificação da porção inorgânica (Bertolotti, 1992).⁴ Os condicionadores também podem ser classificados em quatro tipos: ácidos, quelantes, lasers ou abrasivos. Quanto aos condicionadores ácidos, relatou que o ácido fosfórico foi o primeiro a ser utilizado deixando um padrão de condicionamento definido, com orifícios tubulares ampliados em forma de funil. Segundo o autor, para avaliar a capacidade dos ácidos pesquisados, é melhor comparar suas constantes de dissociação (pka). Quando um condicionamento é requerido, o poder de diluição do ácido pode resultar em uma melhor solução condicionadora. Ácidos com menores pka tendem a ser utilizados numa solução

mais diluída que aqueles com pKa maiores. O autor cita que a combinação de ácido cítrico a 10% com cloreto férrico a 3% têm sido usado como condicionadora e removedora de smear layer. Essa combinação tem demonstrado ser efetiva para adesivos a base de metacrilato, contendo 4-Meta. Os íons férricos parecem ser necessários, já que o ácido cítrico sozinho traz pobres resultados para estes sistemas. Já o EDTA remove smear layer sem que ocorra concavidade superficial. Com este agente os “smear plugs” não são totalmente removidos. Ainda segundo o autor o ácido maléico também resulta na remoção da “smear layer” mas não na do “smear plug”, não descalcificando profundamente a dentina.

Com o objetivo de realizar um estudo na interface da dentina desmineralizada, sob microscopia eletrônica de varredura, Chappell et al.,¹⁴ em 1994, testaram a hipótese de um mecanismo de adesão micromecânica, formado pela penetração dos prolongamentos de resina nos canais laterais dos túbulos dentinários. Para isto foram utilizados molares humanos extraídos cortados horizontalmente e verticalmente, sendo restaurados com uma camada de resina utilizando os adesivos Scotchbond Multipurpose, C&B Metabond, Allbond 2 (com e sem condicionamento) Tenure Solution e XR-Bond. Segundo os resultados encontrados os adesivos Scotchbond Multipurpose, C&B Metabond, Allbond 2 com condicionamento e Tenure Solution apresentaram uma alta densidade de prolongamentos de resina nos túbulos e canais laterais, porém os adesivos All-bond sem condicionamento e XR-Bond promoveram uma mínima formação de prolongamentos transversais na superfície de dentina. Com o adesivo Scotchbond Multipurpose, a densidade de penetração em canal lateral foi

substancialmente maior e cada prolongamento caracterizava uma rede interconectada de adesivo polimerizado. Os autores concluíram que a penetração do adesivo nos canais laterais em dentina desmineralizada, poderia aumentar a retenção mecânica de sistema adesivos à dentina.

As várias gerações de adesivos segundo Silva e Souza Jr.,⁷³ em 1995, foi classificada, da seguinte maneira: 1º geração: a solução ácida tinha a finalidade de remover smear layer, facilitando o contato da resina de união com a superfície da dentina e dos túbulos dentinários, com a presença de ligações químicas e mecânicas. Como o agente de união era hidrofóbico, não havia boa compatibilidade com a superfície dentinária com alto percentual de umidade. 2º geração: aplicados diretamente sobre a smear layer para promover ligações químicas com a superfície dentinária. A composição geral destes sistemas era à base de fosfatos polimerizáveis adicionados ao Bis-GMA. O Clearfil empregava o condicionamento ácido antes da aplicação do agente de união. 3º geração: removem ou substituem e modificam a smear layer. Os sistemas desta geração que removem smear layer são o Gluma e o Tenure (Dent-Mat). Dentre os que modificam smear layer estão o Scotchbond 2 (3M), o XR Bonding (Kerr), o Pro Bond TPH. Na 4º geração: a adesão é basicamente mecânica. Assim a smear layer é removida e a dentina inter e peritubular é descalcificada expondo as fibras colágenas para ulterior impregnação com monômeros hidrófobos. Sendo os adesivos deste tipo Scotchbond Multiuso (3M), Opti Bond (Kerr), All Bond (Bisco) e o Amalgambond (Parkell). O autor ressalta que pode se observar um

número expressivo de adesivos surgidos no mercado e sempre em evolução, o que leva a dificuldades na escolha do produto.

Em 1996, Perdigão et al.,⁵⁹ avaliaram os efeitos de seis ácidos fosfóricos em dentina, em duas concentrações (10% e 32-37%) e três condições: nenhum espessante, sílica e polímero. Os autores testaram a hipótese de que o uso de condicionadores diferentes com concentrações semelhantes de ácido fosfórico poderia resultar em diferentes graus de desmineralização de dentina. Para isto dentes humanos extraídos foram preparados, condicionados, fixados e desidratados. As amostras foram analisadas e foi medido o grau de desmineralização da dentina intertubular, através da secção das superfícies dos discos. Os valores foram analisados pelos testes de ANOVA e Duncan. A micromorfologia superficial foram comparadas através dos seguintes critérios de observação: 1) presença de bainha de dentina peritubular; 2) espessura relativa de camada contendo colágeno residual ou partículas de smear layer; 3) formação de lacunas submicrômetras na parte mais inferior do colágeno exposto. Foi medido o pH de cada agente condicionador e foi realizada também uma análise de correlação dos valores de pH e graus de desmineralização da dentina. De acordo com os resultados obtidos foi verificado que os condicionadores espessados com sílica, não desmineralizaram a dentina tão profundamente como aqueles sem espessante ou com polímero espessante. Foram reveladas três zonas distintas dentro da camada de dentina desmineralizada: uma zona superficial porosa de “smear layer” residual ou colágeno desnaturado e partículas de sílica residual nos grupos condicionados espessados com sílica, uma zona intermediária com fibras

colágenas organizadas ao acaso e uma zona inferior com lacunas submicrômetras, poucas fibras colágenas e dispersas inclusões de hidroxiapatita. As lacunas foram observadas em todas as amostras condicionadas com os ácidos espessados com polímeros, em 90% das amostras condicionadas com ácidos líquidos sem espessantes e em 60% das amostras condicionadas com ácido em forma de gel espessado com sílica. Com os resultados os autores sugeriram que concentrações similares de ácido fosfórico contendo espessadores diferentes resultam em profundidades distintas de desmineralização como também, diferentes morfologias das superfícies dentinárias condicionadas.

Segundo DeWald,¹⁸ em 1997, os estudos *in vitro* em relação a adesão podem ser influenciados pelo tipo de armazenamento a que este está sujeito, assim a resistência adesiva estará prejudicada utilizarmos um meio de conserva inadequado. A solução de timol a 0,02% com água destilada e, formalina a 10% , não irão afetar a resistência adesiva do material em relação ao substrato.

Tanto a permeabilidade intratubular como a intertubular na dentina condicionada, foram consideradas importantes na obtenção da penetração da resina no substrato dentinário, em uma revisão realizada por Pashley & Carvalho,⁵² em 1997. Os procedimentos de secagem com ar tem um efeito adverso na permeabilidade da dentina intertubular desmineralizada, que por contração, devido à diminuição de espaço entre estas, podem colapsar-se e ocorrer uma diminuição da permeabilidade da zona condicionada. Os autores afirmam que a penetração da resina na dentina é altamente dependente da porosidade de superfície dependente do condicionamento ácido, advertindo que caso a resina

não se infiltre adequadamente, podem ocorrer queda de valores de força de união, as fibras colágenas podem ficar desprotegidas e pode haver um aumento do risco de sensibilidade pulpar. Ressaltam a importância do reumedecimento da dentina desidratada pelo ar, assim como, a interferência da dentina muito úmida antes da aplicação do primer. Nesta revisão, observaram que os novos adesivos auto-condicionantes (self-etching/self-priming), desenvolvidos recentemente, tem a vantagem de que podem ser aplicados diretamente na smear layer relativamente seca e assim evitar problemas associados a passos separados, para o condicionamento ácido da dentina seguido da infiltração de resina. As diferenças regionais na densidade dos túbulos dentinários, permeabilidade dentinária, grau de mineralização da dentina e espessura de smear layer, fazem com que a dentina apresente resistências adesivas não uniformes, pelos fatores acima mencionados que levarão a uma diferença na distribuição do stress.

Segundo os resultados encontrados por Rumphorst & Gianasmidis,⁶⁷ em 1999, o adesivo Excite, em dose única, possui etanol como solvente e carga de 0,5% de peso, contendo o MA-154 que combina em uma única molécula estável, a acides do ester do ácido fosfotônico (com elevada afinidade pela hidroxiapatita) e a função do metacrilato (que fornece união ao material). O adesivo contém também uma mistura de HEMA, o dimatacrlato de glicerina e o Bis-GMA, sendo que o primeiro penetra nos túbulos dentinários e formando “tags”, enquanto que os últimos permanecem na superfície e formam a camada híbrida e uma sólida capa de polímero selando a dentina. Os pequenos

monômeros hidrófilos molham a dentina e os componentes hidrófobos molham o compósito.

Também Lopez et al.,⁴¹ em 1999, mostram a hibridização da dentina condicionada e preenchida com o sistema adesivo experimental que promove a adesão em um único passo (LPI). Para isto os autores utilizaram discos de molares humanos extraídos que foram preparados para receber o tratamento com sistema adesivo, para serem observados sob microscopia eletrônica de transmissão. Os resultados mostraram uma zona de interdifusão de 3.0-4.8 μm e uma densa zona de elétrons de 1.0-1.4 μm acumulada ao redor da camada híbrida e dentro dos túbulos dentinários. De acordo com os resultados os autores concluíram que o novo sistema adesivo obtinha resultados semelhantes aos sistemas adesivos convencionais.

Num apanhado geral realizado pela revista *The Dental Advisor*¹ em 2000, sobre os agentes adesivos de última geração, estes classificam os sistemas adesivos segundo seus tempos técnicos. Assim adesivos de quarta geração, têm o condicionador, primer e adesivo separados, com uma formulação fotopolimerizável e de dupla presa, contendo acetona ou etanol como solventes. A quinta geração de adesivos está caracterizada por ser de frasco único ou dose única, isto é, o condicionador (ácido fosfórico) separado e, o primer/adesivo combinados, contendo acetona ou etanol como solventes, sendo fotopolimerizáveis e alguns produtos com o catalisador separado para dupla presa. Os adesivos de sexta geração podem ser em: dois frascos (condicionador e primer

juntos e adesivo separado) ou dose única: condicionador, primer e adesivo combinados).

2.2. Laser Er:YAG

O primeiro relato de que o laser poderia ser utilizado sobre o tecido dentário se dá em 1964, quando Goldman et al.,²⁶ verificaram o efeito do laser de Rubi, pré e pós impacto sobre a cárie dentária, verificando que o tecido cariado foi removido completamente com uma variação sobre a área do tecido irradiado de 2 mm de profundidade, a partir deste trabalho, inúmeras pesquisas tem sido realizada com o intuito de tornar viável a tecnologia laser dentro do campo odontológico.

Após várias tentativas de remoção do tecido cariado sem o prejuízo do tecido pulpar, Hibst et al.,³⁰ em 1988, realizaram um estudo utilizando uma energia de 30-360 mJ e 1Hz para verificar a eficácia do sistema laser de Er:YAG sobre o esmalte e a dentina. Os autores definiram o laser de Er:YAG como um sistema promissor por emitir um comprimento de onda de 2,94 µm, coincidente com o pico máximo de absorção da água, assim como dos radicais OH presentes nos minerais dos tecidos duros, resultando em uma boa absorção nos tecido biológicos (esmalte e dentina), removendo eficientemente esmalte e dentina sem causar danos a polpa.

Para comparar o efeito do sistema laser de Er:YAG nos tecidos mineralizados com o sistema laser de CO₂ com comprimento de onda de 10,6 µm, Keller & Hibst,³⁷ em 1989, realizaram um estudo com 30 dentes humanos

extraídos irradiados numa distância focal de 125 mm e irradiação de 1 J de energia total aplicado em combinação de potências e tempo de exposição de 20 W / 50 ms e 2 W / 500 ms para o laser de CO₂. Os resultados foram avaliados através de microscopia óptica e microscopia eletrônica, mostrando que as cavidades tiveram aproximadamente os mesmos tamanhos para os dois sistemas lasers, embora para o sistema laser de CO₂ apresentou crateras de diferentes configurações e dependendo da combinação do tempo de exposição e potência observou-se zonas de fusão esbranquiçada em esmalte e uma zona ampla e uma zona de menor carbonização em dentina. O sistema laser de Er:YAG não apresentou zonas de carbonização ou fusão. Sob microscopia eletrônica de varredura as cavidades irradiadas com Er:YAG se apresentaram com aspecto rugoso sem sinais de injúrias térmicas sérias e sem modificações na disposição dos cristais de hidroxiapatita do esmalte e dentina, diferente do sistema laser de CO₂ que apresentou prismas de esmalte derretidos e dentina com aparência de bolhas estourados e fragmentos derretidos. De acordo com os autores para as cavidades irradiadas com o laser de Er:YAG as imagens dão a impressão de que a substância dura do dente foi eliminada por um processo de explosão. Os autores relatam que somente uma pequena fração de energia resulta em aquecimento do tecido remanescente e que a maior parte da energia incidente foi consumida no processo de ablação.

Com o objetivo de avaliar a eficiência do laser de Er:YAG em esmalte e dentina através da medida de taxa de ablação (Hibst & Keller, 1989)²⁹ foram utilizados dentes humanos extraídos, onde a luz foi focalizada

perpendicularmente sobre os espécimes cariados e intactos, por meio de uma lente biconvexa de quartzo, com irradiação de 30 a 300 mJ e 1 Hz. O diâmetro da lesão produzida foi determinada por micrometria ocular e sua profundidade foi determinada pela focalização da superfície adjacente, e da base da cavidade com micrometro aferidor do microscópio óptico. Para comparar foram produzidas cavidades do mesmo tamanho com o laser CO₂ com irradiações de 1 J de energia total e combinações de potência e tempo de exposição de 20 W / 50 ms e 2 W e 500 ms. Concluiu-se que o laser de Er:YAG é efetivamente absorvido nas estruturas duras do dente, pela água e pelos componentes inorgânicos, causando um aquecimento pequeno e rápido. O esmalte e dentina são removidos pelo processo contínuo de vaporização e em forma de microexplosão, promovendo uma boa qualidade das paredes da cavidade. As medidas de temperatura indicaram que durante a irradiação com o laser de Er: YAG uma quantidade mínima de aquecimento é transmitida aos tecidos adjacentes por difusão térmica quando comparadas com as medidas encontradas com o laser de CO₂.

Para verificar o aumento de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos durante o preparo dental com o laser de Er:YAG, Hoke et al.,³¹ em 1990, realizaram um estudo *in vitro* onde mediu-se a variação de temperatura intrapulpar durante a irradiação. Os autores verificaram que houve um aumento médio de temperatura na ordem de 2,2 °C, quando foi utilizada refrigeração com água durante o procedimento e que o uso de um fino jato de água aumenta a eficácia da ablação do laser de Er:YAG. Sob microscópio eletrônico de varredura

observou-se túbulos dentinários intactos a uma distância de aproximadamente 10 μm da superfície dentinária irradiada.

Kayano et al.,³⁶ 1991 avaliaram: 1) o efeito do laser de Er:YAG sobre o esmalte através de microscopia eletrônica de varredura; 2) a possibilidade do aumento de resistência ácida do esmalte marginal adjacente aos defeitos da ablação promovida pelo laser através de exame microrradiográfico; 3) o efeito da ablação do laser sobre o esmalte a dentina e o cimento por meio de uma sonda exploradora. Foram utilizados 35 dentes entre caninos e pré-molares superiores e inferiores. No primeiro e segundo experimento o esmalte foi irradiado com uma energia de 500 mJ e taxa de repetição de 1 ou 3 Hz. No experimento 3 o esmalte e cimento foram irradiados com uma energia de 39 ou 74 mJ e 10 Hz. Os autores observaram que o laser de Er:YAG pode remover nitidamente por ablação o tecido duro dental, sem promover fraturas tanto pelo modo de contato como de não contato. Que a resistência ácida foi observada em todos os casos menos quando foi utilizado 1 Hz com 3 pulsos e que a ablação se mostrou de forma oval e rasa em esmalte e cimento, promovendo fragmentos sem crateras, sendo que a dentina mostrou-se carbonizada com margens irregulares. Concluiu-se então que o tamanho das imperfeições foram limitadas a área irradiada e pode estar relacionada as condições de irradiação e a espessura do dente.

Utilizando uma densidade de energia de $15,9 \text{ J / cm}^2$, Matsumoto et al.,⁴⁶ em 1991, avaliou as alterações morfológicas causada em esmalte e dentina pelo laser de Er:YAG, utilizando dentes humanos extraídos, onde numa parte das amostras foi utilizado corante preto, a outra parte dos

espécimes possuía lesão cáriosa e outra parte era hígida. As amostras foram analisadas sob microscopia eletrônica de varredura. Nas amostras que foram pigmentadas foram observadas margens mais claras e cavidades mais profundas. Os autores concluíram que a energia, o tempo de exposição e o tipo do tecido alvo interferem na profundidade das cavidades produzidas pelo sistema laser.

Num trabalho realizado por Li et al.,⁴⁰ em 1992 foi analisada a profundidade de ablação do laser Er:YAG no esmalte e dentina, variando a energia entre 25 a 365 mJ e 2 a 5 Hz em dentes molares com uma distância focal de 63 mm, utilizando-se irrigação para minimizar danos térmicos. Foi utilizada a micrometria ocular para verificar a profundidade de ablação e realizadas fotografias para avaliar os danos térmicos. Os resultados indicaram que quando utilizada uma energia de 10-140 J / cm² e uma taxa de repetição de 2 Hz a profundidade de ablação foi de 36 a 78 µm em dentina e, 35-75 µm em esmalte. Quando utilizada uma energia de 50 a 115 J / cm² com uma taxa de repetição de 5 Hz a profundidade de ablação em dentina foi de de 67 a 80 µm e em esmalte 50 a 74 µm. Um mínimo efeito térmico em esmalte foi observado utilizando uma densidade de energia abaixo de 80 mJ / cm² e em dentina com densidade de energia abaixo de 74 J / cm². A eficiência de ablação no dente todo foi observada com uma taxa de repetição de 2 Hz usando 9-20 pulsos com uma energia de 30 a 120 J/cm.² Os autores concluíram que o laser de Er:YAG pode promover ablação do esmalte e dentina com mínimo efeito térmico quando utilizada taxas de repetição de 2 a 5 Hz.

Num estudo realizado por Dederich,¹⁶ em 1993, é esclarecido o que acontece com a luz laser, quando esta atinge os tecidos, realizando uma comparação com os lasers de CO₂ e Nd:YAG. O autor comenta que o laser de Nd:YAG, apesar de ser absorvido parcialmente na dentina opaca, promove um aumento de temperatura neste tecido podendo levar a carbonização. (600-800°C) e quando a dentina alcança esta temperatura o escurecimento associado com a carbonização causa um aumento na absorção desta luz, iniciando assim os efeitos clínicos, sendo que, dependendo do tipo de dentina esta será melhor absorvida. O laser de CO₂ é muito bem absorvido pelos tecidos biológicos. A dentina sofre transformações de estado como do sólido para o líquido e deste para o estado gasoso. O autor conclui que o laser de CO₂ é absorvido pela maioria dos tecidos orais e que o laser de Nd:YAG é melhor absorvido por tecidos pigmentados. O comprimento de onda, a potência e as propriedades ópticas dos tecidos são fatores que determinam os efeitos iniciais que o tecido irá sofrer.

Também Kurtz,³⁹ em 1993, faz uma comparação de vários comprimentos de onda, dando ênfase as propriedades gerais dos lasers, a interação tecidual da luz laser assim como suas aplicações clínicas. Concluindo que os lasers agem de maneiras diferentes e que cada comprimento de onda tem sua indicação. Assim o laser de CO₂ tem um corte rápido e o laser de Nd:YAG e o laser de argônio também podem ser utilizados para este propósito, sendo que o laser de argônio é utilizado também como fotopolimerizador.

A eficiência da irradiação do laser de Er:YAG, Ho:YAG e Nd:YAG em esmalte e dentina de dentes molares humanos extraídos foi

verificada por Dostálová et al.,²⁰ em 1993. Os tecidos dentais foram penetrados com parâmetros de energia padronizados, utilizando ou não irrigação, por meio de fibra ou utilizando pigmentos. Os espécimes foram analisados sob microscopia eletrônica de varredura e as diferenças entre os comprimentos de onda foram observados. Os autores concluíram que as alterações e formação de crateras depende diretamente do tipo de energia e comprimento de onda utilizado.

Para testar a hipótese de que o laser de Er:YAG poderia ser utilizado como agente condicionante efetivo, favorecendo a adesão da resina ao tecido dental, Wright et al.,⁸⁰ em 1993, realizaram um estudo piloto comparando a microinfiltração marginal em cavidades de classe V convencionais e cavidades preparadas com o sistema laser de Er:YAG, para os quais foram utilizados 15 dentes divididos em três grupos: preparo convencional e ácido fosfórico a 37%; preparo convencional com ângulo cavo superficial e ácido fosfórico a 37%; preparo e condicionamento com o laser de Er:YAG. Todos os preparos foram realizados com aproximadamente 300 ± 50 pulsos mantendo 2 pps e porém para o condicionamento do esmalte utilizou-se 200 mJ. As cavidades foram restauradas com o material Prismafil, estocadas e imersos em solução de nitrato de prata, para serem seccionadas e analisadas sob microscopia eletrônica. Verificou-se que a preparação e condicionamento com laser não influenciaram adversamente, na microinfiltração ao redor da restauração, sugerindo laser como técnica de preparo convencional, porém com necessidade de mais estudos para a comprovação de sua eficiência.

No 4º Congresso Internacional sobre lasers em Odontologia, em 1994, Gimble et al.,²⁵ apresentou um trabalho realizado *in vivo*, cujo objetivo foi avaliar a eficiência do laser de Er:YAG em preparos cavitários. Foram realizados 352 procedimentos operatórios em dentística, sendo 165 tratamentos com o sistema laser Er:YAG e 137 tratamentos convencionais em pacientes entre 12 a 60 anos de idade. A energia e tempo utilizados para cada procedimento foram: 47 mJ e 59 segundos para selamento de fósulas e fissuras; 159 mJ e 71 segundos para remoção de cárie e preparo cavitário; 118 mJ e 43 segundos para condicionamento do esmalte. Todos os procedimentos foram examinados aleatoriamente em estudo cego. Os dentes tratados foram extraídos imediatamente, 48 horas e 1 mês após o tratamento. Os dentes foram analisados clinicamente de maneira radiográfica e visual e também mediante microscopia eletrônica de varredura, exame histológico, e teste mecânico de tração. Os resultados demonstraram que o laser foi tão efetivo na remoção de tecido cariado e preparo cavitário quanto a broca. Sob microscopia eletrônica de varredura observou-se túbulos dentinários abertos sem evidência de carbonização. Nos testes mecânicos de tração, verificou-se que o condicionamento com laser mantinha uma resistência média de 12 MPa e que o laser combinado com o condicionamento com ácido fosfórico reportou uma resistência de 31 MPa, sendo melhor que o condicionamento com laser sozinho. Quanto aos resultados histológicos não houve danos significativos para os dentes tratados com laser, revelando que não houve diferença estatística entre o preparo convencional e o preparo com laser.

O dia 7 de maio de 1997 a Administração de Alimentos e Drogas (FDA) dos Estados Unidos, permitiu a utilização do sistema laser de Er:YAG como o primeiro laser para a remoção de tecido cariado e preparos cavitários. E com o propósito de explorar os dados fornecidos pela FDA para aceitação do uso clínico do laser, Cozean et al.,¹⁵ em 1997, publicaram o estudo onde foi avaliado clinicamente a eficiência deste sistema na remoção de tecido cariado, preparos cavitários, assim como a necessidade do uso de anestesia em comparação com o sistema de alta rotação. O estudo foi dividido em dois grupos: no primeiro grupo foram analisados dentes indicados para extração de 60 pacientes entre 12 e 60 anos, onde 24 pacientes realizaram tratamentos com laser em 62 dentes e 36 pacientes realizaram tratamento convencional em 63 dentes. Um terço dos dentes foram extraídos imediatamente após o tratamento, outro terço 48 horas após e o terço final 1 mês após o procedimento operatório. Tanto o grupo tratado com o laser como o grupo controle foram avaliados histologicamente. No segundo grupo 53 pacientes foram tratados com laser e 54 pacientes eram do grupo controle (idade de 2 a 84 anos) sendo que 168 dentes foram irradiados e 146 tratados com alta rotação. Neste estudo avaliou-se a vitalidade pulpar por um período de 18 meses. Os resultados demonstraram que não houve diferença significativa na eficácia do sistema laser e resposta pulpar quando comparado ao preparo convencional.

Brugnera & Pinheiro,⁷ em 1998, realizam um apanhado geral sobre os sistemas lasers, explicando sua física e interação tecidual, assim como

suas indicações e aplicações, apontando os vários sistemas lasers como uma tecnologia que promete mudanças na odontologia.

Para comparar a qualidade do tratamento de lesões cariosas em superfícies radiculares em comparação com o preparo convencional, Aoki et al.,² em 1998, realizaram um estudo *in vitro*, em superfícies radiculares de 30 dentes humanos com cáries, divididos em dois grupos, o primeiro grupo sofreu irradiação com o laser Er:YAG e no segundo grupo removeu-se carie com peça de baixa rotação. De acordo com os resultados os autores concluíram que o laser de Er:YAG demonstrou ser um sistema promissor nesta modalidade de tratamento radicular.

Num estudo realizado por Martinez-Issua et al.,⁴⁵ em 1998, para verificar as diferenças do ataque ácido realizado pelo laser de Er:YAG em comparação com o condicionamento com ácido fosfórico a 37%, em esmalte e dentina, sob tração e MEV. Os autores utilizaram 80 pré-molares humanos onde foram cimentados brackets em superfícies atacadas das seguintes formas: 1) esmalte condicionado com ácido fosfórico; 2) esmalte condicionado com laser; 3) dentina condicionada com ácido fosfórico; 4) dentina condicionada com laser. Os resultados demonstraram que os grupos condicionados somente com laser apresentaram menor resistência adesiva em relação aos grupos que foram condicionados com ácido fosfórico a 37%. Houve um maior número de fraturas coesivas para os grupos irradiados com laser e a análise em microscopia eletrônica de varredura mostrou superfícies irradiadas fissuradas.

Para avaliar a resistência à tração de um sistema adesivo associado a uma resina composta, em superfícies dentinárias tratadas de forma convencional, com microabrasão por óxido de alumínio e irradiada com laser de Er:YAG, utilizados em substituição ao condicionamento ácido ou associados ao mesmo, Saraceni et al.,⁷⁰ em 1998, realizaram um trabalho utilizando discos de dentina obtidos de dentes humanos, que receberam seis tipos de tratamento prévios à aplicação do agente adesivo e resina composta. De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que, o adesivo realizado de forma convencional e a irradiação laser associada ao condicionamento ácido foram os tratamentos que apresentaram melhores resultados. O condicionamento ácido foi considerado imprescindível para a obtenção de forças de adesão satisfatórias.

Com objetivo de estabelecer um procedimento adequado de adesão para preparos cavitários com o laser de Er: YAG, Kataumi et al.,³⁵ em 1998, realizaram um estudo da resistência adesiva da dentina irradiada com laser, mediante teste de microtração e microscopia eletrônica de varredura. No trabalho foram utilizados molares humanos extraídos, onde o esmalte oclusal foi removido, e os dentes divididos em três grupos: a) superfície lixada, ácido fosfórico a 37% por 40 segundos, adesivo e restauração; b) superfície lixada, irradiação com o laser de Er:YAG 126 mJ / 10 Hz, ácido fosfórico a 37% por 40 segundos, adesivo e restauração; c) superfície lixada, irradiação com o laser de Er:YAG 126 mJ / 10 Hz, adesivo e restauração. Foi utilizado o adesivo Clearfil Photo Bond curado por 10 segundos. Os dentes foram preparados para microtração e avaliação sob microscopia eletrônica de varredura. Foi reportado que a maior resistência adesiva

encontrou-se para o grupo B e no grupo C não foi observada a formação de camada híbrida.

O laser como um sistema alternativo mais confortável de preparos cavitários foi estudado por Keller et al,³⁸ em 1998. Os autores avaliaram a percepção e resposta dos pacientes aos procedimentos de preparos cavitários realizados com este sistema. Para isto os autores realizaram 206 cavidades em 194 dentes onde a metade dos procedimentos foram realizados com o laser de Er:YAG e a outra metade participou como controle. Os parâmetros de energia utilizados para os preparos com laser estiveram entre 150 e 300 mJ, com uma repetição de 1-3 Hz. A ordem sequencial do tratamento foi padronizada e os parâmetros clínicos como a profundidade e a localização das cavidades cuidadosamente balanceados. O tempo de preparo reportado nos preparos com laser, foi de $7,5 \pm 4,6$ minutos, comparados com $4,3 \pm 3,9$ minutos para preparos com alta rotação, sendo a média de tempo 7,3 minutos para o laser e 3 minutos para preparos mecânicos. Houve resposta vital antes e depois de ambos tratamentos. 80% dos pacientes consideraram o tratamento com laser mais confortável que o preparo mecânico e 82% deles preferiram utilizar o sistema laser para o preparo cavitário num futuro tratamento de cárie. Entretanto, concluíram que o preparo cavitário com laser de Er:YAG parece ser mais confortável que o método convencional.

Niu et al.,⁵¹ em 1998, comparou a microinfiltração após o preparo cavitário classe V com o laser de Er:YAG aos preparos convencionais, utilizando 48 dentes humanos extraídos divididos em 3 grupos: dois grupos foram preparados com laser utilizando uma energia de 200 mJ e 10 Hz por 60 segundos

(2W), sendo o grupo: a) preparo com laser e 30% de ácido fosfórico; b) somente preparo com laser; c) preparo convencional mais ácido fosfórico a 30%. Os espécimes foram colocados em rodamina B a 0,6% a 36°C por 48 horas, seccionados e avaliados, mediante lupa estereomicroscópica e microscopia eletrônica de varredura. Os resultados sugeriram que a microinfiltração nas cavidades preparadas com laser apresentam o mesmo nível encontrado nas cavidades preparadas de forma convencional.

Utilizando uma energia de 100 – 400 mJ e 1 – 4 Hz com irrigação. Dostálová et al.,²⁰ em 1998, realizaram um estudo para analisar a qualidade de ablação do laser de Er:YAG (forma da cavidade, tempo de preparo e a influência do tipo de cavidade sobre a retenção dos materiais restauradores) em comparação ao preparo convencional. No estudo foram utilizados 20 dentes humanos extraídos, estocados em solução salina e seccionados longitudinalmente para avaliação sob microscopia eletrônica de varredura. Para a avaliação clínica participaram 46 pacientes com 150 cáries, preparadas com laser e alta rotação que foram avaliados em: 1 semana e 6,12,18 e 24 meses após o preparo e restauração, segundo as normas da ADA. A cavidade irradiada com laser apresentou-se rugosa em esmalte e dentina. O esmalte apresentou-se com borda lisas e dentina com túbulos dentinários abertos, sugerindo uma leve similaridade com o preparo clássico. Na avaliação clínica o esmalte mostrou-se branco opaco e a dentina não apresentou mudanças de cor, com a forma da cavidade irregular. Enquanto a forma da cavidade sobre a retenção do material restaurador mostrou-se igual ou muito similar.

Para comparar o nível de microinfiltração em cavidades classe I restauradas com amálgama, resina composta, ionômero de vidro após a preparação com o laser de Er:YAG com o preparo convencional, Fazlur et al.,²² em 1998, realizou um estudo com 96 pré-molares e molares recentemente extraídos, divididos em 48 dentes, preparados com laser e 48 dentes preparados com alta rotação. Os parâmetros de energia utilizados no preparo com laser foram 400 mJ e 6 Hz, sob refrigeração. Após os preparos cada grupo foi subdividido em três grupos de 16 dentes para cada material a ser avaliado. Nos dentes preparados com laser não foi realizado nenhum tipo de condicionamento ácido e as margens que receberam amálgama foram preparadas com alta rotação. Os dentes foram imersos em rodamina B a 0,6% por 48 horas a 36°C, seccionados e observados em microscopia eletrônica de varredura e lupa esteromicroscópica. Não houve diferença estatisticamente significativa, para os dois grupos mediante a observação sob lupa estereomicroscópica. Quanto a microscopia eletrônica de varredura, mostrou que houve uma boa adaptação para a resina composta e ionômero de vidro e uma pobre adaptação para o amálgama nas cavidades preparadas pelos dois métodos sugerindo que o laser de Er:YAG pode ser utilizado no preparo de cavidade classe I.

Segundo Majorom & Lukac,⁴⁴ em 1999, a predição de um modelo analítico de ablação termomecânica do laser, vem tentando limitar a questão da intensidade constante do laser em uma geometria unidimensional com uma insignificante difusão de calor e sem restos de escombros. A dispersão e absorção da radiação laser ejeta escombros, e é tratado usando um modelo que

permita a extinção dos escombros mediante um dinâmico coeficiente de variação durante o processo de ablação, resultando da influência da duração de pulso e a dependência da condutibilidade. A influência da difusão de calor sobre a eficiência da ablação e os efeitos térmicos, são analisados semiquantitativamente, direcionando as fórmulas que predizem o regime de ablação para um processo geral de ablação, a partir da influência e duração do pulso laser, assim como as propriedades térmicas do tecido tratado. A influência do laser sobre o perfil de ablação, profundidade da cratera e forma, é discutido através de um caso de perfil Gaussiano. O tipo de fibra de contato e a presença de irrigação de água, também são discutidos experimentalmente observando seus efeitos.

Tokonabe et al.,⁷⁶ em 1999, investigaram as mudanças morfológicas em esmalte e dentina irradiados com o laser de Er:YAG em incisivos e molares. 20 incisivos foram utilizados para avaliar o esmalte e 20 molares para o estudo da dentina. Os dentes foram irradiados com uma energia de 300 mJ e 5 Hz sob refrigeração. As amostras foram observadas em microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura, foi feita a análise química por energia dispersiva de Rx, análise gráfica tridimensional, exame histológico. Os resultados mostraram mediante análise estereomicroscópica que não houve nenhuma carbonização ou fundição na superfície do esmalte e na dentina. Mediante a microscopia eletrônica de varredura observou-se no esmalte crateras e depressões com paredes riscadas e escamadas, e um corte preciso na margem das áreas irradiadas; na dentina observou-se uma configuração mais plana que no esmalte sem smear layer e os túbulos claramente abertos. Na análise química foi verificada

a diminuição da proporção de Ca/P, tanto no esmalte como na dentina quando comparada as áreas não irradiadas. No exame histológico observou-se a presença de uma delgada lâmina basófila na base e ao longo das paredes das áreas da dentina irradiadas. Na análise gráfica tridimensional verificou-se que a profundidade dos efeitos produzidos no esmalte, não são constantes e que a superfície não é lisa; já a dentina não mostra muitas irregularidades e sua superfície é relativamente plana e lisa. Quanto ao diâmetro e a profundidade verificou-se que no esmalte o diâmetro foi de 1,12 mm e profundidade de 136 μm , já na dentina o diâmetro foi de 1,68 mm e 211 μm de profundidade. Conclui-se então que o laser de Er:YAG pode ser utilizado na remoção de cárie.

Também Hossain et al.,³² em 1999, estudou a profundidade de ablação causada pelo laser de Er:YAG com ou sem irrigação. Neste trabalho foram utilizados 40 incisivos para o estudo em esmalte e 40 molares para o estudo em dentina que foram divididos em quatro grupos: a) irradiação do esmalte com irrigação; 2) irradiação do esmalte sem irrigação; 3) irradiação da dentina com irrigação; 4) irradiação da dentina sem irrigação. Cada espécime foi irradiado em quatro locais diferentes com uma energia de 100, 200 e 400 mJ com uma frequência de 2 Hz durante 5 segundos. Foi verificada a ablação e morfologia. De acordo com resultados encontrados, os autores concluíram que a taxa de ablação e energia utilizada mantém uma correlação linear, sendo mais eficiente em dentina que em esmalte e que a adição de irrigação não diminui a ablação e não causa carbonização e fundição nos tecidos dentais duros.

Com o propósito de utilizar o laser de Er:YAG para a remoção de cáries em pacientes pediátricos DenBesten et al.,¹⁷ em 2000, realizaram um estudo em 92 pacientes separados em dois grupos: preparo convencional e preparo com laser com idade de 4 a 18 anos. A energia utilizada para a remoção de cárie foi de 147 mJ e para a preparação de cavidades 170 mJ. Os autores verificaram que não houve diferença significativa quanto a sensibilidade do paciente no tratamento convencional e no tratamento com laser. Para a determinação do sucesso utilizaram-se os seguintes critérios: 1) remoção da cárie aceitável; 2) preparo cavitário aceitável; 3) manutenção da vitalidade pulpar; 4) restauração intacta e em função. Com estes critérios, foi encontrado que em 32 casos de todos os tratamentos convencionais e em 59 casos de 60 procedimentos com laser tiveram sucesso. Demonstrando que o laser Er:YAG pode ser utilizado na remoção de cáries e preparos cavitários também em crianças.

Comparando diferentes tratamentos dentinários quanto a resistência adesiva, Ceballos et al.,¹³ em 2001, realizaram um estudo verificando a resistência adesiva da dentina sob cisalhamento em 80 molares humanos submetidos aos seguintes tratamentos: 1) 35% H_3PO_4 ; 2) 35% H_3PO_4 + NaOCl; 3) laser; 4) laser + H_3PO_4 . Sendo restaurados com o sistema adesivo Scotchbond 1/3M e a resina composta Z100/3M. As interfaces foram observadas sob microscopia eletrônica de varredura. De acordo com os resultados não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos tratados com laser e ácido fosfórico e o grupo condicionado com ácido fosfórico e hipoclorito de sódio. No

entanto o grupo somente condicionado com laser mostrou resistência adesiva estatisticamente menor.

Mello & Mello,⁴⁸ em 2001, realizaram uma ampla verificação sobre os vários sistemas lasers introduzidos no mercado no campo de odontologia, demonstrando sua física, técnica de utilização e indicações.

2.3. Análise da resistência adesiva

A umidade relativa da dentina pode influenciar na sua resistência adesiva (Plasmans et al., 1993)⁶⁵. Pois estes autores verificaram os níveis de umidade durante a aplicação dos sistemas adesivos analisando sua relevância. Utilizando, para isto, dentes molares humanos e quatro sistemas adesivos que foram testados *in vitro*, com uma temperatura de 25°C e 40% de umidade relativa e 35°C e 90% de umidade relativa, onde foi realizado o teste para verificar a resistência adesiva da dentina. Os resultados demonstraram que o fator umidade do material assim como sua interação foi estatisticamente significativa. O fator operador não exerceu influência significativa sobre a resistência adesiva. Os valores de resistência adesiva sobre a alta umidade foram baixos para o Gluma 2000, Denthesive e Syntac (<3 MPa) e altos para o Scotchbond Multi-purpose (12 MPa; $P < 0,001$). Os modos de fratura para o Syntac, Denthesive e Gluma 2000 foram do tipo adesivo. O Scotchbond Multi-purpose apresentou falhas do modo coesivo tanto na resina como na dentina. Os autores concluíram que em geral os sistemas adesivos são sensíveis à umidade extrínseca da dentina, resultando em baixos valores de adesão à alta umidade.

Para analisar a resistência adesiva com diferentes níveis de mineralização, Perdigão et al.,⁵⁸ em 1994, testaram quatro sistemas adesivos: All Bond 2, Amalgambond Plus, Prisma Universal Bond 3 e Scotchbond Multi-purpose, em 120 molares humanos extraídos, divididos em três grupos de 40 dentes. Após a dentina média ser exposta, os grupos de amostras foram artificialmente hipermineralizados em uma solução remineralizadora e, desmineralizados através de uma solução de ácido acético ou sendo estocados em água destilada, sendo testados os grupos: de dentina esclerótica, cáries e dentina normal. Foram aplicados os sistemas adesivos, realizadas as restaurações e verificada a resistência adesiva dos diferentes substratos dentinários e a interface analisada sob microscopia eletrônica de varredura. Para todos os adesivos a resistência da dentina normal foi significativamente alta em relação aos outros substratos. A dentina hipermineralizada teve uma resistência adesiva significativamente maior do que a dentina desmineralizada, exceto usando o adesivo Prisma Universal Bond 3.

Dando início a uma série de estudos através de uma nova metodologia : o teste de microtração, Sano et al.,⁶⁸ em 1994, analisaram a relação existente entre a área de superfície para a adesão e a resistência a tração. Neste estudo foram utilizados 20 molares humanos, que tiveram suas superfícies oclusais cortadas e polidas, para serem restauradas com os sistemas adesivos: Scotchbond Multi-purpose, Clearfil Liner Bond 2 e Vitremer Primer seguidos de uma coroa de resina composta de 3 a 5 mm de altura. Os espécimes foram armazenados a 37°C por 24 horas. Os dentes restaurados foram cortados em fatias paralelas ao longo

eixo dente, e desgastadas para tornar a interface mais suave. A área de adesão foi calculada antes e depois do teste, variando de 0,5 x 0,5mm a 3 x 3mm. A quantidade de dentina remanescente entre a interface adesiva e o corno pulpar foi medido usando um micrômetro digital. Foi realizado o teste de tração em uma máquina de testes universal. Segundo os resultados obtidos foi encontrado uma relação inversa entre a resistência à tração e a área de superfície aderida para os três sistemas adesivos. Em superfícies de área abaixo de 0,4 mm², a resistência adesiva foi de 55 MPa para o Clearfil Liner Bond 2, 38 MPa para o Scotchbond MP e 20 MPa para o Vitremer. Pequenas áreas de superfícies tiveram falhas de natureza adesiva. Concluindo que este método permite a medição de altas resistências adesivas sem falhas coesivas em dentina. E também permite várias medições num único dente.

Carvalho et al.,¹¹ em 1994, determinaram a resistência de união a dentina dos sistemas adesivos Scotchbond Multi-purpose e Variglass utilizando um novo método de ensaios por microtração. Relatando que esta nova metodologia permite testar a resistência adesiva a pequenas áreas através do desgaste da secção transversal dos espécimes até 0,5 mm². A principal observação deste estudo foi que a resistência a tração foi dependente da superfície da área adesiva. As superfícies adesivas variaram de 0,5 a 5,0 mm², o que é muito menor do que as superfícies adesivas utilizadas rotineiramente em testes de laboratório. Uma relação inversa entre a resistência a tração e a área de superfície adesiva foi observada para ambos os materiais. Quando utilizaram-se as menores áreas, o

Scotchbond Multi-purpose atingiu valores de até 46 MPa e o Variglass resultou em valores em até 34 MPa.

Com o objetivo de testar a hipótese de que, a infiltração de resina sobre a dentina desmineralizada, poderia restaurar as propriedades da dentina mineralizada (Sano et al., 1995).⁶⁹ Pequenos espécimes de dentina desmineralizados foram infiltrados com os adesivos All Bom 2, Sctchbond Multi-purpose, Clearfil Liner, Bond 2, Superbond C&B, Clearfil Photobond, para determinar alterações das preparações dentinárias. O stress de tensão e resistência foram medidos e comparados com o grupo controle. Os resultados mostraram que alguns adesivos resinosos podem restaurar a dentina mineralizada e algumas vezes e exceder a resistência da dentina mineralizada. Algumas resinas aumentam o módulo de elasticidade do adesivo na dentina a valores iguais ou maiores do que as resinas, mas bem abaixo da dentina mineralizada. Os resultados reportam o potencial da infiltração da resina para o reforço da dentina.

Numa revisão de literatura realizada por Pashley et al.,⁵³ em 1995, sobre os testes de adesão. Os autores analisaram aspectos como: substrato, condicionamento dentinário e variáveis envolvidas na aplicação do primer e do adesivo, armazenamento e métodos de testes dos espécimes. Neste trabalho foi relatado que grandes avanços foram obtidos e novas metodologias foram desenvolvidas e que o ensaio de microtração proporciona algumas vantagens como: proporcionar um maior número de falhas adesivas, medir altos valores de união por avaliar a força em regiões restritas, permitir o cálculo de valores em μm único dente, testar união em superfícies irregulares, avaliar a união em pequenas

áreas, facilitar a avaliação morfológica em microscopia eletrônica de varredura. Sendo suas desvantagens: técnica trabalhosa e sensível, necessidade de equipamento especial, dificuldade de medir forças de união menores que 5 MPa, desidratação rápida do espécimes devido ao seu tamanho reduzido.

Para verificar se a adesão da dentina afetada pela cárie é inferior à dentina normal, Nakajima et al.,⁵⁰ em 1995, realizaram preparos em 47 molares humanos hígidos e com cáries coronárias na superfície oclusal, que foram removidas e preparadas para receberem os adesivos All Bond 2, Scotchbond Multi-purpose, Clearfil liner bond 2. Foi aplicado o teste de microtração e foi observada a qualidade da camada híbrida sob microscopia eletrônica de varredura. De acordo com os resultados encontrados os adesivos All Bond e Clearfil Liner Bond 2 apresentaram altas resistências adesivas para a dentina não afetada por cárie em relação a dentina afetada pela cárie. O adesivo Scotchbond Multi-purpose apresentou resistências semelhantes para as duas condições de substrato. Sob microscopia eletrônica de transmissão a camada híbrida formada pelos adesivos Clearfil Liner Bond 2 e All Bond e dentina normal e afetada pela cárie, mostraram resistência ao ácido fosfórico e hipoclorito de sódio. A camada híbrida formada pelo Scotchbond Multi-purpose em dentina normal e afetada pela cárie mostraram suscetibilidade parcial ao tratamento com ácido fosfórico e hipoclorito de sódio. Os autores concluíram que os resultados de resistência adesiva indicaram que a adesão à dentina depende do tipo de adesivo e tipo de dentina, mas a qualidade da camada híbrida pode nem sempre contribuir com a resistência adesiva da dentina.

Garcia-Godoy & Neuman,²⁴ em 1996, avaliaram a resistência adesiva de dentes permanentes e modos de fraturas de um agente adesivo hidrofílico. Foram utilizados 40 molares permanentes livres de cáries, onde foram realizados preparos nas superfícies mesio-vestibular, estocados durante 48 horas e divididos em 4 grupos de 10 amostras cada. Para serem tratados de acordo aos seguintes tratamentos: grupo 1) 5 capas de primer e adesivo ; grupo 2) 3 capas de primer e adesivo; grupo 3) 5 capas de primer e polimerização antes do adesivo; grupo 4) 3 capas de primer e polimerização antes do adesivo. Foram utilizados o sistema adesivo Dentastic e a resina Z100. As amostras foram levadas à máquina de testes universais, para serem avaliadas as resistências adesivas e foram observadas sob microscopia eletrônica de varredura e stereomicroscopia. Quanto aos resultados, não houve diferença estatisticamente significativa nas resistências adesivas encontradas, no entanto todos os espécimes tiveram falhas coesivas, concluindo que a resistência adesiva do produto foi mais forte que a resistência coesiva na dentina e resina.

Para analisar a contribuição da quantidade de colágeno no processo de hibridização de dentina, Gwineet et al.,²⁷ em 1996, realizaram um estudo verificando a resistência adesiva e a morfologia da interface com ou sem colágeno presente. Para isto foram utilizados 4 grupos de 10 molares cada , sendo 2 grupos controles e 2 grupos experimentais que foram sujeitos a digestão do colágeno exposto por condicionamento ácido. Os adesivos All-bond e Amlagambond foram usados. O teste de resistência adesiva foi aplicado e 24 dentes dos 4 grupos foram observados em microscopia eletrônica de varredura e

microscopia eletrônica de transmissão. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência adesiva dos espécimes entre o grupo controle e o grupo sem colágeno. A microscopia eletrônica de varredura mostrou uma rede de colágeno irregular e poros pronunciados com uma dentina irregular pela digestão de colágeno, mostrando infiltração de resina na extensão lateral dos túbulos. A microscopia eletrônica de transmissão confirmou a ausência de zona híbrida no grupo sem colágeno, através de uma fenda entre a junção da resina e a dentina desmineralizada. Uma densa zona de elétrons foi observada para os dois adesivos na entrada das margens condicionadas.

Dando início a uma série de pesquisas, May,⁴⁷ em 1997, com o propósito de analisar a influência do tratamento dental de uma resina modificada na resistência a tração, utilizou dentes bovinos para 5 grupos de experimentos: Fuji II LC com condicionamento; Fuji II LC sem condicionamento; Photac Fill e condicionador; Photac Fill sem condicionador e Dyract PSA. O autor verificou que não houve diferença estatística entre os grupos. Concluindo que o Photac Fill sem a utilização de condicionamento prévio mostrou-se igual aos outros materiais testados e portanto pode ser utilizado como sistema autocondicionante.

No trabalho Versluis et al,⁷⁹ em 1997, os autores desenvolveram um programa para simular cumulativamente as falhas, determinando a localização desta falha interativamente com elementos finitos, incluindo a conduta de fragilidade, falhas adesivas e coesivas com respostas probabilísticas. Todas as variáveis familiares a adesão foram incluídas no teste. O teste paralelo para a

validação desta avaliação foi a observação dos modos de fratura sob microscopia eletrônica de varredura. A simulação confirmou a hipótese de fratura sob tensão. Isto confirma que a tração da dentina faz em parte um duo de testes biomecânicos e que a resistência adesiva superior não significa necessariamente que a resistência coesiva da dentina foi reduzida, deixando claro a necessidade de uma nova tecnologia para a avaliação da interface biológica. Segundo os autores este trabalho mostrou o papel fundamental do modelo numérico na interpretação dos procedimentos experimentais.

Para estudar a resistência adesiva na presença ou ausência de colágeno desmineralizado sobre a superfície dentinária atacada úmida ou seca, Kanca & Sandrik,³⁴ em 1998, realizaram um estudo em 80 dentes divididos em 8 grupos que foram tratados sendo: grupo 1) ácido fosfórico a 37% sobre dentina úmida; grupo 2) ácido fosfórico a 37% sobre dentina seca; grupo 3) ácido fosfórico a 37% e Na OCl sobre dentina úmida; grupo 4) ácido fosfórico a 37% Na OCl sobre dentina seca; grupo 5) dentina úmida sem condicionamento ; grupo 6) dentina seca sem condicionamento; grupo 7) dentina úmida sem condicionamento e Na OCl; grupo 8) dentina seca sem condicionamento e Na OCl. As amostras foram restauradas em cilindros de compósitos e 24 horas depois foi testada a resistência adesiva da dentina. Os resultados mostraram uma alta resistência adesiva, tanto na presença como na ausência de colágeno desmineralizado, com ou sem tratamento com ácido fosfórico. Os espécimes atacados com ácido fosfórico tiveram resistência adesiva significativamente maior do que os espécimes sem condicionamento ácido.

A proposta do trabalho foi estudar a resistência adesiva de dois adesivos (All Bond 2 e Optibond FL) mediante teste de microtração e verificação dos modos de fratura através de microscopia eletrônica de varredura (Armstrong et al., 1998).³ Para o estudo foram utilizados 6 molares humanos, onde a superfície oclusal foi removida aplicados os sistemas adesivos e restaurada. Após 24 horas foi realizado o teste de microtração, mostrando que não houve diferença estatística entre os adesivos. Quanto aos modos de fratura, os modos coesivos ocorreram tanto em dentina como em resina obtendo um total de 55% das amostras avaliadas. A medida do tamanho do espécime não afetou a resistência adesiva.

Para estudar o efeito da área de adesão na resistência a microtração, tração e ao microcisalhamento de 4 sistemas adesivos, Phurkkanon et al.,⁶³ em 1998, avaliaram 60 molares humanos extraídos que foram aleatoriamente divididos em quatro grupos: Scotchbond Multipurpose Plus, Optibond FL, Optibond Solo e One Step. Cada grupo foi novamente dividido em três sub-grupos com espécimes de 1,2; 1,4; 2,0 mm de diâmetro. Em cada grupo os dentes foram cortados pela metade para realizar-se os preparos das amostras para os ensaios acima mencionados. As médias de força de união foram comparadas mediante a análise de variâncias, com uma e duas variáveis, e o teste -T de Student. Os modos de fratura foram observados sob microscópio eletrônico de varredura e as frequências dos modos de fratura comparadas usando os testes de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney U. Segundo os resultados os valores de resistência adesiva obtidos tanto para o teste de microtração como

microcizalhamento foram menores quando utilizou-se espécimes de 2,0 mm de diâmetro. Com relação aos modos de fratura, foi verificado que a maioria dos espécimes com 1,2 e 1,4 mm de diâmetro exibiu falhas adesivas na interface entre dentina e resina. Sendo assim os autores concluíram que altos valores de força de união estão associados a áreas de pequeno diâmetro e que o efeito dos ensaios de tração e cisalhamento é semelhante.

Com o objetivo de avaliar a força de união de 5 marcas comerciais de adesivos dentinários e comparar os testes de microtração e cisalhamento, Schreiner et al.,⁷¹ em 1998, realizaram um estudo com setenta e cinco terceiros molares humanos, sendo que 30 foram utilizados para o ensaio de microtração e 35 para o de cisalhamento, divididos em 5 grupos experimentais de acordo ao adesivo dentinário. Sendo os adesivos avaliados: Scotchbond Multi-uso com ácido maléico, Scotchbond Multi-uso com ácido fosfórico, Scotchbond Multi-uso Plus, Clearfil Liner Bond e Prime & Bond. Os modos de fratura foram observados através de microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura. Através do ensaio de microtração foi mostrado que o adesivo Clearfil Liner Bond apresentou valores de força de união significativamente maiores comparando com os outros sistemas adesivos. Quando o ensaio de cisalhamento foi utilizado os sistemas adesivos testados não se apresentaram estatisticamente diferentes. Quanto aos modos de fratura o teste de cisalhamento produziu um maior número de fraturas na dentina e resina do que o teste de microtração. Em relação aos sistemas adesivos os autores concluíram que o adesivo Clearfil Liner Bond apresentou valores de união significativamente maiores ao teste de microtração,

sendo que este teste quando comparado ao teste de cisalhamento produziu uma avaliação mais definitiva da força de união.

Cinquenta molares humanos divididos em quatro grupos foram analisados por Phrukkanon et al.,⁶⁴ em 1998, com o objetivo de avaliar a influência da forma e da área de secção transversal de união na resistência a microtração e na distribuição do stress de quatro sistemas adesivos. Os quatro grupos 1 para cada adesivo: Scotchbond MP Plus (SBMP), OptiBond FL (OBFL), OptiBond Solo (OBS), One-Step (OS), foram divididos em subgrupos, para preparar espécimes com secção transversal de união apresentando áreas de 1,1; 1,5; 3,1 mm². Em cada subgrupo os dentes foram cortados verticalmente para formar metades. Os dentes após terem suas superfícies oclusais cortadas e lixadas, receberam os tratamentos de acordo com as instruções do fabricante. Foram construídos blocos de resina composta de aproximadamente 9 mm de comprimento, 3 mm de largura e 5 mm de altura. Uma metade dos blocos foram seccionados em fatias e desgastadas para formar secções transversais cilíndricas com as diferentes áreas testadas. A outra metade dos blocos de resina foi seccionada e lixada, para se obter espécimes retangulares nas três dimensões testadas, submetidos ao ensaio de tração sob velocidade de 1mm min⁻¹. Foi realizado a observação por microscopia eletrônica de varredura. Um modelo de análise de elemento finito foi criado usando dois programas de computador e simulando áreas de secção transversal da adesão para determinar a distribuição do stress. De acordo com os resultados que grupos com áreas de 3,1 mm² apresentaram valores de união significativamente menores do que os grupos com

área de $1,1 \text{ mm}^2$, o que não aconteceu, quando foram utilizados os adesivos SBMP e OS. Os espécimes cilíndricos com área de adesão de $1,1$ e $1,5 \text{ mm}^2$ exibiram em sua maioria falhas adesivas. Quanto a força de união não foram encontradas diferenças entre os espécimes retangulares e cilíndricos, no entanto, na análise de elemento finito foi observado que a distribuição do stress foi mais heterogêneo nos espécimes retangulares. Sendo assim os resultados confirmaram que pequenas áreas de superfície produzem valores mais altos de força de união do que aqueles que usam superfície de áreas mais largas. Isto provavelmente aconteça devido a uma menor quantidade de defeitos encontrados em espécimes com pequena área.

Com a finalidade de medir a resistência adesiva à microtração de vários locais do esmalte e da dentina e também observar a interface resina/dentina de dois adesivos comerciais self-etching e self-priming mediante microscopia eletrônica de varredura, Yoshitama et al.,⁸¹ em 1998, realizou um estudo em doze incisivos humanos. O esmalte incisal e a porção dentinária vestibular externa foram removidos, para expor dentina média (desde a metade da coroa até o ápice vestibular). Os adesivos Clearfil Liner Bond (LB2) e Fluorobond (FB) foram aplicados e cobertos com resina composta. Foram preparados 12 espécimes de cada região para o ensaio de microtração de $1,0 \text{ mm}^2$. Para a avaliação sob microscópio eletrônico de varredura foram utilizados 4 incisivos. Os autores observaram que os adesivos LB2 e FB apresentaram forças de união significativamente mais altas nas dentinas coronária, cervical e do meio da raiz do que o esmalte e dentina apical. A espessura da camada híbrida dos dois sistemas

foi aproximadamente 1,0 μm nas regiões de dentina coronária, cervical e radicular média, sendo menos de 5,0 μm na dentina radicular apical. Embora a camada híbrida apresentou-se mais espessa na dentina coronária que na dentina radicular, a resistência adesiva das duas regiões foram similares, sugerindo que não existe correlação entre a espessura da camada híbrida e resistência adesiva. Os sistemas adesivos self-etching/self-priming produziram uma boa adesão nas dentinas coronárias, cervical e radicular média, pela criação de zonas híbridas finas, mas deverá ser melhorada a adesão ao esmalte e a dentina apical.

A resistência ao cisalhamento de um novo sistema adesivo autocondicionante na dentina foi reportada por Rosa et al.,⁶⁶ em 1999, para testar a hipótese de que o adesivo de uma só aplicação, poderia resultar em resistências iguais aos sistemas adesivos convencionais. Foram utilizados 22 incisivos bovinos preparados e aplicados os sistemas adesivos para serem restaurados. Os grupos foram divididos da seguinte maneira: sistema adesivo experimental; Prime & Bond NT; Prime & Bond NT sem lavagem; ácido fosfórico a 36% e Prime & Bond NT; ácido fosfórico a 36% e Prime & Bond 2.1. Todos os grupos foram sub-divididos em dois grupos de resinas restauradoras: TPH Spectrum e Dyract AP. Os resultados mostraram que o sistema adesivo experimental apresentou resistências adesivas semelhantes em dentina à aquelas obtidas pelos sistemas adesivos em vários passos, ou ataque ácido total. No entanto, no esmalte resultou em resistências adesivas semelhantes somente quando este foi condicionado e restaurado com um compômero.

Num estudo realizado por Issa & Watts,³³ em 1999, foi verificada a resistência adesiva do esmalte e a dentina utilizando um novo sistema adesivo (LPI) associado ao compômero Hytac Aplitic. Para o estudo foram utilizados molares e pré-molares humanos recentemente extraídos dos quais foram obtidos espécimes para os seguintes tratamentos: Prime & Bond 2.1 e Dyract AP; Syntac Single Component e Compoglass; F2000 Primer-adhesive e F2000 Compomer; sistema adesivo experimental e Hytac Aplitic. Foi aplicado o ensaio de cisalhamento numa velocidade de 0,5 mm/minuto e os resultados comparados mediante o teste de ANOVA. Segundo os resultados deste estudo o LPI apresentou uma boa adesão tanto em esmalte como em dentina sem a necessidade do condicionamento ácido como passo separado.

O efeito da umidade intrínseca na força de união regional das resinas adesivas à dentina foi estudada por Pereira et al.,⁶⁰ em 1999. No trabalho foram utilizados terceiros molares humanos divididos em três grupos experimentais: grupo 1) sem pressão pulpar; grupo 2) pressão pulpar de 15 cm H₂O; grupo 3) dentina secada à noite em um dessecador. Foram aplicados os sistemas adesivos Clearfil Liner Bond 2 e One Step e restaurados com a resina composta APX, após 24 horas de estocagem foram obtidas fatias de 0,7 mm divididos em 3 sub-grupos regionais separados de acordo com a espessura da dentina remanescente e o critério visual: regiões comunicando com o corno pulpar através dos túbulos dentinários; região central, localizada entre os cornos pulpares, região periférica. E então foram obtidos espécimes de 1 mm² de área. Obtidos os resultados os autores observaram que não houve diferença significativa

para os grupos 1 e 2 onde foram aplicados os sistemas adesivos Clearfil Liner Bond 2, no entanto para os grupos 1 e 2 restaurados com One Step houve uma diminuição da resistência adesiva. No grupo 3 houve uma diminuição da resistência adesiva e a diferença regional não foi evidente. Concluíram então que a umidade intrínseca pode afetar significativamente a resistência à tração regional da dentina, enquanto que a aplicação hidrostática positiva teve pouca influência. O sistema One Step, que possui um passo separado de condicionamento com ácido fosfórico, mostrou valores de união significativamente baixos na região de corno pulpar. Assim as diferenças regionais obtidas através do ensaio de microtração podem ser dependentes do material.

Num resumo dos estudos realizados com o sistema adesivo Excite, Swift Jr.,⁷⁴ em 1999, reportaram que este sistema apresenta uma média de resistência adesiva dependendo do operador de 21,2 MPa, 19,6 MPa, 18,2 MPa, sendo que os valores oscilaram entre 19 e 35 MPa.

Para estudar a uniformidade de união entre a dentina oclusal e resina, Shono et al.,⁷² em 1999, utilizaram o novo teste de microtração. Foram avaliados dois sistemas adesivos em terceiros molares humanos extraídos, não erupcionados, sendo analisadas as dentinas superficial e profunda. Os grupos avaliados foram restaurados em 3 incrementos de 2mm com a resina Z100 para o One Step e Palfique Estelite para o MacBond. Obtidos os espécimes, estes foram testados sob tração a uma velocidade de 1mm/min. Os procedimentos de adesão para o One Step, foram realizados por 2 clínicos diferentes. O clínico A testou: One Step em dentina superficial e profunda, Mac-Bond em dentina superficial e

profunda, 2 pares de cilindros de resina Z100 pré-polimerizados, com 10 mm de diâmetro. As falhas foram classificadas como adesivas, coesivas do adesivo, coesivas da dentina, coesivas da resina ou mistas, primeiramente observadas por microscópio estereoscópio com aumento de 30x e confirmada por microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que quando utilizado o adesivo One Step, o clínico obteve um grande número de adesões igual a zero (adesão não pode ser medida já que o espécime fraturou durante sua manipulação) na dentina superficial e em pequeno número na dentina profunda. Isto resultou em um grande desvio padrão na força de união, sendo que médias de valores de 22 ± 20 MPa na dentina superficial e 27 ± 14 MPa em dentina profunda. O clínico B obteve para o One Step as médias de 56 ± 13 MPa em dentina superficial e 57 ± 12 MPa em dentina profunda. Com o adesivo MacBond as médias foram: 41 ± 13 MPa em dentina superficial e 27 ± 12 MPa em dentina profunda. Os pares de cilindros de Z-100 unidos com One Step, mostraram uma pequena variação na força de união regional (37 ± 1 MPa). A divisão de coroas de resina composta permitiu a avaliação da uniformidade da união adesiva. Os autores concluíram com este estudo que o método utilizado detectou diferenças regionais com relação à resistência tração. As largas diferenças estavam relacionadas a técnica e aos material. Os resultados demonstraram que a união adesiva pode não ser homogênea como se pensou anteriormente.

Yoshikawa et al.,⁸² em 1999, testaram a hipótese de que a profundidade e configuração cavitárias poderiam intervir na força de união da resina com a dentina em cavidades classe I. Três grupos de 12 dentes terceiros

molares humanos extraídos onde o esmalte da superfície oclusal foi desgastada até a exposição de uma superfície plana de dentina que serviu como controle (dentina superficial, fator de configuração 1). Foram realizadas cavidades com 4 mm de largura, 3 mm de comprimento e 2 mm de profundidade (dentina profunda, fator de configuração 3). Para verificar a relação entre o fator de configuração (fator C) e espessura de dentina (EDR) as paredes cavitárias de parte dos dentes foram removidas, expondo a dentina profunda (fator C = 1). Foram aplicados os sistemas adesivos Clearfil Liner Bond II (CLBII), One Step (OS) ou Super-Bond D Liner (DL), e restaurados com a resina composta Clearfil Photo Posterior. Após 24 horas de armazenamento em água, os dentes foram seccionados verticalmente em 3 a 4 fatias de aproximadamente 0,7 mm de espessura e desgastados na interface. Foi realizado o teste de microtração e a dentina superficial apresentou altos valores de resistência adesiva, o que não aconteceu com os adesivos OS e DL que apresentaram valores significativamente menores, em comparação com sua aplicação em dentina profunda, quando o fator C foi 1. A resistência adesiva de todos os materiais caiu quando o fator C foi 3, mas a diferença foi estatisticamente significativa para o sistema DL. As fraturas observadas sob microscopia eletrônica de varredura mostraram que os espécimes com alta resistência a tração, tenderam a exibir falhas coesivas na camada híbrida e os espécimes que obtiveram valores de resistência menores mostraram falhas no topo da camada híbrida. Concluiu-se com este experimento que alguns adesivos não aderem a dentina profunda, onde o fator C é elevado, o que os torna mais susceptíveis ao stress gerado pela contração de polimerização.

Com o propósito de analisar a influencia da elevação do tempo de condicionamento ácido da dentina na resistência à microtração do sistema adesivo Single Bond e na infiltração de íons de prata através da camada híbrida, Paul et al.,⁵⁶ em 1999, realizaram o teste em nove terceiros molares humanos extraídos, divididos em grupos que variaram o tempo de condicionamento em 15, 30 e 60 segundos para ser aplicado o sistema adesivo Single Bond, de acordo com as instruções do fabricante. Foram obtidas fatias de 0,7 mm de espessura desgastados na interface adesiva para se obter uma área transversal de 1,0 mm². Fatias alternadas foram secas com ar por 30 minutos, mantidas úmidas ou cobertas com base de unha, exceto para os 0,5 mm ao redor da área aderida que foram coradas com AgNO₃ a 50%. Foi utilizado um dispositivo de Ciuchi, usando uma cola a base de cianocrilato e realizados os ensaios. O grupo de amostras coradas, foram embebidas em resina acrílica e polidas. Os espécimes foram analisados sob microscopia eletrônica de varredura. No presente estudo observou-se que o aumento do tempo de condicionamento parece ter um efeito negligível na resistência à microtração, produzindo um valor médio de resistência adesiva de 38 MPa. No entanto, houve uma maior penetração do corante, quanto maior foi o tempo de condicionamento ácido. Os resultados a curto prazo sugerem que o condicionamento prolongado não teve efeito decisivo nos valores de resistência adesiva, porém, o aumento da infiltração de íons de prata, dependendo do tempo de condicionamento, aumenta o interesse sobre a estabilidade a longo prazo da união. Estudos sobre o efeito do armazenamento a longo prazo em água podem fornecer informações sobre a estabilidade hidrolítica da união.

Em uma revisão bibliográfica realizada por Pashley et al.,⁵⁴ em 1999, os autores descreveram as várias modificações sofridas nos testes de microtração. Este teste é realizado com espécimes que variam entre 0,5 a 0,7 mm² de espessura e são colocados de tal maneira que a força de adesão seja concentrada na interface adesiva durante o teste. Tendo a vantagem de que um mesmo dente poderá fornecer vários espécimes e também vários substratos podem ser analisados, sendo um método ideal para analisar a duração da união entre a resina e o substrato dentário. Os autores concluíram que o teste de microtração é um método versátil, que não pode ser executado como um método convencional, sendo muito mais trabalhoso, porém, com um grande potencial de discernimento da resistência de adesão de materiais restauradores a vários substratos e regiões com relevância clínica.

A morfologia interfacial de dois sistemas adesivos aplicados em dentina afetada por cárie, foi avaliada por Yoshitama et al.,⁸² em 2000, assim como sua resistência adesiva através do teste de microtração. Dentes molares humanos foram preparados e aplicados os sistemas adesivos Single Bond (SB) ou Fluorobond (FB), de acordo com as instruções do fabricante e restaurados com a resina AP-X. Foram obtidas espécimes de 1 mm². Foi então aplicado o teste de microtração, com uma velocidade de 1 mm/minuto. As interfaces resina/dentina foram observadas sob microscopia eletrônica de varredura, antes ou após o desafio ácido/base. A resistência adesiva da dentina normal com os dois sistemas adesivos se mostraram significativamente alta em relação a resistência adesiva da dentina afetada por cárie. A técnica de molhamento adesivo aumentou

significativamente a resistência adesiva do SB para a dentina normal e a dentina afetada pela cárie. Na dentina afetada pela cárie não pôde ser formada a típica camada híbrida e tags de resina. Os resultados sugeriram que a oclusão dos túbulos dentinários por depósitos minerais pode evitar a penetração da resina, podendo também provocar resistência ácida na matriz intertubular da dentina afetada pela cárie.

Realizando uma comparação entre a macro e a microtração, Luchterhandt et al.,⁴² em 2001, avaliaram quatro sistemas adesivos (Excite/Vivadent, Prompt L-pop/Espe e, Expl-sistema adesivo experimental, sendo restaurados com a resina composta Tetric Ceram/Vivadent e, o sistema adesivo Optibond Solo Plus restaurado com a resina Prodigy/Kerr), utilizando 5 amostras para cada teste. Os resultados mostraram que a resistência adesiva foi significativamente superior para os sistemas adesivos Optibond Solo Plus e o Expl. em relação aos sistemas adesivos Excite e Prompt L-pop nos ensaios de microtração. No entanto, o teste de tração, não mostrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Num estudo realizado por Toledano et al.,⁷⁷ em 2001, foram avaliados diferentes sistemas adesivos em diferentes profundidades dentinárias, mediante o teste de microtração. Os autores utilizaram molares humanos que foram preparados com os sistemas adesivos Primer&Bond Nt/Dentsplay, Excite/Vivadent, Single Bond/3M, Etch&Prime/Degussa, Clearfil SE Bond/Kuraray e restaurados com a resina composta Z-100/3M. Assim foram obtidos espécimes de mais ou menos 1 mm² e levados para teste de tração com

uma velocidade de 0,5 mm/min. As interfaces tracionadas foram avaliadas mediante microscopia eletrônica de transmissão. Mediante os resultados podemos observar que a profundidade dentinária mostrou resultados diferentes estatisticamente sendo maior na dentina superficial para os sistemas adesivos , Primer Bond Nt, Excite, Etch&Prime, Clearfil SE Bond, no entanto a influência da profundidade da dentina sobre a resistência adesiva parece ser dependente do material utilizado.

Boiullaguet et al.,⁵ em 2001, comparou *in vitro* a performance adesiva de oito sistemas adesivos utilizando o teste de microtração. Para este estudo foram utilizados trinta dentes bovinos, dois sistemas convencionais (Scotchbond Multi-purpose Plus, Opti Bond FL), quatro sistemas adesivos one-step (Scotchbond 1, Asba S.A.C., Prime & Bond NT, Excite) e dois sistemas adesivos self-etching (Clearfil Liner Bond 2V e Prompt L-pop). Todos os adesivos foram aplicados de acordo com as instruções do fabricante e restaurados com a resina Z 100. Imediatamente após a adesão, os dentes foram preparados para o teste de microtração. A resistência adesiva da dentina foi medida. Quatorze espécimes de cada material fraturado foi observado por microscopia eletrônica de varredura. Os autores encontraram valores significativamente maiores para o Scotchbond Multi-purpose Plus ($30,3 \pm 9,4$ MPa). A resistência adesiva dos demais materiais foram: Opti Bond FL $22,4 \pm 4,3$ MPa; Scotchbond 1 $18,9 \pm 3,2$ MPa; Clearfil Liner Bond 2V $18,9 \pm 3,0$ MPa; Primer & Bond NT $18,3 \pm 6,9$ MPa; Asba SAC $14,4 \pm 2,9$ MPa; Excite $13,8 \pm 3,7$ MPa; Prompt L-pop $9,1 \pm 3,3$ MPa. Os modos de fraturas foram na maioria das vezes adesivos. Os autores

concluíram que os sistemas adesivos convencionais possuem uma maior resistência adesiva do que os sistemas adesivos one-step e self-etching.

Com o propósito de avaliar o efeito da área de adesão sobre a resistência adesiva de dois sistemas adesivos (O Single Bond contendo etanol como solvente e o adesivo Clearfil Liner Bond 2V que não contem solventes e é aplicado após o tratamento self-etching primer). Zheng et al.,⁸⁴ em 2001, estudou quarenta e seis molares livres de cárie, que foram divididos em dois grupos de acordo com os sistemas adesivos aplicados. Os dentes foram preparados e restaurados com a resina composta AP-X. Os grupos foram então divididos em sub-grupos de acordo com o local ocupado na superfície dentinária. Os dentes foram seccionados em fatias de 0,7 mm de espessura, sendo submetidos a ensaio de microtração com uma velocidade de 1 mm/minuto. Os resultados foram sujeitos a análise estatística de variância e regressão linear com um intervalo de confiança de 95%. A resistência adesiva para o Clearfil Liner bond 2V aumentou significativamente com o aumento da espessura da área de adesão. No entanto a resistência adesiva do Single Bond diminuiu significativamente com o aumento da área de adesão.

3. PROPOSIÇÃO

Analisar, por meio de teste de microtração, a resistência adesiva da dentina, assim como os tipos de fraturas ocorridos mediante a aplicação do laser de Er:YAG associado a diferentes sistemas adesivos.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1. Preparo dos dentes

Para a realização do experimento foram preparados 30 dentes molares humanos íntegros livres de cárie. Os dentes foram limpos e conservados em água destilada e Timol a 0,2%,¹⁸ até a realização do experimento por um período não superior a três meses. Os dentes utilizados neste estudo foram obtidos seguindo a metodologia para teste de análise de resistência adesiva sob microtração,^{11,54,68} sendo aprovada pelo Comitê de Ética em pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara.

4.2. Preparo da superfície dentinária

Foi realizado o corte dos elementos dentais nas suas superfícies oclusais em mais ou menos 2 mm, utilizando uma máquina de cortes seriados *Isomet 1000 (Buehler Ltda. Lake Bluff, IL, EUA)* e um *disco de diamante série 15LC (T=1/2", com 6" dia/0,020, n 11.4276)*, sob refrigeração (Figura 1). Logo, as superfícies foram lixadas com lixas d água de granulação 300, 400 e 600 (*Whaterprof Paper-Norton*) em uma politriz (Figura 2), modelo *DP-10 (Panambra Industrial e Técnica S.A.-São Paulo – Brasil)* sob refrigeração com água com o objetivo de eliminar completamente as ilhas de esmalte que foram confirmadas sob microscopia óptica (*DF Vasconcelus S.A. – São Paulo – Brasil*) observando com aumento de 30X. A “smear layer” foi padronizada pelo desgaste

da superfície da dentina durante 1 minuto com lixa d água de granulação 600. Se durante a realização do corte ou desgaste a câmara pulpar fosse exposta, o dente era descartado. Logo foi realizada a lavagem com água por 10 segundos e secagem com ar comprimido. A seguir os dentes foram armazenados em água destilada e mantidos em temperatura ambiente. A Figura 3 demonstra o aspecto das amostras preparadas para receber o tratamento experimental.

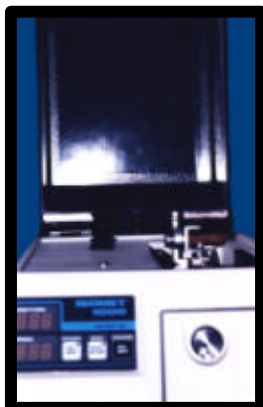


FIGURA 1 –
Máquina de cortes
Isomet 1000.



FIGURA 2 – Politriz DP-10.



FIGURA 3 – amostras
preparadas para receber o
tratamento experimental.

4.3. Grupos de tratamento

Foram realizados três grupos experimentais irradiados com laser e condicionados ou não com ácido fosfórico a 37%, variando os sistemas adesivos Excite/Vivadent, Prompt L-pop/Espe e Single Bond/3M com seus respectivos grupos controles, totalizando seis grupos de estudo (Quadro 1).

O aparelho utilizado neste estudo foi o laser de *Er:YAG* (*Twingthlight-Fotona-Slovenia*,) (Figura 4), cujos parâmetros de energia foram

selecionados realizando-se um estudo piloto anterior. O Quadro 2 mostra as especificações do aparelho e parâmetros de energia utilizados.

Os materiais (sistemas adesivos e resina composta) utilizados em cada grupo de tratamento, sua composição química e a sua técnica de aplicação são mostrados no Quadro 3.

Quadro 1 – Distribuição dos grupos de tratamento de acordo com o tipo de corte dentinário realizado e sistema adesivo empregado.

GRUPOS	TIPO DE CORTE (PREPARO)	ÁCIDO FOSFÓRICO A 37%	ADESIVO - RESTAURAÇÃO
G1	Laser Er:YAG 260 mJ e 10 Hz	sim	Excite / Vivadent –
G2	Disco de diamante em máquina de corte	sim	Tetric Ceram / Vivadent
G3	Laser Er:YAG 260 mJ e 10 Hz	não	Prompt L-pop / Espe –
G4	Disco de diamante em máquina de corte	não	Tetric Ceram / Vivadent
G5	Laser Er:YAG 260 mJ e 10 Hz	sim	Single Bond /3M –
G6	Disco de diamante em máquina de corte	sim	Tetric Ceram / vivadent

Laser de Er:YAG



FIGURA 4 - . aparelho laser (Twintlight-Fotona-Slovenia)



FIGURA 5 –
A. ponta do laser Er:YAG;
B. ponta do laser de
Nd:YAG

Quadro 2 – parâmetros de energia utilizados no experimento.

Comprimento de onda	2,94 nm
Largura de pulso	200 – 450 μ s
Diâmetro do foco	0,77
Raio do foco	0,385 mm ²
Spot	0,466 mm ²
Energia	260 mJ
Taxa de repetição	10 Hz
Intensidade média	5,6 W/mm ²
Densidade de Energia	55 J/mm ²
Distância focal	13 mm
Modo	focado

4.3.1. Irradiação da estrutura dentinária dos grupos experimentais

Para o preparo dos grupos experimentais com laser foram seguidos os parâmetros de energia descritos no Quadro 2. Para a padronização do corte dentinário durante a irradiação, o braço articulado da ponta do laser de Er:YAG foi preso a uma garra metálica acoplado a um *Transladador com 3 eixos x-y-z (Model A LH Starret – EUA)* que fixou o ponto focal a uma distância de 13 mm. Os dentes foram presos com godiva de baixa fusão em um dos eixos (Figura 6), que permitiu a movimentação méso-distal e vestibulo lingual do dente. Os dentes eram movimentados manualmente, chegando de um extremo a outro da estrutura dentária. Foram seguidas todas as normas de segurança estabelecidas para o manejo do laser de Er:YAG.^{7,48}

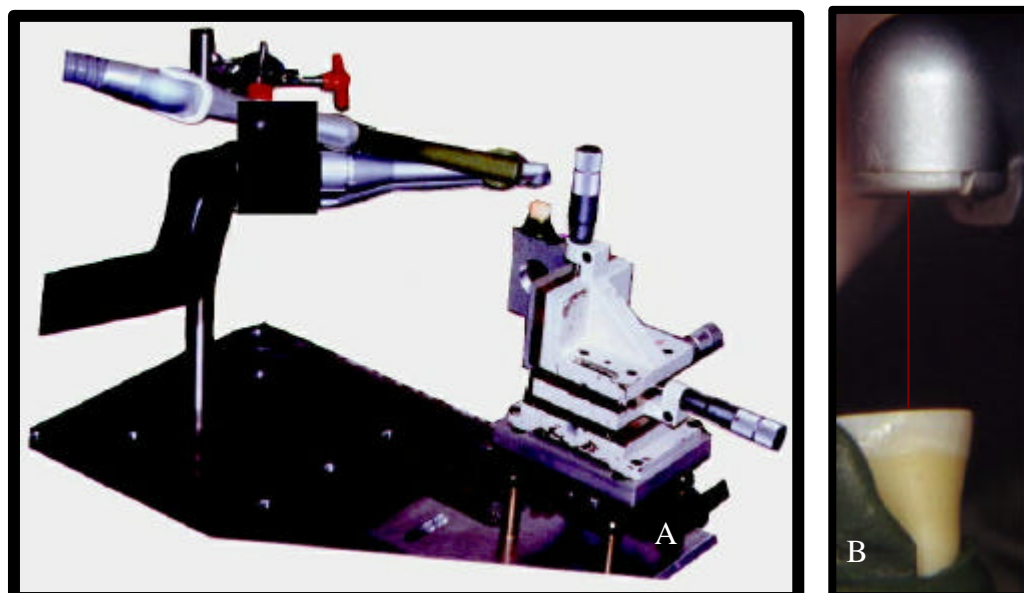






FIGURA 6 – irradiação dental

A. Eixo x-y-z, com o com a ponta do laser fixa em um ponto focal e o dente preso para ser movimentado no sentido méso-distal e vestibulo lingual.

B laser Er:YAG focado.

Após a irradiação dos dentes, estes foram restaurados de acordo com a técnica de aplicação dos materiais para cada grupo (Quadro 3).

Quadro 3 – materiais utilizados no experimento

Material	Composição Química	Técnica de aplicação
 <p>Single Bond / 3M</p>	<p>Água Etanol Hema Bis_GMA Dimetacrilatos, fotoiniciador, copolímero funcional dos ácidos poliacrílicos</p>	<ul style="list-style-type: none"> ácido fosfórico a 37% 15s lavagem com água 15s secagem com papel absorvente aplicação de 1 camada espalhamento de 2 a 5 s aplicação de mais 1 camada fotoativação por 20 s
 <p>Excite / Vivadent</p>	<p>Etanol Hema Dimetacrilatos, acrilatos do ácido fosfínico, dióxido de silício, fotoiniciadores e estabilizadores em uma solução alcoólica...</p>	<ul style="list-style-type: none"> ácido fosfórico a 37% 15 s lavagem com água 15s secagem com papel absorvente aplicação do adesivo 10s secagem de 2 a 5 s fotoativação por 20 s
 <p>Prompt L-pop / Espe</p>	<p>Água Éster fosfórico Metacrilato</p>	<ul style="list-style-type: none"> esfregaço do adesivo durante 15 s secagem de 2 a 5 s fotoativação por 10 s
 <p>Tetric Ceram / Vivadent</p>	<p>BisGMA, dimetacrilato de uretano e trietileno-glicol dimetacrilato (20,2%), vidro de bário, dióxido de silício altamente disperso e óxidos mistos esferoidais (79%). Estabilizadores e pigmentos (8%). Tamanho das partículas de 0,04 e 3 µm com uma média de 0,7 µm</p>	<ul style="list-style-type: none"> colocação de incrementos de mais ou menos 1,5mm de compósito. fotoativação por 40 segundos cada incremento

4.3.2. Restauração

Após o preparo e tratamento da dentina, foram realizadas as restaurações das amostras com a resina composta Tetric Ceram / Vivadent levada às coroas dentárias em porções de aproximadamente 1,5 mm com o auxílio de uma espátula *Thompson / GTX n 9*. As coroas dentárias foram cortadas em sua dentina média envoltas por um porta matriz *Tofleimare* e uma matriz de aço de 0,7 x 0,7 mm (Figura 7).



FIGURA 7 –
posicionamento da
matriz.



FIGURA 8 - aparelho
fotoativador KM-
200R/DMC.



FIGURA 9 - amostra
confeccionada de resina
composta e estrutura
dental.

Cada incremento de resina foi fotoativado individualmente por um aparelho fotoativador *KM-200R/DMC (Equipamentos Ltda.EPP-São Carlos-SP-Brasil)*, de intensidade sempre superior a $450\text{mW}/\text{cm}^3$,¹⁰ (Figura 8). As amostras obtidas tiveram uma altura de 5 mm de coroas de resina composta (Figura 9). Após a polimerização foi realizada a remoção da matriz metálica e todas as faces dentárias foram novamente polimerizadas por 40 segundos. As amostras foram armazenadas em água destilada numa estufa de cultura *FANEM*

Ltda-São Paulo-SP-Brasil, mantendo-se a temperatura de 37°C por 24 horas. A Figura 9 demonstra o aspecto da amostra confeccionada.

4.4. Ciclagem térmica

Após 24 horas de armazenamento em água destilada, todos os corpos de prova foram identificados com esmalte de unha em cores diferentes para cada grupo a fim de serem submetidos à ciclagem térmica com temperaturas de 10°C e 50° em água. O tempo de permanência de foi de 15 segundos em cada temperatura, num total de 550 ciclos. Foi usado um aparelho de ciclagem térmica *Ética Equipamentos Científicos S/A-São Paulo- Brasil*. A Figura 10 mostra a ciclagem das amostras sendo realizada.



FIGURA 10 – ciclagem térmica das amostras sendo realizada.

Todos os corpos de prova foram novamente armazenados em água destilada e mantidos em uma temperatura de 37°C por 24 horas.

4.5. Obtenção dos espécimes para o Teste de Microtração

Após 24 horas de armazenamento, os corpos de prova foram fixados em suportes de madeira com godiva de baixa fusão e cortadas na máquina de cortes *Isomet 1000* (Figura 1) com o auxílio de um *disco de diamante série 15LC* em baixa velocidade (100 rotações/minuto) e peso “0” com constante irrigação. As amostras foram cortadas paralelamente ao seu longo eixo, no sentido méso-distal (Figura 11), obtendo-se assim fatias de mais ou menos 1mm e logo foram cortadas no sentido vestibulo-lingual.(Figura 12).

Para separar os espécimes (palitos) obtidos através deste procedimento após o completo corte da amostra, foi realizado o seccionamento das bases das amostras (dente/resina) perpendicularmente ao longo eixo do dente com o auxílio de um *disco de diamante Swiss Dental Diamond Superflex-Intensive AS-Grancia-Suiça* montado em mandril de baixa rotação, obtendo-se espécimes com $1\text{mm}^2 \pm 1\text{mm}^2$ de secção transversal e comprimento de mais ou menos 8 mm, sendo 4 mm de resina e 4 mm de dentina (Figura 13).

Todos os espécimes foram avaliados sob microscopia óptica com o aumento de 30X, sendo descartados aqueles que apresentavam falhas, bolhas ou esmalte. De cada amostra obteve-se uma média de cinco espécimes (palitos) e, uma média de palitos por grupo de 23 espécimes, devido à eliminação de alguns espécimes que foram considerados inadequados durante o decorrer da metodologia.



FIGURA 11 – amostra sendo cortada no sentido mesio-distal.



FIGURA 12 – aspecto da amostra após o corte no sentido vestibulo lingual.



FIGURA 13 – aspecto final dos espécimes com o comprimento 4mm de dentina e 4 mm de resina.

4.6. Teste de microtração:

Os espécimes selecionados para o ensaio de microtração foram medidos em sua secção transversal de união através de um paquímetro universal com leitura eletrônica *Digmatic Capier - mitutoyo-Absolute-nº série BB07467*. Estes espécimes foram então posicionados pelas suas extremidades no dispositivo de microtração com a ajuda de uma pinça clínica, de modo a situar a área de adesão perpendicular ao longo eixo da força de tração (Figura_14), onde foram fixados com um adesivo instantâneo *Superbonder Gel-Henkel Loctite Adesivos Ltda-Itapevi-São Paulo-Brasil* associado a um acelerador *Zapit accelerator system-Dental Ventures of América. Inc-EUA*.

O ensaio microtração foi realizado em uma Máquina de Ensaio Universal *MTS Material Test System 810-MTS System Corporation-Minneapolis-Minnesota-EUA* a uma velocidade do atuador de 0,5mm/min, com adaptação de uma célula de Carga de *1KN load transducer modelo 66118 D-01* e com um programa acoplado a estes *TestWorks-Sistema testStar 2-MTS System Corporation-Minneapolis-Minnesota-EUA*. Uma vez fraturados os corpos de prova, o movimento era imediatamente cessado e os dados coletados para posterior cálculo e análise .

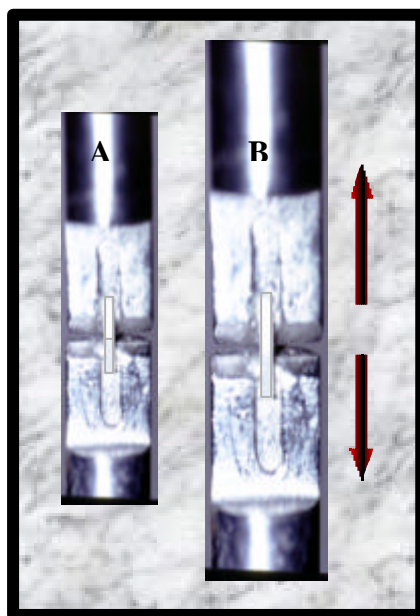


FIGURA 14 - Representação esquemática dos espécimes fixados no dispositivo^A e aplicação do ensaio de tração.^B

Os valores finais de resistência adesiva foram calculados dividindo-se os valores de carga de ruptura obtidos em Newton (N) pelas secções transversais dos espécimes obtidas em mm^2 e expressos em MPa.

4.7. Análise das fraturas

4.7.1. Análise dos tipos de fratura em microscopia óptica digital (MOD)

Logo após o ensaio de tração as superfícies de dentina e resina dos corpos testados foram secos com papel absorvente e observados em todas as suas faces ao *microscópio óptico digital Leica DMR-Germany*, com um aumento de 50X, obtendo-se fotografias digitalizadas e verificando os tipos de falhas ocorridas classificando-as em três tipos: adesiva da dentina ou resina ou exclusivamente da união (A); mista envolvendo a união com fratura do material restaurador e/ou tecido dentinário (B); coesiva da resina ou dentina ou fora da união (C) (Figura 15). Foram então realizadas as fotografias dos tipos de fraturas mais representativos.

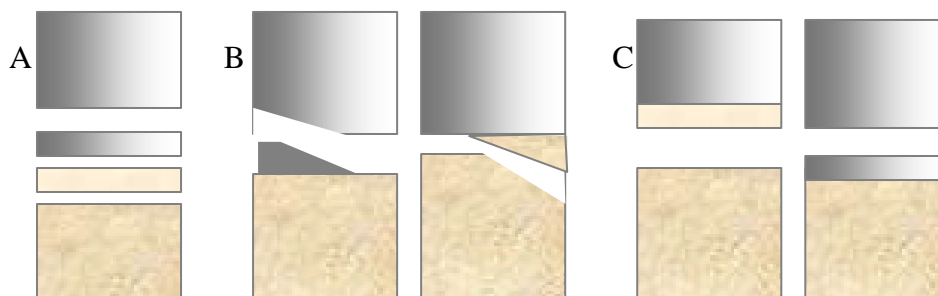


FIGURA 15 – tipos de fratura: **A.** adesiva; **B.** mista; **C.** coesiva da dentina ou resina.

4.7.2. Análise sob microscopia eletrônica de varredura (MEV)

4.7.2.1. Preparo dos espécimes para observação da superfície das fraturas

As amostras dos tipos de fratura mais representativas de cada grupo experimental foram selecionadas para serem observadas em suas superfícies mediante microscopia eletrônica de varredura. Para isto as superfícies sofreram desidratação em soluções de álcool etílico a 25%, 50%, 75%, 95% e 100% pelos tempos de 20, 20, 30 e 60 minutos e foram colocadas no dessecador durante 12 horas, montadas com as superfícies das fraturas direcionadas para cima sobre uma plataforma de alumínio. Tais superfícies sofreram metalização com uma fina camada de ouro, utilizando um sistema Blasers SCD 050 para serem observadas pelo *microscópio eletrônico de varredura Digital Scanning Microscope DMS 960 Zeiss-West Germani*, sob aumento de 750X.

4.8. Análise dos resultados

A avaliação estatística foi realizada através da análise de variância a dois critérios fixos **preparo** e **tratamento dentinário** ao nível de 5% de significância e foi aplicado o teste de Tukey.

As fraturas foram avaliadas de forma descritiva e classificadas de acordo com os critérios descritos na Figura 15, sendo realizada a porcentagem dos tipos de fraturas obtidas.

5. RESULTADO e DISCUSSÃO

Na atualidade, a análise da resistência adesiva da dentina irradiada com o sistema laser de Er:YAG associado a diferentes sistemas adesivos faz-se necessária, pois a avaliação da resistência adesiva é muito utilizada como método de parâmetro clínico para a escolha do material restaurador.

A adesão à dentina tem sido amplamente estudada na literatura pela análise do substrato em relação aos materiais restauradores,^{6,14,27,41,51,53,57,60,61,78,80,81,82} ou destes em relação ao substrato,^{3,5,9,10,11,21,24,33,34,35,41,47,49,50,51,53,56,57,59,60,61,65,66,67,69,71,72,74,78,80,82,83} aplicando-se várias metodologias.^{10,11,18,22,23,26,52,54,56,65,67,69,70,71,78,79,84.}

Quanto à utilização do laser no preparo cavitário e remoção dos tecidos cariados, na década de 60, Goldman et al.,²⁶ sugeriram a aplicação do sistema laser sobre o tecido dental, mostrando que este poderia atingir áreas afetadas pela cárie em áreas inacessíveis do dente. Mas estudos posteriores^{16,20,38} demonstraram que, dependendo do tipo de laser, o efeito deste sobre a estrutura dental poderia resultar em carbonização com conseqüente necrose pulpar.

O sistema laser de Er:YAG está indicado para o corte e vaporização de tecidos dentais duros pelo seu tipo de ação, sendo o primeiro aparelho aprovado pela ADA para a ablação/remoção destes tecidos, pois atua de maneira fotomecânica,^{29,30,37} ou seja, este é absorvido pela água e cristais de hidroxiapatita^{29,30} promovendo um processo de microexplosão tecidual, resultando na ablação do tecido. O tecido passará por transformações de estado (de líquido

para o gasoso)¹⁶ e no caso deste laser o resultado será a vaporização do material irradiado, ocorrendo a remoção deste tecido.^{29,30,37}

Este efeito estará influenciado pela amplitude e frequência do pulso.^{20,44} Deve-se considerar que o aparelho laser possui parâmetros controláveis como a energia por pulso (medida em mJ) e a frequência em pulsos por segundo (medida em Hz) que permitem o cálculo da intensidade média (dose de energia aplicada em uma determinada área) que irão atenuar ou aumentar os seus efeitos sobre o tecido irradiado.^{7,16,39,44,48}

Os parâmetros de energia utilizados neste trabalho foram determinados através de um estudo piloto para a verificação de ação da dose utilizada na morfologia da dentina, já que a luz laser, é uma forma de radiação não-ionizante, altamente concentrada, que em contato com os diferentes tecidos, resulta, de acordo com o sistema laser, em efeitos térmicos ou não-térmicos, fotoquímicos e não-lineares. Os lasers são equipamentos que podem levar uma quantidade fabulosa de energia aos tecidos com extrema precisão.^{7,43,48}

Na tabela 1 são apresentadas estatísticas descritivas das medidas de tensão de ruptura em MPa relativas aos seis grupos de experimentos: duas condições experimentais (laser e controle), cruzadas com três sistemas adesivos (Excite, Prompt L-pop e Single Bond). São apresentados também os intervalos de 95% de confiança para as médias dos tratamentos. As médias e os intervalos de confiança estão representados na Figura 16.

Tabela 1 - Estatísticas descritivas das medidas de tensão de ruptura em MPa de seis tratamentos, representando a combinação de duas condições experimentais e três sistemas adesivos, os intervalos de 95% de confiança para as médias de tratamentos.

Estatísticas descritivas	Laser	Controle	Laser	Controle	Laser	Controle
	Excite	Excite	Prompt L-pop	Prompt L-pop	Single Bond	Single Bond
	G1	G2	G3	G4	G5	G6
Observações	26	23	19	29	20	25
Mínimo	10,1	14,4	5,0	5,7	11,7	12,5
Máximo	30,1	42,0	18,7	35,0	42,3	48,8
Média	19,7	25,7	10,6	13,7	19,0	25,6
desvio padrão	6,8	6,7	4,2	7,2	7,7	9,2
Intervalos de 95% de confiança						
Limite inferior	17,0	22,8	8,6	11,0	15,4	21,8
Limite superior	22,5	28,6	12,7	16,5	22,6	29,3

As médias e os intervalos de confiança estão representados na Figura 16, onde pode-se observar que a tensão média de ruptura é menor com o sistema adesivo Prompt L-pop, enquanto que os outros dois produzem médias maiores e equivalentes.

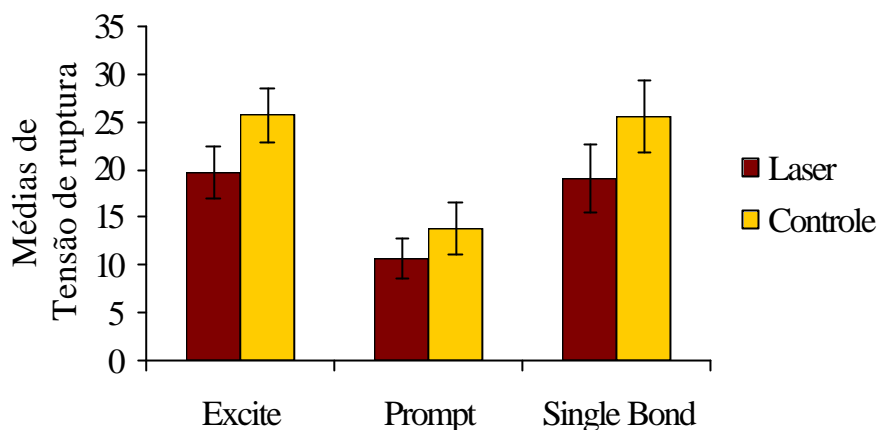


FIGURA 16 - Médias de tensão de ruptura de seis tratamentos, representando a combinação de duas condições experimentais e três sistemas adesivos. As barras verticais representam os intervalos de 95% de confiança para a média.

Para testar o efeito dos três sistemas adesivos nas duas condições experimentais, empregou-se neste trabalho, a análise de variância de dois fatores ao nível de 5% de significância, cujo sumário é dado na Tabela 2. Em primeiro lugar nota-se que não há efeito de interação e, portanto, as médias de tensão de ruptura relativa aos três sistemas adesivos independem da irradiação do dente com o laser. O efeito significativo de "condições" indica que a irradiação produz média de tensão de ruptura menor do que no controle com qualquer um dos sistemas adesivos. Então, como o efeito de "adesivos" foi significativo, as médias relativas a eles foram comparadas duas a duas pelo teste de Tukey (Tabela 3 - Apêndice), também ao nível de 5% de significância.

Tabela 2 - Sumário da análise de variância para testar o efeito de duas condições experimentais aplicadas sobre três sistemas adesivos.

Fonte de variação	Graus de liberdade	Média Quadrática	F	valor-p
Adesivos	2	1575,2	31,8*	<0,0001
Condições	1	837,7	16,9*	<0,0001
Interação	2	30,5	0,6	0,5402
Resíduo	131	49,6		

* significativo a um nível menor do que 5%

Através da Figura 17 é possível visualizar estes resultados que descrevem a variação de todas as medidas de tensão de ruptura obtidas neste trabalho.

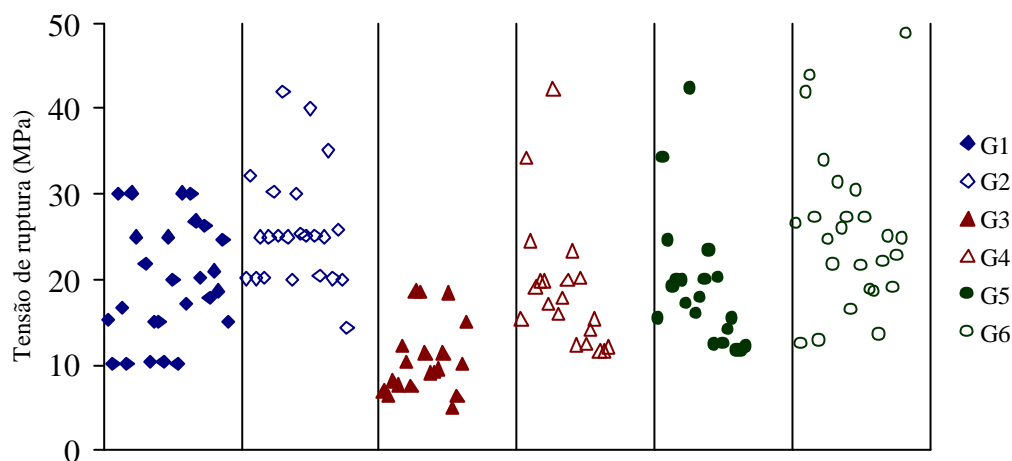


FIGURA 17 - Representação gráfica das medidas de tensão de ruptura em MPa de seis tratamentos, representando a combinação de duas condições experimentais (laser e controle) e três sistemas adesivos, (Ex=Excite, Pr=Prompt L-pop e SB=Single Bond).

De acordo com os resultados verificou-se que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos experimentais e os grupos controles de cada sistema adesivo, demonstrando tendência a uma menor resistência adesiva para os grupos que sofreram irradiação e houve diferença estatisticamente significativa menor para os grupos que receberam o sistema adesivo Prompt L-pop.

Os trabalhos que avaliaram a resistência adesiva da dentina irradiada com o laser de Er:YAG mostraram-se diferentes. Assim, Gimble et al.,²⁵ em 1994, utilizando uma energia de 80-120 mJ como sistema condicionador, encontraram uma resistência à tração de 12 MPa e, quando associado ao ataque ácido de 31 Mpa; Kataumi et al.,³⁵ em 1998, irradiando a dentina a 126 mJ e 10 Hz sob ensaio de microtração, encontrou 19,9 MPa e, combinando o laser com ácido fosfórico a 37% de 28 Mpa; e Saraceni,⁷⁰ em 1998, utilizando uma energia de 60 mJ e 2 Hz, encontrou sob tração 6,01 MPa e, fazendo associação com o condicionamento ácido verificou 20,01 MPa de resistência adesiva. Temos que considerar que foram utilizados parâmetros de energia, sistemas adesivos e área de adesão diferentes para estas avaliações. Assim, os valores apresentados não podem ser comparados, no entanto os autores foram conclusivos em afirmar que a irradiação com o laser de Er:YAG, associado ao ataque ácido, levaria a uma resistência adesiva superior em relação ao preparo convencional e ataque ácido e, preparo e condicionamento com laser. Outra característica observada quanto à adesão é que quando o laser é utilizado sozinho como condicionador, não há formação da camada híbrida,³⁵ provavelmente pela desidratação superficial do

tecido irradiado, já que o laser de Er:YAG é absorvido pela água encontrada nos tecidos²⁸ e esta desidratação poderá provocar o colapso das fibras colágenas.⁴⁹ Nenhum dos trabalhos anteriores avaliou os tipos de falhas ocorridas.

Os resultados desta pesquisa mostram que, apesar da associação da irradiação do tecido dental e o condicionamento com ácido fosfórico a 37%, as médias de resistência adesiva para cada sistema adesivo empregado, Excite ($19,7 \pm 6,8$ MPa), Prompt L-pop ($10,6 \pm 4,2$ MPa), Single Bond ($19,0 \pm 7,7$ MPa), foram inferiores aos grupos preparados convencionalmente e atacados com ácido fosfórico, Excite ($25,7 \pm 6,7$ MPa) Prompt L-pop ($13,7 \pm 7,2$ MPa), Single Bond ($25,6 \pm 9,2$ MPa), Concorda-se assim, com Cebalhos et al.,¹³ que em 2001, encontraram médias de resistência adesiva sob cisalhamento superiores para o grupo preparado convencionalmente e condicionado com ácido fosfórico a 35% em dentina superficial ($22,54 \pm 3,41$ MPa) e em dentina profunda ($23,41 \pm 5,51$ MPa) do que para o grupo irradiado com laser associado ao ácido fosfórico em dentina superficial ($16,68 \pm 2,9$ MPa) e em dentina profunda ($12,99 \pm 3,16$ MPa).

A profundidade de ablação irá depender da energia utilizada,³² sendo mais eficiente em dentina que em esmalte, pela maior quantidade de água que a dentina possui. Assim a irrigação ajudaria no processo de ablação e na diminuição de calor, melhorando a qualidade do corte^{20,44}. O resultado deste processo na morfologia dentinária seria uma superfície dentinária irregular, porém mais uniforme que o esmalte, livre de smear layer, com os túbulos dentinários abertos^{19,25,29,36,37,46,76} e com uma maior proporção de Ca/P na superfície irradiada, o que provavelmente aumentaria sua resistência ácida.^{36,76} No entanto

deve-se lembrar que existe um processo de microexplosão tecidual causando uma grande heterogeneidade da superfície atacada com formação de uma área inadequada de adesão⁴⁵ que pode ser devido à superfície severamente fissurada e, provavelmente desnaturada, causada pelo laser.²

Apesar de que alguns trabalhos mostrarem médias de resistência adesiva superiores quando era realizada a associação da irradiação do tecido dental duro com o ataque com ácido fosfórico,^{25,35,70} deve-se lembrar que a composição do sistema adesivo empregado poderia influenciar na formação ou não da hibridização dentinária,^{52,67} já que o laser de Er:YAG promove a retirada de água, cálcio e fosfato,^{30,36,37,38} sendo maior a sua interação com a água e, portanto, atuando mais na composição orgânica do elemento dental promovendo assim a desnaturação das fibras de colágeno.² O ácido fosfórico a 37% atua na composição inorgânica do dente promovendo uma desmineralização ainda maior, liberando as fibras de colágeno, para receber o sistema adesivo, cujo objetivo é promover uma zona de interdifusão levando à formação da camada híbrida.

Os vários trabalhos encontrados na literatura sobre a análise da adesão dos sistemas adesivos lançados no mercado dão lugar a muitas questões, principalmente no que diz respeito a sua interação com o substrato dental, dependente muitas vezes deste substrato⁵⁴ e outras do material a ser utilizado. Assim, os trabalhos que avaliaram o adesivo Single Bond (3M) em dentina normal reportaram 38 MPa⁵⁵ de resistência adesiva condicionando a dentina com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos, 46 MPa em dentina úmida e 26, 4 MPa em dentina seca,⁸¹ sendo que a falta de umidade poderá promover uma

diminuição da permeabilidade dentinária, pela diminuição de espaços entre as fibras colágenas, o que poderá impedir a correta penetração do adesivo dentinário.⁵³ Os sistemas adesivos possuem em sua composição componentes hidrófobos e hidrófilos de baixo peso molecular, assim uma superfície muito seca impediria a penetração dos componentes hidrófilos por necessitar de uma superfície úmida para interagir, já ao contrario uma superfície extremamente úmida estaria saturada de água e também impediria a correta penetração dos componentes do sistema adesivo.⁵² Outra coisa a ser lembrada é o tipo de solvente que o adesivo possui. Assim adesivos que contenham acetona como solvente necessitariam de um substrato mais úmido, pois é extremamente volátil;^{52,67} já os sistemas adesivos que contenham água em sua composição estariam mais propícios a interagir com uma superfície menos úmida ou até mesmo seca; e sistemas adesivos que contenham etanol seriam os menos suscetíveis à quantidade de umidade por ser menos volátil que a acetona e mais volátil que a água. (Quadro 3 - Material e método, mostra a composição química de cada sistema adesivo utilizado neste estudo)

Os resultados encontrados neste trabalho quanto ao sistema adesivo Single Bond no grupo irradiado com laser foi de $19,0 \pm 7,7$ MPa e no grupo controle $25,6 \pm 9,2$ MPa utilizando uma área de adesão de mais ou menos 1mm^2 estando de acordo com Zheng et al., em 2001,⁸⁴ já que em seu trabalho, quando foi utilizada uma área de adesão menor (60 a 85 μm) para o ensaio de microtração, encontrou-se uma resistência adesiva maior de 28,7 MPa do que com uma área de adesão maior (120 a 290 μm) com uma média de 20,3 MPa. Isto

levou os autores a conclusão de que o Single Bond diminui a resistência adesiva quanto maior a área de adesão em relação ao outro adesivo analisado, que apresentou um aumento de resistência quanto maior a área de adesão. Esta diferença pode ter ocorrido, segundo os autores, devido aos solventes que compõem o Single bond. Este apresenta 35% de etanol e 5% de água, tendo diferenças na sua volatilidade e necessitam ser removidos com um leve jato de ar. Os solventes numa área maior poderiam não ser totalmente removidos, causando assim uma pobre polimerização e esta refletiria em uma baixa resistência adesiva. Se o etanol é mais rapidamente evaporado que a água, o volume do etanol perde prioridade chegando a uma fase não homogênea, fazendo com que alguns monômeros fiquem fora da solução pela mistura com o solvente, causando uma fase de separação entre a última camada do adesivo e a resina composta.⁸⁴

O sistema adesivo Excite possui como solvente o etanol e apresenta uma resistência adesiva de 24 MPa em dentina normal,¹ segundo o fabricante. Neste estudo foi verificada uma resistência média em MPa de $19,7 \pm 6,8$ para o grupo irradiado com laser e $25,7 \pm 6,7$ para o grupo controle, sendo que Swift Jr.,⁷⁴ em 1999, relata estudos à tração com uma média de 21 MPa em dentina humana e Bouillaguet et al.,⁵ em 2000, reportam uma resistência adesiva à microtração de 13,8 MPa em dentina bovina, sendo relativamente baixa em relação a outros adesivos analisados. A polimerização incompleta deste material, também verificada no estudo, foi atribuída a uma maior sensibilidade à contaminação pela água ou pelo oxigênio.⁵ Considerando que este último estudo

foi realizado em dentina bovina, não se pode extrapolar os resultados para a dentina humana normal.

Segundo os resultados obtidos por Rosa et al.,⁶⁶ em 1999, o sistema adesivo experimental analisado (LPI) logo chamado de Prompt L-pop, apresenta uma resistência de união de 5,6 a 7,9 MPa sob cisalhamento em dentina bovina, dependendo da combinação com o material restaurador. Outra fonte¹ sugere 8 MPa em dentina humana, contrariando os resultados obtidos por Issa & Watts,³³ em 1999, que encontraram uma resistência adesiva de 22,5 MPa para este adesivo. Num estudo realizado por Bouillaguet et al.,⁵ em 2000, encontrou-se uma resistência à microtração de 9,1 MPa em dentina bovina, sendo os resultados mais baixos, comparando-se com outros adesivos analisados no estudo e não diferente estatisticamente do sistema adesivo Excite (13 MPa). Entretanto, neste estudo o adesivo self-etching mostrou baixa resistência e altas falhas do modo adesivo, mostrando, segundo os autores, a ineficiência deste sistema em produzir uma adesão adequada, porém, a adesão química que este adesivo promete não pôde ser avaliada no trabalho, pois é necessário um tempo maior para que ocorram as reações químicas para esta análise. Os resultados desta pesquisa mostram que este sistema adesivo apresentou os piores resultados de resistência adesiva, quando comparados com os sistemas adesivos Excite e Single Bond, sendo $10,6 \pm 4,2$ MPa para o grupo irradiado com laser e, $13,7 \pm 7,2$ MPa para o grupo controle. Alguns autores sugerem que a resistência adesiva do Prompt L-pop depende de dois fatores: viscosidade e/ou composição química do material restaurador que irá sobre o sistema adesivo.⁶⁶

Encontrou-se na literatura que vários fatores podem influenciar os estudos da resistência adesiva, assim o tipo de substrato pode apresentar valores diferentes. A dentina apresenta algumas propriedades características, como a permeabilidade,^{34,52,65} decorrente de uma menor ou maior quantidade de túbulos dentinários. Esta quantidade de túbulos, assim como o seu tamanho irão variar conforme a distância do substrato dentinário à polpa.²³ A umidade, decorrente de fluídos dentinários via túbulo e a vitalidade, devido a presença de prolongamento de odontoblastos no interior dos túbulos, constituem outras peculiaridades da dentina.^{53,54,60} Dependendo da idade do paciente ou da região da dentina que estiver exposta e ainda do tipo de alteração que estiver instalada sobre suas superfícies, suas características são alteradas. Sendo assim, frente a um processo de cárie, pode haver formação de uma dentina terciária, reparativa, com menor quantidade de túbulos e, portanto, menos permeável, mas também mais resistente ao procedimento adesivo.^{50,52,54,57,78,81} A medida que se aprofunda na dentina aumenta a quantidade de túbulos e diminui-se a quantidade de dentina inter-tubular disponível para adesão e, conseqüentemente, os valores de resistência adesiva também diminuem.^{23,54,60,72,82} Outros fatores, como a configuração da cavidade,⁸² umidade extrínseca,⁶⁵ armazenamento dos dentes,¹⁸ tipo de dente,^{5,53,54} tipo de materiais resinosos,^{5,11,55,56,63,68,81} e o teste empregado,^{52,53,63,64,65,68,71,79,84} fazem com que ocorra uma grande variação dos resultados encontrados na literatura.

Todos os fatores descritos devem que ser considerados quando se realiza um experimento onde se pretende analisar a resistência adesiva. Assim

também, deve-se considerar que a contração de polimerização da resina exerce certa força em função do stress gerado pela configuração da cavidade, o que sugere que exista uma resistência adesiva por parte do sistema adesivo maior do que a força de contração de polimerização da resina para que este sistema funcione corretamente.⁶² Os estudos em laboratório sugerem uma resistência adesiva entre 17 e 24 MPa para prevenir a formação de gaps marginais pela contração de polimerização⁶⁷ e de acordo com os resultados, os sistemas adesivos Excite e Single Bond obtiveram valores médios de 19,7 e 19,0 MPa para os grupos irradiados com laser, estando dentro dos valores médios considerados benéficos para a adesão e, 25,7 e 25,6 MPa para os grupos controles destes sistemas adesivos. Já o sistema adesivo Prompt L-pop mostrou valores médios inferiores de 10,6 MPa para o grupo irradiado com laser e 13,7 MPa para o grupo controle, mostrando-se muito abaixo dos 17 e 24 MPa, o que preveniria a formação de “gaps” marginais.

Mediante a análise das fraturas, foram observadas em sua maioria fraturas do tipo adesiva entre os sistemas adesivos e a resina, sendo estes tipos de fraturas predominantes em todos os grupos. Foi realizada uma análise percentual das falhas ocorridas para logo serem comparadas entre si.

Na Tabela 4 pode-se observar a frequência e a porcentagem dos modos de fraturas que ocorreram no experimento para cada grupo de tratamento.

Tabela 4 – frequência e porcentagem modos de fratura para cada grupo de tratamento.

Grupos de tratamento	A	B	C	total
Laser + Ex G1	n 19 73,07%	n 6 23,07%	n 1 3,84%	n 26
controle+Ex G2	n 19 82,60%	n 3 8,69%	n 1 4,34%	n 23
Laser + Pr G3	n17 89,49%	n 2 10,52%	-	n 19
controle+Pr G4	n 25 86,20%	n 4 13,79%	-	n 29
Laser + SB G5	n 19 95%	n 1 5%	-	n 20
Controle+SB G6	n 23 92%	n1 4%	n1 4%	n 25

A – fratura adesiva na resina ou na dentina.

B – fratura mista podendo ser adesiva entre resina e/ou dentina e parcialmente coesiva em resina e/ou em dentina.

C – fratura coesiva em dentina ou resina.

Os resultados desta pesquisa mostram que ocorreu um percentual de 95% de falhas adesivas, quando foi empregada a irradiação laser e o sistema adesivo Single Bond (Tabela 4), o qual também apresentou a maior média de valores de adesão (19,7 MPa), quando comparados aos outros grupos irradiados com laser.

Para um melhor entendimento dos tipos de fraturas ocorridas tanto nos grupos experimentais como nos grupos controle, tem-se a Figura 18 em

que se verifica a porcentagem total de fraturas que ocorreram, podendo ser adesiva, mista ou coesiva.

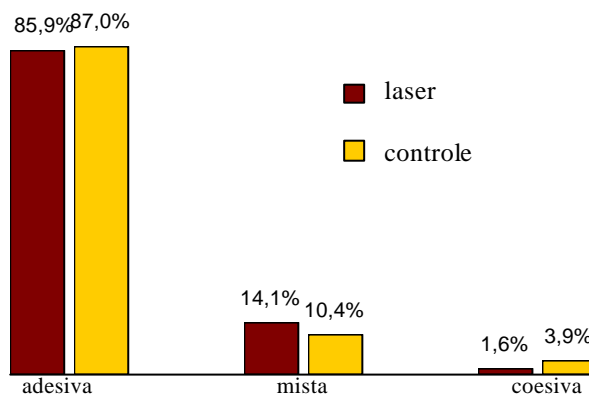


FIGURA 18 - Percentual dos modos de fraturas para as duas condições testadas.

Através da Figura 18, pode-se verificar que parece não haver diferenças entre as falhas apresentadas nos grupos experimentais e os grupos controles, sendo sempre maiores as falhas envolvendo exclusivamente a união, ou seja, entre o material restaurador e a dentina, mostrando que, apesar de haver uma maior porcentagem de falhas mistas para os grupos experimentais 14,06% e menor porcentagem de falhas adesivas 85,93% em relação aos grupos controles de 87,01%, os grupos irradiados com laser apresentaram também uma menor porcentagem de falhas coesivas.

Na Figuras 19 pode-se observar, mediante MOD, pequenos fragmentos de dentina e resina dispersos na região da fratura entre dente e restauração, caracterizando uma fratura do tipo adesiva, representando 95% das fraturas ocorridas no grupo G5 que, quando observadas ao microscópio eletrônico

de varredura (Figura 20) mostram “tags” de resina, sendo, portanto, fraturas adesivas do tipo adesiva em dentina.

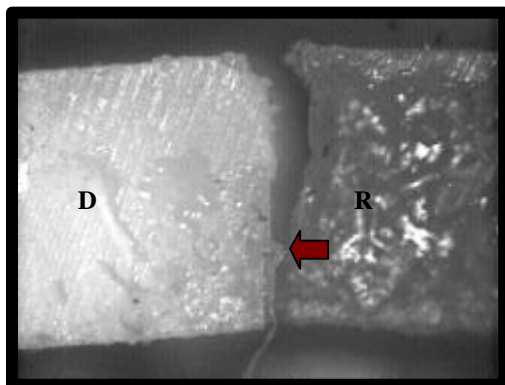


FIGURA 19 – aspecto da fratura adesiva em dentina sob MOD com aumento de 50X.

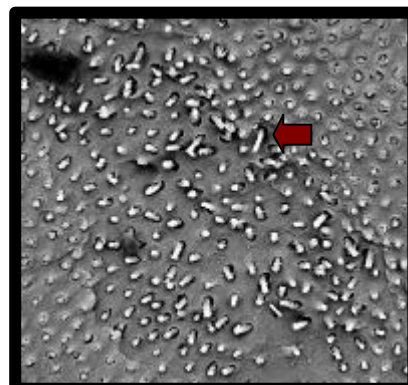


FIGURA 20 – aspecto morfológico da superfície da fratura em dentina. MEV 750X.

Na Figura 21 observa-se o aspecto da falha adesiva no grupo controle G6 sob MOD, sendo o grupo que segue com a maior porcentagem de falhas adesivas 92%. Verifica-se a presença de fragmento de resina e o aspecto regular da superfície da fratura (Figura 22) diferente da superfície que foi irradiada (Figura 20). Foram encontradas também neste grupo falhas mistas (4%) (Figura 25) e coesivas (4%) (Tabela 4).

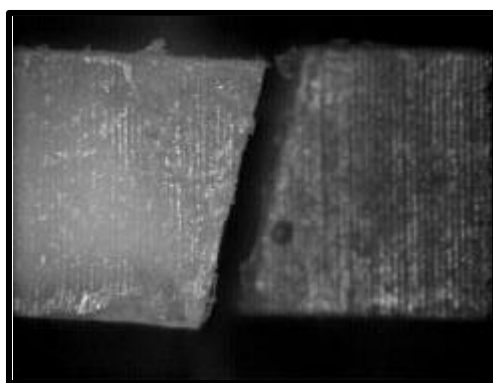


FIGURA 21 –. Aspecto da fratura adesiva no grupo controle G6 sob MOD com um aumento de 50X.

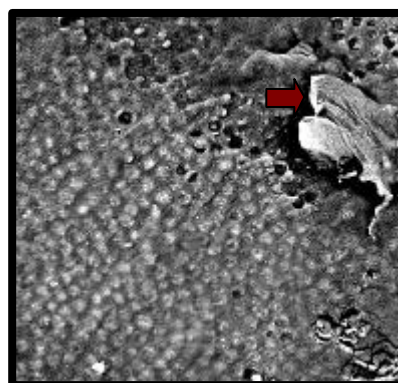


FIGURA 22 – aspecto morfológico da superfície da fratura com aumento de 750X sob MEV.

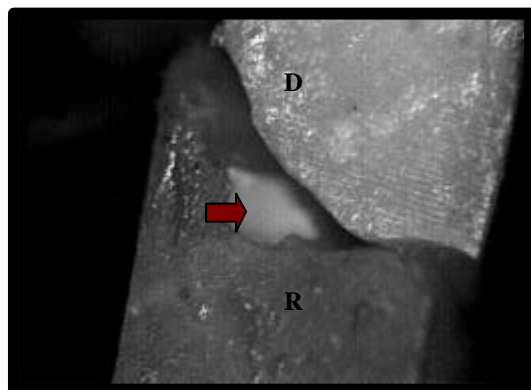


FIGURA 23 - aspecto da fratura mista envolvendo a união e fratura da dentina sob MOD com aumento de 50X.

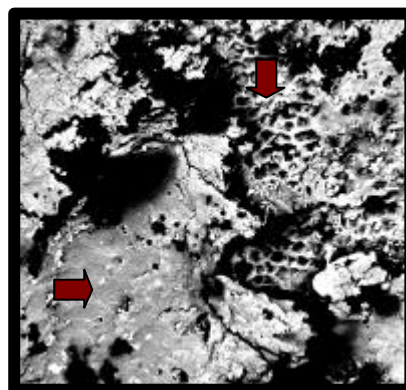


FIGURA 24 - aspecto morfológico da fratura na união sob MEV 750X.

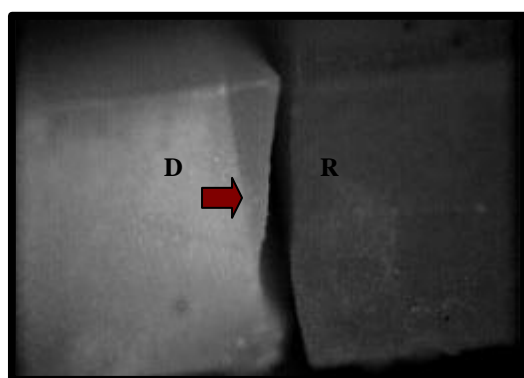


FIGURA 25 – aspecto da falha mista envolvendo a união e fratura da resina sob MEV com um aumento de 50X.

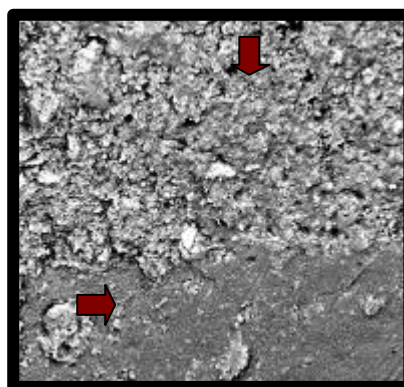


FIGURA 26 – aspecto da falha mista envolvendo a união e fratura da resina sob MEV com um aumento de 750X.

Figura 23 mostra o aspecto de uma falha mista envolvendo a união e fratura de dentina do grupo experimental G5 representando 5% das fraturas ocorridas, onde foi aplicado o sistema laser, realizado o condicionamento com ácido fosfórico e aplicado o adesivo Single Bond/3M. Na Figura 24 verifica-se o envolvimento da união com um aumento de 750X sob

MEV, mostrando fragmentos de resina e dentina. O grupo controle G6 apresentou falhas do tipo mista em 4% das fraturas analisadas, representadas na Figura 25, onde se verifica o envolvimento da união e a fratura da resina composta. A Figura 26 mostra o aspecto morfológico da superfície da fratura sob MEV.

Foram encontradas falhas mistas tanto nos grupos experimentais como nos grupos controles de todos os sistemas adesivos estudados.

Como pode-se verificar na tabela 4 o sistema adesivo Excite/Vivadent também apresentou falhas na sua maioria adesiva (73,07%) para o grupo G1 que foi irradiado com laser, representados na Figura 27, embora com porcentagem um pouco menor que o grupo controle G2 que mostrou 82,60%, representados na Figura 29 que mostra o aspecto de uma falha adesiva em dentina com fragmentos de dentina dispersos.

Na Figura 28 pode-se observar a diferença da fratura obtida em dentina irradiada com laser em comparação com o grupo controle (Figura 30). A Figura 28 apresenta uma superfície irregular com vestígios de resina e a Figura 30 mostra uma área regular embora também presente vestígios de material restaurador fraturado.

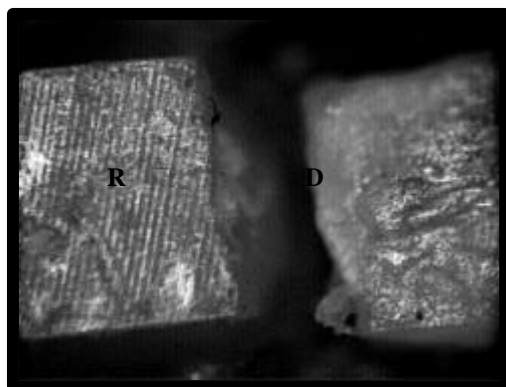


FIGURA 27 – aspecto da falha adesiva do grupo G1 sob MOD com um aumento de 50X.

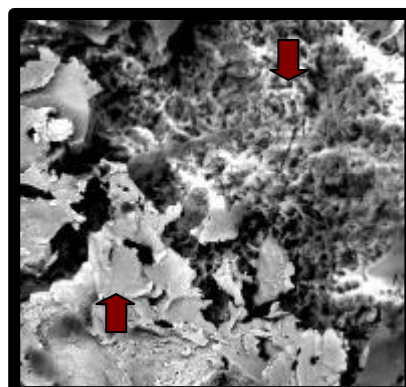


FIGURA 28 – aspecto morfológico da superfície da fratura com um aumento de 750X sob MEV.

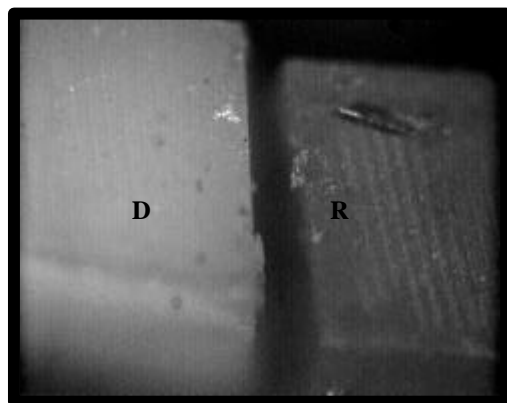


FIGURA 29 –aspecto da falha do tipo adesiva no grupo G2 sob MOD com um aumento de 50X.

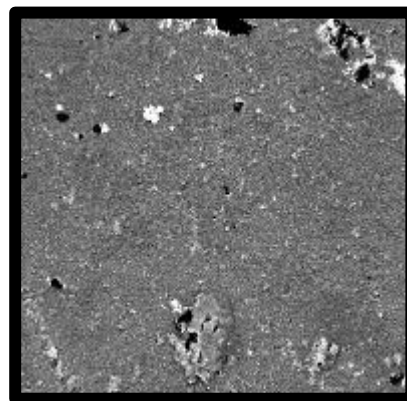


FIGURA 30 – aspecto morfológico da superfície da falha adesiva sob MEV com um aumento de 750X.

Pode-se observar na Figura 31 uma fratura mista envolvendo a união e fratura da resina, representando 3,84% das fraturas do grupo G1. A Figura 33 representa 4,34% das fraturas mistas do grupo G2.

Mediante MEV a Figura 32 demonstra a superfície da fratura em resina e a Figura 34 mostra o aspecto morfológico da fratura com a presença de resina e dentina.

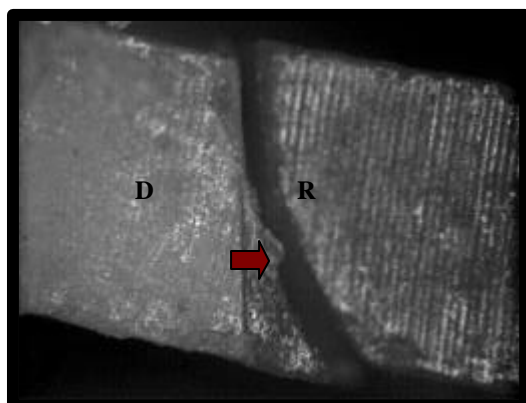


FIGURA 31 – aspecto da fratura mista no grupo G1 sob MOD com um aumento de 50X.

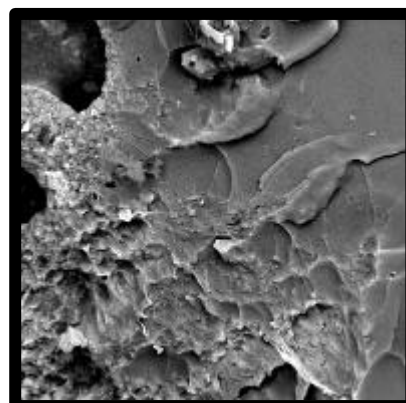


FIGURA 32 –. aspecto morfológico da superfície da fratura sob MEV com um aumento de 750X.

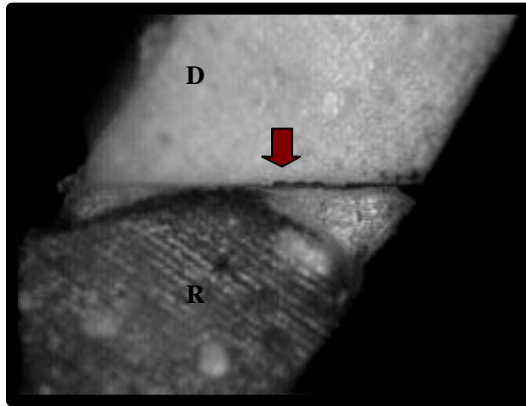


FIGURA 33 – aspecto da falha mista no grupo experimental G2 sob MOD com um aumento de 50X.

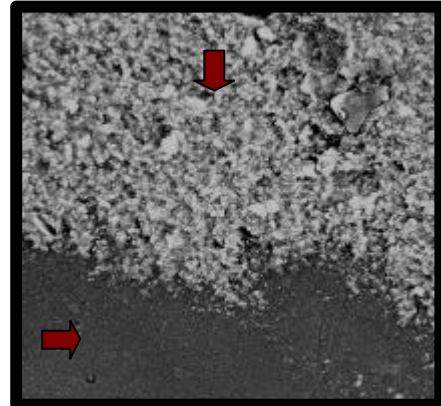


FIGURA 34 – aspecto morfológico da superfície da fratura sob MEV com um aumento 750X.

No grupo irradiado com laser e aplicado o sistema adesivo Excite/Vivadent G1, foram encontradas também falhas do tipo coesiva onde ocorreu a fratura do material resina (Figura 35).

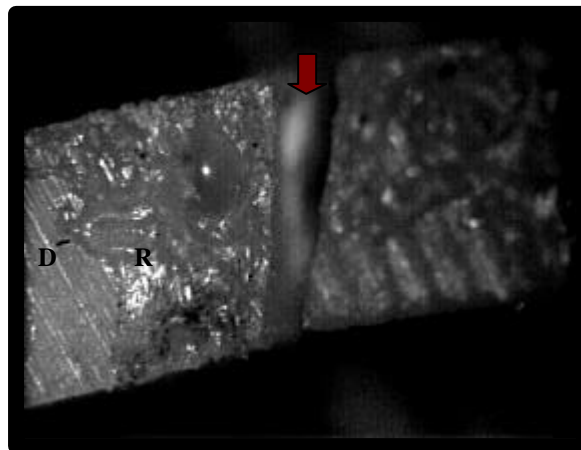


FIGURA 35 – MOD 50X. Falha fora da união representando 3,84% das fraturas do grupo experimental G1.

Quanto aos grupos em que foi aplicado o sistema adesivo Prompt L-pop/Espe, verificou-se uma alta porcentagem de falhas adesivas, tanto no grupo experimental (89,49%) como no grupo controle (86,20%) Tabela 4.

Pode-se verificar na Figura 36 o aspecto da fratura adesiva entre material restaurador e dentina do grupo experimental G3 onde foi aplicado o sistema adesivo Prompt L-pop/Espe. Apesar da dentina apresentar-se com aspecto irregular, não se observam fragmentos visíveis sob MOD de dentina ou resina.

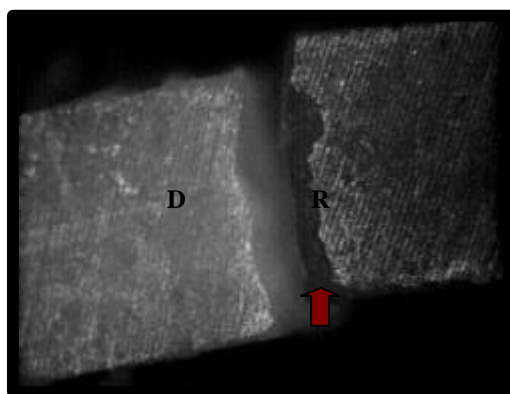


FIGURA 36– aspecto da falha adesiva do grupo experimental G3 sob MOD com um aumento de 50X.

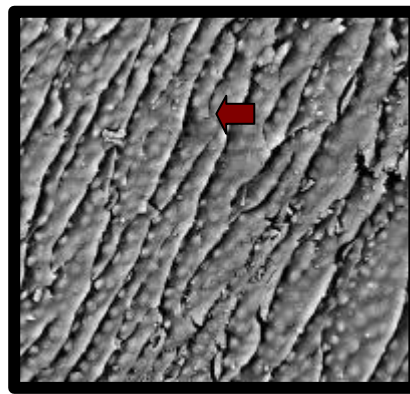


FIGURA 37 – aspecto morfológico da superfície da fratura em resina sob MEV com aumento de 750X.

A Figura 38 demonstra a fratura adesiva no grupo controle G4 em que a dentina foi cortada com disco e aplicado o sistema adesivo Prompt L-pop/Espe.

As características morfológicas das superfícies das fraturas são observadas nas Figuras 37 e 39. Na figura 37 pode-se verificar o aspecto morfológico da superfície da fratura em resina, onde podem-se observar a presença de pequenas pronúncias (“tags”) do sistemas adesivo.

Como pode-se verificar na Figura 39 notam-se fragmentos de resina e a presença de “tags” fraturados.

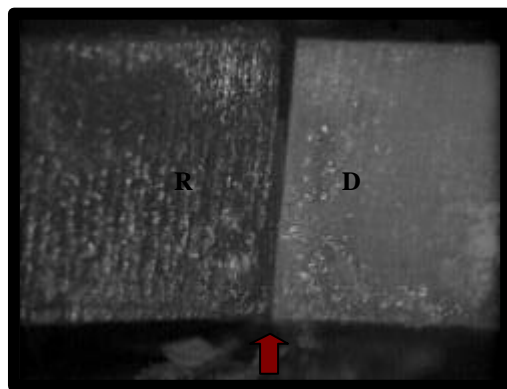


FIGURA 38 – aspecto da falha adesiva do grupo experimental G4 sob MOD com um aumento de 50X.

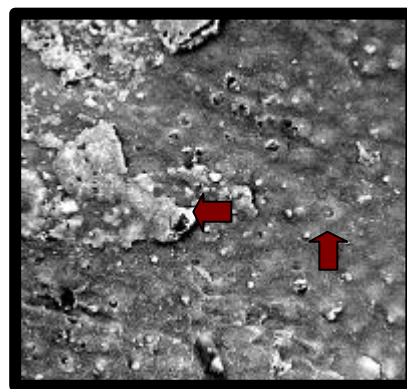


FIGURA 39 – aspecto morfológico da fratura na superfície da dentina sob MEV com um aumento de 750X.

As fraturas mistas encontradas para o grupo experimental G3 estão representadas na Figura 40 sendo 10,52% das fraturas encontradas. Notam-se sob MEV (Figura 41) fragmentos de dentina e resina composta.

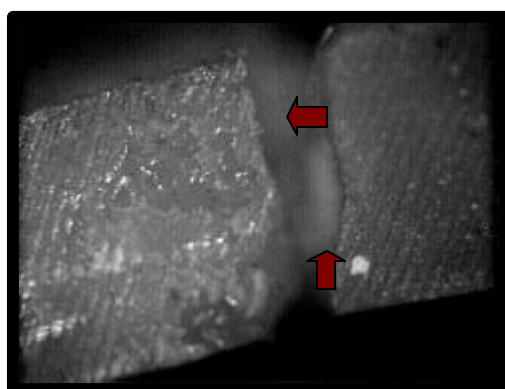


FIGURA 40 – aspecto da falha mista do grupo experimental G3 sob MOD com aumento de 50X.

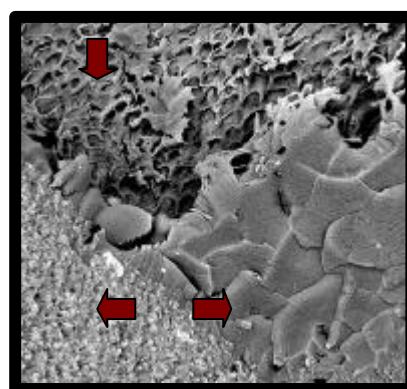


FIGURA 41 – aspecto morfológico da fratura mista no grupo G3 sob MEV com um aumento de 750X.

Pode-se observar nas Figuras 19,20,23,24,27,28,31,32,34, 36,37,40,41 uma superfície irregular característica do corte da superfície dentinária irradiada com o sistema laser de Er:YAG,^{2,7,15,20,30,31,32,36,37,40,48,76} cuja fratura mostra irregularidade de superfície, já que este sofre um processo de interação com a água da superfície, promovendo uma expansão de massa e assim exercendo uma grande pressão que produz uma microexplosão tecidual,³⁷ deixando uma superfície dentinária irregular diferente da dentina preparada pelo corte com disco que mostra superfícies fraturadas regulares. Figuras 21,22, 25,26,29,30,33,34,38,39.

De acordo com os resultados a maioria das falhas ocorridas foram adesivas, tanto para os grupos experimentais G1 (73,07%), G3 (89,49%), G5 (95%) como para os grupos controle G2 (82,60%), G4 (86,20%), G6 (92%), utilizando qualquer um dos sistemas adesivos estudados.

Deve-se lembrar que o ideal é que a resistência à tração de qualquer material, tecido dental cortado com laser ou broca seja semelhante à resistência do tecido dental intacto, no entanto, se ocorrer uma fratura, esta seria mais favorável se acontecesse no material restaurador (adesivo ou resina) e não no tecido dentário.

Durante muito tempo pensou-se que a resistência adesiva fosse maior que a resistência coesiva da dentina,⁷⁹ já que, nos ensaios onde era realizado cisalhamento, a maioria das falhas ocorriam em dentina.^{24,27,34,65} A partir de Sano et al.,⁶⁸ em 1994, foi realizada uma nova série de experimentos utilizando o ensaio de microtração para estudar a resistência adesiva ao substrato dental. Este

teste, explicam os autores,^{11,68} pelo fato de utilizar áreas de adesão bastante reduzidas, apresenta uma grande porcentagem de falhas adesivas na interface, sendo que, quanto menor área de adesão para o ensaio, maiores valores de resistência adesiva são encontrados.^{11,63,68,72,84} O fato de que alguns trabalhos que analisaram a resistência adesiva tenham mostrado valores de força de união mais baixos ao cisalhamento⁶⁵ e valores de resistência maiores ao ensaio de microtração,⁶⁹ segundo os autores,^{11,68} não significa que a resistência coesiva da dentina seja inferior, pois as falhas podem estar mais associadas a uma distribuição anormal das tensões durante o ensaio utilizando grandes áreas adesivas do que a força de união ser maior que a resistência coesiva da dentina.

O teste de microtração, amplamente discutido pela literatura, apesar de apresentar resultados de força de união estatisticamente semelhantes ao teste de micro-cisalhamento,¹⁰ revelou resistências adesivas maiores e um menor coeficiente de variação, produzindo assim uma avaliação mais definitiva da força de união,⁷¹ tornando-se o procedimento de escolha para a análise da resistência adesiva.

Apesar de existir uma maior quantidade de falhas mistas envolvendo a fratura coesiva do material restaurador e/ou dentina associado à fratura adesiva da união e uma menor quantidade de falhas coesivas para os grupos irradiados com laser, há necessidade de um estudo mais detalhado demonstrando a distribuição de stress na dentina após preparo com o laser para poder chegar a uma conclusão.

O fato de que houve para alguns grupos uma maior ou menor porcentagem de fraturas que envolveram falhas no material resina e/ou dentina também pode estar relacionado ao tipo de interação que estes sistemas adesivos possam ter com a superfície estudada. Entretanto para esta afirmação há necessidade de mais estudos que envolvam a análise da camada híbrida.

Assim os grupos que apresentaram o maior número de falhas adesivas foram aqueles (G5, G6), em que foi aplicado o sistema adesivo Single Bond (Tabela 4), e que apresentaram a menor porcentagem de falhas mistas, embora também apresentassem falhas do tipo coesiva

As falhas do tipo coesiva foram encontradas, tanto nos grupos experimentais (preparados com laser) como nos grupos controles (preparados com disco de diamante), com uma porcentagem muito reduzida (G1 3,84%; G2 4,34%; G6 4%), Tabela 4. Embora a frequência deste tipo de falha não pareça significativa em relação aos outros tipos de fratura.

Um fato interessante a ser notado é que não ocorreu nenhuma falha coesiva nos grupos em que foi aplicado o sistema adesivo Prompt L-pop, tanto no grupo experimental, como no grupo controle (Tabela 4). Estes achados concordam com Bouillaguet et al.,⁵ em 2001. Nestes grupos houve uma alta porcentagem de falhas adesivas em dentina e resina (G3 89,49% e G4 86,20%) e o restante das fraturas obtidas foram falhas mistas (G3 10,52% e G4 13,79%). O aspecto característico dos tipos de fraturas obtidas quase não tiveram fragmentos de dentina ou resina, sendo necessário um estudo mais detalhado da interação deste sistema na dentina e resina, já que, segundo o trabalho de Rosa et al.,⁶⁶ a

resistência adesiva deste sistema depende composição química do material restaurador que irá sobre o adesivo.

Já o sistema adesivo Excite mostrou uma maioria de falhas adesivas (G1 73,07% e G2 82,60%), demonstrando também falhas do tipo coesiva. Tabela 4. Estes resultados concordam com Bouillaguet et al.,⁵ que também observaram falhas coesivas para este sistema.

Quanto a utilização clínica do sistema laser de Er:YAG as pesquisas científicas têm suportado seu uso. Diversas vantagens, tais como, alta seletividade, ausência de vibração e pouco aumento de temperatura pulpar,^{15,31,38} permitem propriedades características a este sistema, desde que parâmetros de energia corretos sejam utilizados.⁴⁰ O fato deste laser ser pulsado na ordem de microsegundos, faz com que a fibra nervosa não capte seu estímulo,^{7,38,48} o que sugere que ocasionalmente não seja necessário o uso de anestesia. A grande vantagem deste sistema parece ser no entanto, a sua seletividade na remoção de tecido cariado,^{29,37} de modo que o corte promovido seja interativo e conservador. Este por apresentar efeito fotomecânico e gerar menos calor, tem sido descrito como o futuro da remoção de tecido cariado,³⁷ embora o alto custo de sua utilização faz com que seja quase inviável o seu emprego na clínica odontológica.

O sistema laser de Er:YAG mostra uma boa perspectiva de emprego no âmbito odontológico^{7,15,17,19,20,22,24,29,30,31,32,37,38,40,45,48,51,70,80}, no entanto faz-se necessária uma maior exploração através de pesquisas a respeito de suas aplicações.⁷⁰

6. CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia e condições experimentais do presente estudo foi possível concluir que:

1. O preparo da superfície da dentina com o laser de Er:YAG produz média de resistência adesiva menor, independente dos sistemas adesivos utilizados.
2. A resistência adesiva foi menor quando o sistema adesivo autocondicionante Prompt L-pop foi aplicado e semelhante para os sistemas adesivos Single Bond e Excite independente das condições experimentais.
3. Independente do sistema adesivo utilizado, os modos de fratura ocorreram em maior incidência na união adesiva.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. AGENTES adesivos. *The Dental Advisor*, v. 7, n. 10, p. 1-4, 2000.
2. AOKI, A. et al. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res.*, v. 77, p. 1404-14, 1998.
3. ARMSTRONG, S.R., BOYER, D.B., KELLER, J.C. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent.Mater.*, v. 14, p. 44-50, 1998.
4. BERTOLOTTI, R.L. Conditionong of dentin substract. *Oper.Dent .*, suppl. 5, p. 131-6, 1992.
5. BOUILLAGUET, S. et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step and self-etching adhesive systems. *J.Dent.*, v. 29, p. 55-61, 2001.
6. BOWEN, R. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissue: the effect of a surface-active comonomer on adhesion to diverse substracts. *J.Dent.Res.*, v. 44, p. 1369-73,1965.
7. BRUGNERA JR.,A., PINHEIRO, A.L. *Lasers na odontologia moderna*. São Paulo: Ed. Pancast, 1998. 353p.
8. BUONOCORE, M. G. Simple method of increasing the adhesion of acrylic filing materials to enamel surface. *J.Dent. Res.*, v. 34, p. 849-53, 1955.

* UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA. Coordenadoria Geral de Bibliotecas, Editora UNESP. *Normas para publicações da UNESP*. São Paulo, 1994. 4v., v. 2. Referências Bibliográficas.

9. BUONOCORE, M. G., WILEMAN, W., BRUDEVOLD, F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J.Dent.Res.*, v. 35, p. 846-51, 1956.
10. CARDOSO, P.E.C., BRAGA, R.R., CARRILHO, M.R.O. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent. Mater.*, v.14, p. 394-8, 1998.
11. CARVALHO, R.M. et al. Determinação da resistência adesiva a dentina através de um dispositivo de micro-tração. *Rev.Fac.Odontol.Bauru*, v. 2, p. 77-82, 1994.
12. CASTRO, F.L.A. *Efeito da clorexidina a 2% na força de união da resina composta à dentina tratada com três sistemas adesivos*. Araraquara 2001, 227p. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
13. CEBALLOS, L. et al. Shear bond strength of composite bonded to different treated dentin surfaces. *J. Dent. Res.*, v 80, sp.iss.,p. 528, 2001. (Abstract 0016).
14. CHAPPELL, R. et al. Dentine tubule anastomosis: a potential factor in adhesive bonding?. *J. Prosthet.Dent.*, v. 72, p.183-8, 1994.
15. COZEAN, C. et al. Dentistry for the 21st century? Erbium: YAG laser for teeth. *J.Am.Dent.Assoc.*, v. 128, p. 1-8, 1997.
16. DEDERICHCIC, D.N. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue?. *J.Am.Dent.Assoc.*, v. 124, p. 57-61, 1993.

17. DEN BESTEM, K. P. et al. A randomized prospective parallel controlled study of the safety and effectiveness of Er: YAG use in children for caries removal. *Lasers in Dentistry*, v. 3910, p. 171-4, 2000.
18. DEWALD, J.P. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent.Mater.*, v. 13, p. 74-81, 1997.
19. DOSTÓLOVÁ, T. et al. Irradiation of human dental tissues with different laser wavelength: efficiency of water absorption and energy/pulse parameters. In: THE SOCIETY OF PHOTO-OPTICAL INSTRUMENTATION ENGINEERS, 1993, Los Angeles. *Proceedings...Los Angeles: SPIE*, v.1880, p.132-9.
20. DOSTÁLOVÁ, T. et al. Noncontact Er:YAG laser ablation: clinical evaluation. *J.Clin.Laser Med.Surg.*, v 16, p. 273-82, 1998.
21. EDWARD, J., SWIFT Jr., D.M.D. Resumen de las investigaciones de un sistema adhesivo monocomponente. *Signature Int.*, v.4, n. 2, p. 4-6, 1999.
22. FAZLUR, M.R.K. et al. Study of microleakage at class I cavities prepared by Er:YAG laser using three types of restorative materials. *J.Clin.Laser Med.Surg.*, v. 16, p. 305-8, 1998.
23. GARBEROGLIO, R., BRANNSTROM, M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch. Oral. Biol.*, v. 21, p. 355-62, 1976.

24. GARCIA-GODOY, F., NEUMAN, E. Dentastic bond strength to dentin. *Am.J.Dent.*, v. 9, p. 130-2, 1996.
25. GIMBLE, C.R. et al. Er: YAG clinical studies for hard tissue applications. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4, 1994, Singapore. *Proceedings...*Singapore, 1994. p. 267-71.
26. GOLDMAN, L. et al. Impact of the laser on dental caries. *Nature*, v. 203, p. 417, 1964.
27. GWINNET, A.J. et al. Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization. *Am.J.Dent.*, v. 9, p. 140-4, 1996.
28. HARADA, N. et al. Tensile bond strength of a newly developed one-bottle self-etching resin bonding system to various dental substrates. *Dent.Jpn.Tokyo*, v. 36, p. 47-53, 2000.
29. HIBST, R., KELLER, U. Experimental studies of application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers in Surgery and Medicine.*, v. 9, p.338-44, 1989.
30. HIBST, R., KELLER, U., STEINER, R. Die wirkung gepulster Er:YAG-laserstrahlung auf zahngebe. *Laser in Medicine and Surgery.*, v. 4, p. 163-5, 1988.
31. HOKE, J. et al. Erbium-YAG (2,94 um) laser effects on dental tissues. *J.Laser Appl.*, v.2, p. 61-5, 1990.
32. HOSSAIN, M. et al. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J.Clin Laser Med.Surg.*, v. 17, p. 105-9, 1999.

33. ISSA, M.H, WATTS, D.C. Shear strengths of a compomer adhesive to enamel and dentine. *J.Dent.Res.*, v. 78, sp.iss., p. 446, 1999.(Abstract 2725).
34. KANKA, J., SANDRIK, J. Bonding to dentin. Clues to the mechanism of adhesion. *Am.J.Dent.*, v. 11, p. 154-9, 1998.
35. KATAUMI, M. et al. Tensile bond strength na SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Den.Mater.J.*, v. 17, p. 125-38, 1998.
36. KAYANO, T. et al. Effect of Er:YAG laser irradiation on human extrated teeth. *J.Clin.Laser Med.Surg.*, v. 9, p. 147-50, 1991.
37. KELLER, U., HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers in Surgery and Medicine.*, v. 9, p. 345-51, 1989.
38. KELLER, U. et al. Erbium:YAG laser aplication in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J.Dent.*, v. 26, p. 649-56, 1998.
39. KURTSCH, V. K. Lasers in dentistry: comparing wavwlenth. *J.Am.Dent.Assoc.*, v. 124, p. 49-4, 1993.
40. LI, Z. et al. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers in Surgery and Medicine.*, v. 12, p. 625-30, 1992.

41. LOPEZ, M., PERDIGÃO, J., AMBROSE, W.W. Ultramorfological study of dentin treated with a simplified adhesive. *J.Dent.Res.*, v. 78, sp.iss., p. 475, 1999. (Abstract 2955).
42. LUCHTERHANDT, T. Compariso of micro- and macro tensile bond strength tests. *J. Dent. Res.*, v 80, sp.iss.,p. 528, 2001. (Abstract 0012).
43. MAIMAN, T.H. Stimulated emission of radiation in ruby. *Nature*, v. 187, p. 493-4, 1960 .
44. MAJARON, B., LUKAC, M. Thermo-mechanical laser ablation of hard dental tissues: an overview of effects, regimes, and models. In: THE SOCIETY OF PHOTO-OPTICAL INSTRUMENTATION ENGINEERS, 1999, San Jose. *Proceedings...* San Jose: SPIE, 1999. v. 3593, p.184-195.
45. MARTINEZ-ISSUA, A. et al. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentine surfaces. *J. Prosthet.Dent.*, v. 84, p. 280-7, 1998.
46. MATSUMOTO, K., NAKAMURA, Y., WAKABAYASHI, H. A morphological study on the cavity preparation by Er:YAG laser. *J. Japan Soc.Conserv.Dent.*, v. 34, p. 729-33, 1991.
47. MAY, R. Influence of Tooth Treatment to Bond Strength of Resinmodified GIC. *J. Dent. Res.*, v 76, sp.iss.,p. 313, 1997. (Abstract 2397).
48. MELLO, J.B., MELLO G.P.S. *Laser em odontologia*. São Paulo: Ed. Santos, 2001. 171p.

49. NAKABAYASSHI, N., KOJIMA, K., MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrate. *J.Biomed.Mater.Res.*, v. 16, p. 265-73, 1982.
50. NAKAYIMA, M. et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J.Dent.Res.*, v. 74, p. 1679-88, 1995.
51. NIU, W. et al. A study on microleakage after resin filling of class V cavities prepared by Er:YAG laser. *J.Clin. Laser Med.Surg.*, v. 16, p.277-31, 1998.
52. PASLHEY, D.H., CARVALHO, R.M. Dentin permeability and dentin adhesion. *J.Dent.*, v.25, p.355-72, 1997.
53. PASHLEY, D.H. et al. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent.Mater.*, v. 11, p. 117-25, 1995.
54. PASHLEY, D.H. et al The microtensile bond test: a review. *J.Adhesive Dent.*, v. 1, p. 299-309, 1999.
55. PAUL, S.J. et al. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. *J.Dent*, v. 27, p. 209-14, 1999.
56. PAUL, S.J. et al. Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs μ tensile bond strength. *Oper.Dent.*, v. 24, p. 181-8, 1999.
57. PERDIGÃO, J., SWIFT JUNIOR, E.J., CLOE, B.C. Effects of etchants, surface moisture, and resin composite on dentin bond strengths. *Am.J.Dent.*, v. 6, p. 61-4, 1993.

58. PERDIGÃO, J. et al. In vitro bond strength and SEM evaluation of dentin bonding Systems to diferent dentin substrates. *J Dent.Res.*, v. 73, n. 1, p. 44-5, 1994.
59. PERDIGÃO, J. et al. Morfological field emisión – SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent.Mater.*, v. 12, p.262-71, 1996.
60. PEREIRA, P.N.R. et al. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent. Mater.*, v. 15, p. 46-53, 1999.
61. PHILIPS, R.W. The restorations of eroded cervical areas. *CDS Rev.*, v. 73, p. 31-4, 1980.
62. PHILIPS, R.W. Bonding Agents and Adhesives. *Adv. Dent Res.*, v. 2, p. 150-4, 1988.
63. PHRUKKANON, S., BURROW, M., TYAS, M.J. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent.Mater.*, v. 14, p. 120-8, 1998.
64. PHRUKKANON, S., BURROW, M., TYAS, M.J. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent.Mater.*, v. 14, p. 212-21, 1998.
65. PLASMANS, P.J.J.M. et al. Air humidity: a detrimental factor in dentine adhesion. *J.Dent.*, v. 21, p. 228-33, 1993.
66. ROSA, B.T., PERDIGÃO, J., NUNES, M.F. The effect of a conditioner adhesive, and restorative material on shear bond strenghts. *J.Dent.Res.*, v. 78, sp.iss., p. 392, 1999.(Abstract 2294).

67. RUMPHORST, A., GIANASMIDIS, A. Examen de la formulacion de um nuevo sistema adhesivo monocomponente. *Signature Int.*, v. 4, n. 2, p. 1-3, 1999.
68. SANO, H. et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent.Mater.*, v. 10, p.236-40, 1994.
69. SANO, H. et al. Tensile properties of resin-infiltrated demineralized human dentin. *J.Dent.Res.*, v. 74, p. 1093-102, 1995.
70. SARACENI, C.H.C. *Resistência à tração de um sistema adesivo em superfícies dentinárias tratadas com microabrasão por óxido de alumínio e irradiação com laser de Er:YAG*. São Paulo, 1998. 116p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
71. SCHREINER, R.F. et al. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent.Mater.*, v. 14, p. 194-201, 1998.
72. SHONO, Y. et al. Regional Measurement of resin-dentin bonding as an array. *J.Dent.Res.*, v. 78, p. 699-705, 1999.
73. SILVA E SOUZA JR., M.H.S. Adesivos dentinários: evolução, estágio atual e considerações clínicas para sua utilização. *Maxi-Odonto:Dentística.*, v. 1, n.1, p. 1-19, 1995.
74. SWIFT Jr., E.J. Resumen de investigaciones de um sistema adhesivo monocomponente. *Signature Int.*, v. 4, n. 2, p. 4-6, 1999.

75. TANUMIHARJA, M., BURROW, M.F., TYAS, M.J. Microtensile bond strength of seven dentin adhesive systems. *Dent.Mater.*, v. 16, p. 180-7, 2000.
76. TOKONABE, H. et al. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. . *J.Clin. Laser Med.Surg.*, v. 17, n. 1, p. 7-12, 1999.
77. TOLEDANO, M. et al. Microtensile Bond strength of several adhesive systems to diferent dentin depths. *J. Dent. Res.*, v 80, sp.iss.,p. 528, 2001. (Abstract 0015).
78. VAN MEERBEEK, B. et al. Morfological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J.Dent.Res.*, v. 71, p. 1530-40, 1992.
79. VERSLUIS, A., TANTBIROJN, D., DOUGLAS, W.H. Why do shear bond test pull out dentin?. *J.Dent.Res.*, v. 76, p. 1298-307, 1997.
80. WRIGHT, G.Z., McCONNELL, R.J., KELLER, U. Microleakage of class V composite restorations prepared conventionally with those prepare with an Er:YAG laser: a pilot study. *Pediatr. Dent.*, v. 15, p. 425-6, 1993.
81. YOSHIYAMA, M. et al. Regional bond strengths of sel-etching/self-priming adhesive systems. *J.Dent.*, v. 26, p. 609-16, 1998.
82. YOSHIYAMA, M. et al. Comparison of conventional vs self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin. *Oper.Dent.*, v. 25, p. 163-9, 2000.

83. YOSHIKAWA, T. et al. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J.Dent.Res.*, v. 78, p.898-905, 1999.
84. ZHENG, L. et al. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Oper.Dent.*, v. 26, p. 97-104, 2001.

GUZMÁN SIERPINSKI, L.M. *Avaliação “in vitro” da Resistência de União em Dentina Irradiada com o Laser de Er:Yag, mediante a aplicação de diferentes Sistemas Adesivos*. Araraquara 2002, 117p. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência que o laser de Er:YAG exerce sobre a resistência de união do material restaurador ao substrato dentinário, associando-se a diferentes sistemas adesivos. Para isto foram avaliados 30 molares humanos livres de cárie divididos em três grupos experimentais, utilizando o laser de Er:YAG com uma energia de 260 mJ/10Hz e três grupos controles, em que foram aplicados os seguintes tratamentos: G1) laser, ácido fosfórico a 37%, Excite/Vivadent; G2) controle, ácido fosfórico a 37%, Excite/Vivadent; G3) laser, sistema adesivo Prompt L-pop/Espe; G4) controle, Prompt L-pop/Espe; G5) laser, ácido fosfórico a 37%, Single Bond/3M; G6) controle, ácido fosfórico a 37%, Single Bond/3M. Todas as amostras foram restauradas com a resina composta Tetric Ceram/Vivadent, termocicladas em 550 ciclos e cortadas, obtendo-se espécimes de mais ou menos 1mm,² para serem levados a uma Máquina de Testes Universal onde foi realizado o ensaio de microtração. Os tipos de fraturas ocorridos foram analisados mediante microscopia óptica digital e as fraturas mais representativas foram levadas à microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que o sistema laser de Er:YAG apresentou as menores médias de tensão de ruptura, independente do sistema adesivo utilizado. O sistema adesivo Prompt L-pop mostrou resistência adesiva estatisticamente menor em relação aos outros sistemas adesivos estudados. Não houve diferença estatística entre os sistemas adesivos Single Bond e Excite. A maior parte das fraturas encontradas para todos os grupos foram do tipo adesiva.

Palavras chave: Lasers; adesivos dentinários; resistência à tração.

GUZMÁN SIERPINSKI, L.M. *“In vitro” evaluation of the tensile bond strength in dentine treated with laser Er:YAG, using different types of adhesive systems.* Araraquara 2002, 117p. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate the influence of the laser Er:YAG to the junction resistance between the tooth surface and the restorative material, using different adhesives. For this study were used 30 human healthy molars, divided in three experimental groups and three control groups. The experimental groups were exposed to a laser of Er:YAG with 260 mJ/10Hz of energy. The six groups were: G1) laser, phosphoric acid at 37%, Excite/ Vivadent. G2) control, phosphoric acid at 37%, Excite/ Vivadent. G3) laser, adhesive system Prompt L-pop/ Espe. G4) control, adhesive system Prompt L-pop/ Espe. G5) laser, phosphoric acid 37%, Single Bond/ 3M. G6) control, Single Bond/ 3M. All the teeth were restored with the composite Tetric Ceram/ Vivadent. Then thermocycled 550 times and cut in specimens of 1mm². In these specimens was made a test of micro tensile bond strength in a Universal Test Machine. The fractures were analyzed in a digital optical microscope, and more representative fractures were then analyzed in an electronic microscope. The results revealed that the groups treated with laser Er:YAG presented less tensile bond strength, independently to the adhesive system used. The adhesive Prompt L-pop presented less tensile bond strength compared to the other adhesives evaluated. There was no difference between the groups of Single Bond and Excite. The fractures more common were the adhesive type.

Keywords: Lasers; dentin adhesives; tensile bond strength.