

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

MARTÍN ANTÚNEZ DE MAYOLO KREIDLER

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE
UNIÃO EM DENTINA DE UM ADESIVO
DE FRASCO ÚNICO QUANDO
UTILIZADO DIFERENTES FONTES DE
ATIVACÃO

Dissertação apresentada ao curso de Pós-Graduação –
Área de Dentística Restauradora da Faculdade de
Odontologia de Araraquara - UNESP, para obtenção
do título de Mestre.

Orientador: **Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Jr.**

Araraquara
2004

DADOS CURRICULARES

MARTÍN ANTÚNEZ DE MAYOLO KREIDLER

NASCIMENTO	30 de Agosto de 1976, em Lima – Peru
FILIAÇÃO	Santiago Lorenzo Antúnez de Mayolo Arangoitia Carmen Gloria Kreidler de Antúnez de Mayolo
1994 – 1999	Curso de Graduação em Odontologia Universidade Federal do Pará – UFPa / Belém – Pa
2001 – 2003	Curso de Especialização em Dentística Restauradora Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas – APCD / Araraquara – SP
2003 - 2004	Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora Nível de Mestrado, Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Dedico este trabalho ao
meu pequeno filho ***Gabriel***,
pelo novo significado que deu a minha vida!.

Agradecimentos Especiais

A **Deus**, pela vida e oportunidades concedidas.

Aos **meus pais Santiago e Carmen**,
pelo seu amor infinito, paciência e apoio incondicional para realizar todos
os meus sonhos.

Aos **meus irmãos Percy, Raúl e Milagros**, pela ajuda
oferecida nos momentos oportunos.

Ao meu Orientador **Osmir**, pelos constantes ensinamentos, confiança
depositada e agradável convivência.

Agradecimentos

À minha amiga **Liz Marie Gusmán Sierpinski**, por incentivar-me a realizar este curso de mestrado.

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, em especial ao curso de pós-graduação em Dentística Restauradora**, por ter me dado a oportunidade de realizar este curso de Mestrado.

Aos Professores da Faculdade de Odontologia de Araraquara **Maria Salete Machado Cândido, Welington Dinelli, Sizenando Porto Neto, Marcelo Ferrarezi de Andrade, José Roberto Cury Saad, Osmir Batista de Oliveira Jr., Carlos Alberto de Souza Costa, Rosane Lizarelli, Patrícia Garcia, Leonor Loffredo e Sônia Maria Grego**, pelos conhecimentos transmitidos.

Aos colegas de Mestrado **André Afif, Adriano Mendonça, Caroline de Deus, Caroline Farias, Claudia Huck, Darlon Lima, Elidio Neto, Hugo Alvin, Hugo Lemes e Renato Queiroz**, pelos momentos de alegria compartilhados.

Ao amigo **André Afif** pela valiosa ajuda na realização de este trabalho.

Ao **Prof. Luís Geraldo Vaz** do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara, pelo auxílio e orientação para a realização do ensaio de microtração.

Ao **Prof. Dr. Idomeo Bonetti Filho** do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara, pelo empréstimo do microscópio Olympus MIC-D.

Ao **Prof. Dr. João Carlos Gomes** da Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, pelo empréstimo do aparelho UltraLume®LED5.

Ao **Prof. Dr. Romeu Magnani** pela avaliação estatística.

À **Maura Marques de Oliveira**, pelas correções do português.

À **Ana Maria de Góis, e Caroline Farias**, pelas sugestões na redação deste trabalho.

À **Ivoclar - Vivadent do Brasil** pela doação das resinas InTen-S™ utilizadas nesta pesquisa.

E a **Todos** aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

SUMÁRIO

Introdução	8
Revisão da literatura	13
Proposição	66
Material e Método	68
Resultado	94
Discussão	101
Conclusão	110
Referências	112
Resumo	121
Abstract	123
Apêndice	125

INTRODUÇÃO

Introdução

Desde a introdução do condicionamento ácido por Buonocore⁹ (1955) e do desenvolvimento da resina composta por Bowen⁶ (1963), os compósitos resinosos vêm apresentando alterações em sua composição com o objetivo de melhorar suas propriedades físico-mecânicas e aumentar a longevidade das restaurações.

Juntamente com as resinas compostas, os sistemas adesivos têm evoluído. As mudanças nestes sistemas ocorreram especialmente, em relação à composição química, quantidade de componentes, técnica de aplicação e tipo de tratamento realizado no substrato dentinário.

Atualmente, os sistemas adesivos podem ser classificados, segundo estas modificações, das seguintes formas: a) quanto ao tipo de solvente utilizado (água, acetona, álcool ou sem solvente); b) quanto ao número de frascos ou etapas (um, dois ou três); c) quanto ao tipo de monômero hidrofílico utilizado (HEMA (2-hidroxietil metacrilato), 4-META (4-metacriloxietil anidrido de trimelitano), MDP (10-metacrilóiloxidecil diidrogeno fosfato), PENTA (dipenta eritritol penta-acrilato monofosfato), etc.); d) quanto à necessidade prévia de condicionamento ácido da estrutura dental ou não. No entanto, todas estas variações e opções geram dúvidas no momento de selecionar o melhor agente adesivo a ser utilizado. O grande número de produtos comerciais com fórmulas distintas também reflete a busca pelo produto perfeito, e evidencia o quanto distante estamos deste.

Outra área que tem evoluído bastante nos últimos anos diz respeito aos sistemas de fotoativação, estes são responsáveis pela conversão dos monômeros em polímeros, desencadeada a partir de um fotoiniciador. O que a literatura tem mostrado é que, quanto mais efetiva for a fonte de luz, maior será o número de reações de conversão e melhores serão as propriedades físico-químicas dos materiais restauradores fotoativados^{4,8,17-19,23-25,30,44,45,57,58,65}.

Segundo o tipo de luz utilizada, podemos classificar os aparelhos fotoativadores em halógenos, arco de plasma, laser e diodo emissor de luz. Vários trabalhos vem avaliando a efetividade dessas fontes de luz, por meio de estudos de dureza superficial, resistência de união, grau de infiltração marginal, grau de conversão e profundidade de polimerização de diferentes marcas comerciais de resinas compostas e sistemas adesivos^{2-4,7,8,11-13,16-18,20,21,23-30,32,33,45,49,50,52,54,65}.

O aparelho de luz halógena, atualmente também denominado de convencional^{17,56,58,65}, é o sistema de fotopativação mais largamente utilizado pelos Cirurgiões Dentistas para desencadear a reação de presa de resinas compostas, ionômeros de vidro modificados, cimentos cirúrgicos e materiais de moldagem foto sensíveis. No entanto, apesar de apresentar uma técnica simples de utilização; à efetiva polimerização das resinas compostas com estes aparelhos, sofre a influência de uma série de fatores que podem resultar em restaurações onde não ocorreu conversão total dos monômeros, podendo apresentar desempenho clínico abaixo do esperado^{30,57}. Este tipo de aparelho emite uma luz incandescente, e basicamente compõe-se de um filamento de tungstênio lacrado numa cápsula de quartzo, filtro e sistema de refrigeração. Quando este filamento é submetido à passagem de corrente elétrica, sofre incandescência, produzindo luz branca de alta intensidade. Como apenas, parte dessa luz é necessária para desencadear a reação de polimerização dos materiais resinosos, todos os aparelhos halógenos dispõem de um filtro específico que permite à passagem somente de comprimentos de onda de luz azul^{17,24,29,51,65}. Paralelamente, é necessário eliminar da luz emitida os comprimentos de luz infravermelhos, que geram altas temperaturas que podem, potencialmente prejudicar o tecido pulpar^{24,51}. Para tal, além do filtro o equipamento dispõe de um ventilador que é responsável por dissipar o calor gerado^{17,65}. Mesmo apresentando este sistema de resfriamento, as altas temperaturas geradas levam à degradação do bulbo, refletor e filtro, reduzindo

gradativamente a intensidade de luz do aparelho em função do tempo de uso; o que resulta em taxas de conversão decrescentes, com conseqüente prejuízo para as propriedades físico-químicas das resinas compostas ao longo do tempo^{2,17,29,30,57}.

Preocupados com os inconvenientes, inerentes aos fotopolimerizadores convencionais, os fabricantes desenvolveram uma série de novos aparelhos³⁰.

O uso do diodo emissor de luz (Light Emitting Diode - LED) como alternativa para a polimerização das resinas compostas foi proposto, em 1994, por Nakamura³⁴. Ao contrário da lâmpada halógena, o LED não produz luz visível por aquecimento de filamentos metálicos, e sim pela passagem de energia pelo diodo. O LED é constituído por uma combinação de dois diferentes semicondutores, de In-Ga-N (Índio-Gálio-Nitrogênio), um do tipo n, rico em elétrons e, outro tipo p, que possui poucos de elétrons, mas é rico em lacunas ou receptores para os mesmos^{17,25,30,56,65}. Quando uma tensão é aplicada entre estes dois semicondutores, haverá a passagem de elétrons da camada n para camada p, resultando em um fluxo de elétrons²⁵. Toda essa movimentação gera fótons em uma faixa estreita de comprimento de onda, 450 à 490 nm^{2,17,19,25,30,34,58,64}. Desta forma os LEDs produzem uma luz divergente e não coerente semelhante a luz halógena, no entanto, a luz produzida pelo LED apresenta uma característica peculiar, que a distingue da luz halógena. A luz produzida emite apenas comprimentos de onda em torno de 480 nm, ou seja, apenas luz azul, bastante próximo do pico máximo de absorção da canforoquinona (480 nm)^{17,23,25,56}, principal fotoiniciador das resinas encontradas no mercado. Além disso, estes aparelhos não geram calor e conseqüentemente, não apresentam degradação da lâmpada em função do tempo de uso^{2,19,24,30,34,51,64}, o que pode resultar em uma polimerização potencialmente mais uniforme e efetiva; muito embora à literatura não seja unânime em relação a esse fato^{2,8,18,19,23-25,29,30,44,45,56,57,64,65}. Também devemos considerar, que

alguns dos novos materiais encontrados no mercado podem ter formulações que não venham reagir adequadamente à ação da luz fria e de curto espectro gerada pelos LEDs. Essas questões e outras possíveis implicações do uso desses novos sistemas de fotopolimerização justificam a realização de diferentes estudos, que busquem avaliar e relacionar estas novas tecnologias com as propriedades físico-químicas e desempenho clínico dos diferentes materiais restauradores disponíveis no mercado.

REVISÃO DA LITERATURA

Revisão da literatura

Para melhor entendimento, a revisão da literatura dói dividida em três partes:

1 APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES A BASE DE LÂMPADA HALÓGENA E LEDs

Fujibayashi et al.¹⁹ (1998) realizaram um experimento com o objetivo de avaliar os novos dispositivos de diodos emissores de luz azul (LEDs); no que se refere as suas características ópticas e o grau de conversão de uma resina composta (Silux Plus – 3M, USA). Foram utilizados 61 LEDs (Nichia Chemical Industries, Ltd., Tokushima) montados em dois aparelhos com diferentes comprimentos de onda: LED1 = 450 nm e o LED2 = 470 nm. e uma lâmpada de luz halógena (Philips, Germany). Na avaliação das características ópticas foi utilizado um espectro radiômetro (LI-1800 Licor, USA); para o teste de profundidade de fotopolimerização, os autores seguiram as normas ISO 4049 (1998). Foram confeccionados 5 espécimes numa matriz circular de teflon com 4 mm de diâmetro e 8 mm de profundidade; os tempos de fotopolimerização foram de 10, 20, 40 e 60 segundos; a potência dos aparelhos fixada em 1000 W/m² e a profundidade da polimerização dos espécimes foi medida usando um microdurômetro. Para verificar o grau de conversão da resina composta, foram confeccionados outros espécimes só que agora fotopolimerizados somente pela luz halógena ou o LED2 por 40 segundos. Após 24 horas da fotopolimerização foi feita a espectroscopia infravermelha (IR). Os autores tiveram como resultados, que o espectro de luz do LED2 foi mais estreito, por conseguinte, obteve-se uma intensidade de luz maior no pico do comprimento de onda do que a lâmpada halógena e LED1. Com relação à profundidade de polimerização e grau de conversão, estes

foram maiores quando a resina composta foi polimerizada pelo LED2 em comparação ao LED1 e lâmpada halógena. Pelos achados, os autores sugerem que a luz irradiada de um LED azul, mostra-se eficiente na polimerização de resinas compostas, podendo ser utilizado como unidade de fotopolimerização.

Com a finalidade de verificar o grau de conversão e a mudança de temperatura em espécimes de resina composta Tarle et al.⁵¹ (1998), utilizaram uma lâmpada convencional de intensidade gradual (Elipar Highlight – ESPE) e uma fonte de luz emitida por diodo (LED). As medidas foram realizadas em três resinas híbridas e uma resina microparticulada após um tempo de exposição de 40 segundos. Para o teste de conversão foram confeccionados espécimes com 0,1 mm de espessura e estes analisados em um espectrofotômetro. A mudança de temperatura foi medida nos mesmos espécimes e em outros que mediam 4x4x4 mm, utilizando-se um medidor – multi HC – 3500T. Os valores de grau de conversão variam de 54,52 % a 65,17 % para o aparelho Elipar Highlight e 47,64 % a 58,89 % para o aparelho de LED azul. As mudanças de temperatura para as mesmas amostras variam de 12,61 °C a 18,60 °C para Elipar Highlight e de 4,21 °C a 8,21 °C para o aparelho LED. Para os espécimes mais espessos, a temperatura aumentou de 15,40 °C a 17,60 °C para o aparelho Elipar, enquanto o aparelho de LED foi utilizado, os resultados variam de 5,40 °C a 7,80 °C. Os valores mais baixos de grau de conversão, tanto como aumento na temperatura significativamente mais baixo, foram obtidos quando o aparelho de LED foi utilizado. Estes resultados podem ser explicados pela baixa intensidade de energia emitida pelo aparelho de LED (12 mW/cm² em 40 segundos) comparada a do aparelho Elipar Highlight (100 mW/cm² em 10 segundos e 700 mW/cm² em 30 segundos). Esta mínima energia do LED foi compensada pelo comprimento de onda mais eficiente (470 nm), podendo ser recomendado para polimerização da primeira camada de resina composta,

especialmente em casos de capeamento pulpar direto realizado com adesivos dentinários.

Whitters et al.⁶⁴ (1999) com o objetivo de descrever o potencial da utilização dos LEDs azuis, para a polimerização de resinas compostas realizaram uma pesquisa *in vitro* comparando um aparelho formado por um arranjo de seis LEDs de InGaN com um convencional de luz halógena Aristolite (Litema GSB, Germany), para determinar os parâmetros de polimerização e examinar os efeitos do processos de fotoativação nas propriedades físicas de três materiais resinosos: Tetric A3; Compoglass F A3 (Ivoclar, vivadent, Liechtenstein) e Z-100 A3,5 (3M Dental Produces, St. Paul). Realizaram testes de dureza Knoop; além de utilizar uma técnica de transmissão de sons para medir o tempo de presa para os três materiais testados, quando expostos às duas fontes de luz; verificaram a contração de polimerização e a mudança de temperatura que ocorreu na superfície dos materiais testados durante a fotopolimerização com ambas as fontes de luz utilizadas. Os autores puderam determinar que um arranjo de seis LEDs foi capaz de promover uma reação de polimerização mais rápida dos materiais restauradores, quando comparada à fonte de luz halógena. No que diz respeito à dureza e à contração de polimerização foram encontrados resultados similares para as duas fontes de polimerização, porém a mudança de temperatura dos materiais durante o processo de polimerização demonstrou ser mais baixa pela utilização do aparelho de LEDs. Com base nestes achados, os autores relatam que esta nova fonte de polimerização pode ser um novo instrumento alternativo e efetivo para polimerizar resinas compostas.

Verificando a hipótese de que uma unidade de fotopolimerização, emitindo luz azul de diodo (LEDs), pode produzir uma profundidade de polimerização equivalente a uma unidade de luz halógena, Mills et al.²⁹ (1999) utilizaram três resinas compostas (Silux Plus U, P-50 U e Z-100

A3,5) e uma matriz metálica medindo 4 mm de diâmetro e 6 mm de profundidade, para confeccionar os corpos de prova. Duas unidades fotopolimerizadoras (Coltolux 4 e LEDs) foram utilizadas e as resinas polimerizadas por 40, 60 segundos, respectivamente de acordo com o fabricante, com uma ou outra unidade de polimerização. Foram confeccionados seis corpos de prova por grupo. A profundidade de polimerização foi medida pelo uso de um penetrômetro. A partir dos resultados encontrados, os autores puderam concluir que, o aparelho LEDs com uma irradiação de 64 % menor que a unidade halógena mostrou uma profundidade de polimerização significativamente mais alta, e que o aspecto da luz emitido pode ser considerado juntamente com a irradiação, como um indicador de sua efetividade. Os autores também ressaltam que a efetividade das unidades de LEDs não é reduzida com o tempo, como acontece com a unidade de luz halógena.

Jandt et al.²³ (2000) tiveram como primeiro objetivo, verificar a hipótese de que a profundidade de polimerização e resistência à compressão de compósitos dentais polimerizados com uma unidade de fotopolimerização à base de 27 diodos (LEDs) ou uma unidade de luz halógena convencional Spectrum 201R (Dentsply, Germany), não diferem significativamente; e como segundo objetivo, os autores verificaram as características da irradiação e o espectro da luz emitida por ambas as unidades fotopolimerizadoras. Para isto, os autores utilizaram a resina composta TPH A2, e A4 (Dentsply, Germany), a qual foi polimerizada pelas duas unidades, durante 40 segundos. A profundidade de polimerização foi medida em 10 amostras com 4 mm de diâmetro e 8 mm de profundidade, para cada cor, com auxílio de um penetrômetro. Para o teste de resistência à compressão, foram feitas 6 amostras com 4 mm de diâmetro em 6 mm de profundidade, também para cada cor do material. O teste de resistência à compressão foi determinado após 6 e 72 horas. Como resultado, os autores puderam observar que o espectro de luz de

ambas as unidades diferem fortemente e que a unidade de luz halógena, polimerizou a resina composta em maior profundidade. Entretanto, ambas as unidades promoveram uma polimerização em maior profundidade do que a recomendada pela ISO 4049 e pelo fabricante do material. No que diz respeito, à resistência a compressão não foram observadas diferenças estatísticas significantes para as amostras polimerizadas com uma das duas unidades.

Frentzen et al.¹⁸ (2001) examinaram a profundidade de polimerização e aumento de temperatura de um dispositivo de LED e compararam este com a luz halógena convencional. Foram confeccionados 240 corpos de prova de 4 mm de diâmetro e 6 mm de profundidade com resina composta (Arabesk Voco, Germany) nas cores A1, A2, A3, A3.5, B2 e B3 (10 corpos de prova para cada cor) ; fotopolimerizados por 1 ou 3 minutos com uma luz halógena (Translux CL, Heraeus Kulzer, Germany) de 750 mW/cm² ou LED (Oshino Lamps, Japan) de 110 mW/cm². Os resultados mostraram que em todos os grupos o LED obteve uma profundidade de fotopolimerização maior comparada com o grupo controle com luz halógena. Este resultado não variou nas diferentes cores da resina composta, mas que os tempos de fotopolimerização aumentaram ligeiramente a profundidade de polimerização. O aumento em 0,38 °C no grupo da luz halógena não registrou uma diferença estatisticamente significativa entre ambos os grupos. Desta forma, os autores concluíram que LEDs com alta densidade de potência em 470 nm podem ser uma alternativa aos métodos de fotopolimerização com lâmpadas de luz halógena e lasers.

Em 2001, Knezevic et al.²⁴ realizaram um trabalho com o propósito de comparar o grau de conversão e aumento de temperatura no topo e a 1 mm de profundidade nos corpos de prova confeccionados com 4 resinas compostas: Tetric Ceram; Pertac II; Valux Plus e Degufill Mineral, quando

fotopolimerizadas por 40 segundos com lâmpadas halógenas: convencional (Heliolux GTE) com 600 mW/cm^2 ou soft-start: (Elipar Hightlight) com 100 mW/cm^2 e 700 mW/cm^2 e 16 LEDs com uma intensidade mínima de 12 mW/cm^2 . Os resultados evidenciaram um ligeiro aumento no grau de conversão com as lâmpadas de luz halógena, porém estas mostraram temperaturas duas vezes maior que os LEDs. As maiores temperaturas e os maiores graus de conversão foram registrados na superfície dos corpos de prova do que a 1 mm de profundidade, indiferente dos aparelhos utilizados.

Com o objetivo de estabelecer uma técnica eficaz, empregando uma fonte de luz alternativa para a polimerização das resinas compostas; Kurachi et al.²⁵ (2001) comparou pelo teste de dureza Vickers a utilização de cinco dispositivos à base de LEDs, em arranjos de 2, 3, 4, 5 e 6 unidades de LEDs, com um aparelho de luz halógena convencional. Para isto, foram confeccionadas amostras de resina composta Z-100 A3 (3M, Brasil) em diferentes espessuras (0,35; 1,25; 1,8 mm), utilizando uma placa de aço inox e espaçadores metálicos. Sobre a resina composta foi posicionada uma lâmina de vidro, com aproximadamente 1 mm de espessura, sendo o conjunto pressionado até que a amostra adquira a espessura desejada. Em seguida, a amostra era polimerizada por uma das fontes de luz utilizadas, ou seja, fonte de luz halógena convencional (K&M, 200R, São Carlos, Brasil) por 40 segundos e intensidade de luz de 475 mW/cm^2 ; para os dispositivos de LEDs azul (Nichia Chemical 2000 mcd, Japan) foram utilizados 5 tempos de exposição (20, 40, 60, 120, e 180 segundos). As amostras foram armazenadas em recipientes protegidos da luz, até que o teste de dureza fosse realizado. Na superfície oposta à incidência da luz, foram realizadas três endentações, aplicando-se uma carga de 50 gramas durante 30 segundos. Os autores concluíram que, devido a eficiência dos LEDs na polimerização de resinas compostas tem um futuro promissor como substitutos das lâmpadas

halógenas.

Andrade et al.² (2001) avaliaram por meio do teste de microdureza Vickers a capacidade de polimerização em profundidade de um novo dispositivo a base de LED à bateria (Ultra Blue III, DMC, São Carlos, Brasil). Para a utilização dos corpos de prova, utilizando-se a resina composta Herculite XRV Enamel A4 (Kerr, USA) em uma matriz metálica contendo um orifício central de 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. Foram confeccionados 5 corpos de prova por grupo, fotoativados durante 40 segundos, totalizando 20 corpos de prova, distribuídos em 4 grupos da seguinte forma: Grupo I – Bateria totalmente carregada; Grupo II – Bateria 5 minutos fora do carregador; Grupo III – Bateria 10 minutos fora do carregador; Grupo IV – Bateria 15 minutos fora do carregador. Os resultados mostraram que o aparelho fotopolimerizador utilizado promoveu uma adequada polimerização, tanto para a superfície de topo (voltada para a fonte de luz), como para a superfície de base (oposta à fonte de luz), para todos os grupos investigados; levando os autores a concluir que esta tecnologia à base de LED pode ser tranquilamente utilizada no processo de fotopolimerização das resinas compostas.

Em 2002, Dunn e Bush¹⁷ utilizaram dois aparelhos com 7 LEDs e 150 mW/cm² disponíveis no mercado: LumaCure (LumaLite, Califórnia, USA) e VersaLux (Centrix, Shelton Conn.) e dois aparelhos de luz halógena: Optilux 400 (Demetron, Danbury) com 900 mW/cm² e o Optilux 501 com 1030 mW/cm², para fotopolimerizar a superfície de 20 corpos de prova de 8 mm de diâmetro por 2 mm de profundidade com resina híbrida Filtek Z-250 cor A1 (3M, St. Paul, USA) e 20 com resina microparticulada Renamel cor A1 (Cosmedent, Chicago, USA). Em cada espécime foi utilizado o teste de dureza Knoop, tanto na superfície como na base com um microdurômetro regulado a 100 g e 10 segundos por endentação. Foram realizadas três medições em cada superfície. Os resultados estatísticos evidenciaram diferenças significativamente superiores, na

dureza do topo e na base dos corpos de prova quando foram fotopolimerizadas com os aparelhos de luz halógena, levando os autores a concluir que os aparelhos de LEDs recentemente lançados no mercado não promovem uma adequada polimerização das resinas compostas, o que poderia provocar falhas nas restaurações e possíveis reações pulpares devido aos monômeros residuais não polimerizados. Maiores estudos são necessários e melhoras devem ser feitas nos aparelhos de LEDs já disponíveis no mercado, para promover uma adequada polimerização como os aparelhos de luz halógena.

Yoon et al.⁶⁵ (2002) determinar a efetividade de fotopolimerização pelo grau de conversão das resinas compostas Revolution (Kerr, USA); Surefil (Dentsply, Germany); Z-250 (3M, St. Paul, USA) todas na cor A3; fotopolimerizadas com um novo aparelho experimental a base de 37 LEDs (SNU, Korea) com intensidade de 400 mW/cm^2 ; plasma ARC Apollo 95E (Elite, DMD, USA) com intensidade de luz de 1472 mW/cm^2 , dose de 8 e 16 J/cm^2 e de luz halógena Spectrum 800 (Dentsply, USA), também com intensidade de luz de 400 mW/cm^2 . Os espécimes foram confeccionados com uma matriz de alumínio de 5 mm de diâmetro e 5 mm de altura; os tempos de ativação variaram de 20 e 40 segundos para o LED e Luz halógena e de 5 e 10 segundos para o Plasma ARC. Logo após a fotoativação, os espécimes foram cortados a 1, 2, 3 e 4 mm do topo e polidos; obtendo-se dessa forma finos discos de 50 - 70 μm , para a avaliação por espectroscopia infravermelha e determinação do grau de conversão. Os autores concluíram que o grau de conversão foi significativamente influenciado pelas três variáveis: profundidade, tipo de luz utilizada, e nível de energia. Quando foi utilizada a mesma energia de luz, o grau de conversão do plasma ARC e do LED não foi significativamente diferente ao da luz halógena. Quando a energia foi duplicada, não houve diferenças significativas no grau de conversão até 2 mm da superfície; mas o grau de conversão diminuiu significativamente a

partir dos 3 mm.

Mills et al.³⁰ (2002) avaliaram os valores de dureza Barcol em função da profundidade, resistência a compressão de resinas compostas e caracterização das propriedades radiométricas de 4 unidades fotopolimerizadoras; os autores confeccionaram corpos de prova de 6 mm de diâmetro e de 1 a 6 mm de profundidade com resina composta Spectrum TPH cor A2 e A4 (Dentsply, Germany) fotopolimerizados de 20 a 40 segundos com 4 diferentes aparelhos: LED1 – protótipo (Nichia Chemical industries, Anan, Japan) com 27 LEDs e 561 mW/cm²; LED2 – protótipo com 54 LEDs e 831 mW/cm²; LED 3 - LuxOMax (Akeda Dental, Lystrup) com 7 LEDs e 122 mW/cm²; e um aparelho de luz halógena Spectrum 201R (Dentsply, Germany) com 532 mW/cm². Os dois protótipos com LEDs e o aparelho e luz halógena mostraram uma performance satisfatória e similar quanto a profundidade de polimerização; enquanto que a dureza do material fotopolimerizado com o aparelho comercial de LEDs rapidamente diminuiu com a espessura dos corpos de prova e reduziu o tempo de fotoativação para 20 segundos. Houve diferença estatística significativa de 95% em todas as medidas de resistência à compressão para ambas as cores dos corpos de prova fotopolimerizados com os diferentes aparelhos. As cores não influenciaram estatisticamente o efeito destes resultados. Estatisticamente os dois protótipos de LEDs e o aparelho de luz halógena formaram um grupo homogêneo. Os autores concluíram que a tecnologia de fotopolimerização com aparelhos de LEDs pode alcançar o nível de desempenho dos aparelhos de luz halógena; e que um dos primeiros aparelhos a base de LEDs disponíveis no mercado não possui a potência necessária.

Uhl et al.⁵⁷ (2003) realizaram um trabalho para avaliar as propriedades mecânicas de resinas compostas contendo co-iniciadores,

com um espectro de absorção de luz diferente ao da canforoquinona, possam apresentarem propriedades inferiores se polimerizadas com plasma ARC ou LED. Para este estudo foram confeccionados um total de 640 corpos de prova com duas resinas: Z-100 MP cor A4 (3M, Borken, Germany) e Spectrum TPH cor A3.5 (Dentsply, Konstanz, Germany) ambas contendo somente canforoquinona como foto iniciador; e Definite cor A4 (Degussa, Hanau, Germany) e Solitaire2 cor A4 (Heraeus Kulzer, Dormagen, Germany) contendo co-iniciadores adicionais à canforoquinona; sendo também que o material Definite contém ORMOCER (cerâmica orgânica modificada). Os aparelhos utilizados foram o Freelight (3M ESPE, Ontário, Canadá) com 19 LEDs e 270 mW/cm²; um protótipo (University of Bristol) com 63 LEDs e 368 mW/cm² e aparelho de luz halógena Elipar Trilight (3M ESPE, Seefeld, Germany) utilizado no modo convencional (660 mW/cm² desde o início) e Soft-start (aumento da intensidade gradualmente nos primeiros 20 segundos). A profundidade de polimerização foi medida diretamente depois da confecção dos espécimes com um penetrômetro; dez amostras foram foto ativadas para cada combinação de compósitos, aparelhos e tempos de fotoativação (5, 10, 20 e 40 segundos) em uma matriz metálica de 4 mm de diâmetro e 8 mm de profundidade. Para a avaliação da dureza Knoop, foram confeccionadas mais 10 amostras de 4 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade para cada combinação. As medições foram realizadas duas vezes no topo e na base de cada um dos espécimes. Os resultados mostraram que os compósitos contendo co-iniciadores obtiveram uma diferença estatisticamente significativa menor, nos valores de dureza no topo e de base, quando as amostras foram polimerizadas com LEDs em lugar da luz halógena. Os autores concluíram neste trabalho que o teste de profundidade de polimerização utilizando o penetrômetro não é o mais adequado para mostrar o desempenho entre os aparelhos de LEDs e luz halógena, quando compósitos com co-iniciadores são utilizados. Nenhum teste realizado neste trabalho provou que os aparelhos de LEDs podem

polimerizar os compósitos mais rapidamente que os aparelhos de luz halógena. E que aparelhos de LEDs devem ser utilizados cuidadosamente quando utilizados compósitos contendo co-iniciadores com espectro de absorção de luz menor que o que eles emitem.

No mesmo ano, Teshima et al.⁵⁶ realizaram um estudo com o objetivo de examinar dois tipos de sistemas foto iniciadores: Canforoquinona / DMPT (*N,N-dimetil para tolueno*) e Canforoquinona / DMAEMA (*2-[N,N-dimetilamina] etil metacrilato*) polimerizados com três diferentes tipos de luz. Um novo aparelho de LEDs, o Lux-o-Max (Panasonic dental co., Osaka, Japan) com 7 LEDs e intensidade de luz de 33 mW/cm² e dois unidades de luz halógena convencional: XL3000 (3M, St. Paul, USA) com 101 mW/cm² e Optilux 501 (Demetron, Dambury, USA) com 166 mW/cm². Os radicais primários gerados pela irradiação foram quantificados utilizando espectroscopia ESR (Electron Spin Resonance) utilizando PBN (*fenil-tert-butil nitron*) como agente de captura. A eficácia da energia dos aparelhos de LED e de luz halógena foi comparada pela quantificação dos radicais gerados e pela dose emitida (J/cm²). Os resultados demonstraram que a energia requerida para gerar uma determinada quantidade de radicais, utilizando a unidade LEDs foi menor que quando utilizado a unidade de luz halógena. Os resultados também evidenciaram que as novas unidades de LEDs tem um desempenho melhor que as unidades convencionais de luz halógena no que se refere a dose emitida. Desta forma os autores concluíram que o constante progresso da tecnologia de LEDs; irá possibilitar equipamentos que poderão ser utilizados na clínica odontológica.

Braga et al.⁸ (2004) verificaram a microdureza das superfícies de topo e base da resina composta Filtek Z250 (3M ESPE), para tal, fotoativaram 15 corpos de prova de 6 mm de diâmetro e 2 mm de espessura com dois tipo de fonte de luz (halógena e LED), variando

também a potência oferecida pelo aparelho LED. O grupo G1 foi fotoativado com o aparelho de luz LED (Ultra Blue IS - DMC) com potência ajustada para 200 mW/cm². O grupo G2 foi fotoativado com o mesmo aparelho com a potência ajustada para 600 mW/cm². Para a fotoativação do grupo G3 utilizaram o aparelho de luz halógena (Optilight 600 - Gnatus) com potência oferecida de 400 mW/cm². Todos os corpos de prova foram fotopolimerizados por 20 segundos. Cada corpo de prova teve a sua superfície de topo e de base divididas em 4 quadrantes onde foi realizado o teste de microdureza Vickers com 3 impressões por quadrante, sendo os resultados submetidos a análise de variância. Como resultado os autores obtiveram médias de microdureza maior para grupo G2, sendo significativamente maior que os grupos G1 e G3; assim também como observaram diferenças estatísticas significantes entre o grupo G1 e G3 e nas superfícies de topo e de base dos corpos de prova testados. Os autores concluíram afirmando que o emprego de um aparelho LED de alta potência implicou em valores de microdureza significativamente maiores quando comparada à fonte de luz halógena.

Com o objetivo de comparar o efeito dos aparelhos fotopolimerizadores, Optilux 401 / halógena (Demetron) - Grupo controle, UltraLume5 / LEDs (Ultradent), Optilight CL / LEDs (Gnatus), e Optilight LEDs (Gnatus) na resina composta - Z250 (3M ESPE) após 24 h da confecção dos corpos de prova; Silva et al.⁴⁴ (2004) confeccionaram corpos de prova de 5 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, fotopolimerizados em um único incremento por 40 segundos. Utilizaram o aparelho MMT-3 (Buehler) com carga de 50 gf durante 30 segundos, realizando oito impressões na superfície de topo e oito impressões na superfície de base de cada corpo de prova. Sendo divididos em: G1 (Z250 / Demetron / topo), G2 (Z250 / Demetron / base), G3 (Z250 / Ultralume5 / topo), G4 (Z250 / Ultralume5 / base), G5 (Z250 / Optilight CL / topo), G6 (Z250 / Optilight CL / base), G7 (Z250 / Optilight / topo), G8

(Z250 / Optilight / base). O teste ANOVA e Tukey HSD foram aplicados e mostraram significantes diferenças da microdureza Vickers considerando todos os grupos ($p < 0,0001$). Os autores concluíram que G1 e G3 apresentaram melhores resultados e G6 e G8 os menores resultados de dureza Vickers; em relação a superfície, a de topo apresentou maiores valores de dureza que a superfície de base.

Uhl et al.⁵⁸ (2004) avaliaram a performance de um protótipo de unidade fotopolimerizadora a base de um LED de alta potência (900 mw/cm^2), contra uma lâmpada de luz halógena (860 mw/cm^2). A performance de ambos os aparelhos foi avaliada pela medição da dureza Knoop e pelo grau de conversão dos compósitos fotopolimerizados por estes. Foram utilizados três compósitos dentais: Z100 (3M); Revolcin flow (Merz Dental) e Admira (Voco) nas cores A2; A3.5; e A4, polimerizados por 40 segundos cada. Destacando que o compósito Admira é um composto cerâmico modificado (Ormocer) e este e a resina Z100 contêm canforoquinona como fotoiniciador. Os resultados demonstraram, que o protótipo LED obteve uma significância estatística maior ($p > 0.05$) na profundidade de polimerização para todos os compósitos. Os autores concluíram que os LEDs de segunda geração, como o utilizado por eles, tem o potencial de substituir as lâmpadas de luz halógena se os compósitos são selecionados cuidadosamente.

2 UTILIZAÇÃO DE CORANTES

Um dos primeiros relatos que se tem na literatura sobre a utilização de corantes na odontologia é o trabalho de Christen e Mitchell¹⁶ (1966), que tinha como propósito determinar o uso de alguns corantes para evidenciar a microinfiltração em restaurações de amálgama. Estes autores realizaram uma pesquisa onde utilizaram incisivos inferiores, nos

quais foram realizados preparos cavitários de 1,5 mm de profundidade em dentina. Os 87 preparos cavitários foram divididos em 4 grupos experimentais: G1 amálgama; G2 amálgama + verniz cavitário; G3 guta percha e G4 cimento de óxido de zinco e eugenol. Após 24 horas de armazenamento em solução salina a 37 °C foi realizado o polimento dos amálgamas, e todos os grupos foram divididos em 2 subgrupos a fim de imergi-los em 2 corantes fluorescentes: fluorescina a 2 % por 5 ou 12 minutos, e rodamina B a 0,1 % durante 1 hora. Após o tempo de imersão, as amostras foram longitudinalmente cortadas para se obter fatias de 1 mm de espessura da região central das amostras, para serem avaliadas sob microscópio de fluorescência de alta intensidade. Os resultados mostraram que a fluorescina foi melhor do que a rodamina B, já que a fluorescência foi mais intensa. Não houve saturação e pode ser detectada em menores quantidades. Por outro lado, quando a fluorescina foi misturada com o eugenol ou o pó do óxido de zinco separadamente, toda a fluorescência do corante desapareceu. A rodamina B perdeu a sua propriedade de fluorescência ao ser exposto a estes materiais, porém manteve a sua cor vermelha, mostrando a microinfiltração como um corante orgânico comum.

Gee et al.²⁰ (1984) determinaram os fatores que influenciam no grau de polimerização de resinas quimicamente e foto ativada, através da imersão das amostras em solução de corante Astra Blue (Bayer). Para tal, foram confeccionados corpos de prova de 5 mm de diâmetro e 5 mm de espessura, sendo algumas com um único incremento e outras em 2. As resinas quimicamente ativadas levaram 10 minutos para sua polimerização e as fotoativadas foram irradiadas com luz visível por 20 e 40 segundos. Posteriormente, as amostras foram fraturadas por tensão em direção axial, obtendo-se duas metades, as quais foram expostas por menos de 2 minutos em solução de corante Astra Blue em metanol diluído em 20 partes de água, e imediatamente lavadas em água corrente. As

superfícies internas das amostras foram avaliadas por esteromicroscopia, para determinar as regiões polimerizadas de forma incompleta. Os resultados mostraram que a polimerização de resinas de micropartículas foi menor que as híbridas. Além disso, houve penetração do corante na interface partícula / matriz de algumas resinas microparticuladas. Quanto às resinas quimicamente polimerizadas, foi evidente a presença de corante nos lugares onde a resina (pasta / pasta) não foi bem misturada. Os autores concluíram que, a técnica de pigmentação com o corante Astra Blue permite observar a polimerização incompleta de resinas dentais. Embora, a natureza da união entre o corante e os grupos sem reagir do BIS-GMA e TEGDMA da matriz não foi estudada, os autores acreditam que houve uma forte ligação entre as suas moléculas já que a presença do corante persistiu mesmo após as amostras terem sido lavadas com água.

Watson⁵⁹ (1989) avaliou a interface de união entre o sistema adesivo Scotchbond 2 (3M, St. Paul, USA) e dentina humana; mostrando a penetração do adesivo através do dente e sua distribuição através da restauração. Para isso, utilizou terceiros molares recém extraídos, onde realizou cavidades de 3 mm de diâmetro por 4 mm de profundidade, na união cimento esmalte das superfícies lisas. As bordas de esmalte foram condicionadas com ácido fosfórico gel a 37 % por 15 segundos e logo lavadas por mais 20 segundos. Tomou-se cuidado para evitar a contaminação da dentina pelo ácido. O primer “Scotchprep” foi aplicado generosamente na dentina e esfregado por 60 segundos. Finalmente o Adesivo “Scotchbond 2” foi aplicado na dentina e esmalte e polimerizado por uma luz azul (470 nm) no mínimo 20 segundos. As cavidades foram preenchidas em dois incrementos com a resina P-50 (3M). Após 12 horas de armazenamento, os corpos de prova foram cortados longitudinalmente no centro das restaurações, imersos em glicerina, e avaliados com auxílio do microscópio de varredura por luz refletida - TSM (Tandem Scanning

Reflected Light Microscope). Para facilitar a observação do agente adesivo, a dentina e o esmalte foram removidos das amostras, embebendo umas das metades dos corpos de prova em 0,2 mol/L HCl e logo em NaOCl por 5 minutos. Para a identificação dos componentes do agente adesivo foram utilizados dois marcadores fluorescentes: Rodamina B e fluorescina, capazes de reagir com os grupos carboxilas do ácido maléico do primer. Também utilizaram filtros verdes (546 nm) e vermelho (600 nm), para bloquear a passagem de qualquer outra luz refletida e só observar a fluorescência dos corantes. Os resultados mostraram claramente que a distribuição do Scotchbond 2 se dá através da smear layer e da dentina a uma profundidade maior de 50 μm .

Boyde et al.⁷ (1990) publicaram um artigo com o objetivo de divulgar as diferentes aplicações para os microscópios de varredura por luz refletida - TSM (Tandem Scanning Reflected Light Microscope) e CSLM (Confocal Scanning Laser Microscope). Os autores afirmam que estes microscópios podem ser utilizados em pesquisas que requeiram marcadores coloridos ou fluorescentes; como em estudos de crescimento e circulação óssea; implantes ósseos; cárie dental, interfaces dente restauração; imunofluorescência celular entre outros. Como vantagem do aparelho TSM sobre o CSLM, os autores citam a alta velocidade de escaneamento, a possibilidade de ter imagens em tempo real, assim com as cores reais das imagens fluorescentes, importantes para a facilidade do uso, reconhecimento e interpretação.

Watson⁶⁰ (1990) demonstrou a possibilidade de utilização do microscópio confocal de varredura por luz refletida – TSM, para o estudo em tempo real da interação das fresas com a estrutura dental durante a ação de corte. Para este teste foram utilizados pequenos espécimes de estrutura dental cortados de dentes recentemente extraídos e posicionados adequadamente num microscópio de varredura por luz

refletida (Tracor Northern TSM, Middleton, WI, USA) acoplado com uma câmera TV (Panasonic) e num gravador de vídeo (Sony). Todo o experimento foi filmado e a ação do corte foi cuidadosamente analisada em câmera lenta. Fotomicrografias (35 mm) foram feitas do vídeo no início ou no fim do processo de cada seqüência de corte. A superfície do espécime foi examinada antes do experimento com o microscópio TSM utilizando uma objetiva submersa em água com 100/1.2 NA, para determinar a estrutura dental interna e uma objetiva seca com 3.5/0.2 NA para a topografia superficial. As superfícies finais, após o corte foram comparadas com a estrutura dental subjacente antes da ação do corte. O autor concluiu afirmando, que o microscópio confocal TSM é o primeiro aparelho capaz de realizar imagens em tempo real da interação do corte de tecidos dentais duros. Ressalta a importância da habilidade deste aparelho em focar estruturas subjacentes de corpos semitransparentes úmidos, assim também como a melhor resolução e contraste da imagem refletida da superfície, quando comparado com os microscópios convencionais de luz refletida.

No mesmo ano, Watson⁶¹ (1990) utilizou o microscópio confocal de varredura por luz refletida - TSM (Tandem Scanning Reflected Light Microscope), para obter imagens dos fatores que afetam a adaptação do ionômero de vidro à estrutura dental. Foram utilizados 31 dentes terceiros molares recentemente extraídos, nos quais foram feitas cavidades de 4x3 mm e 1 mm de profundidade na região cervical. Os dentes foram restaurados em três formas diferentes e Fluorescina e Rodamina B foram utilizados como marcadores fluorescentes para registrar a movimentação dos materiais na estrutura dental. À adaptação da restauração foi observada com o microscópio TSM com uma objetiva seca com x40, e NA 0.8 e região abaixo da interface de adaptação da restauração foi observada com uma objetiva imersa em água com x50 e NA 1.0 e objetiva imersa em óleo com x40 e 1.3 NA. Todas com uma peça ocular x10 e

uma apropriada excitação fluorescente, assim como os respectivos filtros. Os autores finalizam indicando que o microscópio TSM permitiu o estudo da interface do ionômero de vidro e a estrutura dental com mínimos estragos durante a preparação dos espécimes; que o controle da desidratação dos espécimes no microscópio se semelha ao estresse que pode acontecer na interface dente restauração durante procedimentos restauradores demorados; e que os marcadores fluorescentes facilitaram a visualização separada dos componentes na interface.

Watson e Boyde⁶² (1991) publicaram um reporte com o objetivo de dar a conhecer a nova técnica de microscopia Confocal, para a avaliação de procedimentos odontológicos e materiais dentários. Os autores fizeram uma apresentação dos diversos tipos de microscópios Confocal identificando os pontos fortes e fracos de cada um deles. Também fizeram a revisão de algumas técnicas de preparo dos espécimes e do controle dos fatores que influenciam a qualidade das imagens. Os autores afirmaram que esta última permite a avaliação de finos segmentos abaixo da superfície de espécimes semitransparentes com uma melhor resolução.

As interações dinâmicas, entre tecidos dentais e cimento de ionômero de vidro foram investigadas em 1991, por Watson et al.⁶³ incorporando corantes fluorescentes nos componentes do cimento de ionômero de vidro e utilizando um microscópio Laser Confocal para examinar as interfaces dente / restauração. As restaurações foram confeccionadas com ionômero de vidro OpusFil em cavidades cervicais de 4 x 3 mm, realizadas com pontas diamantadas em alta velocidade na junção cimento-esmalte de dentes recentemente extraídos. Rodamina B ou fluorescina foram dissolvidos no líquido utilizado, para manipular o cimento de ionômero de vidro, já a fluorescina foi misturada ao ácido poliacrílico. Seguidamente, os dentes foram cortados longitudinalmente

no centro das restaurações e examinados no microscópio de varredura por luz refletida - TSM (Tandem Scanning Reflected Light Microscope) submersos em água, óleo ou secos com os comprimentos de onda e com os filtros apropriados para cada substância fluorescente. Os resultados mostraram presença de corante proveniente da restauração dentro da dentina subjacente (especificamente na parede pulpar da cavidade), confirmando que houve uma movimentação de fluídos através da interface dente / restauração, durante a maturação da matriz de ionômero, especialmente no período de 24 horas pós-operatório. Segundo os autores, o método de utilização de corantes fluorescentes é eficiente para a monitoração da interação de fluídos na interface de adesão.

Com o propósito de estudar a interface dentina, sistema adesivo e resina composta, Griffiths e Watson²¹ em 1995, incorporaram Rodamina B no Primer e Fluorescina no Adesivo do sistema Scotchbond Multi-purpose (3M, St. Paul, USA), e avaliaram as restaurações através do microscópio óptico Confocal do tipo TSM (Noran Instruments, USA) com x60 1,4 N/A objetiva imersa em óleo em combinação com um tubo de magnificação ocular de x10. Foram utilizados terceiros molares humanos, cortados longitudinalmente, nos quais foram feitas cavidades mesiais e distais em cada um deles; seguidamente foi aplicado o primer e adesivo previamente pigmentados e as restaurações feitas com resina composta Z-100 (3M, St. Paul, USA). Os resultados mostraram que a camada de primer se apresentou descontínua devido à técnica de aplicação com pincéis, por isso alguma parte da camada do primer foi incorporada dentro do adesivo. Por outro lado, a aplicação de um fino jato de ar aumentou a penetração do primer e do adesivo dentro dos túbulos, mas também aumentou a espessura da camada de adesivo dentro das irregularidades da superfície da cavidade e nas linhas de ângulo. Os autores salientaram que estes detalhes só foram observados graças à utilização dos corantes fluorescentes em combinação com o microscópio Confocal.

Zandoná et al.⁶⁸ (1997) se propuseram a investigar *in vitro* o efeito de alguns corantes utilizados na detecção de cárie, sobre materiais restauradores. Para isso confeccionaram amostras de resina composta, ionômero de vidro modificado por resina, ionômero de vidro convencional e porcelana, e as submeteram a imersão nos seguintes corantes: 0,01 M ou 0,0015 M de pirometano 556 por 30 e 60 segundos respectivamente, e lavadas posteriormente com etanol a 25 %, ou 0,0018 M de Fluorescina de sódio durante 60 segundos e lavadas com água corrente. Posteriormente, todas as amostras foram analisadas quanto às mudanças de cor, nos intervalos de 0, 1, 4, 24 e 48 horas após armazenamento em água corrente. Além disso, nos mesmos intervalos de tempo imagens foram captadas com auxílio de uma câmara CCD e um filtro de 520 nm, quando os corpos de prova excitados com laser de argônio, para serem analisadas por fluorescência, utilizando métodos computarizados (cálculo da média do nível cinza e histogramas). Os resultados da mudança de cor mostraram que houve diferença estatisticamente significativa em ambos ionômeros de vidro, imediatamente após a imersão no corante. Contudo, esse efeito foi revertido após 1 hora de armazenamento em água. Da mesma forma, a intensidade de fluorescência foi inversamente proporcional ao tempo de armazenamento em água. Os autores concluem que a exposição de materiais restauradores a esses corantes, não deixa mudanças prolongadas de cor visualmente detectáveis.

No mesmo ano, Pioch et al.⁴⁰ realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as possibilidades da observação por microscopia de varredura laser confocal das interfaces do substrato dental e dos materiais dentais restauradores aderidos a esta. Foi avaliado: adesão de compósitos à dentina, medição da espessura da camada híbrida, penetração dos agentes adesivos nas estruturas dentais, adesão de compósitos a esmalte e adesão de estruturas cerâmicas a esmalte. Foram utilizados dentes terceiros molares recentemente extraídos dos quais foram

removidas as cúspides oclusais para expor a dentina. 7 sistemas adesivos foram utilizados e aplicados segundo as recomendações dos seus fabricantes: Optibond (Kerr), Scotchbond MP (3M), Syntac (Ivoclar – Vivadent), Gluma CPS (Bayer Dental), Superbond C&B (J. Morita), Primer & Bond 2.1 (Dentsply) e Prisma Universal Bond 3 (Dentsply), sendo tanto o primer ou o adesivo previamente misturado com o pigmento rodamina B isotiocianato (Merck, Germany) numa concentração aproximada de 0,1 %. Os resultados mostraram que a espessura de camada híbrida aumentou em função do aumento do tempo de condicionamento ácido; houve clara evidência de tags de resina em todas as amostras, exceto quando utilizado os sistemas Superbond C&B. A microinfiltração com rodamina B foi observada em alguns casos na base da camada híbrida, e na maioria entre o adesivo e a resina composta, já no caso da fluorescina o corante penetrou na dentina, porém não na resina, e o acriflavina penetrou na dentina e na resina composta, mas não na camada híbrida. Quanto à união de cerâmicas, a zona de penetração foi encontrada de acordo ao padrão de condicionamento respectivo. Os autores concluíram que a utilização de microscopia de varredura laser confocal, fornece informações valiosas sobre a morfologia da área de adesão que não são conseguidas com outros métodos de avaliação.

Em 1998, Pioch et al.⁴¹ publicaram um outro trabalho onde realizaram uma pesquisa com o propósito de investigar o efeito de diferentes tempos de condicionamento ácido na formação da camada híbrida e na força de adesão de compósitos dentais. Foram utilizados 75 dentes molares humanos, nos quais foram removidas as cúspides oclusais com o objetivo de expor a dentina. A superfície de dentina exposta foi regularizada e polida com discos abrasivos carbide e de sílica, granulação 500 por 15 segundos, seguido do ataque ácido ou não, por 15, 30, 60, 120 segundos. Cinco marcas comerciais de adesivos dentinários foram utilizadas: Gluma CPS (Bayer Dental); Syntac (Ivoclar –

Vivadent); Scotchbond Multi-Purpose (3M); Scotchbond 1 (3M) e Primer & Bond 2.0 (Dentsply); dos quais os primers ou primers auto condicionantes foram pigmentados com rodamina B isotiocianato a 0,1 % (Merck). Para cada grupo, logo após o preparo da dentina, foi aplicada uma camada de resina composta indicada pelos seus fabricantes respectivamente, e fotopolimerizadas por 20 segundos a 400 mW/cm^2 . Uma vez os dentes restaurados, estes foram seccionados verticalmente em duas metades, paralelas ao longo eixo do dente, armazenados em água por 24 horas a $20 \text{ }^\circ\text{C}$ e finalmente observados no microscópio laser confocal (Leica Dipan CLSM, Heidelberg, Germany) equipado com uma objetiva x100; NA 1,3 imersa em óleo e um laser de Ar/Kr ajustado a mais de 40 mW. Foram feitas 10 medições em diferentes pontos da interface dente – restauração para cada espécime. Os resultados mostraram a presença da camada híbrida em todos os espécimes que receberam o ataque ácido. A microscopia laser confocal evidenciou uma inter-relação nos tempos de condicionamento ácido e a espessura da camada híbrida. A maior força de adesão foi observada quando foi feito o condicionamento ácido por 15 segundos, seguido dos 30 e 60 segundos e não houve uma correlação linear entre a espessura de camada híbrida e a força de adesão.

Griffiths et al.²² (1999) avaliaram a morfologia e micro permeabilidade da interface dente – adesivo, utilizando os sistemas Optibond, Clearfil Liner Bond 2 e Pertac Universal Bond. Foram realizadas restaurações proximais em terceiros molares recém extraídos, onde o primer dos sistemas era corado com amarelo lúcido e o adesivo com rodamina B. Posteriormente, na cavidade pulpar era injetada com mínima pressão, uma solução salina pigmentada com rodamina B (5 g em 50 ml) pelo período de três horas, e posteriormente lavada com água corrente, a fim de avaliar a micro permeabilidade dos sistemas adesivos para os fluídos pulpares. As amostras foram cortadas em direção longitudinal e avaliadas sob o microscópio laser confocal em 546 nm e

com filtro de 600 nm. As imagens revelaram uma boa penetração de todos os sistemas adesivos nos túbulos dentinários, túbulos laterais e na superfície da dentina interna condicionada, exceto quando utilizado o sistema Pertac Universal Bond. A micropermeabilidade dos fluídos pulpaes foi mais evidente no sistema Pertac Universal Bond, mostrando quase 100 % de permeabilidade ao longo da smear layer, sendo o sistema Clearfil Liner Bond 2 o que melhor selou as restaurações 33 % seguido do sistema Optibond com 6 %.

Utilizando o microscópio confocal, Mannocci et al.²⁷ (2001) observaram a microinfiltração de pré-molares tratados endodonticamente e restaurados com pinos de fibra de carbono e resina composta, utilizando 3 sistemas adesivos. Os dentes foram divididos em 6 grupos de 12 cada, onde 3 grupos foram tratados com selantes endodônticos contendo óxido de zinco e eugenol e restaurados com material temporário, também contendo óxido de zinco e eugenol. Os grupos restantes foram selados com materiais livres de óxido de zinco e eugenol. O primeiro grupo dos tratados com materiais com óxido de zinco e eugenol foi restaurado com pinos de fibra e cimentados com fosfato de zinco e núcleos de resina sem adesivo. Nos outros dois grupos os pinos foram cimentados com sistemas adesivos All Bond 2 e Panavia 21 respectivamente. Nos três grupos restantes, os pinos foram cimentados com os sistemas All Bond 2, Panavia 21 e Panavia Fluoro cement, respectivamente. As amostras foram submetidas a 300,000 ciclos de carga de 125 N, e logo imersas em uma solução de rodamina B (2.09×10^{-5} mmol/L em água deionizada) por 48 horas. As imagens mostraram que os grupos com pinos cimentados com sistemas adesivos tiveram microinfiltração significativamente menor do que os cimentos com fosfato de zinco. Por outro lado, não houve diferença significativa entre os dentes tratados com materiais a base de óxido de zinco e eugenol ou sem ele. Os autores concluíram que o sistema All Bond 2 resultou ser o melhor selador marginal do que os

cimentos auto-condicionantes Panavia 21 e Panavia F.

Andrade¹ (2004) desenvolveu uma metodologia para avaliar por meio da espectroscopia de fluorescência a difusão do corante orgânico Rodamina 6G a 0.1 % em etilenoglicol em resinas compostas. Foram avaliados os seguintes fatores: tipo de resina; fonte de luz; tempo de polimerização e tempo de imersão no corante. Os resultados mostraram que a resina híbrida teve menores valores de difusão, quando comparada com as outras. Além disso, houve uma tendência da difusão diminuir quando se aumenta o tempo de imersão de 24 para 48 horas, bem como, quando se aumenta o tempo de polimerização de 40 para 60 segundos. A lâmpada halógena determinou difusão significativamente menor nos corpos de prova do que o sistema LED, independente do tipo de resina utilizada. O autor concluiu que a difusão do corante, para o interior da massa de resina composta é influenciada pelos fatores que interferem na polimerização das mesmas, e que quando menos polimerizada mais rápida será a difusão do corante estudado.

3 SISTEMAS ADESIVOS

Buonocore⁹ (1955) obteve maior retenção da resina acrílica através do condicionamento ácido da superfície do esmalte dental utilizando o ácido fosfomobdato oxálico a 50 % e o ácido fosfórico a 85 %; o qual promoveu uma alteração física e química na superfície dental. Promovendo aumento da área de superfície e o aumento da capacidade de umectação da superfície, permitindo um contato mais íntimo entre a resina e o esmalte, aumentando assim a adesão. O ácido fosfórico foi quem permitiu mais fácil utilização e apresentou melhores resultados, diminuindo consideravelmente a infiltração marginal.

Em 1956, Buonocore et al.¹⁰ relataram pela primeira vez a tentativa de adesão à dentina com a utilização de resinas acrílicas. O teste verificou a capacidade de selamento marginal e resistência à tração de um sistema adesivo juntamente com restaurações de resina acrílica confeccionadas em dentes humanos extraídos. O condicionamento ácido foi realizado com ácido clorídrico a 7 % por um minuto. Os resultados demonstraram que o valor de adesão foi aproximadamente o dobro, quando comparado com o grupo onde o ácido não foi aplicado. Os valores iniciais obtidos foram de 53 Kg/cm², porém quando armazenados em água este valor diminuía constantemente. A partir destes resultados os autores sugeriram que a adesão poderia ser devido à combinação química entre um dos sistemas constituintes da resina e a matriz orgânica da dentina.

Bowen⁶ (1963), após várias pesquisas reuniu a resina epóxica com a resina acrílica, obtendo o Bis-GMA (Bisfenol A Gidicil Metacrilato); onde o éster glicidil do bisfenol A reage com o metacrilato da resina acrílica, dando origem à “resina de Bowen”. Uma carga inorgânica unida a matriz através de um agente de união (silano) foi adicionado, com o objetivo de melhorar as propriedades físicas e mecânicas deste material. A incorporação de pó de sílica tratado com silano vinílico em polímero orgânico, veio a reforçar este material. Este reforço deu a resina propriedades mais semelhantes às dos tecidos dentários do que as resinas não reforçadas. A mesma resina agregada com sílica não tendo o tratamento superficial de silano vinílico tinha propriedades inferiores, depois de imersão em água.

Nakabayashi et al.³¹ (1982) realizaram um estudo para verificar a efetividade da solução 4-META na adesão de um cilindro de acrílico ao esmalte e à dentina (bovina e humana), condicionados em uma solução formada pela mistura de ácido cítrico a 10 % e cloreto férrico a 3 %. Os

autores observaram que monômeros resinosos com grupamentos hidrófobos e hidrófilos, 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, denominada de “camada híbrida”. Tal camada promovia um aumento na resistência de união da resina composta à dentina.

Em 1992, Asmussem e Uno⁵ revisaram aspectos químicos e fisicoquímicos envolvidos na adesão das resinas restauradoras à dentina. Os autores especularam que a adesão química pode ocorrer entre os grupos reativos presentes nos monômeros aderidos com as porções orgânicas e inorgânicas da dentina. A reação com a porção inorgânica ocorreria principalmente pela união do cálcio dentinário com os adesivos baseados em fosfato, aminoálcools e dicarboxilatos. Já em relação à porção inorgânica do tecido, ocorreria a reação de grupamentos amino, amida, carboxila e hidroxila do colágeno com os adesivos que apresentam na sua formulação isocianatos, cloreto ácido carboxílico, aldeídos e anidridos. Entretanto, segundo os autores, aspectos físico-químicos podem estar envolvidos na adesão e novos conceitos, como os dos parâmetros de solubilidade e o da polaridade fracional das resinas adesivas, são fundamentais para se entender este processo. Os autores concluíram que existe uma gama de possibilidades químicas na adesão de resinas restauradoras à dentina, contudo para que elas ocorram, hipoteticamente, deveria haver compatibilidade entre a superfície dentinária, tratada ou não, e as resinas adesivas, no que diz respeito à polaridade e aos parâmetros de solubilidade.

Carvalho et al.¹³ (1994) determinaram a resistência adesiva à dentina do sistema adesivo Scotchbond MP (3M) e ionômero de vidro Variglass através do dispositivo de microtração. Neste estudo foram utilizados 20

terceiros molares humanos com esmalte oclusal mesial e distal, removido em uma máquina de corte seriado, posteriormente a superfície de dentina foi polida com lixa 600 e tratada com os sistemas adesivos. Foram construídas coroas pela técnica incremental, de uma altura aproximadamente de 3 a 5 mm, utilizando-se resina composta e ionômero de vidro, respectivamente. Após 24 h de armazenamento, as amostras foram seccionadas em fatias com 0,5 e 3,0 mm de espessura. Estas fatias foram desgastadas e refinadas com pontas diamantadas de granulação super fina, de maneira a formar uma curva suave, com a menor largura na região adesiva. Antes da realização do teste as áreas das superfícies adesivas e a quantidade de dentina remanescente foram calculadas, para em seguida os espécimes serem fixados a um dispositivo de testes Bencor-Multi-T e submetidos ao ensaio de tração numa máquina Instron, a uma velocidade de 1 mm/min. Após o teste, a natureza da fratura foi observada com ajuda de um microscópio. Os resultados evidenciaram que houve uma relação inversa entre resistência à tração e a área de superfície adesiva, para os materiais testados e todas as falhas consideradas adesivas. A resistência adesiva do ionômero de vidro foi menor do que da resina composta. Os autores concluíram que a principal vantagem do teste de microtração é a possibilidade de testar a resistência adesiva em pequenas áreas como em dentina cariada e dentina esclerótica. Também foram ressaltadas outras vantagens como à obtenção de várias fatias por dente, já que essas fatias podem ser utilizadas tanto para microscopia eletrônica de varredura, como para testes de microinfiltração em conjunto com o teste de microtração. O uso de pequenas áreas fornece maior quantidade de falhas adesivas, determinando menor variação nos resultados e facilita a manipulação das amostras.

Sano et al.⁴³ (1994) estudaram a relação entre a área de superfície para adesão e a resistência de tração. Para a realização deste estudo

foram utilizados 20 molares humanos, nos quais o esmalte da superfície oclusal foi removido com discos de lixa. Os sistemas adesivos utilizados foram: Scotchbond Multi-purpose, Clearfil Liner Bond 2 e o sistema Vitremer primer. Estes foram aplicados conforme as instruções dos fabricantes. Posteriormente, as amostras foram restauradas com resina composta e com cimento de ionômero de vidro, estas restaurações apresentavam entre 3 e 5 mm de altura. Seguidamente, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37 °C por 24 h, e seccionadas em fatias de aproximadamente 0,5 mm a 3 mm de espessura, seguindo o longo eixo do dente, e desgastadas com pontas diamantadas para formar uma curva suave na interface adesiva. A área de adesão foi calculada antes e depois do teste, medindo-se a largura e espessura de cada espécime que variou entre 0,5 x 0,5 mm e 3 x 3 mm. O teste de microtração foi realizado em todas as amostras, utilizando-se o dispositivo Bencor Multi-T a uma velocidade de 1mm/min. Para a verificação do tipo de fratura foi utilizado o microscópio de dissecação com aumento de 10x. Os resultados deste estudo demonstraram uma relação inversa entre resistência à tração e a área de superfície aderida para os três sistemas adesivos. A maior resistência à tração obtida foi com o sistema adesivo Clearfil Liner Bond 2, seguido pelo Scotchbond multi-purpose e pelo primer do Vitremer. Os autores concluíram que os resultados deste estudo demonstraram a utilidade do novo teste de tração, que usa áreas de superfície pequenas, evidenciando uma grande porcentagem de falhas adesivas na interface, e devido a grande variação dos resultados de tração em relação à área de superfície seria melhor usar áreas entre 1,6 e 1,8 mm² para os testes que utilizam esta técnica.

Chappell et al.¹⁴ (1994) realizaram estudos de microscopia eletrônica de varredura, para investigar a formação de *tags* resinosos dentro dos túbulos dentinários e a anastomose formada em canais laterais. Os autores utilizaram os sistemas adesivos Scotchbond multi-purpose (3M),

C&B Metabond (Sun Medical Co. Ltd), Tenure Solution (Den Mat), All-Bond 2 (Bisco) e XR Bonder (Kerr), todos de acordo com as orientações dos fabricantes. Os espécimes, após receberem os procedimentos adesivos foram restaurados com resina composta P-50 (3M), e preparados para análise em microscopia eletrônica de varredura. Os mesmos relataram a presença de muitos prolongamentos laterais, principalmente nos grupos onde foram utilizados os sistemas adesivos Scotchbond Multi-purpose, All-Bond 2 e C&B Metabond, como consequência da aplicação do primer, adesivo ou primer e adesivo, comunicando-se entre os túbulos adjacentes. Os autores afirmam que estes prolongamentos laterais podem ser fundamentais, para proporcionar maior resistência de união à dentina e a resina.

Nakajima et al.³² (1995) avaliaram a resistência à tração de três marcas comerciais de adesivos dentinários em dentina normal ou afetada por cárie. Foram utilizados 47 dentes molares humanos com cárie. Os dentes foram desgastados com lixa 320 perpendicularmente ao longo eixo do dente, até a formação de uma área plana. Em seguida, o tecido cariado foi removido deixando a superfície dentinária afetada pela cárie no lado experimental e a área não afetada no lado contrária do mesmo dente. A dentina foi polida com lixa 600 e cada dente foi aleatoriamente distribuído em um dos grupos de tratamento para cada um dos três sistemas adesivos: Scotchbond Multi-purpose (3M), All-bond 2 (Bisco) e Clearfil Liner Bond II (Kuraray). Uma coroa de resina composta foi construída pela técnica incremental em 4 camadas, com uma altura de 3 a 5 mm. Depois do período de armazenamento em água a 37 °C por 24 h, os dentes foram cortados em fatias de aproximadamente 1 mm de espessura, e com auxílio de uma ponta diamantada foram realizados desgastes na interface adesiva. Os espécimes foram fixados ao dispositivo Bencor Multi-T de uma máquina universal para teste de microtração; regulada a uma velocidade de 1 mm/min. Seguidamente, o

tipo de fratura foi determinado com ajuda de um microscópio óptico e para a realização do teste de microdureza (50 μm abaixo da união) os espécimes foram fixados em formalina a 10 % e resina epóxica. Os resultados obtidos mostraram que a microdureza da dentina normal é duas vezes maior que a dentina afetada pela cárie, e que houve diferença com relação à tração tanto para o tipo de substrato quanto para o material utilizado. Para os sistemas adesivos All-Bond 2 e Clearfil Liner Bond II o valor da resistência a tração para a dentina normal foi duas vezes maior que o valor encontrado para a dentina afetada pela cárie. O sistema All-bond 2 apresentou valores de 26,90 MPa e 13,97 MPa, e para o sistema Clearfil Liner Bond II 29,53 MPa e 13,97 MPa respectivamente. O sistema Scotchbond Multi-purpose apresentou valores de resistência adesivas não muito diferentes 20,32 MPa para a dentina normal e 18,49 MPa para a dentina afetada por cárie. O estudo das falhas adesivas determinou, que o teste de microtração não foi eficiente em mostrar falhas adesivas exclusivas em muitos casos. Os autores concluíram que as variações morfológicas e químicas sofridas pela dentina durante um processo de cárie podem determinar uma redução da qualidade adesiva e que esse efeito é dependente do sistema do sistema adesivo empregado.

No mesmo ano, Pashley et al.³⁶ fizeram uma revisão bibliográfica sobre as diversas maneiras de se testar a adesão dos sistemas adesivos dentinários à estrutura dental, observando aspectos como: o substrato, a dentina, as variáveis envolvidas no condicionamento ácido e no uso do primer e do adesivo, além das variáveis relacionadas ao armazenamento e teste dos espécimes. Os autores relataram que grandes avanços foram alcançados com relação aos adesivos atuais, de forma que altos valores de força de união têm sido conseguidos. Contudo, o estudo das fraturas ocorridas durante os testes tem mostrado um grande número de falhas coesivas, o que tem levado pesquisadores a buscar outras maneiras de se avaliar a interface de adesão. Para tanto, novos testes tem sido

desenvolvido, como é o caso do ensaio de microtração que tem como vantagens: proporcionar o aparecimento de maior número de falhas adesivas, poder medir altos valores de forças de união, ser capaz de avaliar a força de união em regiões restritas, permitir cálculo de valores em um único dente, permitir testes de união em superfícies irregulares, possibilitar a avaliação da união em pequenas áreas e facilitar a avaliação no microscópio eletrônico de varredura. As desvantagens deste teste seriam: técnica laboratorial trabalhosa e sensível, dificuldade de se medir forças de adesão menores que 5 MPa, necessidade de equipamento especial e rápida desidratação dos espécimes, devido ao seu tamanho reduzido.

Silva e Souza Jr.⁴⁶ (1995) fizeram uma revisão bibliográfica sobre adesivos dentinários, abordando aspectos relacionados à sua evolução, estágio atual e considerações clínicas para sua utilização. Inicialmente, os autores classificam os adesivos em 4 gerações de acordo com a sua evolução histórica, destacando aqueles sistemas de quarta geração, os quais preconizam o condicionamento ácido da dentina e impregnação da mesma com monômeros resinosos para a formação da camada híbrida. Posteriormente, são discutidos aspectos sobre as recentes metodologias de pesquisa existentes para se avaliar os adesivos, os efeitos destes sistemas no complexo dentino-pulpar e por fim, são montados casos clínicos representativos da utilização de cada sistema. Como conclusão os autores afirmam, que se torna importante para o profissional se atualizar, procurando compreender cada sistema adesivo encontrado no mercado.

Prati et al.⁴² (1995) investigaram a resistência de união e a infiltração dos sistemas adesivos All-Bond 2 (Bisco), XR Bond (Kerr), Clearfil Liner Bond System (Kuraray) e Scotchbond Multi-purpose (3M) sob diferentes condições de substrato dentinário e a correlacionaram com os valores de

adesão. A permeabilidade dentinária foi calculada com um aparelho de pressão hidráulica regulado à 6.9 KPa. Os resultados não mostraram diferenças significantes entre a permeabilidade, resistência de união e espessura de dentina para o sistema adesivo Clearfil Liner Bond 2, porém acusou valores de resistência de união à tração maior do que os obtidos com o sistema adesivo XR. As medidas de resistência de união do All-Bond 2 e Scotchbond Multi-purpose tiveram valores aproximados. Na avaliação com o microscópio eletrônico de varredura, ficou demonstrado que o condicionador do sistema All-Bond 2 produziu uma camada híbrida de aproximadamente 3 a 5 μm com envolvimento de fibras colágenas pela matriz resinosa, porém as fibras colágenas do topo da camada estavam colapsadas. O condicionador do Clearfil Liner Bond 2 removeu a smear layer e os smear plugs abrindo totalmente os túbulos dentinários, sem contudo expor colágeno; enquanto no scotchbond Multi-purpose o condicionamento ácido promoveu a limpeza da smear layer desobliterando os túbulos dentinários e expondo fibras colágenas. Foi observada a presença de fibras na dentina intertubular e nas paredes dos túbulos dentinários de 3-5 e 5-8 μm , respectivamente. O sistema XR Bond aparentemente não afetou a integridade da smear layer e os túbulos dentinários e fibras colágenas não foram expostos após a aplicação do primer, nem foi observada a presença de camada híbrida.

Yoshiyama et al.⁶⁶ (1995) avaliaram por microscopia eletrônica de varredura a morfologia da interface de adesão e a profundidade de penetração do adesivo, além da resistência de união ao teste de microtração dos sistemas adesivos All-Bond 2 (Bisco) e Impreva Bond (Shofu). Os resultados mostraram que ambos os sistemas adesivos apresentaram em dentina superficial uma camada significativamente menor de impregnação do adesivo e, igualmente menor comprimento de tags resinosos. Os autores justificaram este achado, pelo fato de que o condicionamento ácido é mais rápido em dentina profunda porque os

ácidos penetram nos túbulos dentinários com maior facilidade do que penetram na dentina intertubular. Quando avaliada a resistência de união pelo teste de microtração, novamente ambos os sistemas adesivos apresentaram desempenho semelhante entre si, porém a melhor performance desta vez foi em dentina superficial. Os autores concluíram que não há correlação entre a espessura da camada de infiltração do sistema adesivo e a resistência adesiva.

Em 1996, Tay et al.⁵⁴ compararam as propriedades morfológicas da interface de dentina – adesivo com aplicação de um adesivo dissolvido em acetona ou álcool sob substrato dentinário seco e úmido. Os autores utilizaram 20 dentes terceiros molares hígidos, dos quais foram obtidos discos de dentina regularizada com lixa de granulação 600, para remover possíveis ilhas de esmalte remanescente. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em quatro grupos, de acordo com o tratamento dentinário. Todos os espécimes foram condicionados com ácido fosfórico a 10 % durante 20 segundos e limpos em água destilada por 20 segundos. No grupo 1 foi realizado a remoção de excesso de água com pedaços de papel absorvente e aplicadas duas camadas de primer do sistema adesivo AeliteBond (Bisco) e em seguida um leve jato de ar, para evaporação dos resíduos de álcool provenientes do primer. O adesivo foi aplicado seguidamente e fotopolimerizado por 20 segundos. O grupo 2 teve o mesmo tratamento, exceto quando à forma de remoção de excessos de água, que neste caso foi realizada com a aplicação de jato de ar durante 30 segundos. Nos grupos 3 e 4 foi realizada a aplicação das técnicas já descritas para os grupos 1 e 2, respectivamente, porém o primer utilizado foi uma modificação do All-Bond (Bisco), que consistia em um composto experimental a base de acetona. Os resultados mostraram que no grupo 1 (dentina seca com papel absorvente e aplicação do primer a base de álcool) a formação da camada híbrida com aproximadamente 5 µm de espessura e com presença de tags resinosos transversais na

dentina não desmineralizada. Enquanto que, no grupo 2 (dentina seca com ar durante 30 segundos e aplicação de primer a base de álcool) apenas uma fina camada híbrida foi formada e logo abaixo da mesma, uma região de irregular infiltração do adesivo, originando uma camada hibríode. O grupo 3 que manteve a umidade da dentina utilizando papel absorvente para sua secagem e usou a solução experimental, também apresentou a formação de uma camada híbrida de aproximadamente 5 μm e a presença de tags resinosos transversais na dentina adjacente. Já no grupo 4, no qual a dentina foi seca com jato de ar previamente à aplicação do primer experimental, uma fina camada híbrida foi observada e adjacente a ela, a formação da camada hibríode a exemplo do grupo 2.

Chappell et al.¹⁵ (1997) realizaram um estudo com a finalidade de determinar o tamanho da amostragem e de estabelecer uma metodologia padrão para o teste de microtração. Foram utilizados para este estudo 6 terceiros molares, recentemente extraídos que tiveram seu terço oclusal da coroa abrasionado por uma lixa de granulação 320; esta superfície foi logo condicionada com ácido fosfórico e tratada com o sistema adesivo Scotchbond Multi-purpose (3M) e restaurados com resina composta Z-100 (3M). Em seguida, as amostras foram seccionadas em cortes de no mínimo cinco seções com espessura de 1,0 mm \pm 0,1 mm, tendo sua porção central desgastada, para se obter uma área de teste com 17 mm \pm 0,1 mm². Cada amostra foi fixada ao dispositivo de testes Bencor Multi – T, acoplado à máquina de ensaios Instron regulada para uma velocidade de tração de 0,5 mm/min. As médias de resistência para dentina externa, intermediária e interna foram: 30,4 \pm 7,2 MPa; 32,3 \pm 6,4 MPa e 25,5 \pm 6,0 MPa respectivamente e para todos os grupos foi de 30,1 \pm 6,9 MPa. Nestes ocorreram seis fraturas coesivas em dentina, sendo trinta no total das amostras testadas. Os autores concluíram que, o número das amostras adequadas para futuros teste de resistência à união entre dentina – adesivo por microtração deveria ser de 27 espécimes ou seis

dentens.

Em 1998, Armstrong et al.³ avaliaram a resistência à tração de dois sistemas adesivos utilizando, para tal, o teste de microtração. E verificaram através de microscopia eletrônica de varredura, o tipo de falha ocorrida para cada espécime testado. Para este teste foram utilizados 6 molares humanos, cortados na superfície oclusal para expor a dentina e lixados com a finalidade de se obter uma superfície sem esmalte e polida. Os dentes foram então condicionados com ácido fosfórico a 32 %, lavados por 15 segundos e secados com papel absorvente, deixando uma superfície de dentina úmida. O sistema adesivo All-Bond 2 ou Optibond FL foi aplicado, segundo as instruções dos fabricantes, cada um em três dentes selecionados aleatoriamente e a restauração final foi feita com a resina Prodigy B1 aplicada em incrementos de 1 a 2 mm de espessura até uma altura final de 6 mm. Transcorrido o período de armazenamento, os dentes restaurados foram cortados em 7 seções perpendiculares à interface, com 0,8 à 0,9 mm de espessura cada. A seguir na porção da interface adesiva foi realizado um desgaste em forma de curva, obtendo uma área de superfície de união de 0,5 mm². As amostras foram armazenadas por 7 dias e posteriormente foram acopladas a máquina de testes Zwick e realizados os testes de tração a uma velocidade de 1 mm/min⁻¹. A porção de dentina que sofreu a ruptura foi observada no microscópio eletrônico de varredura, para avaliação do tipo de fratura obtida. Os resultados obtidos para o sistema All-Bond 2 foram em média de 40,7 ± 9,0 MPa e para o grupo do OptiBond FL 34,0 ± 7,7 MPa. Para a avaliação do tipo de fraturas estas foram divididas em adesivas ou mistas e de substrato. O sistema All-Bond 2 produziu 7 fraturas na interface, enquanto que o sistema OptiBond FL apresentou 12 fraturas no compósito. Os autores concluíram que não houve diferença entre os dois grupos com relação à resistência a tração ou de falhas, e que a espessura da dentina remanescente não afetou a resistência à tração.

Cardoso et al.¹¹ (1998) mediram a força de adesão entre a dentina e três sistemas adesivos (Scotchbond Multi-purpose Plus, Single Bond e Etch & Prime 3.0) através dos testes de cisalhamento, tração e microtração. Para tal, utilizaram 30 molares humanos que foram embebidos em resina acrílica e depois tiveram sua dentina exposta em três das suas 4 superfícies lisas. Em cada superfície foi realizado um teste diferente. Para os testes de cisalhamento e tração, após a aplicação do sistema adesivo, cones com 3 mm de altura e 3 mm de diâmetro na sua menor área foram confeccionados com resina composta. O ensaio de cisalhamento foi desenvolvido usando um cinzel e o ensaio de tração usando um grampo metálico para puxar o cone de resina, ambos sob velocidade de deslocamento de 0,5 mm/min. Para o teste de microtração foram construídos blocos de resina com aproximadamente 5 mm de altura, cobrindo toda a superfície dentinária exposta. Estes blocos foram seccionados perpendicularmente à interface adesiva, resultando em “palitos” com 0,25 mm² de secção transversal retangular, sendo então submetidos à força de tração sob velocidade de 0,5 mm/min. Como resultado obtido, não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos para o teste de microtração. Para o teste de cisalhamento e de tração o sistema adesivo Single Bond apresentou valores maiores que o sistema adesivo Etch & Prime 3.0. O sistema Scotchbond Multi-purpose Plus revelou valores estatisticamente similares aos do Single Bond e do Etch & Prime 3.0. Comparando os três testes, observou-se valores de resistência adesiva mais altos e um menor coeficiente de variação para o teste de microtração. Os autores concluíram que o sistema adesivo de um frasco só obteve valores de força de união significativamente maiores, quando os testes de tração e cisalhamento foram aplicados e que dependendo do tipo de ensaio mecânico, diferenças entre materiais não podem ser reveladas.

Em 1998, Phrukkanon et al.³⁸ analisaram o efeito da área de adesão na resistência ao teste de microtração e ao teste de microcisalhamento de 4 sistemas adesivos; 60 molares humanos foram utilizados e divididos aleatoriamente em 4 grupos, sendo um para cada sistema adesivo, que foram: Scotchbond MP Plus, Optibond FL, Optibond Solo e One-Step. Para a confecção das amostras, a superfície oclusal foi desgastada com lixas para exposição de uma área plana de dentina e criação de smear layer. Os adesivos dentinários foram aplicados segundo as instruções dos fabricantes, e logo em seguida foram confeccionadas restaurações com resina composta em forma de bloco com 9 mm de comprimento, 3 mm de largura e 5 mm de altura. Seguidamente, cada grupo foi dividido em três subgrupos com o objetivo de se preparar espécimes de 1.2, 1.4 e 2.0 mm de diâmetro, para tal, os dentes de cada subgrupo foram cortados verticalmente, sendo que uma metade foi usada para o teste de tração e a outra para o teste de cisalhamento. Os resultados deste estudo demonstraram que dentre todos os materiais, o grupo de espécimes com diâmetro de 2.0 mm, apresentou valores de força de união significativamente menores que o grupo de espécimes com diâmetro de 1.2 mm, tanto para o teste de tração quanto para o teste de cisalhamento. Com relação aos modos de fratura observaram que a maioria dos espécimes com 1.2 mm e 1.4 mm de diâmetro exibiram falhas adesivas entre dentina e adesivo. Os autores concluíram que espécimes que apresentam seções transversais de união menores revelam altos valores de força de adesão. Comportamento semelhante foi observado, para os valores obtidos nos ensaios de tração e cisalhamento.

No mesmo ano, Phrukkanon et al.³⁹ publicaram um outro trabalho, onde avaliaram a influência da forma e da área da seção transversal de união na resistência à tração e na distribuição do stress de quatro sistemas adesivos; 50 molares humanos foram extraídos e divididos em 4 grupos, um para cada sistema adesivo testado: Scotchbond MP Pus,

OptiBond FL, Optibond Solo e One-Step. Para a confecção das amostras, a superfície oclusal foi desgastada com lixas para exposição de uma área plana de dentina e criação de smear layer. Os adesivos dentinários foram aplicados segundo as instruções dos fabricantes, e logo em seguida foram confeccionadas restaurações com resina composta em forma de bloco com 9 mm de comprimento, 3 mm de largura e 5 mm de altura. Metade dos blocos foi seccionada em fatias, que logo tiveram suas regiões de interface desgastadas com ponta diamantada para formar seções transversais cilíndricas e com uma curva tênue, apresentando áreas de 1.1, 1.5 ou 3.1 mm². Os restantes dos blocos de resina e dentina foram seccionados e lixados, até se obter espécimes retangulares que tiveram suas regiões de interface desgastada, para formar uma curva tênue nas três áreas testadas. Os resultados deste estudo mostraram que os grupos com áreas de 3.1 mm² apresentaram valores de força de união significativamente menores do que os grupos com áreas de 1.1 mm², exceto para os espécimes retangulares, onde foram usados os adesivos Scotchbond MP Plus e One-Step. A maioria dos espécimes cilíndricos com áreas de adesão de 1.1 e 1.5 mm² exibiu falha adesiva na interface entre a dentina e o adesivo. Não foram encontradas diferenças entre os espécimes retangulares e os cilíndricos com relação à força de união. Entretanto, a análise de elemento finito mostrou que a distribuição do stress foi mais heterogênea nos espécimes retangulares, do que nos espécimes cilíndricos; isto foi confirmado pela presença de um número maior de falhas adesivas nos grupos com espécimes cilíndricos. Os autores concluíram que os métodos de teste que utilizam pequenas áreas de superfície produzem valores mais altos de força de união do que aqueles que usam áreas de superfície mais largas, provavelmente devido a uma menor quantidade de defeitos encontrados em espécimes com pequena área, sendo que a forma da seção transversal tem pouco efeito na força de união.

Em 1998, Tay et al.⁵³ Observaram a micromorfologia da interface adesiva criada na dentina por dois adesivos de frasco único, que continham acetona como solvente sob diferentes condições de umidade dentinária; 48 dentes terceiros molares humanos tiveram suas raízes seccionadas ao nível da junção cimento-esmalte, bem como o esmalte oclusal removido por uma secção paralela a primeira. A superfície dentinária foi exposta e desgastada com lixa 600; condicionada com ácido fosfórico a 10 % por 20 segundos, lavada com água destilada por mais 20 segundos e seca da seguinte maneira: Jato de ar por 3 ou 30 segundos, papel absorvente, ou não foi seca e foi re-umedecida com 20ml de água destilada. Metade dos discos de dentina recebeu a aplicação do sistema adesivo One-Step e a outra metade o sistema adesivo Primer & Bond, de acordo com as instruções de cada fabricante. Seguidamente, as duas metades foram unidas com resina quimicamente polimerizável e feito dois cortes perpendiculares à superfície de dentina, com o objetivo de se obter espécimes de aproximadamente 2 mm de largura. Estes espécimes foram desmineralizados em EDTA e embebidos em resina epóxica, para observação no microscópio eletrônico de transmissão. Os resultados mostraram que o espectro micro morfológico dos dois sistemas adesivos foi essencialmente similar. Ambos foram afetados, até mesmo por uma ligeira secagem da dentina (3 segundos), resultando em incompleta infiltração de resina na região intertubular. Uma ótima infiltração de resina nesta região foi conseguida quando a rede de fibras colágenas foi mantida úmida, não aparentando ser afetada pelo excesso de umidade. Por outro lado, a infiltração de resina na região intertubular foi severamente comprometida pela presença de excesso de água através dos túbulos dentinários e por sua abertura na superfície de dentina. A continuidade da camada de resina se deteriorou e foram encontrados espaços em forma de bolhas, além de glóbulos de resina ao redor de orifícios tubulares e na superfície da camada híbrida. Em adição, um padrão de separação de fases complexo foi observado no adesivo Primer

& Bond, este caracterizado pela inversão de fases na presença de umidade superficial. Os autores concluíram com este estudo que a “janela de oportunidade” para uma ótima integridade interfacial para ambos os sistemas adesivos testados parece depender da manutenção da rede de fibras colágenas com umidade, complementada pela total evaporação do excesso de água antes da fotopolimerização do sistema adesivo.

Terada et al.⁵⁵ (1998) mediram a adesão de dois sistemas adesivos simplificados: One Step (Bisco) e Single Bond (3M), as superfícies planas de dentina e determinar as forças de adesão das amostras em relação à sua localização. Para a realização do teste foram utilizados terceiros molares humanos, que tiveram as suas coroas seccionadas transversalmente no terço médio expondo uma superfície de dentina plana. As restaurações foram feitas com resina Z-100 e armazenadas em água destilada por 24 h. Seguidamente, as amostras foram seccionadas com o objetivo de obter “palitos” com área de secção de 0,7 mm². Cada palito foi identificado por cores, de acordo com a localização na superfície dentinária. Os resultados foram expressos em MPa e não houve diferenças significativas entre as forças de adesão para os dois sistemas adesivos testados. Ambos os materiais apresentavam forças de adesão a partir da região central da dentina significativamente menor que aquelas obtidas na periferia.

Youssef et al.⁶⁷ (1998) avaliaram em microscopia eletrônicas de varredura diferentes sistemas adesivos em relação a profundidades de descalcificação, camada híbrida e a formação de comprimento de tags resinosos. Os autores utilizaram 20 dentes pré-molares hígidos extraídos por indicação terapêutica e 4 sistemas adesivos: Scotchbond MP (3M), Super D-Liner II (Sun Medical), Primer & Bond 2.0 (Dentsply) e Clearfil Liner Bond II (Kuraray). A aplicação dos sistemas adesivos e a

restauração dos espécimes com resina composta Z-100 foi realizada conforme orientação dos fabricantes. Os resultados obtidos mostraram que os sistemas adesivos Scotchbond MP, Primer & Bond 2.0 e Super D-Liner II formaram uma camada híbrida de aproximadamente 5 μm , chegando em alguns casos, a registrar espessuras de até 10 μm ; enquanto que o sistema adesivo ClearFil Liner Bond II apresentou espessuras que variam em torno de 3 μm . Em relação ao comprimento dos tags resinosos, os autores relataram achar tags de 50 a 120 μm de comprimento nos grupos que utilizaram os sistemas Scotchbond MP, Primer & Bond 2.0 e Super D-Liner II, enquanto que o sistema adesivo Clearfil Liner II apresentou tags com comprimento entre 10 e 15 μm . Os autores concluíram que os sistemas adesivos que utilizaram o condicionamento ácido em concentrações elevadas promoveram desmineralização relativamente profunda e a camada híbrida se apresentou mais espessa, quando comparada aos sistemas adesivos que não utilizaram o condicionamento ácido prévio.

Pashley et al.³⁷ (1999) fizeram uma revisão da literatura com o objetivo de descrever as várias modificações do teste de microtração. Para os autores o teste de microtração é essencialmente uma metodologia empregada para a obtenção de valores de resistência adesiva entre a estrutura dental, o sistema adesivo e a resina composta. Os espécimes deveriam ser desgastados através de cortes com espessuras de 0,5 a 1.0 mm na interface dente – restauração, a fim de permitir que a força de tração esteja concentrada nesta área. Dentre as várias vantagens da utilização da técnica foram relacionadas à não utilização de matrizes e que apenas um dente pode produzir várias amostras. Pela revisão, os autores puderam relacionar várias modificações usadas para verificar as diferenças regionais de adesão como: áreas distintas na superfície oclusal, na superfície externa do dente, da coroa e da raiz; da superfície interna dos canais radiculares,

nos terços cervical e apical, bem como a comparação entre a dentina afetada por cárie, dentina esclerótica e a dentina normal. Os autores destacam que a não realização do desgaste da região da interface adesiva gera uma quantidade menor de stress da união. Os autores concluíram que o teste de microtração oferece uma versatilidade, que não pode ser alcançada pelos métodos convencionais. O teste de microtração é mais trabalhoso, porém apresenta grande potencial para promover informações sobre a força de adesão de materiais restauradores em função do tempo.

Em 2000, Nakajima et al.³³ compararam o teste de microtração e a análise por microscopia eletrônica de varredura para a adesão de dentina seca e úmida. Para a realização do teste foram utilizados 18 dentes recém extraídos. Os sistemas adesivos utilizados foram One Step, Single Bond e Clearfil PhotoBond. A superfície oclusal foi removida, expondo a dentina a qual foi condicionada com ácido fosfórico a 32 ou 35 % por 15 segundos para os sistemas One Step e Single Bond ou com ácido fosfórico a 40 % para o sistema Clearfil PhotoBond. Para os grupos que mantiveram a dentina úmida, esta foi seca levemente com papel absorvente. Para o outro grupo foi aplicado um jato de ar por 5 segundos numa distância de 3 cm. Tanto para a dentina seca, como para dentina úmida foram aplicados os sistemas adesivos seguindo as instruções dos fabricantes. A resina composta utilizada foi a Clearfil AP-X, polimerizada por 20 segundos cada incremento. Após o período de armazenamento, cada amostra foi cortada, fornecendo cerca de 5 a 6 fatias com 0,7 mm cada, posteriormente submetidas ao ensaio de microtração. Como resultado os autores observaram que houve diferença estatística entre a dentina úmida e a dentina desidratada. Quando comparada entre os grupos à dentina desidratada apresentou valores de $8,5 \pm 1,8$ MPa e $8,9 \pm 3,0$ MPa, para os sistemas adesivos One Step e Single Bond respectivamente, não havendo diferença estatisticamente entre os dois

sistemas adesivos. Porém, quando comparado com o sistema Clearfil PhotoBond houve diferença estatística, pois este apresentou valores de $19,0 \pm 9,5$ MPa. Para a dentina úmida os sistemas adesivos apresentaram valores de adesão superiores do que em dentina desidratada. Os valores foram de $49,9 \pm 10,6$ MPa para o Single Bond, $44,7 \pm 6,9$ MPa para o One Step e $39,0 \pm 10,1$ MPa para o Clearfil PhotoBond. Quando as amostras foram analisadas pela microscopia eletrônica apresentaram diferenças entre a dentina desidratada e a dentina úmida. Não foi observada a camada híbrida na dentina desidratada para os grupos Single Bond e One Step. Para o grupo do Clearfil PhotoBond foi observado uma fina camada entre 1 a $1,5 \mu\text{m}$ de espessura. Para a dentina úmida a espessura da camada híbrida foi de $3 \mu\text{m}$ para o sistema adesivo One Step e de $2 \mu\text{m}$ para o sistema Single Bond, já para o sistema Clearfil PhotoBond foi entre 8 a $9 \mu\text{m}$ de espessura.

Cardoso et al.¹² (2001) realizaram um estudo com o propósito de avaliar a resistência a microtração de três sistemas adesivos monocomponentes ou de frasco único, Primer & Bond 2.1, Primer & Bond NT, e um material experimental, sem carga fabricado pela Dentsply. Para a realização do teste foram utilizados dentes humanos hígidos com a superfície oclusal desgastada por um disco de diamante obtendo uma área de $25 \pm 4 \text{ mm}^2$. Para a restauração da superfície oclusal foi utilizada a resina composta Surefil (Dentsply), pela técnica incremental. Após 24 horas de armazenagem, as amostras foram seccionadas no sentido méso – distal e no sentido vestibulo – lingual. Em cada amostra foram obtidos 10 palitos em média. O teste de microtração foi realizado na máquina de ensaios Kratos com velocidade de 5 mm por minuto. Os resultados foram para o Primer & Bond 2.1 de 54,3 MPa; para o sistema Primer & Bond NT de 62,0 MPa e para o sistema experimental 54,6 MPa. Como conclusão os autores não encontraram diferenças estatísticas entre os grupos

testados, mesmo que o sistema Primer & Bond NT tenha apresentado uma tendência maior para a resistência adesiva.

Nunes et al.³⁵ (2001) estudaram o efeito da composição de cinco sistemas adesivos no teste de microtração em dentina humana. Para a realização desta pesquisa foram utilizados 15 dentes molares livres de cárie, que tiveram a sua superfície oclusal removida. Na dentina exposta foi aplicado ácido fosfórico a 37 % por 15 segundos, lavada e seca com papel absorvente. Os sistemas adesivos foram logo aplicados, sendo eles: Single Bond, Single Bond experimental com carga, Primer & Bond NT, Primer & Bond NT experimental e One Coat Bond. Cada sistema adesivo foi utilizado segundo as instruções dos fabricantes. Como material restaurador foi utilizada a resina compacta Tetric Ceram. As amostras foram armazenadas em água destilada a 37 °C por 24 h e posteriormente cortadas em palitos a serem utilizados no teste de microtração. Como resultado o sistema Single Bond apresentou maiores valores de adesão (75,9 MPa), seguido pelo sistema Single Bond experimental com carga (57,9 MPa), One Coat Bond (53,1 MPa), Primer & Bond NT (48,2 MPa) e Primer & Bond NT experimental (38,7 MPa). Como conclusão os autores destacam que a adição de partículas de carga não aumenta a força de adesão.

Tentando descobrir alguma relação entre a espessura da linha adesiva e a resistência a microtração, Zheng et al.⁶⁹ (2001) fizeram um estudo utilizando os sistemas adesivos Single Bond (3M), que contém água e etanol como solvente, e o Clearfil Liner 2V (Kuraray), que não contém solventes e utiliza um primer autocondicionante. Foram utilizados 46 molares livres de cárie, sendo que a dentina foi exposta uniformemente utilizando lixas de papel. Os dentes foram divididos em dois grupos aleatoriamente e tratados conforme as especificações dos fabricantes. Em seguida, os dentes foram restaurados com resina composta Clearfil

AP-X, até uma altura de 5 mm. Transcorrido o tempo de armazenamento, os dentes foram seccionados, obtendo-se palitos com 0,7 mm de espessura. A espessura da linha adesiva foi mensurada com auxílio do microscópio eletrônico. Os resultados evidenciaram que a espessura do sistema Clearfil Liner Bond 2V variou entre 5 a 1500 μm e para o Single Bond de 7,5 a 430 μm . Para os sistema Clearfil Liner Bond 2V, a força de adesão aumentou significativamente quando a espessura foi maior. Entretanto, para o sistema Single Bond a força de adesão diminuiu significativamente com o aumento da espessura da camada de adesão.

Spoehr et al.⁴⁹ (2001) publicaram um trabalho onde avaliaram a resistência de união à tração proporcionada por dois sistemas adesivos simplificados, Single Bond (3M) e One Coat Bond (Coltène – Whaledent) e dois sistemas adesivos autocondicionantes, Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray) e Etch&Prime 3.0 (Degussa). Trinta e três dentes terceiros molares humanos extraídos antes da erupção foram utilizados neste estudo. Eles tiveram as suas coroas seccionadas na junção cimento – esmalte e em seguida as coroas foram seccionadas no sentido médio – distal, obtendo-se uma face vestibular e outra lingual. Estas faces foram então incluídas em cilindros de resina acrílica e então polidas com lixas até a exposição de dentina, para posteriormente serem aplicados os sistemas adesivos conforme orientações dos fabricantes. As restaurações foram confeccionadas com auxílio de uma matriz metálica e em seguida, os corpos de prova estocados em água destilada em temperatura de 37 °C durante 24 h antes de serem submetidos ao ensaio de tração e análise do tipo de fratura ocorrida. Os resultados mostraram que a maior média de resistência de união à tração foi obtida com a utilização do sistema Clearfil Liner Bond 2V, com valor de 24,8 Mpa; estatisticamente maior do que todos os outros sistemas adesivos. O sistema adesivo One Coat Bond promoveu média de 20,4 MPa e o Single Bond de 18,1 MPa, sendo similares entre si, enquanto que o sistema

adesivo Etch & Prime 3.0 apresentou a menor de todas as médias: 5,8 MPa. O exame dos espécimes sob estereoscopia com aumento de 30 vezes mostrou que o sistema adesivo Etch & Prime 3.0 apresentou 100 % de falhas adesivas, enquanto que os outros sistemas adesivos somente apresentaram 26 % falhas adesivas.

Lopes et al.²⁶ (2002) avaliaram a resistência adesiva pelo teste de microtração e a característica morfológica de dois sistemas adesivos de condicionamento ácido total. Para a realização do teste foram utilizados 9 dentes humanos hígidos, que foram cortados transversalmente com um disco de diamante sob refrigeração. A superfície oclusal foi polida com lixas de granulação 600 e posteriormente aplicados os sistemas adesivos: Single Bond (3M), Optibond Solo Plus (Kerr) e Clearfil SE Bond (kuraray). Em seguida, as amostras foram restauradas com 4 incrementos de 1 mm de resina composta da mesma marca comercial que o sistema adesivo, sendo elas: Z-250 (3M), Prodigy (Kerr), AP-X (Kuraray). Após o período de armazenamento os dentes foram cortados perpendicularmente a linha de adesão com a finalidade de obter palitos com área de adesão de 0,5 mm². O ensaio de microtração foi realizado numa máquina de ensaios universal Instron com o dispositivo Bencor na velocidade de 0,5 mm por minuto e para a análise da microscopia eletrônica foram utilizados dez palitos. Os resultados obtidos foram de 65,4 ± 19,0 MPa para o sistema Single Bond, 71,5 ± 11,9 MPa para o sistema Optibond Solo Plus e de 63,5 ± 12,7 MPa para o sistema Clearfil SE Bond. Os resultados obtidos não apresentaram diferenças estatísticas. A camada híbrida foi observada em todas as amostras, porém sem a presença da formação de “gap” em qualquer região. Para os sistemas Single Bond e Optibond Solo Plus a camada híbrida foi espessa e com vários “tags” de resina presente. Para o sistema Clearfil SE Bond a camada híbrida foi fina, apresentando alguns “tags” com a presença do “smear plug” dissolvido dentro da camada. Os autores concluíram que todos os sistemas adesivos testados

apresentam altos valores de resistência adesiva e a formação da camada híbrida.

Susin⁵⁰ (2002) avaliou in vitro a resistência de união à tração e espessura de camada híbrida em diferentes condições de substrato dentinário, proporcionado pelos sistemas adesivos de 4^a geração: Scotbond Multi Uso (3M). Single Bond (3M); Primer & Bond 2.1 (Dentsply) e One Coat Bond (Coltène – Whaledent) e os sistemas adesivos autocondicionantes: Clearfil SE Bond (Kuraray); One Up Bond F (Tokuyama). Foram utilizados 180 dentes seccionados na altura do 1/3 médio da coroa, originando duas partes cada um: remanescente dental (utilizado no teste de resistência à tração) e fragmento oclusal (utilizado na mensuração de camada híbrida). O teste de resistência a tração foi realizado numa máquina de ensaios mecânicos MTS-810, em velocidade de 2 mm/min., e a espessura de camada híbrida foi mensurada à partir de fotografias obtidas no microscópio eletrônico de varredura JSM 330 A. O desempenho dos sistemas adesivos foi melhor no substrato úmido e, dentre eles o Clearfil SE Bond foi o que apresentou a maior média: 23.01 MPa, enquanto que a menor foi apresentada pelo One Up Bond F: 15.65 MPa. Os sistemas adesivos de 4^a geração apresentaram médias intermediárias, sendo elas: 18.71 MPa para o Scotbond Multi Uso; 19.47 MPa para o Single Bond; 17.45 MPa para o Primer & Bond 2.1 e 19.92 MPa para o One Coat Bond; não apresentando diferenças estatisticamente significantes entre eles. Nos resultados de espessura de camada híbrida foi constatada menor variabilidade entre os resultados médios obtidos, sendo a maior média apresentada pelo Scotbond Multi Uso de 4.80 µm em substrato úmido. O autor concluiu afirmando que não foi possível estabelecer correlação entre resistência de união à tração e espessura de camada híbrida.

Mazur²⁸ (2003) utilizou o teste de microtração para avaliar a

resistência adesiva de dez sistemas adesivos diferentes. Para a realização do teste foram utilizados 40 dentes molares hígidos, cortados na superfície oclusal com disco diamantado e posteriormente desgastados com discos de lixa. Para a confecção das restaurações foi utilizada a resina composta Z-100 (3M) fotopolimerizada por 40 segundos cada incremento. Os resultados foram os seguintes: 36.73 ± 10.52 para o sistema One Up Bond; 34.29 ± 12.63 MPa para o All Bond 2; 33.18 ± 11.33 MPa para o One Step Plus; 31.76 ± 11.3 MPa para o Adpater Prompt L-Pop; 29.02 ± 11.28 MPa para o One Step; 28.82 ± 14.74 MPa para o Single Bond; 28.08 ± 12.09 MPa para o Clearfil SE Bond; 26.31 ± 9.02 MPa para o Scotchbond Multi Uso; 21.35 ± 10.22 MPa para o Primer & Bond NT e 19.52 ± 10.08 MPa para o sistema Excite. Na análise microscópica, todas as amostras apresentaram infiltração no interior dos túbulos dentinários. Em relação ao tipo de fratura, este trabalho apresentou predominância de fraturas adesivas.

Silveira et al.⁴⁷ (2003) compararam a resistência de união de um adesivo dentinário utilizando testes de tração e microtração. Para a realização do teste foram utilizados 10 terceiros molares humanos hígidos extraídos, posteriormente foram embutidos em acrílico e a face oclusal desgastada até a exposição dentinária. Para o teste de tração, uma fita adesiva delimitou a área para a aplicação do adesivo Single Bond (3M). Foi construído um cone de resina composta Charisma (Hearus Kulzer), com altura de 3,8 mm em dois incrementos fotopolimerizados por vinte segundos. Os corpos de prova foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 h e seguidamente seccionados em palitos com áreas de: 3,0 mm², 2,0 mm², 1,0 mm² e 0,5 mm². Os corpos de prova de todos os grupos foram levados na máquina de ensaios mecânicos EMIC DL 2000 com velocidade de 0,5 mm por minuto. Os resultados para as diversas áreas foram: 16,18 MPa, 20,55 MPa, 56,34 MPa e 57,19 MPa respectivamente. A análise de microscopia eletrônica de varredura

indicou predominância de falhas mista do tipo adesiva e coesiva em dentina ou compósito. Os autores concluíram que espécimes com menores áreas promovem maiores valores de resistência adesiva que os de maior área.

Tavares e Conceição⁵² (2003) avaliaram a resistência de união a microtração sobre a dentina dos sistemas adesivos Single Bond (3M), Optibond Solo Plus (Kerr) e Clearfil SE Bond (Kuraray) e classificaram o tipo de fratura após a falha. Foram utilizados 6 terceiros molares humanos que foram divididos em três grupos. A remoção da superfície oclusal foi realizada com um disco diamantado de dupla face em baixa rotação com água, em seguida foi utilizado lixas de granulação 320 e 600 de maneira a expor uma superfície plana de dentina, onde foram aplicados os sistemas adesivos, seguido da aplicação de resina composta Z-250 (3M). Os dentes foram armazenados em água destilada por 24 h a 37 °C, para logo serem seccionados paralelamente ao seu longo eixo em seções de $0.6 \pm 0.2 \text{ mm}^2$, nos sentidos vestibulo – lingual e mésio – distal. 20 corpos de prova foram selecionados para cada sistema adesivo. As médias dos resultados foram: 33,26 MPa para o Single Bond, 33,54 MPa para o Optibond Solo Plus e 45,56 MPa para o Clearfil SE Bond. O tipo de fratura predominante foi à adesiva com 76,6 %. Foi possível concluir para os autores que o sistema Clearfil SE Bond apresentou a maior resistência de união a microtração, sendo diferente estatisticamente dos demais sistemas adesivos testados, que obtiveram valores semelhantes.

Arrais et al.⁴ (2004) realizaram um estudo para avaliar a influência no grau de conversão (GC) de adesivos odontológicos através da análise infravermelha modificada de Fourier (FTIR-Equinox 55 - Bruker). Os sistemas adesivos Single Bond (3M) e Clearfil SE Bond (Kuraray) foram aplicados em pastilhas de brometo de potássio e fotoativados com luz

halógena (HA-XL 300 - 3M) e LED (Elipar Freelight 1 - 3M) por 10 segundos. Foram obtidos espectros de FTIR antes e imediatamente após a fotoativação, bem como também após 1 semana de armazenamento em água destilada a 37 °C. O grau de conversão foi calculado comparando-se os picos referentes às bandas 1.606 (padrão intermédio) e 1.638 (c=c) dos espectros, antes e após a fotoativação. Os resultados foram submetidos à ANOVA e ao teste de Tukey (5%). Os autores observaram que os valores de GC utilizando-se LED imediatamente após a fotoativação foram significativamente inferiores aos obtidos quando utilizado luz halógena. Após uma semana foi observado um aumento significativo no GC de todos os grupos, porém os valores de GC dos grupos fotoativados com LED mantiveram-se significativamente inferiores aos obtidos com luz halógena. Os autores concluíram que o GC dos dois sistemas adesivos após fotoativação com LED foi inferior ao observado após fotoativação com luz halógena imediatamente após a fotoativação como também após 1 semana de armazenamento em água destilada.

Silva et al.⁴⁵ (2004) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência de diferentes fontes de luz para polimerização, na resistência adesiva à tração em dentina humana. Foram utilizados três tipos de aparelhos fotopolimerizadores: Um aparelho de luz halógena Jet Lite 4000(J.Morita, EUA) com intensidade de luz de 980 mW/cm², um aparelho fotopolimerizador LED de baixa potência Ultraled (DabiAtlante, Brasil) com intensidade de 183 mW/cm² e um aparelho fotopolimerizador LED de alta potência Bright LEC com intensidade de 435 mW/cm² (MMOptics, Brasil). O sistema adesivo avaliado foi o One Bond (Coltène) e a resina Palfique Estelite Paste (Tokuyama). Para avaliar a resistência adesiva foi realizado o teste de tração em máquina universal de ensaio. Os resultados mostraram uma relação direta entre intensidade de luz e resistência adesiva, nos quais, para o sistema de luz halógena o resultado mostrou um valor médio de 22,5 MPa, seguido do LED de alta potência

com média de 19,9 MPa e do sistema LED de baixa potência com 13,4 MPa. Estatisticamente não foi observada diferença entre o aparelho fotopolimerizador de luz halógena e o LED de alta potência, entretanto ambos diferiram do LED de baixa potência. Com relação ao tipo de fratura observada nas interfaces, foi verificada uma predominância da fratura do tipo mista para o aparelho de luz halógena e para o LED de alta potência e do tipo coesiva em resina para o aparelho LED de baixa potência. Os autores concluem que esta nova tecnologia representada pelos LEDs de alta potência pode ser uma opção viável como fonte de polimerização para as resinas compostas.

O objetivo do estudo de Silveira et al.⁴⁸ (2004) foi comparar com auxílio da microscopia eletrônica de varredura e óptica os tipos de falhas que ocorrem após o teste de união à tração buscando estabelecer o percentual de concordância entre os achados. Trinta terceiros molares humanos extraídos foram embutidos em acrílico e a face oclusal desgastada até exposição dentinária. Os grupos foram assim constituídos (n=10): SB - Single Bond (3M); SBMU - Scotchbond multi-uso (3M); ONE Coat Bond (Coltène). A área de 3,0 mm² foi delimitada sobre a dentina e um cone de resina composta Z250 (3M) com altura de 3,8 mm foi construído em dois incrementos fotoativados por luz halógena. Após armazenamento por 24 h em água a 37 °C, os corpos de prova foram tracionados em uma máquina de ensaios EMIC DL 2000. Três observadores calibrados analisaram as falhas de união em um microscópio óptico com aumento de 40x e no microscópio eletrônico de varredura com aumento de 80x sendo os achados classificados como: Falha adesiva, coesiva e mista. Os resultados do teste de resistência adesiva (MPa) submetidos à ANOVA e Tukey (p,0,05) foram: SB 24,41±5,85 (a); SBMU 23,53±5,51 (a); ONE 20,11±4,63 (a). Entre as falhas adesivas encontradas apenas de 10% foram identificadas tanto em MEV quanto em microscopia óptica, para as coesivas 30% e mista 29%.

Os autores concluíram que há um baixo percentual de concordância entre microscopia óptica e eletrônica de varredura quando o objetivo é avaliar a interface após o teste de resistência de união à tração.

PROPOSIÇÃO

Proposição

Em função do exposto, nos propomos a avaliar in vitro o efeito da luz halógena e LED na resistência de união ao ensaio de microtração e observação do padrão de fratura no microscópio óptico digital.

MATERIAL E MÉTODO

Material e Método

1. SELEÇÃO DOS DENTES

Para a realização deste estudo foram empregados 16 dentes terceiros molares humanos, isentos de cárie, recém extraídos por indicação ortodôntica ou cirúrgica de pacientes com faixa etária, variando entre 18 e 28 anos de idade de ambos os sexos. Após a extração, os dentes foram raspados com uma cureta periodontal, para a remoção dos debris de tecido e limpo com pasta de pedra pomes e água, com auxílio de uma escova de Robinson montada em contra-ângulo. Em seguida foram examinados em lupa estereoscópica JENA (Carl Zeiss, West Germany), com 10 vezes de aumento; com a finalidade de detectar possíveis trincas ou alterações estruturais que pudessem comprometer o desenvolvimento do experimento. Os dentes selecionados foram armazenados em solução de água destilada e Timol à 0.2% a temperatura ambiente, por um período de tempo não superior a seis meses.

Os dentes utilizados neste estudo foram voluntariamente cedidos pelos pacientes seguindo um protocolo prescrito, o qual foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, segundo mostra o Apêndice 1.

1.1 Sorteio aleatório dos dentes

Os sorteios aleatórios foram realizados com ajuda do programa Office Excel 2003 (Microsoft® Corporation) para o qual utilizamos a fórmula =ALEATÓRIO()*(1-n)+n, com o intuito de eliminar as possíveis influências que possam vir a existir na divisão dos grupos e escolha dos dentes.

2 PREPARO DOS DENTES

2.1 Corte dos dentes

Com ajuda de um lápis preto nº 2 foi realizada uma marcação transversal a ± 2 mm acima da metade da coroa de cada um dos dentes, tentando atingir o ponto de união amelo-dentinária. (Figura 1) A seguir, os dentes foram fixados com godiva de baixa fusão (Exata[®], DFL Indústria e comércio Ltda., Rio de Janeiro, Brasil) em uma base de madeira (Figura 2), para possibilitar a apreensão na máquina de cortes seriados ISOMET 1000[®] (BUEHLER Ltda. Lake Bluff, IL, EUA) (Figura 3) equipada com um disco de diamante de 0,3 mm de espessura (BUEHLER série 15LC nº 11,4276), com o qual se realizou o corte na marcação pré-determinada (Figura 4) a uma velocidade de 400 rotações por minuto sob abundante refrigeração com água.



FIGURA 1 – Marcação transversal com lápis preto.



FIGURA 2 – Fixação do dente na plataforma de madeira.



FIGURA 3 – Máquina de cortes ISOMET 1000®.



FIGURA 4 – Disco posicionado para realização do corte.



FIGURA 5 – Dente fixado pela raiz em um tubo de PVC.



FIGURA 6 – Detalhe dos 3 mm da porção coronária livre.

2.2 Fixação dos dentes

Todos os dentes foram fixados individualmente pela raiz em cilindros de PVC de aproximadamente 1,5 cm de altura e 2,0 cm de diâmetro com gesso comum reforçado (GESSO RIO, Rio Claro, São Paulo / Brasil), a fim de facilitar a manipulação dos dentes. Foi tomado cuidado para deixar 3 mm da extremidade superior livre para posterior fixação das matrizes metálicas. (Figuras 5 e 6).

2.3 Regularização da superfície

As superfícies dentinárias foram regularizadas com lixa d'água de granulação 320 (Norton[®], Brasil), montada numa politriz STRUERS modelo D10[®] (Panambra Indústria e técnica S.A., São Paulo, Brasil), (Figura 7), sob abundante refrigeração com água e a 600 rotações por minuto, (Figura 8) até a completa eliminação das ilhas de esmalte e exposição total da superfície de dentina; (Figura 9), sendo esta confirmada pela observação em lupa estereoscópica (Figura 10) com 50 vezes de aumento.

2.4 Padronização da “Smear Layer”

Para a padronização da “smear layer”, os dentes foram submetidos a desgaste por um minuto, com lixa de carbeto de silício de granulação 600 montada na politriz, sob abundante refrigeração com água e a 600 rotações por minuto. Em seguida, as superfícies dentinárias foram lavadas com água corrente pelo tempo de 10 segundos e secadas com leves jatos de ar comprimido. Finalmente, os dentes foram armazenados em água destilada e mantidos em estufa a 37° C por 24 horas.

Durante a realização dos procedimentos acima descritos, quando houvesse exposição da câmara pulpar, o dente seria imediatamente

descartado e substituído por outro.



FIGURA 7 – Máquina Politriz DP-10[®].

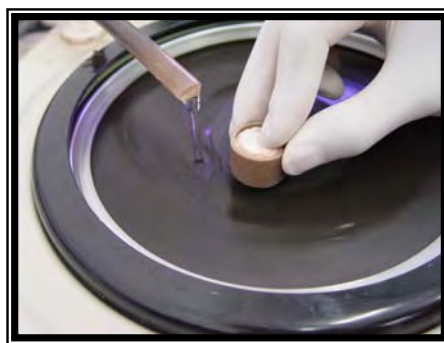


FIGURA 8 – Superfície dentinária sendo regularizada com abundante refrigeração a água.



FIGURA 9 – Superfície plana de dentina e livre de esmalte.



FIGURA10 – Lupa estereoscópica CARL ZEISS.

3 GRUPOS DE TRABALHO

3.1 Materiais utilizados

Foram utilizados nesta pesquisa um sistema adesivo em frasco único, Single Bond[®] (3M ESPE dental products, St. Paul MN/ U.S.A); (Figura 11) uma resina composta microhibrida InTen-S[®] (Ivoclar Vivadent AG, Schaan / Liechtenstein) na cor A2. (Figura 12) e quatro aparelhos de fotoativação, um halógeno e três LEDs de diferentes gerações (Figuras 13 a 16), todos ligados a um estabilizador de voltagem Fiolux[®] (In Com Ltda. Brasil).

Quadro 2 – Especificações do sistema adesivo Single Bond[®]

SISTEMA ADESIVO	FABRICANTE	LOTE	COMPOSIÇÃO
Single Bond [®]	3M ESPE, dental products St. Paul MN / U.S.A.	2 HH	Água, etanol, HEMA, Bis-GMA, Dimetacrilatos, fotoiniciadores e copolímeros dos ácidos poliacrílico e itacônico.

FONTE: Fabricante



FIGURA 11 – Adesivo Single Bond[®] (3M ESPE).

Quadro 3 – Especificações da resina composta InTen-S®

RESINA COMPOSTA	FABRICANTE	LOTE	COMPOSIÇÃO
InTen-S®	Ivoclar Vivadent AG, Schaan / Liechtenstein	F 55232	<p>Matriz de monômero: Bis-GMA, Dimetacrilato de uretano e Bis-EMA.</p> <p>Partículas inorgânicas: Vidro de bário, trifluoreto de itérbio e co-polímeros. Aditivos catalisadores e pigmentos adicionais.</p> <p>Total de partículas inorgânicas: 74% em peso e 51% em volume com tamanho entre 0,2 à 0,7 µm.</p>

FONTE: Fabricante



FIGURA12 – Resina InTen-S® (Ivoclar Vivadent).

Quadro 4 – Especificações do aparelho de luz halógena KM-200R[®]

MARCA COMERCIAL	FABRICANTE	DADOS TÉCNICOS
KM-200R [®]	D.M.C. Equipamentos Ltda. São Carlos, São Paulo / Brasil	Lâmpada halógena Tensão de operação*: 110 v Intensidade de Luz*: > 400 mW/cm ² Int. de luz aferida: 560 mW/cm ² Comprimento de onda*: 400 ~ 500 nm Diâmetro da ponta: 8 mm

* FONTE: Fabricante

FIGURA 13 – Lâmpada Halógena e aparelho KM-200R[®] / D.M.C.

Quadro 5 - Especificações do aparelho LED de primeira geração Ultraled[®]

MARCA COMERCIAL	FABRICANTE	DADOS TÉCNICOS
Ultraled [®]	DabiAtlante, São Paulo / Brasil	07 LEDs Tensão de operação*: 110 a 240v Intensidade de Luz*: não disponível Int. de luz aferida: 103 mW/cm ² Comprimento de onda*: 450 ~ 490 nm Diâmetro da ponta: 8 mm

* FONTE: Fabricante

FIGURA 14 – Arranjo de LEDs e aparelho UltraLed[®] / DabiAtlante.

Quadro 6 - Especificações do aparelho LED de terceira geração
UltraLume®LED5

MARCA COMERCIAL	FABRICANTE	DADOS TÉCNICOS
UltraLume®LED5	Ultradent Products Inc. Utha / U.S.A.	05 LEDs Tensão de operação*: 100 a 240v Intensidade de Luz*: > 800 mW/cm ² Int. de luz aferida: 662 mW/cm ² Comprimento de onda*: 370 ~ 500 nm Diâmetro da ponta: 8,5 x 16 mm

* FONTE: Fabricante

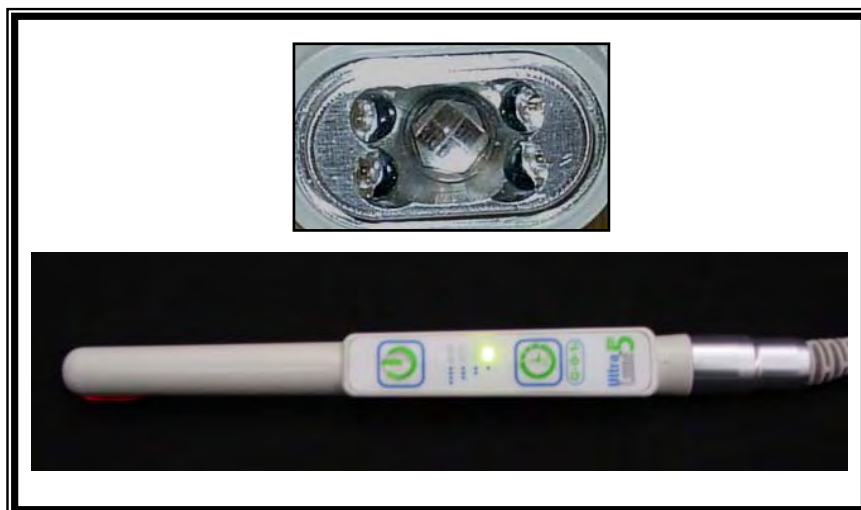


FIGURA 15 – Arranjo de LEDs e aparelho UltraLume®LED5 / Ultradent.

Quadro 7 - Especificações do aparelho LED de segunda geração Biolux Single V[®]

MARCA COMERCIAL	FABRICANTE	DADOS TÉCNICOS
Biolux Single V [®]	BioArt, Equipamentos Odontológicos Ltda. São Carlos, São Paulo / Brasil	01 LED Tensão de operação*: 90 a 230v Intensidade de Luz*: 300 - 600 mW/cm ² Int. de luz aferida: 479 mW/cm ² Comprimento de onda*: 475 nm ±10 Diâmetro da ponta: 8 mm

* FONTE: Fabricante



FIGURA 16 – LED e aparelho Biolux Single V[®] / BioArt.

3.2 Distribuição dos grupos de trabalho

O quadro 8 mostra a distribuição dos grupos de trabalho utilizados para esta pesquisa. É possível observar que houve variação, para efeito comparativo, apenas o tipo de luz ativadora, sendo para o G1 um aparelho de luz halógena convencional (grupo controle); para o G2 um aparelho LED de primeira geração; para o G3 um aparelho LED de terceira geração e para o G4 um aparelho LED de segunda geração. A distribuição dos diferentes aparelhos nos respectivos grupos de estudo foi determinada pelo sorteio aleatório e não levou em conta o tipo de luz dos aparelhos, nem a geração a que pertencem.

Quadro 8 – Distribuição dos grupos de trabalho segundo os materiais utilizados para a pesquisa

	LUZ ATIVADORA	MODELO / FABRICANTE	SISTEMA ADESIVO	RESINA COMPOSTA
G1	01 Lâmpada halógena	KM-200R [®] / D.M.C.	Single Bond [®]	InTen-S [®]
G2	07 LEDs	Ultraled [®] / DabiAtlante	Single Bond [®]	InTen-S [®]
G3	05 LEDs	UltraLume [®] LED5 / Ultradent	Single Bond [®]	InTen-S [®]
G4	01 LED	Biolux Single V [®] / BioArt	Single Bond [®]	InTen-S [®]

4 OBTENÇÃO DAS RESTAURAÇÕES

4.1 Pigmentação do adesivo

Para facilitar a avaliação do tipo de fratura; o sistema Adesivo Single Bond[®] foi pigmentado com o corante orgânico Rodamina B - $C_{28}H_{31}ClN_2O_3$ - (LABSYNTH produtos para laboratórios Ltda. Diadema – SP) na proporção de 0.001 gr/ml,^{1,16,40,41} com ajuda de uma balança de precisão. (SARTORIUS BL 210S) (Figura 17)

FIGURA 17 – Rodamina B sendo pesada na balança de precisão.



4.2 Realização da técnica adesiva

Primeiramente, para cada dente foram confeccionadas matrizes metálicas soldadas de 5 e 7 mm (Metalúrgica FAVA S.A., São Paulo, Brasil); sendo que a matriz de 5 mm foi posicionada primeiro, deixando uma altura livre de matriz de 2 mm para posterior confecção da restauração com resina composta. Uma vez determinada à posição exata da matriz com ajuda de uma sonda milimetrada; esta foi estabilizada ao redor do dente com godiva de baixa fusão. A seguir, à superfície do dente foi condicionada com ácido fosfórico Alpha Acid[®] (DFL Indústria e comercio Ltda., Rio de Janeiro, Brasil) a 37% por 15 segundos, logo lavada com spray de água e levemente seca com pontas de papel absorvente; tomando cuidado para não desidratar a dentina. Em seguida, com ajuda de um microaplicador (Applicator Tips, Dentsply, Konstanz,

foram aplicadas duas camadas do sistema adesivo Single Bond[®], e removido o excesso de solvente com um leve jato de ar por três segundos entre cada uma delas, e fotoativado por 20 segundos, com o feixe de luz sempre em direção ao centro do dente e perpendicular ao longo eixo do mesmo, sendo que este tempo foi padronizado para todos os grupos de trabalho. A seqüência da técnica adesiva está nas Figuras 18 a 27.



FIGURA 18 - Rolos de matriz metálica de 0,5 e 0,7 mm.

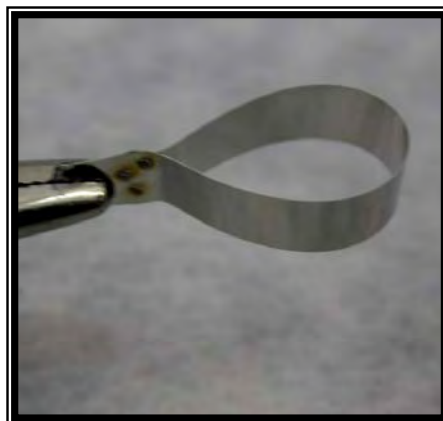


FIGURA 19 – Matriz individual soldada.



FIGURA 20 – Matriz estabilizada no remanescente coronário.

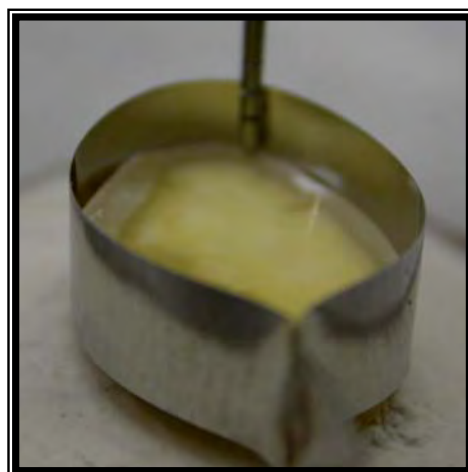


FIGURA 21 – Conferência dos 2 mm livre de matriz.

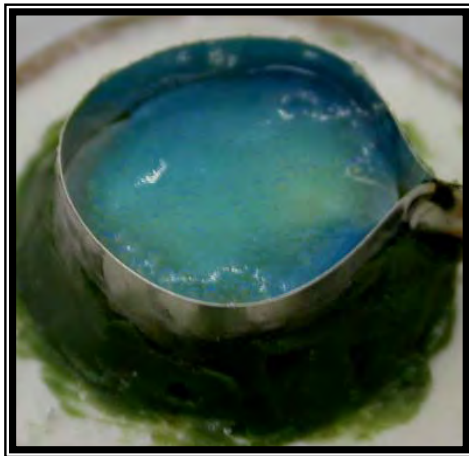


FIGURA 22 – Condicionamento com ácido fosfórico por 15 segundos.

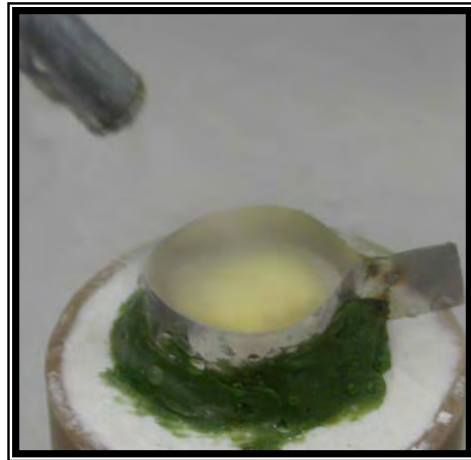


FIGURA 23 – Limpeza com spray de água.



FIGURA 24 – Realizando a secagem com ponta de papel absorvente.



FIGURA 25 – Adesivo pigmentado sendo aplicado.

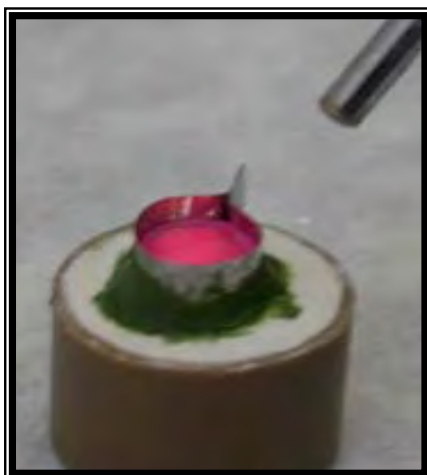


FIGURA 26 – Evaporação do solvente com jato de ar.

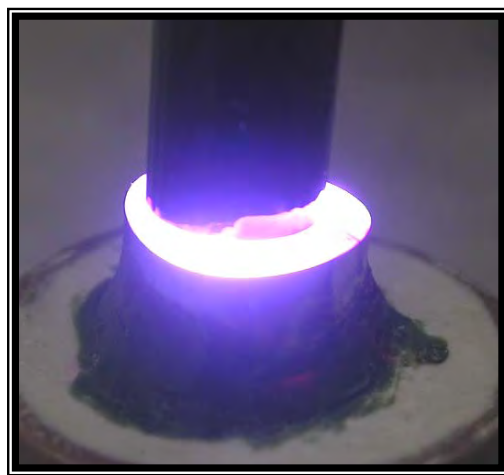


FIGURA 27 – Fotopolimerização por 20 segundos.

4.3 Confeção da restauração

Uma vez realizada a técnica adesiva, confeccionadas sobre o adesivo já polimerizado restaurações de resina composta InTen-S[®] cor A2, com auxílio de uma espátula para compósitos (Hu-Friedy do Brasil Ltda. Rio de Janeiro, Brasil), em dois incrementos de 2 mm de altura cada um. O primeiro incremento foi aplicado utilizando a matriz de 5 mm já posicionada. Incrementos de resina composta foram colocados até chegar à borda da matriz, o que significa uma altura de resina composta de 2 mm. A seguir, com o objetivo de padronizar este procedimento, e minimizar o tipo de fraturas coesivas de resina, foi colocada uma matriz transparente e sobre ela o dispositivo distanciador e de carga com peso de 500 g, exercendo assim um peso uniforme sobre o incremento de resina pelo tempo de 30 segundos. Transcorrido esse intervalo de tempo, a ponta do aparelho fotopolimerizador (mesmo aparelho utilizado para polimerizar o adesivo, segundo cada grupo de trabalho) foi inserida na abertura lateral do dispositivo distanciador e de carga e se iniciou o processo de polimerização da resina composta por 40 segundos.

Seguidamente e com muito cuidado, a matriz de 5 mm foi retirada e fixada a matriz de 7 mm, da mesma forma que a primeira, para inserir um segundo incremento de resina composta, isto como o objetivo de se obter uma altura final de resina composta de 4 mm, para facilitar o posterior posicionamento dos espécimes na máquina de ensaios universal. O processo de fotopolimerização deste segundo incremento de resina foi idêntico ao primeiro.

Após da remoção da matriz de 7 mm, os dentes receberam fotopolimerização adicional em cada uma de suas faces (mesial, distal, vestibular e lingual) por 40 segundos cada, e toda à superfície oclusal foi pintada em forma de anéis concêntricos com marcadores para retro projetor (PILOT, Brasil), seguindo a seguinte seqüência: área central: cor verde; área intermediária: cor preta; área externa: cor vermelha. Isto com

o objetivo de poder identificar a região do dente de onde virão os espécimes “palitos”; considerando os que contêm a marcação de cor verde receberam o feixe principal de luz principal e os de cor vermelha por estarem no extremo, não receberam luz adequadamente além de conter esmalte na sua base; por conseguinte foram descartados. A seqüência da técnica de restauração está ilustrada nas Figuras 28 a 33.



FIGURA 28 – Inserção da resina.



FIGURA 29 – Tira de poliéster.



FIGURA 30 – Fotopolimerização.



FIGURA 31 – Aspecto final da restauração.



FIGURA 32 –
Fotopolimerização adicional
nas faces laterais.



FIGURA 33 – Marcações
coloridas concêntricas.

Finalmente, todo o conjunto foi armazenado, protegido da luz, em um recipiente plástico negro com tampa, contendo água destilada e em estufa a $37^{\circ}\text{C} \pm 1$ pelo menos por 24 horas. (Figuras 34 e 35)



FIGURA 34 – Armazenamento
em água destilada.



FIGURA 35 – Estufa
com controle de
temperatura a 37°C .

5 TESTE DE MICROTRAÇÃO

5.1 Obtenção dos espécimes

Após o período de armazenamento, os dentes foram removidos da base em que estavam fixados e os espécimes foram obtidos de acordo com a seguinte metodologia: com auxílio da máquina ISOMET 1000[®] e com o disco de diamante 15LC, foram eliminadas primeiramente as raízes dos dentes. O conjunto restante, dente-resina, foi fixado com auxílio de godiva de baixa fusão em uma plataforma de madeira e, a seguir foram feitos cortes paralelos ao longo eixo dos espécimes com 1 mm \pm 0,1 mm de distância entre si no sentido mesio-distal. Seguidamente, as duas fatias dos extremos foram descartadas e o conjunto re-posicionado horizontalmente sobre a plataforma de madeira, e levado novamente à máquina para realizar cortes perpendiculares; obtendo-se assim espécimes de \pm 1 mm² de secção transversal e \pm 8 mm de comprimento (4 mm resina + 4 mm dentina).

A seguir os espécimes que apresentavam a marcação vermelha foram descartados pelas razões já descritas (Figuras 36 a 40). Os demais foram observados em lupa estereoscópica com 50x de aumento a fim de se eliminar os palitos com presença de esmalte, bolhas de ar ou trincas na interface adesiva. Somente os espécimes selecionados foram novamente armazenados em água destilada em estufa de cultura a 37^o C \pm 1 por 24 horas. Após o período de armazenamento, realizamos nova aferição para seleção dos espécimes que seriam submetidos à microtração. Foi utilizado como critério de seleção uma dimensão de área de adesão de aproximadamente 1 mm² \pm 10%, e para tal, utilizamos um paquímetro universal com leitura eletrônica DIGIMATIC CALIPER[®] (Mitutoyo, Absolute, n^o série BB071467), com precisão de 0,01 mm. (Figuras 41 e 42). O anexo 2 mostra com detalhe, a quantidade de amostras obtidas, pré-selecionados e tracionados.



FIGURA 36 – Dente cortado para a eliminação da raiz.



FIGURA 37 – Conjunto dente-resina composta fixado na plataforma.



FIGURA 38 – Primeira série de cortes e eliminação das fatias dos extremos.



FIGURA 39 – Segunda série de cortes perpendiculares aos primeiros.

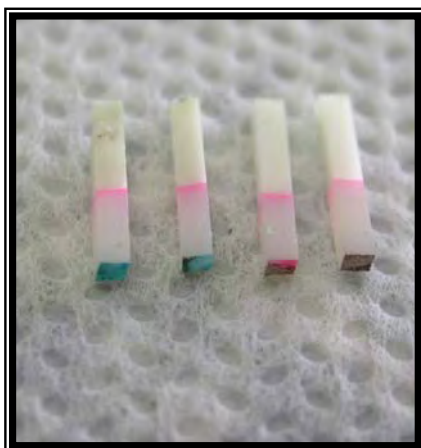


FIGURA 40 – Espécimes prontos para microtração.

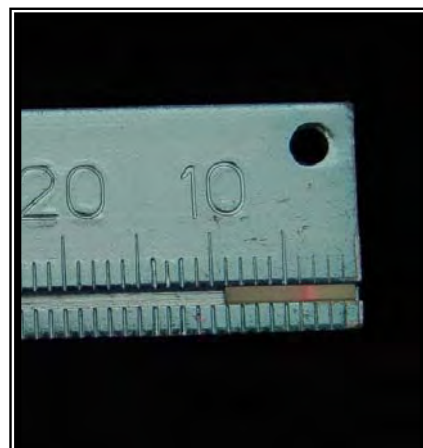


FIGURA 41 – Medição dos espécimes.



FIGURA 42 – Aferição da área adesiva com Paquímetro.

5.2 Ensaio mecânico de microtração

Os espécimes assim selecionados, foram individualmente fixados pelas suas extremidades ao dispositivo de microtração da máquina de Ensaio Universal MTS[®] (Material Test System 810 – MTS Systems Corporation – Minesota, EUA) com auxílio de uma pinça clínica e um adesivo a base de cianocrilato (SUPERBONDER Gel[®] - Henkel Loctite Adesivos Ltda. Itapevi, São Paulo, Brasil) associado a um acelerador (ZIP KICKER[™] - Pacer Technology, Rancho Cucamonga – CA – EUA) tomando cuidado para que a área de interface de união ficasse perpendicular ao longo eixo da força aplicada (Figuras 43 a 45).



FIGURA 43 – Cola e acelerador.

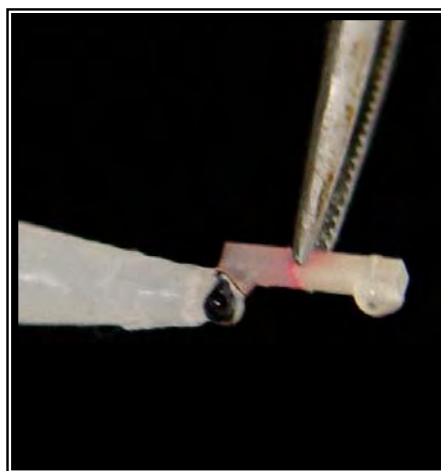


FIGURA 44 – Aplicação da cola no espécime.



FIGURA 45 – Espécime fixado no dispositivo.

Para o ensaio mecânico de microtração a máquina de ensaios mecânicos Universal MTS[®] foi ajustada para forças de tração, com adaptação de uma célula de carga de 1 KN a uma velocidade de 0.5 mm/seg. No momento da fratura o movimento foi imediatamente cessado e os dados coletados pelo computador interligado a esta; o qual estava equipado com o programa TestWorks[®]4 (MTS System Corporation,

Minesota, EUA) (Figuras 46 a 49).

O valor final de resistência adesiva de união foi calculado utilizando a seguinte fórmula:

$$T \text{ (MPa)} = \frac{F \text{ (N)}}{A \text{ (mm}^2\text{)}}$$

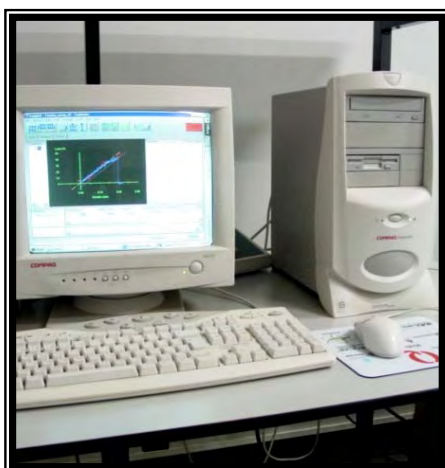


FIGURA 46 – Computador interligado a máquina de Ensaio Universal.



FIGURA 47 – Máquina de ensaios Universal MTS®.



FIGURA 48 – Programa de Computador TestWorks® 4.

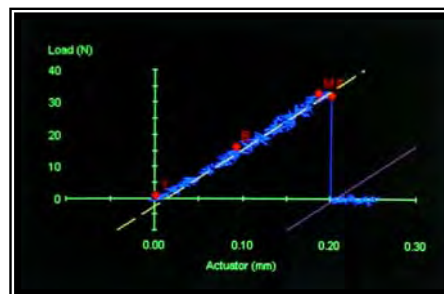


FIGURA 49 – Gráfico fornecido pelo programa TestWorks® 4.

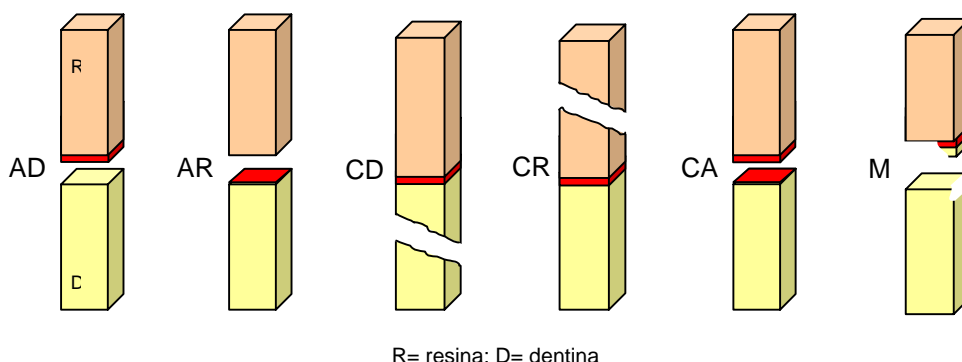
6 ANÁLISE DO TIPO DE FRATURA

Posteriormente ao teste de microtração, os espécimes fraturados foram removidos do dispositivo da máquina de Ensaio Universais e levados para análise em um microscópio digital OLYMPUS MIC-D (nº série 2D01569, Philippines) (Figura 50) com 57 vezes de aumento e interligado a um computador.

Para identificar o tipo de fratura de cada espécime, os dois fragmentos foram observados simultaneamente e classificados em seis tipos: (AD) = adesiva entre adesivo e dentina; (AR) = adesiva entre adesivo e resina composta; (CD) = coesiva de dentina; (CR) = coesiva de resina composta; (CA) = coesiva de adesivo e (M) = Mista (Esquema 1).



FIGURA 50 – Microscópio Digital Olympus MIC-D.



R= resina; D= dentina

ESQUEMA 1 – Tipos de fraturas.

7 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

7.1 Resistência de união

Neste trabalho, estiveram em análise quatro grupos experimentais quanto à resistência adesiva. Em cada um deles foram submetidos à microtração espécimes de quatro dentes selecionados aleatoriamente. Então, o delineamento experimental foi o hierárquico (ou aninhado) de modelo misto, considerando grupos como efeito fixo e dentes como efeito aleatório. Empregou-se a análise de variância, complementada por comparações múltiplas pelo teste de Tukey, ambos ao nível de 5% de significância. Foram construídos também intervalos de 95% de confiança para as médias populacionais dos grupos.

Para que a análise de variância possa ser aplicada foi necessário que algumas condições sejam satisfeitas. As principais foram: a homogeneidade de variâncias, julgada pelo teste de Levene, e a normalidade dos erros experimentais, avaliada pelo teste de Shapiro-Wilk. Considerando, que as pressuposições de homogeneidade de variância e de normalidade dos erros podem ser válidas aproximadamente, adotou-se o nível de 1% de significância para avaliar essas pressuposições.

7.2 Tipo de fratura

Para realizar uma comparação entre os grupos quanto ao tipo de fratura, estas foram agrupadas segundo o tipo e nível de significância clínica. Foi utilizado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, ao nível de 5% de significância, o qual se baseia nos postos médios dos escores de fratura. Este teste foi complementado pelo procedimento de Dunn para comparações múltiplas de postos médios.

RESULTADO

Resultado

1. Resistência de união

Na Tabela 1 são mostrados alguns resultados estatísticas descritivos da resistência de união, em MPa: mínimo, máximo, média e desvio padrão, referentes aos quatro grupos experimentais em estudo.

Na Tabela 2 é dado o sumário da análise de variância, para avaliar o efeito dos grupos experimentais, representados pela polimerização por métodos distintos, sobre a resistência adesiva. Nesta tabela são mostrados os valores de probabilidade (p) do teste de Levene e de Shapiro-Wilk para se julga, respectivamente, a homogeneidade de variância e a normalidade dos erros experimentais. Como em ambos os casos $p > 0,01$, essas suposições podem ser consideradas válidas pelo menos aproximadamente. Observa-se, que o efeito de grupo é significativo ($p < 0,05$), isto é, há evidência ao nível de 5% de significância, que pelo menos um grupo difere dos demais quanto à resistência adesiva. Pelo teste de Tukey, identificou-se que o grupo G2 tem média de resistência significativamente menor que os outros grupos ($p < 0,05$), mas entre esses outros não há diferença significativa. Há também um efeito significativo de dentes dentro de grupos, ou seja, alguns dentes tiveram comportamento diferente em um mesmo grupo. Apesar disso, como apresentado na Tabela 1, há evidência de que o grupo G2 possui resistência menor do que os grupos G1, G3 e G4

No Gráfico 1 estão representados os valores de resistência de união obtidos nos espécimes dos dentes em cada grupo. No Gráfico 2 estão representadas graficamente as médias juntamente com intervalos de 95% de confiança para as médias populacionais dos grupos experimentais. Quanto maior a sobreposição desses intervalos, menor a evidência de diferença entre as médias. Portanto, eles confirmam a avaliação do teste de Tukey de que o grupo G2 tem média significativamente menor.

Nas Tabelas 5A a 12A do Apêndice 3 são dados os valores originais de resistência de união de todos os espécimes, obtidos respectivamente, pela fotopolimerização com aparelho de luz halógena - KM-200R[®] da D.M.C. - (Grupo G1), Ultraled[®] da DabiAtlante - (Grupo G2), UltraLume[®]LED5 da Ultradent - (Grupo G3) e Biolux Single V[®] da BioArt (Grupo G4).

Tabela 1 - Estatísticas descritivas da resistência de união, em MPa, de acordo com os grupos experimentais

Estatística	G1	G2	G3	G4
Mínimo	20,68	9,42	17,23	16,73
Máximo	56,46	43,44	49,48	53,65
Média	39,07	27,23*	36,89	37,92
Desvio padrão	8,08	9,41	6,66	8,97

*significativamente menor ($p < 0,001$)

Tabela 2 - Sumário da análise de variância para a avaliação do efeito de grupos sobre a resistência de união

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	p
Grupo	3	1008,43	3,85	0,042
Dente dentro de Grupo	11	262,21	3,85	<0,001
Resíduo	142	68,20		

Homogeneidade de variâncias: $p = 0,027$ (teste de Levene)

Normalidade dos resíduos: $p = 0,362$ (teste de Shapiro-Wilk)

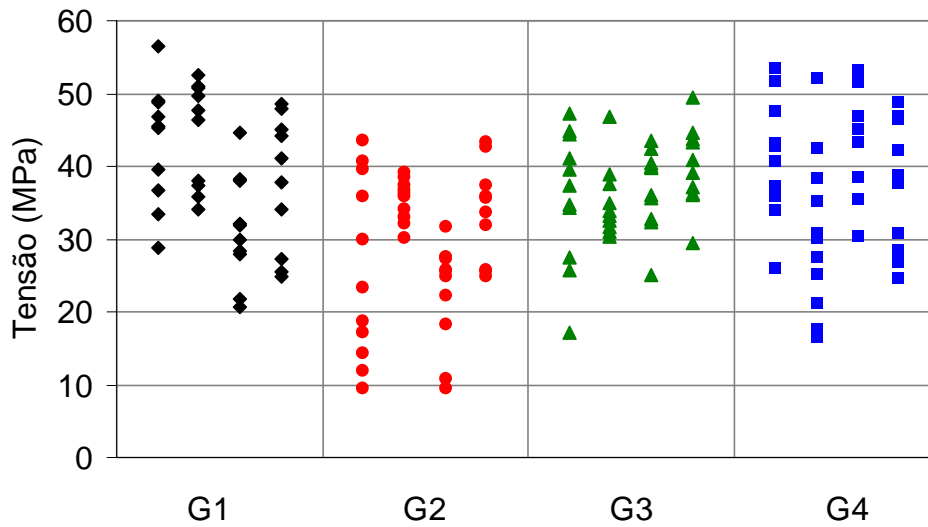


GRÁFICO 1 - Representação gráfica dos valores de resistência de união obtidos nos espécimes dos dentes em cada grupo.

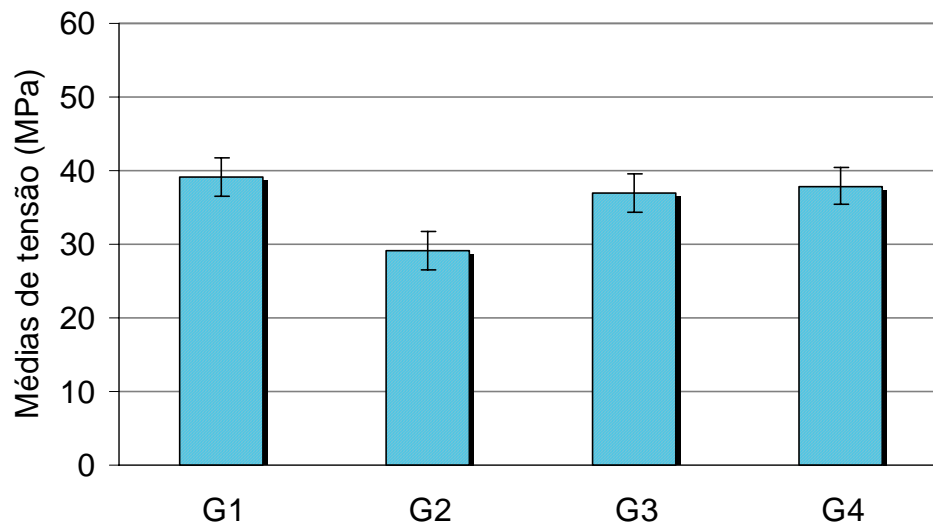


GRÁFICO 2 - Representação gráfica de médias de resistência de união de acordo com os grupos experimentais. A barra vertical representa um intervalo de 95% de confiança para a média populacional.

2. Análise do padrão de fraturas

Após o teste de microtração, os dois fragmentos de cada um dos espécimes foram levados para análise no microscópio digital OLYMPUS MIC-D. Fazendo-se ajustes no contraste e brilho das imagens processadas, pelo programa de computador próprio do microscópio, e aproveitando as propriedades fluorescentes da rodamina B misturada no adesivo, pudemos obter imagens nítidas da linha de adesão, e assim proceder a identificação e classificação dos tipos de fratura. As imagens mais representativas de cada tipo de fratura estão ilustradas nas Figuras 51 a 56.

Nas Tabelas 5A a 12A do Apêndice 3 são dados os tipos de fraturas observados nos espécimes submetidos à microtração, aos quais foram atribuídos escores em ordem crescente da melhor para a pior adesão; sendo que as do tipo adesivas (adesiva de dentina, adesiva de resina e coesiva de adesivo) foram agrupadas em uma só.

CD= coesiva de dentina (escore 1); CR= coesiva de resina composta (escore 2); M= mista (escore 3); A= adesiva (escore 4). Números e percentuais de ocorrências dos tipos de fraturas (ou dos escores de fraturas), de acordo com os grupos experimentais são dados na Tabela 3. O Gráfico 3 contém a representação gráfica das porcentagens de ocorrência de cada tipo de fratura nos quatro grupos em análise.

O teste de Kruskal-Wallis forneceu a estatística $H= 10,18$ à qual corresponde o valor de probabilidade $p=0,017$ ($<0,05$), indicando comportamento significativamente diferente entre os grupos quanto aos postos médios do tipo de fratura. Comparações múltiplas dos postos médios pelo teste de Dunn mostraram diferença significativa, ao nível de 5%, entre os grupos G1 e G2 ($p=0,044$) e entre os grupos G4 e G2 ($p=0,006$). Entre os outros grupos não houve evidência de diferenças significativas ($p>0,05$).

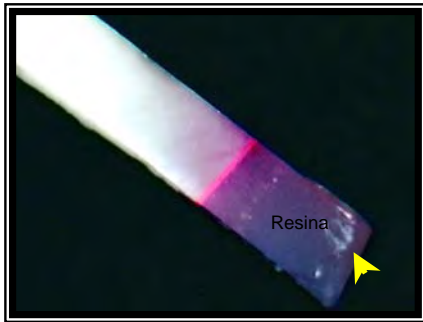


FIGURA 51 – Fratura coesiva de resina.

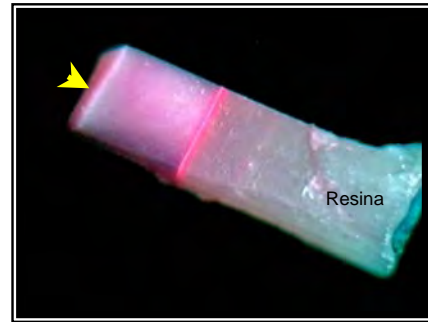


FIGURA 52 – Fratura coesiva de dentina.

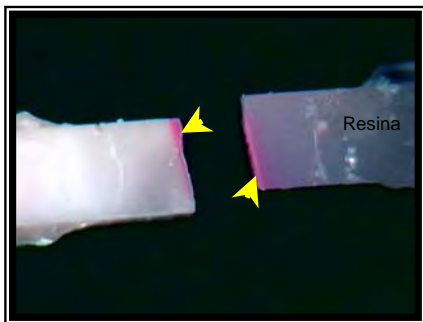


FIGURA 53 – Fratura coesiva de adesivo.

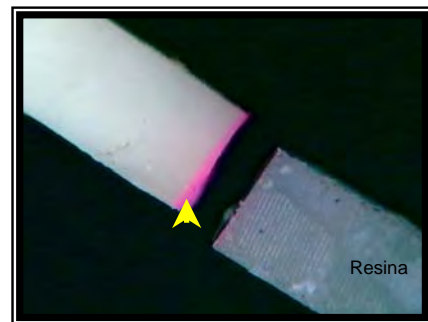


FIGURA 54 – Fratura adesiva de resina.

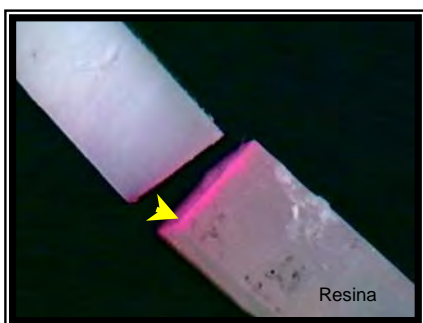


FIGURA 55 – Fratura adesiva de dentina.

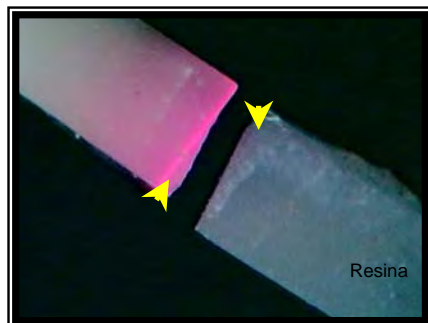


FIGURA 56 – Fratura mista.

Tabela 3 – Número e percentual de ocorrências dos tipos de fraturas (com os respectivos escores) de acordo com os grupos experimentais

Tipo de fratura	Escore	G1	G2	G3	G4
CD	1	8 (20,5)	0 (0,0)	0 (0,0)	1 (2,6)
CR	2	5 (12,8)	5 (15,6)	12 (29,3)	16 (42,1)
M	3	4 (10,3)	2 (6,3)	5 (12,2)	6 (15,8)
A	4	22 (56,4)	25 (78,1)	24 (58,5)	15 (39,5)

CD= coesiva em dentina

CR= coesiva em resina composta

M= mista

A= adesiva

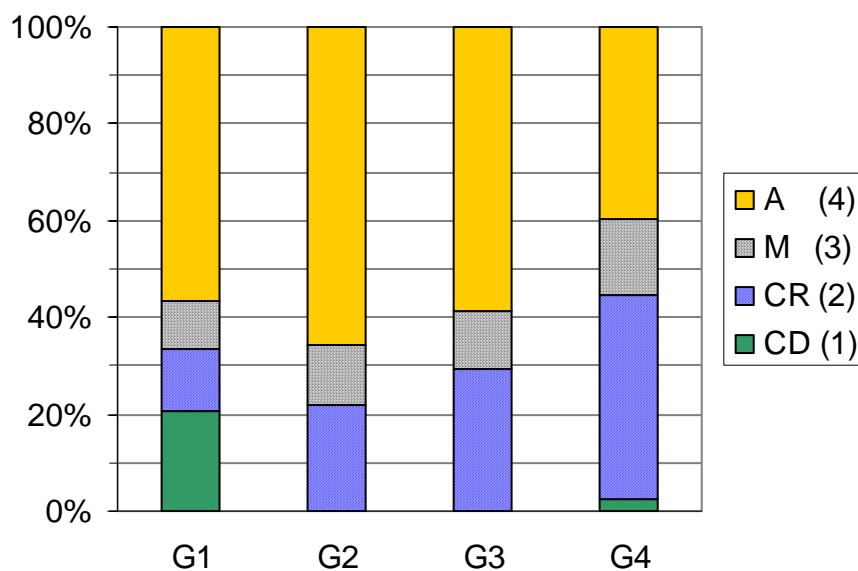


GRÁFICO 3 - Representação gráfica dos percentuais de ocorrências dos tipos de fraturas (e respectivos escores) de acordo com os grupos experimentais.

DISCUSSÃO

Discussão

A técnica de união dos sistemas adesivos de quarta geração, diferencia-se das demais pela remoção previa e por completo da camada de “smear layer” com agentes ácidos fortes⁶⁷, buscando dessa forma permitir a interpenetração do agente adesivo na estrutura dentinária desmineralizada, formando a camada híbrida que foi descrita por Nakabayashi et al.³¹ como uma camada ácida resistente de fibras colágenas reforçadas por resina. Segundo o autor, esta camada forma uma união micromecânica, sem que haja adesão química; sendo este último fato contestado por Asmussen e Uno⁵, os quais afirmam que uma resina adesiva com polaridade e parâmetro de solubilidade apropriada vai ser capaz de penetrar e reagir quimicamente na superfície parcialmente solubilizada da dentina, formando a união micromecânica. Entretanto, a literatura não conseguiu provar a existência destas ligações.

Estes sistemas adesivos são compostos de monômeros hidrófilos e hidrofóbicos, dissolvidos em solventes orgânicos como acetona ou álcool (etanol). O monômero HEMA (2-hidroximetil metacrilato) é o componente principal da maioria destes sistemas^{6,9-12,14,35-37,42,46,53}. O mecanismo de ação dos sistemas de frasco único, apresenta solventes orgânicos altamente voláteis, que proporcionam melhores resultados em dentina úmida, quando confrontados com resultados obtidos em dentina seca, porém se por um lado a água é crucial para a manutenção da arquitetura das fibras colágenas, por outro, seu excesso pode prejudicar a adesão^{22,26,32,33,38,54,66}.

A adesão à dentina tem sido amplamente estudada, pela análise da interação dos materiais restauradores ao substrato, aplicando-se diferentes metodologias encontradas na literatura^{3,12-14,26,28,31-33,38,39,42,43,47-50,52-55,66,67,69}. Porém, muitos destes trabalhos dão lugar a controvérsias, uma vez que não existe uma padronização de metodologias. Encontramos na literatura estudos que utilizam o sistema adesivo Single

Bond® em dentina,^{11,26,28,33,35,47-50,52,55,69} que reportaram valores de resistência de união que variam entre 18,1 MPa⁴⁹ e 75,9 MPa³⁵ para testes de tração e microtração. Esta variação provavelmente se deve a alterações no substrato, utilizando dentina fresca, conservada, hígida, cariada, armazenamento, método de desinfecção e metodologia utilizada na confecção e avaliação dos espécimes. Muito embora, exista essa diferença enorme nos valores de resistência adesiva encontrados na literatura, trabalhos como o de Cardoso et al.¹² (2001), Mill et al.²⁹ (1999), Tay et al.⁵³ (1998) e Zheng et al.⁶⁹ (2001) entre outros relatam valores entre 27,23 MPa e 37,92 MPa coincidentes com os valores obtidos em nosso trabalho.

Se considerarmos que um adesivo ideal, seria aquele que possibilitasse uma resistência adesiva semelhante à resistência coesiva da estrutura dental, ficaremos também confusos uma vez que segundo Pashley et al.³⁶ (1995) as falhas na dentina começam a aparecer quando os valores de resistência adesiva atingem 15 MPa. Todavia, Sano et al.⁴³ (1994) relatam que a dentina apresenta valores de resistência coesiva em torno de 104 MPa, sendo assim, o aparecimento de falhas no substrato dentinário está mais associado a uma distribuição anormal destas tensões durante o ensaio, do que à capacidade de união superar a resistência coesiva da dentina. Sendo assim, considerando-se a informação de Pasley et al.³⁶ deveríamos ter encontrado alta incidência de fraturas coesivas de dentina em nosso trabalho. Por outro lado, se os valores relatados forem os mais precisos, não deveríamos ter encontrado nenhuma fratura do tipo coesiva de dentina. Acreditamos que o pequeno número de fraturas de dentina encontrado em nosso trabalho, representa o comportamento da interação adesivo-substrato mais próxima à realidade clínica, uma vez que concordam com os valores de resistência adesiva de um grande número de trabalhos encontrados na literatura^{15,32,35,49,50,66}.

Quando observamos o percentual de incidência deste tipo de fraturas, encontramos concordância com o trabalho de Chapell et al.¹⁵ (1997), onde fraturas coesivas de dentina também foram as de menor incidência.

Os nossos resultados também concordam com os achados de Nakajima et al.³² (1995), Yoshiyama et al.⁶⁶ (1995), Armstrong et al.³ (1998), Phrukkanon et al.^{38,39} (1998), Spohr et al.⁴⁹ (2001), Susin⁵⁰ (2002) e Tavares⁵² (2003), quanto a predominância das fraturas do tipo adesiva, e diferem dos resultados de Silva et al.⁴⁵ (2004) que relataram predominância de fraturas do tipo mista tanto para os grupos fotopolimerizados com luz halógena ou LED de alta potência.

Esta divergência de resultados pode ter ocorrido em função da metodologia, para identificar e classificar os diferentes tipos de fratura. No presente trabalho, incorporamos um corante orgânico ao sistema adesivo, com a finalidade de possibilitar fácil diferenciação dos substratos envolvidos na fratura. A incorporação de determinados corantes (fluorescina, rodamina 6G e B, amarelo lúcifer e astra blue) na composição de alguns materiais restauradores e a excitação dos mesmos com comprimentos de onda específicos, não é novidade na odontologia^{1,2,16,20,59,68}. Esta técnica favorece à visualização de áreas de difícil análise, devido à coloração características de tais substâncias^{21,40} e o contraste da mesma com a estrutura dental e os materiais restauradores.

Dentre as metodologias que tem sido beneficiadas com o uso destes corantes orgânicos, encontram-se a medição da espessura da camada híbrida^{21,22,40,41,59}, microinfiltração^{16,27}, avaliação de adesivos na dentina e esmalte,⁴⁰ micropermeabilidade dos adesivos aos fluídos pulpare²², detecção de cáries^{7,62} e profundidade de polimerização de resinas compostas¹, tudo isso associado ou não ao uso de microscópios de varredura por luz refletida, TSM ou CSLM que oferecem imagens nítidas em alta resolução^{60,61}. Em nosso estudo, optamos pela rodamina B e

pelo Microscópio Digital para evidenciar e avaliar com maior facilidade e precisar os tipos de fraturas. Esta metodologia foi especialmente eficaz na classificação das fraturas adesivas, permitindo uma rápida e nítida diferenciação dos diferentes padrões de fratura.

Considerando à avaliação comparativa dos diferentes aparelhos de fotopolimerização utilizados em nosso estudo, em função do padrão de fratura visualizado, constatamos que os LEDs de alta potência mostraram comportamento semelhante à luz halógena. Observamos também uma tendência de melhor desempenho adesivo dos espécimes polimerizados pelo aparelho KM-200R[®] e Biolux Single V[®] os quais promoveram fraturas coesivas de dentina, padrão este considerado em nosso estudo como representativo de melhor desempenho adesivo.

Segundo a literatura^{13,15,28,39,43,52,69}, os primeiros testes mecânicos empregados para verificar a resistência de união à estrutura dental das resinas compostas fotoativadas, foram o teste de cisalhamento e tração. Contudo, na década de 90, Sano et al.⁴³ preconizaram o teste de microtração, no qual utilizaram corpos de prova com cortes seriados de aproximadamente 0,7 mm de espessura. Este novo teste de resistência adesiva minimizou problemas in vitro, reduzindo a quantidade de dentes extraídos e demonstrou tendência de resultados mais elevados^{3,13,49,69,50} permitindo maior precisão na mensuração da adesão, sendo considerado atualmente mais consistentes que cisalhamento.

Assim sendo, enquanto a área do teste de cisalhamento é maior,^{51,52} em torno de 7,0 a 11 mm², a superfície utilizada pelo teste de microtração abrange de 0,5 a 1,0 mm² aproximadamente, a qual delimita uma pequena área, reduzindo o efeito de possíveis falhas intrínsecas^{15,28,39,47,69}. Outro fato, que deve ser considerado nos testes de microtração é a variabilidade do substrato. Muito embora tenhamos buscado padronizar nossa amostra, selecionando para este estudo dentes terceiros molares, hígidos, recém extraídos de pacientes entre 18 e 28 anos de idade, que foram aleatoriamente distribuídos nos diferentes

grupos de estudo, nos deparamos com um dente que mostrou dispersão de valores de adesão completamente atípico, como pode ser observado no Gráfico1.

O sucesso na adesão e a longevidade das restaurações de resina composta fotopolimerizáveis, depende diretamente do grau de conversão destas e do sistema adesivo⁴⁸, ou seja, das propriedades físico-químicas finais das resinas compostas, que estão diretamente relacionadas com a capacidade de fotoativação das distintas fontes de luz utilizadas para este fim^{2,18,23,25,29,64}.

Nos últimos anos, no que se refere à fontes de fotopolimerização, temos observado uma grande evolução dos diodos emissores de luz em função das inúmeras vantagens que este sistema oferece, quando comparadas com as limitações apresentadas pelos aparelhos halógenos convencionais. A utilização de LEDs possibilita menor indução de alteração térmica no corpo da resina composta e na estrutura dental, com baixo consumo de energia e maior durabilidade^{23,24,29}. Além disso, devido à maior seletividade e especificidade do comprimento de luz gerado, oferece adequado nível de conversão de monômeros em polímeros^{19,23,29,64}, uma vez que os LEDs geram luz em um comprimento de onda que coincide com o pico máximo de absorção da canforoquinona^{17,19,23,29,30,56,64}.

De acordo com Whitters et al.⁶⁴ (1999), a utilização de aparelhos a base de LEDs têm demonstrado resultados satisfatórios, no que diz respeito às propriedades mecânicas das resinas compostas, mesmo com a utilização de tempo de exposição menor quando comparado com a fonte de luz halógena. Esta seria uma das vantagens da utilização desta nova e promissora tecnologia; fato com o qual Kurachi²⁵ (2001) discorda, pois o tempo de exposição necessário para a polimerização da resina composta utilizando arranjos de LEDs; foi sempre maior do que os observados para a luz halógena e laser de argônio. Segundo a autora, isto pode ser explicado pelo fato da intensidade de luz obtida com os

LEDs de primeira geração, ser bastante inferior às intensidades do laser de argônio e dos aparelhos de luz halógena. Apesar da luz emitida pelo LED azul, demonstrar-se extremamente efetiva para promover a excitação da canforoquinona, a potência obtida nos dispositivos à base de LEDs de primeira geração não é suficiente, para realizar o processo de polimerização no mesmo período de tempo da luz halógena. Contudo, o fato de se utilizar tempo reduzido para promover a polimerização de resinas compostas, vai depender diretamente do número de arranjos de LEDs utilizados.

Segundo Fujibayashi et al.¹⁹ (1998), Mills et al.²⁹ (1999) e Mills et al.³⁰ (2002) devido ao estreito espectro de emissão de luz que apresentam os LEDs e a coincidência do pico máximo emissão com o pico máximo de absorção da canforoquinona, este sistema pode promover melhor polimerização, mesmo com menor intensidade quando comparado com a lâmpada halógena. Fato que é refutado por Andrade¹ (2004), que afirma que os LEDs por ela testados, produziram menor fotoativação das resinas devido à pouca intensidade emitida pelo aparelho (175 mW/cm^2), demonstrando que não só a pureza da luz azul é importante para o processo de polimerização das resinas, mas também a intensidade de luz produzida pelo aparelho.

Também devemos considerar que devido a menor intensidade de luz produzida pelos LEDs de primeira geração, os mesmos geram reduzidos níveis de calor o que resulta num menor grau de polimerização das resinas compostas. Apesar deste fato ser altamente negativo, sobre o ponto de vista da quantidade de conversão dos monômeros, ele é visto como uma vantagem altamente positiva para a manutenção da vitalidade dos tecidos dentais^{17,19,23,24,51,64}.

O alto grau de conversão e a profundidade de polimerização estão relacionados à composição do material, ao adequado comprimento de onda e principalmente a uma adequada intensidade de luz. Segundo Jandt et al.²³ (2000), Mill set al.²⁹ (1999), Uhl et al.⁵⁷(2003) e Uhl et al.⁵⁸

(2004) a qualidade e o aumento na intensidade de luz, aumenta significativamente o grau de conversão dos materiais resinosos. Já para Arrais et al.⁴ (2004), o grau de conversão dos sistemas adesivos por eles testados após fotoativação com LED de alta potência, foi inferior ao observado com luz halógena.

A fonte de luz com arranjo de LEDs, aparelho UltraLed[®], por nós utilizado, promoveu médias de valores de adesão significativamente inferiores aos outros aparelhos testados (Tabela 1). Esse resultado foi observado, provavelmente devido à baixa intensidade luminosa dos LEDs de primeira geração que conformam o aparelho. Como já foi explicado, a ativação do processo de polimerização requer uma intensidade mínima de luz, em região espectral adequada para absorção pela canforoquinona e, provavelmente a luz emitida por este tipo de LEDs não fornece intensidade luminosa suficiente, para à conversão de monômeros em polímeros. Essa é uma importante constatação, uma vez que pode contra-indicar esse aparelho para a polimerização de materiais resinosos, como já foi mencionado nos trabalhos de Fujibajashi et al.¹⁹ (1998), Kurashi²⁵ (2001), Dunn e Bush¹⁷ (2002) e Mills et al.²⁹ (1999) onde as baixas intensidades geradas pelos LEDs levaram os autores a contra-indicar o seu uso.

Já os aparelhos de LED de alta intensidade, Biolux Single V[®] e UltraLume[®]LED5, utilizados em nossa pesquisa, demonstraram valores médios de adesão satisfatórios, não sendo significativamente diferentes quando comparados com a luz halógena, como pode ser observado no gráfico 2. Podendo afirmar juntamente com Braga et al.⁸ (2004), Silva et al.⁴⁴ (2004), Silva et al.⁴⁵ (2004) e Uhl et al.⁵⁸(2004), que esta nova tecnologia representada pelos LEDs de alta potência pode ser uma opção viável como fonte de polimerização para as resinas compostas.

Porém, até os dias de hoje, a fonte de luz halógena continua sendo a fonte de luz mais utilizada, apesar de apresentar os inconvenientes já relatados. Acreditamos que o desenvolvimento e aprimoramento dos

diodos emissores de luz, em um futuro bem próximo os façam estar presentes na clínica diária, como alternativa efetiva à luz halógena.

Pudemos constatar esta tendência, pelo comportamento de resistência adesiva propiciada pelos LEDs por nós testados, no entanto, devemos ressaltar que por se tratar de uma tecnologia nova, a real contribuição desses aparelhos só poderá ser efetivamente comparada através de trabalhos de avaliação do efeito da luz LED sobre as diferentes propriedades dos materiais restauradores modernos, juntamente com testes clínicos e observações de desempenho longitudinais.

CONCLUSÃO

Conclusão

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

- O aparelho fotopolimerizador Ultraled[®] (DabiAtlante) - LED de primeira geração, apresentou média de resistência de união significativamente menor que os outros aparelhos nos dois métodos de análise,
- Os aparelhos, Biolux Single V[®] (BioArt) e UltraLume[®]LED5 (Ultradent) - LEDs de segunda e terceira geração respectivamente, mostraram valores de resistência adesiva semelhantes ao aparelho KM-200R[®] (D.M.C.) - luz halógena,
- As fraturas ocorridas foram predominantemente a do tipo adesiva, e ocorreram em maior frequência quando utilizado o aparelho LED de primeira geração,
- Os aparelhos LEDs de segunda e terceira geração utilizados nesta pesquisa para ativar o adesivo Single Bond[®] (3M ESPE), podem ser utilizados como uma alternativa viável à luz halógena.

REFERÊNCIAS

Referências*

1. ANDRADE, L. E. H. **Estudo da difusão de um corante orgânico em resinas compostas polimerizadas por duas fontes de luz. Avaliação através de espectroscopia de fluorescência.** 2004. 116f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.
2. ANDRADE, M. F. et al. Avaliação da capacidade de polimerização de um novo dispositivo à base de LED à bateria. **J. Am. Dent. Assoc.**, São Paulo, v.4, p.373-377, nov./dez. 2001. Edição em língua portuguesa.
3. ARMSTRONG, G. R.; BOYER, D. B.; KELLER, J. C. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.14, n.1, p.44-50, Jan. 1998.
4. ARRAIS, C. A. G. et al Avaliação do grau de conversão de adesivos odontológicos utilizando sistemas de fotoativação. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.18, supl., p.135, 2004. Resumo Pa 197.
5. ASUMUSSEN, E.; UNO, S. Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. **Oper. Dent.**, Seattle, suppl.5, p.68-74, 1992.
6. BOWEN, R. L. Properties of silica-reinforced polymer for dental restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.66, n.1, p.57-64, Jan. 1963.
7. BOYDE, A. et al. Fluorescence in the tandem scanning microscope. **J. Microsc.**, Oxford, v.157, n.1, p.39-49, Jan. 1990.

* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24p.

8. BRAGA, B. M. F. et al. Avaliação da microdureza de resina composta segundo o tipo e potência da fonte de luz e da superfície testada. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.18, supl., p.80, 2004. Resumo Ib 105.
9. BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.34, n.6, p.849-853, Dec. 1955.
10. BUONOCORE, M. G. et al. A report on resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.35, n.6, p.846-851, Dec. 1956.
11. CARDOSO, P. E. C.; BRAGA, R. R.; CARRILHO, M. R. O. Evaluation of microtensile, shear tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.14, n.6, p.394-398, Nov. 1998.
12. CARDOSO, P. E. C. et al. Microtensile bond strengths of one-bottle dentin adhesives. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.14, n.1, p.22-24, Feb. 2001.
13. CARVALHO, R. M. et al. Determinação da resistência adesiva a dentina através de um dispositivo de microtração. **Rer. Fac. Odontol.**, Bauru, v.2, n.3, p.77-82, jul./set.1994.
14. CHAPPELL R. P. et al. Dentinal tubule anastomosis: a potential factor in adhesive bonding? **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.72, n.2, p.183-188, Aug. 1994.
15. CHAPPELL, R. P. et al. Pilot study to determine sample size for micro tensile testing. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.76, sp.iss., p.38, 1997. Abstract 193.
16. CHRISTEN, A. G.; MITCHELL, D. F. A fluorescent dye method for demonstrating leakage around dental restorations. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.45, n.5, p.1485-1492, Sept./Oct. 1966.
17. DUNN, W. J.; BUSH, A. C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. **J. Am. Dent.**

- Assoc.**, Chicago, v.133, n.3, p.335-341, Mar. 2002.
18. FRENTZEN, M.; FÖLL, V.; BRAUN, A. Photopolymerization of composite resin using LED technology. **J. Oral Laser Applic.**, v.1, n.3, p.189-194, 2001.
 19. FUJIBAYASHI, K et al. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. **Dent. Jpn.**, Tokyo, v.34, p.49-53, Mar., 1998.
 20. GEE, A. J.; HARKEL-HAGENAAR, E.; DAVIDSON, C. L. Color dye for identification of incompletely cured composite resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.52, n.5, p.626-631, Nov. 1984.
 21. GRIFFITHS, B. M.; WATSON, T. F. Resin-dentin interface of Scotchbond Multi-purpose dentin adhesive. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.8, n.4, p.212-216, Aug. 1995.
 22. GRIFFITHS, B. M.; WATSON, T. F.; SHERRIFF, M. The influence of dentin bonding system and their handling characteristics on the morphology and micro permeability of the dentine adhesive interface. **J. Dent.**, Guildford, v.27, n.1, p.63-71, Jan. 1999.
 23. JANDT, K. D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.16, n.1, p.41-47, Jan. 2000.
 24. KNEZEVIC, A. et al. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, n.6, p.586-591, June 2001.
 25. KURACHI, C. et al. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devised. **Dent. Mater.**, v.17, n.4, p.309-315, July 2001.
 26. LOPES, G. C. et al. Microtensile bond strength and SEM evaluation of three dentin bonding systems. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.81, sp.iss., p.327, Mar. 2002. Abstract 2606.
 27. MANNOCCI, F.; FERRARI, M.; WATSON, T. F. Microleakege of endodontically treated teeth restored with fiber post and composite cores alter cyclic loading: A confocal microscopic study. **J. Prosthet.**

- Dent.**, St. Louis, v.85, n.3, p.284-291, Mar. 2001.
28. MAZUR, R. F. **Análise da resistência adesiva à dentina de diferentes sistemas adesivos pelo teste de microtração e microscopia eletrônica de varredura.** 2003. 212f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2003.
 29. MILLS, R. W.; JANDT, K. D.; ASHWORTH, S. H. Dental composites depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. **Br. Dent. J.**, v.186, n.8, p.388-391, Apr. 1999.
 30. MILLS, R. W. et al. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. **Biomaterials**, Guildford, v.23, n.14, p.2955-2963, July 2002.
 31. NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrate. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.26, n.2, p.265-273, Mar. 1982.
 32. NAKAJIMA, M. et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries affect using dentin adhesives. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.74, n.10, p.1679-1688, Oct. 1995.
 33. NAKAJIMA, M. et al. Comparative microtensile bond strength and SEM analysis of bonding to wet and dry dentin. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.13, n.6, p.324-328, Dec. 2000.
 34. NAKAMURA, S. Present status and high performance of INGAN/ALGAN light-emitting diodes. **Optical Science**, v.23, p.701-708, 1994.
 35. NUNES, M. F.; SWIFT, Jr, E. J.; PERDIGÃO, J. Effects of adhesive composition on microtensile bond strength to human dentin. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.14, n.6, p.340-343, Dec. 2001.
 36. PASHLEY, D. H. et al. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.11, n.2, p.117-125, Mar. 1995.
 37. PASHLEY, D. H. et al. The microtensile bond test: a review. **J.**

- Adhes. Dent.**, New Malden, v.1, n.4, p.299-309, Winter 1999.
38. PHRUKKANON, S.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. Effects of cross-sectional area on bond strengths between resin and dentin. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.14, n.2, p.120-128, Mar. 1998.
 39. PHRUKKANON, S.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.14, n.3, p.212-221, June 1998.
 40. PIOCH, T. et al. Applications of confocal laser scanning microscopy to dental bonding. **Adv. Dent. Res.**, Washington, v.11, n.4, p.453-461, Nov. 1997.
 41. PIOCH, T. et al. Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.11, n.5, p.202-206, Oct. 1998.
 42. PRATI, C. et al. Dentine permeability and bond quality as affected by new bonding systems. **J. Dent.**, Guildford, v.23, n.4, p.217-226, Aug. 1995.
 43. SANO, H. et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of micro-tensile bond test. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.10, n.4, p.236-240, July 1994.
 44. SILVA, H. A. et al. Avaliação da microdureza de uma resina composta, utilizando quatro aparelhos de fotopolimerização (luz halógena e LEDs). **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.18, supl., p.80, 2004. Resumo Ib 106.
 45. SILVA, M. F. et al. Efeito de diferentes fontes de luz na resistência à dentina. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.18, supl., p.231, 2004. Resumo Pc 232.
 46. SILVA E SOUZA Jr., M. H. Adesivos dentinários evolução, estágio atual e considerações clínicas para sua utilização. **Maxi-Odonto: Dentística**, Bauru, v.1 n.1, p.1-19, Jan./Fev. 1995.
 47. SILVEIRA, B. L. et al. Influência da área da união na resistência a tração e microtração da dentina. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São

- Paulo, v.17, supl.2, p.239, 2003. Resumo Pc 234.
48. SILVEIRA, B. L. et al. Comparação da falhas de união à tração de um sistema adesivo observadas em microscópio óptico e eletrônico de varredura. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.18, supl., p.232, 2004. Resumo Pc 239.
 49. SPOHR, A. M.; CONCEIÇÃO, E. N.; PACHECO, J. F. M. Tensile bond strength of four adhesive systems to dentin. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.14, n.4, p.247-251, Aug. 2001.
 50. SUSIN, A. H. **Avaliação da resistência de união à tração e espessura de camada híbrida: influência de sistemas adesivos e condiciones de substrato dentinário.** 2002. 205p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2002
 51. TARLE, Z. et al. Temperature rise in composite samples cured by blue super bright light emitting diodes. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.77, sp.iss., p.686, 1998. Abstract 433.
 52. TAVARES, J. G.; CONCEIÇÃO, E. N. Resistência a microtração de três sistemas adesivos a dentina. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.17, supl.2, p.283, 2003. Resumo Pc 226.
 53. TAY, F. R.; GWINNETT, J. A.; WEI, S. H. Y. Micromorphological spectrum of acid-conditioned dentin following the application of a water-based adhesive. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.14, n.5, p.329-338, Sept. 1998.
 54. TAY, F. R. et al. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentine: a paradigm using water-free adhesive primers. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.75, n.4, p.1034-1044, Apr. 1996.
 55. TERADA, R. S. S. et al. Mapping bond strengths to flan dentin surfaces. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.77, sp.iss., p.205, 1998. Abstract 799.
 56. TESHIMA, W. et al. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator system using blue light-emitting diodes. **Biomaterials**,

- Guildford, v.24, n.12, p.2097-2103, May. 2003.
57. UHL, A.; MILLS, R. W.; JANDET, K. D. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Koop hardness with halogen and LED light curing units. **Biomaterials**, Guildford, v.24, n.10, p.1787-1795, 2003.
 58. UHL, A.; SIGUSCH, B. W.; JANDET, K. D. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.20, n.1, p.80-87, 2004.
 59. WATSON, T. F. A Confocal optical microscope study of the morphology of tooth/restoration interface using scotchbond 2 dentin adhesive. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.68, n.6, p.1124-1131, June 1989.
 60. WATSON, T. F. The application of real-time confocal microscopy to the study of high-speed dental-bur-tooth-cutting interactions. **J. Microsc.**, Oxford, v.157, n.1, p.51-60, Jan. 1990.
 61. WATSON, T. F. A Confocal microscopic study of some factors affecting the adaptation of a light-cured glass ionomer to tooth tissue. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.69, n.8, p.1531-1538, Aug. 1990.
 62. WATSON, T. F.; BOYDE, A. Confocal light microscopic techniques for examining dental operative procedures and dental materials. A status report for the American Journal of Dentistry. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.4, n.4, p.193-200, Aug. 1991.
 63. WATSON, T. F.; BILLINGTON, R. W.; WILLIAMS, J. A. The interfacial region of the tooth/glass ionomer restoration: A Confocal optical microscope study. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.4, n.6, p.303-310, Dec. 1991.
 64. WHITTERS, C. J.; GIRKIN, J. M.; CAREY, J. J. Curing of dental composites by use of InGaN light-emitting diodes. **Optics Letters**, New York, v.24, n.1, p.67-68, 1999.

65. YOON, T. H. et al. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.29, n.12, p.1165-1173, Dec. 2002.
66. YOSHIYAMA, M. et al. Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus dentin. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.8, n.6, p.297-302, Dec. 1995.
67. YOUSSEF, M. N. et al. Estudo comparativo de quatro filosofias adesivas quanto à penetração na dentina. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v.52, n.3, p.236-239, maio/jun. 1998.
68. ZANDONÁ, A. G. F. et al. Effect of two fluorescent dyes on color of restorative materials. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.10, n.4, p.203-207, Aug. 1997.
69. ZHENG, L. et al. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. **Oper. Dent.**, Seattle, v.26, n.1, p.97-104, Jan./Feb. 2001.

RESUMO

KREIDLER, M. A. M. **Avaliação da resistência de união em dentina de um adesivo de frasco único quando utilizado diferentes fontes de ativação.** 2004. 136f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.

Resumo

O propósito deste estudo foi avaliar através do teste de microtração e da análise do padrão de fratura, o efeito da luz halógena e LED, na ativação de um adesivo de frasco único. Superfícies dentinárias planas foram criadas em 16 dentes terceiros molares hígidos. Os dentes foram aleatoriamente divididos em 4 grupos: Grupo G1 - Aparelho de luz halógena - KM-200R[®]; Grupo G2 - Aparelho LED - Ultraled[®]; Grupo G3 - Aparelho LED - UltraLume[®]LED5 e Grupo G4 - Aparelho LED - Biolux Single V[®]. O procedimento restaurador foi realizado utilizando o adesivo Single Bond[®] e a resina composta InTen-S[®]. Após as restaurações, os dentes foram armazenados em água destilada e estufa a 37°C por 24h. A seguir, os mesmos foram cortados, resultando em espécimes com área de aproximadamente 1 mm², que foram selecionados e submetidos ao teste de microtração para posterior observação do padrão de fratura no microscópio digital. Os resultados, submetidos a análise estatística mostram que o grupo G2 teve média de resistência de união significativamente menor que os demais grupos, que foram semelhantes entre si. Quanto ao tipo de fratura, houve diferença significativa entre os grupos G1 e G2 e entre os grupos G2 e G4. Entre os outros grupos não houve evidência de diferenças significativas. As falhas de união foram predominantemente do tipo adesivas. Conclui-se que os aparelhos LEDs de segunda e terceira geração utilizados nesta pesquisa podem ser utilizados como uma alternativa viável à luz halógena.

Palavras-chave: Adesivos dentinários; resistência à tração.

ABSTRACT

KREIDLER, M. A. M. **Dentin tensile bond strength evaluation of one-bottle adhesive system using different curing devices.** 2004. 136f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.

Abstract

The purpose of this study was to evaluate the effect of halogen light and LED on dentin tensile bond strength and fracture mode analysis. Flat dentin surfaces were created on 16 intact human third molars. The teeth were randomly divided in 4 groups: Group G1 - halogen - KM - 200R[®]; Group G2 - LED - Ultraled[®]; Group G3 - LED - UltraLume LED5[®] and Group G4 - LED - Biolux Single V[®]. The restoration procedure used Single Bond[®] adhesive and InTen-S[®] composite resin. The teeth were placed in distilled water and stored at 37°C for 24 hours. Then, they were cut on serial sections to obtain 1 mm² area. The samples were submitted to micro tensile test and after words, the fractures were analysed with a digital microscope. The statistical analysis showed that all in all groups, except Group G2, which had a significant smaller tensile bond strength ratio. The fracture mode analysis showed that there were significant difference when comparing groups G1 / G2, and G2 / G4. There is no evidence of relevant differences among the other groups. Adhesive fracture was the most common fracture mode. As a conclusion, second and third LED generation used in this research could be use as an alternative to the conventional halogen lamp.



Keyword: Dentin-bonding agents; tensile strength.

APÊNDICES

APÊNDICE 1

Certificado de aprovação do Comitê de Ética em pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



Comitê de Ética em Pesquisa

Certificado

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado "EFEITO DE DIFERENTES APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES A BASE DE LEDS SOBRE A MORFOLOGIA FINAL E A FORÇA DE ADEÇÃO DE CAMADA HÍBRIDA", sob o protocolo nº 52/03, de responsabilidade do Pesquisador (a) *MARJÍN ANTÚNEZ DE MAYOLO KREIDLER*, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa-FOAr, com validade de 02 (dois) anos, quando será avaliado o relatório final da pesquisa.

Certify that the research project titled "EFFECT OF DIFFERENTE LEDS-CURIG DEVICES ON DE FINAL MORFOLOGICAL HIBRID LAYER AND FORCE ADHESION", protocol number 52/03, under Dr *MARJÍN ANTÚNEZ DE MAYOLO KREIDLER* responsibility, is under the terms of Conselho Nacional de Saúde/MS resolution # 196/96, published on May 10, 1996. This research has been approved by Research Ethic Committee, FOAr-UNESP. Approval is granted for 02 (two) years when the final review of this study will occur.

Araraquara, 26 de novembro de 2003.

Profª Drª *Mirian Aparecida Onofre*
Coordenadora

APÊNDICE 2

Tabela 1A – Quantidade de palitos do grupo 1 observados na lupa estereoscópica e selecionados para o teste de microtração

GRUPO 1	Observados na lupa estereoscópica	Selecionados	Tracionados
Dente 1	20	17	10
Dente 2	20	19	10
Dente 3	19	13	10
Dente 4	22	18	10
TOTAL	81	67	40

Tabela 2A – Quantidade de palitos do grupo 2 observados na lupa estereoscópica e selecionados para o teste de microtração

GRUPO 2	Observados na lupa estereoscópica	Selecionados	Tracionados
Dente 1	18	11	11
Dente 2	37	22	10
Dente 3	36	27	11
Dente 4	16	12	10
TOTAL	107	72	42

Tabela 3A – Quantidade de palitos do grupo 3 observados na lupa estereoscópica e selecionados para o teste de microtração

GRUPO 3	Observados na lupa estereoscópica	Selecionados	Tracionados
Dente 1	23	21	11
Dente 2	20	19	10
Dente 3	26	20	10
Dente 4	31	25	10
TOTAL	100	85	41

Tabela 4A – Quantidade de palitos do grupo 4 observados na lupa estereoscópica e selecionados para o teste de microtração

GRUPO 4	Observados na lupa estereoscópica	Selecionados	Tracionados
Dente 1	24	13	11
Dente 2	24	20	11
Dente 3	28	15	11
Dente 4	27	19	11
TOTAL	103	67	44

APÊNDICE 3

Tabela 5A - Valores de resistência de união, em MPa, obtidos com o aparelho de fotopolimerização por luz halógena KM-200R (Grupo 1, dentes 1 e 2) e tipos de fratura

Dente	Espécime	Área	Força (N)	Tensão (MPa)	Fratura	(score)
1	1	1,04	38,25	36,77	CR	(2)
	2	1,05	30,26	28,81	AR	(4)
	3	1,04	58,74	56,46	CA	(4)
	4	1,17	38,91	33,37	CA	(4)
	5	1,03	46,93	45,55	M	(3)
	6	1,00	46,75	46,75	CR	(2)
	7	1,14	55,73	48,72	CA	(4)
	8	1,02	40,41	39,63	CR	(2)
	9	1,12	50,86	45,33	AR	(4)
	10	1,00	48,96	48,96	M	(3)
2	1	0,98	45,46	46,41	CD	(1)
	2	1,00	50,93	50,95	CA	(4)
	3	1,09	39,01	35,73	CD	(1)
	4	1,00	34,12	34,12	CD	(1)
	5	1,00	50,82	50,84	CA	(4)
	6	0,99	37,66	38,05	CA	(4)
	7	0,99	36,87	37,27	CA	(4)
	8	0,98	51,46	52,53	CD	(1)
	9	0,96	47,62	49,59	CR	(2)
	10	0,96	45,82	47,76	CA	(4)

Tabela 6A - Valores de resistência de união, em MPa, obtidos com o aparelho de fotopolimerização por luz halógena KM-200R (Grupo 1, dentes 3 e 4) e tipos de fratura

Dente	Espécime	Área	Força (N)	Tensão (MPa)	Fratura	(score)
3	1	0,99	37,51	37,93	AR	(4)
	2	1,02	28,46	27,89	CD	(1)
	3	0,99	27,97	28,26	AR	(4)
	4	1,11	42,54	38,29	AR	(4)
	5	0,94	19,35	20,68	M	(3)
	6	1,07	34,43	32,18	AR	(4)
	7	1,04	33,22	31,93	AR	(4)
	8	1,05	46,73	44,53	AR	(4)
	9	1,02	22,22	21,80	x	
	10	1,07	31,95	29,82	M	(3)
4	1	0,99	40,58	41,04	AR	(4)
	2	0,94	23,25	24,75	CA	(4)
	3	1,01	34,39	34,06	CA	(4)
	4	1,04	26,49	25,49	AR	(4)
	5	0,89	40,18	45,02	CA	(4)
	6	0,89	42,80	47,94	CR	(2)
	7	0,99	43,67	44,11	CD	(1)
	8	1,10	41,53	37,75	CD	(1)
	9	1,00	48,62	48,62	CD	(1)
	10	1,10	29,87	27,15	AR	(4)

x: perda do espécime

Tabela 7A - Valores de resistência de união, em MPa, obtidos com o aparelho de fotopolimerização por LED Ultraled da DabiAtlante (Grupo 2, dentes 1 e 2) e tipos de fratura

Dente	Espécime	Área	Força (N)	Tensão (MPa)	Fratura	(score)
1	1	1,03	42,03	40,64	CR	(2)
	2	0,84	24,98	29,84	AR	(4)
	3	0,86	16,24	18,78	AR	(4)
	4	0,85	36,76	43,44	AR	(4)
	5	0,88	8,33	9,42	AR	(4)
	6	0,89	12,73	14,25	CA	(4)
	7	0,86	31,07	35,93	CR	(2)
	8	0,87	34,62	39,60	CR	(2)
	9	0,86	10,20	11,79	AD	(4)
	10	0,85	19,80	23,40	CA	(4)
	11	0,86	14,85	17,17	AD	(4)
2*	1	0,91	33,04	36,23	M	(3)
	2	0,95	34,94	36,75	CA	(4)
	3	0,92	33,04	35,85	M	(3)
	4	0,93	30,66	32,92	M	(3)
	5	0,93	34,70	37,27	CR	(2)
	6	0,87	34,12	39,03	CR	(2)
	7	0,92	27,72	30,08	x	
	8	0,92	29,64	32,16	CA	(4)
	9	0,94	32,15	34,17	CR	(2)
	10	0,93	35,83	38,48	CR	(2)

x: perda do espécime

* dente excluído da análise por apresentar variação atípica

Tabela 8A - Valores de resistência de união, em MPa, obtidos com o aparelho de fotopolimerização por LED Ultraled da DabiAtlante (Grupo 2, dentes 3 e 4) e tipos de fratura

Dente	Espécime	Área	Força (N)	Tensão (MPa)	Fratura	(score)
3	1	0,90	16,43	18,20	CA	(4)
	2	0,89	8,42	9,43	AR	(4)
	3	0,89	19,84	22,22	CA	(4)
	4	0,86	23,54	27,52	CA	(4)
	5	0,89	22,99	25,75	AR	(4)
	6	0,88	24,28	27,49	CA	(4)
	7	0,88	9,52	10,77	AR	(4)
	8	0,87	23,75	27,17	M	(3)
	9	0,90	22,37	24,79	CA	(4)
	10	0,87	22,36	25,58	CA	(4)
	11	0,91	28,77	31,57	AR	(4)
4	1	0,87	21,77	24,90	CA	(4)
	2	0,84	26,70	31,89	AR	(4)
	3	0,84	21,36	25,51	AR	(4)
	4	0,84	35,74	42,69	CA	(4)
	5	0,87	22,53	25,77	AR	(4)
	6	0,88	31,42	35,57	CR	(2)
	7	0,86	32,33	37,38	CR	(2)
	8	0,87	37,88	43,34	AR	(4)
	9	0,90	30,42	33,72	AR	(4)
	10	0,84	29,90	35,72	M	(3)

Tabela 9A - Valores de resistência de união, em MPa, obtidos com o aparelho de fotopolimerização por LED UltraLume®LED5 da Ultradent (Grupo 3, dentes 1 e 2) e tipos de fratura

Dente	Espécime	Área	Força (N)	Tensão (MPa)	Fratura	(score)
1	1	0,81	33,33	41,15	CA	(4)
	2	0,84	39,56	47,26	CR	(2)
	3	0,86	22,25	25,73	AR	(4)
	4	0,85	14,58	17,23	AR	(4)
	5	0,84	37,48	44,77	CA	(4)
	6	0,82	36,39	44,43	CA	(4)
	7	0,84	33,11	39,55	CA	(4)
	8	0,85	31,56	37,29	CA	(4)
	9	0,84	28,98	34,63	CA	(4)
	10	0,84	28,66	34,24	M	(3)
	11	0,86	23,46	27,42	CA	(4)
2	1	0,85	32,90	38,88	AR	(4)
	2	0,86	29,80	34,85	CR	(2)
	3	0,84	39,22	46,85	M	(3)
	4	0,83	26,86	32,44	M	(3)
	5	0,85	25,74	30,42	AR	(4)
	6	0,86	26,56	31,06	CA	(4)
	7	0,85	28,03	33,13	AR	(4)
	8	0,85	31,73	37,50	M	(3)
	9	0,85	26,75	31,62	AR	(4)
	10	0,84	28,36	33,87	CR	(2)

Tabela 10A - Valores de resistência de união, em MPa, obtidos com o aparelho de fotopolimerização por LED UltraLume®LED5 da Ultradent (Grupo 3, dentes 3 e 4) e tipos de fratura

Dente	Espécime	Área	Força (N)	Tensão (MPa)	Fratura	(score)
3	1	0,86	30,77	35,98	CA	(4)
	2	0,88	37,42	42,35	CR	(2)
	3	0,86	34,45	39,87	CA	(4)
	4	0,84	27,12	32,40	CR	(2)
	5	0,86	34,65	40,50	AR	(4)
	6	0,86	21,52	25,16	CR	(2)
	7	0,89	35,75	40,04	CR	(2)
	8	0,91	32,34	35,51	CA	(4)
	9	0,88	38,46	43,52	CR	(2)
	10	0,86	28,32	32,78	CA	(4)
4	1	0,81	36,08	44,55	CA	(4)
	2	0,81	23,88	29,48	AR	(4)
	3	0,92	33,47	36,35	AR	(4)
	4	0,90	39,14	43,39	CR	(2)
	5	0,87	43,25	49,48	M	(3)
	6	0,86	37,75	43,65	CR	(2)
	7	0,84	34,15	40,80	CA	(4)
	8	0,85	33,11	39,12	CA	(4)
	9	0,84	30,14	36,00	CR	(2)
	10	0,90	33,54	37,23	CR	(2)

Tabela 11A - Valores de resistência de união, em MPa, obtidos com o aparelho de fotopolimerização por LED Biolux Single V da BioArt (Grupo 4, dentes 1 e 2) e tipos de fratura

Dente	Espécime	Área	Força (N)	Tensão (MPa)	Fratura	(score)
1	1	0,83	29,81	36,01	CA	(4)
	2	0,84	44,91	53,65	AR	(4)
	3	0,84	39,99	47,78	CA	(4)
	4	0,84	43,38	51,82	M	(3)
	5	0,84	34,26	40,93	CR	(2)
	6	0,84	31,22	37,30	AR	(4)
	7	0,86	37,08	43,35	CR	(2)
	8	0,83	35,46	42,83	CA	(4)
	9	0,85	28,80	34,03	x	
	10	0,83	21,61	26,10	CR	(2)
	11	0,81	30,18	37,26	CR	(2)
2	1	0,87	45,67	52,25	AR	(4)
	2	0,88	26,89	30,43	AR	(4)
	3	0,88	24,39	27,60	AR	(4)
	4	0,89	31,53	35,31	AR	(4)
	5	0,87	18,58	21,26	AR	(4)
	6	0,89	34,30	38,41	AR	(4)
	7	0,89	14,94	16,73	AR	(4)
	8	0,91	16,22	17,79	AR	(4)
	9	0,89	22,60	25,31	CR	(2)
	10	0,89	37,99	42,54	M	(3)
	11	0,89	27,61	30,92	x	

x: perda do espécime

Tabela 12A - Valores de resistência de união, em MPa, obtidos com o aparelho de fotopolimerização por LED Biolux Single V da BioArt (Grupo 4, dentes 3 e 4) e tipos de fratura

Dente	Espécime	Área	Força (N)	Tensão (MPa)	Fratura	(score)
3	1	0,83	44,29	53,49	CR	(2)
	2	0,87	26,77	30,62	M	(3)
	3	0,82	43,40	52,99	CR	(2)
	4	0,86	33,08	38,67	CR	(2)
	5	0,86	30,53	35,68	CA	(4)
	6	0,84	36,49	43,60	AR	(4)
	7	0,82	42,36	51,73	CR	(2)
	8	0,83	37,42	45,19	x	
	9	0,83	39,01	47,11	x	
	10	0,85	30,06	35,52	x	
	11	0,85	36,72	43,41	x	
4	1	0,86	26,43	30,89	M	(3)
	2	0,85	23,75	28,06	CR	(2)
	3	0,84	39,36	47,02	CR	(2)
	4	0,90	25,69	28,51	CR	(2)
	5	0,90	41,90	46,51	CR	(2)
	6	0,86	33,61	38,86	CR	(2)
	7	0,84	35,45	42,35	CR	(2)
	8	0,86	41,96	49,07	CR	(2)
	9	0,86	23,34	26,99	M	(3)
	10	0,89	22,15	24,86	M	(3)
	11	0,88	33,46	37,88	CD	(1)

x: perda do espécime