

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM CLÍNICA INTEGRADA

VERIDIANA CAMIOTTI

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES FONTES FOTOATIVADORAS NA RESISTÊNCIA
ADESIVA DE RESTAURAÇÃO INDIRETA DE RESINA COMPOSTA

PONTA GROSSA
2005

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

VERIDIANA CAMIOTTI

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES FONTES FOTOATIVADORAS NA RESISTÊNCIA
ADESIVA DE RESTAURAÇÃO INDIRETA DE RESINA COMPOSTA

Dissertação apresentada para
obtenção do título de mestre à
Universidade Estadual de Ponta
Grossa, Curso de Mestrado em
Odontologia - Área de concentração
em Clínica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos
Gomes

PONTA GROSSA
2005

Ficha catalográfica elaborada na UEPG/BICEN

C183i Camilotti, Veridiana
influência de diferentes fontes fotoativadoras na
resistência adesiva de restauração indireta de resina
composta. Ponta Grossa, 2005.
106 f.

Dissertação (mestrado)- Universidade Estadual de Ponta
Grossa – PR.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Gomes.

1. Fotoativação. 2- Cimento resinoso. 3- Resina
composta indireta. IT.

CDD
617.675

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES FONTES FOTOATIVADORAS NA RESISTÊNCIA
ADESIVA DE RESTAURAÇÃO INDIRETA DE RESINA COMPOSTA

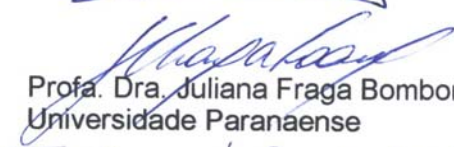
VERIDIANA CAMIOTTI

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre à Universidade Estadual
de Ponta Grossa, Curso de Mestrado em Odontologia - Área de concentração em
Clínica Integrada.

Ponta Grossa, 15 de dezembro de 2005.



Prof. Dr. João Carlos Gomes - Orientador
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Profa. Dra. Juliana Fraga Bombonati
Universidade Paranaense



Prof. Dr. Paulo Henrique Perlatti D'Apino
Universidade Estadual de Ponta Grossa

AGRADECIMENTOS

Dedico esse trabalho, em primeiro lugar, a DEUS, pelo dom da vida, sabedoria e força para realização dessa pesquisa.

Aos meus pais *Jordano e Rosa Camilotti*, pela constante confiança e porto seguro nas horas de desespero e aflição. Vocês são meus exemplos de vida e bondade. Tudo na minha vida se deve a vocês. Muito obrigada!

Ao meu irmão *Paulo* e minha irmã *Jordana*, pelo carinho durante essa jornada.

Ao professor *Dr. João Carlos Gomes*, pelo estímulo, atenção e orientação em todas as atividades realizadas no Mestrado, pelo exemplo de competência, seriedade e profissionalismo.

À *Julianna Cristina de Souza* e toda sua família, por terem-me “adotado” nesse período de Mestrado como membro da família, dando apoio e compreensão nos momentos difíceis.

Ao professor *Júlio Ueda*, coordenador do curso de Odontologia da UNIOESTE, pelo incentivo para realização do Mestrado.

Ao professor *Dr. Laerte Bremm*, coordenador do curso de Odontologia da UNIPAR, pelo constante apoio e incentivo para realização do Mestrado.

A todos meus *colegas e amigos do Mestrado*, pelo carinho e apoio em todos os momentos dessa jornada.

Ao professor *Márcio José Mendonça*, pela amizade, apoio e incentivo nesses dois anos de pós-graduação.

Ao professor *Eliseu Sícoli*, pela amizade e solidariedade nesse período de mestrado.

À minha amiga e irmã *Juliane Bocardi*, pela compreensão e conforto nas horas de desespero durante o mestrado.

Aos professores *Carlos e Patrícia Nassar*, pela amizade e incentivo durante a pós-graduação.

Ao professor *Eduardo Tanaka*, pela ajuda e pela amizade nesse período de mestrado.

Ao professor *Dr. Paulo Henrique Perlatti D'Apino*, pela troca de conhecimento, pela ajuda no enriquecimento científico dessa pesquisa e pelo exemplo de profissionalismo e competência.

À professora *Gisele Fracaro*, pelo apoio e amizade.

Aos professores *Alessandro Louguércio e Alessandra Reis*, pela ajuda e hospitalidade na fase experimental da tese.

À Universidade de Joaçaba, *UNOESC*, pela disponibilização de suas instalações para realização da pesquisa.

Ao reitor *Paulo Godoy*, da Universidade Estadual de Ponta Grossa, UEPG, pela oportunidade de estudo na instituição

Ao reitor *Alcebíades Luiz Orlando*, da Universidade do Oeste do Paraná, UNIOESTE, pelo incentivo e apoio durante a pós-graduação.

À professora *Virgínia Bosqiroli*, pela ajuda e amizade.

À professora *Juliana Fraga Bombonati*, pela amizade e exemplo de profissionalismo.

Ao Laboratório *PRODENT*, de Cascavel, pela ajuda e dedicação na fase experimental da pesquisa.

A minhas irmãs do coração do mestrado, *Sandra*, a mãe de todas, *Jú* a mais meiga e delicada sempre disposta a ajudar a todos, a *Fer* a mais animada e divertida e *Carol* a concelheira oficial. Meninas, muito obrigada por todos os momentos juntas, sem vocês a vida no mestrado perderia a graça.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a conclusão desse trabalho.

DADOS CURRICULARES

Veridiana Camilotti

NASCIMENTO 01.03.1978	Céu Azul – Paraná – Brasil
FILIAÇÃO	Jordano Antônio Camilotti Rosa Maria Camilotti
1996/1999	Curso de graduação em Odontologia. Universidade Paranaense (UNIPAR).
2000	Curso de Aperfeiçoamento em Endodontia. Escola de Aperfeiçoamento Profissional da Associação Brasileira de Odontologia Regional Ponta Grossa – Paraná (EAP - ABO).
2000/2001	Curso de especialização em Dentística Restauradora. Escola de Aperfeiçoamento Profissional da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas (APCD) Regional Araçatuba – São Paulo.
2002	Curso de Aperfeiçoamento em Periodontia. Escola de Aperfeiçoamento Profissional da Associação Brasileira de Odontologia Regional Cascavel – Paraná.
2003	Professora Efetiva da Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE) nas disciplinas de Clínica Integrada e Urgência.
2004/2006	Curso de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração – Clínica Integrada, Nível Mestrado. Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG)
2005	Professora em Materiais Odontológicos e Clínica Integrada da Universidade Paranaense (UNIPAR).

RESUMO

Avaliou-se a influência de diferentes fontes de luz na fotoativação de um cimento resinoso dual. A superfície oclusal de 20 terceiros molares humanos hígidos foi removida para expor a superfície dentinária. Em seguida, foi aplicado sistema adesivo (Adper Single Bond/3M ESPE) e cimento resinoso dual (RelyX ARC/ 3 M ESPE), de acordo com as recomendações do fabricante. A resina laboratorial de segunda geração (Gradia™ GC® América Inc), com espessura de 4 mm, foi adaptada sobre o dente e procedeu-se à fotoativação. De acordo com o aparelho de luz empregado, os elementos dentais foram divididos em 4 grupos: G1 – controle Optilux 401/ Demetron (QTH); G2 – L.E.Demetron 1/Demetron (LEDs); G3 – Ultra-Lume LED5/Ultradent (LEDs) e G4 – Optilight CL/ Gnatus (LEDs). Os dentes restaurados foram armazenados em soro fisiológico por 24 h. Após o armazenamento, os dentes foram seccionados no sentido vestibulo-lingual e méso-distal, para delimitar uma área de 1 mm². Um terceiro corte na base do dente foi realizado com o objetivo de “soltar” os espécimes. O teste de micro-tração foi empregado para fornecer os valores da resistência adesiva em MPa. Os dados foram submetidos à análise estatística pelo teste ANOVA com $p < 0,05$. Não houve diferenças estatisticamente significante entre os grupos testados. Concluiu-se que a resistência adesiva da interface adesiva fotoativado com LEDs foi semelhante à resistência adesiva obtida quando a lâmpada halógena foi utilizada e que também não houve diferenças entre os diferentes aparelhos LEDs empregados nesse estudo.

Palavras chaves: Fotoativação, Cimento resinoso, Resina composta indireta

ABSTRACT

The following study aims to evaluate the influence between the different light sources in curing light of resin cement. The occlusal surfaces of twenty recently extracted undamaged third human molars were removed in order to expose dentine surface. Immediately after, the bond system (Adper Single Bond/3M ESPE) and resin cement (RelyX ARC/ 3 M ESPE) was applied in accordance with manufacturer instructions. Second generation laboratory resin of 4 mm thickness was applied over tooth and light curing proceeded. According to light sources employed the teeth were divided in four groups: G1 – Control Optilux 401/ Demetron (QTH); G2 – L.E.Demetron/Demetron (LEDs); G3 – Ultra-Lume LED5 (LEDs) e G4 – Optilight CL/ Gnatus (LEDs). Restored teeth were stored in physiologic serum for 24 h. After stored, teeth were sectioned into vestibule-tongue and mesial-distal to delimit an area with approximately 1 mm², the third cut was made on the base of the tooth in order to release the samples. The microtensile test was employed to reveal the bond strength values in MPa. The data underwent statistical analysis with $p < 0,05$. No statistical significant difference was found between the groups. In conclusion the resin cement bond strength of dual photoactive with LEDs showed similar adhesive resistance test those revealed when halogen lamp was used, and that there also were not differences among the different apparatus LEDs used in that study.

Key words: Light curing, Resin cements, Indirect resin composite

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Recortador de gesso DRILLCO S 900.....	65
Figura 2	Aspecto da superfície dentinária preparada.....	65
Figura 3	Politriz Polipan-2.....	65
Figura 4	Guia na superfície mesial.....	65
Figura 5	Verificação da espessura da restauração (4mm).....	66
Figura 6	Aparelho à base de luz Xenonio Estroboscópica.....	66
Figura 7	Ácido fosfórico a 37% (DentalVille).....	70
Figura 8	Sistema adesivo Adper Single Bond 2™ (3M ESPE).....	70
Figura 9	Cimento resinoso Rely X ARC™ (3M ESPE).....	70
Figura 10	Resina laboratorial de segunda geração Gradia GC™ América.....	70
Figura 11	Aparelho de fotoativação halógena OPTILUX 401(Demetron)...	75
Figura 12	Aparelho de fotoativação LEDemetron (Kerr).....	75
Figura 13	Aparelho de fotoativação Ultralume 5 (Ultradent).....	75
Figura 14	Aparelho de fotoativação Optilight CL (Gnatus).....	75
Figura 15	Vista aproximada dos LEDs: a) UltraLume LED 5, b)L.E.Demetron 1 e c) Optilight CL.....	75
Figura 16	Máquina de cortes Labocut 1010 (Ext corp., Enfield).....	77
Figura 17	Cortes na superfície oclusal.....	77
Figura 18	Espécimes em forma de “palitos”.....	77
Figura 19	Mensuração da área do “palito” com paquímetro digital.....	77
Figura 20	Máquina de teste Universal EMIC®.....	78
Figura 21	Fixação do espécime com a linha de cimentação no centro das garras do aparelho modificado para teste de μ TBS.....	78
Figura 22	Espécime fixado pelas suas extremidade ao dispositivo adaptado para o teste de micro-tração.....	79
Figura 23	Espécime rompido.....	79

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1	Grupos experimentais de acordo com os diferentes aparelhos utilizados para a fotoativação durante a cimentação das restaurações indiretas.....	68
Quadro 2	Composição dos materiais utilizados.....	70
Tabela 1	Valores da média de resistência adesiva (MPa) , em função dos grupos avaliados.....	80
Tabela 2	Análise variância.....	81
Tabela 3	Modo de falhas obtido após o teste de micro-tração dos grupos estudados.....	82
Tabela 4	Modo de fratura geral obtido após o teste de micro-tração.....	82

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ANOVA	Análise de variância
Bis-GMA	Bisfenol A glicidil metacrilato
CEMA	<i>N,N</i> -cianotilmetileno
Cm	Centímetro
Cm ³	Centímetro cúbico
CQ	Canforoquinona
CP	Corpo-de-prova
DMPT	<i>N,N</i> -dimetil- <i>p</i> -toluidina
DMAEMA	<i>N,N</i> -dimetilamino etil-metacrilato
EITR:	Espectroscopia de Infravermelho em Tempo Real
FITIR	Fourier Transform Infrared Spectrometer
GC	Grau de conversão
g	Gramas
h	Hora
In-Ga-N	Índio-Gálio-Nitrogênio
ISO	International Organization for Standardization
J/cm ²	Joule por centímetro quadrado
kgf	Quilograma força
LED	Light -emitting-diode(Diodo Emissor de Luz)
QTH	Luz halógena
LCU	Unidade de luz
min.	Minuto
mm	Milímetro
mm ²	Milímetro quadrado
mm/min	Milímetro por minuto
mW/cm ²	Milliwatts por centímetro quadrado
MPa	Mega Pascal
N	Newton
nm	Nanômetro
PAC	Fotopolimerizador de Arco Plasma
pH	Potencial Hidrogeniônio
PLS	Nível de troca Periódica
PPD	Profanofenil dioma
PVC	Cloreto polivinil
PWM	Pulso de Ampla Modulação
RL	Radicais Livres
rpm	Rotações por minuto
Seg	Segundos
SEM	Microscópio Eletrônico de Varredura
UDMA	Uretano dimetil dimetacrilato
TEGDMA	Trietilenoglicol dimetacrilato
TA	Termopares
X	Versus
UV	Ultravioleta
W	Watt
W/cm ²	Watts por centímetro quadrado
Wt.%	Porcentagem de peso
%	Por cento
µm	Micrômetro
µTBS	Teste de micro-tração
°C	Grau Celsius (Graus Centígrados)
™	Marca registrada
®	Registrado
λ	Comprimento de onda

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1	FONTES DE LUZ.....	17
2.2	CIMENTO RESINOSO.....	39
2.3	TESTE DE MICRO-TRAÇÃO.....	57
3	PROPOSIÇÃO	63
4	MATERIAL E MÉTODOS	64
4.1	PREPARO DOS DENTES.....	64
4.2	OBTENÇÃO DAS RESTAURAÇÕES EM RESINA LABORATORIAL DE SEGUNDA GERAÇÃO.....	65
4.3	PREPARO DAS SUPERFÍCIES.....	67
4.3.1	TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE INTERNA DA RESTAURAÇÃO.....	67
4.3.2	TRATAMENTO DA DENTINA.....	67
4.4	CIMENTAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES EM RESINA LABORATORIAL DE SEGUNDA GERAÇÃO.....	68
4.5	APARELHOS FOTOATIVADORES.....	70
4.5.1	APARELHO DE LÂMPADA HALÓGENA.....	71
4.5.2	APARELHO À BASE DE LEDs.....	71
4.6	OBTENÇÃO DOS ESPÉCIMES PARA O TESTE DE MICRO-TRAÇÃO.....	76
4.7	TESTE DE MICRO-TRAÇÃO.....	77
4.8	PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO.....	79
5	RESULTADOS	80
6	DISCUSSÃO	83
7	CONCLUSÃO	94
	REFERÊNCIAS	95
	APÊNDICE A - Resultados originais e valores da resistência adesiva (MPa) do teste de micro-tração e modo de fratura dos espécimes dos grupos estudados.....	101
	ANEXO A - Aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa COEP-UEPG.....	105

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, a utilização de materiais resinosos tornou-se uma realidade, devido à noção de que estética está relacionada a dentes brancos e bem alinhados. Materiais que conseguem devolver forma, cor e função ao(s) elemento(s) dental (is) são a escolha da maioria dos profissionais, frente às diferentes situações clínicas. (FRANCO; LOPES, 2003).

A introdução das resinas compostas fotoativadas, a partir da década de 70, representou um marco na dentística restauradora por mostrar algumas vantagens, entre as quais se destacam: resistência, maior tempo de trabalho e estabilidade de cor. (McCABE; CARRICK, 1989), além de apresentar menor grau de porosidade comparado ao das resinas autopolimerizáveis. (CAVALCANTI; CHELOTTI, 1999). As resinas compostas de uso direto são bem indicadas para cavidades pequenas e médias e, apesar dos avanços acima mencionados, a contração de polimerização, inerente a esse material, continua sendo uma grande deficiência, por enquanto impossível de ser evitada. Portanto, em cavidades que apresentam grandes perdas de estrutura, como as restaurações amplas em dentes posteriores que envolvam perda de cúspides, as restaurações indiretas passam a ser uma alternativa interessante. (BARATIERI; CHAIN, 2001) .

O desenvolvimento das resinas laboratoriais de segunda geração proporcionou melhor estética e aumento nas propriedades físicas como dureza, sorção de água, resistência à compressão, modulo de elasticidade e maior resistência ao desgaste. (MANDIKOS et al., 2001).

A cimentação adesiva tem sido amplamente usada na cimentação indireta de resina laboratorial de segunda geração por ser menos translúcida e por

apresentar maior tempo de trabalho e maior estabilidade de cor. (PARK et al., 2004). Os materiais empregados na cimentação adesiva são os cimentos resinosos, que podem ser classificados de acordo com seu modo de ativação (fotoativado, autoativado e com ativação dual). A ativação dual está mais indicada quando a espessura da restauração indireta é superior a 3 mm, situação na qual a fotoativação pode ser insuficiente. Neste caso, faz-se necessária a presença de um catalisador autoativado para a máxima polimerização do material. (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001; HOFFMAN et al., 2001). A adequada polimerização do cimento resinoso está relacionada ao sucesso da restauração indireta, pois é desejável que haja um alto grau de conversão para garantir adequadas propriedades mecânicas com baixa solubilidade e alta compatibilidade biológica. (LEE; UM, 2001).

O aparelho de lâmpada halógena é a fonte de luz visível para a fotoativação dos materiais resinosos mais tradicionalmente empregado. Esse aparelho compõe-se de uma lâmpada de filamento de tungstênio (bulbo e refletor), filtro, sistema de refrigeração (ventilação) e fibras ópticas para condução de luz. (NAGEL, 1999). A emissão da luz se dá pelo aquecimento do filamento de tungstênio, o que gera um aumento de temperatura. Este aumento de temperatura permite polimerizações secundárias que produzem valores de conversão mais uniformes dentro de um determinado material. (TRUJILLO, NEWMAN; STANSBURY, 2004). A eficiência da fotoativação desse aparelho de luz é cientificamente comprovada e as únicas exigências para uma fotoativação completa são uma densidade de potência superior a 300mW/cm² e utilização de incrementos de resina composta de 2 mm de espessura, fotoativados por 40 seg. (CAUGHMAN; RUEGGEBERG, 2002).

O aparelho de lâmpada halógena apresenta um amplo espectro de luz (350 a 800 nm), que permite fotoativar diferentes fotoiniciadores. (FRENTZEN; FÖLL; BRAUM, 2001). Mesmo apresentando sistema de resfriamento, com o passar do tempo (40 a 100 horas clínicas) a produção de altas temperaturas leva à degradação do bulbo, refletor e filtro, o que reduz gradativamente a densidade do aparelho. Dessa forma, compromete-se a efetividade de polimerizações de materiais resinosos. (FRENTZEN; FÖLL; BRAUN, 2001).

A fonte de luz à base de LEDs (luz emitida por diodos) azuis é uma nova opção para polimerização de materiais resinosos. É composta por um semi-condutor de In-Ga-N (Índio-Gálio-Nitrogênio) e, ao contrário da lâmpada halógena, o LEDs não produz luz visível por aquecimento de filamento de tungstênio, mas por características próprias de um semi-condutor. (CARREIRA et al., 2002). A energia produzida pela maior parte desses aparelhos apresenta um espectro de emissão em banda estreita (450 - 490nm), com pico máximo próximo aos 470 nm, que corresponde ao pico máximo de absorção da canforoquinona (468 nm), que é o fotoiniciador geralmente encontrado na maioria dos materiais resinosos. (JANDT et al., 2000; KURACHI et al., 2001).

As principais vantagens dos LEDs são: vida útil de milhares de horas clínicas e baixa emissão de calor. Além disso, podem ser operados com baterias, têm baixo consumo de energia, não produzem ruídos por não necessitarem de sistema de ventilação e são montados em pequenos aparelhos. (FRANCO; LOPES, 2003).

A eficiência de aparelho fotoativador à base de LEDs na polimerização de resinas compostas que apresentam canforoquinona como fotoiniciador foi comprovada (FUJIBAYASHI et al., 1998; JANDT et al., 2000; BRAUN et al., 2001;

BOSQUIROLI, 2003; FRENTZEN; FOLL; PRICE; FELIX; ANDREOU, 2003; TESHIMA et al., 2003; BENNETT; WATTS, 2004). Entretanto, os profissionais da Odontologia têm questionado a efetividade do sistema LEDs, no que diz respeito à polimerização de cimentos resinosos sob restaurações indiretas de resina composta ou de porcelana. Frente a esse questionamento, a presente pesquisa visa avaliar a resistência adesiva *in vitro* de um cimento resinoso de dupla ativação sob restaurações indiretas de resina laboratorial de segunda geração, utilizando diferentes fontes de luz (lâmpada halógena e LEDs).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 FONTES DE LUZ

McCabe e Carrick (1989), avaliaram a intensidade de luz de oito aparelhos fotoativadores, na polimerização de quatro resinas compostas, usando uma fotocélula condutiva de sulfato de cádmio, cuja intensidade de luz variava conforme a intensidade de luz que incidia sobre esta. Foram utilizados filtros de seleção de comprimento de onda extenso e estreito para medir o comprimento de onda de 460 a 480 nm. As unidades de luz com maior comprimento de onda (a 470 nm) produziram maior profundidade de polimerização e esta era inversamente proporcional à atenuação de luz nessa faixa de emissão. A relação entre a profundidade de polimerização e intensidade de luz com comprimento de onda de 470 nm não foi linear para todos os valores de intensidade. Os autores concluíram com base nos resultados que, ambos, intensidade de luz da fonte e poder de atenuação do material influenciaram na profundidade de cura.

Hansen e Asmussen (1993), avaliaram o aumento de temperatura causado por diferentes unidades de luz na polimerização de resina composta. Os espécimes foram confeccionados com resina composta Filtek Z 250 (3M ESPE), em um molde de teflon com cavidade cilíndrica (3,6 mm de diâmetro e 4,0 mm de altura) e fotoativados por 60 seg com aparelhos de lâmpada halógena (Heliomat, Command II, Luxor, Visilux II, Translux ES, Trnaslux CL, Translux EC). A temperatura foi analisada por meio de termopares (TA) inseridos na resina antes da polimerização. As amostras foram divididas em três grupos: GA - TA situado imediatamente abaixo da superfície de irradiação (SI) do espécime; GB – TA situado 3,2 mm abaixo da SI;

GC – os espécimes foram associados com cimento de ionômero de vidro (Fuji II GC) abaixo da resina composta e o TA foi colocado no cimento de ionômero de vidro (CIV) a 3,2 mm da resina composta. Nos grupos A e B, a temperatura variou entre $29,2 \pm 0,8$ °C; no grupo C com CIV, a temperatura foi de $4,9 \pm 0,6$ °C; já no caso do grupo sem CIV, a temperatura variou entre $7,9 \pm 0,2$ °C. Os autores concluíram que o aumento da profundidade de polimerização gera um grande aumento de temperatura.

Bargh; Berry e Hatton (1994), avaliaram os fatores que deveriam ser observados pelo clínico para garantir a qualidade das restaurações polimerizadas com aparelhos de lâmpada halógena. Foram utilizados 209 aparelhos em uso, à época, nos consultórios odontológicos. As leituras foram relacionadas ao tipo de aparelho, fabricante, à frequência de uso, à condição da unidade, à idade, à frequência da troca de bulbo, à potencia em Watts do bulbo e à satisfação do profissional com o aparelho. Trinta por cento dos aparelhos estudados apresentaram uma saída de intensidade menor que 200 mW/cm^2 (valor inadequado para promover uma polimerização eficiente); 10% possuíam filtros rachados ou com bolhas e muitos nunca haviam tido suas lâmpadas trocadas. Concluíram que muitas falhas no desempenho de materiais fotoativados devem-se às más condições do aparelho fotopolimerizador empregado.

Mills (1995), avaliou uma unidade de luz LEDs com ponta de 5 mm de diâmetro, comprimento de onda de 450 nm, 1000 milicandelas e 1,2 mW na polimerização de uma resina composta com 5 mm de diâmetro por 2 mm de espessura, durante 80 seg a 2 mm de distância da fonte. Os resultados foram

animadores, já que o comprimento de onda foi 20 nm inferior ao pico recomendado para materiais fotossensíveis e o dispositivo funcionou com apenas 50% de energia. O autor concluiu que o LEDs montado de forma compacta tipo tocha, possivelmente focado com lente, poderia melhorar esses resultados.

Fujibayashi et al., (1998), avaliaram dois aparelhos LEDs (diodo emissor de luz) de alto poder de iluminação como alternativa para os aparelhos de lâmpada halógena. Foram analisados LEDs 1 (Nichia Chemical Industries), LEDs 2 (Nichia Chemical Industries) e lâmpada halógena (Philips, Germany) observaram-se as características ópticas da fonte, a profundidade de polimerização e o grau de conversão. As características da fonte foram estabelecidas por um espectro radiômetro (L1-1800 Licor, USA). Para avaliar a profundidade de polimerização e o grau de conversão das resinas compostas (Silux plus – 3M ESPE) foram preparados cinco espécimes com 4 mm de diâmetro e 8 mm de profundidade. Os espécimes foram polimerizados no topo de sua superfície por 20, 30, 40 e 60 seg. Em seguida, as medidas de profundidade foram mensuradas por meio de um micrômetro. Após 24 h da irradiação dos espécimes, o grau de conversão foi definido com um espectrofotômetro de Fourier (JIR-100, Japan Eletron Optic Laboratory Co.). O LEDs2 mostrou maior emissão do que a lâmpada halógena e o LEDs1. Logo, a profundidade de polimerização e o grau de conversão da resina por LEDs2 foram superiores aos das lâmpadas halógenas. Com base nos resultados, os autores concluíram que a unidade de luz azul LEDs é efetiva na polimerização das resinas compostas e pode ser usada como fonte de luz.

Park; Chae e Rawls (1999), avaliaram o efeito sinérgico da combinação da canforoquinona (CQ) com o polifenil-propadione (PPD) como fotoiniciador. Os monômeros BisGMA, UDMA, TEGDMA foram misturados e aplicados nas formulações de resina composta. Para manipulação dos materiais fotoativados, quantidades variadas de CQ e/ou PPD foram dissolvidas nos monômeros com o auxílio do agente redutor N,N-cianocilenometilaneline (CEMA) (0,2wt.%). A manipulação das amostras foi feita sob proteção da luz amarela e as amostras foram testadas com PPD e CQ no sistema de monômeros com variações de 0,0 a 3,2 wt.%. Dois fatores foram investigados para avaliar o grau de conversão dos monômeros: o tipo de iniciador e a proporção de fotossensibilidade (PPD/CQ). O grau de conversão (GC) foi mensurado com espectrofotômetro de FITIR (Midac Series M, Midac Co.). As amostras formuladas foram colocadas entre dois discos Kbar (0 seg de polimerização) e o espectro de transmissão foi medido. Em seguida, as amostras foram fotoativadas entre os discos Kbar transparentes por 20, 40, 60, 120, 240 e 480 seg. com aparelho de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron). Após cada tempo de transmissão, o espectro foi novamente medido. A indução do GC entre PPD e CQ sozinhos não apresentou diferença estatística. Os valores máximos de GC foram encontrados quando PPD/CQ = 1:1 e 1:4. A concentração total de fotossensibilidade foi de 1,8 wt.%. GC foi aumentado para PPD e diminuído com CQ, o qual evidencia que diferentes mecanismos estejam envolvidos. O PPD ($\lambda \approx 410$ nm) e CQ ($\lambda \approx 468$ nm) apresentam diferentes comprimentos de onda, o que resulta numa perceptibilidade maior à luz amarela pelo PPD. Os autores concluíram que o PPD está menos associado a problemas de cor na fotoativação das resinas compostas e que a combinação com a CQ aumenta a eficiência da reação de fotoativação.

Jandt et al., (2000), pretendiam avaliar: 1 - (i) intensidade da cura e (ii) força compressiva dos compósitos fotoativados com uma unidade de luz (LCU) LEDs (diodo emissor de luz) (Nichia Chemical Industries Ltd, Anan, Japan) e com a lâmpada halógena convencional modelo 201 R (Dentsply) não diferem significativamente entre si; 2 - caracterizar a irradiação e os espectros de luz das LCUs e compará-los. Utilizaram 20 amostras de 6 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade de resina composta (TPH spectrum, cor A2 e A4) fotoativada por 40 seg. As amostras foram divididas em quatro grupos: G1 – Lâmpada halógena A2; G2 – LEDs A2; G3 – Lâmpada halógena A4; e G4 – LEDs A4, para as duas unidades de luz. A profundidade de polimerização das amostras foi medida por meio do teste de microdureza. Os resultados foram comparados usando o teste *t* student . A força compressiva foi determinada por meio da máquina de teste a compressão (Zwick Mechanical Tester) após 6 e 72 h da fotoativação de 40 seg em cada superfície (topo/base). Os grupos foram comparados usando teste ANOVA. No caso das resinas compostas polimerizadas com LCU convencionais, a polimerização foi significativamente mais profunda ($p < 0,05$), (6.40 mm A2, 5.19 mm A4) do que no caso do LEDs (5.33 mm A2, 4.27 mm A4). Uma das análises de variância ANOVA mostrou que não havia nenhuma diferença significativa nas forças compressivas das amostras tanto para a lâmpada halógena como para o LEDs. Com base nos resultados encontrados, os autores concluíram que os aparelhos LEDs podem atingir consistência clínica na polimerização das resinas compostas.

Price; Murphy e Dérand (2000), avaliaram a quantidade de energia transmitida através de diferentes espessuras de resina composta e dentina humana quando utilizadas duas diferentes densidades de potência. Foram confeccionados

cinco discos de resina composta (Z100/3M ESPE, Pertac II Aplutip/ 3M ESPE, Prodigy Unidose/ Kerr, Surefill/Dentsply, Prodigy condensable/Kerr, Filtek P60/3M ESPE e Alert/Jeneric Petron), com espessuras de 0,5, 1, 2, 3, 4 e 5 mm, fotoativados por 40 seg com aparelho de lâmpada halógena Optilux 501/Demetron, com densidade de potência de $682,1 \pm 12,2$ e $1014,4 \pm 9,2$ mW/cm². Para todos os espécimes houve uma diminuição exponencial da densidade de potência com o aumento da espessura da resina composta. Há um aumento significativo de energia (42%) nos espécimes quando é usada a luz turbo ($4 \pm 9,2$ mW/cm²). Os autores concluíram que aparelhos de luz com maior densidade de potência transmitem maior quantidade de energia através dos espécimes de resina composta. Além disso, constatou-se que houve uma diminuição da energia transmitida através das sete resinas compostas utilizadas e na dentina com o aumento da espessura dos espécimes

Rueggeberg; Ergle e Mettenburg (2000), avaliaram a profundidade de polimerização usando uma variedade de aparelhos fotoativadores e protocolos de exposição. A resina composta Herculite XRV/ Kerr, na cor A2, foi fotoativada pela lâmpada halógena (QTH), lâmpada halógena de alta intensidade, aparelho de arco plasma (PAC) e por um laser de argônio. A dureza Knoop foi mensurada a 0,5 mm, topo da superfície, a 1,0 mm e na base da irradiação. Os valores de dureza foram avaliados por análise de variância e profundidades semelhantes dentro de uma fotoativação específica (classificação de luz), utilizando a lâmpada halógena com tempo de exposição de 40 seg. A QTH promoveu valores de dureza similares entre as diferentes profundidades. A lâmpada halógena de alta intensidade promoveu valores de dureza similares, com profundidade de 2 mm e tempo de exposição de 10

seg se comparada ao controle. No caso do tempo de exposição de 10 seg com PAC e 5 seg com laser de argônio na profundidade de 2 mm, obtiveram-se resultados equivalentes aos do controle. A profundidade de polimerização em quase todas as situações não foi superior a 2 mm. Os autores concluíram que, mesmo com aparelhos fotoativadores de alta intensidade de luz, a espessura do incremento de resina composta não pode ser maior do que 2 mm.

Frentzen; Föll e Braun (2001), examinaram a polimerização com aparelho de luz LEDs em relação à cor da resina composta e tempo de exposição em comparação com a lâmpada convencional halógena. Foram utilizadas 240 amostras de resina composta (Arabesk, Voco – cores A1, A2, A3, A3, 5, B2 e B3) de 4 mm de diâmetro e 6 mm de altura, polimerizados num período de 1 ou 3 min., com aparelhos de lâmpada halógena (Translux CL - Kulzer) e LEDs (Oshino Lamps). Para medir o espectro de emissão dos aparelhos empregados foi utilizado um Polytec ETA-CSS espectrofotômetro (Politec Waldbronn). Um medidor digital foi usado para mensurar a profundidade de polimerização. A temperatura durante a irradiação das amostras foi registrada num painel de controle para cada unidade medida. Em todos os grupos (LED, 1 min.: 3,6 mm, 3 min.: 4,4 mm), a profundidade de polimerização foi significativamente maior (Wilcoxon teste, $p < 0,01$) em comparação ao grupo controle (halógena, 1 min.: 2,5 mm, 3 min.: 3,4 mm). A variação da temperatura não foi estatisticamente significante. Os autores concluíram que os LEDs de alta densidade de potência podem ser uma alternativa para os aparelhos de lâmpada halógena.

Loney e Price (2001), avaliaram o efeito da temperatura na saída de luz de aparelhos fotoativadores através da dentina e de uma resina composta. A temperatura foi mensurada por 40 seg, no caso do aparelho de lâmpada halógena (Optilux 401/Demetron e versão turbo) com 8 mm de ponta ativa e por 3 seg, no caso do aparelho de arco plasma (Apollo 95E). A temperatura foi medida diretamente na superfície da ponta ativa de cada aparelho, na dentina e através de um cilindro de resina composta com 1 mm de espessura. A temperatura foi de 1,8 °C, através da resina composta com 1 mm de espessura e 1,45 °C, na dentina, com o aparelho de arco plasma com 26,4 °C. A temperatura foi mais alta quando mensurada diretamente na ponta ativa no caso de todos os aparelhos analisados em comparação com a interposição da resina composta. O maior aumento de temperatura deu-se no caso do aparelho de lâmpada halógena na versão turbo, tanto para a resina como para a dentina respectivamente, em comparação com os demais aparelhos estudados.

Carreira; Vieira e Macedo (2002), com o objetivo de comparar a variação de temperatura gerada pelos aparelhos fotoativadores, mensuraram a alteração de temperatura na extremidade da ponta fotoativadora de dois aparelhos, um com lâmpada halógena (Ultralux/ Dabi Atlante) e outro com LEDs (DMC/ Dabi Atlante). A temperatura foi mensurada utilizando um controlador de temperatura (COEL HW 1450). A potência dos aparelhos foi medida por um radiômetro. As tomadas de temperatura foram realizadas colocando o sensor do controlador diretamente na ponta do fotopolimerizador acionado por 30 seg. Para medir o efeito da camada de resina composta na variação de temperatura foi confeccionado um corpo-de-prova, (CP), com 8 mm de diâmetro por 2 mm de espessura (Definite, cor

A3,5) e este foi interposto entre o controlador de temperatura e a ponta do fotoativador, que foi acionado por 30 seg. As médias de variação de temperatura para o LED com interposição do CP foram de 0,15 °C; sem interposição, obteve-se média de 0,21 °C. No caso do aparelho de lâmpada halógena, obteve-se 0,56 °C com a interposição do CP e 1,56 °C sem a interposição do CP. Os autores concluíram que a variação de temperatura em uma fotoativação de 30 seg, em ambos os aparelhos estudados, não atingiu a temperatura crítica para a polpa dental.

Bosquioli (2003), avaliou a resistência à tração de uma resina composta fotoativada por diferentes fontes de luz e com diferentes tempos de exposição. Foram confeccionados 80 espécimes da resina composta filtek Z250, nas cores A1 e A4, os quais foram divididos em 8 grupos: G1 – 20 seg, cor A1 (QTH); G2 – 40 seg, cor A1 (QTH); G3 – 40 seg, cor A4 (QTH); G4 – 80 seg, cor A4 (QTH); G5 – 20 seg, cor A1(LEDs); G6 – 40 seg, cor A1(LEDs); G7 – 40 seg, cor A4 (LEDs); e G8 – 80 seg, cor A4 (LEDs). Dez minutos após a obtenção dos espécimes, estes foram submetidos ao teste de tração. Não houve diferenças estatísticas entre os grupos estudados. A autora concluiu que o aparelho de luz LEDs foi tão efetivo na polimerização da resina composta quanto a QTH. O aumento do tempo da fotoativação não influenciou a resistência adesiva da resina composta, independentemente do tipo de aparelho de luz empregado.

Cotrina et al. (2003), avaliaram a dureza Vickers de uma resina composta fotoativada por diferentes aparelhos de luz. Foram confeccionados 15 corpos-de-prova da resina composta Filtek Z250, na cor B0,5/ 3M ESPE, com 2 mm

de espessura e 5 mm de diâmetro, os quais foram divididos em três grupos, de acordo com o aparelho de luz empregado: G1 - Curing Light 2500/3M-ESPE (775 mW/cm²); G2 - LED: Elipar[®] FreeLight 2/3M-ESPE (609 mW/cm²); e G3 - Ultra Lume[™] LED 2/Ultradent (818 mW/cm²). O microdurômetro MMT-3 (Buehler) foi utilizado com carga de 50 gf durante 30 segundos, realizando-se quatro impressões nas superfícies de topo e base de cada CP. O teste ANOVA e teste t foram aplicados para analisar os dados. G1 e G3 mostraram diferenças estatisticamente significantes quando o valor obtido na superfície de topo foi comparado ao valor da superfície de base ($p < 0,05$). Quando comparados os valores de microdureza da superfície de topo entre aparelhos, houve diferença estatisticamente significativa comparando-se, de um lado, G1 e, de outro lado, G2 e G3; no que diz respeito à superfície de base, houve diferença estatisticamente significativa entre G1 e G2, comparados a G3 ($p < 0,05$). Os autores concluíram que os menores valores na base da resina composta foram encontrados com o aparelho UltraLume[™] LED 2/Ultradent. Já os maiores valores de superfície foram apresentados pelo aparelho de QTH.

Felix e Price (2003), avaliaram como a densidade de potência pode ser influenciada com a distância da ponta ativa do aparelho de luz. Para tanto, utilizaram dez aparelhos de luz e combinações de ponta ativa. A densidade de potência foi mensurada com auxílio de um radiômetro nas distâncias de 0, 3, 6 e 10 mm. As medições foram repetidas cinco vezes separadamente e a densidade de potência \pm o desvio foi calculado. A densidade da fibra foi verificada na entrada e na saída de luz das dez pontas ativas e a dispersão padrão foi recordada. A densidade de potência diminuiu em todas as situações com o aumento da distância da ponta

ativa do aparelho; no entanto, não foi de forma similar para todos os grupos. A ponta ativa turbo diminui mais rapidamente a potência com o aumento da distância. A 10 mm, todos os aparelhos turbos diminuíram 80% da densidade de potência quando comparado com a distância de 0 mm. Os autores concluíram que o tempo de fotoativação recomendado pelo fabricante deveria ser estendido com o aumento da distância.

Price; Felix e Andreou (2003), compararam a segunda geração de LEDs à lâmpada halógena (QTH), para determinar qual era o mais eficiente na polimerização de várias resinas compostas. Foram confeccionados dez espécimes de resina composta (Filtek Z250/ 3M ESPE, Solitaire/Heraeus Kulzer, Prodigy Condensable/Kerr, Pyramid Dentin/Bisco, Pyramid Enamel/ Bisco) com 1,6 mm de espessura, os quais foram fotoativados com o LEDs (FreeLight/3 M ESPE/ Versalux/ Centrix Sheldon) por 20 e 40 seg; no caso da QTH (Optilux 501 e 501 Turbo/ 3 M ESPE, Phase II/ Dent-Mat), foram fotoativados por 40 seg, a uma distância de 2 e 9 mm da luz guia; com aparelho de luz de arco plasma (Sapphire/Dent-Mat), os espécimes foram fotoativados por 3 seg, a uma distância de 9 mm. A dureza Knoop foi medida no topo e na base de cada espécime, após 15 min e 24 h da irradiação. Os diferentes fotoativadores e tempos de irradiação não mostraram desempenho semelhante para todos os espécimes ($p < 0,01$). Para os espécimes analisados após 24 h da irradiação, o fotoativador LEDs usado com 20 seg polimerizou 5 espécimes tão bem quanto a lâmpada halógena com 40 seg ($p > 0,01$). Quando usado por 40 seg, o fotoativador LEDs polimerizou seis espécimes (do total de dez) tão bem quanto a QTH ($p > 0,01$). Além disso, todos os dez espécimes alcançaram mais que 80% da dureza produzida com a lâmpada halógena. Esse fotoativador LEDs pode

não polimerizar todos os 10 espécimes tão bem quanto a QTH. Entretanto, quando usado por 40 seg, polimerizou mais da metade da amostra tão bem quanto a QTH e todos os espécimes alcançaram dureza comparável à da produzida pela QTH.

Price et al. (2003), para determinar qual aparelho de luz é melhor na fotoativação de resinas compostas extra-claras, fizeram uso do teste de micro-dureza. Utilizaram diferentes tipos de aparelho de luz (PAC, QTH, QTH de alta intensidade e LEDs) para polimerizar cinco resinas compostas. De acordo com as instruções do fabricante, o PAC foi usado por 3 seg, a QTH de alta intensidade por 5 seg. Os demais, QTH e LEDs, foram utilizados por 40 seg. As amostras foram expostas à luz a uma distância de 2 e 9 mm da ponta ativa dos aparelhos fotoativadores. A dureza Knoop foi mensurada no topo e na base dos espécimes, após um período de 15 min e 24 h. Os dados da dureza foram comparados por meio do teste Sidak's ajustado para múltiplas comparações, com $p < 0,01$ como nível de significância. As fotoativações empregadas apresentaram diferenças estatísticas nas cinco resinas compostas avaliadas. Os aparelhos LEDs não polimerizaram a resina Pyramid de esmalte com 40 seg. O aumento da distância de 2 para 9 mm diminuiu a dureza para os aparelhos empregados. Os valores mais altos foram encontrados para a QTH por 40 seg. Os autores concluíram que, quando a resina composta recebe energia inadequada, a dureza é afetada negativamente, necessitando de densidade adequada de energia e tempo de exposição para uma completa polimerização do material.

Rodrigues e Neumam (2003), relataram os princípios e métodos da fotoativação em cadeia via catiônica e radicalar e exemplificaram alguns métodos de

determinação da velocidade de fotoativação. Polimerizações por crescimento em cadeia caracterizam-se por serem processos rápidos, nos quais se obtêm polímeros de alta massa molar muito rapidamente, chegando a conversões próximas de 100%. A reação se inicia pela ativação de um fotoiniciador que sofre excitação eletrônica por absorção de luz e, em seguida, decompõe-se em espécies ativas. A cinética de polimerização radicalar é dada em cadeia radical livre devido à produção de radicais livres por fragmentação ou por reações bimoleculares. A influência da luz no processo de polimerização depende do rendimento de cruzamento entre sistemas, da eficiência dos radicais foto gerados e da velocidade dos diferentes processos envolvidos. A velocidade de polimerização pode ser determinada por gravimetria, fotodilatometria, espectroscopia de infravermelho em tempo real (EITR) e calorimetria. Os autores concluíram que os principais pontos de interesse envolvem o aprimoramento de métodos para estudar em tempo real a cinética da polimerização, que ocorre em intervalos de milissegundos ou, pelo menos, avaliações relativas que permitam determinações através de integrações da velocidade em um determinado tempo. Os métodos que têm sido utilizados geralmente são os mesmos usados em polimerizações térmicas; porém, mantêm-se alguns cuidados específicos necessários para sistemas submetidos à irradiação UV-visível.

Teshima et al. (2003), examinaram a eficiência de energia de três aparelhos de lâmpada halógena e um LEDs, quantificando o potencial de irradiação de energia (J/cm^2), obtida pela multiplicação do tempo de irradiação pela potência (mW/cm^2). As amostras foram preparadas com diferentes fotoiniciadores, Canforoquinona (CQ), duas aminas terciárias, N-N-dimetil-p-toluidina (DMPT) e 2-(N-

N-dimetilamino) etil-metacrilato (DMAEMA), misturados em ambiente escuro e polimerizado pelos seguintes aparelhos de luz: Optilux 5001 (Demetron Co.), XL3000 (3M ESPE) e LUX-OMAX - LEDs (Panasonic Dental Co.). Primeiramente, o radical de energia irradiado foi mensurado usando um elétron de ressonância (ESR). A eficiência de energia do aparelho de lâmpada halógena e dos LEDs foi comparada. A energia requerida para gerar radicais equivalentes para a unidade de luz LEDs foi menor que a lâmpada halógena. Os autores concluíram que os aparelhos LEDs possuem uma melhor performance do que a lâmpada halógena em relação à energia luminosa.

Bennett e Watts (2004), avaliaram o desempenho da luz emitida por diodo (LED) de duas unidades de luz, nos termos de espectro de luz e irradiação. Além disso, avaliaram a intensidade de cura produzida nas resinas compostas híbridas e modificadas, comparadas à lâmpada convencional halógena (QTH). As seguintes unidades de luz (LUC) foram utilizadas: LED1 - Elipar-Freelight (3M ESPE); LED2- Ultralume-LED2 (Ultradent); QTH -1 Optident; e o Optilux-501 (3M ESPE) (QTH) Sybron-Kerr. Para leitura do espectro de luz foi utilizado, em cada LCU, um espectrofotômetro (USB2000) acoplado ao cabo de fibra óptica, na saída de luz. A irradiação da luz emitida foi medida em função da distância da fonte de luz (0, 8, 15 mm). Três resinas compostas foram estudadas: Tetric Ceram (A3), Tetric Ceram HB (A3) e Tetric Ceram Bleach. A profundidade de polimerização foi registrada usando uma agulha de penetração digital calibrada em zero, em função da distância do espécime da fonte e pelos períodos de irradiação de 10, 20 e 40 seg. Cada unidade entregou um único pico de onda no espectro de luz visível. Os máximos dos comprimentos de onda para LED -1, LED-2 e QTH -1 foram de 486.4,

458.2 e 495.2 nm, respectivamente. Os valores de profundidade de polimerização variaram significativamente conforme o tempo da irradiação e a distância do espécime das fontes de luz. Os LEDs obtiveram uma saída espectral eficiente para todas as resinas compostas, mas tiveram uma irradiação mais baixa comparada à da QTH, o que conduz a um desempenho reduzido na intensidade de polimerização. Os autores concluíram que os LEDs estudados podem ser beneficiados grandemente ao promover aumento da irradiação de luz, o que permite maior intensidade de polimerização, especialmente na fotoativação a distância.

Lopes et al. (2004), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a dureza de um cimento resinoso de dupla ativação (Enforce Dentsply – com canforoquinona), através de um disco de cerâmica (Diceram – cerâmica convencional), após sua polimerização com LEDs (Ultraled, Dabi Atlante) e lâmpada convencional halógena (XL 2500, 3M ESPE). O material foi submetido a três tempos de exposição (60, 80 e 120 seg). Havia dois grupos experimentais, nos quais a polimerização do cimento resinoso foi feita através de um disco cerâmico e dois grupos de controle, nos quais a polimerização foi feita diretamente do cimento, sem a presença do disco cerâmico. Estes foram subdivididos em três subgrupos, com cinco amostras cada: G1A- QTH 60 seg; G1B- QTH 80 seg; G1C- QTH 120 seg; G2A- LED 60 seg; G2B- LED 80 seg; G2C- LED 120 seg; e grupos controles: G3A- QTH 60 seg; G3B- QTH 80 seg; G3C- QTH 120 seg; G4A- LED 60 seg; G4B- LED 80 seg e G4C- LED 120 seg. As amostras foram armazenadas em um frasco que impedia a passagem de luz a 37 °C por 24 h, para que depois a dureza Vickers fosse determinada. Todas as amostras fotoativadas pelo LEDs por 60 seg mostraram valores inferiores quando comparadas às do grupo da lâmpada

halógena. Em geral, a fotoativação realizada por 80 e 120 seg com o LEDs foi estatisticamente similar à fotoativação com a lâmpada halógena (60 e 80 seg). A tecnologia LEDs pode ser viável para a fotoativação de restaurações indiretas de porcelana quando o tempo de fotoativação é aumentado.

Micali e Basting (2004), compararam a eficácia de um aparelho fotoativador LEDs (diodos emissores de luz) a um de lâmpada halógena, por meio do grau de penetração de um corante em uma resina composta micro-híbrida. A resina composta utilizada (Filtek Z250/3M ESPE) foi inserida em matrizes acrílicas e fotoativada por 40 seg. por um aparelho de luz LEDs (Ultraled/Dabi Atlante) ou de lâmpada halógena (Degulux/Degussa Hüls). Em seguida, os corpos-de-prova foram imersos em 1 ml de solução de azul de metileno a 2 % e mantidos em estufa a $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$. Após 24 h, foram lavados com água corrente destilada por 1 min e armazenados em estufa a $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$, em umidade relativa, por 24 h. As resinas compostas foram removidas das matrizes, individualmente trituradas e imersas em 1 ml de álcool absoluto por 24 h. As soluções foram filtradas e centrifugadas por 3 min a 4.000 rpm e o sobrenadante à absorbância foi determinado por um espectrofotômetro (Genesys 5, Milton Ray Company, Rochester, NY, USA) a 590 nm. A análise estatística dos dados não mostrou diferenças significantes entre LEDs e lâmpada halógena. Os autores concluíram que os aparelhos de lâmpada halógena e o LEDs estudados são eficientes na polimerização de uma resina composta.

Nomoto; McCabe e Hirano (2004), avaliaram as características de dois aparelhos fotoativadores, LEDs e arco plasma PAC, e os compararam à lâmpada halógena (QTH). Investigaram-se o espectro e intensidade de luz e o

aumento de temperatura de cada aparelho. A intensidade de luz e profundidade de polimerização foram estabelecidas de acordo com os padrões da norma ISO. O espectro de luz emitida foi mensurado com radiômetro. O aumento de temperatura induzido pela irradiação foi medido com o uso de termopares. Geralmente, a intensidade de luz emitida pelo PAC é de aproximadamente 400 a 515 nm. O tempo de irradiação para o PAC foi 6 e 9 seg e 40 e 60 seg para o aparelho LEDs, para gerar uma profundidade de polimerização semelhante ao QTH com 20 seg de irradiação. A temperatura aumentou proporcionalmente com o aumento do tempo de exposição para todos os aparelhos. O aumento de temperatura para o PAC foi de 15 e 60 °C, aproximadamente 15 °C para QTH e 10 °C para o LED. Para ambos os aparelhos, LEDs e PAC, foi necessário aumentar o tempo de exposição que recomenda o fabricante.

Pereira et al. (2004), avaliaram a capacidade de polimerização de duas fontes distintas de luz, LEDs – Ultraled (Dabi Atlante) e lâmpada halógena – Ultralux (Dabi Atlante) em duas resinas compostas: Charisma (Heraeus-Kulser) e Filtek P60 (3M/ESPE). Os corpos-de-prova foram obtidos por meio de matrizes metálicas circulares, com orifício central de 2 mm de espessura e 5 mm de diâmetro. O material restaurador foi inserido em incremento único e uma tira de poliéster foi colocada em cima da matriz em contato com a resina composta. A fotoativação foi realizada por 40 seg. com a ponta do aparelho bem próxima à tira de poliéster. Dez corpos-de-prova foram realizados com cada material em teste, sendo cinco fotoativados com lâmpada halógena e cinco com aparelho de luz LEDs, aleatoriamente. O teste de microdureza Vickers foi utilizado imediatamente após a fotoativação, empregando o microdurômetro MHT10 – Microhardness Tester Anaton

Paarados. Os resultados referentes à resina composta Charisma (Heraeus-Kulser) não foram estatisticamente diferentes. Para a resina composta Filtek P60 (3M/ESPE), a lâmpada halógena proporcionou maior dureza, tanto no topo quanto na base. Os autores concluíram que a lâmpada halógena proporcionou maiores resultados para as duas resinas compostas avaliadas.

Tashiro et al. (2004), avaliaram a intensidade de luz, tempo de exposição e espessura de restaurações indiretas na resistência adesiva do cimento resinoso de dupla ativação imediatamente após a cimentação. Utilizaram duas unidades de luz, lâmpada halógena convencional (XL3000, 3M, St Paul, MN, USA) e uma unidade de alta intensidade (Credi 8000, 3M ESPE). Os discos de restauração indireta (Estenia: cor DA3/ Kuraray, Osaka, Japão) com 10 mm de diâmetro foram feitos em quatro espessuras (1, 2, 3 e 4 mm). A intensidade de penetração da luz foi determinada por meio de um radiômetro (model 100 P/N10503, Demetron Danbury, CT, USA). Foram utilizados 340 blocos de resina composta (Filtek Z250/3M ESPE, St Paul, MN, USA) fabricados com diâmetro de 20 mm e 3 mm de espessura. A superfície do bloco de resina composta foi coberta com resina composta de baixa viscosidade (Filtek Flow, 3M) e imersa em água por 24 h. A superfície da área adesiva da restauração indireta foi silanizada (Ceramic primer 3M) antes da cimentação. A área adesiva da resina de cobertura foi tratada com sistema adesivo (Single Bond, 3M), seco com ar e fotoativado por 10 seg. O cimento resinoso de dupla ativação foi aplicado sobre a resina de cobertura tratada e o disco foi aplicado sobre ela. Todos os espécimes receberam o mesmo procedimento até este passo; porém, a polimerização foi variada. A irradiação de luz através de cada uma das quatro espessuras foi de 40 seg para a lâmpada halógena convencional

por 10 seg, 20 seg ou 40 seg com a unidade de luz de alta intensidade direcionada no topo do disco. A auto-ativação simples (restauração indireta com espessura de 1 mm) foi realizada sem exposição de luz, servindo como grupo controle. Os espécimes foram armazenados em água a 37 °C, por 10 min ou 24 h e o teste de tração foi, então, realizado com velocidade constante de 2 mm/min usando a máquina de teste universal (AG500B, Shimadzu, Kyoto, Japan). Dez espécimes foram preparados para cada grupo teste. Após a retirada dos espécimes rompidos na máquina de tração, o modo de fratura foi classificado em três categorias: A – falha adesiva, B – falha adesiva parcial e C – falha coesiva. Para o grupo de 1 mm de espessura, não houve diferença significativa na resistência adesiva entre 10 min e 24 h com os quatro métodos de polimerização. Para as espessuras de compósitos de 3 ou 4 mm, a resistência adesiva, após 24 h de cimentação, foi significativamente mais alta do que após 10 min da cimentação com a lâmpada halógena convencional (40 seg) e a unidade de alta intensidade com 10 e 20 seg, mas não houve diferença significativa com a alta intensidade de luz aplicada por 40 seg. Os autores concluíram que a resistência adesiva do cimento resino de dupla ativação imediatamente após a cimentação poderia ser extremamente influenciada pelo tempo de irradiação e pela intensidade de luz penetrante nas restaurações indiretas.

Trujillo; Newman e Stansbury (2004), avaliaram o efeito do aquecimento moderado na cinética da polimerização e a conversão dos materiais restauradores resinosos. Um modo de transmissão e espectrofotometria foram utilizados para registrar a variação de temperatura de 23 a 70 °C, durante o processo de polimerização de materiais resinosos. Foram utilizadas unidades de luz,

que diferiam na produção espectral e densidade de potências, de acordo com as variações de temperaturas produzidas durante a polimerização. A fotoativação com moderada elevação na temperatura de 54,5 °C resultou em valores de conversão imediatos e finais significativamente mais altos em comparação aos da polimerização em temperatura ambiente. Esse aquecimento proporcionou polimerizações secundárias e diferentes e produziu valores de conversão mais uniformes dentro de um determinado material. O tempo exigido para alcançar um determinado nível de conversão, denominado conversão cheia, com a temperatura ambiente, foi reduzido de 80 a 90 %, usando-se as condições de polimerização mais elevadas. O efeito da temperatura de fotoativação em aumentar a taxa de polimerização em combinações dentais foi significativa. Os autores concluíram que, aumentando a temperatura de resina composta dentro de potencial de compatibilidade biológica, pode-se influenciar significativamente a polimerização de resinas compostas. Esses aumentos nos índices e na conversão poderiam conduzir a propriedades melhoradas de materiais resinosos.

D'Alpino (2005), avaliou a influência de diferentes fontes fotoativadoras na micromorfologia e na resistência de união de restaurações de resina composta. Foram confeccionados preparos cavitários, classe I, com dimensões de 6 mm x 4,5 mm; 2,5 mm de profundidade. Em seguida, foram aplicados sistema adesivo Adper Single Bond/ 3M ESPE e resina composta (Filtek Z250) em um único incremento. A fotoativação foi realizada com os seguintes aparelhos: XL 3000(QTH 540 mW/cm²); Elipar Freelight 2 (750 mW/cm²); Arc Light IIM (PAC 2130 mW/cm²). Foram avaliados nove grupos experimentais de acordo com as fontes de luz para fotoativar o sistema adesivo (SB) e a resina composta

(RC). Para a análise da microscopia foi utilizada a microscopia de fluorescência (Laser de Fóton Duuplo). Para o teste de resistência adesiva, os dentes foram restaurados de acordo com as combinações de fonte de luz e armazenados por 24 h, a 37 °C. Os dentes foram seccionados e submetidos ao teste de microtração. Os dados foram submetidos à análise estatística. As fontes de luz utilizadas influenciaram os parâmetros de cinética de conversão de monômeros. Ocorreu uma relação inversa entre a conversão total e a densidade de potência quando se polimerizou o sistema adesivo. Na resina composta base, houve uma relação direta. Para ambos os materiais, houve uma maior taxa de conversão, em um tempo menor, proporcional à densidade de potência dos aparelhos. A combinação de PAC/QTH mostrou valores significativamente maiores de resistência adesiva, enquanto a combinação LEDs/QTH mostrou os menores. O autor concluiu que as diferentes fontes fotoativadoras influenciam a resistência adesiva e, em alguns parâmetros, a micromorfologia da interface de restaurações de resina composta.

Rueggeberg; Blalock e Callan (2005), avaliaram, por meio de revisão de literatura, os avanços tecnológicos dos aparelhos de luz LEDs. Entretanto, no caso da primeira geração de equipamentos, não houve uma melhora nos níveis de produção de luz no *design* do *chip* utilizado nos aparelhos de luz LEDs. O próximo passo no avanço da tecnologia foi o uso do convencional, com *chips* de produção melhorados. Esses *chips* podem promover maior poder elétrico, acompanhados de um *desing* que reduzisse o aquecimento interno e evitasse possíveis danos permanentes. O novo *design* do aparelho de luz LEDs usa um nível de troca periódico (PLS) para o intermitente nível de saída sobre a linha base e também

pulso de ampla modulação (PWM). Dessa forma, pode-se alcançar a produção máxima do *chip*, sem o risco de destruir a fonte.

Tolosa et al. (2005), analisaram a resistência à tração diametral de resinas compostas polimerizadas com diferentes unidades de luz. Os corpos-de-prova de resina composta (micropartícula A110 / 3M ESPE, compactável Filtek P60 / 3M ESPE e micro-híbrida Charisma/Heraus Kulzer) foram confeccionados por meio de matriz de teflon com 6 mm de diâmetro e 3 mm de profundidade. Foram inseridos pela técnica de 2 incrementos e fotoativados (QTH – Degulux/Degussa e LEDs – Ultrablue /DMC) por 20 seg cada. Os resultados foram analisados pelo teste ANOVA de variância. Diferenças estatisticamente significante foram observadas apenas entre os materiais resina Filtek P60, que mostrou valores mais elevados de resistência à tração diametral. Os autores concluíram que, em relação à resistência à tração diametral, as fontes de luz estudadas apresentam o mesmo comportamento.

2.2 CIMENTO RESINOSO

Sano et al. (1995), avaliaram por meio do teste de tração a hipótese de que a dentina desmineralizada e infiltrada pelo sistema adesivo é tão resistente quanto a dentina mineralizada. Foram preparados pequenos espécimes (0,5 X 0,5 X 0,5 mm) de dentina humana desmineralizada, divididos em 6 grupos: G1 – controle (mineralizada e desmineralizada); G2 (AB) – All bond II (Bisco Inc.); G3 (MP)– Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE); G4 (CL) – Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray Co.); G5 (SB) – Superbond S&B (Sun Medical Company); G6 (PB) – Clearfil Photobond (Kuraray Co.). A força à tração foi aplicada nos espécimes na máquina de teste Instron (modelo 1011, Instron Corporation), com velocidade constante de 1 mm/min., até o momento de fratura. Os resultados indicaram que alguns adesivos, como o SB ($117,6 \pm 12,2$ MPa), após a desmineralização da dentina, podem restaurar e mesmo exceder os valores da dentina mineralizada ($105,6 \pm 16,3$ MPa). Os autores concluíram, com base nesses resultados, que a infiltração do adesivo pode reforçar a dentina.

Caughman; Chan e Rueggeberg (2001), avaliaram o potencial de polimerização dos cimentos resinosos de dupla ativação simulando diferentes situações clínicas. Seis cimentos resinosos foram testados: Calibra (Dentsply), Choice (Bisco), Insure (Cosmodent), Lute-It (Jeneric/Pentron), Nexus (Kerr), Vaiolink II (Ivoclar-Vigodent). Os espécimes de cimento resinoso foram preparados para cada material com auxílio de duas tiras de matriz plástica e uma placa de vidro. Uma porção de cimento resinoso foi manipulada e colocada entre as tiras, sendo pressionada pela placa de vidro de modo a conseguir espécimes planos com 70 μ m

de espessura, aproximadamente. Cada cimento foi polimerizado, conforme as seguintes hipóteses postuladas: 1 – Fotoativação de 40 seg diretamente sobre os corpos-de-prova; 2 – Fotoativação de 40 seg através de um disco de porcelana de 3 mm sobre o cimento resinoso; 3 – Dupla ativação, iniciada com a ativação de luz por 40 seg sem interferência de disco de porcelana; 4 – Dupla ativação, iniciada com 40 seg de exposição de luz, com a interferência do disco de porcelana; e 5 – Auto-ativação, sem a presença de luz. O aparelho de luz empregado foi o de lâmpada halógena (Spectrum 800 – Dentsply). Três espécimes de cada cimento foram confeccionados para cada hipótese. Após sete dias de armazenamento na ausência de luz, o grau de conversão (GC) foi determinado com espectrofotômetro de FITIR (FTS-40, BioRad). Os resultados foram analisados pelo teste ANOVA de mão única e teste de Tuckey-Kramer para determinar a significância. Para o cimento Calibra, o maior GC (70%) foi conseguido com a hipótese 3. No caso do cimento Nexus, o GC maior (90%) ocorreu para as hipóteses 3 e 4. No caso do cimento Chioce (94%), ocorreu para 3 e 4, sendo que os menores valores de GC ocorreram na hipótese 5. Para o produto Insure, os valores mais altos de GC (90%) foram para 3 e 4 e os mais baixos (81%), para 2. Para o Lute-It, os valores mais altos de GC foram para 1 (100%) e os mais baixos, para 2 (87%). Para o Variolink II, os valores mais altos foram para 3 e mais baixos, para 2. Os autores concluíram que a escolha entre os cimentos resinosos de dupla ativação deve ser baseada na sua indicação, pois nenhum produto é adequadamente polimerizado para toda situação clínica. Nenhum dos cimentos testados pode ser considerado “totalmente dual”.

Hoffmann et al. (2001), compararam a eficiência de polimerização do cimento resinoso de dupla ativação polimerizado por auto-ativação, dupla-ativação e

fotoativação. Foram estudados quatro cimentos de dupla ativação (Vaiolink II /Ivoclar-Vigodent, Cerec Vita/ Coltene, Nexus/ Kerr, Sono Cem/ 3M ESPE) e um químico (Panávia 21/ Kuraray). Os espécimes dos cimentos resinosos de dupla ativação foram confeccionados entre as placas de microscópio polimerizadas de cinco diferentes modos: 1) Auto-ativação (CC); 2) Dupla-ativação (DC); 3) Dupla-ativação com interferência de disco de porcelana (DCtP); 4) Fotoativação (LC); 5) Fotoativação com interferência de disco de porcelana (LCtP). Os espécimes do cimento químico foram confeccionados de acordo com as recomendações do fabricante. A resistência flexural e módulo de elasticidade foram avaliados de acordo com a norma ISO 4049. O teste de dureza foi realizado 24 h após a polimerização, por meio do teste Zwick (D-89079). Os resultados do teste de resistência flexural e módulo de elasticidade para todos os materiais e parâmetros da dupla-ativação obtiveram valores mais altos com LC, quando a irradiação foi feita através do disco de porcelana. Na auto-ativação, a resistência flexural foi de 68.9 – 85.9%, o módulo de elasticidade 59.2 – 94.5% e a dureza Vickers 86.1 – 101.4% correspondendo aos valores da polimerização da dupla ativação com irradiação direta. A fotoativação através do disco de porcelana teve seus valores reduzidos para todos os materiais e parâmetros. Em contraste, a polimerização dupla manteve a resistência flexural para todos. Os autores concluíram que a polimerização química é eficiente e que a polimerização de dupla ativação obteve as melhores propriedades mecânicas em comparação com a fotoativação.

Lee e Um (2001), analisaram quatro cimentos resinosos de dupla ativação (1- Bistite/ Tokuyama, 2- Scotch- bond/ Vivadent, 3- Duolink/ 3M ESPE, e 4- Duo Cement/ Coltene), para avaliar o tempo de presa e o modo de ativação desses

cimentos sob discos de porcelana de 1, 2 e 4 mm de espessura, como utilizado clinicamente em restaurações tipo inlays e onlays. As seguintes análises foram utilizadas: 1 - Termo-gravimétrica (mudanças de peso em função da temperatura), 2 - Diferencial de Esquadrimento de Calorimetria (DSC) para os cimentos quimicamente ativados e com ativação física (luz) XL-1000 (3M/ESPE), com e sem a interposição do disco. A razão de calor liberado e o tempo de pico do calor foram medidos nas duas reações de ativação nos discos de 1, 2 e 4 mm. Nos discos de 4 mm, o tempo de exposição foi de 40 e 60 seg, para verificar o tempo mais efetivo para uma correta polimerização. A velocidade de presa pela fotoativação foi de 5-20 vezes mais rápida que a ativação química. O pico de calor teve um aumento de 1-51,1-87 e 3-24 vezes, para a polimerização dos discos de 1, 2, 4 mm respectivamente. Os autores concluíram que o tempo de exposição recomendado pelos fabricantes foi insuficiente para compensar a diminuição de luz para os discos de 4 mm de porcelana.

Foxton et al. (2002), avaliaram o efeito de diferentes estratégias de polimerização na durabilidade de cimento resinoso de dupla ativação sob cerâmica. Blocos de cerâmicas foram cortados em pares de lâminas de 3 mm de espessura, os quais foram polidos com discos Sic, com 600 de granulação. As cerâmicas foram silanizadas usando um dos dois primers cerâmicos: (1) Tokuso Ceramic Primer (TCP) e (2) K-etchant/Clearfil Liner Bond 2V Primer (LB2V). Também foram unidas com um dos dois cimentos resinosos de dupla ativação (Bistite II, Panavia F), para que se pudesse estabelecer quatro grupos experimentais. Cada grupo foi submetido a uma das três estratégias de polimerização: 1 – sem luz; 2 – 20 seg de luz em uma direção; e 3 – 20 seg para cada uma das seis direções. Após 24 h de

armazenamento em água a 37 °C, foram produzidas lâminas de 0,7 mm de espessura, por meio de cortes perpendiculares à interface adesiva. Após uma ou seis semanas, duas lâminas foram aleatoriamente selecionadas e fatiadas em palitos, para o teste de resistência adesiva por micro-tração (μ TBS). Os dados foram avaliados pelo teste de Kruskal-Wallis e Wilcoxon ($p < 0,05$) e os modos de falhas foram determinados usando um microscópio de escaneamento a laser. Após o primeiro com TPC, a (μ TBS) do Bistite II aumentou significativamente sobre o tempo de exposição, quando exposto a luz, em contraste a (μ TBS) do grupo sem luz, que teve um decréscimo significativo sobre o tempo ($p < 0,05$). Após o primeiro com TPC, a (μ TBS) do Panávia F aumentou com o tempo e após seis semanas de armazenamento em água, não houve diferenças significativas entre os grupos com e sem exposição de luz ($p < 0,05$). O aumento na (μ TBS) foi associado ao aumento do número de falhas coesivas no cimento resinoso. Após o tratamento com ácido fosfórico, primeiramente LB2V/PBA, e exposição à luz, a (μ TBS) do Bistite II permaneceu estável, enquanto que o Panávia F reduziu significativamente com o tempo ($p < 0,05$). O (μ TBS) do grupo sem luz LB2V/PBA reduziu significativamente com o tempo ($p < 0,05$). Os autores concluíram que a durabilidade do cimento resinoso de dupla ativação / união cerâmica depende dos múltiplos componentes dos primers cerâmicos e da quantidade de luz recebida pelo cimento resinoso.

Furukawa, Inai e Tagami (2002), estudaram o efeito da espessura e da adesão de três cimentos resinosos na resistência à fratura de restaurações indiretas. Um disco de resina composta foi confeccionado como restauração indireta e aderido a discos de dentina bovina, usando os três cimentos resinosos com três espessuras diferentes (15, 150 e 500 μ m). Os espécimes restaurados foram

armazenados a 37 °C, por 24 h. Após esse período, foram submetidos a testes de dureza e resistência adesiva. O efeito da espessura dos cimentos foi desprezível. Os autores concluíram que, quando a restauração indireta é aderida ao substrato dental, a adesão do cimento resinoso é muito importante para a resistência à fratura da resina composta indireta.

Mak et al. (2002), avaliaram cimentos resinosos sob restaurações indiretas de resina composta por meio da resistência adesiva e análise fotográfica. Foram utilizadas trinta superfícies dentinárias de terceiros molares hígidos, divididos em quatro grupos de acordo com o cimento utilizado: G1 (AC) – Al Bond2/Choice (Bisco Inc.); G2 (RX) – Single Bond/ RelyX (3M ESPE); G3 (SB) – Super-Bond (C&B); e G4 (PF) – Panavia F (Kuraray). A manipulação dos cimentos resinosos e silanização das resinas indiretas foram feitas de acordo com as instruções de cada fabricante. Os dentes foram seccionados em “palitos”, com área de 0,9 X 0,9 mm², para serem submetidos ao teste de micro-tração (μ TBS) na máquina de teste universal (modelo 4440, Instron Inc.), a uma velocidade de 1mm/min. A tensão (MPa) era aplicada até a ruptura dos espécimes. Em seguida, foram analisados por escaneamento no microscópio eletrônico de varredura (SEM) e classificados segundo o modo de fratura. A análise estatística com teste ANOVA mostrou que, nos grupos AC e RX, as falhas eram predominantemente adesivas. Falhas coesivas na resina indireta foram observadas primeiramente no grupo SB, que exibiu valores intermediários de (μ TBS). No grupo PF, com menores valores de (μ TBS), as falhas ocorreram ao longo da superfície dentinária. Os autores concluíram que a união entre a resina composta indireta e cimento resinoso nos grupos AC ou RC foi deficiente. O grupo 3 (Super bond, C&B) exibiu uma tensão intermediária e o 4

(Panavia F) é o menos confiável quando associado ao primer autocondicionante, na dentina, em restaurações indiretas de resina composta.

Dong et al. (2003), avaliaram se o modo de polimerização dos sistemas adesivos influencia a resistência adesiva de cimentos resinosos. A resistência adesiva pelo teste de cisalhamento foi calculada para dois cimentos resinosos, Calibra (Dentsply) e RelyX ARC (3M ESPE), polimerizados por auto-ativação, em combinação com quatro diferentes sistemas adesivos -Scotchbond Multipurpose Plus (3M DentalProducts), Prime & Bond NT (Dentsply/Caulk) e IntegraBond (Premier), aplicados em dentina bovina e polimerizados pela forma de dupla ativação, fotoativados e auto-ativados. Totalizando dezesseis combinações de cimentos resinosos e sistemas adesivos para comparações. O pH de cada sistema adesivo foi mensurado com um eletrodo de referência Ag/AgCl (Fisher Scientific Canada, Nepean, Ont.) e um medidor de pH (model620, Fisher Scientific Canada). As variações encontradas para cada combinação estavam relacionadas à marca comercial dos produtos e ao método de polimerização. Após análise estatística, não se observou relação consistente entre resistência adesiva e método de polimerização. Diferenças significantes na resistência adesiva foram encontradas especificamente para propriedades das marcas comerciais. Os valores mais baixos de resistência adesiva foram encontrados para Prime & Bond NT e IntegraBond, em combinação com ambos cimentos resinosos. O valor do pH está relacionado à formulação do fabricante e o baixo pH corresponde a uma baixa resistência adesiva. Os autores concluíram que a associação da acidez do sistema adesivo e a eficiência da auto-ativação do cimento resinoso de dupla ativação talvez sejam responsáveis pela baixa resistência adesiva quando o cimento é usado na forma auto-ativada.

Jayassooriya et al. (2003), avaliaram o efeito de uma camada de resina flow na melhora da resistência adesiva do cimento resinoso Panavia F (Kuraray), na dentina, em restaurações indiretas, comparando-as à das restaurações diretas. Nesse estudo, foram utilizados 35 pré-molares extraídos por razões ortodônticas. Estes foram divididos em sete grupos (dois para restaurações diretas e cinco para indiretas). Para as restaurações indiretas, os sistemas adesivos utilizados foram (DBS), Clearfil SE Bond, (Kuraray) (SE), ou Single Bond (3M ESPE) (SB), com e sem a resina flow Protect Liner F (Kuraray) (PLF), de acordo com as instruções do fabricante. A superfície dentinária do grupo controle foi armazenada sem tratamento prévio e os compósitos indiretos (Estenia) foram cimentados com Panavia F. Para as restaurações diretas, os sistemas adesivos SE e SB também foram aplicados na superfície dentinária e foi construído um bloco em resina composta Clearfil AP-X. Após 24 h de armazenamento, o teste de micro-tração foi realizado em uma velocidade de 1 mm/min. Os dados foram analisados pelo teste de variância de mão única e pelo teste Fisher com $p < 0,05$. O sistema adesivo original do cimento resinoso Panavia F na dentina melhorou significativamente com o uso de uma camada de resina na técnica de restauração indireta. A combinação de DBS e PLF mostrou uma resistência adesiva significativamente mais alta em comparação ao uso de apenas DBS. A combinação de SE e PLF com uma camada de resina forneceu valores de resistência adesivos mais altos nas restaurações indiretas. Os autores concluíram que a aplicação de uma camada de resina composta flow, associada ao sistema adesivo dentinário, melhora significativamente a resistência adesiva do cimento resinoso Panavia F, em restaurações indiretas. Contudo, a resistência adesiva de restaurações indiretas é significativamente menor que a das restaurações de resina composta direta, sem a aplicação da resina composta flow.

Maia e Vieira (2003), por meio de revisão de literatura, apresentaram algumas propriedades físico-mecânicas dos cimentos resinosos disponíveis atualmente. Os autores analisaram sua solubilidade, resistência ao desgaste, espessura de película, grau de conversão e propriedades mecânicas. Os cimentos resinosos disponíveis no mercado apresentam melhorias no que diz respeito a suas propriedades físico-mecânicas (alta resistência à compressão e à tração, menor solubilidade aos fluidos bucais, dureza, adesão à estrutura dental e potencial de reforçar a estrutura dental remanescente), em relação aos cimentos tradicionais. Porém, apresentam limitações (sensibilidade técnica, espessura de película, curto tempo de trabalho e dificuldade na remoção de excessos), que devem ser levadas em conta no momento da seleção do material. Para sucesso clínico a longo prazo, é importante escolher o cimento resinoso indicado para sua aplicação clínica.

Piwowarczyk e Lauer (2003), avaliaram as propriedades de cimentos após o armazenamento em água. Foram analisadas várias classes de cimentos: dois fosfato de zinco (Harvard Cement/Richer e Hoffmann, Fleck's/Mizzy Inc); dois cimentos de ionômero de vidro (Fuji I/GC Corp e Ketac Cem/3M ESPE); três cimentos de ionômero de vidro modificados (Fuji Plus/ GC Corp., Fuji Cem/ GC Corp e RelyX/ 3M ESPE); quatro cimentos resinosos de dupla ativação (RelyX Arc/3M ESPE, Panavia F/ Kuraray, Variolink II/IvoclarVivadent e Compolute/ 3M ESPE) e um cimento resinoso auto-ativado (RelyX Unicem/ 3M ESPE). As amostras foram preparadas e avaliadas de acordo com as especificações ISO. Os espécimes para a resistência flexural (RF) e resistência compressiva (RC) foram tensionados até o momento de fratura, com velocidade constante de 1 mm/min. As propriedades mecânicas foram mensuradas após o armazenamento em água destilada, a uma

temperatura de $37,0 \pm 1,0$ °C, por 24 h e 150 dias, após a mistura. Os resultados foram analisados pelo teste ANOVA e Duncan's. Os cimentos resinosos obtiveram valores mais altos de RF e RC quando seguidos do cimento resinoso auto-ativável. Esses materiais foram estatisticamente mais resistentes que os cimentos de ionômero de vidro, modificados ou não com resina, e cimento de fosfato de zinco. O armazenamento de cento e cinquenta dias não aumentou as propriedades mecânicas dos materiais testados. Os autores concluíram que os cimentos diferiram consideravelmente com respeito a suas propriedades mecânicas. Essas diferenças deveriam ser consideradas no momento de selecionar o material para determinada aplicação clínica.

Aksornmuanga et al. (2004), avaliaram a resistência adesiva de um cimento resinoso de dupla ativação, por meio do teste de micro-tração (μ TBS), em diferentes regiões dos pinos de fibras de vidro e quartzo e com diferentes métodos de tratamento superficial. Foram usados vinte e cinco pinos de fibra de vidro com zirconia (Snowpost) e vinte e cinco pinos de fibra de quartzo (Aestheti-More), divididos aleatoriamente em cinco grupos, de acordo com os tratamentos de superfície: (1) nenhum tratamento de superfície (controle); (2) sistema adesivo de dupla ativação Clearfil Liner Bond 2V(Kuraray Medical Inc.) (Lb); (3) LB flow com polimerização de 20 seg; (4) silano Clearfil Photobond (Kuraray Medical Inc.) com ativação da porcelana(PB +PBA), (5) PB +PBA com polimerização de 20 seg (PB +PBA + LC). Cavidades artificiais para os pinos foram preparadas em resina com dimensões de 1 X 1 X 2 cm. Os pinos foram cimentados nas cavidades artificiais com cimento resinoso dual Clearfil DC Core (Kuraray, Medical Inc.) e polimerizado por 60 seg no topo da cavidade. Após 24 h de armazenamento na água, cada

espécime sofreu oito cortes de dimensões de 0.6 X 0.6 mm para o teste de μ TBS. Os dados foram divididos em três regiões (superfície/meio/base) e analisados pelo teste Dunnet e ANOVA. Não houve diferença estatisticamente significativa na resistência adesiva entre as três regiões ($p > 0,05$). A resistência adesiva foi aumentada pela aplicação do agente silano. Para o Snowpost, a fotoativação aplicada à superfície do pino melhorou significativamente a resistência adesiva ($p < 0,05$), enquanto a resistência adesiva do Aestheti-more não foi afetada ($p > 0,05$). Os autores concluíram que a resistência adesiva dos pinos de fibra cimentados com cimento resinoso dual depende do tipo de pino e do tratamento de superfície. Não houve diferenças da resistência adesiva entre as regiões avaliadas.

Santos Júnior et al. (2004), avaliaram o efeito da densidade de potência e do tipo de aparelho fotoativador na dureza de cimentos resinosos e resina composta. Espécimes em forma de discos foram preparados para quatro cimentos resinosos de dupla ativação (variolink II/Ivoclar, Calibra/Dentsply, Nexus II/Kerr e Rely X ARC/ 3M ESPE). Dois aparelhos fotoativadores de lâmpada halógena (QTH) foram empregados (Visilux II, com 550 mW/cm^2 e Optilux 501 com 1360 mW/cm^2) e um aparelho a base de LEDs (Elipar Free Light com 320 mW/cm^2) foi utilizado para fotoativação dos materiais com tempos de 10, 30 e 40 seg. Os espécimes foram fotoativados com um dos três aparelhos fotoativadores e foram testados após 24 h. Adicionalmente, foram testados espécimes polimerizados pela auto-ativação, após os tempos de 15, 30 e 60 min e 24 h. Espécimes com 2,5 mm de resina composta (Herculite) foram preparados. Os dados de dureza Knoop foram mensurados e submetidos à análise estatística. Os grupos foram significativamente diferentes entre si ($p < 0,05$). A maior densidade de potência conferiu os mais altos valores de dureza

para os três tempos de exposição. Para os cimentos resinosos, o aparelho LEDs resultou em valores de dureza similares ao QTH. No entanto, ambos os aparelhos fotoativadores, LEDs e QTH convencional e de alta densidade de potência, apresentaram menores resultados de dureza quando comparados aos da resina composta nos três tempos de exposição. Para todos os cimentos resinosos, à exceção do Nexus II, a auto-ativação resultou em menores valores de dureza quando comparados aos da dupla ativação. Os autores concluíram que a alta densidade de potência associada ao maior tempo de exposição conferiu os mais altos valores de dureza Knoop.

Usumez et al. (2004), avaliaram a polimerização do cimento resinoso de dupla ativação Variolink (Bisco), sob facetas de porcelana IPS Empress 2, por meio do teste de micro-tração e análise da interface adesiva no microscópio eletrônico de varredura (SEM) (JSM-5600 Jeol Ltd.). Foram utilizados vinte incisivos centrais superiores humanos hígidos. Esses foram seccionados 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte e colocados num suporte de resina acrílica auto-polimerizável, com a superfície vestibular voltada para cima. O preparo dos dentes foi feito com ponta diamantada (KS1; 35005-31-52). O cimento foi manipulado e aplicado nos dentes preparados e nos laminados de porcelana e foi adaptado com pressão digital. Os espécimes foram divididos em dois grupos: G1 – fotoativados com lâmpada halógena Hilux 350 (Express Dental Products), por 40 seg, dos quais 20 na face mesial e 20 na face distal; G 2 – fotoativados com aparelho de arco plasma PAC System (American Dental Technologies), por 6 seg, dos quais 3 na face mesial e 3 na face distal. No G2, foram observadas grandes fendas marginais nas interfaces cimento/dentina, daí a menor resistência adesiva; no G1, as fendas não

foram observadas e obtiveram-se valores maiores na resistência adesiva. Os autores concluíram, com base nos resultados desse estudo, que a alta potência talvez seja tão eficiente quanto exigida. E o tempo de polimerização recomendado pelos fabricantes deveria ser estendido sempre que a intensidade de luz for reduzida pelo aumento da distância ou por quaisquer outros fatores.

Wendl e Droschl (2004), avaliaram a resistência adesiva após 1 e 24 h da fotoativação da resina (Enlight) e fotoativação do cimento de ionômero de vidro (CIV) (Fuji Ortho LC), por meio do uso de diferentes aparelhos de fotoativação (halógena de alta performance, xenon e diodo), para união direta de brackets. A resina autoativada (Concise) foi usada como controle. Com finalidade de comparação entre os grupos, foi utilizada análise de variância (ANOVA) e teste Tuckey HSD. O nível de significância foi estabelecido por $p < 0,05$. Quando comparados dois valores mensurados, o teste-t foi empregado para amostras aleatórias independentes. Todo aparelho fotoativador atinge uma resistência adesiva mínima de 5 a 8 MPa. Com Enlight, a resistência adesiva foi dependente do tempo de polimerização; a lâmpada halógena atingiu os valores mais altos de resistência adesiva de 10 MPa, $p < 0,001$, com tempo de polimerização de 40 seg. No modo de polimerização, os valores mais altos foram encontrados para polimerização dos quatro lados com $p = 0,04$. Por outro lado, o Fuji Ortho LC não dependeu do tempo de polimerização e da luz empregada. A resistência adesiva dos CIV modificados com resina foi similar ou um pouco maior do que a da atingida com a fotoativação de resinas compostas, quando as lâmpadas de curta polimerização foram usadas, mas foram significativamente maiores ($p < 0.001$) quando comparada à dos compósitos adesivos autoativáveis. Após 24 h, a resistência adesiva demonstrou um aumento:

Enlight, 19 %; Fuji Ortho LC, 6.6 %; Concise, 16 %. Ocorreu falha adesiva no teste da Enlight, na interface adesiva, em 90% e com Concise, em 57%. Entretanto, Fuji Ortho LC demonstrou muito mais falhas coesivas e mistas, indicando melhor união entre brackets e cimento.

Andreatta Filho et al. (2005), avaliaram o efeito da ciclagem térmica sobre a resistência adesiva entre a cerâmica aluminizada (Procera AllCeram, Nobel-Biocare) e um cimento resinoso (Panavia F, Kuraray CO). Nove blocos de cerâmica, com dimensões de 5 x 6 x 6 mm, foram condicionados, em uma de suas faces, com o Sistema Rocatec (3M ESPE). Em seguida, os blocos de resina composta (Clearfil AP-X, Kuraray CO) foram cimentados e fotoativados com aparelho de lâmpada halógena XL 3000 (3M ESPE), por 40 seg. Os conjuntos de cerâmica-cimento-resina foram cortados em setenta e cinco corpos-de-prova, com formato retangular, com dimensões de 12 x 1 x 1 mm e superfície adesiva apresentando $1 \text{ mm}^2 \pm 0,1 \text{ mm}^2$. Os corpos-de-prova foram divididos em três grupos (n=25): G1 - quatorze dias em água destilada a 37 °C; G2 - 6000 ciclos em água (5 °C e 55 °C); e G3 - 12000 ciclos em água (5 °C e 55 °C). Os corpos-de-prova foram ensaiados sob velocidade de 1 mm/min em máquina de ensaio universal (EMIC). Os dados foram tratados estatisticamente com os testes de ANOVA e Tukey e indicaram que os valores médios de tensão de rupturas (MPa) de G1 ($10,71 \pm 3,54$) não diferiram estatisticamente ($p < 5 \%$) de G2 ($9,01 \pm 3,90$). Porém, houve diferença significativa entre G1 e G3 ($7,28 \pm 3,00$). Concluiu-se que a ciclagem térmica diminuiu a resistência adesiva significativamente quando os corpos-de-prova foram submetidos a 12000 ciclos.

Cohelo Santos et al. (2005), avaliaram a influência da técnica adesiva dentinária (com e sem pré-polimerização) na resistência adesiva pelo teste de micro-tração (μ TBS) para dentina e na camada de adesivo nas restaurações indiretas de resina composta. Sete propriedades dos adesivos dentinários foram testadas, incluindo procedimentos de um e múltiplos passos. Os grupos experimentais incluíram pré-ativados (PC) com lâmpada halógena e não pré-ativados (NPC) antes da inserção do cimento resinoso. Trinta molares hígidos receberam preparos méso-oclusais para inlay. As inlays foram feitas com resina composta Tetric-Ceram e cimentadas com cimento resinoso de dupla ativação. Antes da cimentação, cada dente foi tratado com sistema adesivo dentinário com (PC) e (NPC). Após armazenamento por 24 h em água destilada a 37 °C, os dentes foram seccionados em seu longo eixo axial, para a obtenção de “palitos” para o teste de micro-tração, a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados foram submetidos à análise estatística de mão única e dupla do teste de variância ANOVA e comparação múltipla com teste Tukey ($p < \text{ou} = 0.05$). A camada de adesivo foi avaliada por SEM com magnitude de 1000X. A (μ TBS) variou entre 11.7 +/- 4.5 MPa para 43.4 +/- 9.8 MPa. A camada de adesivo não foi visualizada para os adesivos usados NPC. A camada de adesivo para os grupos com PC variou de acordo com as diferentes áreas analisadas.

Gomes et al. (2005), avaliaram a espessura da restauração indireta e o tipo de aparelho de luz utilizado na dureza superficial de um cimento resinoso de dupla ativação. Foram confeccionadas 45 amostras, divididas em nove grupos de acordo com a espessura da resina indireta utilizada. Os aparelhos de luz empregados foram: Optilux 401 (QTH); Optilight CL-LED (Gnatus) e Ultra-Lume LED

5 (Ultradent). A avaliação da dureza foi realizada pela máquina MMT-3 (Buehler), com carga de 50 gf por 30 seg. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística, que demonstrou que tanto a espessura da resina composta indireta de segunda geração quanto os aparelhos de luz têm influência na dureza Vickers do cimento resinoso. Os autores concluíram que o aparelho de luz Optilight CL-LED apresentou os menores valores de dureza e que a espessura de 2 mm diminuiu a dureza Vickers do cimento resinoso.

Nalcaci; Kucukesmen e Uludag (2005), avaliaram o efeito de diferentes modos de fotoativação de um aparelho LEDs (Mini LED/ Setelec) de alta densidade de potência (1100 mW/cm^2), na resistência adesiva de um cimento resinoso de dupla ativação (Rely X ARC/ 3M ESPE), pelo teste de cisalhamento. Foram confeccionados seis cilindros de cerâmica (IPS Empress), com dimensões de $3 \times 3 \text{ mm}$. A superfície dos espécimes foi abrasionada com partículas de alumínio de tamanho de $50 \text{ }\mu\text{m}$, limpas com aparelho ultrasônico, condicionadas com ácido fluorídrico e receberam aplicação do agente silano (Ceramic primer). Seis molares humanos recém-extraídos e isentos de cárie foram colocados na resina acrílica autoativável e a dentina oclusal foi então exposta com disco abrasivo. A superfície dentinária foi condicionada com ácido fosfórico a 37%, seguida da aplicação do sistema adesivo (Single Bond/ 3M ESPE). Os discos de cerâmica foram unidos à superfície dentinária por meio do cimento resinoso de dupla ativação e fotoativado por quatro diferentes modos: 1 – lâmpada halógena (controle) (600 mW/cm^2 por 40 seg); 2 – aparelho LEDs de alta densidade de potência (1100 mW/cm^2 por 10 seg); 3 – aparelho LEDs de alta densidade de potência no modo pulso (1100 mW/cm^2 por 20 seg); e 4 - aparelho LEDs de alta densidade de potência no modo exponencial

(1100 mW/cm² por 20 seg). Após a cimentação dos espécimes, estes foram submetidos ao teste de cisalhamento na máquina de testes universal. Os dados da resistência adesiva foram expressos em MPa e submetidos à análise de variância de 1 caminho e teste Tukey (p= 0,05). Não houve diferenças estatísticas entre o grupo controle e o aparelho LEDs e entre os diferentes modos de ativação do aparelho LEDs utilizados.

Piwowarczyk; Lauer e Sorensen (2005), avaliaram a resistência adesiva de onze cimentos de diferentes fabricantes, sob cerâmica de zircônia pré-tratada (97% ZrO₂, estabilizado com 3% Y₂O₃). Adicionalmente, foi investigada a influência do método de polimerização na resistência adesiva por meio do teste de cisalhamento. Os cimentos avaliados foram: um de fosfato de zinco (Fleck's zinc cement), dois cimentos de ionômero de vidro (Fuji I, Ketac-Cem), três cimentos de ionômero de vidro modificado por resina (Fuji Plus, Fuji Cem, RelyX Luting), quatro cimentos resinosos (RelyX ARC, Panavia F, Variolink II, Compolute) e um cimento resinoso com adesivo auto-condicionante (RelyX Unicem). A superfície da cerâmica foi polida com disco de granulação de 100 µm e coberta com sílica. Depois do procedimento adesivo, um grupo foi testado passados 30 min (Tempo 1), o outro grupo foi armazenado em água destilada a 37 °C, por 14 dias e, subsequentemente, termociclado em 1000 tempos (Tempo 2). A análise estatística foi realizada com teste ANOVA multifatorial. Para comparação múltipla dos pares, o teste Tukey foi empregado. Os valores mais altos de resistência adesiva foi conseguido com o cimento resinoso associado ao adesivo auto-condicionante 9,7 MPa (Tempo 1) e 12,7 MPa (Tempo 2), respectivamente. No caso do sistema Rocatec, os valores

mais altos foram encontrados para o cimento resinoso 15 MPa (Tempo 1) e para o cimento adesivo auto-condicionante com cimento resinoso 19,9 MPa (tempo 2).

Valandro et al. (2005), testaram duas hipóteses: (1) a deposição de sílica afeta a resistência adesiva entre cerâmicas e cimento resinoso; (2) a resistência adesiva é afetada pelo tipo de cerâmica. Dez blocos (5 x 6 x 8 mm) de cerâmicas In-Ceram Zircônia (ZR) e Procera AllCeram (PR) foram confeccionados e duplicados em resina composta. Cinco blocos de cada cerâmica foram assim tratados: (1) ZR + GB (jateamento com partículas de Al_2O_3) + silano; (2) ZR + SC (deposição de sílica/silanização – Sistema CoJet); (3) PR + GB; (4) PR + SC. Os blocos de cerâmica-resina foram cimentados com Panavia F (Kuraray Co.), polymerizadas com lâmpada halógena XL 3000 (3M ESPE) por 40 seg e armazenados em água destilada (37°C / 7 dias). Eles foram então cortados para obter corpos-de-prova em forma de barras (n=30), com uma área adesiva de $0,6 \pm 0,1$ mm². Os CPs foram submetidos ao teste de micro-tração em uma máquina de ensaio universal (1mm/min). Os valores de resistência adesiva foram submetidos à análise de variância (2 fatores) e ao teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). As médias em (MPa) e os desvios-padrão foram: 1) 15,1 (5,3); 2) 26,8 (7,4); 3) 12,7 (2,6); 4) 18,5 (4,7). A deposição de sílica na superfície cerâmica foi maior que o mesmo substrato tratado com GB. Além disso, ZR (com fase vítrea) foi maior que PR (sem fase vítrea).

2.3 TESTE DE MICRO-TRAÇÃO

Carvalho et al. (1994), avaliaram a resistência da união de dois sistemas adesivos (Scotchbond/3M ESPE e Variglass/Dentsply), utilizando o método de ensaio por micro-tração. Foram utilizados vinte terceiros molares irrompidos. O esmalte oclusal e periférico foi removido e, em seguida, os sistemas adesivos foram aplicados na superfície dentinária. Blocos de resina composta foram construídos pela técnica incremental, com altura aproximada de 3-4 mm. Os espécimes foram armazenados em água a 37 °C, por 24 h. Em seguida, os dentes foram submetidos a cortes para que se obtivessem espécimes com áreas de 0,5 x 0,5 mm e foram tensionados pelo teste de micro-tração. A principal conclusão desse estudo foi que a resistência à tração depende da superfície adesiva. Observou-se também uma relação inversa entre a resistência à tração e a área de superfície adesiva, no caso do uso de ambos os materiais.

Sano et al. (1994), avaliaram a relação entre a área de superfície dentinária adesiva e a força de tração dos materiais. O esmalte oclusal de trinta terceiros molares humanos extraídos foi removido e um bloco de resina composta foi aderido a essa superfície exposta. Após 24 h, os espécimes foram seccionados no sentido do seu longo eixo axial, com 10 a 20 cortes, por meio de um disco diamantado. Na linha adesiva, foi realizada uma depressão, para dar aos pequenos espécimes uma forma de ampulheta. O teste de tração foi mensurado por meio de um adaptador feito sob encomenda, o qual pôde adaptar os espécimes à máquina de tração. A força de tração foi inversamente proporcional à área da superfície adesiva. Nessas pequenas áreas de superfície, o modo de falha adesiva foi predominante. Os autores concluíram que esse novo método permite mensurar altos

valores de resistência adesiva, sem apresentar falhas coesivas na dentina, além de também permitir multiplicar o número de espécimes de um único elemento dental.

Gomes (1999), avaliou *in vitro* a influência dos sistemas adesivos e dos materiais restauradores na resistência adesiva com o substrato dentinário. Utilizou oito terceiros molares hígidos, cujo esmalte oclusal foi removido para exposição da superfície dentinária. As superfícies expostas foram tratadas com sistemas adesivos (Scotchbond MP Plus/ 3 M ESPE, Clearfil Liner Bond 2/Kuraray) e as peças cerâmicas (IPS Empress/ Ivoclar) e de polymer glass (Artglass/Kulzer) foram cimentadas de acordo com as recomendações dos fabricantes. Em seguida, os dentes foram armazenados por 48 h, a 37 °C. posteriormente, foram cortados em espécimes com espessuras de $1,1 \pm 0,1$ mm e submetidos ao teste de micro-tração. A análise estatística não demonstrou diferenças na resistência de união quando a variável foi o material restaurador. Porém, no caso dos sistemas adesivos houve diferença estatística, pois o material Clearfil Liner Bond 2 apresentou valores de união mais elevados.

Pashley et al. (1999), realizaram revisão de literatura no sentido de descrever as modificações do teste de micro-tração, com o objetivo de melhor desenvolver seu papel. Os autores observaram que o essencial desse teste é a divisão do dente restaurado em lâminas de 0,5 e 1 mm, aproximadamente, para que a força de tração fosse concentrada durante o teste na interface adesiva. Entre as vantagens observadas está a obtenção de vários espécimes de um mesmo dente. Não há necessidade de matriz para delimitar a área adesiva e o tamanho da área é determinado pelas dimensões dos espécimes. As várias modificações têm sido

usadas de forma a mensurar as diferenças regionais da resistência adesiva, através da superfície oclusal dentinária. Essa técnica é ideal para avaliação de durabilidade a longo prazo da resina adesiva. Os autores concluíram que o teste de micro-tração oferece uma versatilidade que não pode ser encontrada no método convencional. É um método mais trabalhoso do que o convencional, porém o grande potencial de perspicácia dentro da resistência adesiva dos materiais restauradores é clinicamente relevante.

Garcia et al. (2002), avaliaram, por meio de revisão de literatura, os testes laboratoriais que verificam a união resina-dentina. Os testes abordados foram os de tração, micro-tração, cisalhamento, micro-cisalhamento, nanoindentação, tenacidade de fratura, análise da distribuição de tensões na interface e fractografia. Os autores concluíram que o melhor método é aquele que atende aos objetivos do trabalho e, principalmente, às hipóteses levantadas. Uma adequada metodologia conduz a uma correta avaliação e interpretação dos resultados do teste selecionado.

Goracci et al. (2004), avaliaram se o substrato, a forma e a espessura dos espécimes influenciam significativamente no resultado da resistência adesiva. Foram utilizados sessenta e quatro terceiros molares para o teste de micro-tração, os quais foram preparados no esmalte e na dentina, com diferentes formas e espessuras. Os dentes foram divididos em dezesseis grupos (n= 4). Os grupos de 1 a 8 tiveram o formato de ampulheta. Nos grupos de 1 a 4, os preparos foram feitos no esmalte e as espessuras dos espécimes foram de 0,5 x 0,5 mm, 1 x 1 mm, 1,5 x 1,5 mm e 2 x 2 mm, respectivamente. Os grupos de 5 a 8 foram preparados da mesma maneira que os anteriores, porém o preparo foi na dentina. Os grupos 9 a 16

incluiram os espécimes na forma de “palitos”. Os grupos de 9 a 12 tiveram as mesmas espessuras (4 espessuras) e foram preparadas no esmalte. Os grupos 13 a 16 foram tratados da mesma maneira, diferenciando-se apenas no preparo na dentina. Dois espécimes de cada grupo foram submetidos à análise por escaneamento no microscópio eletrônico de varredura (SEM). O substrato, a forma e a espessura apresentaram diferenças estatísticas nos valores da resistência adesiva ($p < 0,05$). Os mais altos valores foram encontrados no caso de dentina *versus* esmalte e “palitos” *versus* ampulheta. A análise SEM revelou que os cortes dos espécimes, especialmente no esmalte, apresentaram linhas de fratura na área de ação dos cortes. Os autores concluíram que a espessura dos espécimes não deve exceder 1 x 1 mm quando se tem intenção de usar o formato de ampulheta

Reis et al. (2004), realizaram um estudo com objetivo de avaliar a influência do tempo de armazenamento e da velocidade de corte durante o preparo dos espécimes para o teste de força adesiva do adesivo de frasco único na dentina. Para tanto, foram utilizados trinta e seis dentes (seis meses após extração) armazenados em 0,5% de cloramina. As amostras foram divididas em nove grupos experimentais, cada um com quatro dentes submetidos a diferentes condições (tempo de estocagem; 10 min, 24h e 1 semana / velocidade de corte : 0,5, 1,6 e 2,6 mm/seg). Após o desgaste do esmalte oclusal e o polimento da dentina adjacente, os dentes foram tratados com sistema adesivo (Single Bond, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) de acordo com as instruções do fabricante e restaurados com resina composta (Z250, 3M ESPE) com incrementos de 1 mm, cada um polimerizado por 30 seg. Após os respectivos tempos de armazenamento, os espécimes foram seccionados nas direções x e y, com o disco diamantado Labcut 1010, na máquina

de corte (Extec, Enfield, CT, USA) com 100, 200 e 300 revoluções por minuto, para obtenção dos “palitos” com área aproximada de $0,8 \text{ mm}^2$. Os espécimes foram fixados na máquina de testes universal (Kratos Dinamometros, São Paulo, SP, Brasil) e sujeitos à força de tração numa velocidade constante de $0,5 \text{ mm/min}$. Os modos de falhas adesivas foram examinados numa magnetude de 400 X com estéreo microscópio (HMV – 2, Shimadzu, Tóquio, Japan) e classificadas como: C – Coesiva, A – adesiva ou M – Mista. Efeitos altamente significantes e interativos ($p < 0.0001$) foram detectados. Os mais altos valores da resistêncnia adesiva foram obtidos no tempo de armazenamento de 1 semana e velocidade de corte de $2,6 \text{ mm/s}$. Os menores valores foram encontrados quando os espécimes foram preparados imediatamente após a inserção e corte da resina composta. Ambos, tempo de estocagem e velocidade de corte, podem afetar os resultados da força adesiva. No entanto, as variáveis podem ser controladas no teste adesivo de microtração.

Sadek et al. (2004), avaliaram a influência da geometria dos espécimes em dentina e esmalte, no teste de micro-tração. Utilizaram trinta e dois molares hígidos divididos em dois grupos: D – dentina e E – esmalte. Para o grupo D, a dentina oclusal foi exposta e para o grupo E, a superfície vestibular foi asperizada. Em seguida, aplicou-se um sistema adesivo experimental (ABF/ Kuraray) e um bloco de resina composta (Clearfil APX/ Kuraray) foi construído sobre o dente. Após 24 h, os dentes foram aleatoriamente divididos em quatro subgrupos, segundo o formato (ampulheta ou palito) e a área de união ($0,5 \text{ mm}^2$ e 1 mm^2). Os cortes foram realizados para a obtenção dos espécimes e, em seguida, estes foram submetidos ao teste de micro-tração. Tanto o substrato como quanto as dimensões

e os formatos influenciaram estatisticamente os resultados de resistência adesiva. Essa ocorrência foi mais comum no esmalte do que na dentina. O entalhamento para obtenção dos espécimes em ampulheta, principalmente em esmalte, é bastante crítico e influencia os resultados de adesão.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo foi desenvolvido para testar a seguinte hipótese:

- Não há diferenças na interface adesiva de uma resina laboratorial de segunda geração quando empregados diferentes aparelhos de luz LEDs e lâmpada halógena para a fotoativação do sistema adesivo e cimento resinoso de dupla ativação.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 PREPARO DOS DENTES

Para realização desse estudo, foram utilizados vinte terceiros molares humanos íntegros, de pacientes cuja faixa etária variou de 19 a 22 anos. Após a extração, os dentes foram limpos com pasta de pedra pomes e água, com auxílio de escova Robson montada em contra-ângulo. Em seguida, os dentes foram avaliados com lupa estereoscópica Zeiss* (10X de aumento). Os espécimes que apresentaram trincas, tecido cariado ou falhas na superfície do esmalte foram descartados. Posteriormente, os dentes foram armazenados em soro fisiológico a 4 °C., por um período não superior a três meses (CARVALHO et al., 1994; GOMES, 1999; PASHLEY et al., 1999; REIS et al., 2003; GOULART et al., 2004; SADEK et al., 2004;). Após esse período, o esmalte dental da região oclusal de cada dente foi removido por desgaste, numa inclinação de 180 °C, sobre um disco de carbureto de silício com granulação 60 (recortador de gesso)** . (REIS et al., 2003) (figura 1). Se durante o desgaste da superfície oclusal, a câmara pulpar fosse exposta, o dente era imediatamente descartado. A superfície dentinária exposta (figura 2) foi então polida com disco de lixa de carbureto de silício com granulação de 600***, utilizando-se uma politriz (figura 3) por 60 seg., para padronizar a “smear layer” . (REIS et al., 2003). Realizou-se um guia (figuras 4) com ponta diamantada**** na face mesial ou distal de cada dente, para facilitar a futura adaptação da restauração indireta. Posteriormente, os dentes foram armazenados em soro fisiológico e mantidos em temperatura ambiente, até a confecção das restaurações em resina laboratorial de segunda geração.

* West Germany – modelo 475200/9901

** DRILLCO S900 TYPE 125/40 com 1700 rotações por minuto

*** Polipan2/Pantec²

**** 3031KG Sorensem



Figura 1 – Recortador de gesso DRILLCO S 900



Figura 2 – Aspecto da superfície dentinária preparada



Figura 3 – Politriz Polipan2



Figura 4 – Guia na superfície mesial

4.2 OBTENÇÃO DAS RESTAURAÇÕES EM RESINA LABORATORIAL DE SEGUNDA GERAÇÃO

A restauração foi esculpida sobre o próprio dente e tomou-se o cuidado de passar previamente uma camada de vaselina sólida, para evitar possível adesão à estrutura dental. A resina foi aplicada em camadas, com espessura de aproximadamente 1,0 mm, com auxílio de uma espátula Thompson. As aplicações totalizaram 4 mm de espessura (figura 5). Após cada camada, a resina foi polimerizada com aparelho à base de luz Xenônio Estroboscópica* (figura 6), por um período de 90 seg. A última camada foi fotoativada por 180 seg, seguindo as orientações do fabricante. A fonte ativadora, pela alta intensidade de luz que emite

* APARELHO DE LUZ - XENON PULSE - Curing System - Protécnico equipamentos

nos primeiros 20 milissegundos, seguidos por 80 milissegundos de ausência de luz, permite um aumento na qualidade da polimerização devido ao relaxamento parcial do material, necessário para que este seja adequadamente polimerizado. O acabamento e polimento das restaurações de resina laboratorial de segunda geração foram feitos primeiramente com pedra montada de granulação de $5\ \mu\text{m}^*$, para remoção dos excessos mais grosseiros. Em seguida, fez-se um polimento com escova Robson e disco de Feltro^{**}. Terminada a confecção e polimento das restaurações, cada dente com sua respectiva restauração foi envolto com gaze umedecida por soro fisiológico e armazenado em recipiente individual, devidamente identificado, por aproximadamente 16 h.



Figura 5 - Verificação da espessura da restauração (4mm)



Figura 6 – Aparelho à base de luz Xenônio Estroboscópica

* Bordante Brocas de sílica

** EVE

4.3 PREPAROS DAS SUPERFÍCIES

4.3.1 TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE INTERNA DA RESTAURAÇÃO

Na face interna da restauração, que ficaria em contato com a superfície dentinária, foi realizado um jateamento com óxido de alumínio 50 μm durante 30 seg; fez-se aplicação do sistema adesivo Single Bond 2 Adper* por 20 seg e secagem levemente com ar por 5 seg para remoção do solvente. Optou-se por não fotoativar o sistema adesivo. (COHELO et al., 2005).

4.3.2 TRATAMENTO DA DENTINA

As superfícies dentinárias receberam o mesmo tratamento, com o sistema adesivo Single Bond Adper, de acordo com as orientações do fabricante:

a) Condicionamento da superfície dentinária com ácido fosfórico a 35%, durante 15 seg, lavagem por 30 seg. e secagem com papel absorvente**. b) Aplicar duas camadas do adesivo com auxílio de um pincel descartável (Microbrush)*** sobre toda a superfície dentinária por 20 seg., secar levemente com ar por 5 seg., com finalidade de evaporar o solvente, observando uma superfície uniforme e brilhante.

Todos os grupos utilizaram a mesma metodologia até esse passo, variando o aparelho fotoativador para a polimerização do sistema adesivo, que foi realizada por 10 seg., de acordo com os grupos de estudo (quadro 1).

* 3M ESPE

** Filtro de papel Melitta

*** TDV

Quadro 1 – Grupos experimentais de acordo com os diferentes aparelhos utilizados para a fotoativação durante a cimentação das restaurações indiretas

Grupos	Aparelho fotoativador	Densidade de potência (mW/cm ²)*	Classificação	Diâmetro da ponta ativa (mm)	Presença de fio	Presença de sistema de refrigeração
G 1	Optilux ^{**} (Demetron)	586	QTH	13	Sim	Sim
G 2	L.E.Demetron ^{***} (Kerr)	1197	LEDs (4 LEDs)	11	Não	Não
G3	Ultra-Lume LED5 ^{****} (Ultradent)	1207	LEDs (5 LEDs)	10 x 13	Sim	Não
G 4	Optilight CL ^{*****} (Gnatus)	650	LEDs (1 LEDs)	8	Sim	Não

4.4 CIMENTAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES EM RESINA LABORATORIAL DE SEGUNDA GERAÇÃO

A cimentação adesiva foi feita seguindo-se as recomendações do fabricante: a) Aplicação de duas porções do cimento adesivo Rely X ARC^{*****}, em uma placa de vidro, seguida de espatulação deste por 15 seg., com espátula Thompsom, e aplicação uniforme sobre a superfície dentinária. b) O encaixe da restauração em resina laboratorial de segunda geração^{*****} foi conseguido por meio da orientação do guia confeccionado na face proximal de cada dente. Com a restauração em posição realizou-se pressão digital e removeu-se o excesso do cimento resinoso RelyX ARC, com auxílio de uma gaze (FURUKAWA; INAI e TAGAMI, 2002).

Todos os grupos utilizaram o mesmo protocolo até esse momento, diferenciando-se apenas no aparelho fotoativador empregado, que foi o correspondente a cada grupo de estudo.

* Valores verificados antes da fotoativação

** Lote de fabricação 40633009

*** Lote de fabricação 771006811

*** Lote de fabricação 921552

**** Lote de fabricação 501650

***** 3M ESPE

***** Gradia™ GC® América Inc.

c) Fotoativação do cimento resinoso dual RelyX ARC^{*}, com aparelho fotoativador correspondente a cada grupo, numa angulação de 45° o mais próximo possível da linha de cimentação em 5 faces: mesial, vestibular, distal, lingual ou palatina e oclusal. O tempo de exposição para cada face foi de 60 seg. A intensidade de cada aparelho foi verificada antes de iniciar a fotoativação com auxílio de um radiômetro^{**}.

O conjunto resina laboratorial de segunda geração/dente foi armazenado numa gaze umedecida com soro fisiológico por um período de 24 h, a temperatura ambiente (37 °C), para posterior obtenção dos espécimes para o teste de microtração.

* 3 M ESPE

** Cure Rite – Visible curing light meter - EFOS

Quadro 2 – Composição dos materiais utilizados

Figura	Material	Composição
	Ácido fosfórico- Acid Gel* (DentalVille)	Ácido fosfórico, clorexidine, espessante, água e corante.
	Sistema Adesivo Adpter Single Bond2** (3M ESPE)	bis-GMA, HEMA, dimetacrilato, copolímero de ácido polialquenoico, iniciadores, água e etanol
	Cimento Resinoso RelyX*** (3M ESPE)	Bis-GMA, TEDMA. Tamanho de partícula 1-5 µm. Carga 67.5%.
	Resina Laboratorial de segunda geração Gradia™**** (G/C® América Inc.)	Partículas micro-finas de cerâmica, pré-polímero e matriz de dimetacrilato de uretano

4.5 APARELHOS FOTOATIVADORES

Os aparelhos de luz fazem parte da Odontologia adesiva moderna. São empregados para polimerizar resina composta, sistemas adesivos, selantes de fóssulas e fissuras, assim como cimentos resinosos fotoativados e de dupla ativação. A maioria dos materiais resinosos utiliza a canforoquinona com fotoiniciador responsável por iniciar o processo de polimerização, que possui o pico máximo de absorção na faixa azul do espectro de luz visível com comprimento de onda de 470 nm, aproximadamente. (FRANCO; LOPES, 2003).

* Lote de fabricação 89

** Lote de fabricação 4BR 2007

*** Lote de fabricação EBEM 05-06

**** Lote de fabricação 0305211/0302121/034101

4.5.1 APARELHO DE LÂMPADA HALÓGENA

O aparelho fotoativador de lâmpada halógena foi introduzido nos anos 70 (MAcCABE; CARRICK, 1989) e continua sendo usado atualmente de forma efetiva na polimerização de materiais resinosos. Possui um amplo espectro de luz, o que o torna eficiente para ativar diferentes fotoiniciadores. Desse modo, necessita de um filtro interno para emitir apenas a luz azul apropriada para o processo de polimerização. (LEONARD et al., 2002). É composto também de um sistema de bulbo de quartzo e filamento de tungstênio que, para emitir a luz azul visível, gera produção excessiva de calor durante sua utilização. Mesmo apresentando sistema de ventilação, após um período aproximado de 40 a 100 h clínicas, o aquecimento do aparelho pode ocasionar a degradação do bulbo e refletor, que pode promover rachaduras na porção interna do filtro e danos nas fibras ópticas utilizadas para focar a luz no processo de fotoativação. Contudo, esses problemas podem ser facilmente resolvidos sem custos excessivos. (JANDT et al., 2000; BENNET; WATTS, 2004).

4.5.2 APARELHOS À BASE DE LED

O sistema LED é um dispositivo muito compacto, de longa vida útil, baixa voltagem, que dispensa o uso de filtros e pode emitir um comprimento de onda específico, pois é formado por uma combinação de semi-condutores de nitrato de gálio In-Ga-N que emitem luz e não geram calor excessivo durante o processo de polimerização. (KURACHI et al., 2001).

A primeira geração de LEDs é muito limitada. (CAUGHMAN; RUEGGERBERG, 2002). Essa geração caracteriza-se por apresentar uma densidade de potência relativamente baixa (aproximadamente 150 mW/cm²), *chips* que oferecem uma saída de luz restrita, além de uma performance pobre na

polimerização de materiais resinosos quando em comparação com a lâmpada halógena (QTH). Entretanto, quando usado por um maior tempo de exposição na fotoativação, é possível conseguir um resultado semelhante ao da QTH, o que o torna vantajoso, uma vez o objetivo dessa geração é a diminuição do calor gerado durante o processo de polimerização. (RUEGGERBERG; BLALOCK; CALLAN, 2005).

A segunda geração de LEDs apresentam uma performance melhor e são conhecidas por apresentar maior densidade de potência. Apresentam um *chip* com grande área, que gera uma grande intensidade de saída de luz. Essas gerações podem ser capazes de promover uma performance de polimerização semelhante à da lâmpada halógena, com semelhante tempo de exposição. Porém, um aumento na temperatura pode ocorrer, o qual é dissipado rapidamente. A grande área do LED e a temperatura magnética permitem um alto poder de operação sem causar danos térmicos no LEDs. Com isso, há uma maior saída de luz e um menor tempo de exposição. O aparelho é montado em um plástico com gel de silicone, formando um pacote espesso e seguro. O LED tem aproximadamente 8 mm de diâmetro e pode então ser facilmente montado como um aparelho fotoativador compacto como uma caneta. (UHL; SIGUSCH; JANDT, 2004; PRICE; FELIX; ANDREOU, 2003; RUEGGERBERG; BLALOCK; CALLAN, 2005).

Tanto a primeira como a segunda geração de LEDs apresentam desvantagens como espectro estreito, que polimeriza apenas produtos que utilizam a canforoquinona como fotoiniciador. Também são menos efetivos na polimerização de resinas compostas com cores mais escuras e esses materiais não alcançam o mesmo grau de conversão quando utilizadas outras fontes de luz. Esses problemas podem ser corrigidos aumentando-se a potência e o espectro de luz, para um melhor desempenho na dentística restauradora. (CAUGHMAN; RUEGGERBERG, 2002).

Assim, surgiu a terceira geração dos aparelhos fotoativadores LEDs, que é caracterizada por apresentar o mesmo *chip* azul da segunda geração, com alta densidade de potência, porém a esse se acrescentou um (ou mais) *chip(s)* de baixa densidade de potência que emite(m) a segunda frequência de luz que está muito próxima da cor violeta. O aumento da temperatura está diretamente relacionado ao nível de densidade de potência e os diferentes espectros de luz emitidos, apesar da ausência do infravermelho (MILLIS; UHL; JANDT, 2002; RUEGGERBERG; BLALOCK; CALLAN, 2005). O calor, desde que não cause danos ao tecido pulpar, pode ser considerado uma vantagem do aparelho, pois permite polimerizações secundárias nos materiais resinosos e aumentando as propriedades mecânicas destes. (TRUJILLO; NEWMAN; STANSBURY, 2004). A alta densidade de potência desses aparelhos da terceira geração está se desenvolvendo. É possível usar um *chip* azul e a fotofosforescência para promover a saída de um amplo espectro de luz. Esses *chips* não geram uma densidade de potência suficiente para substituir a luz incandescente ou fluorescente. (RUEGGERBERG; BLALOCK; CALLAN, 2005). Um método usado em alguns aparelhos dessa geração, para aumentar a média da saída do espectro de luz e minimizar a produção de calor interna do aparelho, é denominado pulso de ampla modulação (PWM) (APPLICATION NOTE..., 2005). Nesse método, o nível da saída de luz é modulado, por exemplo, reduzindo o nível de duração do *chip*. O calor total gerado é menor que o calor crítico, com efetivo espectro de luz desde que o tempo de exposição seja aumentado. O contrário ocorre quando o *chip* é usado no nível máximo. Recentemente, a tecnologia de micropulso (PLS) tem sido adaptada aos LEDs de segunda e terceira geração (L.E.Demetron 1). Os valores de densidade de potência variam dentro de um mesmo pulso e o contraste é usado para diminuir o aumento da

temperatura; essa é a estratégia desenhada para esses LEDs, a qual não eleva a temperatura interna do *chip* ao nível crítico. O intermitente aumento da saída de luz durante o ciclo do pulso é evidente nos primeiros 0,25 seg, a cada 1 seg da exposição. Altos níveis de densidades de potência são vistos, porém o resultado gerado pelo *chip* é a máxima potência na fotoativação sem causar danos irreparáveis. (RUEGGEBERG; BLALOCK; CALLAN, 2005)

Esta tecnologia tem sido desenvolvida para ser mais uma opção ao uso da lâmpada halógena na fotoativação de materiais resinosos, incluindo a polimerização de cimentos resinosos em restaurações indiretas. (LOPES et al., 2004).



Figura 11 - Aparelho de fotoativação
Optilux 401/ Demetron



Figura - 12 - Aparelho de fotoativação
L.E.Demetron 1/Kerr



Figura - 13 Aparelho de fotoativação
Ultra-Lume LED5/Ultradent



Figura 14 - Aparelho de fotoativação
Optilight CL/Gnatus



a

b

c

Figura 15 – vista aproximada dos LEDs
a) L.E.Demetron 1, b) UltraLume LED 5 e c) Optilight CL

4.6 OBTENÇÃO DOS ESPÉCIMES PARA O TESTE DE MICRO-TRAÇÃO

O preparo das amostras para o teste de micro-tração, desde o corte das superfícies oclusais dos dentes à obtenção dos espécimes, foi realizado de acordo com Carvalho et al. (1994); Gomes, (1999); Pashley et al. (1999); Reis et al. (2003); Goulart et al. (2004); Sadek et al. (2004). Após o período de armazenamento por 24 h, os conjuntos de resina laboratorial de segunda geração e dente foram fixados em suportes de PVC com cera pegajosa* e seccionados com disco diamantado na máquina Labcut 1010** com velocidade constante de 200 rpm (figura 16). Foram realizados cortes em três sentidos no dente restaurado: primeiro, no sentido vestibulo-lingual; segundo, no sentido mesio-distal, com o cuidado de manter uma distância de 1 mm em cada corte para fornecer aos espécimes uma área de aproximadamente 1 mm² (figuras 17 e 18); o terceiro e último corte foi na base do dente para “soltar” os “palitos”. Antes dos cortes, a superfície oclusal foi demarcada com um pincel atômico*** delimitando o centro e a superfície (figura 17).

A área de secção transversal dos “palitos” foi medida com um paquímetro digital**** de precisão de 0,01 mm e registrado para cálculo subsequente (figura19). Os palitos originários de um mesmo dente foram aleatoriamente divididos e designados para serem testados após 24 h de armazenamento em soro fisiológico, a temperatura ambiente.

* Technew – NewWax

** Extec corp., Enfield, CT USA

*** Faber Castel cor azul e preta

**** Mitutoyo



Figura 16 – Máquina de cortes Labcut 1010 (Extex corp., Enfield, CT USA) e à esq. disco de corte diamantado



Figura 17 – Cortes na superfície oclusal

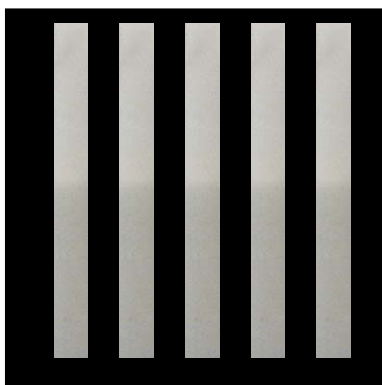


Figura 18 – Espécimes em forma de “palitos”



Figura 19 – Mensuração do espécime com paquímetro digital

4.7 – TESTE DE MICRO-TRAÇÃO

Passadas 24 h do corte, cada “palito” foi individualmente fixado ao aparelho modificado para o teste de micro-tração (figura 22) com cola de cianocrilato*. Sua ativação foi acelerada com líquido de resina acrílica autoativável**, aplicada apenas sobre o cianocrilato, de modo que a linha de cimentação fique centralizada para fornecer melhor resultado de resistência adesiva (figura 21). Somente então foi sujeito à força de tração na máquina universal de testes*** (figura 20), numa velocidade constante de 1 mm/min, com adaptação de uma célula de carga de 10 Kg**** acoplada a um micro-computador. Logo após a fratura (figura 23) dos corpos-de-prova, o movimento foi imediatamente cessado e os dados foram coletados para posterior cálculo e análise. Os valores finais da resistência adesiva

* Super bonder

** JET/Clássico

*** Máquina de ensaio universal - Modelo: DL – 10000 (EMIC ISSO 9002)

**** TESC-EMIC

foram expressos em MPa, através de um canal serial padrão RS – 232. Foi realizada a conversão manual dos valores da força de tração (em Newtons) em MPa, para confirmação do resultado da resistência adesiva em MPa, fornecido pelo computador, por meio da fórmula:

$$\text{MPa} = \frac{\text{Newton (N)}}{\text{mm}^2}$$

Onde:

MPa = Resistência adesiva expressa pelo computador acoplado à máquina de testes*

N = valor da força de tração em Newtons

mm² = área de cada espécime

Com auxílio de uma lente de aumento de 40 vezes**, o modo de fratura foi classificado em Coesiva de Dentina (CD), falha exclusivamente dentro da dentina; Coesiva de Resina (CR), falha exclusivamente dentro resina composta indireta laboratorial; Adesiva (A), falha na interface resina/dentina, ou Adesiva Mista (AM), falhas na interface resina/dentina/cimento, que incluem falhas coesivas nos substratos vizinhos.

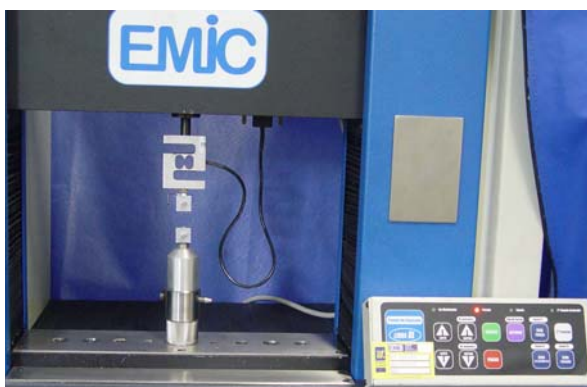


Figura 20 - Máquina de teste Universal EMIC®

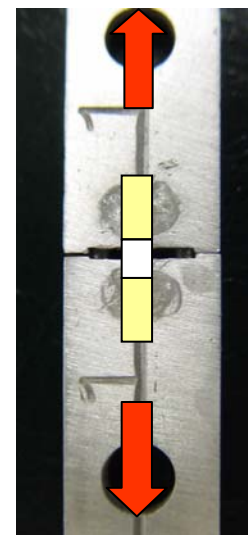


Figura 21 - Fixação do espécime posicionado no centro das garras do aparelho modificado para o teste de μ TBS

* TESC-EMIC

** HMV-2, Shimadzu

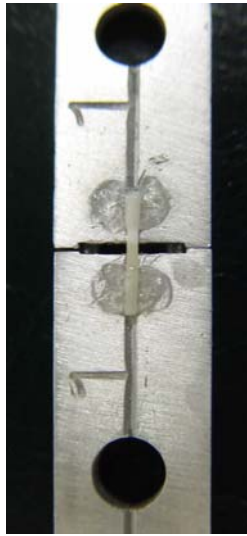


Figura 22 - Espécime fixado pelas suas extremidades ao dispositivo modificado para o teste de μ TBS

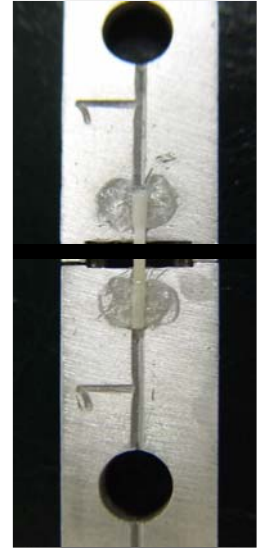


Figura 23 - Espécime rompido

4.8 - PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO

Os resultados foram analisados estatisticamente por meio da análise de variância ANOVA a um critério.

5 RESULTADOS

Os valores de resistência adesiva (MPa) obtidos para cada espécime (“palitos”) de cada grupo encontram-se no anexo 1.

Os valores da média de resistência adesiva (MPa) , em função dos grupos avaliados estão expostos na tabela 1. Os testes de aderência revelaram que os dados amostrais ajustaram-se à curva normal de probabilidades, dessa forma os testes foram submetidos à análise variância, como mostra a tabela 2.

Em se tratando de dados normais, estabeleceu-se uma comparação por meio da análise paramétrica pelo teste de ANOVA de 1 critério, tendo em vista o interesse somente nos valores da resistência adesiva pelo teste de micro-tração.

Tabela 1 - Valores da média de resistência adesiva (MPa) , em função dos grupos avaliados

Grupos	Média	Desvio padrão
Lâmpada Halógena	22,508	8,359870414
LEDemetron	22,667	9,366251705
Ultralume-LED 5	27,331	13,76104637
Optilight CL	21,348	10,23670357

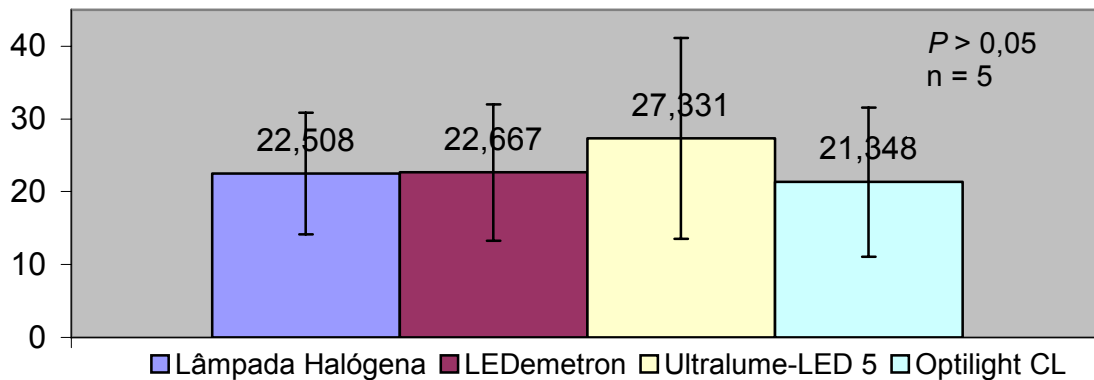
$p > 0,05$

Table 2 – Análise variância

Fonte de variação	Soma de Quadrados	G.L.	Quadrados Médios	(F)	Prob.(H0)
Entre colunas	524,6289	3	174,8763	1,55*	20,569 %
Resíduo	10842,4922	96	112,9426		
Varição total	11367,1211	99			

* diferença estatisticamente não significativa - $p > 0,05$

Como não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos, não foi necessário utilizar os pós-testes. O gráfico abaixo mostra os resultados de maneira sintetizada:



A análise estatística dos resultados para os diferentes aparelhos de luz utilizados, mostrou não haver diferenças estatísticas nos valores da resistência adesiva pelo teste de micro-tração.

Com relação a porcentagem dos modos de falhas temos o seguinte:

Table 3 – Modo de falhas obtido após o teste de micro-tração dos grupos estudados

Grupos	A	AM	CR	CD
Lâmpada Halógena	88%	8%	4%	0%
LEDemetron	100%	0%	0%	0%
Ultralume-LED 5	88%	8%	4%	0%
Optilight CL	100%	0%	0%	0%

A – Falha adesiva; AM – Adesiva Mista; CR – Coesiva de Resina; CD – Coesiva de Dentina

Table 4 – Modo de fratura geral obtido após o teste de micro-tração

A	94%
AM	4%
CR	2%
CD	0%

A – Falha adesiva; AM – Adesiva Mista; CR – Coesiva de Resina; CD – Coesiva de Dentina

6 DISCUSSÃO

Para avaliar a resistência adesiva de materiais fotoativáveis pode-se utilizar o teste de tração, teste esse que se dá pela aplicação de uma força perpendicularmente à interface adesiva, no sentido de “alongar” o corpo-de-prova (GARCIA et al., 2002). Esta metodologia apresenta como vantagem a facilidade de confecção dos espécimes, eliminando a etapa dos cortes dentais, uma vez que o próprio dente restaurado é considerado um espécime, que é submetido à força de tração e efetividade para calcular resistência adesiva relativamente baixa. Entretanto, o avanço dos sistemas restauradores ocasionou aumento da força de união destes materiais aos tecidos dentais o suficiente para ocasionar falhas coesivas na dentina, quando esse teste era empregado. (PASHLEY et al., 1999; GOULART et al., 2004). Além disso, a delimitação da área adesiva é certamente uma variável de grande relevância e essa influencia diretamente os resultados, qualquer que seja o teste selecionado. (GARCIA et al., 2002).

A relação inversa entre a dimensão da área adesiva e a resistência de união foi demonstrada por Sano et al. (1994) e Carvalho et al. (1994), pela metodologia do teste de resistência adesiva de micro-tração. Esses trabalhos observaram que, reduzindo-se a área do espécime (menor que 2 mm²), o valor da resistência adesiva foi inversamente superior.

Neste trabalho, utilizou-se a metodologia com o teste de micro-tração, porque esta favorece a diminuição de falhas coesivas, além de permitir maior quantidade de espécimes de um único elemento dental. Desse modo, apresenta valores mais próximos da realidade da resistência adesiva quando comparados aos valores obtidos nos testes de tração e cisalhamento (PASHLEY et al., 1999; GOULART et al., 2004; SADEK et al., 2004). O método também permite comparar

as diferenças regionais de resistência adesiva a diferentes paredes do preparo cavitário e possibilita avaliar a resistência de união em diferentes períodos após a restauração (10 min, 24 h, 14 dias, 6 meses, 1 ano....), utilizando o mesmo elemento dental. Além disso, esse é o teste mais empregado atualmente para avaliar a resistência de união dos materiais resinosos presentes no mercado com a superfície dentinária. (CARVALHO et al., 1994; PASHLEY et al., 1999).

A resina composta utilizada para restaurações indiretas, que inicialmente apresentava propriedades mecânicas inadequadas, com excessivo desgaste e manchamento, sofreu alteração na sua composição. Por essa razão foi denominada de segunda geração. (LEINFELDER, 1997; MIARA, 1998; KAKABOURA et al., 2002). Essa evolução da resina indireta de primeira para a segunda geração promoveu aumento nas propriedades mecânicas desse material como resistência compressiva e dureza, módulo de elasticidade e resistência ao desgaste em comparação às resinas laboratoriais de primeira geração. (MANDIKOS et al., 2001). A obtenção das restaurações de resina indireta laboratorial de segunda geração para o presente estudo foi realizada segundo a orientação do fabricante (incrementos de 1 a 2 mm fotoativados por 90 seg e na última fotoativação um tempo de 180 seg). Como o sistema de resina laboratorial de segunda geração empregado só utiliza a fotoativação como método de polimerização, as camadas de resina composta foram aplicadas diretamente sobre o dente (COHELO SANTOS et al., 2005), com espessura de aproximadamente 1 mm para uma completa polimerização de todo o incremento (RUEGGERBERG; ERGLE; METTENBURG, 2000; FRENTZEN; FOLL; BRAUN, 2001) até atingir espessura de 4 mm (MAK et al., 2002). Essa é a espessura mínima necessária para a mesma extensão do dente e

material restaurador e para a futura adaptação dos espécimes na máquina de testes de micro-tração.

Durante o processo de fixação de restaurações indiretas sobre a superfície dentinária, a ocorrência de uma espessura da restauração maior que 2 mm poderia ocasionar uma polimerização deficiente se o cimento resinoso fosse apenas fotoativado, pois mesmo aparelhos de luz com alta densidade de potência não são capazes de polimerizar adequadamente profundidades maiores que 2 mm. (RUEGGERBERG, ERGLE e METTENBURG, 2000; PRICE, FELIX e ANDREOU, 2003). Segundo Braga, César e Gonzaga (2002), não foram observadas diferenças estatisticamente significantes na resistência adesiva entre os cimentos resinosos fotoativados e autoativados para espécimes com 2 mm de espessura. Já no caso das espessuras entre 3 e 4 mm, os valores de resistência adesiva diminuíram significativamente quando se utiliza apenas a fotoativação para a polimerização de cimento resinoso (FOXTON et al., 2002; TASHIRO et al., 2004). O mesmo foi observado por Price; Murphy e Dérand (2000), que fotoativaram resinas compostas com diferentes espessuras (0,5, 1, 2, 3 e 4 mm) para simular o que acontece com a passagem de luz através de restaurações indiretas. Além disso, observaram que, à medida que a espessura do incremento aumentava, a passagem de luz reduzia-se significativamente, independentemente da densidade de potência do aparelho fotoativador. Resultados semelhantes obtiveram Felix e Price (2003).

A dupla ativação do cimento resinoso foi empregada nesse estudo por promover maior grau de conversão de monômeros do cimento resinoso sob restaurações maiores que 3 mm, quando comparado ao método quimicamente ativado e fotoativado. (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGERBERG, 2001). Os cimentos resinosos de dupla ativação são constituídos por pasta base e catalisadora, que

apresenta monômeros resinosos fotoativáveis e o sistema químico de peróxido de benzoíla e amina terciária. (GOMES, 2004). A presença de monômeros residuais pode causar sensibilidade pós-operatória, diminuição das propriedades mecânicas do material, aumento da micro-infiltração marginal e conseqüente redução da longevidade da restauração. (DONG et al., 2003). A dupla ativação corresponde a valores de resistência adesiva semelhante à ativação química e à fotoativação direta nos cimentos resinosos, o que confere confiabilidade a esse método. (HOFFMANN et al., 2001).

Foxton et al. (2002), observaram que a fotoativação aplicada em diferentes direções do cimento resinoso de dupla ativação apresenta os melhores valores de resistência adesiva sob discos de cerâmica com espessuras de 3 e 4 mm. Porém, esses valores foram similares ao do grupo de controle que não foi fotoativado.

Os resultados da resistência adesiva podem ser melhorados quando o cimento resinoso sob restaurações indiretas de espessura entre 3 e 4 mm é objeto de aplicação de fonte de luz em várias direções, por 20 seg. (FOXTON et al., 2002). Por outro lado, Lee e Um, em 2001, afirmaram que um tempo de exposição de 60 seg, em uma única direção, é insuficiente para a completa fotoativação do cimento resinoso dual sob discos de cerâmica com 4 mm de espessura.

A fotoativação foi realizada tão próxima quanto possível da superfície da restauração, para se conseguir a máxima intensidade de luz, pois esta é proporcionalmente reduzida com o aumento da distância da ponta ativa do aparelho à superfície a ser fotoativada, como foi observado por Bennet e Watts (2004). Caughaman, Chan e Rueggeberg (2001), encontraram reduzidos valores de conversão do cimento resinoso de dupla ativação quando foi interposto um disco de

cerâmica de 3 mm, em comparação aos valores encontrados com a fotoativação direta (sem interposição do disco) sobre o cimento resinoso. Independentemente da densidade de potência dos aparelhos empregados, o tempo de exposição deve ser estendido sempre que a distância da ponta ativa do aparelho for aumentada. (USUMEZ et al., 2004).

Um fator importante a ser abordado é o aparelho fotoativador empregado, já que uma adequada polimerização pode otimizar as propriedades do cimento resinoso. O fabricante do cimento resinoso utilizado (Rely X ARC/ 3M ESPE) recomenda um tempo de fotoativação de 40 seg nas margens da restauração indireta. Nesse estudo, utilizou-se um tempo de 60 seg nas margens de cada superfície livre, para ativação do cimento resinoso sob as restaurações de resina laboratorial de segunda geração, para melhor fixação destas nos períodos iniciais de polimerização, uma vez que foram empregados aparelhos de luz LEDs de diferentes densidades de potência.

A introdução do aparelho de luz LEDs por Millis, em 1995, fez com que houvesse uma grande preocupação com a qualidade de fotoativação desses aparelhos para os diferentes materiais resinosos. Em relação à resina composta, sua efetividade já é comprovada (FUJIBAYASHI et al., 1998; JANDT et al., 2000; BRAUN et al., 2001; BOSQUIROLI, 2003; FRENTZEN; FOLL; PRICE; FELIX; ANDREOU, 2003; TESHIMA et al., 2003; BENNETT; WATTS, 2004). No entanto, para a fotoativação de cimentos resinosos, a literatura é relativamente escassa. Lopes et al. (2004), avaliaram a dureza de um cimento resinoso dupla ativação na restauração indireta de cerâmica, variando o aparelho para a fotoativação (LEDs e QTH) e o tempo (60, 80 e 120 seg). Ao final, observaram que, para o aparelho de luz com LED apresentar a mesma efetividade na polimerização, é necessário aumentar

o tempo de exposição para 80 ou 120 seg, no caso de aparelhos LEDs de baixa densidade de potência (140 mW/cm²)

Usumez et al. (2004), observaram que aparelhos de alta intensidade, como o arco plasma, provocam maior quantidade de fendas marginais e têm menor resistência adesiva quando comparados ao aparelho de lâmpada halógena para o cimento resinoso. Entretanto, Tashiro et al. (2004), avaliando cimento resinoso fotoativado com aparelho de luz de alta intensidade e lâmpada halógena sob diferentes espessuras da restauração indireta (1, 2, 3 e 4 mm), sujeitas ao teste de micro-tração após 10 min e 24 h, observaram que, entre as espessuras de 1 e 2 mm, nos dois tempos, para ambos os aparelhos, não houve diferenças estatísticas. Contudo, para as espessuras de 3 e 4 mm, após 10 min houve maior resistência adesiva para o grupo fotoativado com o aparelho de alta intensidade de luz.

No presente estudo, após a restauração de cada dente, estes foram armazenados em soro fisiológico, a temperatura ambiente (GOULART et al., 2004; REIS et al., 2004; SADEK et al., 2004), para ocorrer uma adequada polimerização da porção química do cimento resinoso. Em seguida, estes foram seccionados para se conseguir obter espécimes para o teste de micro-tração. Em relação à influência do formato dos espécimes, os mesmos foram obtidos em forma de “palito”, pois independentemente do substrato e das áreas de união, este formato apresenta valores de resistência adesiva significativamente maior que a forma de ampulheta. (SADEK et al., 2004). Esse fator confirma a hipótese levantada em estudos prévios com micro-tração, de que o método de estrangulamento (ampulheta) pode causar um enfraquecimento da interface adesiva, devido à tensão adicional causada pela ação da ponta diamantada. (PASHLEY et al., 1999; GORACCI et al., 2004). Após

um período de 24 h, realizou-se o teste de resistência adesiva. (MAK et al., 2002; REIS et al., 2003).

Há poucos trabalhos na literatura da área que avaliaram a resistência adesiva de um cimento fotoativado com LED. Daí a importância da realização da presente pesquisa.

Os valores apresentados pelos grupos que utilizaram fontes de luz LED para fotoativar o cimento resinoso foram estatisticamente equivalentes aos valores obtidos no grupo que utilizou fonte de luz com lâmpada halógena, resultados semelhantes aos obtidos em outros estudos (FOXTON et al., 2002; MAK et al., 2002; Tashiro et al., 2004). Nalcaci; Kucukesmen; Uludag (2005), também não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre aparelhos de lâmpada halógena e LEDs e entre os diferentes aparelhos LEDs de alta densidade de potência (1100 mW/cm^2) na resistência adesiva de um cimento resinoso de dupla ativação sob discos de cerâmica de 3 mm, pelo teste de cisalhamento.

Nos grupos 2 (L.E.Demetron 1/Kerr) e 3 (UltraLume-LED 5/Ultradent), os aparelhos de luz LEDs apresentam uma alta densidade de potência, maior que a do grupo 1 (controle – lâmpada halógena). No grupo 3, o aparelho LEDs apresenta um espectro de luz tão amplo quanto o do controle, podendo fotoativar outros fotoiniciadores que poderiam estar presentes no cimento resinoso além da conforoquinona. Isso pode ser explicado pelo fato de os aparelhos LEDs da terceira geração apresentarem um ou mais *chips* de baixa intensidade que emitem a segunda frequência de luz muito próxima da cor violeta. (RUEGGEBERG; BLALOCK; CALLAN, 2005). No grupo 2, o aparelho de luz L.E.Demetron 1 faz parte da segunda geração dos aparelhos LEDs adaptada à tecnologia de micro-pulso, que aumenta a irradiância da luz, conseqüentemente aumentando a densidade de

potência do aparelho quando comparado à dos aparelhos de LED de primeira geração. (RUEGGEBERG; BLALOCK; CALLAN, 2005).

Um espectro de irradiância aumentado leva a um aumento na densidade de potência e, conseqüentemente, a uma maior produção de calor que pode ser responsável por polimerizações secundárias, o que melhora o resultado da resistência adesiva e justifica o bom desempenho dos aparelhos LEDs estudados (CARREIRA; VIEIRA; MACEDO, 2002; NOMOTO, McCABE; HIRANO, 2004; TRUJILLO; NEWMAN; STANSBURY, 2004). Contudo, para Loney e Price (2001), um aumento superior a 5,5 °C pode causar danos à polpa. Logo, para se conseguir os benefícios da produção de calor é necessário que esse não ultrapasse o limite crítico da polpa (TRUJILLO; NEWMAN; STANSBURY, 2004).

A semelhança da eficiência do aparelho de luz LEDs utilizado no grupo 2 (L.E.Demetrom1/Kerr) com a lâmpada halógena do grupo controle já foi comprovada na fotoativação de resina composta por Nakfoor et al., em 2005. Nesse mesmo trabalho, os autores também encontraram uma redução estatisticamente significativa da dureza quando empregado LEDs de menor densidade de potência.

No grupo 4, que utilizou o aparelho de luz Optilight CL/Gnatus, a média da resistência adesiva foi a mesma dos três primeiros grupos. Porém, com número reduzido de “palitos” em relação aos demais; o que pode significar que esse aparelho de luz não conseguiu fotoativar uniformemente a porção de cimento resinoso empregada, ou seja, áreas com altos valores de resistência adesiva contrastam com regiões que não resistiram ao corte do dente para obtenção dos espécimes. Aparelhos de luz LEDs empregados que apresentam menor densidade de potência necessitam de maior tempo de exposição para um desempenho

semelhante ao da lâmpada halógena. (FUJIBAYASHI et al., 1998; LOPES et al., 2004; NOMOTO; McCABE; HIRANO, 2004).

Santos Jr. et al. (2004), em estudo sobre a dureza dos cimentos resinosos com diferentes aparelhos e formas de fotoativação, observaram que os aparelhos de alta intensidade (QTH e PAC) apresentaram os mais altos valores de dureza nos diferentes tempos de exposição (10, 20 e 40 seg), em comparação aos aparelhos LEDs de segunda geração, que apresentaram valores compatíveis com os da lâmpada halógena com seu tempo aumentado. Por isso utilizou-se, nesse trabalho, um tempo de exposição maior do que o que recomenda o fabricante.

O fato de o grupo que utilizou um aparelho LED de moderada densidade de potência ter utilizado menor número de palitos (grupo 4) pode ter sido influenciado também devido a transparência da ponta ativa do aparelho de luz utilizado, pois permite a dispersão da luz durante a fotoativação. A ponta ativa dos demais aparelhos utilizados no presente estudo apresenta-se envolta por um material especial que evitaria a dispersão da luz quando da utilização destas fontes de luz. (HANSEN; ASMUSSEN, 1993; RUEGGEGERG; ERGLE; METTENBURG, 2000). Entretanto, os valores da resistência adesiva desse grupo passaram pelo teste estatístico de normalidade, apresentando valores compatíveis com os demais grupos.

Gomes et al. (2005), avaliaram a influência de diferentes aparelhos de luz. Porém, avaliaram a dureza de um cimento resinoso de dupla ativação e encontraram os menores resultados na utilização do aparelho de luz LEDs Optilight CL (Gnatus), sendo que o grau de dureza reduzia-se com o aumento da espessura do disco de resina laboratorial de segunda geração. Neste mesmo estudo, os resultados de microdureza apresentados quando se utilizou a fonte de luz Ultralume-

LED 5 não apresentaram diferenças estatísticas na dureza do cimento e na espessura do disco de resina quando comparado aos da lâmpada halógena. No presente estudo, o aparelho Ultra-LumeLED 5 também apresentou valores maiores de dureza em todas as condições, porém sem diferenças estatísticas.

Cotrina et al. (2003), encontraram os maiores valores de dureza superficial de uma resina composta extra-clara para aparelho QTH, em comparação com aparelhos LED de segunda geração, por essas resinas apresentarem outros fotoiniciadores além da canforoquinona. Da mesma forma Pereira et al., em 2004, também encontraram maiores valores de dureza para as resinas compostas fotoativadas pela lâmpada halógena em comparação com os aparelhos LED de segunda geração.

Após a fratura dos espécimes pelo teste de micro-tração, foi realizada a análise dos tipos de fratura. O modo de fratura foi classificado em: Coesiva de Dentina (CD), falha exclusivamente dentro da dentina; Coesiva de Resina (CR), falha exclusivamente dentro resina composta indireta laboratorial; Adesiva (A), falha na interface resina/dentina, ou Adesiva Mista (AM), falhas na interface resina/dentina/cimento, que incluem falhas coesivas nos substratos vizinhos. Em todos os grupos a falha adesiva predominou, em concordância com outros estudos. (GOMES, 1999; REIS et al., 2003; 2004). O teste de micro-tração tem mostrado maior número de falhas adesivas em comparação com os testes convencionais de tração e cisalhamento. Esse resultado pode ser atribuído à menor seção transversal dos espécimes testados, de aproximadamente 1 mm². (SANO et al., 1994). As falhas exclusivamente adesivas permitem real resistência de união entre o material e a estrutura dental, uma vez que os testes convencionais de valores de

resistência adesiva superior a 20 MPa indicam falha coesiva da dentina, por não conseguirem mensurar valores altos. (PASHLEY et al., 1999).

Os resultados da resistência adesiva do cimento resinoso fotoativado por diferentes fontes de luz sob restaurações de resina laboratorial de segunda geração se traduzem pelo fato de que, uma vez que o aparelho fotoativador contendo LED tenha uma moderada ou relativamente alta densidade de potência, estes vão ser efetivos na polimerização do cimento resinoso. Mais uma vez a fonte de luz com lâmpada halógena mostrou, apesar de seus inconvenientes citados anteriormente, ser efetiva na fotoativação do cimento resinoso. Portanto, deve ser corretamente indicada como fonte de luz a ser utilizada como controle nos estudos em que se avalie a efetividade de polimerização de materiais resinosos fotoativáveis. E o semelhante desempenho dos diferentes aparelhos fotoativadores a base de LEDs estudados é um dado positivo, já que há tanta variedade de fontes luz no mercado odontológico.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a proposição, a metodologia empregada e os resultados encontrados, pôde-se confirmar a hipótese de que as diferentes fontes fotoativadoras utilizadas durante a cimentação adesiva não interferem na resistência adesiva da resina laboratorial de segunda geração

REFERÊNCIAS

- APPLICATION Note STS-KSE3692: Controlling luminous intensity of LEDs. Nichia Corporation web site. Available at: Disponível em: <<http://www.nichia.com/specification/appli/controlling.pdf>.> Acesso em: 06 out. 2005.
- AKSORNMUANG, J. et al. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. **J Dent**, v. 32, n. 6, p. 443–450, Aug 2004.
- ANDREATTA FILHO, O.D. et al. Study of thermocycling effect on the bond strength between an aluminous ceramic and a resin cement. **J Appl Oral Sci**, v.13, n.1, p. 53-57, Sept 2005.
- BARATIERI, L. N.; CHAIN, M. C. Restaurações indiretas de resina composta. In _____. **Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades**. São Paulo; Ed. Santos, 2001. Cap. 13, p. 525-544.
- BARGH, N.; BERRY, T.; HATTON, C. Evaluation intensity output of curing lights in private dental offices. **J Amer Dent Ass**, v. 125, n. 7, p. 992-6, July 1994.
- BRAGA, R. R.; CESAR, G. C.; GONZAGA, C. C. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. **J Rehabil**, v. 29, p. 257-262.
- BENNETT, A.W.; WATTS, D.C. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. **Dent Mater**, v. 20, n. 1, p. 72–79, Apr 2004.
- BOSQUIROLI, V. **Avaliação da resistência à tração de uma resina composta fotopolimerizável em função de diferentes fontes de luz e de tempos de ativação**. Bauru 2003. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.
- CARREIRA, A.; VIEIRA, D.; MACEDO, M. R. P. Estudo sobre a variação de temperatura gerada pelos fotopolimerizadores: uma comparação entre luz halógena e LEDs. **J Amer Dent Assoc Brasil**, v. 5, n. 6, p. 381-83, set./out. 2002.
- CAUGHMAN, W. F.; CHAN, D. C. N.; RUEGGEBERG, F. A. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. **J Prosthet Dent**, v.85, n.5, p. 479-84, May 2001.
- CAUGHMAN, W. F.; RUEGGEBERG, F. A. Shedding new light on composite polymerization. **Oper Dent**, v. 27, n. 6, p. 636-638, Nov/Dec 2002.
- CARVALHO, R. M. et al. Determinação da Resistência Adesiva a Dentina Através de um Dispositivo de Microtração. **Revista da FOB**, v. 2, n. 3, p. 77-82, jul./set. 1994.

CAVALCANTI, A. L.; CHELOTTI, A. Avaliação *in vitro* da microinfiltração em cavidades classe II de molares decíduos, restaurados com resina composta auto e fotopolimerizável. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v. 13, n. 2, p. 167-171, abr./jun. 1999.

COHELO SANTOS, M. J. M. et al. The effect of dentin adhesive and cure mode on film thickness and microtensile bond strength to dentin in indirect restorations. **Oper Dent**, v. 30, n. 1, p. 50-7, Jan/Feb 2005.

COTRINA, D. L. et al. Efeito de diferentes sistemas de fotopolimerização na microdureza de uma resina composta "bleach shade". **JBD – Rev. Ibe-amer Odontol. Estet. Dent.**, v. 2, n. 8, p. 348-357, out./dez. 2003.

D'ALPINO, P. H. P. **Influência da fonte de luz fotoativadora na resistência de união e na micromorfologia da interface adesiva de restaurações de resina composta – um estudo *in vitro* com microscopia de fluorescência.** Bauru, 2005. Tese (Doutorado). Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

DONG, C. C. S. et al. Effect of Mode of Polymerization of Bonding Agent on Shear Bond Strength of Autocured Resin Composite Luting Cements. **J Can Dent Assoc**, v. 69, n. 4, p. 229–34, Apr 2003.

FELIX, C. A.; PRICE, R. B. The effect of distance from light source on light intensity from curing from curing lights. **J Adhes Dent**, v. 5, n. 4, p. 283-291, Oct 2003.

FOXTON R. M. et al. Durability of the dual-cure resin cement/ceramic bond with different curing strategies. **J Adhes Dent.**, v. 4, n. 1, p. 49-59, Aug 2002.

FRANCO, E. B.; LOPES, L. G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. **Biodont.**, v. 1, n. 2, p. 09-59, mar./abr. 2003.

FRENTZEN, M.; FOLL, V.; BRAUN, A. Polymerization of composite resin using LED technology. **J Laser Appl**, v. 1, n. 3, p. 189-194, June 2001.

FUJIBAYASHI, K. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. **Dent Japan**, v. 34, p. 49-53, mar 1998.

FURUKAWA, K.; INAI, N.; TAGAMI, J. The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. **Dent Mater**, v.18, p. 136-142, Apr 2002.

GARCIA, F. C. P. et al. Testes mecânicos para a avaliação laboratorial da união resina-dentina. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, v. 10, n. 3, p. 118-27, jul./set. 2002.

GOMES, J. C. **Análise 'in vitro' do Efeito dos Sistemas Adesivos e Materiais Restauradores, Cerâmica e Cerômero, na Resistência Adesiva com**

Substrato Dentinário Através do Teste de Micro-Tração. Araraquara, 1999. Tese (Doutorado). Universidade Estadual de São Paulo.

GOMES, J. C. et al. **Estética em Clínica Odontológica.** Curitiba: Ed. Maio, 2004.

GOMES, O. M. et al. Influencia de la espesura de una Resina Laboratorial de Segunda Generación y la lámpara fotopolimerizadora y en la dureza Vickers de un cemento resinoso. **Rev. Univer. Uruguay**, v. 2, n. 2, p.37-42, jul/dez 2005.

GORACCI, C. et al. Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimen's structural integrity and their measured bond strengths. **Dent Mater**, v. 20, n. 7, p. 643-654, Aug 2004.

GOULART, D. O. et al. Avaliação da contaminação com eugenol na resistência de união por microtração entre resina e dentina. **JBD – Rev. Ibe-amer Odontol. Estet. Dent.**, v. 3, n. 9, p. 61-68, jul. 2004.

HANSEN, E. K.; ASMUSSEN, E. Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. **Dent Res.**, v. 101, n. 3, p. 176-9, May 1993.

HOFFMANN, N. et al. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. **J Rehabil**, v. 28, n. 28, p. 1022-1028, nov 2001

JANDT, K. D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent Mater**, v. 16, n. 1, p. 41–47, jan 2000.

JAYASOORYA, P.R.; PEREIRA,P.N.R.; NIKAIDO,T.; TAGAMI, J.Efficacy of a resin coating on bond strengths of a resin cement to dentin. **J Esthet Restor Dent**, v. 15, n. 2, p.105-13, dec 2003.

KAKABOURA, A. et al. In vitro chacterization of two laboratory-processed resin composites. **Dent Mater**, v. 19, n.5, p. 393-398, July 2002.

KURACHI, C. et al. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental Led-based devices. **Dent Mater**, v. 17, n. 4, p. 309-15, July 2001.

LEE, I. B.; UM, C. M. Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. **J Oral Rehabil**, v. 28, n. 2, p. 186–197, Feb 2001.

LEINFELDER, K.F. New developments in resin restorative systems. **JADA: J Amer Dent Assoc**, v.128, n. 5, p. 573-81, May 1997.

LEONARD, D. L. et al. Polymerization efficiency of LED curing lights. **J Esthet Dent**, v. 14, n. 5, p. 286-295, Aug 2002.

LONEY, R. W.; PRICE, R. B. T. Temperature transmission of high-out light-curing units through dentin. **Oper Dent**, v. 26, n. 5, p.516-20, Sept/Oct 2001.

LOPES, L. G. et al. Polimerization of a dual-cured cement through ceramic: LED curing light vs halogen lamp. **J Appl Oral Sci**, v.12, n. 4, p.312-316, Oct/Dec 2004.

MAcCABE, J. F.; CARRICK, T. E. Output from visible-light activation units and depth of cure of light-activated composites. **J Dent Res**, v. 68, n. 11, p. 1534-9, May 1989.

MAK, Y. et al. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. **Dent Mater**, v. 18, n. 8, p. 609-21, Dec 2002.

MAIA, L. G.; VIEIRA, L. C. C. Cimentos resinosos: uma revisão de literatura. **JBD – Rev. Ibe-amer Odontol. Estet. Dent.**, v. 2, n. 7, p. 258-62, dez. 2003.

MANDIKOS, M. N. et al. A compararison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. **J. Prosthet. Dent**, St. Louis, v. 85, n. 4, p. 386-95, Apr 2001.

MIARA, P. Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations. **Pract Periodont Aesthet Dent**, v. 10, n. 4, p. 423-431, May 1998.

MICALI, B.; BASTING, R. T. Effectiveness of composite resin polymerization using light-emitting diodes (LEDs) or halogen-based light-curing units. **Braz Oral Res**, v. 18, n. 3, p. 266-70, July/Sept 2004.

MILLS, R. W. Blue light emitting diodes: another method of light curing. **Br Dent J**, v. 178, n. 5, p. 169, Dec 1995.

MILLIS, R. W.; UHL, A.; JANDT, K. D. Optical power outputs, spectra and dental composite dephths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). **Br Dent J**, v. 193, n. 8, p. 459-63, Oct 2002.

NAKFOOR, B. et al. Effectof a light-emitting diode on composite polymerization shrinkage and hardness. **J Esthet Restor Dent**, v. 17, n. 2, p.110-117, Sept 2005.

NALCACI, A.; KUCUKESMEN, C.; ULUDAG, B. Effect of high-powered LED polymerization on the shear bond strength of a light-polymerized resin luting agent to ceramic and dentin. **J Prosthet Dent**, v. 94, n. 2, p. 140-45, Aug 2005.

NAGEL, R. Operation and diagnostic features of the VIP light. **Comp Cont Educ Dent**, v. 20, n. 25, p. 55-9, Nov 1999.

NOMOTO R.; McCABE J. F.; HIRANO S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. **Oper Dent**, v. 29, n. 3, p. 287-94, May/June, 2004.

PARK, Y. J.; CHAE, K. H.; RAWLS, H. R. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resin. **Dent Mater**, v.15, n. 2 p. 120-27, Mar 1999.

PARK, S.H. et al. Curing Units'ability to cure restorative composites and dual cured composite cements under composite overlay. **Oper Dent**, v. 29, n. 6, p. 627-635, Nov/Dec 2004.

PASHLEY, D. H. et al. The Microtensile Bond Test: A Rewiew. **J adhesive Dent**, v. 1, n. 4, p. 299-309, Dec 1999.

PEREIRA, S. K. et al. Novas fontes de polimerização: efeito da luz halógena e LEDs na microdureza de resinas compostas. **RGO**, v. 52, n. 1, p. 7-12, jan./mar. 2004.

PIWOWARCZYK, A.; LAUER, H. C. Mechanical properties of luting cements after water storage. **Oper Dent**, v. 28, n. 5, p. 535-542, Sept/Oct 2003.

PIWOWARCZYK, A.; LAUER, H. C.; SORENSEN, J. A. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. **Oper Dent**, v. 30, n. 3, p. 382-8, May/June 2005.

PRICE; R. B. T.; MURPHY; D. G.; DÉRAND; T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. **Quintessence Int**, v. 31, n. 9, p. 659-667, Oct 2000.

PRICE, R. B.; FELIX, C. A.; ANDREOU, P. Evaluation of a second-generation LED curing light. **J Can Dent Assoc.**, v. 69, n. 10, p. 666, Nov 2003.

PRICE, R. B. T.; EHRNFORD, L.; ANDREOU, O.; FELIX, C. A. Comparasion of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. **J Adhes Dent**, v. 5, n. 3, p. 193-207, Apr 2003.

REIS, A. et al. Moisture Spectrum of Demineralized Dentin for Adhesive Systems with Diferent Solvent Bases. **J Adhes Dent**, v. 5, n. 3, p. 183-192, Fev 2003.

REIS, A. et al. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. **J Adhes Dent**, v. 6, n. 1, p. 669-76, Nov 2004.

RODRIGUES, M. R.; NEUMANN, M. G. Fotopolimerização: princípios e métodos. **Polímeros**, São Carlos, v. 13, n. 4, p. 276-286, out./dez. 2003.

RUEGGEBERG, F. A.; ERGLE, J. W.; METTENBURG, D. J. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. **J Esthet Dent**, v. 12, n. 6, p.340-9, Dec 2000.

RUEGGEBERG, F. A.; BLALOCK, J. S.; CALLAN, R. S. LED Curing lights – What's new? **Compend Contin Educ Dent**, v. 26, n. 8, p. 596-591, Aug 2005.

SADEK, F. T. et al. Influência da geometria dos Espécimes em Dentina e Esmalte no Teste de Microtração: Análise da Resistência de União e Microscopia Eletrônica de Varredura. **JBD JBD – Rev. Ibe-amer Odontol. Estet. Dent.**, v. 3, n. 9, p. 81-93, out./dez. 2004.

SANO, H. et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bon test. **Dent Mater**, v.10, n. 4, p. 236-240, July 1994.

SANO, H. et al. Tensile properties of resin-infiltrated demineralized human dentin. **J Dent Res**, v. 74, n. 4, p. 1039-1102, apr 1995.

SANTOS JUNIOR, G. et al. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. **J Can Dent Assoc**, v. 70, n. 5, p. 323-28, May 2004.

SOUZA JUNIOR., M. H.; CARVALHO, R. M.; MONDELI, R. F. L. **Odontologia estética: fundamentos e aplicações clínicas: restaurações com resinas compostas**. São Paulo: Ed. Santos; 2000. 171p.

TASHIRO,T. et al. Effects of light intensity through resin inlays on the bond strength of dual-cured resin cement. **J Adhes Dent**, v. 6, n. 3, p. 233-238, Oct 2004.

TESHIMA, W. et al. ERS study of camphoroquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. **Biomater** , v.24, n. 12, p. 2097-2103, 2003.

TOLOSA, M.C.C.G. et al. Influência da fonte ativadora do compósito odontológico na resistência à tração diametral. **Pesq. Odont. Bras.**, v. 19, n. 2, p. 123-126, abr./jun. 2005.

TRUJILLO M, NEWMAN SM, STANSBURY JW. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization **Dent Mater**, v. 20, n. 8, p. 766-77, Oct. 2004.

UHL, A.; SIGUSCH, B. W.; JANDT, K. D. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. **Dent Mater**, v. 20, n. 1, p. 80-7, June 2004.

USUMEZ, A. et al. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. **J Oral Rehabil**, v. 31, p. 160–165, Feb 2004 .

VALANDRO, L. F. et al. Bonding to densely sintered alumina- and glass infiltrated aluminum / zirconium-based ceramics. **J Appl Oral Sci**, v. 13, n. 1, p. 47-52, Mar 2005.

WENDL, B.; DROSCHL, H. A comparative in vitro study of the strength of directly bonded brackets using different curing techniques. **Eur J Orthod**, v. 26, n. 5, p. 535-44, Oct 2004.

APÊNDICE A

Resultados originais e valores da resistência adesiva (MPa) do teste de microtração e modo de fratura dos espécimes dos grupos estudados

GRUPO	DENTE	ESPÉCIME	ÁREA (mm ²)	RESISTÊNCIA ADESIVA (MPa)	FORÇA (N)	FRATURA
1	1	1	0,77	25	19,29	AM
1	1	2	1,16	27,5	32,06	A
1	1	3	0,80	25,5	20,45	A
1	1	4	0,65	17,7	11,63	A
1	1	5	0,9	17,7	15,91	A
1	1	6	0,82	4,5	3,71	A
1	1	7	0,86	21	17,96	CD
1	1	8	0,72	22,8	0,83	A
1	1	9	1,19	34,3	40,95	A
1	1	10	0,83	45,9	38,20	A
1	1	11	0,67	15,8	10,65	A
1	2	1	0,79	27,3	21,63	A
1	2	2	1,09	13,7	14,90	CD
1	2	3	1,05	12,1	12,68	CD
1	2	4	0,94	16,7	15,71	A
1	2	5	0,77	34,4	26,63	A
1	2	6	1,01	12,9	13,14	A
1	2	7	1,03	30,5	31,50	A
1	2	8	0,77	10,8	8,33	AM
1	2	9	1	22,9	23,71	A
1	2	10	1	27,1	19,31	A
1	3	1	0,95	12,3	14,79	A
1	3	2	0,99	12,3	12,18	A
1	3	3	0,77	13,5	10,44	A
1	3	4	1,01	18,3	18,58	A
1	3	5	1,28	12,2	15,69	A
1	3	7	0,82	55,4	45,28	A
1	3	8	0,72	18,6	13,42	A
1	3	9	1,3	6,5	8,51	A
1	3	10	0,95	4,5	7,80	A
1	4	1	0,59	18,3	10,87	A
1	4	2	0,81	43,3	35,03	A
1	4	3	0,81	42	34,23	A
1	4	4	0,8	13,8	11,04	A
1	4	5	0,87	21	18,32	A
1	4	6	0,82	22,8	18,58	AM
1	4	7	0,75	32,4	24,27	A
1	4	8	1,09	22,1	24,23	A
1	5	1	1,19	25	29,64	A
1	5	2	0,83	36,6	30,32	A
1	5	3	0,85	8,7	7,32	AM
1	5	4	0,79	10,7	8,44	A

Continuação

1		5	1,6	20	33,38	A
1		6	0,74	48,8	36,22	A
1		7	1	24,5	25,40	A
1		8	1,1	44,7	49,48	A
1		9	0,83	46	38,28	A
1		10	0,78	46,9	36,76	A
1		11	0,81	32,3	26,09	A
1		12	1,48	14,2	20,95	A
GRUPO	DENTE	ESPÉCIME	ÁREA (mm ²)	RESISTÊNCIA ADESIVA (MPa)	FORÇA (N)	FRATURA
2	1	1	0,93	28,1	26,20	A
2		2	1,04	12,7	13,15	A
2		3	0,75	19,6	14,70	A
2		4	0,84	29,4	24,60	A
2		5	0,59	20,3	12,05	A
2		6	1,06	23,6	25,06	A
2		7	0,66	49,1	32,48	A
2		8	1,13	23,3	26,36	A
2	2	1	0,93	29,6	29,56	A
2		2	0,84	49,76	41,92	A
2		3	1,37	29,1	39,85	A
2		4	1,29	13,68	17,78	A
2		5	1,1	19,15	21,10	A
2		6	1,21	68,6	79,32	A
2		7	1,06	25,36	47,28	A
2		8	0,66	25,17	26,96	A
2	3	1	0,83	11	9,10	A
2		2	0,86	13,6	11,66	A
2		3	0,92	5,4	4,95	A
2		4	0,85	23,7	20,06	A
2		5	0,77	18,6	14,43	A
2		6	0,94	22,3	20,91	A
2		7	0,9	47,2	42,67	A
2		8	0,77	18,8	14,43	A
2	4	1	1,07	5	5,34	A
2		2	0,84	32,2	26,96	A
2		3	0,99	12,3	12,15	A
2		4	0,94	18,4	17,18	A
2		5	0,99	42	41,78	A
2		6	0,99	40,2	39,65	A
2		7	1,21	21,1	25,58	A
2		8	0,84	40,8	34,12	A
2		9	0,75	21,8	16,28	A
2		10	0,79	33,9	26,85	A
2	5	1	0,81	19,2	15,56	A
2		2	0,85	25	21,18	A
2		3	0,81	29,9	24,08	A
2		4	0,85	15,6	12,73	A
2		5	0,85	15,7	13,32	A

Continuação

2	6	1,30	5,3	6,88	A
2	7	1	9,8	8,45	A
2	8	0,86	12,6	12,78	A
2	9	0,86	14,6	12,51	A

GRUPO	DENTE	ESPÉCIME	ÁREA (mm ²)	RESISTÊNCIA ADESIVA (MPa)	FORÇA (N)	FRATURA
3	1	1	1,02	10,6	10,72	AM
3		2	0,91	25,5	23,23	A
3		3	0,89	11,1	9,87	A
3		4	0,93	21,6	20,14	A
3		5	0,85	39,7	33,18	A
3		6	0,93	32,6	30,35	A
3	2	1	0,76	7,2	5,41	A
3		2	0,81	27,9	22,64	CD
3		3	0,78	25,8	20,22	A
3		4	0,94	23,8	22,30	A
3		5	0,89	18,8	16,77	A
3		6	0,9	16,4	16,01	A
3		7	1,11	10,6	11,72	A
3	3	1	0,83	59,4	49,18	CD
3		2	0,83	73,5	60,89	CD
3		3	0,91	48,7	44,39	A
3		4	0,86	28,68	28,68	A
3		5	0,87	47,3	41,31	A
3		6	0,86	15,97	15,97	A
3		7	0,91	29,7	27,04	A
3		8	0,82	30	24,59	AM
3	4	1	1,42	16,1	22,92	A
3		2	0,75	44	32,87	A
3		3	1,05	26,1	27,52	A
3		4	1,67	23,6	39,42	A
3		5	0,75	20,5	15,30	A
3		6	1,06	25,4	26,86	A
3		7	1	22,9	22,88	A
3		8	0,85	31,8	26,93	A
3		9	0,73	18,3	13,41	A
3	5	1	1,24	19,7	24,54	A
3		2	1,13	16,6	18,66	A
3		3	0,87	26,8	23,39	A
3		4	1,19	11,2	13,35	A
3		5	0,88	37,8	33,42	A
3		6	1,04	26,2	27,19	A
3		7	1,13	30,6	34,70	A
3		8	1,12	35,5	39,74	A
3		9	1,23	38,7	47,46	M

GRUPO	DENTE	ESPÉCIME	ÁREA (mm ²)	RESISTÊNCIA ADESIVA (MPa)	FORÇA (N)	FRATURA
4	1	1	0,59	13,1	7,72	A
4		2	0,56	33,6	18,81	A
4		3	1,41	3,9	7,75	A
4		4	0,78	19,5	15,21	A

Continuação

4		5	0,79	26,6	21,01	A
4	2	1	0,98	18,5	18,13	A
4		2	0,71	21,8	15,04	A
4		3	0,62	14,1	8,74	A
4		4	1,17	9,1	10,65	A
4		5	0,94	12,9	12,12	A
4	3	1	0,86	27,9	25,54	A
4		2	0,73	22	16,06	A
4		3	0,88	31,8	27,43	A
4		4	0,91	15,7	14,29	A
4		5	0,71	9,7	6,89	A
4	4	1	0,86	34	29,24	A
4		2	0,92	16,2	14,90	A
4		3	1,06	10,9	11,55	A
4		4	0,91	26,5	24,11	A
4		5	0,99	13,8	13,66	A
4	5	1	1,25	6,6	8,25	A
4		2	0,79	37,9	29,94	A
4		3	0,84	29,8	25,03	A
4		4	1	43,1	43,1	A
4		5	0,84	29,6	24,86	A
4		6	0,82	11,7	9,59	A

ANEXO A

Aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade
Estadual de Ponta Grossa

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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