



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

SATURNINO CALABREZ FILHO

**AVALIAÇÃO IN VITRO DA INFILTRAÇÃO MARGINAL EM *INLAYS*
DE RESINAS COMPOSTAS EM FUNÇÃO DE TIPOS DE FONTES DE
LUZ E AGENTES DE CIMENTAÇÃO**

ARARAQUARA

2005



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

SATURNINO CALABREZ FILHO



**AVALIAÇÃO IN VITRO DA INFILTRAÇÃO
MARGINAL EM *INLAYS* DE RESINAS
COMPOSTAS EM FUNÇÃO DE TIPOS DE
FONTES DE LUZ E AGENTES DE CIMENTAÇÃO**

Tese apresentada ao curso de Pós-Graduação, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, para obtenção do Título de **Doutor em Dentística Restauradora.**

ORIENTADOR:

Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

ARARAQUARA

2005

Calabrez Filho, Saturnino

Avaliação in vitro da infiltração marginal em inlays de resinas compostas em função de tipos de fontes de luz e agentes de cimentação / Saturnino Calabrez Filho -Araraquara: [s.n.], 2005
191 f. : 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

1. Infiltração dentária 2. Cimentos dentários 3. Restaurações intracoronárias 4. Adaptação marginal (Odontologia) I. Título



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

SATURNINO CALABREZ FILHO



**AVALIAÇÃO IN VITRO DA INFILTRAÇÃO
MARGINAL EM *INLAYS* DE RESINAS
COMPOSTAS EM FUNÇÃO DE TIPOS DE
FONTES DE LUZ E AGENTES DE CIMENTAÇÃO**

BANCA EXAMINADORA

Presidente Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade
Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

2º Examinador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad.
Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

3º Examinador: Prof. Dr. Osmir B. Oliveira Júnior.
Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

4º Examinador: Prof. Dr. Luis Henrique Borges.
Universidade de Uberaba – UNIUBE.

5º Examinador: Prof. Dr. Fernando Carlos Hueb de Menezes.
Universidade de Uberaba – UNIUBE.

ARARAQUARA

2005

DADOS CURRICULARES

Saturnino Calabrez Filho

Data De Nascimento: 16 de julho de 1958, Uberaba, MG.

Filiação: Saturnino Calabrez

Maria Abadia de Sousa Calabrez

Graduação

1980/1983 - Graduação em Odontologia - Universidade de Uberaba, MG.

Docência

1987/2001 - Professor de Dentística Operatória Restauradora e Clínica – Universidade de Uberaba, MG.

1995/2005 - Professor de Dentística Clínica – Universidade de Uberaba, MG.

1999/2005 - Professor de Prótese – Universidade de Uberaba, MG.

2004/2005 - Coordenador da Disciplina de Prótese – Universidade de Uberaba, MG.

2004/2005 - Coordenador da Clínica Integrada (Vespertino) – Universidade de Uberaba, MG.

Especialização

1998 - Especialização em Dentística Restauradora – Universidade Federal de Uberlândia, MG.

1992 - Ortodontia – Sociedade Paulista de BEGG, SP.

Mestrado

1998/2001 - Mestrado em Dentística Restauradora – Unicastelo, Campinas, SP.

Doutorado

2003/2005 - Doutorado em Dentística Restauradora – Unesp, FOAr, Araraquara, SP.

Atividades Profissionais

1984/1987 - Nomeado pelo Exmo Sr. Presidente da República Primeiro Tenente da Marinha do Brasil – Brasília, DF.

1983/2005 - Clínico Particular – Clínica de Estética e Reabilitação Oral “Saturnino Calabrez Filho” – Uberaba, MG.

1992/1998 – Concursado - Prefeitura Municipal de Uberaba, MG.

-----+

DEDICATÓRIA

A DEUS, pela oportunidade de ter a vida e as belezas que ela nos proporciona, o amor, a compreensão, a humildade e a sabedoria para cumprir as tarefas com justiça e amor.

MEUS PAIS

A vida nos prega muitas peças que não esperamos, que nunca acreditamos que possa acontecer. Sinto muito as suas faltas, seus carinhos e seus ombros amigos. Que Deus os tenha em bom lugar e que possam usufruir desta conquista. Meu coração está sempre apertado e suas faltas físicas me deixam vulnerável, mas não esqueçam onde estiverem: eu os amo...

Saibam que sempre aprendi com vocês que o corpo fenece, mas o espírito permanece para a eternidade....

MINHA FAMÍLIA

VIVIANE, AMANDA, PEDRO E GIOVANNA,

que aos poucos vai se formando com amor, compreensão, amizade. Por quantas horas difíceis passamos para a conclusão deste trabalho, quantas abnegações tiveram que fazer para que eu pudesse conceber um trabalho do qual vocês são as partes mais importantes. Dedico a vocês estas palavras que somente servem como registro, pois o meu amor e carinho não poderiam ser expressos em palavras e sim nas atitudes que tenho de tomar para corresponder ao carinho e ao apoio que me deram. Amo vocês.

AGRADECIMENTOS
ESPECIAIS

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “*Júlio de Mesquita Filho*”, representada pela *Prof^a. Dr^a. Rosemary Adriana Chiérici Marcantonio* (Diretora) e pelo *Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla* (Vice-Diretor).

À coordenação do Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, representada pelo *Prof. Dr. José Roberto Cury Saad* (Coordenador) e pelo *Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior* (Vice-Coordenador).

Ao *Professor Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade*, pela confiança em mim depositada. Quando pensava não conseguir esta etapa de sucesso em minha vida, eis que surge, com sua orientação e seus conselhos. Obrigado pela amizade nas horas necessárias e pelo convívio durante estes anos juntos.

Ao *Professor Dr. José Roberto Cury Saad*. Obrigado pela oportunidade a mim oferecida. Saiba que talvez poucas pessoas abram mão de suas responsabilidades para oferecer oportunidade a outros. Por seus conhecimentos, carinho e a cobrança que nunca me foi feita, obrigado, Obrigado também pela confiança e pela amizade.

Ao *Professor Dr. Wellington Dinelli*, uma pessoa desgarrada de preconceitos e de quem jamais acreditei poder um dia participar de seu convívio. Como as suas palavras me elevaram e me fizeram ser mais compreensivo, mais amoroso, e me permitiam levar para a sala de aula o que me foi legado pela sua sabedoria. Obrigado.

Aos *Professores Doutores Maria Salete, Osmir, Silas Duarte, Sizenando*. Saibam que igualmente são pessoas que estarão em meu coração. Obrigado pela amizade e pelo conhecimento que me foi transmitido em todos os momentos.

Aos meus colegas de doutorado, **Abraham, Alessandra, Fernando, Fabrício, Luana, Susin, Patrícia, Emmanuel, Laura, Edgardo, Maria Inez, Roberto**. Saibam que a convivência deixa algo inexplicável quando ela é correspondida. O amor que nos uniu, as intrigas, as críticas, fizeram com que nossa sabedoria tornasse todos os defeitos intangíveis. Creio que estaremos sempre juntos mesmo distantes e que a nossa amizade será eterna. Obrigado pela amizade.

Ao amigo *Prof. Dr. Fernando Carlos Hueb de Menezes*. Obrigado por ter acreditado no meu potencial e ter me levado para Araraquara. Sua apresentação foi um passo determinante para que esta conquista se realizasse. Sempre serei grato, obrigado.

Ao amigo *Prof. Benito José S. Miranzi*. Obrigado por sempre corresponder nas horas difíceis, pelo carinho em poder ajudar, obrigado pela análise estatística e por sua amizade.

À *Regina Sgobbi*, secretária da direção da Faculdade de Odontologia de Araraquara, pela sua gentileza e educação, disponibilidade e cooperação; Obrigado.

Aos funcionários do Departamento de Odontologia Restauradora: *Marinho, Vanderlei, Tita, Adriana, D. Cida, Lenyra e Cleuza* e a todos aqueles que, direta ou indiretamente, permitiram que concluísse todos os meus objetivos. Tenho-os no coração.

Aos funcionários do setor de Pós-Graduação, *Mara, Rosângela, Vera e Silvia*. Obrigado pela paciência e pela compreensão.

À bibliotecária da FOAr – Unesp, *Maria Helena M. Komasti Leves*, pela revisão bibliográfica.

Ao *Prof. Dr. Marcelo Palmério*, Magnífico Reitor da Universidade de Uberaba, por acreditar que seus docentes teriam de crescer e transformar essa escola num grande berço de conhecimentos. Obrigado pela oportunidade.

Ao *Prof. Dr. Luis Henrique Borges*, Diretor Clínico da Universidade de Uberaba e Diretor do Curso de Odontologia, meu ex-aluno e hoje companheiro e amigo, obrigado por entender que é difícil concluir esta tarefa e por não faltarem esforços de sua parte para que eu chegasse a este título.

Obrigado pela compreensão quando falhei e obrigado por acreditar em meu objetivo.

Ao Prof. Alaor Carlos de Oliveira Júnior, ex-diretor do curso de Odontologia, companheiro de batalhas políticas, obrigado por dar reinício à minha carreira universitária e reconhecer que com o tempo as pessoas possam ser transformadas e fazer com que as conquistas fiquem mais fáceis.

Ao Prof. Sérgio Massayuki Nakamura, grande colega de disciplina, obrigado por me substituir em todas as aulas para que eu pudesse fazer meu doutorado. Sei que foi difícil tirá-lo de seu sossego para que chegássemos aqui. Obrigado.

Aos Professores do Curso de Odontologia da Universidade de Uberaba, obrigado por estarem do meu lado quando precisei. Vocês foram e são partes importantes da minha formação.

Meus alunos, vocês foram, são e serão partes integrantes de meu sucesso e os que mais merecem meus agradecimentos. Obrigado pelas homenagens, pela compreensão, pela amizade, pelo carinho e, o mais

importante, por me ensinaram a ser mais gente e humano. Esta é a principal razão de meu título. Obrigado.

Aos meus pacientes, que tiveram a compreensão de aguardar por períodos longos pela conclusão de meus trabalhos. Obrigado.

A Maria Lúcia C. Montoro, por ter me acolhido e por transformar os erros e cuidar da formatação e digitação deste trabalho com paciência e carinho. Obrigado.

Ao CNPQ, pelo auxílio financeiro para a execução deste projeto.

Aqueles que por ora omiti seus nomes, o que me traz desgosto, obrigado. Saibam que, embora não mencionados, estão guardados em meu coração e sempre, em grandes momentos, terei um pouco de suas lembranças.

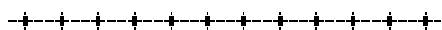
Meus eternos agradecimentos!

SUMÁRIO

1-INTRODUÇÃO.....	16
2-REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1 – Polímeros/cerômeros	22
2.2 – Adaptação/infiltração.....	27
2.3 – Adesão/retenção/tratamento de superfície.....	42
2.4 – Polimerização.....	75
3-PROPOSIÇÃO.....	104
4-MATERIAL E MÉTODO.....	106
5-RESULTADO.....	131
6-DISCUSSÃO.....	146
7-CONCLUSÃO.....	159
8-REFERÊNCIAS	161
ANEXOS	179
RESUMO	186
ABSTRACT.....	189

1 INTRODUÇÃO

1 Introdução



Nos últimos anos, a estética tem sido amplamente abordada na Odontologia quando a população tem despertada a sua preocupação com a saúde e com a beleza (BUSATO et al., 1997).

Esse marcante interesse tem proporcionado um grande desenvolvimento na Odontologia na área da estética e, em consequência, uma maior procura por restaurações com aspectos naturais, tais como coroas totais e restaurações parciais (*inlays*, *onlays* e facetas laminadas), de forma a devolver a harmonia, a beleza e a função em relação à dentição natural (SIEBER, 1996).

O emprego de porcelanas e inlays de resina composta tem sido avaliado sob vários aspectos, como adaptação, infiltração marginal e propriedades físicas que incluem: difusividade térmica e condutividade elétrica (WALL e CIPRA, 1992), além do potencial de simular a estética dos dentes naturais, entre outras (NASEDKIN, 1988).

A partir do aprimoramento dos materiais restauradores estéticos, foi necessária a avaliação de sua utilização, comparando-os com restaurações diretas e indiretas, com materiais plásticos e fundidos em metais ante a adaptação, a adesão à estrutura dentária e a infiltração de fluído na interface dente/restauração quando cimentados com cimentos adesivos resinosos. Entretanto, ainda é relevante dizer que o término dos preparos também influencia na utilização desses materiais restauradores, tanto os diretos

como os indiretos, associados com a preservação da estrutura dentária e a adesão dos mesmos.

As inlays de resinas compostas têm sido empregados há mais de dez anos em Odontologia e seu aprimoramento vem ocorrendo em relação a: sua resistência, cor, acabamento, retenção e fragilidade quando utilizados sem uma infra-estrutura metálica.

A utilização de inlays de resina composta pode ser considerada uma tecnologia relativamente nova e, com isso, há uma crescente evolução em pesquisas e no desenvolvimento dos materiais dentários, com melhores propriedades mecânicas e técnicas de cimentação envolvendo novos cimentos adesivos associados ao condicionamento de sua superfície, sendo esses materiais utilizados para coroas, facetas laminadas, *onlays* e *inlays*.

A constante busca por materiais resinosos indiretos, além da estética tanto procurada pelo profissional como pelo paciente, trouxe uma preocupação quanto à sua adaptação, infiltração marginal e cimentação. Nesse sentido, a evolução dos sistemas adesivos e cimentos resinosos, que a todo o momento são lançados no comércio, objetiva trazer melhorias nas qualidades retentivas e adesivas, diminuindo a infiltração marginal. Técnicas de medição e avaliação dessa infiltração têm sido desenvolvidas por meio de microscopia eletrônica e análise com *Software*, como *Software Image tools 2.00*, pelos quais pode-se medir a infiltração de líquidos, facilitando a análise dos resultados finais da interface dente/restauração e permitindo uma mensuração mais exata.

Embora a adesão ao esmalte com a utilização da técnica de condicionamento ácido tenha mostrado ser esta um procedimento bastante seguro e eficiente, a união à dentina

ainda constitui um desafio, principalmente nas margens cavitárias onde o esmalte está ausente, mesmo utilizando materiais adesivos e resinas de última geração (BOTTINO et al., 2001).

Os mecanismos de retenção de uma restauração sobre uma estrutura dentária preparada podem ser divididos em: união mecânica, micromecânica e aderência molecular (SHILLINGBURG et al., 1983; BOTTINO et al., 2001). Os cimentos devem apresentar propriedades tais como: biocompatibilidade, adesão, espessura de película, baixa solubilidade, resistência de união, facilidade de manuseio e baixa infiltração marginal. Os materiais empregados na cimentação de restaurações estéticas surgiram para suprir as necessidades até então não resolvidas com os cimentos convencionais. A adesão à superfície da dentina é obtida pela penetração da resina através da dentina condicionada por ácidos e adesivos, que vem a produzir um embricamento micromecânico com a dentina parcialmente desmineralizada, formando zona de camada híbrida e proporcionando uma maior retenção do compósito ao substrato dental.

Na literatura pode-se verificar a utilização de associações de materiais na melhoria de cimentação e restaurações estéticas, como as resinas de baixa viscosidade (*flow*), que também podem ser utilizadas na cimentação de *inlays* (PINTO, 1999) e ativadas por diferentes fontes de luz e técnicas de polimerização alternativas, por apresentarem melhores resultados. A princípio, acreditava-se que esses materiais absorviam os esforços de mastigação sob restaurações diretas de resinas compostas, principalmente as de alta densidade (SILVA E SOUZA JUNIOR et al., 2000), tornando essa absorção facilitada. A interposição de um

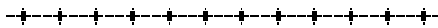
material mais resiliente poderia auxiliar na assimilação dessas deformações, e a presença de carga poderia diminuir a fenda provocada durante o ato de polimerização, diminuindo assim a infiltração de líquidos na interface dente/restauração (PINTO, 1999).

Para tanto verificou-se que a ativação desses materiais resinosos também vem sofrendo modificações quanto aos aparelhos e técnicas de polimerização. Os aparelhos fotopolimerizadores, desde o surgimento das luzes ultravioleta, das lâmpadas halógenas e dos LEDs, também têm influenciado nos resultados finais das restaurações, sendo os LEDs componentes de uma tecnologia nova. Trabalhos na literatura têm demonstrado resultados satisfatórios pelo fato de a sua velocidade na conversão dos fotoiniciadores da resina composta ser mais efetiva (WHITERS et al., 1999; ALTHOFF e HARTUNG, 2000; STAHL et al., 2000), durante a qual o espectro de emissão de luz varia de 460 nm a 488 nm, atingindo o pico máximo de emissão em 470 nm, coincidindo com o pico de conversão da canforoquinona (FUJIBAYASHI et al., 1998; JANDT et al., 2000), apresentando um tempo de vida útil mais longo e a não presença de calor quando este é ativado (TARLE et al., 1998; UHL et al., 2003a), sendo necessárias mais pesquisas quanto à eficiência ante a infiltração marginal e a cura desses materiais quando empregados na cimentação de *inlays* de resina composta.

Dessa forma, considerou-se ser importante investigar a infiltração marginal em *inlays* de resina composta, fixadas com dois tipos de materiais, cimento resinoso dual e resina *flow*, e ativadas por diferentes fontes de luz, e, com isso, tentar esclarecer algumas dúvidas ainda existentes em relação a esses materiais.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2 Revisão da literatura



Para melhor compreensão, a revisão da literatura foi dividida em quatro partes, de acordo com os fundamentos teóricos do assunto.

2.1 POLÍMEROS/CERÔMEROS

Crispim (1992) - descreveu que o conhecimento detalhado dos pacientes, a especial atenção à sua saúde dentária e a procura por restaurações estéticas levaram ao desenvolvimento de materiais e técnicas de confecção de restaurações. A seleção dos materiais é confusa tanto para o paciente como para o cirurgião-dentista na substituição de um amálgama por uma restauração estética, havendo muitas alternativas. A utilização de compósitos diretos ou indiretos, cerâmicas *inlays* convencionais ou fundidas requerem um acesso indireto. Materiais e técnicas podem ser debatidos sem um resultado conclusivo, existindo defeitos comuns para cada tipo utilizado. O sistema CAD-CAM[®], que pode fabricar *inlays*, porém não consegue confeccionar *onlays* e coroas mais complicadas, não necessita de um técnico altamente qualificado, utilizando auxiliares treinados, podendo os procedimentos ser executados em uma consulta. A corrida da alta tecnologia presente trará para a Odontologia mudanças

significantes no campo da estética e a procura por novos materiais e técnicas restauradoras.

Erdrich (1996) - apresentou um novo material protético, Artglass (Heraus Kulzer, Inc. Irvine CA.), que foi desenvolvido por meio de uma tecnologia totalmente diferente. Esse material é classificado com polímero de vidro e combina a estética, o alto nível de rigidez, a facilidade de manipulação e a durabilidade que as porcelanas convencionais apresentam, mostrando em sua composição um alto nível de rigidez. Para alcançar essas características, o conteúdo de carga do material do polímero de vidro foi reduzido para um nível moderado de aproximadamente 70% de peso, o tipo e mistura da carga foram otimizados para facilitar a modelagem pelo protético, os índices de refração da matriz de resina foram ajustados para assemelhar-se aos do vidro cerâmico, e a alta mistura de novos metacrilatos multifuncionais foi desenvolvida para melhorar as propriedades mecânicas dos materiais, como resistência à flexão, resistência à fratura, desgaste superficial e abrasão antagonista.

Touati (1996) - classificou os cerômeros como materiais de segunda geração, considerando que os materiais de primeira geração seriam as resinas de micropartículas. Os materiais de primeira geração apresentavam algumas desvantagens como: resistência flexural inadequada, fratura de margens e cúspides, desgaste oclusal e instabilidade de cor. Já os materiais de segunda geração (Cerômeros) apresentam uma larga proporção de partículas minerais, cerca de 70% em

peso, e isso lhes proporciona algumas qualidades, como: menor contração de polimerização e desgaste intra-oral (devido ao aumento da quantidade de partículas inorgânicas e à redução no volume da matriz orgânica); melhor estabilidade de cor (devido à redução na sorção de água); módulo de elasticidade similar ao da dentina; podem ser cimentados ao esmalte e à dentina, proporcionando uma excelente retenção e um ótimo vedamento; podem ser usados sem metal em próteses unitárias e próteses não extensas; são fáceis de realizar reparos intra-orais; o material acomoda-se em vários desenhos de cavidades; sujeitos a menores microrrachaduras e a fadiga estática.

Pensler et al. (1997) - apresentaram um trabalho de construção de facetas laminadas e prótese fixa empregando o sistema Artglass (Heraeus Kulzer). Os autores relataram que esse sistema, relativamente novo, tem apresentado bons resultados clínicos, e muitos profissionais têm incorporado esses materiais às suas alternativas restauradoras. O Artglass é classificado pelos autores como um polímero de vidro que apresenta um carregamento de carga com 55% de partículas de vidro de Bário e um empacotamento de 20% de sílica coloidal. Os autores concluíram que os compósitos laboratoriais são uma alternativa de aplicação clínica promissora na substituição da porcelana.

Simonetti (1997) - relatou que cada material a ser utilizado em combinação com outro tem propriedades inerentes a si mesmo, que incluem tensões no sistema. Materiais diversos

mostram diferentes níveis de deformação quando sujeitos à mesma intensidade de carga. Metais são muito diferentes dos materiais usados para revestimento estético. Como resultado, tensões são produzidas nas interfaces quando as cargas são aplicadas. As tensões resultantes podem promover o fracasso entre o metal e o revestimento estético. A combinação da tecnologia cerâmica com a investigação dos polímeros, somada à integração das fibras, tem dado como resultado o desenvolvimento de novos materiais, resinas compostas para laboratórios, denominados polímeros de vidro, cerômeros, polividro ou porcelanas de vidro polimérico (policerams).

Muñoz-Chávez e Hoepfner (1998) - citaram que os materiais denominados polímeros de vidro são bastante promissores no sentido de substituir a cerâmica como material estético em restaurações indiretas e próteses. No entanto, a porcelana vem sendo utilizada há muito tempo e sua técnica de confecção está devidamente aprimorada bem como estão corretamente estabelecidas suas propriedades e características de longevidade; portanto, somente o resultado de experimentos clínicos a longo prazo poderá demonstrar a efetividade e a durabilidade desses novos materiais no decorrer do tempo.

Scheibenbogen et al. (1998) - realizaram um estudo de avaliação clínica de um ano envolvendo 71 restaurações tipo *inlay* confeccionadas em 45 pacientes, com intervalo de confecção de 2 meses. As restaurações foram confeccionadas com resina Tetric, Blend-a-lux, Pertac Hybrid e uma cerâmica

IPS Empress, avaliadas inicialmente e após o período de 6 meses. Foram empregados vários parâmetros de avaliação, entre eles a integridade marginal e a forma anatômica da margem. Os resultados da aceitabilidade da avaliação inicial foram de 66% nível alfa e 34% nível bravo para a anatomia de margem. Após um ano, verificaram 28% alfa e 72% bravo para as *inlays* de resina composta. Para as restaurações de cerâmica inicialmente obtiveram 56% alfa e 44% bravo e, após um ano, 12% alfa e 88% bravo. Em relação à integridade marginal, verificaram 84% de níveis alfa e 16% bravo e, após um ano, 43% alfa, 53% bravo e 4% delta para os *inlays* de resina. Por outro lado, as restaurações em cerâmica apresentaram valores iniciais de 89% alfa e 11% bravo e, após 1 ano, 67% alfa e 33% bravo. Na avaliação geral, o resultado após 1 ano demonstrou níveis de 100% de aceitabilidade para os *inlays* de cerâmica e 94% para os de resina composta.

Tanoue et al. (2000) - realizaram um trabalho para avaliar e comparar a dureza de superfície e a solubilidade em água de duas resinas protéticas, Artglass (Heraeus Kulzer) e Dentacolor (Heraeus Kulzer) polimerizadas com três unidades de luz laboratorial, Dentacolor XS e Hyper LII e uma complementar por calor em unidade KL100. A polimerização foi feita com aplicação da luz por 60 segundos em cada face. Em um grupo, foi realizada a polimerização complementar com calor por 15 minutos a 100°C. Os resultados demonstraram que a resina Artglass apresentou sempre maior dureza de superfície que a resina Dentacolor e que a polimerização complementar não proporcionou melhorias nessa propriedade. A solubilidade em água da resina Artglass foi praticamente nula em todas as

análises e severamente superior à da resina Dentacolor. Os autores concluíram que a utilização de unidade de alta intensidade de luz é mais eficiente que a polimerização complementar com calor.

2.2 ADAPTAÇÃO/INFILTRAÇÃO

Lacy et al. (1988) - estudaram a evolução da microinfiltração marginal na parede gengival de *inlays* classe II confeccionadas com: 1) resinas com micropartículas (Visio-Gem[®], Espe), 2) resina com carga (P-50[®], 3M), e 3) cerâmica fundida Dicor[®] (Dentsply). Vinte *inlays* MOD com margem gengival 1 mm acima da junção amelocementária e outra com margem gengival abaixo 1 mm dessa junção foram feitas em troquel reproduzindo o dente natural. A superfície interna da *inlay* de resina foi jateada com alumina de 50 µm, e as *inlays* Dicor[®] foram condicionadas por dois minutos com tiras de lixa E-Z e HF solução abrasiva e subseqüentemente tratadas com Scotchprime[®] (3M). Os esmaltes marginais dos dentes extraídos foram condicionados por 30 segundos com ácido fosfórico a 37%, lavados, secos, e receberam uma fina camada de L.C. Scotchbond[®] (3M) em toda a extensão do preparo. Todas as *inlays* foram cimentadas com cimento resinoso e estocadas por três dias a 37°C em água. Dez espécimes de cada foram termociclados entre 7°C-37°C por 4 horas; os outros dez não foram ciclados. A infiltração foi visualizada nos cortes por mesial e distal depois de corados por prata. Os resultados da abertura não apresentaram pigmentação na margem gengival dos espécimes, sendo

verificado que não ocorreu infiltração na margem cementária das *inlays* não cicladas, em 10 de 10 de resina Visio-Gem[®], 3 de 10 das P-50[®] e em nenhuma das *inlays* Dicor[®] após termocicladas. A média de espessura do cimento resinoso não é suficiente para abrir fenda de contração sob essas condições, mas o selamento marginal pode ser quebrado pela termociclagem quando os coeficientes de expansão do material restaurador e o dente são dissimilares. Em evidência, quanto a avaliação de microinfiltração da margem cementária de restaurações de resinas em dentes posteriores, as *inlays* devem ser a escolha para preparos de classe II que se estendem abaixo da junção amelocementária.

Holmes et al. (1989) - observaram que a terminologia adaptação e as técnicas usadas para medir a adaptação variam consideravelmente na literatura. Embora adaptação pode ser mais facilmente definida em termos de desadaptação, existem diferentes localizações entre um dente e a restauração onde a medida pode ser feita. Nesse trabalho, o medido de desadaptação nos diferentes locais foi geometricamente relatado e definido como falhas internas, falhas marginais, discrepância marginal vertical, discrepância marginal horizontal, excesso na margem, falta de material na margem, discrepância absoluta marginal ou discrepância no assentamento. A significância e a diferença em magnitude de diferentes localizações foram mostradas. A melhor alternativa é, talvez, a discrepância absoluta marginal, a qual deveria sempre apresentar a maior medida de erro na margem e deveria refletir a total desadaptação naquele ponto. A adaptação de uma fundição pode ser definida na terminologia

em termos de medida de desadaptação nos vários pontos entre a superfície da fundição e o dente. Essa medida entre as fundições e o dente pode ser feita de um ponto ao longo da superfície interna, na margem ou na superfície externa da fundição. Os resultados de cada estudo podem ser relativamente interpretados somente para o método específico usado para medir a desadaptação. Embora a padronização de medidas de desadaptação provavelmente não seja possível, um esclarecimento da classificação deve ser necessário e consistente.

Mash et al. (1991) - relataram a infiltração de vários tipos de agentes cimentantes com preparação em molares extraídos e preparados para coroas totais e cimentadas tanto com cimento de fosfato de zinco, como cimento temporário de óxido de zinco e eugenol. Os espécimes foram testados em intervalos de 1, 6 e 12 meses com cálcio radioativo ⁴⁵. Os espécimes foram cortados, foram feitas auto-radiografias, e a infiltração marginal foi avaliada em uma escala de 0 a 3. Os resultados mostraram que os cimentos de fosfato de zinco, policarboxilato e ionômero de vidro são igualmente cabíveis para cimentação ou restaurações permanentes. O agente cimentante adesivo mostrou infiltração marginal inicial alta, indicando que isso não é desejável para propósitos de cimentação permanente. O cimento de fosfato de zinco e eugenol apresentou infiltração aumentada com o tempo, mas é bem aceito para seu propósito indicado, a cimentação temporária.

Shortall e Baylis (1991) - compararam a microinfiltração em torno de *inlays* de resinas diretas aderidas com cimento resinoso de polimerização dual e de *inlays* de classe V em molares extraídos. Métodos de adesão incluíram as duas formas de limpeza cavitária - limpos com pedra-pomes e lavados ou somente lavados - e três tratamentos de adesão foram usados. A limpeza da cavidade era usada para remover o agente separador (agar/álcool) da superfície da cavidade anteriormente a adesão da inlay. As restaurações foram termocicladas entre 5° e 55°C (com banhos intermediários a 37°C) antes (240 ciclos) e durante (12 ciclos) com corantes de prata. Microinfiltrações em torno das restaurações seccionadas foram quantificadas usando imagem microscópica digital com 40X de aumento. A microinfiltração na interface restauração/dentina não foi afetada pela omissão da limpeza com pedra-pomes, antes da aplicação do agente de união, e os autores atribuíram isso à natureza molhada da superfície de dentina, diminuindo a extensão da contaminação do agente separador.

Lacy et al. (1992) - relataram o estudo efetuado sobre infiltração marginal in vitro de porcelanas veneers e resina em 9 grupos de 20 dentes, nos quais os preparos apresentavam parede gengival em esmalte e cimento e ionômero de vidro pré-colocado na parede gengival. Apresentaram resultados com selamento total e infiltração depois de cimentadas com diversos cimentos adesivos resinosos e termociclagem. Onde os preparos apresentavam parede gengival somente em esmalte, não ocorreu infiltração de corantes, e houve uma completa infiltração nas paredes gengivais com ionômero de

vidro na interface dentina/resina das resinas veneers. As margens dos preparos podem se apresentar em esmalte e cimento e, na junção esmalte-cimento, a capacidade de adesão tem sido demonstrada em diversos trabalhos, sendo rotina na Odontologia clínica, e pouco conhecido o selamento marginal gengival de veneers laminadas em dentina. Pesquisas indicam que uma pequena quantidade de adesivo é suficiente para reter as resinas e que a contração não é suficiente para abrir fendas e infiltrações em classe II restauradas com resinas. Porém, após a termociclagem com materiais de alto coeficiente de expansão térmica, cerâmicas *inlays* que apresentam um coeficiente de expansão térmica similar parecem reter seus selamentos. A efetividade dos agentes adesivos na microinfiltração durante a cimentação de porcelanas e resinas veneers deverá promover tratamentos clinicamente aceitáveis.

Milleding (1992) - comparou *in vitro* a microinfiltração em restaurações indiretas de resina composta com a técnica direta, utilizando 50 pré-molares humanos extraídos e isentos de cárie, sem trincas visíveis, e realizou preparos classe II. Os preparos classe II que foram restaurados pela técnica direta demonstraram extrema microinfiltração em suas margens cavossuperficiais em dentina. As restaurações indiretas de resina composta cimentadas com cimento dual apresentaram menor microinfiltração do que as confeccionadas pela técnica direta. O uso de cimento de ionômero de vidro, em vez de um cimento resinoso, como material de cimentação resultou em maior nível de microinfiltração. Os resultados sugeriram que a técnica

indireta de resina composta seria superior à técnica direta quando se referisse à redução de microinfiltração. As restaurações indiretas de resina composta cimentada com cimento dual tiveram uma frequência mais baixa de microinfiltração marginal ao longo da margem de dentina cervical do que as restaurações de resina composta direta. Assim, o uso da técnica indireta seria o método adequado quando se desejasse reduzir a microinfiltração em restaurações de resinas compostas, um resultado que poderia ser relevante para as aplicações in vivo.

Äberg et al. (1994) - fizeram a comparação de *inlays* cerâmicas cimentadas com resina composta e cimento de ionômero de vidro. As *inlays* cerâmicas ofereceram uma boa alternativa para compósitos posteriores, apresentando ainda uma alta contração de polimerização. A fina camada de cimento reduzia a quantidade total de contração proporcionando provavelmente uma melhor adaptação marginal e diminuía a infiltração de *inlays* cerâmicas feldspáticas queimadas e cimentadas tanto com cimento de ionômero de vidro como com resina composta adesiva, comparadas individualmente. Durante um período de três anos, 118 *inlays*, 59 em cada grupo, foram examinadas. Foram avaliadas como não aceitáveis 11 *inlays* durante esse período: 2 (3,4%) no grupo de resina composta e 9 (15,3%) no grupo de cimento de ionômero de vidro. No grupo resina, uma *inlay* fraturou parcialmente e uma foi recolocada por causa de sensibilidade pós-operatória. No grupo ionômero de vidro, 4 *inlays* foram totalmente perdidas, e fraturas parciais ocorreram em 5. Nas *inlays* fraturadas e cimentadas com

ionômero de vidro, o cimento ainda permanecia nas cavidades. Oito pacientes relataram sensibilidade pós-operatória. Nenhuma cárie secundária foi detectada ao redor das *inlays*, mesmo tendo 46% dos pacientes sido considerados pacientes com alto risco de cáries.

Carvalho et al. (1999) - realizaram um levantamento dos fatores que podem afetar as propriedades de infiltração do adesivo na região desmineralizada pelo condicionamento ácido e das conseqüências na adesão à dentina. Os autores defenderam que a presença de excesso de umidade pode causar separação dos monômeros aplicados, formando uma estrutura com falhas que impedem a penetração dos adesivos na matriz desmineralizada de colágeno. A quantidade de umidade necessária para permitir uma perfeita penetração dos monômeros ainda é desconhecida e pode variar de acordo com os sistemas adesivos utilizados. Os adesivos autocondicionantes, segundo os autores, além de serem menos sensíveis às variações da concentração de umidade superficial e da profundidade da dentina, ainda têm a vantagem de não apresentar discrepâncias entre a área desmineralizada e a extensão da infiltração dos mesmos; formando, porém, uma camada híbrida muito fina com a incorporação da *smear layer*. Se considerada a presença de porosidades, a camada híbrida obtida com os sistemas adesivos autocondicionantes é de melhor qualidade, o que pode explicar o fato de, embora menos espessa, oferecer resistência de união semelhante à dos sistemas adesivos convencionais.

Frankenberger et al. (1999) - compararam in vitro a resistência do adesivo dentinário e a adaptação marginal de restaurações aplicadas direta e indiretamente. Um teste de remoção conicamente modificado foi esboçado para considerar a contração de polimerização e facilitar a colocação da *inlay*. Foram preparadas 260 cavidades em discos de dentina de terceiros molares recém-extraídos e preenchidos com resina composta direta ou com *inlays* cimentadas adesivamente. Adesivos dentinários de terceira geração (primer autocondicionante: ART[®] Bond, Syntac[®] Classic), quarta geração (condicionamento total: Scotchbond[®] Multi-Purpose Plus), e quinta geração (um único frasco adesivo: Syntac[®] Single Component, Prime & Bond[®] 2.1) foram usados em combinação com uma resina híbrida (Tetric[®]) ou cimento resinoso (Variolink[®] Low). No grupo controle não foi usado adesivo. A polimerização do agente adesivo foi efetuada antes da inserção do material de preenchimento/ *inlay* ou posterior e simultaneamente com o compósito/cimento resinoso. As espessuras da camada adesiva e do cimento resinoso foram gravadas, e, depois de armazenamento por sete dias e termociclagem das réplicas por 24 horas, após 1.150 ciclos, foram executados os testes de deslocamento. Fratura dos modelos foi determinada, e réplicas foram examinadas observando a adaptação marginal usando MEV (200x de aumento). A pré-polimerização do adesivo resinoso aumentou a resistência da adesão dentinária, independente da combinação do material ou do método de inserção ($p < 0,05$). Em geral, terceira e quarta gerações do adesivo dentinário produziram melhores resultados na resistência adesiva e na adaptação marginal do que o sistema de um frasco ($p < 0,05$).

Na terceira geração, *ART® Bond* alcançou significativamente maior valor de tração do que *Syntac®* ($p < 0,05$), mas não apresentou melhor adaptação marginal. Fraturas coesivas dentro da dentina foram observadas somente no grupo *inlay* com resina pré-polimerizada. Pré-polimerização da resina adesiva é um importante fator para ambas as restaurações, diretas e indiretas. Todavia, pré-polimerização da resina adesiva antes da inserção do adesivo nas *inlays* não pode ser recomendada clinicamente porque os 120 μm de espaço foram muito grandes. Em cavidades simuladas, o preenchimento com resinas diretas submetidas a pré-polimerização conseguiu resistência de adesão similar à das *inlays* sem pré-polimerização. O sistema de único frasco apresentou-se pobremente comparado com o do adesivo *multi-step* de terceira e quarta gerações.

Müller et al. (1999) - avaliaram in vitro a infiltração marginal cervical em preparos cavitários ocluso-proximais em restaurações indiretas, utilizando, para isso, dois diferentes materiais restauradores. Foram preparadas cavidades padronizadas tipo *inlays* em pré-molares hígidos, cimentadas com cimentos resinosos, feita a termociclagem e coradas com solução de coloração depois de impermeabilizados, deixando as paredes cervicais livres para a penetração de solução corante. Após esses procedimentos, os dentes foram seccionados no sentido méso-distal no centro das restaurações, e observado, por examinadores calibrados, o grau de infiltração marginal em um microscópio ótico metalográfico, onde os autores predeterminaram os valores da microinfiltração marginal. Pôde-se observar uma diferença

estatisticamente insignificante quanto à infiltração marginal cervical entre as restaurações indiretas confeccionadas com os materiais em questão.

Pinto (1999) - avaliou *in vitro* a microinfiltração marginal, somente nas paredes de dentina, de cavidades restauradas pela técnica indireta *inlay* de porcelana e cimentadas com cimentos resinosos do tipo autopolimerizável e Dual e resina Flow fotopolimerizável. Para a realização dessa pesquisa, foram utilizados 40 dentes terceiros molares de humanos recém-extraídos e isentos de cárie, nos quais foram confeccionados preparos cavitários do tipo classe II padronizados. Os dentes foram restaurados com *inlay* de porcelana (Ceramco II) e cimentados com: Panavia, Dual Cement, Enforce e Resina Flow (Renamel). Foi realizada a ciclagem térmica, e os dentes foram colocados em uma solução evidenciadora de nitrato de prata a 50% e depois seccionados. A análise da microinfiltração marginal foi feita nas paredes localizadas 1 mm abaixo da junção esmalte-cimento, portanto somente em dentina. Concluiu que todos os materiais estudados apresentaram microinfiltração e que houve diferença significativa entre os materiais Dual Cement e Resina Flow (Renamel), os quais apresentaram, respectivamente, a maior infiltração média e a menor. Os demais materiais comparados dois a dois tiveram comportamentos semelhantes. Por ter evidenciado, um material não específico para cimentação, o melhor resultado, o autor julgou necessitar de mais pesquisas sobre o assunto para poder melhor entender os dados obtidos.

Calabrez Filho (2002) – avaliou a infiltração marginal em *inlays* cerâmicas fixadas com diferentes cimentos resinosos: Grupo 1) EnForce (Dentsply) e Grupo 2) Rely X (3M) e seus respectivos adesivos. Foram executados 20 preparos cavitários para *inlays* com paredes gengivais e terminação em forma de chanfrado profundo, sendo uma parede de esmalte 2 mm acima da junção cimento-esmalte e outra de dentina 2 mm abaixo dessa junção, onde foi avaliado o grau de infiltração marginal em escores de 0 a 3 para ambos os cimentos resinosos após termociclados e corados com fucsina básica 0,5% por 12 horas. Os dentes foram seccionados no sentido méso-distal tendo sido obtidas duas partes, uma vestibular e outra lingual, onde foram feitas as leituras do grau de infiltração pela média da maior infiltração, e divididos em dois grupos: G1) término em dentina cimento EnForce em relação ao RelyX, G2) término em esmalte cimento EnForce em relação ao RelyX. Para analisar a infiltração em dentina e esmalte, foi aplicado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney, pois foi realizada marcação por escores resultando em curva não normal para ambas às terminações, denotando maior infiltração no Grupo 1 em relação ao Grupo 2 significativa ao nível de 5% na presença de dentina e maior infiltração para o Grupo 1 em relação ao Grupo 2 na presença de esmalte, mas não significativa.

Neme et al. (2002) - realizaram um estudo in vitro pelo qual verificaram a hipótese da redução da microinfiltração em cavidades de classe II, com aplicação de liner de resina flow. Neste estudo foram utilizados 40 terceiros molares hígidos que foram estocados em solução de azida de sódio a 0,2%.

Duas cavidades de classe II foram preparadas em cada dente, uma na superfície mesial e outra na superfície distal. Os dentes preparados foram distribuídos em 8 grupos de 10 cavidades cada, os quais faziam ou não a utilização de um liner de resina flow. As restaurações foram realizadas conforme recomendações dos fabricantes. Para as restaurações foram utilizadas matrizes metálicas. A resina foi inserida pela técnica incremental. Após as restaurações, os dentes foram estocados em água destilada durante 24 horas. Os espécimes foram isolados e termociclados (1.000-ciclos-5°C-55°C). A seguir, os dentes foram colocados em solução corante de fucsina básica 0,5% durante 24 horas. Os espécimes foram então seccionados, e a microinfiltração analisada em microscópio com aumento de 40X. O teste estatístico de Kruskal-Wallis demonstrou que a aplicação de liner de resina flow não reduziu a infiltração marginal em cavidade de classe II, com exceção do grupo que utilizou um compômero flow, a qual apresentou os melhores resultados, estatisticamente significantes na redução da microinfiltração.

Oliveira (2002) - avaliou a infiltração marginal em *inlays* de polímero de vidro Artglass (Heraeus/Kulzer) fixadas com diferentes tipos de cimentos resinosos. Foram selecionados 20 dentes humanos, recém-extraídos, pré-molares da arcada superior, hígidos e com dimensões semelhantes. Os dentes foram limpos e incluídos em pequenos cilindros de PVC com gesso tipo IV, deixando a porção coronária livre de modo que o limite cimento/esmalte ficasse em torno de 5 mm abaixo dessa união. Foram realizados preparos (MOD) com aproximadamente 10° de expulsividade, proveniente da

inclinação da ponta diamantada e ângulos internos arredondados, tendo as terminações recebido um acabamento reto. Foram realizadas caixas proximais para todos os preparos, e a terminação gengival da caixa proximal mesial foi realizada com dentina, 1,0 mm abaixo do colo, e a terminação da caixa distal com esmalte, 1,0 mm acima do colo. Foram confeccionadas 20 restaurações, divididas em 2 grupos. Para o Grupo I, foram utilizados na fixação o cimento resinoso Enforce (Dentsply) e o sistema adesivo Prime & Bond 2.1 (Dentsply) e, para o Grupo II, as restaurações foram fixadas com o cimento resinoso Opal Luting Composite (3M) e sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M). O conjunto dente/restauração foi armazenado em soro fisiológico por uma semana. As amostras foram submetidas a ciclagem térmica (5°C a 55°C por 15 segundos, 500 ciclos), coradas com fucsina básica 0,5% por 24 horas e lavadas em água corrente por 12 horas. Após a secagem, os dentes foram incluídos em blocos individuais de resina de poliéster onde foram realizados cortes no sentido longitudinal, méso-distal. As infiltrações marginais foram analisadas seguindo os escores de infiltração marginal em quatro níveis: Grau 0 – nenhuma infiltração; Grau 1 – infiltração 1/3 da parede gengival; Grau 2 – infiltração 2/3 da parede gengival; Grau 3 – infiltração até o ângulo âxio-gengival na parede axial; Grau 4 – infiltração na parede axial em direção à polpa. As amostras foram analisadas por uma lupa estereoscópica com aumento de 40x. Os valores obtidos foram analisados estatisticamente aplicando o teste preliminar de aderência à curva e o teste não-paramétrico de *Mann-Whitney* (5%), verificando diferenças estatisticamente significantes entre os grupos analisados. Os valores da infiltração marginal em esmalte

foram semelhantes, com a tendência de a infiltração marginal em esmalte ser maior nos espécimes do Grupo I e de a infiltração marginal em dentina ser maior nos espécimes do Grupo II. Em ambos os grupos, a infiltração marginal em dentina foi mais acentuada do que em esmalte.

Sarabia-Quiroz et al. (2003) - avaliaram in vitro a infiltração marginal de restaurações de resina composta em cavidades de classe V, de esmalte, polimerizadas por luz "halógena" e LEDs. Vinte e quatro dentes terceiro molares recém-extraídos foram armazenados em solução salina e em freezer e preparos cavitários foram executados na superfície lingual de ambos os dentes - 2,5 mm méso-distal, 2,0 mm ocluso-gengival e 2,0 mm de profundidade. Após condicionamento ácido com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos, foram lavados, tendo sido aplicado o adesivo Scotchbond Multipurpose Plus (3M), polimerizados por 20 segundos e restaurados com resina Charisma cor A 3,5 (Kulzer). Os grupos foram divididos em: GI – Luz "halógena" KM 200R (DMC), 40 segundos; GII – LED Ultrablue III (DMC), 40 segundos; GIII – LED Ultraled (Dabi Atlante), 40 segundos; GIV – LED Ultrablue II (DMC), 40 segundos. Todos os grupos foram termociclados mil vezes, variando a temperatura entre 5°C e 55°C. Posteriormente, corados com fucsina básica a 0,5%, seccionados, analisados com lupa estereoscópica com aumento de 100X e feitos os testes estatísticos de Mann-Whitney e Kruskal-Wallis. Os resultados não apresentaram diferenças significativas para os quatro grupos usando diferentes aparelhos de polimerização.

Piwowarczyk et al. (2005) - avaliaram a microinfiltração e as aberturas marginais de restaurações de coroas totais unidas com seis tipos diferentes de agentes cimentantes. MÉTODOS: Sessenta pré-molares humanos sem cárie e molares foram preparados de uma maneira padrão para restaurações de coroas totais. As margens mesial e distal ficavam situadas em dentina, enquanto a vestibular e as margens palatal/lingual ficavam situadas em esmalte. Foram feitas coroas de uma liga de alto conteúdo em ouro para efetuar uma técnica padronizada. Os espécimes foram padronizados em seis grupos de agentes cimentantes: um cimento de fosfato de zinco (cimento de Harvard), um convencional de ionômero de vidro (Fuji I), um cimento de ionômero de vidro modificado (Fuji Plus), dois cimentos resinosos (RelyX ARC, Panavia F) e um cimento resinoso universal auto-adesivo (RelyX Unicem). Depois de quatro semanas de armazenamento em água destilada a 37°C, os espécimes foram termociclados com 5.000 ciclos variando a temperatura de 5°C a 55°C. Posteriormente, foram colocados em uma solução de nitrato de prata, fixados em um bloco de resina e cortados verticalmente nos sentidos bucolingual e mesiodistal. Subseqüentemente, os objetos foram avaliados para microinfiltração e abertura marginal por meio de um microscópio fotográfico de alta resolução digital. RESULTADOS: Várias diferenças entre os grupos foram estatisticamente significantes. RelyX Unicem mostrou o grau de menor microinfiltração em ambas as terminações, em esmalte e em dentina. Panavia F e RelyX Unicem apresentaram, com aberturas marginais, graus significativamente maiores que todos os outros agentes cimentantes. Nenhuma associação foi observada entre

microinfiltração e abertura marginal diferente com uma correlação direta fraca ao usar cimento de Harvard em esmalte. SIGNIFICAÇÃO: Os agentes cimentantes investigados revelaram diferentes capacidades de selamento. Essas diferenças não foram associadas a tipos específicos de materiais.

2.3 ADESÃO/RETENÇÃO/TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE

Buonocore (1955) - apresentou um método para aumentar a adesão da resina à superfície de esmalte. Verificou que a adesão de discos de resina acrílica com 5 mm de diâmetro à superfície de esmalte era maior quando este tecido dental era condicionado com ácido fosfórico a 85%, por 30 segundos, em relação àquelas amostras que não recebiam tratamento ácido previamente à colocação da resina acrílica. O autor sugeriu algumas explicações para tal fenômeno, tais como grande aumento da área da superfície devido à ação do ataque ácido e ao aumento da capacidade de umedecimento da superfície, permitindo assim contato íntimo da resina acrílica ao esmalte.

Bowen (1963) - estudou as propriedades dos polímeros para restaurações dentais reforçadas por sílica. Usou partículas vítreas de sílica com formas irregulares e tamanhos variando em torno de 150 μm , cujas superfícies foram tratadas com vinil-silano com o objetivo de aumentar a união entre fase orgânica e inorgânica. O aglutinante usado foi o co-polímero

de BIS-GMA, que pode ser considerado um produto da adição de metacrilato de glicidila ao bis-fenol A, catalisado por 0,5% de N.N-dimetil-p-toluidina a 60°C. Dessa forma, conseguiu um material que teve incorporado ao polímero orgânico 70% de sílica por volume, propiciando uma redução na contração de polimerização e no coeficiente de expansão térmica, um aumento da resistência à compressão e do módulo de elasticidade, além de baixa solubilidade e desintegração em água, quando comparado à resina onde foi adicionada a sílica não tratada.

Tanaka et al. (1982) - relataram que a combinação de metal e resina é comum nos preparos de próteses dentais, restaurações e aparelhos, e que a fixação da resina ao metal necessita da criação de um dispositivo de retenção mecânica no metal, pois a resina apresenta baixa força adesiva e subsequente fratura na face devido à força de estresse oclusal repetida. Esse pobre selamento marginal permite infiltração de fluidos orais entre a resina e o metal, promovendo descoloração da resina. Resinas que são adesivas ao metal têm sido estudadas, sendo relatadas forte adesão resina/metal em condições secas e pobre adesão em condições úmidas. A utilização de uma resina opaca anidrido *4-metaloxietil trimetilato (4-META)*, promove boa adesão entre a resina acrílica termoativada *veneer* e os modelos de metal níquel-cromo, sem uso de dispositivos de retenção mecânica. Foram usados três tipos de resinas opacas: 1) 33,0 g MMA, 33,0 g *epoxyacrilato* e 28,5 g de dióxido de titânio, 2) 33,0 g MMA, 33,0 g de *epoxyacrilato*, 23,5 g de dióxido de titânio e 5,0 g 4-META, e 3) *SR-Pyroplast* Peróxido Benzóil utilizado como

iniciador. Modelos de espécimes de metais de 10 mm x 10 mm x 2 mm, compostos de 84% de níquel, 8% de cromo e 5% de cobre, foram jateados, e suas superfícies foram tratadas por: 1) polimento com feltro na presença de uma suspensão aquosa de alumina, 2) alisamento com papel *Emery E-240* ou 3) ataque ácido com solução de HCl 36% por 48 horas em temperatura ambiente ou por 15 horas em presença de FeCl₃ a 20% e limpas com ultra-som em água destilada e seca. As três categorias foram oxidadas com HNO₃ a 6% por 15 minutos em temperatura ambiente, e o efeito desse tratamento de superfície na estabilidade de adesão foi comparado entre o modelo metálico e a resina opaca. Os espécimes foram preparados e de acordo com as instruções do fabricante, foi aplicada resina opaca, com espessura de 0,5mm, nos modelos metálicos pré-tratados e polimerizados. A força de tensão adesiva foi medida em máquina de teste universal com um bloco de acrílico de 0,5 mm de diâmetro e fixada perpendicular à faceta de resina, cortado com brocas para criar uma área de 5 mm de diâmetro de adesão. As resinas opacas *4-META* foram usadas nas preparações da maioria dos espécimes, e a *SR-Pyroplast*, mas sem *4-META*, também foi usada para o propósito de comparação. As medidas de tensão adesiva dos espécimes foram colocadas em água a 37°C e alternadamente introduzidas em duas bandejas com água, uma mantida a 4°C ± 1°C e a outra 60°C ± 2°C por 60 segundos em cada bandeja, e foram repetidos os ciclos até 2.000 vezes. Os outros espécimes foram colocados em água a 37°C por até 30 semanas ou a 80°C por dez semanas. Os testes foram efetuados nos espécimes e a força adesiva para todos nos quais *4-META* foi usada era maior do que 200 kg/cm² após a imersão em água a 37°C e menor de 80 kg/cm² para aqueles

nos quais os dois tipos de resina opaca foram usados. Os três tipos de tratamento utilizados no metal apresentaram pouca diferença no seu efeito de força de tensão antes da termociclagem.

Tam e McComb (1991) - citaram que os problemas de retenção têm sido relatados com o uso clínico de facetas de resinas indiretas com resinas de micropartículas. Esse estudo empregou o teste de resistência em 24 horas para avaliar a força adesiva de ambas as facetas resinosas comparadas com outros tipos de facetas. O efeito de tratamento de diferentes cimentos resinosos e de facetas de resina tem sido analisado para esclarecer fatores pelos qual a retenção pode ser desenvolvida. Os seis sistemas de cimentos resinosos utilizados apresentaram uma série de valores adesivos. As facetas feitas em laboratório apresentaram-se altamente estéticas e conservam as estruturas dentais, dependendo somente da retenção mecânica e/ou adesão química do agente cimentante com a estrutura dental e a superfície das facetas. Recentemente as facetas têm sido cimentadas com resinas compostas diluídas com agentes adesivos. Isso traz incorporação de ar à mistura dos dois componentes, e essa mistura ocorre para conseguir uma substância com consistência trabalhável. Com o aumento e a aceitação das facetas e sua evolução, tem sido criada uma quantidade de materiais que se aderem, compostos por materiais resinosos com micropartículas e híbridas disponíveis em diversas cores. Para serem ideais, deveriam ter capacidade de secagem, serem mecanicamente fortes, resistentes à absorção de água, possuir estabilidade de cor e serem atóxicos. As propriedades

físicas dos materiais comercialmente utilizados são desconhecidas e necessitam uma avaliação independente. As facetas podem ser executadas com material resinoso e porcelanas; as resinosas são geralmente de micropartículas, por exemplo, *Isosit-N[®]* (Vivadent), *Dentacolor[®]* (Kulzer, Irvine, Calif.), e recentemente uma resina híbrida tem sido sugerida, a *Herculite[®]* (Kerr, Div. Sybron Corp. Romulus, Mich.). A incidência de fraturas dessas facetas de resinas pré-fabricadas é, em média, de 16% a 19% em dois anos, e a perda da faceta tem sido atribuída à força de adesão entre as facetas e o cimento adesivo, ao contrário das porcelanas, que sofrem um condicionamento ácido e microrretenção, e das facetas resinosas necessitarem de um adesivo químico. Esse estudo teve como objetivo elucidar fatores que modificam a superfície da faceta de resina para que tenha a capacidade de aumentar a força adesiva. Vários pré-tratamentos têm sido utilizados: nas porcelanas - o condicionamento com ácido hidrofúorídrico produz uma superfície irregular com grandes cristais de quartzo expostos, as facetas de resina que apresentam vidros solúveis, como o bário e o estrôncio, também podem ajudar nas retenções quando tratadas com esse ácido. A maioria das falhas clínicas ocorreu devido ao estresse das facetas de resinas, e esse estudo usou um teste de força adesiva para:

1. comparar as forças de diferentes sistemas de cimento resinoso adesivo para uma faceta de resina,
2. Investigar os efeitos dos tratamentos das superfícies das facetas feitas antes da adesividade,
3. avaliar as forças adesivas de diferentes sistemas de facetas.

Por conveniência, a porcelana condicionada por ácido foi usada como modelo de substrato de esmalte condicionado, pois ambos apresentam forças adesivas equivalentes com as de resinas compostas. O espécime de facetas preparadas foi aderido sobre placas de porcelanas que sofreram condicionamento ácido e um cimento resinoso selecionado. Um mínimo de oito amostras foi submetido a testes de forças adesivas para o grupo efetuado. Os espécimes de porcelana foram feitos com *Vitadur*[®] - N (*Vivadent, Baldwin Parke, Calif.*), *Isosit*[®]-N (ou uma das duas resinas foto híbridas *Multifill*·(*Kulzer*), *Herculite* (*Kerr/Sybron*)), e processados de acordo com o fabricante em uma matriz de cápsula de gelatina, com tamanhos fixos, cortados e alisados. Os discos de resina tratados foram limpos com ácido fosfórico a 37% por 1 minuto e os discos de porcelanas foram tratados com ácido hidrofúorídrico e banho ultra-sônico por 5 minutos e lavados, tendo recebido aplicação de solução de agente silano. O agente resinoso cimentante agiu com adesivo médio entre os espécimes de facetas e os blocos de porcelana, e o agente adesivo foi associado de acordo com as recomendações do fabricante. Um *jig* especialmente modelado foi preso ao bloco de porcelana e perpendicular a ele, dentro de outra matriz gelatinosa, para limitar e definir a superfície adesiva durante a cimentação por 120 segundos pelo bloco de porcelana, sendo armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas até o momento do teste em uma máquina de teste universal *Instron* (*Model TTCM, Instron, Canton, Mass*), com uma velocidade de 0,5 cm/min. Um segundo *Jig* foi confeccionado para segurar o bloco paralelo à direção da carga aplicada. A força adesiva calculada foi determinada pela divisão da força em que a falha adesiva ocorreu. As interfaces dos espécimes

fraturados foram inspecionadas à luz do microscópio para avaliar o tipo de falha adesiva. Amostras aleatórias para cada grupo de estudo foram cobertas para exame no microscópio eletrônico de varredura, e, em adição, as facetas foram preparadas para exame da topografia das superfícies não tratadas e pré-tratadas antes do adesivo. As conclusões foram que:

1. falhas na adesividade geralmente ocorrem entre a faceta *Isosit*[®]-N e o cimento resinoso;
2. dos cinco sistemas de resinas cimentantes testados, *G-Cera*[®] produziu a menor força adesiva para faceta *Isosit*[®]-N. *Heliolink*[®] e *Prisma PVC*[®] foram os únicos materiais que exibiram falhas adesivas coesivas;
3. a aplicação de jato de areia na superfície da faceta de resina produziu as forças adesivas;
4. o pré-tratamento com *Special Bond*[®] aumentou a força adesiva para a resina *Isosit*[®]-N;
5. o uso de resina composta híbrida sujeita a condicionamento ácido merece mais pesquisas;
6. a força adesiva para diferentes tipos de facetas pode ser classificada como: faceta de porcelana com ataque ácido, faceta resina híbrida fotopolimerizável com ataque ácido, faceta resina micropartícula polimerizada sob pressão aquecida.

Juntavee e Millstein (1992) - estudaram o efeito da rugosidade superficial e o espaço do cimento na retenção de

coroa variando o espaço do agente adesivo e a rugosidade da superfície interna da coroa com diferentes tipos de resinas e cimentos. Cento e oitenta amálgamas e 180 resinas compostas foram cimentados dentro de retentores de aço inoxidável padronizados. Resinas e retentores foram divididos em 12 grupos de acordo com o tipo de resina, diâmetro e rugosidade do retentor. Cada grupo foi ainda subdividido de acordo com o cimento: a) cimento de fosfato de zinco; b) cimento resinoso e c) cimento de ionômero de vidro (GIC). Os subgrupos foram divididos em grupos de ciclos térmicos e não-térmicos. O ciclo térmico foi de 5°C a 55°C, repetido 500 vezes. As resinas foram separadas de seus retentores com um bastão de compressão em uma máquina de teste *Instron*, com uma velocidade de 0,02 cm/minuto. Os resultados foram os seguintes: amálgamas foram mais retentivos, cimentos resinosos e cimento de fosfato de zinco foram igualmente retentivos como o amálgama, mas o cimento de ionômero de vidro foi menos retentivo. Restaurações de resina cimentadas com cimentos resinosos foram duas vezes mais retentivas que aquelas cimentadas com cimentos de fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro. Os retentores com superfície interna rugosa foram os mais retentivos. Um espaço reduzido do cimento entre a restauração e o retentor foi mais retentivo. Os ciclos térmicos reduziam a retenção.

White e Yu (1992a) - estudaram a espessura dos novos cimentos resinosos adesivos de acordo com ANSI/ADA (ADA especificação nº08 para o cimento de fosfato de zinco). Foram testados 20 materiais, manipulados de acordo com as especificações do fabricante, utilizando um indicador

eletrônico de 0,5 μm e recalibrados a cada medida, sendo cada agente adesivo medidos 10 vezes. As médias da espessura do cimento e do desvio padrão foram calculadas para cada agente adesivo de acordo com a especificação nº I da ADA. Nove materiais satisfizeram essa especificação utilizando cimento de fosfato de zinco e policarboxilato; cinco outros encontraram a especificação nº II da ADA com espessura de 40 μm e estes incluíram um cimento de ionômero de vidro, um cimento resinoso, um cimento de fosfato de zinco e um cimento híbrido de ionômero de vidro resinoso; 06 cimentos resinosos mostram uma espessura maior que 40 μm . Os cimentos de fosfato de zinco têm sido utilizados para cimentação de modelos, e novos agentes cimentantes adesivos têm sido lançados no comércio apresentando redução substancial na espessura do cimento, mostrando melhora na microinfiltração e retenção melhorada. O teste ANOVA demonstrou diferenças estatisticamente significativa entre vários agentes adesivos - $p < 0,0001$ - e o teste múltiplo de *Turkey* em $\alpha = 0,05$ verificou valores estatisticamente similares que eram diferentes para outros grupos. Sendo o cimento de hidroxiapatita o de menor espessura e significativamente menor que outros cimentos, sendo algumas de suas propriedades físicas inferiores, sendo os outros oito materiais estatisticamente similares entre si, todos registraram espessura média menor que 25 μm e foram classificados como tipo I da ADA, de acordo com as especificações nº 8 da ADA. Os materiais tipo I são designados para cimentações precisas e para outro uso. As classes seguintes, como hidroxiapatita, ionômero de vidro, fosfato de zinco e policarboxilato, são incluídas nesse grupo. Os materiais tipo II da ADA podem ter espessura de até 40 μm

e são recomendados para todos os usos, exceto para cimentação, e incluem resinas e ionômero de vidro resinoso híbrido. Os agentes resinosos são selecionados com base no critério estabelecido para situações clínicas específicas. Dois ionômeros de vidro (*Ketac-Cem*[®], *ESPE*[®], *Seifeld, Oberday, Germany*) e GC Fuji I[®], (*GC, Tokyo, Japão*) foram testados pó e líquido e um em cápsula, triturados no amalgamador. Nenhuma diferença significativa foi registrada, sendo o GC Fuji I[®] mais sensível ao tempo e à energia de trituração, com tendência a endurecer mais rápido. O *Panavia*[®] *Ex* (*Kurarey, Okayama, Japão*) demonstrou um desvio padrão excessivamente alto. A alta espessura das resinas não é tão crítica na cimentação de porcelanas *inlays*, *onlays*, *veneers* e restaurações de resinas compostas produzidas indiretamente. Estas restaurações contraem durante a fabricação e têm margens pobremente adaptadas, e as propriedades óticas de adesão e a insolubilidade tornou-nas ideal para esse propósito. As resinas especialmente comercializadas para esse fim são: *Ultradent*[®] (*Den-Mat*) e *Marathon*[®] (*Den-Mat*) e, negativamente, as *C+B Metabond*[®] (*Sun, Medical, Kyoto, Japão*), *Den-Mat Thin Cement*[®], *Panavia*[®], *All-Bond*[®], *Downer's Grove*[®], III. Muitos fatores influenciaram na espessura do cimento resinoso: a) o substrato pelo qual o material é testado; b) o tratamento ou a forma das partículas; c) a viscosidade do material. Esses resultados estão de acordo com os de outros estudos, entretanto, um estudo usando uma metodologia similar relatou valores consideravelmente baixos para a espessura do cimento de fosfato de zinco. Os autores notaram seus resultados incomuns, mas não oferecem explicações.

White et al. (1992) - examinaram o efeito da força de assentamento da espessura dos novos agentes cimentantes adesivos, de acordo com a ANSI/ADA, para o cimento de fosfato de zinco. A comparação, quando aplicado o teste de *Turkey* para espessura do cimento, demonstrou que todos os materiais eram significativamente diferentes para a mesma força aplicada, com uma única exceção nas forças de 15 kg e 23 kg, sendo os cimentos de ionômero de vidro e policarboxilato estaticamente similares. Entretanto, com forças de assentamento maiores, a escolha entre os cimentos de policarboxilato e ionômero de vidro deveria ser feita em fatores diferentes da espessura do cimento. Contudo, para todas as outras situações clínicas, o material selecionado foi uma variável crítica afetando a espessura do cimento. Portanto, mais pesquisas deveriam ser conduzidas para determinar se os resultados são restritos aos materiais testados particularmente ou a toda uma classe de cimentos dentais, considerando que o efeito dos agentes cimentantes adesivos no assentamento de rotina dos modelos para dentes naturais necessita de pesquisa, pois o conhecimento atual sobre esses efeitos no assentamento marginal é limitado ao fosfato de zinco em metais, os quais são conhecidos por interagir química e fisicamente com a estrutura do dente.

White e Kipnis (1993) - estudaram o efeito dos agentes cimentantes e sua interação na superfície dentinária além da espessura do cimento com novos agentes adesivos. O método estava de acordo com a ANSI/ADA para o cimento de fosfato de zinco. O grupo controle foi colocado entre duas placas de vidro, como descrito nas especificações da ADA, e o grupo

teste-placa era posicionado na dentina intermediada por cimentos de ionômero de vidro, cimento de policarboxilato e um cimento resinoso utilizando um adesivo dentinário. Foram efetuados testes para comparar a placa de vidro com a superfície dentinária dentro de cada grupo, em que o cimento de fosfato de zinco e o ionômero de vidro mostraram uma espessura significativamente menor quando medido em contato com a dentina. O cimento resinoso e o cimento de policarboxilato com seus agentes adesivos mostraram um aumento não muito significativo quando em contato com a dentina quando comparados com a placa de vidro. O cimento de fosfato de zinco tem sido o principal agente cimentante, mas, recentemente, novos agentes cimentantes adesivos têm sido desenvolvidos, como os cimentos de ionômero de vidro, cimentos de policarboxilatos e vários cimentos resinosos que são comumente derivados do BIS-GMA com substância inorgânica na composição, sendo estes mais críticos que os cimentos de fosfato de zinco, pois foram propostos para interagir química e fisicamente com as estruturas dentárias e têm demonstrado menor microinfiltração marginal e maior retenção. A espessura do cimento de fosfato de zinco depende de forças hidráulicas e da rugosidade de superfície. Os testes foram efetuados primeiro entre duas placas de vidro, limpas, onde foi colocado o cimento de fosfato de zinco para conseguir o modelo padrão depois de manipulado e colocado de acordo com as especificações do fabricante. Posteriormente, utilizando dentina bovina estocada a 37°C, foram cimentadas com os cimentos de fosfato de zinco (*Fleck Zinc Phosphate*®, *Keystone*, *Cherry Hill*, N. J.), cimento resinoso com agente adesivo dentinário (*Den-Mat Thin Film Cement*® e *Tenure*®, *Den-Mat*, *Santa Maria*, *Calif.*), cimento de

ionômero de vidro (*Ketac-Cem[®] Caplet, ESPE, Seifeld/Oberday, Germany*) e cimento de policarboxilato (*Durelon[®], ESPE*), com carga calibrada de 15 Kg. Usado o teste de variância ANOVA para calcular e determinar se as diferenças eram significantes entre os grupos testes, placas de vidro foram relacionadas ao material ou ao substrato da superfície dentinária. O resultado ANOVA revelou que, no material e na interação substrato/material, exerceram influência significativa na espessura, mas que o substrato sozinho não. O teste-t examinou cada material individualmente e foi observado que ambos, cimento de fosfato de zinco e ionômero de vidro, tiveram significativamente menor espessura quando testados em contato com a superfície dentinária do que quando testados contra uma superfície de vidro. O efeito específico dessa pesquisa no assentamento de próteses fixas também deveria ser pesquisado.

Burke e McCaughey (1993) - analisaram o *status* dos cimentos resinosos até o ano de realização da pesquisa, classificando-os e comentando suas indicações e contra-indicações. Os autores fizeram uma comparação com as resinas compostas para restauração, indicando-os diferentemente da utilização como cimentos. Houve um grande avanço desses materiais desde a sua introdução há duas décadas. Acrescentaram que somente com a introdução de técnicas restauradoras, como as próteses adesivas, facetas laminadas e *inlays* de cerâmica e resinas compostas indiretas, os cimentos resinosos ganharam importância. A mais remota notícia de utilização de resina como agente

cimentante foi em 1973 por Rochette, com as próteses adesivas, que possuíam retenções micromecânicas, com ataque ácido ao esmalte e uma união grosseira com a estrutura metálica. A indicação dessa técnica ficou comprometida pela instabilidade hidrolítica e pobre resistência ao desgaste. Posteriormente, resinas com carga *BIS-GMA* e macropartículas foram utilizadas. Mais recentemente, o desenvolvimento de resinas ditas “ativas quimicamente” traz a possibilidade de união química além da retenção micromecânica das próteses adesivas. Para facetas laminadas, foram inicialmente utilizadas as resinas ativadas pela luz, que possuíam vários matizes, procurando contribuir na obtenção da cor final. Também o cimento Dual Cure foi desenvolvido de forma que, onde a luz não penetrasse, haveria a combinação da ação química e da luz usadas para *inlays* de resina e cerâmica e também para facetas laminadas. Os autores classificaram os cimentos resinosos como: autopolimerizável, fotopolimerizável, dual cure ou resina “ativa quimicamente”.

- 1) *Cure* ou autopolimerizável - baseado no sistema convencional de resina *BIS-GMA* de baixa viscosidade. Este produto era mais indicado para as próteses adesivas que possuíam retenções baseadas em perfurações na infra-estrutura por serem mais resistentes ao desgaste. Atualmente, novas alternativas estão disponíveis para as chamadas próteses adesivas.
- 2) *Light-Cure* ou fotopolimerizável - desenvolvido a partir das resinas compostas para restaurações, tendo um material fotossensível “*canphorquinone*” responsável pelo processo de endurecimento. Mais indicado para as facetas laminadas, a retenção é dada de forma

convencional, com condicionamento ácido ao esmalte, obtendo-se retenções micromecânicas. Na estrutura cerâmica, o condicionamento com ácido hidrófluorídrico promove as microrretenções, e a aplicação do silano leva à união química. Idealmente esses materiais deveriam ser compatíveis com a umidade, resistentes a cargas mecânicas, água e desgaste, com estabilidade de cor e não tóxico. Muitos sistemas usam a resina *BIS-GMA* para aplicação no esmalte condicionado antes da colocação do cimento, procurando com isso uma melhor união.

- 3) *Dual-Cure* ou polimerizações duais - utilizado para *inlays/onlays* de resina ou cerâmicas, também podendo ser indicado para facetas, em casos em que a espessura apresenta dúvida sobre a eficiência da ativação da ação da luz. Contém uma combinação de componente amina/peróxido das resinas autopolimerizáveis e componente fotossensível “*camphorquinone*”, presente nas resinas fotopolimerizáveis. Uma ação lenta da amina/peróxido evita uma polimerização indesejável durante o assentamento da peça. Após o total assentamento, a remoção dos excessos e a fotopolimerização das margens é que começa a se processar a polimerização lentamente pelo ativador químico. Os autores argumentaram que isso parecia ser ótimo; entretanto, alguns estudos demonstraram não ter havido polimerização após 24 horas. Assim, deve-se tratá-lo como um produto fotoativado, e ter o tempo de exposição aumentado para compensar a opacidade dos materiais restauradores. A utilização de glicerina gel para prevenir o contato do oxigênio com a superfície do

cimento pode prevenir a formação de uma camada inibidora, presente quando há esse contato durante o processo de endurecimento do material. Os autores acreditavam também que o uso do gel melhoraria a adaptação marginal e diminuiria o desgaste.

- 4) Resinas “quimicamente ativas” - contêm um componente que reage tanto com a estrutura dental quanto com a liga. Duas marcas comerciais reivindicam essas excelentes propriedades retentivas, o *Panavia[®] Ex* (Kurarey – Japão) e o *Metabond[®]* (resina 4-META). O *Panavia[®] Ex* é uma forma de dimetacrilato em que grupos de éster fosfato são incorporados na resina *BIS-GMA*. A resistência de união de mais de 28 Mpa tem sido divulgada para ligas de Ni-Cr jateadas com óxido de alumínio. Essa união parece diminuir após ciclagem térmica. Mínima irritação pulpar foi verificada a despeito de se fazer, inclusive, condicionamento sobre a dentina em alguns casos. Entretanto, sua união à dentina é similar à dos antigos agentes dentinários, em torno de 3-8 Mpa. A adesão às ligas preciosas e ao ouro amarelo pode ser substancialmente aumentada com os tratamentos de jateamento e graças à cerâmica, com silanização. A espessura do cimento varia de 25 µm a 45 µm, tendo satisfatória radiopacidade. O proporcionamento/mistura é crítico, e o cimento é altamente inibido pelo contato com o ar, necessitando de um protetor gel polietileno glicol, *Oxiguard[®]* (Kurarey – Japão), para efetivação da polimerização. Vários trabalhos divulgaram a ótima performance desse produto quanto à retenção e às características de adaptação marginal em relação aos outros cimentos disponíveis, e sua indicação para

amálgame adesivos imprime uma menor infiltração marginal e maior resistência que as retenções micromecânicas. A indicação de seu uso vai desde próteses adesivas *inlays/onlays* até núcleos e amálgame adesivos. A resina que utiliza a resina 4-META (“4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride”) é um monômero que tem recebido atenção considerável. A primeira referência ao 4-META foi feita por Tanaka et al. (1982). A incorporação de 4-META na resina metacrilato usando *tributyl-borane (TBB)* como iniciador causou uma forte união ao esmalte condicionado, assim como a dentina tratada com solução de 3% de cloreto férrico em 10% de ácido cítrico. Essa solução desmineraliza e condiciona a dentina, abrindo os túbulos dentinários que serão mecanicamente imbricados com resina. A resina 4-META adere a metais não preciosos, sendo esta união forte se a superfície estiver oxidada. Os fabricantes recomendam que ligas não preciosas sejam tratadas com 1% de permanganato de potássio em 3% de ácido sulfúrico para gerar uma camada de óxido na superfície de contato. As adesões a essas ligas são melhores do que às ligas preciosas ou de ouro. Os testes de resistência de união têm demonstrado alta performance, similar à do Panavia[®] Ex, mas trabalhos demonstram sua diminuição após termociclagem. Outros trabalhos, entretanto, o credenciam para a utilização como cimento por ter se comportado igualmente, ou até melhor, após imersão em água e termociclagem. Um problema tem sido a falta de opacidade, quando a adição de pigmentos afetou as propriedades mecânicas da resina. Outras versões do 4-META têm sido introduzidas, como o Amalgabond[®],

desenvolvido para a união do amálgama com a dentina. Os autores endossam estudos que confirmam alta resistência de união, pequena espessura do cimento e ausência de sensibilidade pós-operatória, mas consideram ser essa uma técnica sensível, de alto custo, além de não ser radiopaco. Enfatizam que a forte resistência, às vezes, não é o fator principal para a escolha de um agente cimentante. Por outro lado, atenção especial deve ser dada ao isolamento e à técnica recomendada para se obter totalmente as características do material.

Latta e Barkmeier (1994) - avaliaram a força adesiva de um cimento adesivo resinoso polimerizável no tratamento das superfícies das *inlays* com diversos materiais: ácido hidrofluorídrico por 60 segundos, amônia bifluorídrica por 60 segundos, amônia bifluorídrica por 60 segundos, adesivo resinoso, microabrasão com óxido de alumínio 50 µm seguido de aplicação de adesivo resinoso. O adesivo resinoso também foi aplicado quando utilizado ácido fosfórico, e MEV foi utilizado para complementar a avaliação das superfícies tratadas. Os resultados indicaram melhores retenções com a microabrasão e com aplicação ou não de adesivo resinoso, melhor do que a superfície condicionada por ácidos. Nas superfícies dos compósitos foram criadas microrretenções, superfícies irregulares com aplicação dos óxidos de alumínio. Materiais estéticos resinosos podem ser utilizados em posteriores como material alternativo em substituição aos metais. As resinas podem ser confeccionadas indireta/diretamente no consultório dental. As técnicas

indiretas trazem melhores resultados por apresentarem melhores contornos proximais e oclusais, melhores contatos e menores sensibilidades pós-operatórias. Acredita-se poder, a técnica laboratorial, obter melhor polimerização por apresentar melhor conversão dos monômeros e melhores propriedades, ocorrendo a contração de polimerização extra-oralmente, melhorando assim essas propriedades. As *inlays* indiretas podem ser cimentadas com cimentos adesivos resinosos, sendo previamente tratadas ambas as superfícies esmalte/*inlay*. Clinicamente, a utilização de restaurações resinosas indiretas tem aumentado nos últimos anos, e jatos com óxido de alumínio deveriam ser rotineiramente usados, pois o emprego de microabrasão em conjunto com os sistemas adesivos apresenta melhores resultados. Uma força adesiva nessa utilização é mais eficiente e tem mostrado uma vantagem adicional na retentividade desse material.

Bouschlicher et al. (1997) - avaliaram in vitro a resistência adesiva por cisalhamento de resina composta não polimerizada sobre a resina composta pré-polimerizada. Vários tratamentos de superfície foram investigados. Oitenta espécimes de resina composta híbrida *Pertac Híbrid (Espe)* e 80 de resina composta de micropartícula *Silux Plus (3M)* foram confeccionados e estocados por uma semana antes dos tratamentos superficiais. Os espécimes foram polidos e tratados como segue: 1) pontas diamantadas; 2) microjateamento com óxido de alumínio 50 μm e pressão de 80 lb/pol^2 ; 3) microjateamento com óxido de alumínio 27 μm e alta pressão 160 lb/pol^2 ; e 4) microjateamento com baixa pressão e deposição de uma camada de cerâmica, usando

partículas de 30 µm e pressão de 34 lb/pol² (*Cojet-Stand-Espe*). Metade dos corpos-de-prova foi tratada com silano. A mesma resina composta não polimerizada foi aderida à superfície de resina composta tratada, e os corpos-de-prova foram, então, armazenados em água destilada por 24 horas e termociclados antes do teste de resistência adesiva por cisalhamento. Os corpos-de-prova de resina composta híbrida ou de micropartícula tratados com Cojet-Sand apresentaram as mais altas resistências adesivas por cisalhamento com ou sem o silano em comparação com os outros tratamentos. Todos os grupos de resina composta híbrida que receberam a aplicação do silano tiveram um aumento da resistência de união ao cisalhamento, porém, para resinas compostas de micropartículas, os grupos não apresentaram um resultado estatisticamente significativo, com exceção do grupo tratado com pontas diamantadas, no qual o tratamento com silano apontou resultado superior ao do grupo que não recebeu esse tratamento. Os grupos tratados com pontas diamantadas e microjateamento com óxido de alumínio e silano foram equivalentes estatisticamente e apresentaram resistência de união adesiva maior do que o grupo tratado com microjateamento, deposição de cerâmica (KCP 2000) e silano.

Verluis et al. (1997) - desenvolveram um programa simulado para determinarem falhas localizadas e confrontaram os resultados da simulação com os resultados de um experimento paralelo, no qual eles utilizaram o sistema adesivo Scotchbond Multi Purpose. Os autores destacaram ser amplamente aceito que, nos testes de cisalhamento, a fratura da dentina deveria significar uma força de adesão superior à força da dentina.

Nos resultados confrontados, a simulação confirmou que as fraturas coesivas observadas em dentina estão relacionadas, em parte, à biomecânica do teste, não indicando, necessariamente, que a resistência adesiva seja maior que a resistência coesiva da dentina. Os autores concluíram que há necessidade de uma nova tecnologia para avaliação das interfaces biológicas, tendo seu trabalho mostrado o papel vital da padronização numérica na interpretação de tais procedimentos experimentais.

Gomes (1999) - analisou in vitro o efeito dos sistemas adesivos e dos materiais restauradores na resistência adesiva com substrato dentinário aplicando o Teste de Microtração. Utilizou duas marcas comerciais de diferentes sistemas adesivos, o Scotchbond MP Plus (3M) e o Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray) e duas marcas comerciais de materiais restauradores, a Cerâmica IPS Empress (Ivoclar) e o Polymer Glass Artglass (Kulzer). Para a obtenção dos espécimes, o esmalte dental de dentes terceiros molares recém-extraídos foi totalmente removido por meio de um desgaste perpendicular ao longo eixo do dente, de aproximadamente $2,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ de profundidade, utilizando uma máquina de cortes seriados e um disco de diamante com refrigeração abundante. As superfícies foram tratadas com os sistemas adesivos e cimentadas às peças de cerâmica e Polymer Glass de acordo com as recomendações do fabricante. Em seguida, os dentes foram armazenados por 48 horas a 37°C e, posteriormente, preparados para serem submetidos ao Teste de Microtração. Utilizando uma máquina de cortes seriados, os dentes foram fatiados em espessuras de $1,1 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ nos

sentidos vestibulo-lingual e méso-distal, obtendo-se áreas de adesão de $1,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}^2$ na área de teste. Os espécimes, na forma de “palitos”, foram afixados individualmente em dispositivo de microtração pelas suas extremidades, para que fosse possível posicionar a área de adesão perpendicular ao longo eixo da força de tração. Após o teste, as duas porções fraturadas foram removidas e a área transversal correspondente à fratura foi medida utilizando-se um paquímetro universal com leitura eletrônica, com precisão de 0,01 mm. O valor da área foi transformado em cm^2 e o valor da carga em Kgf. Os valores finais de resistência adesiva foram calculados e expressos em Mpa. A análise estatística aplicada demonstrou que não houve diferenças de resistência de união quando a variável foi os materiais restauradores; porém, com os sistemas adesivos, houve diferença estatística onde o material Clearfil Liner Bond 2 apresentou valores de união mais elevados que o material Scotchbond MP Plus. As falhas de união entre os materiais empregados foram predominantemente adesivas (93,75%).

Freitas et al. (2000) - avaliaram a resistência de reparos em resina composta utilizando diferentes tratamentos de superfícies. Trinta espécimes foram confeccionados com resina composta Z -100 (3M) e armazenados em água por 6 meses a 37°C para simular envelhecimento. Após esse período, cada grupo recebeu tratamento de superfície na seguinte seqüência: Grupos A e B receberam tratamento com ponta diamantada 3113, os Grupos C e D foram preparados com disco Sof-Lex (3M) de granulação média e os Grupos E e F receberam jateamento com óxido de alumínio. Todos os

grupos receberam uma camada de adesivo Scotchbond MP (3M), os Grupos C, D e F receberam, previamente ao adesivo, duas camadas de silano Ceramic Primer (3M). Após, os espécimes foram reparados e armazenados em água deionizada por uma semana a 37°C e depois submetidos ao teste de cisalhamento. Os autores concluíram que os tratamentos de superfície promoveram maiores rugosidades e desempenharam-se melhor ainda que a utilização do agente silanizador não tenha conseguido elevar significativamente a resistência de união quando comparada à utilização do adesivo isoladamente.

Machado (2000) - avaliou a força de união de reparo de restaurações de cerômero com compósito e cerômeros. Concordou o autor sobre os cerômeros serem materiais que, comparados com compósitos, apresentam melhores propriedades físicas e mecânicas em restaurações de dentes posteriores. Baseado nisso, confrontou a resistência de adesão de um compósito TPH Spectrum (Dentisply) e de um cerômero ZETA Vita em reparos de restaurações de cerômeros. Foram tratadas as superfícies de 20 cerômeros com ácido fosfórico a 37% por 30 segundos, lavadas e secas. Em seguida, aplicou-se o sistema adesivo Prime & Bond NT. Sobre dez superfícies foram confeccionados cilindros de resina composta TPH e, nos demais, cilindros de resina composta ZETA. O autor concluiu que ambos os materiais podem ser utilizados em reparos de restaurações de cerômeros.

Nilsson et al. (2000) - investigaram in vitro a influência de diferentes tratamentos na força de união ao cisalhamento entre três sistemas de *inlays* (Z-100/3M, Targis/Ivoclar-Vivadent e Artglass/Haeraeus Kulzer) e seus respectivos agentes cimentantes. Quatro tratamentos de superfície foram investigados: 1) nenhum tratamento de superfície foi realizado; 2) desgaste com lixa abrasiva de silicon carbide 500 grit; 3) microjateamento com partículas de óxido de alumínio 110 μm - 120 μm ; e 4) microjateamento com óxido de alumínio 110 μm - 120 μm e aplicação de um agente silano. A topografia da superfície, a rugosidade e a força de união ao cisalhamento foram avaliadas usando-se um Microscópio Eletrônico de Varredura, um Perfilômetro de Varredura a Laser e um equipamento para teste de união ao cisalhamento Loyd LRX respectivamente. Os modos de falha (adesiva/coesiva) também foram analisados. Nos grupos que não receberam tratamentos de superfície, a resina Z-100 exibiu a maior força de união e coesiva, e os sistemas Targis e Artglass exibiram valores de força de união 60% mais baixos e 100% de falhas adesivas. Esse fato de distribuição de estresse dentro das três superfícies não tratadas foi completamente invertido para superfícies pré-tratadas. Nos grupos apenas microjateados e nos microjateados e silanizados, todas as falhas foram coesivas. Os sistemas Targis e Artglass exibiram forças de união ao cisalhamento em média maior do que o sistema Z-100. O pré-tratamento com microjateamento e aplicação do silano foi o tratamento de superfície mais efetivo em relação à força de união, com exceção do material Artglass, pois os valores de força de união ao cisalhamento para o grupo microjateado não foram afetados depois da aplicação do silano. O sistema Targis

produziu os valores de força de união mais fortes. A rugosidade de superfície expressa pelo *As* e pelo *Sdr* aumentou da superfície não-tratada para a desgastada e para a microjateada. A aplicação do silano não produziu diferença na rugosidade de superfície. Os autores concluíram que, para materiais compósitos pós-polimerizados, com alta conversão de monômeros, a superfície do compósito deve ser pré-tratada. Independentemente do sistema de compósito *inlay* utilizado, o microjateamento e o tratamento da superfície com silano exibiram os valores mais altos, seguidos do microjateamento e desgaste da superfície. Todos os resultados mostraram que a força de união ao cisalhamento aumenta com o aumento da rugosidade.

Paes Junior et al. (2000) - avaliaram qualitativamente a superfície de dois materiais restauradores indiretos, submetidos a diferente tipos de tratamento. Utilizaram uma cerâmica feldspática Vita VMK e um cerômero Targis. Confeccionaram cinco corpos-de-prova de cada material, cilíndricos, de aproximadamente 4 mm de diâmetro. Cada amostra recebeu o seguinte tratamento: 1) jateada com óxido de alumínio; 2) condicionada com ácido fosfórico a 35%; 3) condicionada com ácido fluorídrico a 4%; 4) jateada e condicionada com ácido fluorídrico a 35%; 5) jateada e condicionada com ácido fluorídrico a 4%. As amostras foram submetidas à microscopia eletrônica de varredura (MEV) e, a partir das imagens, procedeu-se à análise comparativa dos resultados. Foi observado que as alterações superficiais, em ambos os materiais, ocorreram em ordem crescente de degradação nos tratamentos 1, 2, 3, 4 e 5, sendo que estes

dois últimos mostraram características bastante semelhantes. Os autores concluíram que ácido fluorídrico a 4%, independentemente do uso ou não de jateamento prévio, foi o agente condicionante que proporcionou um aumento nas irregularidades superficiais de ambos os materiais, criando microrretenções que contribuíram para o aumento da área superficial e o maior embricamento mecânico e conseqüente maior retenção dos materiais cimentantes.

Faria (2001) - avaliou in vitro a resistência de união do cerômero Artglass (Haeraus/Kulzer) ao cimento resinoso RelyX (3M por meio do teste de microtração. Os seguintes tratamentos de superfície foram investigados: microjateamento com óxido de alumínio (AO), Artglass Liquid (AL), Silano (S), Ácido Fluorídrico (HF) e Ácido Fosfórico (AF). Cinco espécimes, cada qual consistindo de um par de cilindros (10 mm x 10 mm), foram confeccionados. Com o auxílio de um disco de diamante perpendicular à superfície de união, foram obtidos “palitos” com 1 mm² de área, e as superfícies de união foram regularizadas através de desgaste com lixas abrasivas de granulação seqüencial sob refrigeração. Os espécimes foram nomeados ao acaso e submetidos aos seguintes tratamentos antes da cimentação: Grupo 1 (AO/AGL), Grupo 2 (AO/AF), Grupo 3 (AO/AF/S), Grupo 4 (AO/HF) e Grupo 5 (AO/HF/S). Os espécimes, aos pares, foram cimentados com um sistema adesivo dual e cimento resinoso dual de acordo com as recomendações do fabricante. Após a polimerização dos espécimes, estes foram armazenados por 48 horas a 37°C e, posteriormente, termociclados. Os valores de resistência de união (Mpa)

foram obtidos com o auxílio de uma máquina de teste universal (MTS 800), e os resultados foram: Grupo 1 ($29,39 \pm 5,13$), Grupo 2 ($27,49 \pm 5,32$), Grupo 3 ($29,49 \pm 4,94$), Grupo 4 ($24,41 \pm 2,67$) e Grupo 5 ($22,19 \pm 2,33$). Foi aplicado o teste estatístico ANOVA e o de Tukey com significância de 5% ($p < 0,05$). Não houve diferença estatística significativa entre os grupos 1, 2 e 3; 4 e 5; 2 e 4. As forças de união foram significativamente maiores nos Grupos 1 e 3 do que nos Grupos 4 e 5 e no Grupo 2 do que no Grupo 5. O autor pôde concluir que o microjateamento com óxido de alumínio e Artglass Liquid foi um pré-tratamento de superfície efetivo; a silanização pode melhorar a força de união promovida pelo microjateamento e condicionamento com ácido fosfórico; e o condicionamento com ácido fluorídrico não foi recomendado, pois diminui a resistência de união.

Pereira et al. (2001) – avaliou, pela Microscopia Eletrônica de Varredura, a morfologia da superfície de materiais estéticos indiretos quando submetidos a diferentes tratamentos, seguindo os seguintes fatores de variação: materiais restauradores (Porcelana e Cerômero) e tratamentos de superfície (Jatos de Óxido de Alumínio e Ácido Fluorídrico). Foram confeccionadas amostras de porcelana Duceram, Duceram LFC, IPS Empress 2, IPS Classic e Cerômero Solidex, submetidas a tratamento de superfície com ácido fluorídrico a 10% por 1 minuto, ácido fluorídrico a 10% por 2 minutos, jatos de óxido de alumínio, jatos de óxido de alumínio associado com ácido fluorídrico a 10% por 1 minuto. A análise da topografia das superfícies pelo Microscópio Eletrônico de Varredura permitiu concluir que: todos os

materiais apresentaram alteração na morfologia da superfície; a porcelana Duceram (G1) e a Duceram LFC (G2) apresentaram aparência de maior irregularidade utilizando tratamento com jato de Óxido de Alumínio e, em ordem decrescente: jato de óxido de alumínio associado com ácido fluorídrico por 2 minutos; ácido fluorídrico por 2 minutos e ácido fluorídrico por 1 minuto. A porcelana IPS Classic (G3) apresentou melhores resultados com ácido fluorídrico por 2 minutos ou jato de óxido de alumínio associado com ácido fluorídrico por 1 minuto, jato de óxido de alumínio e ácido fluorídrico por 1 minuto. A porcelana IPS Empress 2 (G4) apresentou melhores resultados com ácido fluorídrico por 1 minuto ou jato de óxido de alumínio associado com ácido fluorídrico por 1 minuto, ácido fluorídrico por 2 minutos e jato de óxido de alumínio, e, por último, o cerômero Solidex (G5) apresentou melhores resultados com jato de óxido de alumínio ou jato de óxido de alumínio associado com ácido fluorídrico por 1 minuto, ácido fluorídrico por 2 minutos e ácido fluorídrico por 1 minuto. Este trabalho apresentou informações básicas sobre o tratamento de superfície e suas características para diferentes porcelanas e cerômeros Solidex. O autor propôs novas pesquisas, necessárias para verificar a eficácia e a longevidade das técnicas de tratamento de superfície em restaurações estéticas indiretas.

Ogata et al. (2001) - investigaram a influência da direção dos túbulos dentinários na resistência de união à tração, pela observação microscópica da interface adesiva, usando os sistemas adesivos Clearfil Liner Bond II, Impreva Fluoro Bond, Single Bond e One Step. Os dentes foram divididos em dois

grupos conforme a orientação dos túbulos dentinários, um grupo apresentando orientação perpendicular ao longo eixo do dente, cuja adesão foi realizada na parede oclusal do dente, e o ouro grupo, que apresentava orientações paralelas, cuja adesão foi realizada na parede mesial do dente. Os autores concluíram que a maior resistência de união foi obtida na interface onde os túbulos apresentavam orientação perpendicular, afirmando que a direção dos túbulos dentinários é uma variável importante para determinar a resistência de união.

Susin (2002) - avaliou in vitro a resistência de união à tração (RUT) e a espessura de camada híbrida (ECH) em diferentes condições de substrato dentinário (úmido, S1; desidratado, S2 e reumedecido, S3), proporcionado pelos sistemas adesivos de 4ª geração, Scotchbond Multi Uso (SBMU) - 3M ESPE; Single Bond (SB) - 3M ESPE, Prime & Bond 2.1 (P&B2.1) - Dentsply e One Coat Bond (OCB) - Coltène-Whaledent, e os sistemas adesivos de 5ª geração (autocondicionantes), Clearfil SE Bond (CSEB) - Kuraray e One Up Bond F (OUBF) - Tokuyama. Foram utilizados 180 dentes seccionados na altura do 1/3 médio da coroa, originando duas partes cada um: remanescente dental (utilizado no teste de resistência de união à tração) e fragmento oclusal (utilizado na mensuração de camada híbrida). Para cada um dos 18 grupos foram realizadas 10 repetições em cada um dos dois testes, perfazendo um total de 360 amostras. O teste de RUT foi realizado na Máquina de Ensaio Mecânicos MTS-810, em velocidade de 2 mm / min., e a ECH foi mensurada a partir de fotografias obtidas em microscopia eletrônica de varredura

(Microscópio Eletrônico JSM 330 A) com o software Image Tool 2.00. No teste de RUT, o desempenho dos sistemas adesivos foi melhor em S1 e, dentre eles, o CSEB foi o que apresentou a maior média, 23,01 MPa, enquanto a menor foi apresentada pelo OUBF, 15,69 MPa. Os sistemas adesivos de 4ª geração apresentaram médias intermediárias, para as quais não foi possível encontrar diferenças estatisticamente significantes. (SBMU, 18,71 MPa; SB, 19,43 MPa; P&B2.1, 17,45 MPa e OCB, 19,92 MPa). As menores médias de RUT dos sistemas adesivos de 4ª geração foram constatadas em S2, apresentando a menor média para o SB, 6,64 MPa, enquanto os sistemas autocondicionantes apresentaram menores variações de RUT entre os diferentes substratos. Assim, observamos que as condições do substrato dentinário interferiram nos resultados obtidos no teste de resistência de união, uma vez que a sua desidratação ocasionou perda significativa em todos os materiais, enquanto o seu reumedecimento promoveu pequenas melhoras, especialmente nos sistemas adesivos de 4ª geração. Nos resultados de ECH, foi constatada menor variabilidade entre os resultados médios obtidos, sendo as maiores médias apresentadas pelo SBMU, 4,80 μm em S1, enquanto a menor média obtida foi de 1,77 μm , pelo OCB em S2. Neste trabalho não foi possível estabelecer correlação entre RUT e ECH.

Calixto (2003) - analisou in vitro a resistência adesiva em cavidades de classe II restauradas com resinas compostas por meio do teste de microtração. Foram realizadas cavidades padronizadas de Classe II, tipo slot, nas superfícies mesial e distal de 24 dentes terceiros molares humanos e hígidos. Os

dentes foram aleatoriamente divididos em 6 grupos com 16 espécimes cada. O procedimento restaurador foi realizado pela técnica de incrementos múltiplos com as resinas compostas P60 (compactável) e Z250 (multiuso) sob efeito de diferentes técnicas restauradoras, a saber: Grupo PT1 – adesivo + P60; Grupo PT2 – adesivo + P60 + ponta fotocondensadora transparente; Grupo PT3 – adesivo + flow + P60; Grupo Zt1 – adesivo + Z250; Grupo ZT2 – adesivo + Z250 + ponta fotocondensadora transparente; Grupo ZT3 – adesivo + flow + Z250. O sistema adesivo utilizado foi o Single Bond (3M ESPE). Após as restaurações, os dentes foram armazenados em água destilada em estufa a 37°C, durante 24 horas. A seguir, os dentes foram termociclados por 500 ciclos (5°C-55°C) e, então, seccionados paralelamente ao longo eixo com disco diamantado, no sentido vestibulo-lingual e mésio-distal, obtendo-se amostras em forma de palitos, com área de secção transversal de $0,50 \text{ mm}^2 \pm 0,1 \text{ mm}^2$. Antes do teste de tração, os palitos tiveram suas áreas de união medidas e anotadas, sendo então fixados pelas suas extremidades ao dispositivo de microtração com adesivo instantâneo e, a seguir, submetidos ao ensaio de tração em máquina de teste universal (MTS) operada a uma velocidade de 0,5 mm/min. Após a fratura, os valores de resistência adesiva foram calculados e expressos em MPa. O modo de fratura no lado de dentina foi classificado individualmente, com lupa estereoscópica com aumento de 40X. Os dados foram submetidos à análise estatística e demonstrou que: 1 – os maiores valores de resistência adesiva foram para o grupo PT2, o qual associou a resina P60 com a ponta fotocondensadora transparente, sendo diferentes estatisticamente dos valores dos grupos PT1 e PT2; 2 – os

grupos que utilizaram a resina flow, ou seja, PT3 e ZT3, não apresentaram melhoras no aumento da resistência de união; 3 – para os grupos ZT1, ZT2 e ZT3, não foram encontradas diferenças estatísticas significantes entre si e entre os demais grupos estudados; 4 – as falhas de união foram predominantemente adesivas.

Cavalcanti et al. (2005) - avaliaram a microinfiltração na interface de reparo de resina depois de usar métodos diferentes de tratamento de superfície. Oitenta espécimes de resina composta (Filtek Z250, 3M) armazenados em saliva artificial por três meses foram divididos em quatro grupos (n=20) de acordo com os métodos de tratamento de superfície: sem tratamento da superfície; rugosidades feitas com pontas diamantadas; profilaxia de jato com partículas de bicarbonato de sódio e abrasão de ar com 50 microns e partículas de óxido de alumínio. Em cada método foi utilizada microscopia eletrônica (SEM) para avaliar mudanças na topografia da superfície. Todos os grupos foram condicionados com ácido fosfórico a 37% coberto com um agente de união (Single Bond, 3M) e receberam nova aplicação de resina. As amostras foram então termocicladas (800 ciclos/5°C para 55°C [+/-2]) e imersas em azul de metileno a 2% (7.0 pH) durante quatro horas. Três examinadores mediram a extensão da microinfiltração em um microscópio estereoscópico que usa quatro contagens representativas. Para os grupos experimentais, nenhuma diferença significativa de microinfiltração no reparo foi identificada pelo teste de Kruskal-Wallis ($p>0.05$). Entretanto, diferentes métodos de tratamento de superfícies mostraram o mesmo efeito na penetração ao longo da interface reparada.

Coelho Santos et al. (2005) - avaliaram a influência da técnica de aplicação adesiva (pré-polimerização vs não pré-polimerização) em força de microtração (microTBS) para dentina e espessura de camada de adesivo em restaurações de resina indiretas. Foram testados sete adesivos de dentina, inclusive passo único e produtos de multistep. Grupos experimentais incluíram pré-polimerização adesiva (o PC) com uma fonte luminosa halógena e nenhuma pré-polimerização (NPC) antes da inserção de cimento de resina. Trinta molares livres de cárie receberam um preparo *inlay* MO. *Inlays* foram feitas com Tetric Ceram, cimentadas usando um agente de cimentação de resina dual polimerizado. Antes da cimentação da *inlay*, cada dente foi tratado com um agente de adesão na dentina, enquanto usando pré-polimerização (o PC) ou nenhuma pré-polimerização (NPC). Depois de armazenamento em água destilada a 37°C durante 24 horas, os dentes eram seccionados ao longo do eixo longitudinal produzindo vários palitos para aplicação da força que testa a 0,5 mm/minuto. Aos resultados foram aplicados os testes de análise estatística de discrepância (ANOVA) e o de comparação múltipla de Tukey ($p < \text{ou} = 0,05$). Para a avaliação da espessura da camada adesiva, foram restabelecidos 10 dentes adicionais e seccionados méso-distalmente. A espessura da camada adesiva foi avaliada por SEM a 1.000x ampliação nos locais pré-selecionados. Os microTBS variaram de 11,7 Mpa +/- 4,5 MPa para 43,4 MPa +/- 9.8 MPa. Nenhuma camada adesiva foi visualizada para os adesivos usados sem o passo pré-polimerização. As espessuras da camada adesiva para os grupos pré-polimerizados variaram de acordo com as diferentes áreas analisadas.

2.4 POLIMERIZAÇÃO

Yearn (1985) - verificou o método da raspagem, o teste de microdureza e o grau de conversão. De acordo com o autor, o teste da raspagem é um teste bastante simples de ser realizado, entretanto, não oferece indicação da qualidade de polimerização em nenhum ponto da superfície da resina composta. Utilizando-se um tempo de exposição à luz da ordem de 20 segundos, os resultados do teste de raspagem podem ser registrados em até 10 mm quando da utilização de uma matriz de teflon e até 5 mm com matrizes metálicas. Isso indica uma variação muito grande nos resultados de polimerização. O teste de microdureza superficial realizado ao longo do comprimento do corpo-de-prova confeccionado em resina composta tem sido empregado para determinar a profundidade de polimerização do material. Os métodos de microdureza Barcol, Knoop e Vickers podem ser utilizados para avaliar a polimerização das resinas compostas. Quanto ao teste do grau de conversão dos monômeros em polímeros, existem dois métodos principais: espectroscopia de múltipla reflexão interna (MIR) e espectroscopia laser Raman. Ambos os métodos são capazes de determinar, quantitativamente, o número de grupos metacrilatos presentes na resina composta antes e após o processo de exposição à luz. Porém, esse método é considerado complexo e inviável para tomadas de medidas de rotina; entretanto, os valores de conversão obtidos em diferentes espessuras das resinas compostas a partir da superfície externa mais próxima à fonte de luz têm sido similares aos resultados de microdureza. Como conclusão, o autor relatou que o teste de microdureza

realizado em corpos-de-prova de resina composta confeccionados em matrizes metálicas proporciona um método conveniente e eficaz na determinação da profundidade de polimerização. Esses resultados podem ser seguramente comparados aos obtidos em uma situação clínica. O teste da raspagem, associado à utilização de matrizes transparentes, fornece resultados exagerados de profundidade de polimerização. Entre os fatores determinantes da profundidade de polimerização das resinas compostas, o autor destacou a composição química do material; as condições de operação do aparelho fotopolimerizador; a intensidade de luz e a distância entre a fonte de luz e a superfície da resina composta. De acordo com esses relatos, a intensidade de luz não afeta somente a profundidade de polimerização, mas também o valor de microdureza obtido na superfície mais próxima à fonte de luz, havendo uma relação direta entre a intensidade de luz e a profundidade de polimerização.

Atmadja e Bryant (1990) - com o propósito de avaliar alguns fatores que influenciam na profundidade de polimerização das resinas compostas, realizaram um experimento de dureza Knoop com quatro marcas comerciais de resinas (Durafill, Prisma Fill, P-30 e Heliomolar). As amostras foram preparadas em matrizes cilíndricas com espessuras variadas de 1 mm a 6 mm e diâmetro constante de 4 mm, fotopolimerizadas com tempos de 20, 40 e 60 segundos com a unidade Heliomat. As amostras foram submetidas ao ensaio de dureza na superfície de topo das amostras com 3 mm de espessura e na superfície da base das amostras com 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm e 6 mm de espessura. Novos

ensaios foram realizados 24 horas e 7 dias após as amostras ficarem armazenadas em recipientes com ausência de luz. Os autores concluíram que: 1) para cada resina composta avaliada, os valores de dureza foram reduzidos com o aumento da espessura do material; 2) as resinas compostas de micropartículas apresentaram menor profundidade de polimerização por causa da dispersão da luz sobre as partículas inorgânicas; 3) o tempo de exposição de luz 40 segundos foi mais efetivo do que o de 20 segundos; 4) os autores sugeriram que preferem a diminuição da espessura do material ao aumento do tempo de exposição à luz; e 5) as resinas continuam a reação de polimerização após o término da irradiação da luz.

Breeding et al. (1991) - avaliaram o efeito de diferentes tempos de polimerização de três cimentos resinosos, Heliosit[®], Visio-Fil[®] e Dual[®], através de várias espessuras e cores de duas resinas, Isosit[®] e Visi-Gem[®]. Foi utilizada a escala Knoop para avaliar a dureza logo após a polimerização contínua. A espessura superior a 2 mm não pôde presumivelmente ser explicada com exposição de 90 segundos ou menos, mas os cimentos Duais registraram maior valor de dureza Knoop. O sucesso dessas restaurações está relacionado ao cimento resinoso e a extensão de polimerização dos agentes cimentantes poderem afetar as propriedades mecânicas, solubilidade, estabilidade dimensional e biocompatibilidade. Também é afetada pela composição química, tamanho das partículas de preenchimento, cores e foto exposição. A polimerização da resina composta pode ser medida indiretamente por meio de

microscopia ótica ou testes de dureza ou diretamente com espectroscópio infravermelho, tendo alguns autores relatado correlação entre esses métodos, enquanto outros sugeriram que a microscopia ótica e os testes restantes excederam a polimerização. Esse estudo examinou diversas variáveis no uso de restaurações indiretas de compósitos resinosos e dois tipos de restaurações indiretas de várias espessuras usadas com três cimentos resinosos. Outra variável crítica é o tempo de exposição à luz, pois durante um tempo prolongado poderão ocorrer movimentações das restaurações, fadiga do cirurgião-dentista, contaminação por saliva. Vinte dos 30 espécimes cimentados com cimentos resinosos foram polimerizados através de restaurações indiretas com 1,0 mm de espessura. As cores mais escuras excediam 1,0 mm de espessura e não permitiam uma polimerização adequada em qualquer quantidade de tempo. A análise de variância também verificou que a espessura da *overlay* e o tempo de exposição tinham um efeito substancial na dureza do cimento resinoso, sendo o Visio-Fil® o único cimento com uma diferença significativa em dureza causada pela qualidade da resina. A média do teste múltiplo de Turkey revelou uma diferença apreciável na dureza para as três resinas, entre cores claras e escuras de ambos os cimentos resinosos, tendo a cor escura Visio-Gem® (E-54) resultado dureza baixa, assim como a Isosit® (24) também resultou em baixa dureza, porém significativamente diferente das cores claras Visio-Gem® (50) para ambos os cimentos resinosos, Dual® e Heliosit®. A polimerização dos cimentos resinosos Isosit® e Visio-Gem® não pode ser prognosticada em espessuras maiores que 2,0 mm usando fotopolimerização por 90 segundos ou menos, e as cores mais escuras ou opacas também limitaram a

polimerização do cimento resinoso. As polimerizações combinadas, químicas e foto do cimento Dual[®], apresentaram melhores resultados de dureza.

Hasegawa et al. (1991) - estudaram a extensão de endurecimento do cimento de polimerização dual sob *inlays* de resinas compostas para determinar a efetividade de cunhas reflexivas na promoção da polimerização dos cimentos na margem proximal. Os tempos de exposições necessárias para otimizar o endurecimento de cimentos foram determinados através da exposição direta do cimento à fotopolimerização. As resinas compostas *inlays* foram aderidas, em um molar extraído, com cimento Dual[®], cimento fotoativado Dicor[®] e cimento Duo[®]. As cunhas reflexivas Cure-Thru[®] foram colocadas na ameia gengival de metade dos espécimes. Nenhum dos cimentos endureceu completamente, durante 24 horas, quando foi usada uma exposição de tempo que encontrava ou excedia aquelas recomendadas pelos fabricantes. O componente químico ativado não polimerizou completamente os cimentos quando a luz foi atenuada pelo dente e pela restauração. A transmissão de luz através da cunha teve pouco efeito no endurecimento dos cimentos.

Franco et al. (1991) - avaliaram in vitro a profundidade de polimerização e a microdureza de sete resinas compostas fotopolimerizáveis (Durafill, Estilux Posterior, P-30, Herculite, Prisma-Fill, Silux, Ful-Fil) com e sem a interferência do esmalte dental. Foram confeccionados corpos-de-prova em moldes cilíndricos de teflon, com 12,0 mm de profundidade e

6,0 mm de diâmetro, apoiados em uma lamínula de vidro e preenchidos com as resinas compostas anteriormente relacionadas. Após o preenchimento, foram colocadas lamínulas de vidro no topo dos anéis de teflon. Os aparelhos fotopolimerizadores (Tranlux, Fibrilux e Lalux) foram acionados por 20 e 40 segundos. Esses procedimentos também foram realizados com uma interposição de esmalte com espessura de 1,6 mm. A profundidade de polimerização foi avaliada medindo-se a espessura dos cilindros de resina com um paquímetro e por meio do aparelho Wolpert, o qual determina a microdureza Rockwell, fazendo uma leitura na superfície voltada para a fonte de luz (dureza 1) e outra na superfície oposta à fonte de luz (dureza 2). Pelos resultados obtidos, os autores puderam concluir que: 1) a profundidade de polimerização das diferentes resinas compostas, de forma geral, superou os valores especificados pelos fabricantes quando fotoativadas pelos diferentes aparelhos; 2) com relação aos aparelhos fotopolimerizadores, houve variação na profundidade de polimerização entre as resinas compostas, apresentando a superioridade do Lalux, seguido pelo Fibrilux e Tranlux; 3) a profundidade de polimerização variou em função das diferentes resinas compostas, tendo as de partículas intermediárias apresentado maior profundidade; 4) com a interposição do esmalte dental, houve uma redução na profundidade de polimerização das resinas testadas em torno de 42%; 5) houve diferença estatisticamente significativa com relação à microdureza 1 (voltada para a fonte de luz) nas diferentes condições experimentais, com e sem faceta de esmalte; 6) o valor de microdureza para as diferentes resinas utilizadas foi, de forma geral, superior quando utilizado o aparelho Lalux, decrescendo o valor de microdureza para os

aparelhos Fibr lux e o Trans lux e 7) com a interposição da faceta de esmalte dental, houve uma redução no valor de microdureza de aproximadamente 16% para as diferentes resinas compostas utilizadas.

Freiberg e Ferracane (1998) - avaliaram o grau de conversão, as propriedades físicas e a resistência ao desgaste de dois compósitos (Artglass e Charisma, Kulzer) submetidos a duas unidades de polimerização diferentes. Foram preparados corpos-de-prova para polimerização em uma unidade de luz contínua (Triad II, Dentisply) e em uma unidade de luz não contínua de alta intensidade (Uni XS, Kulzer) por 180 segundos. Os corpos-de-prova foram, então, armazenados por 24 horas em água destilada a 37°C e, em seguida, submetidos aos testes de resistência à fratura, resistência à flexão, módulo de elasticidade, dureza, grau de conversão e resistência ao desgaste. Os resultados mostraram que todas as propriedades físicas foram melhoradas para o Artglass e que o grau de conversão e o módulo de elasticidade foram melhorados para o Charisma quando utilizada a unidade de polimerização de luz não contínua com alta intensidade. O Artglass apresentou maior grau de conversão e resistência à fratura, porém menor módulo de elasticidade, menor dureza e menor resistência ao desgaste quando comparado com a resina Charisma utilizando o mesmo método de polimerização. Os autores concluíram que um compósito com base em monômeros metacrilato multifuncionais pode ter aumento do grau de conversão pela polimerização na unidade de luz estroboscópica UniXS quando comparada à unidade de luz contínua Triad II. O aumento da polimerização resulta em

maior resistência à fratura, módulo de elasticidade, resistência à flexão e dureza. As diferenças nas propriedades devem-se às diferenças na polimerização e formulação dos monômeros porque as frações de volume são similares em ambos os materiais. O alto grau de desgaste do Artglass é provavelmente, segundo os autores, um resultado de seu baixo módulo de elasticidade e dureza.

Fujibayashi et al. (1998) - verificaram a capacidade de polimerização, as características óticas e o grau de conversão durante a polimerização da resina composta Silux Plus (3M) utilizando uma fonte de emissão de luz à base de LED – light emitting diode. Os autores utilizaram duas fontes de luz constituídas cada uma delas por 61 LEDs e uma fonte de luz halógena. As fontes foram aferidas e fixadas em 100 mW/Cm. A profundidade de polimerização foi determinada removendo a resina não polimerizada e aferindo a espessura do material remanescente. Concluíram que a profundidade de polimerização e o grau de conversão foram maiores com o pico de emissão de luz atingindo 466 nm em relação à lâmpada halógena e, para a outra fonte de luz, com emissão de luz em torno de 444 nm. Os autores sugeriram a fonte de luz à base de LEDs para polimerização de compósitos.

Tarle et al. (1998) - utilizando corpos-de-prova com três resinas híbridas e uma de partículas finas durante um tempo de exposição de 40 segundos, verificaram o grau de conversão e a mudança de temperatura nas resinas compostas polimerizadas pela luz de uma lâmpada halógena

de intensidade gradual (Elipar Hilight – ESPE) e uma fonte de luz emitindo diodo (LEDs), quando foram feitas as medidas. Foram feitos corpos-de-prova com espessura de 0,1 mm, os quais foram analisados em um espectrofotômetro para verificação do grau de conversão. A mudança de temperatura foi medida nos mesmos espécimes e em outros que mediam 4 mm x 4 mm x 4 mm de espessura utilizando um medidor – multi HC – 3500T. Os valores do grau de conversão variavam de 54,5% a 65,1% para o aparelho Elipar Hilight e de 47,6% a 58,8% para o aparelho LED azul. Essas mudanças de temperatura para as mesmas amostras variavam de 12,6% a 18,6% para Elipar Hilight e de 4,2°C a 8,2°C para o aparelho de LED. Para os espécimes mais espessos, a temperatura aumentou de 15,4°C a 17,6°C para o aparelho Elipar. Quando o aparelho de LED foi utilizado, os resultados variaram de 5,4°C a 7,8°C. Os valores mais baixos de grau de conversão e mudança de temperatura foram obtidos quando o aparelho de LED foi utilizado. Esses resultados podem ser explicados pela baixa densidade de energia emitida pelo aparelho de LED (12mW/cm² - 40 segundos) comparada à do aparelho Elipar Hilight (100mW/cm² por 10 segundos e 700mW/cm² por 30 segundos). Essa mínima energia do LED foi compensada pelo comprimento de onda mais eficiente (470 nm), podendo esse recurso ser recomendado para a polimerização da primeira camada de resina composta, especialmente em casos de capeamento pulpar direto por sistemas adesivos dentinários.

El-Mowafy et al. (1999) - investigaram o grau de dureza alcançado somente pela autopolimerização e pela polimerização dual em um grupo de oito novos cimentos resinosos básicos. Em conjunto, o efeito da espessura da

cerâmica *inlay* na dureza do cimento era determinado. Discos medindo 6 mm de diâmetro e 2,5 mm de espessura foram preparados para oito cimentos, Aderence[®], Choice[®], Duolink[®], Enforce[®], Lute-It[®], News[®], Resinomer[®] e Variolink[®]. Oito espécimes foram preparados para cada grupo de material, metade autopolimerizável, enquanto o restante era dual. As medidas de dureza Knoop foram então realizadas em intervalos de 1 hora, 1 dia e 1 semana. Em adição, 12 espécimes de mesma dimensão foram preparados para cada cimento, e procedeu-se a polimerização pelo sistema dual através do espaço da cerâmica de várias espessuras (1 mm - 6 mm). A medida de dureza foi feita e, no teste ANOVA, apresentou diferenças significantes na dureza da resina autopolimerizável em relação aos espécimes polimerizados pelo sistema dual para todos os cimentos ($p < 0,0001$). Diferenças significantes foram também encontradas na dureza dos espécimes dual através do espaço da cerâmica com 2 mm – 3 mm de espessura ou mais comparados com todos aqueles que foram polimerizadas pelo sistema dual sem espaços. É conclusivo que, para alguns materiais autopolimerizáveis sozinhos, não era adequado aumentar a dureza suficientemente; a dureza do cimento era significativamente reduzida quando a espessura da cerâmica *inlay* era 2 mm - 3 mm ou mais.

Kurachi et al. (1999) - compararam a microdureza de uma resina composta fotoativada por um diodo emissor de luz tipo LED, apresentando um pico de emissão em torno de 468 nm (azul-violeta) e por um aparelho fotopolimerizador KM 200R (DMC – Equipamentos). Os parâmetros para utilização do

diodo emissor (LED) foram: 3,5 V; 40 mA; resultando em 4,3 mW. Para isso, os autores confeccionaram cinco corpos-de-prova utilizando a resina composta microhíbrida Z-100 (3M do Brasil), na cor A₂, para cada grupo experimental: Grupo I - Controle (Lâmpada convencional – 40 segundos); Grupo II – LED 40 segundos; Grupo III – LED 60 segundos; Grupo IV – LED 120 segundos; Grupo V – LED 180 segundos e Grupo VI – LED 240 segundos. O teste de microdureza foi realizado em um aparelho MHP Microhardness Tester, aplicando-se uma carga de 160 gramas durante 30 segundos. Em cada amostra, foram realizadas três impressões, sendo obtidas, após a leitura, as médias das diagonais em que se aplicou a fórmula $MHV 1854,4 \times P/d^2$. A avaliação da microdureza como função do tempo de exposição demonstra que o LED obtém valores de microdureza dentro da faixa de valores obtidos pela lâmpada a partir de 125 segundos de exposição. A microdureza média da resina composta fotoativada pelas duas fontes de luz equivale-se no tempo de 180 segundos para o LED. Baseados nos resultados, os autores puderam concluir que a polimerização da resina composta com a utilização do LED é possível. O tempo de fotoativação pode ser diminuído pela alteração dos parâmetros de utilização. O uso do LED para a fotoativação das resinas compostas pode vir a representar grandes simplificações em custo e instrumental nesse tipo de processamento.

Whiters et al. (1999) - avaliaram o efeito das propriedades físicas durante a polimerização de três resinas compostas: Compoglass A3, Tetric A3 e Z100 A 3,5, com duas diferentes fontes emissoras de luz: uma halógena convencional e a outra com arranjo de seis LEDs azuis. As amostras foram

submetidas ao ensaio de microdureza Knoop. Os autores concluíram que, em relação aos valores de microdureza, estes foram equivalentes entre as duas fontes emissoras de luz; no entanto, as mudanças de temperatura durante o processo de polimerização foram as mais baixas quando utilizada a fonte com LEDs. Os autores relataram ainda que o uso do LED como fonte para a polimerização da resina composta parece ser promissora.

Stahl et al. (2000) - relataram que o desempenho clínico das resinas compostas fotopolimerizáveis é influenciado pela qualidade do aparelho fotopolimerizador. Citaram que os aparelhos halógenos, mais comumente utilizados, sofrem prejuízos com o tempo, tais como: o bulbo halógeno tem vida útil limitada (100 horas); o refletor e o filtro degradam com o tempo, pois operam com temperaturas e grande quantidade de calor produzido durante o ciclo de operação, o que reduz a eficácia dos mesmos. Para superar esses problemas inerentes aos aparelhos fotopolimerizadores halógenos, a tecnologia de Diodo Emissor de Luz (LED) tem sido proposta, apresentando uma expectativa de vida útil de 1.000 horas sem sofrer degradação. Os autores avaliaram, então, as propriedades flexurais de três tipos de resinas compostas e três cores diferentes (TPH Spectron – A2 e A4, Z100 – A2 e A4 e Solitaire – A2 e A3), polimerizadas com um aparelho fotopolimerizador convencional (Spectrun 201R – 755 mW/cm²) e com LED (27 LEDs – Níchia Chemical Industries Ltd, Japan – 350 mW/cm²). Estatisticamente não foram encontradas diferenças em relação ao módulo flexural. Todos os materiais apresentaram valores de força flexural requerida

pela ISSO 4049 (mínima de MPa), mesmo com o LED apresentando metade da intensidade de luz comparado com o aparelho de luz halógena convencional.

Jandt et al. (2000) - analisaram, inicialmente, a profundidade de polimerização e a resistência à compressão da resina composta TPH A2 e da A4, fotoativadas por duas fontes emissoras de luz: uma convencional, halógena, e a outra à base de LED. Os autores observaram não haver diferença no comportamento da resina em função das unidades de polimerização. Posteriormente, confeccionaram dez amostras para cada cor de resina, com 4,0 mm de diâmetro e 8 mm de profundidade, polimerizadas durante 40 segundos pelas duas unidades e analisaram as características da irradiação e o espectro da luz emitida pelas unidades fotopolimerizadoras. Seis amostras, de ambas as cores, com 4 mm X 6 mm de profundidade, foram confeccionadas para o teste de resistência à compressão realizado após 6 e 72 horas. Os autores concluíram que a luz “halógena” polimerizou a resina mais profundamente do que a luz com LED; no entanto, ambas promoveram efetiva polimerização quando comparadas à recomendação do fabricante. O espectro de luz entre as duas unidades foram diferentes. Os resultados dos ensaios de resistência à compressão foram superiores aos recomendados pelo fabricante do material, sendo a unidade de emissão de luz à base de diodo azul uma tecnologia aplicável, no futuro, na prática clínica diária.

Althoff e Hartung (2000) - com o objetivo de revisar e associar a prática científica sobre a fotopolimerização às necessidades clínicas e às novas oportunidades técnicas em direção à melhor tecnologia para as próximas gerações de unidades fotopolimerizadoras, realizaram um estudo no qual três conclusões foram apresentadas como características das unidades fotopolimerizadoras: 1. a mínima dose de luz seria necessária (dependente do comprimento de onda). 2. O estresse interno pode ser reduzido dando ao corpo-de-prova tempo de acomodação antes do ponto gel ser atingido durante a cura. 3. O limite de intensidade máxima deve ser respeitado para limitar o aumento da temperatura, assim como a desativação dependente da intensidade de luz dos fotoiniciadores ativados. Os autores concluíram que as comparações de diferentes tecnologias de gerações de luz mostram que os sistemas LEDs estão mais próximos de novas configurações, de novas formas de unidades fotopolimerizadas por luz, em razão de suas velocidades de conversão superiores, assim como de suas bandas estreitas de emissão espectral de luz, da facilidade de manuseio, de serem silenciosos e poderem ser utilizados com baterias.

Medeiros (2001) - estudou novas fontes de luz para cura de resinas compostas. Avaliou resinas curadas com aparelhos tipo LEDs, lâmpada halógena e laser de argônio. Foram confeccionados espécimes cilíndricos (8,0 mm de diâmetro) de resina composta (Z100 – cor A3) de 0,7 mm e 2,0 mm de espessura, divididos em três grupos de polimerização: 1 - lâmpada halógena (40 segundos); 2 - laser de argônio (10 segundos), utilizando a linha 488 nm e intensidade de

500 mW/cm²; 3 - dispositivo à base de LEDs (20, 30, 40, 60 e 90 segundos). As amostras foram avaliadas em um microdurômetro. Obteve, entre outros resultados, que os valores não apresentavam significância estatística para os Grupos 1, 2 e 3 (com tempo de exposição de 60 segundos) para os espécimes de resina composta de 0,7 mm a 2,0 mm de espessura. Concluíram então que a nova fonte de luz à base de LEDs demonstrou uma boa eficiência de cura, entre outras vantagens, mas que ainda necessita de outros estudos.

Leonard et al. (2002) - realizaram um experimento de dureza Knoop no qual propuseram comparar a eficiência de fotopolimerização de três unidades comerciais à base de LEDs com a luz halógena. A intensidade e a emissão espectral de cada lâmpada com LED foram comparadas com as da lâmpada halógena nos intervalos de valores de intensidade espectral de 380 nm-520 nm e 450 nm-500 nm. Os resultados revelaram que o espectro de emissão dos sistemas LEDs se aproximou mais intimamente do espectro de absorção da canforoquinona, fotoiniciador mais comumente utilizado nas resinas compostas. Especificamente 95% a 78% do espectro de emissão das unidades LEDs comparados a 56% da luz halógena permaneceram no intervalo de 450 nm - 500 nm. Inversamente, a intensidade de luz, nesse mesmo intervalo espectral de emissão, foi 4 vezes maior para a luz halógena do que para as unidades de LEDs puras. Como resultado, as luzes do tipo LED requerem mais tempo de irradiação para polimerizar 2 mm de espessura dos compósitos.

Rastelli (2004) - analisou a possibilidade da polimerização transdental com três diferentes fontes de luz: lâmpada halógena, laser de argônio e sistema LEDs azuis por meio de testes de microdureza. As amostras foram confeccionadas com a resina microhíbrida (Charisma) e distribuídas em 12 grupos:

Grupo I. Luz “halógena” (20 e 40 segundos) para espessuras de 0 mm para o grupo controle, 1,2 mm, 1,5 mm, 2,0 mm de faceta do esmalte dental.

Grupo II. Laser de argônio (20 e 40 segundos) para espessuras de 0 mm para o grupo controle, 1,2 mm, 1,5 mm, 2,0 mm de faceta do esmalte dental.

Grupo III. Sistema de LEDs azuis (20, 40 e 60 segundos) para espessuras de 0 mm para o grupo controle, 1,2 mm, 1,5 mm, 2,0mm de faceta do esmalte dental.

A autora concluiu que: a) quando se aumentou o tempo de exposição, maior foram os valores médios de microdureza para as três fontes de luz utilizadas; b) com o aumento da espessura da faceta do esmalte, diminuíram os valores da microdureza para as três fontes de luz utilizadas; c) as superfícies de topo apresentaram maiores valores de dureza quando comparadas com os valores da base para as três fontes de luz utilizadas; d) a fonte de luz halógena utilizada com o tempo de exposição de 40 segundos promoveu adequada polimerização na superfície de topo, independentemente da espessura da faceta de esmalte, para a superfície de base até 1,5 mm de espessura; e) o laser de argônio com o tempo de 40 segundos promoveu efetiva

polimerização na superfície de topo em todas as espessuras das facetas de esmalte, e a polimerização na base foi efetiva somente no grupo controle; f) as fontes com LEDs azuis com os tempos de 60 segundos promoveram efetiva polimerização para a superfície de topo até a espessura de 1,5 mm, e a polimerização na base foi efetiva somente no grupo controle.

Hofmann et al. (2002) - realizaram um experimento no qual compararam as unidades polimerizadoras à base de LEDs azuis disponíveis no mercado alemão com luz de lâmpada halógena de tungstênio (QTH) em resinas compostas, tendo a canforoquinona como fotoiniciador. A força cinética de contração de polimerização e a temperatura das resinas 9RBC0 foram mensuradas simultaneamente utilizando, para esse fim, dois dispositivos “deflecting disc technique” e um “termocouple”. Os botões de resina de 1,5 mm foram submetidos, 24 após a irradiação, ao teste de dureza Knoop na superfície da base, verificando, desta maneira, o grau de cura. Foi executada irradiação por 40 segundos de modo contínuo e modo gradativo de luz tipo QTH 800 cm/mW e luz LED 320 mW/cm respectivamente, ou o modo contínuo de baixa intensidade da luz LED 160 mW/cm. Para as resinas Herculite XRV e Filtek Z250 (ambas contêm somente a canforoquinona como fotoiniciador), a luz QTH e a luz LED 320 cm mW (-2) produziram dureza semelhante, enquanto para a resina Definit (contendo um fotoiniciador adicional que absorve o mais baixo comprimento de onda) foi observada mais baixa dureza depois de irradiação por LED. A elevação de temperatura durante a polimerização foi mais baixa com LED comparado às amostras polimerizadas com QTH. Foi

observado o aumento mais rápido de contração de polimerização depois da irradiação contínua da luz QTH, seguida pela luz LED 320 cm mW (-2) e pela luz LED 160 cm mW (-2) no modo contínuo. A contração de polimerização depois dos 60 minutos de irradiação pela luz QTH foi maior quando comparada com ambas as unidades LEDs (Herculite, Defiinit) ou com a luz LED mais fraca (Z 250).

Pimenta et al. (2002) - avaliaram a microinfiltração em restaurações tipo "slot" vertical e a dureza de resinas compostas (RC) quando polimerizadas com luz azul (LED) e "halógena". Prepararam 168 cavidades em incisivos bovinos, divididas em 8 grupos ($n = 21$). Utilizaram o adesivo Single Bond/3M e as RCs Z250/3M (R1) e Compactável Surefil/Dentsply (R2), inseridas em incrementos horizontais e polimerizadas pelos seguintes aparelhos: Elipar FreeLight/3M ESPE (A1); UltrablueII/DMC-bateria (A2); LEC-470 I/MMOptics (A3); Demetron 501/Kerr (A4). Após termociclagem, imergiram as amostras em solução corante, e a microinfiltração foi avaliada. Os testes de Kruskal-Wallis e a comparação múltipla ($p < 0,05$) demonstraram (mediana): R1 + A1 = 1d; R2 + A1 = 4a; R1 + A2 = 1cd; R2 + A2 = 4a; R1 + A3 = 2bc; R2 + A3 = 4a; R1 + A4 = 1cd; R2 + A4 = 4ab. Para a microdureza foram feitos 100 espécimes, com matriz cilíndrica de 2 mm de altura, divididos em 10 grupos ($n = 10$). Foram usadas as resinas Z250/3M (R1) e Durafil/Heraeus Kulzer (R3), inseridas em incremento único e polimerizadas pelos mesmos aparelhos, além de outro, UltrablueI DMC-com fio (A5). A análise de variância trifatorial em esquema de parcelas subdivididas e o teste Tukey ($p < 0,05$) mostraram que, para R3, não houve diferença entre os aparelhos e, para R1, houve na base

(KHN): A1 = 53,10ab; A2 = 46,98c; A3 = 40,47d; A4 = 57,74a; A5 = 48,45bc; no topo: A1 = 57,17ab; A2 = 51,29bc; A3 = 49,74c; A4 = 60,15a; A5 = 53,21bc. Concluíram que, tanto para microinfiltração quanto para dureza, a polimerização com LEDs foi adequada, porém que nem todos os aparelhos se mostraram tão efetivos quanto a lâmpada halógena.

Zouain-Ferreira et al. (2002) - realizaram a avaliação sobre se uma resina intermediária de baixa viscosidade (Wave/SDI) reduziria a infiltração marginal inicial em restaurações de resina composta (Glacier/SDI). Foram preparadas cavidades classe V nas faces vestibular e lingual em 20 dentes molares humanos, com margem cervical em dentina/cimento e a margem oclusal em esmalte. Todos os materiais foram utilizados de acordo com as instruções do fabricante. Os dentes foram divididos em dois grupos: Grupo 1, no qual o sistema adesivo Stae (SDI) foi aplicado sobre os preparos; e Grupo 2, no qual foi aplicado o sistema adesivo Stae (SDI) seguido de uma camada de resina de baixa viscosidade Wave (SDI). Todas as cavidades foram restauradas com a resina composta Glacier (SDI). Os espécimes foram então armazenados em água a 37°C por 24 horas, impregnados com nitrato de prata a 50%, incluídos em resina epóxica, seccionados e avaliados pela penetração do corante segundo um escore. Numa avaliação regional, os postos médios obtidos foram: Grupo 1 em esmalte = 18,50 e dentina = 54,95; e Grupo 2 em esmalte = 20,08 e dentina = 56,73. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente por ANOVA e testes não-paramétricos de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney ($p < 0,05$). Os autores concluíram: a) não houve diferença estatisticamente significativa entre as duas técnicas estudadas; b) a infiltração

marginal na parede cervical foi maior que na parede oclusal para as duas técnicas; e c) a associação resina “flow”/resina composta foi capaz de impedir a infiltração marginal na parede oclusal.

Gomes (2003) - avaliou in vitro a formação de fendas axiais em restaurações de resina composta classe V usando três diferentes sistemas de fotopolimerização. Cavidades padronizadas foram executadas nas faces vestibular e lingual de 30 terceiros molares humanos, com margens localizadas abaixo da junção cimento/esmalte. Resina composta foi inserida em dois incrementos usando sistemas restauradores Filtek A 110 (3M) e Single Bond (3M). Resina composta foi fotopolimerizada usando três sistemas de fotopolimerização: Grupo I - Quartz tungstênio halogênio (QTH) convencional (dois incrementos com 20 seg. – 600 mW/cm² – Optilux 401 Demetron); Grupo II – QTH pulso tardio (primeiro incremento com 3 seg. – 200 mW/ cm² VIP™ Bisco); Grupo III – Diodo Emissor de Luz Azul LEDs (dois incrementos com 20 seg. – 400 mW/ cm² – Elipar™ FreeLight – 3M ESPE). Em seguida, os dentes foram colocados em água destilada a 37°C durante 24 horas, e as restaurações foram polidas. Os dentes foram seccionados vestibulo-lingualmente através de cada restauração sob constante refrigeração. A extensão da fenda entre a parede axial e o material restaurador foi observada sob MEV a 500X. Os valores médios da amplitude foram: GI - 3,61 ± 5,08 µm; GII - 1,12 ± 1,17 µm e GIII - 1,46 ± 2,73 µm. Os dados foram analisados pelo teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis e pelo teste de comparações múltiplas de Dunn, tendo o Grupo II demonstrado menores valores, seguido

pelos Grupo III e Grupo I. O Grupo I demonstrou os maiores valores de largura das fendas. Fendas foram observadas em todos os grupos. Entre os sistemas de fotopolimerização utilizados no estudo, o Grupo II apresentou o melhor desempenho.

Silva (2003) - avaliou um dispositivo original composto por LEDs para o estabelecimento de interfaces com sistema resinoso (Transbond-XT 3M Unitek) para fixação de braquetes ortodônticos sobre o esmalte dental. A avaliação do sistema LEDs foi realizada por meio dos testes de mapeamento térmico, resistência à tração e cisalhamento (método ISSO-TR/11405 1994) e difusibilidade da luz. As interfaces adesivas esmalte-resina-braquete foram estabelecidas com a utilização de duas fontes de luz (sistema LEDs e lâmpada halógena) e dois tempos (40 e 60 segundos). De acordo com os resultados do teste de mapeamento térmico, a lâmpada halógena apresentou maior variação de temperatura em relação ao sistema LEDs, porém dentro do limite seguro. Em relação aos testes de resistência adesiva, o teste de tração apresentou valores médios baixos (luz "halógena": 4,69 MPa; sistema LEDs: 3,22 MPa) para 40 segundos de exposição; valores médios superiores (9,96 MPa e 5,39 MPa, correspondentes) foram obtidos no tempo de 60 segundos de cura. No teste de cisalhamento, o sistema LEDs apresentou aumento de resistência relativa ao aumento do tempo de exposição (40 segundos: 12,21 MPa; 60 segundos: 20,41 MPa. A lâmpada halógena mostrou pequena diminuição (40 segundos: 13,89 MPa; 60 segundos: 12,92 MPa). A análise estatística (teste F) revelou significância para os fatores luz e tempo,

assim como para a interação dos mesmos ($p < 0,01$). O padrão de fratura predominante em todo o experimento de resistência da união foi coesiva na resina e adesiva. O sistema LEDs não foi efetivo no teste da difusão da luz. De acordo com a metodologia empregada e os resultados observados, o dispositivo original composto por LEDs azuis representa uma opção viável para a polimerização de resinas, podendo ainda ser melhorado e novamente avaliado.

Teshima et al. (2003) realizaram um estudo com a finalidade de verificar por meio do método de ressonância elétrons, o comportamento dos fotoiniadores CQ/DMPT e CQ/DMAEMA frente a utilização de três diferentes fontes de luz, sendo uma unidade de luz à base de LEDs azuis e duas unidades à base de luz halógena. Os autores puderam verificar que o sistema de LEDs azuis apresentou melhor performance em relação às unidades halógenas utilizadas, e no que diz respeito à energia de luz e a energia requerida para gerar uma quantidade determinada de radicais utilizando a unidade de LEDs, foi menor do que aquela necessária pelas unidades de luz halógena.

Uhl et al. (2003a) - utilizaram uma fonte de luz halógena (Elipar Trilight _ 3M/ESPE) e dois LEDs, sendo um aparelho LEDs comercialmente disponível (Elipar Freelight – 3M/ESPE) e outro LEDs um protótipo. Com a finalidade de verificar a influência do tempo na dureza Knoop e na profundidade de polimerização de resinas compostas, foram confeccionadas amostras utilizando-se as resinas compostas Z-100 e

Spectrum (contendo canforoquinona), Definite e Solitare 2 (contendo co-iniciadores da canforoquinona). Para verificar a profundidade de polimerização das resinas compostas em questão, confeccionaram dez amostras, em matrizes metálicas com 4 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento, para cada combinação entre resina, fonte de luz, modo de fotoativação e tempo de exposição (5,10,20,e 40 segundos). A profundidade cura foi medida pela utilização de um penetrômetro. Para o teste de dureza, confeccionaram amostras utilizando uma matriz de poliacetato com 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura para as mesmas interações. A dureza Knoop foi medida em ambas as superfícies, de topo e de base, com carga de 300 gf durante 15 segundos. Os autores puderam verificar que o aparelho Elipar Trilight diferiu de modo estatisticamente significativo na profundidade de polimerização quando comparado com os aparelhos LEDs, independente da resina composta e do tempo de exposição.

Uhl et al. (2003b) - realizaram um estudo utilizando três diferentes resinas compostas (Z-100, Durafill e Soliter II) nas cores A2 e A4, fotoativadas pelo tempo de 40 segundos por duas unidades à base de LEDs (Free Light e protótipo LCU Custon Made) e duas unidades à base de luz “halógena” (Tree Light e Translux), com o objetivo de avaliar o aumento da temperatura provocado durante a fotoativação de resinas compostas. Assim, o aumento da temperatura das resinas compostas foi registrado para um tempo de 60 segundos pela utilização de um termistor e observação por uma câmara de leitura espectral infravermelho de alta resolução (HRIR). Os fatores analisados, unidades de luz, resinas compostas e cor,

apresentaram influências estatisticamente significantes no aumento da temperatura. Esse estudo também demonstrou que as unidades à base de LEDs representam uma alternativa viável às unidades de luz halógena na fotoativação das resinas compostas por causa da redução de temperatura provocada no interior das resinas compostas durante a fotoativação.

Bennet e Watts (2004) - com o objetivo de verificar a eficiência de duas unidades de fotoativação à base de LEDs no que diz respeito ao seu espectro de emissão, à irradiância e à profundidade de cura em resinas compostas híbridas e modificadas, comparadas com uma unidade de fotoativação tungstênio halógena convencional, utilizaram Tetric Ceram (A3), Tetric Ceram HB (A3) e Tetric Ceram Bleaching (L). Para a fotoativação, os autores utilizaram dois LEDs: Elipar FreeLight – 1, LED (LED 1 – 3M/ESPE) e UTRALUME – 2 LED2 – (Ultradent) e como fonte de luz halógena utilizaram o Optilight 500 (QTH 1 – Sybron Kerr). Para medir o espectro e a irradiância das unidades de luz, os autores utilizaram um espectrofotômetro para cada unidade de luz. A profundidade de cura foi medida com um penetrômetro digital calibrado como uma função da distância da unidade de fotoativação à amostra e pelos períodos de irradiação de 10, 20 e 40 segundos. Os autores puderam verificar que todas as unidades LED 1, LED 2 e QTH 1 apresentaram um único pico, de 486,4 nm, 458,2 nm e 495,2 nm respectivamente. Com relação à profundidade de polimerização, encontraram diferença estatisticamente significativa com os diferentes tempos de irradiação e com a distância da unidade de luz às amostras

com ambas as unidades de fotoativação. A redução na porcentagem dos valores de profundidade de cura resultante da irradiação LEDs *versus* halógena aumentou com a distância entre a unidade de luz e as amostras. De acordo com os resultados encontrados, os autores puderam concluir que: os LEDs apresentam uma energia eficiente para curar resinas compostas convencionais, mas têm uma baixa irradiação quando comparados com a unidade de luz halógena, tendo performance reduzida na profundidade de polimerização. Aumento nos parâmetros para promover maior irradiação do LED 1 pode ser o resultado da melhor performance.

Rastelli (2004) - avaliou a capacidade de polimerização de uma fonte de luz halógena e de um dispositivo LEDs utilizados na técnica de fotoativação transdental. Para isso, foram confeccionadas amostras em uma matriz metálica circular contendo um orifício central com 4 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade (ISSO 4049) utilizando a resina microhíbrida Filtek Z-250 (3M/ESPE) na cor A₂. Cinco amostras foram confeccionadas para cada situação diferente, distribuídas em grupos da seguinte maneira: Grupo I – aparelho Curing Light e dispositivo LEDs, utilizados pelos tempos de exposição de 40 e 60 segundos, para as espessuras de 0 (grupo controle); 1,0 mm; 2,0 mm e 3,0 mm de faceta de estrutura dental, nas mesmas condições de operação, armazenados em meio seco por 24 horas, avaliados pelo teste de dureza Vickers (VHN); Grupo II – Aparelho Curing Light e dispositivo LEDs, utilizados pelos tempos de exposição de 40 e 60 segundos, para as espessuras de 0 (grupo controle); 1,0 mm; 2,0 mm e 3,0 mm de faceta de estrutura dental nas condições originais de

exposição, armazenados em meio seco por 24 horas e 30 dias, água destilada, saliva artificial e ácido acético a 10% por 30 dias, avaliados pelo teste de dureza Vickers (VHN); Grupo III – Aparelho Curing Light e dispositivo LEDs, utilizados pelo tempo de exposição de 40 e 60 segundos, para as espessuras de 0 (grupo controle); 1,0 mm; 2,0 mm e 3,0 mm de faceta de estrutura dental, armazenados em rodamina 6G durante 24 horas, avaliados pelo teste de espectroscopia de fluorescência. Os dados foram submetidos à análise estatística de variância ($p > 0,005$) e completados, por comparações múltiplas, pelo teste de Newman-Keuls ao nível de 5% de significância. Baseado nos resultados encontrados, pôde concluir que: 1) a fonte de luz testada proporcionou maior profundidade de polimerização pela técnica de fotoativação transdental; 2) o dispositivo LEDs promoveu maior profundidade de polimerização pela técnica transdental quando utilizada a fonte de luz halógena nos mesmos parâmetros de operação; 3) na técnica de fotoativação transdental, independente da fonte de luz utilizada, deve-se aumentar o tempo de exposição para 60 segundos e reduzir a espessura do incremento, especialmente quando se interpõe facetas de estrutura dental com 2 mm ou 3 mm de espessura; 4) a água destilada promoveu a maior degradação da resina composta fotoativada pela técnica transdental, independente do fator analisado; 5) o teste de difusão do corante através da resina composta demonstrou ser eficiente na avaliação da profundidade de polimerização e demonstrou ser diretamente influenciado pelos fatores avaliados nesse trabalho (fonte de luz, tempo de exposição, superfície da resina composta e espessura das facetas de estrutura dental).

Tsai et al. (2004) - com a finalidade de verificar a profundidade de cura e a microdureza *Vickers* de uma resina composta, utilizaram três aparelhos à base de LEDs e dois aparelhos de luz halógenos para fotoativar a resina composta Z-250 (3M/ESPE) nas cores A3, B1 e C4. Os aparelhos utilizados foram: E- Light (GC), Elipar FreeLight (3M/ ESPE St Paul, MN, USA), 475H (Rf Lab Systems, Nagano, Japan) comparados com um aparelho de quartzo tungstênio halógeno de alta intensidade Demetron Optilux 501 (Kerr, Orange, CA,USA) e uma lâmpada de quartzo tungstênio halógena convencional Sirona S1 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany). Para a confecção dos corpos-de-prova, foram utilizadas matrizes de alumínio com 2,5 mm de diâmetro e 10 mm de profundidade. A resina composta foi inserida na matriz e fotoativada durante 40 segundos com um ou outro aparelho, com suas respectivas pontas afastadas 0,5 mm da resina composta. Imediatamente após a fotoativação dos corpos-de-prova, a resina não polimerizada foi removida utilizando-se uma espátula. O teste de dureza foi realizado a cada 1 mm de espessura das amostras. Como resultado, os autores puderam verificar que as lâmpadas halógenas QTH e HQTH promoveram a maior profundidade de polimerização; os três LEDs utilizados demonstraram performance similar com relação a todos os parâmetros e cada um excedeu o padrão ISSO para profundidade de cura, exceto o GCElight para a cor B₁. Com relação ao fator cor, a luz LEDs promoveu maior profundidade de cura para A₃, enquanto as lâmpadas halógenas QTH e HQTH promoveram maior profundidade de cura para C₄. A dureza superficial da resina composta não foi significativamente diferente quando utilizado LEDs ou

fotopolimerizador convencional; entretanto, nas superfícies mais profundas, a dureza reduziu-se mais rapidamente para os aparelhos à base de LEDs, principalmente nas profundidades de 3 mm. Pelos resultados encontrados, os autores puderam concluir que os aparelhos LEDs podem ser utilizados para fotopolimerização de resinas compostas, pois promovem profundidade de polimerização dentro dos padrões recomendados pela ISO.

Oberholzer et al. (2005) - avaliaram o efeito da polimerização, microinfiltração, resistência da força de adesão e dureza de superfície de restaurações de resina composta polimerizadas por diferentes LEDs e comparadas com luz halógena. Para a microinfiltração, foram feitas cavidades de Classe V com Esthet-X, dividido em grupos, e polimerizados com (Elipar Freelight Soft-start) e convencional (Ultra-Lume 2; Spectrum 800). Foram executados testes de penetração de tintura, e os dados foram apresentados de duas maneiras no mesmo contingente de frequências observadas. O teste ANOVA foi usado ($p < 0.05$) para testar as diferenças significantes entre as luzes. Para a dureza de superfície, foram expostas amostras de Esthet-X às unidades de luz polimerizadoras (LCUs). A dureza de Vickers era determinada na parte superior e nas superfícies da base. Os dados foram sujeitos à análise estatística ANOVA ($p < 0.05$). Comparações (ANOVA, $p < 0.05$) foram feitas entre os protocolos de polimerização diferentes. Nenhuma diferença significativa em microinfiltração pôde ser demonstrada entre os aparelhos fotopolimerizadores (LCUs) ($p=0.60$). Em dentina, só o Elipar Freelight (Soft-Start)) apresentou microinfiltração significativa ($p < 0.01$). A

dureza para a luz de halógeno era significativamente mais baixa do que para as luzes LEDs ($p < 0.01$). O Spectrum 800 e o Elipar Freelight (Soft-Start) tinham forças adesivas significativamente mais altas do que os outros ($p < 0.01$). Foi concluído que a fonte LEDs é mais eficiente para uma comparação geral.



3 PROPOSIÇÃO

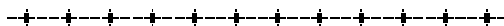
3 PROPOSIÇÃO

3 Proposição

O propósito deste teve como objetivo avaliar in vitro, a infiltração marginal em *inlays* de resina composta na presença de esmalte e cimento, fixadas com dois materiais distintos e polimerizados com duas fontes de luz.

4 MATERIAL E MÉTODO

4 Material e método



4.1 Considerações gerais

Foram utilizados 32 dentes humanos, terceiros molares superiores íntegros, de acordo com o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP e Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexos B e C). Os dentes foram extraídos de pacientes submetidos a tratamentos cirúrgicos e previamente diagnosticados e estocados sob refrigeração.

4.2 Divisão dos grupos

Os grupos experimentais foram constituídos aleatoriamente, em número de quatro, com oito dentes cada, de acordo com o material e os aparelhos utilizados para polimerização das *inlays* (Quadro 1). Foram realizados 16 preparos tipo caixa para cada grupo, sendo 8 em esmalte e 8 em cimento, e, posteriormente, a confecção das *inlays* com terminação das paredes gengivais nas duas caixas proximais, sendo uma mesial em esmalte e a outra distal em cimento, 1 mm acima e abaixo da junção amelocementária.

Quadro 1 - Divisão dos grupos e seus respectivos aparelhos, resina, adesivo e término do preparo

	<i>APARELHO</i>	<i>RESINA</i>	<i>ADESIVO</i>	<i>TÉRMINO</i>
GRUPO I	<i>ELIPAR (3M)</i>	<i>FILTEK (3M)</i>	<i>SINGLE BOND (3M)</i>	<i>ESMALTE</i>
				<i>CEMENTO</i>
GRUPO II	<i>ULTRALUX (DABI ATLANTE)</i>	<i>FILTEK (3M)</i>	<i>SINGLE BOND (3M)</i>	<i>ESMALTE</i>
				<i>CEMENTO</i>
GRUPO III	<i>ELIPAR (3M)</i>	<i>RELY X (3M)</i>	<i>SINGLE BOND (3M)</i>	<i>ESMALTE</i>
				<i>CEMENTO</i>
GRUPO IV	<i>ULTRALUX (DABI ATLANTE)</i>	<i>RELY X (3M)</i>	<i>SINGLE BOND (3M)</i>	<i>ESMALTE</i>
				<i>CEMENTO</i>

4.3 Fixação dos dentes

Para facilitar a confecção dos preparos cavitários e a fixação das *inlays*, os dentes foram limpos com cureta periodontal tipo McCall e polidos com escovas de Robson tipo pincel (KG Sorensen), com pedra-pomes e água, fixados pelas suas raízes 5 mm abaixo da junção amelocementária, em tubos de PVC com ½ polegada de diâmetro, utilizando-se gesso Tipo III (Dentsply®) (Figura 1).



FIGURA 1 – Fixação do dente.

4.4 Preparo dos dentes

Após a limpeza dos dentes, estes foram selecionados por meio de uma lupa estereoscópica Zeiss (West Germany) - Figura 2 - com a finalidade de detectar trincas ou fraturas das estruturas. Posteriormente, nos ápices dos dentes, foram restaurados com amálgama, tendo sido colocada resina *Duralay*TM para evitar infiltração de líquidos corantes que poderiam causar falhas experimentais.



FIGURA 2 – Lupa estereoscópica JENA CARL-ZEISS.

Os preparos cavitários foram padronizados, utilizando-se um aparelho modificado do proposto por Sá e Gabrielli (1979), para receberem as incrustações *inlays*, o qual é composto de uma base modificada de microscópio (Figura 3).



FIGURA 3 – Aparelho modificado por Sá e Gabrielli, para padronização de preparos.

Foram utilizadas pontas diamantadas #721 (KG Sorensen) e multilaminadas #7642 e #7664 (*Beavers jet burs*, Division of Sybron Canadá Ltda, Morrisburg, Ontário, Canadá). Nos procedimentos dos preparos cavitários, foi utilizada uma ponta diamantada a cada quatro preparos cavitários. O acabamento das paredes dos preparos foi feito com instrumentos manuais cortantes.

4.5 Descrição do aparelho

- A – Relógio comparador para controlar a pressão exercida na turbina e medir a profundidade do preparo cavitário.
- B – Parafuso micrométrico que permite a aplicação controlada da pressão de corte para obter a profundidade desejada da cavidade.
- C – Parafuso micrométrico que descarrega a pressão exercida pelo parafuso micrométrico B.
- D – Sistema de fixação do dente acoplado à platina móvel do aparelho.
- E – Dispositivo de fixação da turbina.
- F e G – Parafusos macrométricos que permitem a movimentação da platina no sentido ântero-posterior (F) e látero-lateral (G) para definir as dimensões da cavidade, respectivamente, nos sentidos vestibulo-lingual e médio-distal.
- H e I – Nônios que permitem a fixação de pontos de referência para controle da dimensão das paredes vestibulo-lingual e mesio-distal respectivamente.

4.5.1 Técnica de utilização do aparelho para padronização dos preparos cavitários

Previamente fixados em suas bases de tubo de PVC de $\frac{1}{2}$ polegada de diâmetro, os dentes foram acoplados pelo sistema de fixação (D), e a turbina, já com a ponta diamantada nº 721 (KG Sorensen), foi presa ao aparelho pelo dispositivo de fixação (E). Carregou-se o relógio comparador (A) com 4 mm ($\pm 0,1$ mm) no plano oclusal do dente, com parafuso micrométrico (B) e movimentou-se o parafuso do macrométrico (F) no sentido vestíbulo-lingual, para centralizar o preparo, até sair com a ponta de diamante para uma das proximais (G). Em seguida, movimentou-se o parafuso micrométrico (C) até zerar os 4 mm carregados no relógio (A), quando então se obtém a extensão ocluso-cervical. Voltou-se a movimentar o parafuso macrométrico (G) até a ponta diamantada encostar-se à face proximal do dente e, após esses procedimentos, foi acionada a turbina fixada no suporte (E) e movimentado o parafuso macrométrico (G) no sentido próximo-proximal até se obter a extensão de 1,5 mm ($\pm 0,1$ mm) medida no nônio (I). Conseqüentemente, o preparo deverá ter a extensão vestíbulo-lingual de 2,5 mm ($\pm 0,1$ mm), que é a espessura da ponta de diamante. O nônio (H), nesse tipo de preparo, não é citado, pois o preparo é só no sentido próximo-proximal.

4.6 Características do preparo cavitário

O Quadro 2 apresenta o esquema das características do preparo cavitário em milímetros e suas

variações, extensão vestíbulo-lingual, extensão ocluso-gengival e profundidade.

Quadro 2 – Características do preparo cavitário

EXTENSÃO VESTÍBULO-LINGUAL	<i>2,5 mm</i>	<i>± 0,1mm</i>
EXTENSÃO OCLUSO-GENGIVAL	<i>4,0mm</i>	<i>± 0,1mm</i>
PROFUNDIDADE	<i>1,5mm</i>	<i>± 0,1mm</i>

4.6.1 Caixas proximais

- Caixa mesial 1 mm aquém da junção amelo-cementária,
- caixa distal 1 mm além da junção amelo-cementária,
- paredes vestibular e lingual expulsivas para oclusal,
- parede axial convergente para oclusal e plana no sentido vestíbulo-lingual,
- término em chanfrado,
- paredes V e L expulsivas no sentido áxio-proximal.

O refinamento da cavidade foi obtido com brocas #7664, instrumentos manuais cortantes, recortadores de margens gengivais #28-29 (10-95-7-14 e 10-80-7-14) e machados para esmalte #14-15 (10-6-16) (Duflex). As Figuras 4 e 5 mostram os preparos cavitários com término das paredes gengivais em esmalte e cimento respectivamente.



FIGURA 4 - Preparo com término em esmalte.



FIGURA 5 - Preparo com término em cimento.

4.7 Moldagem

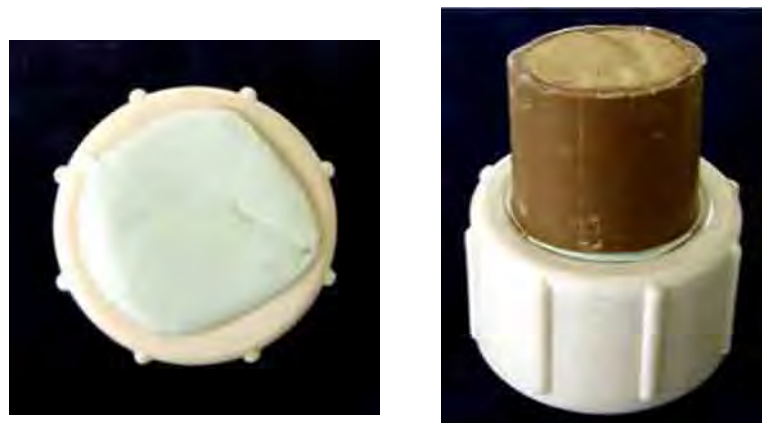
As moldagens foram executadas com silicona de condensação da marca Speedx (Lote PDEV 04304 – Val. 05/2007 - Coltène®) em duas etapas, seguindo as instruções do fabricante.

A primeira etapa da moldagem foi realizada com o material “Putty”. Foram utilizados como moldeiras dispositivos de vedamento de tubos de PVC com diâmetro de $\frac{1}{2}$ polegada, denominados “tampão”, devidamente identificados, nos quais foram efetuadas, previamente, marcas para adaptação de cada elemento dental (Figuras 6 e 7).



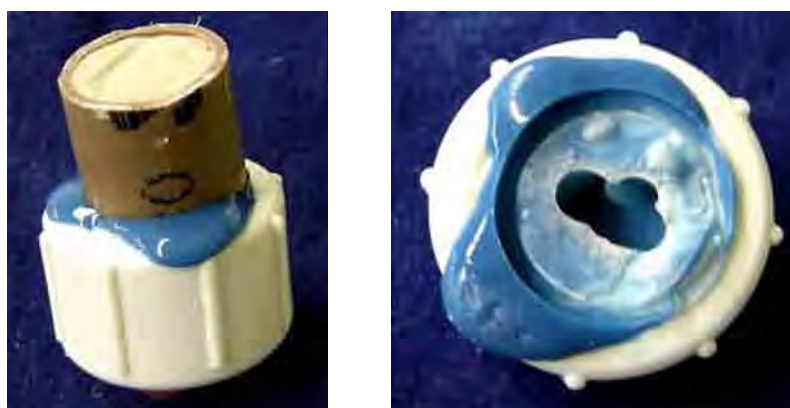
FIGURAS 6 e 7 - Moldeira utilizada para moldagem e adaptação do dente preparado.

A própria rosca interna dos “tampões” serviu de retenção adicional para a silicona “Putty”, sendo usada como moldeira padronizada, e um alívio interno foi conseguido utilizando uma broca maxicut (Labor Dental) de aproximadamente $\pm 2,0$ mm em sua superfície interna para a segunda etapa da moldagem. Porções do material base e do catalisador foram dispensadas e manipuladas por 30 segundos, até que se obtivesse uma massa consistente de cor uniforme, requisitos para o procedimento de moldagem dos elementos dentais (n=32) (Figuras 8 e 9).



FIGURAS 8 e 9 - Material de moldagem “putty” e moldagem do preparo.

A segunda etapa da moldagem foi realizada utilizando-se o material Speedx “Light Body” (Lote NE62 – Val. 07/2007 - Coltène®). O material foi dispensado em uma placa de vidro através do tubo da embalagem do material, tanto universal como catalizador (Lote NB 253 – Val. 03/2007 – Coltène®). Inicialmente aplicado dentro da primeira moldagem e, imediatamente após a colocação, sobre o dente seco e limpo, o material era adaptado e mantido sob pressão durante 3 minutos e meio, permitindo a polimerização do material (ARAÚJO, 1989). Durante a moldagem, permaneceu uma espessura uniforme de $\pm 2,0$ mm do material fluido para que não houvesse contato entre o dente e a massa de silicona da primeira moldagem e não ocorressem distorções. Após uma hora da moldagem, foi vazado o gesso tipo IV Durone® (Dentsply) para obtenção dos troquéis, recebendo, então, um número de identificação (Figuras 10 e 11).



FIGURAS 10 e 11 - Moldagem do preparo com silicona fluida.

4.7 Obtenção dos troquéis

O gesso Tipo IV foi manipulado em um inclusor a vácuo por 30 segundos, na proporção de 20 ml de água para 100 gramas de pó, e colocado no vibrador mecânico (Polidental) para eliminação de bolhas existentes em seu interior. As moldagens receberam gesso do mesmo recipiente para confecção de todos os troqueis, sendo armazenadas em uma bancada para aguardar o tempo de presa de 1 hora como recomendação do fabricante. Posteriormente os troqueis foram recortados, retirando-se os excessos, e tiveram analisadas as margens dos preparos (Figuras 12 e 13).



FIGURAS 12 e 13 - Troquéis recortados, tendo delimitados os contornos do preparo, término em esmalte e cimento.

Os contornos foram analisados com lupa de aumento 4x (Bio Art[®]), tendo sido demarcados os limites periféricos da cavidade com lápis demográfico (Figuras 12 e 13). Nos troquéis, foi aplicado o espaçador de coroas *jaquet spacer* (Kuraray Co. Ltd. 1-12-39, Umeda, Kita-Ku, Osaka,

Japan) para obter alívio de cimentação com média de 40 μm (WHITE e KIPNIS, 1993), observando-se o limite de 1 mm aquém do ângulo cavosuperficial. Posteriormente, foram feitas aplicação e secagem do *margin sep* (Kuraray Co. Ltd. 1-12-39, Umeda, Kita-Ku, Osaka, Japan) na superfície interna das paredes de fundo e circundante.

4.8 Confeção das inlays

Sobre os troquéis, foi aplicado o cerômero *Cesead II™* (Kuraray Co. Ltd. 1-12-39, Umeda, Kita-Ku, Osaka, Japan), (Figuras 14 e 15), cor A2, em camadas com uma única cor diferente da estrutura dentária para facilitar a visualização, posteriormente fotopolimerizadas em um aparelho de polimerização UniXS (Heraeus Kulzer GmbH) por 180 segundos. Após a polimerização, as *inlays* foram removidas dos troquéis para posterior adaptação nos dentes preparados, utilizando-se pontas diamantadas #1010 (KG Sorensen). A posterior verificação da microinfiltração foi feita pelo processo de digitalização de imagem utilizando-se um *scanner*, pelo qual foram obtidas as imagens.



FIGURAS 14 e 15 - *Inlays* acabadas e adaptadas aos troquéis.

Foi utilizado o carbono líquido Super Filme Kota® (Kota Indústria e Comércio Ltda – São Paulo) na delimitação das áreas de preparo no troquel e da presença de alguma interferência que pudesse marcar a superfície interna, quando as *inlays* fossem adaptadas nos elementos dentais preparados e identificados (SILVA e SOUZA JR et al., 2000). Em seguida aos ajustes das *inlays*, estas foram polidas em torno de polimento com escova de flanela e pasta para brilho universal Kota (Kota Indústria e Comércio Ltda – São Paulo) e armazenadas em um recipiente seco, aguardando os passos para o preparo de sua superfície interna e posterior cimentação.

4.9 Preparo das superfícies

4.9.1 Da restauração

Para a realização e verificação da adaptação das margens, as *inlays* foram fixadas em um palito de fósforo pelo seu lado externo com cola *Super Bonder*® (Loctite), bem como para facilitar o seu manuseio ao serem avaliadas nas respectivas cavidades com lupas de aumento de 4x (Bio-Art). A seguir, nas superfícies internas das incrustações foi aplicado um jato com óxido de alumínio de 100 µm, durante 5 segundos, com 40 Bar de pressão. As peças foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% durante 60 segundos, lavadas com *spray* de ar/água durante 15 segundos (CLOTTEN et al.,1999) (Figura 16) e colocadas em um aparelho Soniclean (Transtek Systems – DMC – São Carlos) durante 10 minutos (Figura 17), tomando-se o cuidado de não tocar na superfície condicionada para evitar contaminação. A

seguir, foi efetuada a aplicação dos agentes silano (Silano Primer – 3M) nas superfícies internas das *inlays*, aguardando-se 30 segundos para secagem com jato de ar durante 10 segundos.



FIGURA 16 - *Inlays* para término em cimento e esmalte.



FIGURA 17 - Cuba Soniclean - limpeza final dos espécimes.

4.9.2 Do preparo cavitário

As cavidades foram limpas com pedra-pomes e água aplicadas com escova Robinson (KG Sorensen®) previamente aos procedimentos de fixação das *inlays*, lavadas

com jatos de ar/água. Após a limpeza das cavidades, estas foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% durante 30 segundos (Figura 18), lavadas com *spray* de ar/água durante 15 segundos e secas com papel absorvente – posteriormente, foi aplicado o agente adesivo *Single Bond*[®] (3M) (Figura 19) em toda a superfície do preparo cavitário, que teve removidos os excessos com um leve jato de ar - e separadas para posterior cimentação das *inlays* com a resina *Flow Filtek*[™] (cor DA2 – dentina, 3M – Lote – 1BH2004-09) (BIS-GMA, GMA, UEDMA, BIS-EMA) (3M/Espe) e cimento resinoso *RelyX*[™] (cor A2, 3M – Lote CTCT – 03-05) (Figura 20). As amostras foram armazenadas em recipiente seco e numeradas.



FIGURA 18 – Ácido fosfórico a 37%.



FIGURA 19 - Adesivo Single Bond 3M e ceramic primer



FIGURA 20 – Cimento RelyX e Resina Flow Filtek.

4.10 Cimentação

As amostras já ajustadas e preparadas foram separadas em seus respectivos grupos (n=08) para cimentação com resina *Flow Filtek™* (3M), sendo, de 1 a 8, polimerizadas com *Elipar™ FreeLight* (3M) e resina *Flow Filtek™* (3M); de 9 a 16, com *Ultralux®* (Dabi-Atlante) e resina *Flow Filtek™* (3M); de 17 a 24, com *Elipar™ FreeLight* (3M) e cimento resinoso *RelyX™* e de 25 a 32, com *Ultralux®* (Dabi-Atlante) e cimento *RelyX™* (3M). Para tanto, nas amostras foram utilizados um único adesivo *Single Bond* (3M) para ambos os aparelhos fotopolimerizadores calibrados; *Ultralux®* (Dabi Atlante) com os seguintes parâmetros: tipo revólver anatômico, com potência entre 350 mw/cm² e 500 mw/cm², tempo pré-selecionado de 30 segundos com bip sonoro em intervalos de 10 segundos, filtro térmico que controla a temperatura de luz, filtro de luz que produz comprimento de onda na faixa entre 400 nm e 500 nm, ponteira de fibra óptica rígida e semi-orientada com giro de 360° (Figura 21); aparelho Led *Elipar™ FreeLight* (3M/Espe) com as seguintes

configurações: lâmpada de fotopolimerização Elipar Freelight com emissão de intensidade de luz constante durante todo o tempo de exposição e apresentando um medidor de intensidade de luz acoplado (radiômetro), assim como o modo exponencial de exposição de luz (modo "Hamp"), sem lâmpadas, sem ventilador, LED (diodo emissor de luz), sem fio, com ponteiros de 8 mm, carregado em 120 minutos, duração da bateria: 45 minutos de uso constante; com uma intensidade de luz de 270 mW/cm^3 a 370 mW/cm^3 (Figura 22), e orientações dos respectivos fabricante. A resina *Flow Filtek™* foi aplicada na superfície da cavidade por um dispositivo próprio, referência 3700T, assim como o cimento resinoso *Rely™ X*, por seu próprio dispositivo, denominado "Clicker", em um bloco de papel para manipulação. Em seguida, houve a colocação das *inlays*, remoção dos excessos de resina e cimento resinoso com uma espátula Thompson e, posteriormente, polimerização por 60 segundos em íntimo contato com a superfície das *inlays*.



FIGURA 21 – Aparelho fotopolimerizador ULTRALUX (Dabi Atlante).



FIGURA 22 – Aparelho fotopolimerizador Elipar FreeLight (3M/Espe).

4.11 Procedimentos de ciclagem térmica

Os espécimes foram submetidos ao processo de ciclagem térmica em aparelho próprio para termociclagem (Ética - Equipamentos Científicos S. A. –São Paulo – Brasil) (Figura 23), que possui dois reservatórios de 10 litros de água, onde os espécimes foram imersos, variando-se a temperatura entre 5°C ($\pm 1^{\circ}\text{C}$) e 55°C ($\pm 1^{\circ}\text{C}$). O aparelho intercala a permanência em intervalos de 15 segundos em cada pico de temperatura. Foram executados 1.000 ciclos. Após a termociclagem, os espécimes foram armazenados em estufa com solução de soro fisiológico à temperatura de 37°C.



FIGURA 23 - Máquina de Termociclagem Ética.

4.12 Preparo dos dentes para aplicação do corante

Feita a termociclagem dos espécimes, foi aplicado esmalte *Maybelline*[®] (Maybelline), de cor diferente para cada grupo, um 1 mm aquém das margens gengivais da restauração para melhor visualização das mesmas e limitar as áreas de microinfiltração. Os espécimes foram mergulhados em solução de fucsina básica a 0,5%, por 12 horas. Depois de eliminada cuidadosamente a solução de fucsina básica de cada espécime, eles foram levados à máquina de corte para obtenção dos corpos para a avaliação da infiltração marginal e da espessura do cimento resinoso (Figura 24 – A, B, C, D).



FIGURA 24 – Dentes preparados com esmalte para imersão em fucsina básica 0,5%.

4.13 Secção dos dentes

Após ciclagem térmica e imersão em solução evidenciadora de fucsina básica 0,5%, os espécimes foram lavados em água corrente utilizando-se uma escova e levados ao aparelho de corte fixados em uma superfície de madeira com godiva de baixa fusão e seccionados com disco de diamantes *Extec Labcut*[®] (Extec) (Figura 33). Os cortes foram efetuados sob jato de água no sentido vestibulo-lingual e, posteriormente, no sentido mésio-distal no centro da restauração, possibilitando visualizar as paredes gengivais e axiais (Figuras 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31 e 32).

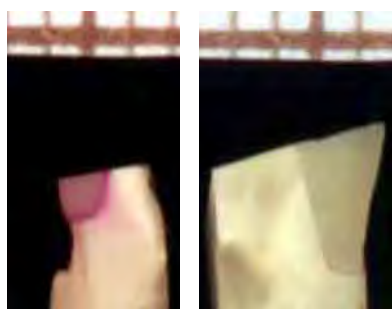


FIGURA 25 – Término cimento – Elipar resina Filtek.

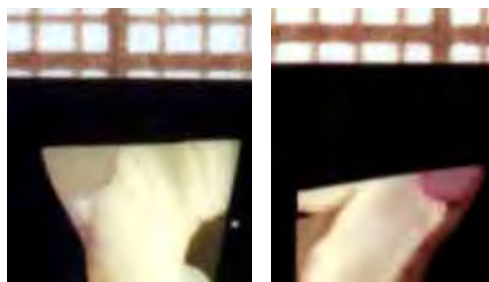


FIGURA 26 – Término esmalte – Elipar resina Filtek.

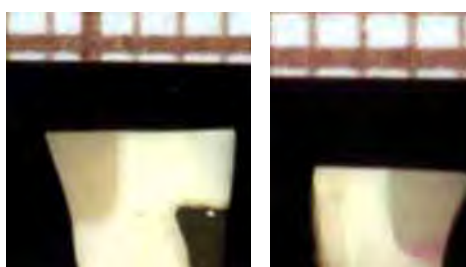


FIGURA 27 – Término cimento – Elipar cimento Rely X.

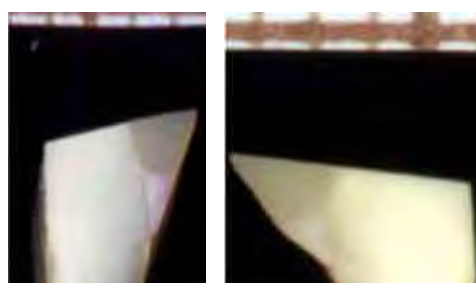


FIGURA 28 – Término esmalte – Elipar cimento Rely X.

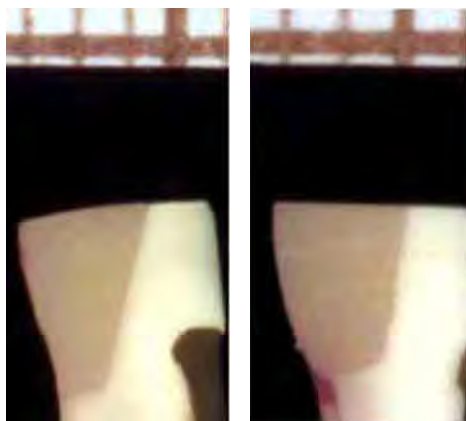


FIGURA 29 – Término cimento –
Luz Halógena
Resina Filtek.

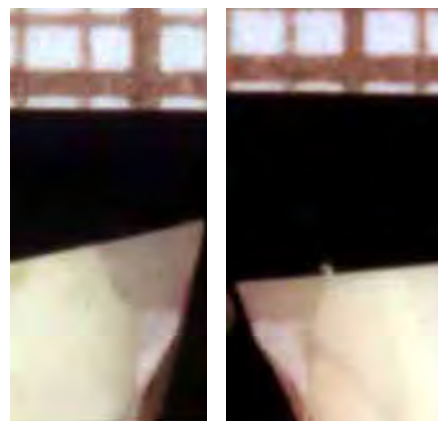


FIGURA 30 – Término esmalte –
Luz Halógena
Resina Filtek.

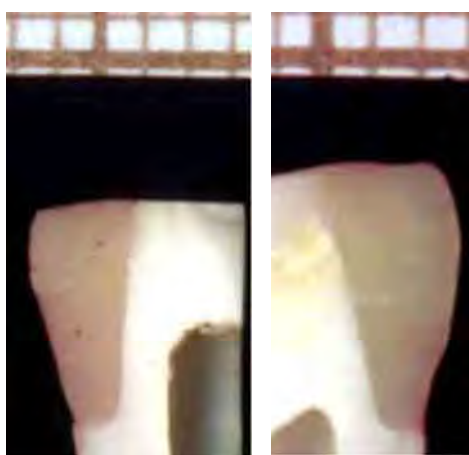


FIGURA 31 – Término cimento –
Luz Halógena –
Cimento RelyX.



FIGURA 32 – Término esmalte –
Luz Halógena –
Cimento RelyX.

Após o seccionamento no sentido méso-distal, foram removidos os restos pulpaes dos espécimes separados e numerados de acordo com os seus grupos e fixados em uma lâmina de plástico de espessura de 1 mm para facilitar as leituras. Os dentes foram identificados e posteriormente

regularizados com lixa d'água números 600 e 1.200 (Norton – Curitiba - PR) (Figura 34) e armazenados em um recipiente seco, sendo posteriormente feita a leitura da infiltração marginal do cimento resinoso *RelyX™* e da resina *Flow Filtek™*.



FIGURA 33 – Máquina de corte ISOMET 1000.



FIGURA 34 – Politriz circular mecânica para polimento dos dentes.

4.14 Avaliação da Infiltração

4.14.1 Método de avaliação da infiltração marginal

Cada imagem capturada e ajustada com relação ao contraste e brilho foi devidamente analisada por um programa específico para esse caso. Tal programa, conhecido como *Software Image tools 2.00* (University of Texas Health Science Center in San Antonio) (Figura 35), permite que seja calculada a extensão da penetração do corante nas *inlays*. Para que fosse possível estabelecer uma referência de

unidade de medida, cada espécime foi scaneado junto a uma folha de papel milimetrado, tendo-se optado por uma medida linear, em milímetros, e levado para os testes estatísticos (Figuras 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31 e 32). A Figura 35 mostra a tela do programa Image Tool.

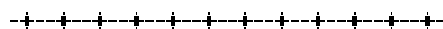


FIGURA 35 - Tela de abertura do *Image Tool*.

-----+-----

5 RESULTADO

5 Resultado



Os resultados, em relação à infiltração marginal nos términos dos preparos para *inlays* de resina composta em esmalte e cimento, foram obtidos pela leitura através de *scanner* e medidos pelo *Software Image Tool* (University of Texas Health Science Center in san Antonio) (Gráficos 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8). Posteriormente, de acordo com os aparelhos e cimentos utilizados em sua fixação e polimerização, foram divididos nos seguintes grupos: Grupo I – Aparelho LED Elipar com Resina Flow Filtek; Grupo II – Aparelho Luz Halógena Ultralux com Resina Flow Filtek; Grupo III – Aparelho LED Elipar com cimento resinoso RleyX e Grupo IV – Aparelho Luz Halógena Ultralux com cimento resinoso RelyX (Quadro 1), ambos com términos dos preparos em esmalte e cimento. Os dados originais (Tabela 1) foram submetidos aos testes preliminares para verificar se a amostra era homocedástica.

Tabela 1- Dados originais para infiltração em esmalte

ELIPAR FILTEK	ELIPAR RELYX	HALÓGENA FILTEK	HALÓGENA RELYX
0	0	0,16	0,24
0,17	0	0,06	0,19
0	0	0,11	0,13
0	0,1	0	0
0	0	0	0
0,25	0	0,16	0,16
0	0	0,15	0,17
0,78	0	0	0,18

Os dados originais foram submetidos ao teste de aderência à curva normal, resultando em curva não normal (Tabela 2).

Tabela 2 - Resultado do teste de aderência à curva normal (dados originais)

Teste de aderência à curva normal: Valores originais							
A. Freqüências por intervalos de classe:							
Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal	: 0.44	5.40	24.20	39.89	24.20	5.40	0.44
Curva experimental	: 0.00	0.00	31.25	50.00	15.63	0.00	3.13
B. Cálculo do Qui quadrado:				Interpretação			
Graus de liberdade : 4				A distribuição amostral testada			
Valor do Qui quadrado : 18.45				não é normal			
Probabilidade de Ho : 0.1000 %				-----			

Os dados originais foram submetidos à transformação em raiz cúbica dos dados, resultando em curva normal (Tabela 3).

Tabela 3 - Resultado do teste de aderência à curva normal dos dados transformados

Teste de aderência à curva normal: Raiz cúbica dos dados							
A. Freqüências por intervalos de classe:							
Intervalos de classe :	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal	: 0.44	5.40	24.20	39.89	24.20	5.40	0.44
Curva experimental	: 0.00	6.25	25.00	31.25	31.25	6.25	0.00
B. Cálculo do Qui quadrado:				Interpretação			
Graus de liberdade : 4				A distribuição amostral testada			
Valor do Qui quadrado : 4.22				é normal			
Probabilidade de Ho : 37.7100 %				-----			

Na Tabela 4 estão os dados transformados:

Tabela 4 - Dados transformados em raiz cúbica dos dados

ELIPAR FILTEK	ELIPAR RELYX	HALÓGENA FILTEK	HALÓGENA RELYX
0	0	0,54288	0,62144
0,55396	0	0,39148	0,57488
0	0	0,47914	0,50657
0	0,46415	0	0
0	0	0	0
0,66996	0	0,54288	0,54288
0	0	0,53132	0,55396
0,92051	0	0	0,56462

Para verificar se a amostra, após a transformação dos dados e apresentando curva normal, era homocedástica, foi realizado o teste de Cochran (Tabela 5).

Tabela 5 - Resultado do teste de homogeneidade de Cochran

 Teste de homogeneidade de COCHRAN:

Número de variâncias testadas: 4

Número de graus de liberdade : 7

Variância maior : 0.1425

Soma das variâncias : 0.3065

Valor calculado pelo teste : 0.4649

Como o valor tabelado foi 0,5080 maior que o valor calculado, denotou amostra homocedástica, permitindo a adoção do teste paramétrico Análise de Variância (Tabela 6).

Tabela 6 - Resultado do teste de Análise de Variância

Análise de variância: Raiz cúbica dos dados

Fonte de Variação	Soma de Quadr.	G.L.	Quadr.Médios	(F)	Prob.(H0)
Entre colunas	0.5531	3	0.1844	2.41	8.740 %
Resíduo	2.1458	28	0.0766		
Variação total	2.6989	31			

Para comparar as médias, é necessário o resultado do teste auxiliar de Tukey (Tabela 7).

Tabela 7 - Resultado do teste de Tukey

Resultados do teste de Tukey

Resíduo na análise de variância :	7.66000
Nível de probabilidade indicado :	1
Número de dados da amostra :	32
Número de médias comparadas :	4
Número de dados para cada média :	8
Graus de liberdade do resíduo :	28
Valor de q tabelado, (ao nível de 1%), para 4 médias e 28 graus de liberdade :	4.837
Valor crítico de Tukey calculado :	0.47328

Médias calculadas dos dados transformados (Tabela 8).

Tabela 8 - Média das amostras com dados transformados

Média calculada elipar filtek esmalte

Médias	Média	Desvio	Erro
Aritmética:	0.2631	0.3775	0.1335

Média calculada elipar relyx

Média	Média	Desvio	Erro
Aritmética:	0.0580	0.1641	0.0580

Média calculada halógena filtek

Médias	Média	Desvio	Erro
Aritmética:	0.3110	0.2621	0.0927

Médias calculadas halógena relyx

Médias	Média	Desvio	Erro
Aritmética:	0.4205	0.2615	0.0925

Pela diferença das médias, foi calculada a significância (s) ou não (ns) (Tabela 9).

Tabela 9 - Resultado das diferenças das médias

elipar filtek x elipar relyx	$0,2631 - 0,0580 = 0,2051$ (ns)
elipar filtek x halógena filtek	$0,3110 - 0,2631 = 0,0479$ (ns)
elipar filtek x halógena relyx	$0,4205 - 0,2631 = 0,1574$ (ns)
elipar relyx x halógena filtek	$0,3110 - 0,0580 = 0,2530$ (ns)
elipar relyx x halógena relyx	$0,4205 - 0,0580 = 0,3625$ (ns)
halógena relyx x halógena filtek	$0,4205 - 0,3110 = 0,1095$ (ns)

Denota-se que não houve diferenças significantes entre os grupos comparados.

Os dados originais (Tabela 1) foram submetidos aos testes preliminares para verificar se a amostra era homocedástica.

Tabela 10 - Dados originais para infiltração em cimento

ELIPAR FILTEK	ELIPAR RELYX	HALÓGENA FILTEK	HALÓGENA RELYX
0,36	0	0,23	0
0,56	0	0,25	0,13
0	0	0,35	0,26
0,76	0	0,23	0,2
0	0	0	0
0,5	0	0,26	0,26
0,46	0,06	0,15	0,11
0	0,68	0,52	0

Os dados originais foram submetidos ao teste de aderência à curva normal, resultando em curva não normal (Tabela 2).

Tabela 11 - Resultado do teste de aderência à curva normal, dados originais

 Teste de aderência à curva normal: Valores originais

A. Frequências por intervalos de classe:

Intervalos de classe :	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal :	0.44	5.40	24.20	39.89	24.20	5.40	0.44
Curva experimental :	0.00	9.38	12.50	50.00	21.88	3.13	3.13

B. Cálculo do Qui quadrado:

Interpretação

Graus de liberdade : 4 A distribuição amostral testada

Valor do Qui quadrado : 12.33 não é normal

Probabilidade de Ho : 1.5100 % -----

Os dados originais foram submetidos à transformação dos dados, permanecendo como resultado distribuição não normal, permitindo a adoção de teste não paramétrico de Kruskal-Wallis (Tabela 12).

Tabela 12 - Resultado do teste Kruskal-Wallis

Resultados do teste de Kruskal-Wallis

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado : 7.1054

Valor do X^2 para 3 graus de liberdade: 7.11

Probabilidade de H_0 para esse valor : 6.86 %

Não-significante ($p > 0,05$)

Mesmo sendo o resultado do teste não significativo, verificou-se a comparação entre as médias (Tabela 13).

Tabela 13 - Resultado das comparações entre as médias.

Comparação entre médias dos postos das amostras

Amostras comparadas (comparações duas a duas)	Diferenças entre médias	Valores críticos (Ó)			Significância
		0,05	0,01	0.001	
elipar filt X elipar rely :	9.6250	8.7506	11.8056	15.6981	5%
elipar filt X halo filt :	0.1875	8.7506	11.8056	15.6981	ns
elipar filt X halo rely :	5.8750	8.7506	11.8056	15.6981	ns
elipar rely X halo filt :	9.4375	8.7506	11.8056	15.6981	5%
elipar rely X halo rely :	3.7500	8.7506	11.8056	15.6981	ns
halo filt X halo rely :	5.6875	8.7506	11.8056	15.6981	ns

Para a comparação entre os grupos esmalte e cimento, verificou-se em primeiro lugar o teste de aderência à curva normal (Tabela 14).

Tabela 14 - Resultado do teste de aderência à curva normal (dados originais)

Teste de aderência à curva normal: Valores originais

A. Frequências por intervalos de classe:

Intervalos de classe :	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal :	0.44	5.40	24.20	39.89	24.20	5.40	0.44
Curva experimental :	0.00	4.69	28.13	46.88	14.06	3.13	3.13

B. Cálculo do Qui quadrado:

Interpretação

Graus de liberdade : 4 A distribuição amostral testada

Valor do Qui quadrado : 7.16 é normal

Probabilidade de Ho : 12.7700 % -----

Aplicou-se o teste de homogeneidade de Cochran para verificar se a amostra era homocedástica (Tabela 15).

Tabela 15 - Resultado do teste de homogeneidade de Cochran

Teste de homogeneidade de COCHRAN:

Número de variâncias testadas: 8

Número de graus de liberdade : 7

Variância maior : 0.0873

Soma das variâncias : 0.2679

Valor calculado pelo teste : 0.3259

Como o valor tabelado foi 0,3911 maior que o valor calculado, denotou amostra homocedástica, permitindo a adoção do teste paramétrico Análise de Variância (Tabela 16).

Tabela 16 - Resultado do teste de Análise de Variância

Análise de variância: Valores originais

Fonte de Variação	Soma de Quadr.	G.L.	Quadr.Médios	(F)	Prob.(H0)
Entre colunas	0.5624	7	0.0803	2.40	3.175%
Resíduo	1.8752	56	0.0335		
Variação total	2.4375	63			

Para comparar as médias, é necessário o resultado do teste auxiliar de Tukey (Tabela 17).

Tabela 17 - Resultado do teste de Tukey

Resultados do teste de Tukey
Resíduo na análise de variância : 3.35000
Nível de probabilidade indicado : 1
Número de dados da amostra : 64
Número de médias comparadas : 8
Número de dados para cada média : 8
Graus de liberdade do resíduo : 56
Valor de q tabelado, (ao nível de 1%), para 8 médias e 56 graus de liberdade : 5.278
Valor crítico de Tukey calculado : 0.34154

Médias calculadas (Tabela 18).

Tabela 18 - Média das amostras

Médias amostrais

elipfilt e	:	1.15000
eliprelyx c	:	1.09250
eliprely e	:	1.01250
elipfilt c	:	1.33000
halog fil c	:	1.24875
halogfil e	:	1.08000
halog rely c	:	1.12000
halog rely e	:	1.13375

Pela diferença das médias, foi calculada a significância (s) ou não (ns) (Tabela 19).

Tabela 19 - Resultado das diferenças das médias

elipar filtek e x elipar relyx c	dif 0,0575 (ns)
elipar filtek e x elipar filtek c	dif 0,1800 (ns)
elipar filtek e x halógena filtec c	dif 0,0987 (ns)
elipar filtek e x halógena relyx c	dif 0,0300 (ns)
elipar relyx e x elipar relyx c	dif 0,0800 (ns)
elipar relyx e x elipar filtek c	dif 0,3175 (ns)
elipar relyx e x halógena filtek c	dif 0,2362 (ns)
elipar relyx e x halógena relyx c	dif 0,1075 (ns)
elipar relyx c x halógena filtek e	dif 0,0125 (ns)
elipar relyx c x halógena relyx e	dif 0,1212 (ns)
halógena filtek c x halógena filtek e	dif 0,1687 (ns)
halógena filtek c x halógena relyx e	dif 0,1337 (ns)

Para que seja significativa, a diferença tem de ser maior que o valor calculado do teste Tuckey.

Denota-se que não houve diferenças significantes entre os grupos comparados.

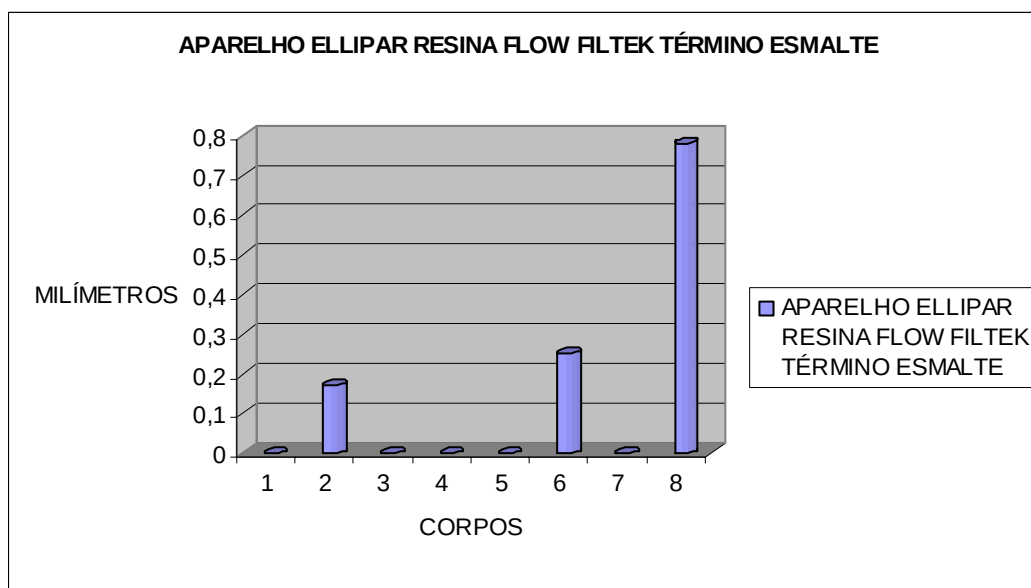


GRÁFICO 1 – Medidas de infiltração marginal obtidos através do *Image Tool*, aparelho Elipar resina *Flow Filtek* término em esmalte.

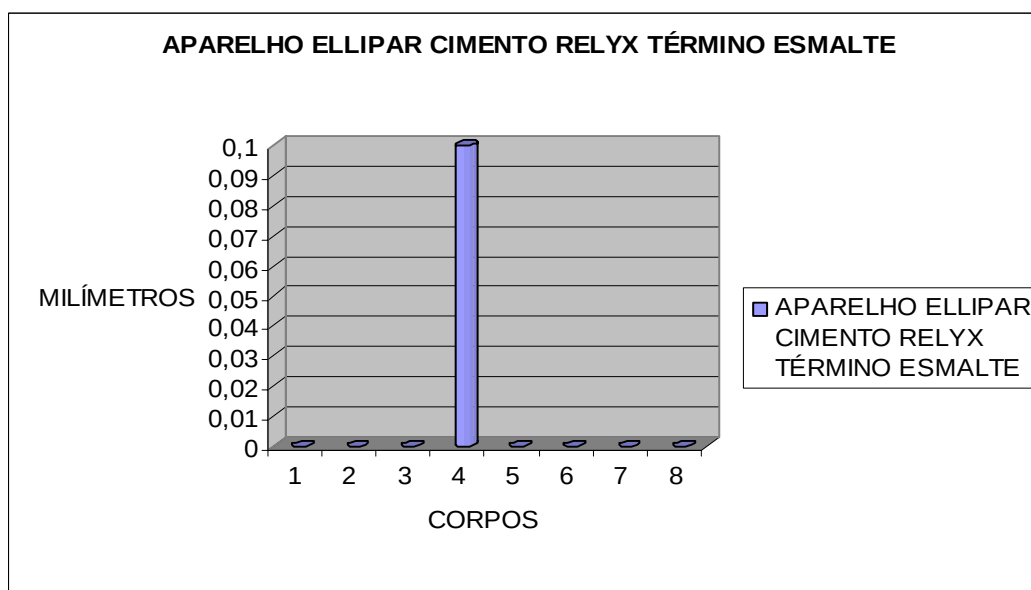


GRÁFICO 2 – Medidas de infiltração marginal obtidos através do *Image Tool*, aparelho *Elipar* cimento resinoso *Relyx* término esmalte.

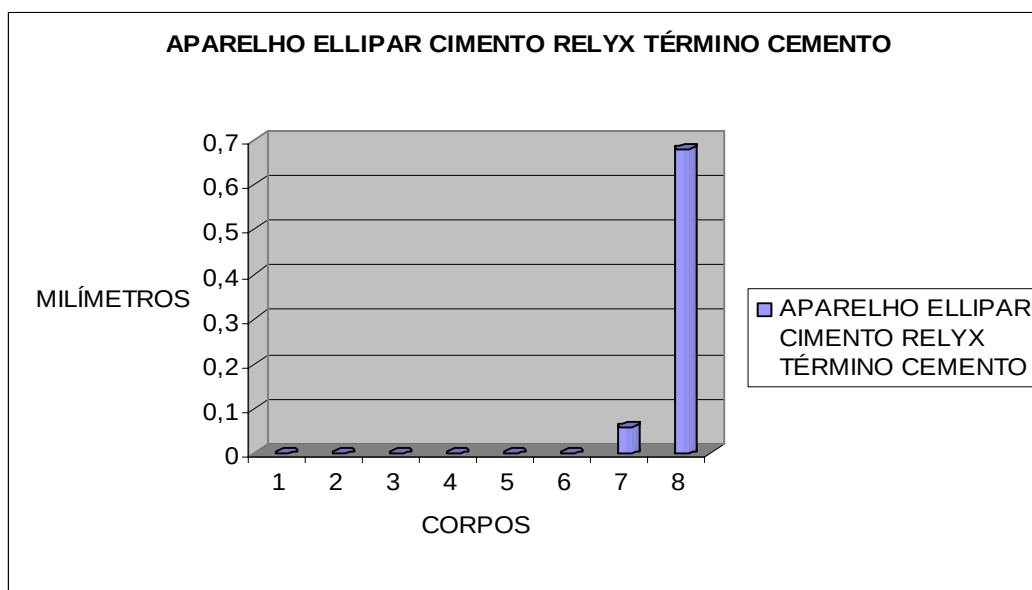


GRÁFICO 3 – Medidas de infiltração marginal obtidos através do *Image Tool*, aparelho *Elipar* cimento resinoso *RelyX* término cimento.

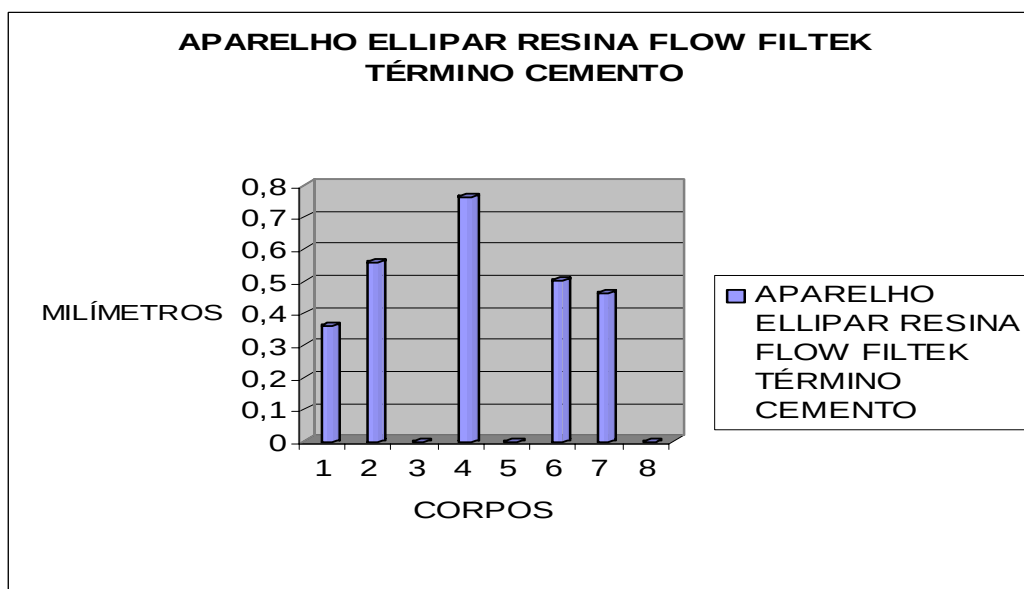


GRÁFICO 4 – Medidas de infiltração marginal obtidos através do *Image Tool*, aparelho *Elipar* resina *Flow Filtek* término cimento.

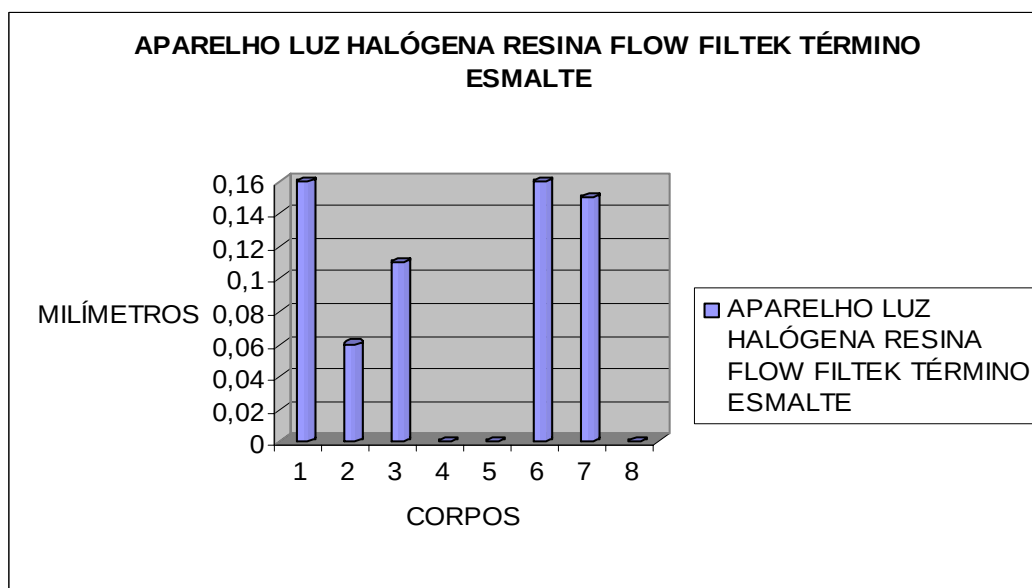


GRÁFICO 5 – Medidas de infiltração marginal obtidos através do *Image Tool*, aparelho *Luz Halógena* resina *Flow Filtek* término esmalte.

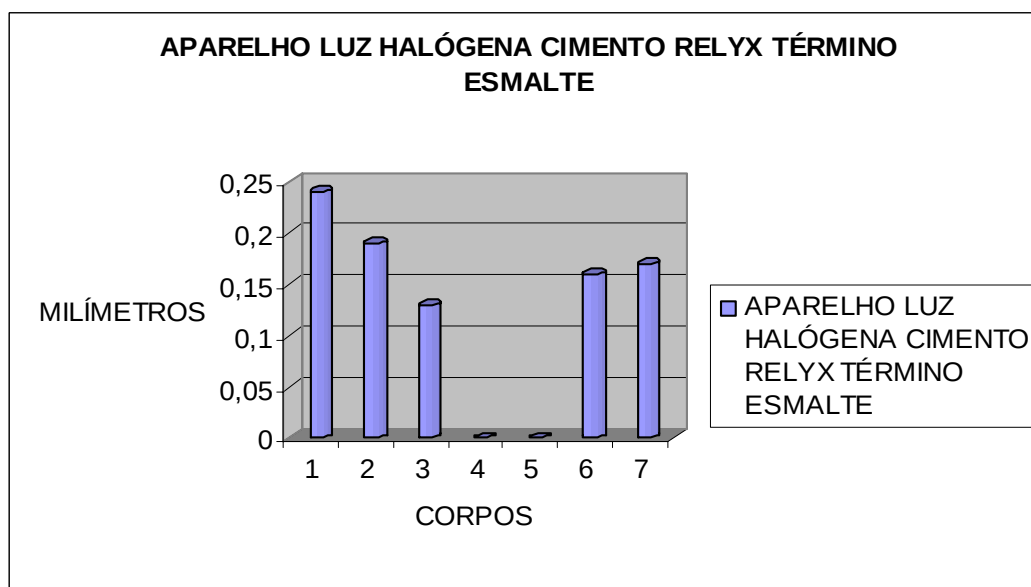


GRÁFICO 6 – Medidas de infiltração marginal obtidos através do *Image Tool*, aparelho *Luz halógena* cimento resinoso *RelyX* término esmalte

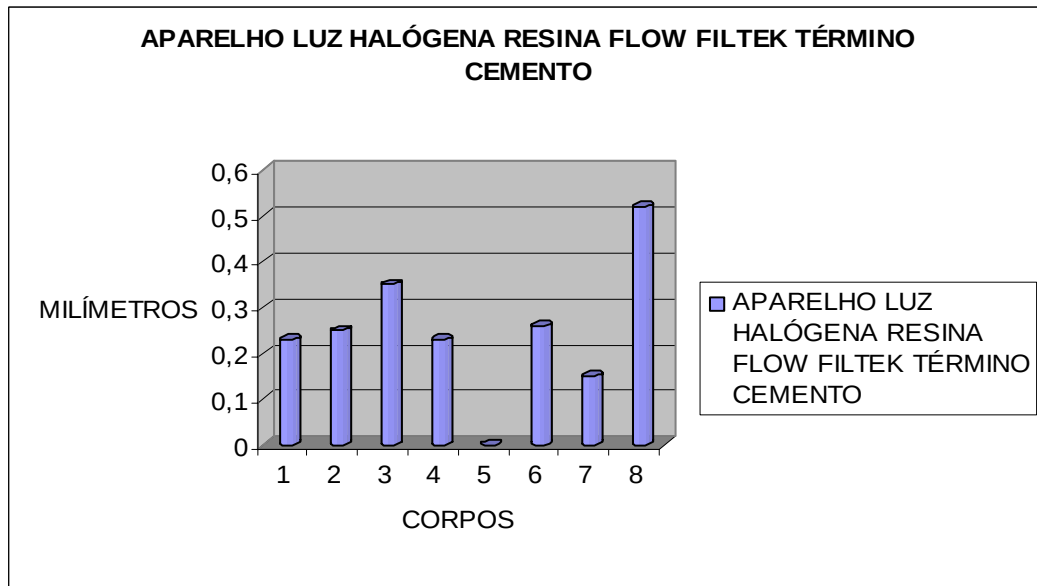


GRÁFICO 7 – Medidas de infiltração marginal obtidos através do *Image Tool*, aparelho *Luz Halógena* resina *Flow Filtek* término cimento.

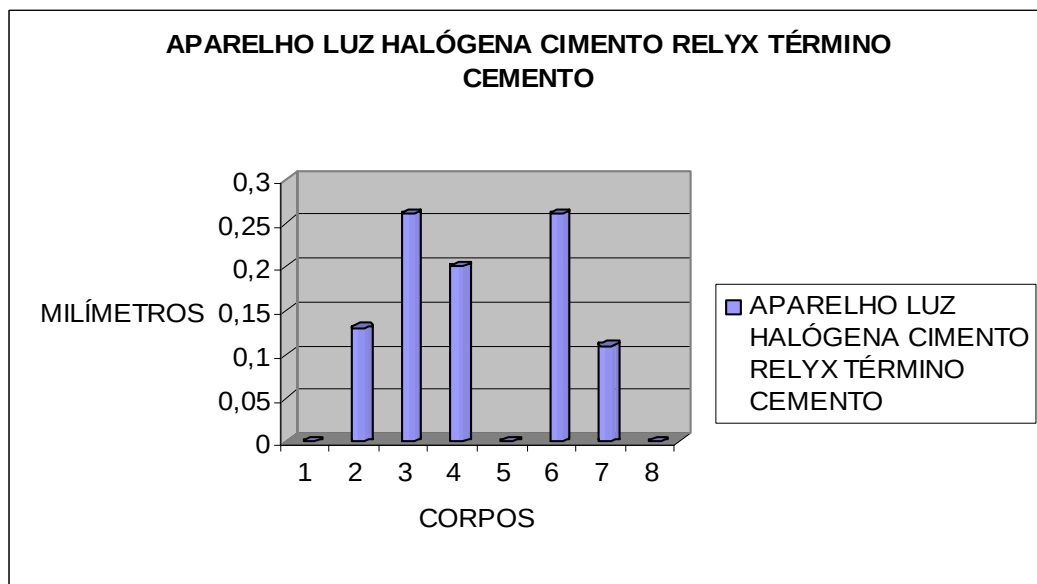


GRÁFICO 8 – Medidas de infiltração marginal obtidos através do *Image Tool*, aparelho Luz Halógena cimento resinoso RelyX término cimento.

6 DISCUSSÃO

6 Discussão



Nas últimas décadas, a evolução nas propriedades físicas dos materiais restauradores em Odontologia, principalmente na estética, tem sido notável. Isso tem influenciado de forma muito importante a Odontologia no instante em que a população tem despertada a sua preocupação com a saúde e com a beleza (BUSATO et al., 1997).

Junto com outros materiais estéticos, na Odontologia, surgiram os cerômeros, desenvolvidos através de uma tecnologia diferente, combinando estética, alto nível de rigidez, facilidade de manipulação e durabilidade, propriedades que as porcelanas convencionais apresentam (ERDRICH, 1996), devolvendo a harmonia e a função ao sistema estomatognático. Esses materiais apresentam facilidade de confecção, por meio de técnicas simplificadas, como o emprego de porcelanas com a utilização de CAD-CAM (CRISPIN, 1992), não necessitando de um técnico altamente treinado.

Os cerômeros são indicados para restaurações estéticas indiretas, não em substituição às porcelanas, mas como uma alternativa para restaurações que devolvam harmonia e estética. São materiais que empregam uma tecnologia totalmente diferente da utilizada pelas porcelanas, sendo classificados como polímero de vidro (ERDRICH, 1996; PENSLER et al., 1997), apresentando uma alta rigidez e o conteúdo de carga reduzido para um nível de 70% do peso. Índices de refração da matriz, ajustados para assemelhá-la ao

vidro cerâmico, e misturas de metacrilatos funcionais melhoram suas propriedades mecânicas (ERDRICH, 1996). Quanto ao grau de conversão de compósitos para confecção de *inlays*, cerômeros e resinas compostas, as propriedades físicas e a resistência ao desgaste aumentaram quando utilizada unidade de polimerização de luz não contínua (FREIBERG e FERRACANE, 1998). Tanoue et al. (2000), comparando duas resinas, concluíram que a utilização de unidade de alta intensidade de luz é mais eficiente que a polimerização complementar com calor.

Simonetti (1997) relatou que cada material a ser utilizado em combinação com outro tem propriedades inerentes a si mesmo. Materiais diversos mostram diferentes níveis de deformação, podendo promover o fracasso entre o metal e o revestimento estético, o que não é apresentado pelas cerâmicas. As investigações dos polímeros somadas à integração das fibras têm desenvolvido as resinas de laboratório, ou seja, os cerômeros. Para tanto, verificamos que a utilização de cerômeros em restaurações indiretas apresenta efetividade quanto à estética, propriedades físicas e químicas, simplicidade na confecção e manuseio.

Atualmente pode-se verificar que a tecnologia das cerâmicas está consagrada na literatura por estar aprimorada. Os cerômeros são bastante promissores; entretanto, somente os resultados de experimentos clínicos e laboratoriais a longo prazo poderão demonstrar a efetividade e a durabilidade desses novos materiais no decorrer do tempo (MUÑOZ-CHAVEZ e HOEPPNER, 1998; SCHEIBENBOGEN et al., 1998), o que justifica a proposta do presente trabalho de avaliação *in vitro* da infiltração marginal utilizando cimentos com polimerização dual e resinas *flow* polimerizadas

imediatamente após a sua cimentação empregando-se diferentes fontes de luz. Trabalhos clínicos de Scheibenbogen et al. (1998) comprovam a viabilidade de sua utilização em restaurações indiretas.

De acordo com os autores citados na revisão da literatura, ao utilizar cerômeros para confecção de *inlays*, procurou-se avaliar diferentes fontes de luz. A microinfiltração foi citada por Lacy et al. (1988); Holmes et al. (1989); Mash et al. (1991); Shortall e Baylis (1991); Lacy et al. (1992); Milleding (1992); Åberg et al. (1994); Carvalho et al. (1999); Frankenberger et al. (1999); Muller et al. (1999); Pinto (1999); Calabrez Filho (2002); Neme et al. (2002); Oliveira (2002); Sarabia-Quiroz et al. (2003); Piwowarczyk et al. (2005); Oberholzer et al. (2005) e avaliada por meio de metodologia e técnicas de cimentação indicadas pelo fabricante, bem como a adesão à estrutura dental (BUONOCORE, 1955; BOWEN, 1963; TANAKA et al., 1982; TAM e McCOMB, 1991; JUNTAVEE e MILLSTEIN, 1992; WHITE e YU, 1992a,b; WHITE et al., 1992; BURKE e McCAUGHEY, 1993; WHITE e KIPNIS, 1993; LATTA e BARKMEIER, 1994; BOUSCHLICHER et al., 1997; VERLUIJS et al., 1997; GOMES, 1999; FREITAS et al., 2000; MACHADO, 2000; NILSSON et al., 2000; PAES JR. et al., 2000; FARIA, 2001; PEREIRA et al., 2001; OGATA et al., 2001; FRANKENBERGER et al., 2002; SUSIN, 2002; CALIXTO, 2003; CAVALCANTI et al., 2005 e COELHO SANTOS et al., 2005, apresentando uma melhora na força de adesão à estrutura dental, segundo Oberholzer et al. (2005), quando utilizado aparelho Elipar FreeLight, justificando o seu emprego neste trabalho.

Quanto às diversas localizações do preparo, referindo-nos à leitura de desadaptação citada por Holmes et

al. (1989), temos desadaptação como sendo uma terminologia que apresenta diferentes significados de interpretação e influenciada pela habilidade do técnico em confeccionar as *inlays* (DIETSCHI et al., 1992; HAYASHI et al., 1998), pelo efeito de fixação das *inlays* (CLARK et al., 1995; RINKE et al., 1995) e pela utilização de seus próprios adesivos, como proposto no trabalho de Calabrez Filho (2002), tendo-se que estes agentes de fixação apresentam elevada dureza Knoop, baixa solubilidade (CHRISTENSEN, 1993), pequeno desgaste (CHRISTENSEN, 1997), estabilidade dimensional, biocompatibilidade e resistência à fratura (KNOBLOCH et al., 2000).

O tratamento interno com jato de óxido de alumínio e o condicionamento interno das restaurações com ácido fosfórico a 37% mostraram melhores resultados no trabalho apresentado por Faria (2001), que visava melhorar a retenção entre a restauração e o agente resinoso de cimentação, o que foi também observado por Touati (1996); Lu et al. (1991); Juntavee e Millstein (1992); White e Yu (1992b); White e Kipnis (1993); Latta e Barkmeier (1994); Bouschlicher et al. (1997); Freitas et al. (2000); Nilsson et al. (2000); Paes Jr. et al. (2000); Pereira et al. (2001). Esses procedimentos vêm ao encontro de nosso trabalho, no qual empregamos o tratamento interno da superfície e foi observada uma melhora na adesão entre as *inlays* e o cimento resinoso, de acordo com a literatura. Pela metodologia empregada, realizamos o jateamento interno das *inlays* com óxido de alumínio de 100 µm a 40 Bar de pressão associado ao condicionamento com ácido fosfórico a 37% e à silanização. O jateamento interno das resinas indiretas apresenta melhores resultados na adesão à estrutura dentária de acordo com Tam e McComb

(1991); Juntavee e Millstein (1992); Latta e Barkmeier (1994); Bouschlicher et al.(1997); Pinto (1999); Freitas et al. (2000); Machado (2000); Nilsson et al. (2000); Paes Jr et al. (2000); Faria (2001); Pereira et al. (2001); Frankenberger et al. (2002), que combinaram a técnica de condicionamento da estrutura dentária e a utilização de agentes adesivos, estando em concordância com nosso trabalho. O condicionamento interno das *inlays* e o da estrutura dentária demonstram uma melhora no vedamento marginal, tendo nossos resultados apresentado significância ao nível de 5% ($p>0,005$) para a infiltração entre os grupos (Tabela 13) na presença de cimento, não significativa estatisticamente em esmalte (Tabela 9) e quando comparados os aparelhos e cimentos utilizados na sua fixação (Tabela 19).

Quanto ao término dos preparos, o chanfrado apresentou melhores resultados nos trabalhos de Barkmeier et al. (1987) e Holmes et al. (1989). Já Garber e Goldstein (1996) utilizaram preparos em chanfrado e ângulos internos arredondados eliminando pontos de concentrações de estresses, mas evidenciaram que termos em bisel e lâmina de faca não são recomendados pela fragilidade desses materiais. Sendo assim, justifica-se, em nosso trabalho, o preparo preconizado por Mondelli et al. (1998), cujo término é o chanfrado e ângulos internos arredondados, em concordância com a literatura (BARKMEIER et al., 1987; HOLMES et al., 1989; GARBER e GOLDSTEIN, 1996), com resultados satisfatórios. Entretanto, ainda é relevante dizer que o término dos preparos também influencia nos resultados finais em razão do selamento dessa margem, o que evita a infiltração marginal.

De acordo com a técnica empregada no ato da cimentação e com a força exercida para o assentamento das *inlays*, recorreremos à pressão digital, em concordância com os trabalhos de White et al. (1992), Peutzfeldt (1994), Clark et al. (1995), Rinke et al. (1995), Zhuukovski et al. (1997), que não apresentaram resultados significantes na presença de esmalte e quando cruzados os aparelhos, mas significância nos grupos: aparelho Elipar FreeLight com resina Filtek; aparelho Elipar FreeLight com cimento RelyX; aparelho Elipar FreeLight com cimento RelyX e luz “halógena” com resina *flow* Filtek ante a infiltração marginal na presença de cimento. Já o posicionamento dos túbulos dentinários tem influência na adesão promovendo uma melhora na retenção das *inlays* (FRANKENBERGER et al., 2002). As técnicas de aplicação do agente cimentante têm influenciado no resultado final quando utilizados cerômeros. Os cimentos de dupla polimerização apresentam uma polimerização (físico-química) que proporciona maior segurança na profundidade de cura em restaurações indiretas. Porém, a espessura da restauração pode impedir que a luz atinja diferentes áreas, como demonstraram Hasegawa et al. (1991), Burke e McCaughey (1993), El-Mowafy et al. (1999). A efetividade do aparelho, de acordo com seus parâmetros, leva a polimerização a atingir profundidade suficiente de cura desse material (YEARN, 1985; ATMADJA e BRYANT, 1990; BREEDING et al., 1991; FRANCO et al., 1991; FUJIBAYASHI et al., 1998; TARLE et al., 1998; KURACHI et al., 1999; WHITERS et al., 1999; JANDT et al., 2000; MEDEIROS, 2001; LEONARD et al., 2002; SILVA, 2003; UHL et al., 2003a; BENNET e WATTS, 2004; RASTELLI, 2004; TSAI et al., 2004).

A capacidade de a resina *flow* ser utilizada como cimento, com propriedades adesivas, sem a utilização de sistemas de adesão é prejudicada, segundo Frankenberger et al. (2002), pois se verificou uma adesão reduzida. Indicando ser mais efetiva a sua utilização juntamente com sistemas adesivos, de acordo com o proposto em nosso trabalho. Portanto, a carga das resinas pode diminuir a ocorrência de fendas marginais e a conseqüente infiltração de líquidos nessa interface, como proposto no trabalho de Pinto (1999). Todavia, segundo Neme et al. (2002), na utilização da resina *flow*, não ocorreu a diminuição da infiltração marginal, em concordância com os nossos resultados em cimento, no cruzamento do aparelho Elipar FreeLight com resina Flow comparado com Elipar FreeLight com cimento RelyX e Elipar FreeLight com cimento RelyX comparado com luz “halógena” com resina *flow*, mas em discordância quando o término do preparo apresentasse em esmalte e cruzando os aparelhos e cimentos de fixação e de acordo com a literatura quando empregamos várias técnicas de cimentação e fotoativação (LACY et al., 1988; MASH et al., 1991; SHORTALL e BAYLIS, 1991; LACY et al., 1992; MILLEDING, 1992; LLENA PUY et al., 1993; ÄBERG et al., 1994; MULLER et al., 1999; PINTO, 1999; CALABREZ FILHO, 2002; NEME et al., 2002; OLIVEIRA, 2002; PIMENTA et al., 2002; ZOUAIN-FERREIRA et al., 2002; GOMES, 2003; SARABIA-QUIROZ et al., 2003).

Em concordância com a literatura, as técnicas de cimentação utilizadas mostraram efetividade e simplicidade no uso clínico diário, já que está claro que o cimento resinoso é efetivo para esse fim. Quando propusemos o uso de resina *flow*, verificamos que a presença de carga desses materiais realmente pode diminuir o estresse formado em sua

polimerização, promovendo um melhor vedamento marginal. Os resultados obtidos em nosso trabalho apresentaram estatisticamente não significantes sua infiltração marginal na presença de esmalte e quando comparamos os aparelhos.

Pelas técnicas de restaurações e evolução de sistemas de polimerização, a gradual e incremental, de resinas diretas melhorou as fendas na interface dente/restauração, diminuindo a infiltração marginal, de acordo com Menezes (2000). Portanto, a contração dos cimentos poderá abrir fendas nessa interface com o sistema de autopolimerização, pois os cimentos apresentam uma reação contínua após a sua manipulação, enquanto o emprego de luz na sua ativação imediata acelera o procedimento de cura, dando maior segurança ao profissional (EI-MOWAFY et al., 1999), o que foi comprovado no trabalho de Hofmann et al. (2002). A ativação desses cimentos por LEDs e luz “halógena” pode amenizar essa contração, ao mesmo tempo em que a efetividade dos aparelhos aumenta quando o fotoiniciador da resina e do cimento é a canforoquinona. Isso justifica a nossa proposição e está de acordo com os nossos resultados: quando empregamos fontes de luz à base de LEDs e luz “halógena”, a infiltração mostrou-se sem significância em esmalte, estando em concordância com os resultados de Oberholzer et al. (2005), e quando comparados os aparelhos (Tabela 9 e 19), mas em cimento, dois grupos apresentaram significância (Tabela 13), concordando com o trabalho de Oberholzer et al. (2005).

Houve grande evolução desde a utilização dos primeiros aparelhos UV até o surgimento do LED, uma tecnologia nova, com grande eficiência de polimerização devida às suas velocidades de conversão maiores do

fotoiniciador da resina composta (WHITERS et al., 1999; ALTHOFF e HARTUNG, 2000; STAHL et al., 2000) e que atinge o pico de conversão nos parâmetros de comprimento de luz entre 460 nm e 480 nm, apresentando maior tempo de vida útil e a não presença de calor quando ativado (TARLE et al., 1998; UHL et al., 2003 b).

Quanto à dureza do material restaurador polimerizado por LEDs e luz “halógena”, os fatores determinantes na profundidade de polimerização são a composição química do material, as condições de operação do aparelho, a intensidade de luz, a distância entre a fonte de luz e a superfície da resina composta (YEARN, 1985; MENEZES, 2000). Essa dureza também é influenciada pela espessura do material restaurador (ATMADJA e BRYANT, 1990; BREEDING et al, 1991; FRANCO et al., 1991; FUJIBAYASHI et al., 1998; TARLE et al., 1998; EL-MOWAFY et al., 1999; KURACHI et al., 1999; JANDT et al., 2000; MEDEIROS, 2001; LEONARD et al., 2002; UHL et al., 2003b; BENNET e WATTS, 2004; RASTELLI, 2004; TSAI et al., 2004), pelo tamanho de suas partículas e tempo empregado no aparelho na polimerização (ATMADJA e BRYANT, 1990) e pela cor da resina (BREEDING et al., 1991), polimerização que continua mesmo após o término da irradiação da fonte de luz. Já a polimerização combinada do cimento dual apresenta uma melhora nos resultados de dureza do material (BREEDING et al., 1991).

Sabemos que a polimerização físico-química somente é efetiva quando a incidência de luz apresenta comprimento de onda entre 400 nm e 500 nm. A profundidade de polimerização diminui com o aumento da distância entre a fonte e o material (MENEZES, 2000), enquanto a mínima quantidade de luz, dependendo do comprimento de onda,

influencia no estresse interno reduzindo-o. Althoff e Hartung (2000) verificaram que a contração da resina diminuiu com a utilização de LED, comparado com diferentes fontes de luz (HOFMANN et al. 2002). Os LEDs estão mais próximos de novas configurações, de novas formas de unidades fotopolimerizadoras por luz, graças a suas velocidades de conversão superiores, assim como a sua banda estreita de emissão espectral de luz, além da facilidade de manuseio, fatores pelos quais procuramos avaliar a possibilidade de utilização desses aparelhos como uma alternativa para a polimerização de *inlays*, variando os tipos de cimentos para fixação, e a sua efetividade quanto à infiltração marginal.

Quanto ao grau de conversão de compósitos para confecção de *inlays*, cerômeros e resinas compostas, as propriedades físicas e a resistência ao desgaste aumentaram quando utilizada unidade de polimerização de luz não contínua (FREIBERG e FERRACANE, 1998). Tanoue et al. (2000), comparando duas resinas, concluíram que a utilização de unidade de alta intensidade de luz é mais eficiente que a polimerização complementar com calor. Entretanto, quanto à utilização de LEDs na polimerização direta, Fujibayashi et al. (1998) verificaram que as características óticas e o grau de conversão durante a polimerização de resina composta Silux Plus eram mais efetivos quando o pico de emissão de luz atingia 466 nm em relação à luz “halógena”, e 444 nm quando utilizado LEDs. Portanto, quanto à profundidade, também citada por Jandt et al. (2000), ela foi mais efetiva na luz “halógena”, sendo ambas as luzes indicadas para polimerização de resinas.

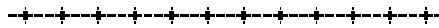
Os tipos de preparos e técnicas de confecção de *inlays*, o condicionamento interno das restaurações, o

tratamento de superfície dentinária e o emprego de agentes adesivos, com técnicas de polimerização utilizando fonte de luz à base de LEDs comparada com luz “halógena”, nos trazem novas tendências. A polimerização por LEDs apresenta melhor efetividade à medida que novos aparelhos estão surgindo com parâmetros de configuração satisfatórios, que a conversão das resinas se torna mais eficiente em virtude de seus espectros de luz estarem mais próximos do pico de conversão da canforoquinona, pelo fato de esse dispositivo apresentar uma vida útil mais prolongada, além de não produzir calor, amenizando a contração de polimerização das resinas, verificando-se não ocorrerem diferenças significativas ante a infiltração marginal quando comparado com lâmpada halógena.

Entretanto, verificamos a necessidade de novos trabalhos quanto à dureza desses cimentos e resinas *flow*, avaliada após polimerização por LEDs e luz “halógena”, para comprovar a sua efetividade, o que está claro em trabalhos feitos por meio de técnicas transdental, tendo sido ainda pertinente comparar, em nosso trabalho, a relação dureza/infiltração marginal, pois os preparos efetuados neste trabalho seguiram padronização (Quadro 2) em sua profundidade, de 1,5 mm, sendo essa eficiência de polimerização comprovada em outros trabalhos e estando em concordância com os nossos resultados, uma vez que, acima de 2,0 mm, os LEDs são menos eficientes que as luzes “halógenas” nos mesmos parâmetros de configurações.

De acordo com os estudos, verificamos que o emprego de resina *flow* Filtek e cimento resinoso RelyX, utilizando os mesmos sistemas adesivos e o condicionamento interno das *inlays*, polimerizados por luz “halógena” Ultralux e

LEDs Elipar, apresentou eficiência na cimentação de *inlays* quando avaliada a infiltração marginal tanto em esmalte como em cimento, sendo necessários outros estudos para elucidar as dúvidas quanto à adesão, dureza, espessura do cimento e sua influência ante a infiltração marginal.



7 CONCLUSÃO

7 Conclusão

- De acordo com a metodologia empregada e os resultados obtidos, de acordo com a proposta inicial deste trabalho, podemos concluir que:
 - Tanto o cimento resinoso RelyX, quanto a resina Flow Filtek podem ser utilizados como agentes cimentantes para fixação de inlays de cerômeros,
 - Os métodos de fotoativação utilizados, lâmpada halógena e LEDs, se mostraram capazes de realizar uma boa polimerização dos agentes cimentantes,
 - A localização das margens das restaurações em cimento e esmalte, não foram relevantes, não interferindo na qualidade de interface.

8 REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS*

ABERG, C.; van DIJKEN, J.; OLOFSSON, A. Three-year comparison of fired ceramic inlays cemented with composite resin glass ionomer cement. *Acta Odontol. Scand.*, Oslo, v. 52, n. 3, p.140-149, June 1994.

ALTHOFF, O.; HARTUNG, M. Advances in light curing. *Am. J. Dent.*, San Antonio, v.13, sp. iss., p. 77d-81d, Nov. 2000.

ATMADJA, G.; BRYANT, R.W. Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. *Aust. Dent. J.*, Sydney, v.35, n.3, p.213-218, June 1990.

BARKMEIER, W. et al. Clinical evaluation of DICOR light activated cement. *J. Dent. Res.*, Chicago, v. 66, sp. iss., p. 132, 1987. Abstract n. 205.

BENNET, A.W.; WATTS, D.C. Performance of two blue light-emitting-diode light curing units with distance and irradiation-time. *Dent. Mater.*, Kidlington, v. 20, n. 1, p.72-79, Jan. 2004.

BOTTINO, M. A. et al. *Estética em reabilitação oral: metal free*. São Paulo: Artes Médicas, 2001.

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

BOUSCHLICHER, M.R.; REINHARDT, J.W., VARGAS, M.A. Surface treatment techniques for resin composite repair. *Am. J. Dent.*, San Antonio, v.10, n. 6, p.279-283, Dec. 1997.

BOWEN, R.L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v.66,n.1, p.57-64, Jan. 1963.

BREEDING, L.; DIXON, D.; CAUGHMAN, W. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J Prosthet. Dent.*, Saint Louis, v.65, n.4, p.512-8, Apr. 1991.

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

BURKE, F.; McCAUGHEY, A.D. Resin luting materials: the current status. *Dent. Update*, Guildford, v.20, n.3, p.109-115, Apr. 1993.

BUSATO, A.L.S. et al. *Dentística: restaurações em dentes anteriores*. São Paulo: Artes Médicas, 1997.

CALABREZ FILHO, S. Avaliação in vitro da infiltração marginal de inlays cerâmicas fixadas com diferentes cimentos resinosos. *Pesqui. Odontol. Bras.*, São Paulo, v. 16, supl., p. 245, 2002. Abstract Pc241

CALIXTO, A.L. *Análise in vitro da resistência adesiva de resinas compostas em cavidades de classe II, através do teste de microtração. Efeito de diferentes técnicas restauradoras*. 2003. 181 f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2003.

CARVALHO, R.M. et al. Resin diffusion through desmineralized dentin matrix. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, São Paulo, v.13, n.4, p.417-424, out./dez.1999.

CAVALCANTI, U.M. et al. Microleakage at the composite – reapiar interface: effect of different surface treatment methods. *Oper. Dent.*, Seattle, v. 30, n. 1, p.113-117, Jan/Feb. 2005.

CHRISTENSEN, G.J. 1993 in review: a look back on year of advancement. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v.124, n.12, p.69-70, Dec. 1993.

CHRISTENSEN, G.J. The state of the art in esthetic restorative dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v.128, n.9, p.1315-1317, Sept. 1997. Abstract.

CLARK, M.; RICHARDS, M.; MEIERS, J.C. Seating accuracy and fracture strenght of vented and nonvented ceramic crowns luted with three cements. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.74, n.1, p.18-24, July 1995.

CLOTTEN, S.; BLUNCK, U.; ROULET, J.F. The influence of a simplified application technique for ceramic inlays on the margin quality. *J. Adhes. Dent.*, New Malden, v.1, n.2, p.159-166, Summer 1999. Abstract.

COELHO SANTOS, M. J.; NAVARRO, M. F.; MCCOMB, T. The effect of dentin adhesive and cure mode on film thickness and microtensile bond strength to dentin in indirect restorations. *Oper. Dent.*, Seattle, v. 30, n. 1, p. 50-57, 2005.

CRISPIN, B.J. Computerized design and manufacturing of esthetic dental restorations. *Dent. Clin. North Am.*, Philadelphia, v.36, n.3, p.797-807, July 1992.

DIETSCHI, D.; MAEDER, M.; HOLZ, J. In vitro evaluation of marginal fit and morphology of fired ceramic inlays. *Quintessence Int.*, Berlin, v.23, n.4, p.271-278, Apr. 1992.

EI-MOWAFY, O.M.; RUBO, M.H.; el-BADRAWY, W.A. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper. Dent.*, Seattle, v.24, n. 1, p.38-44, Jan./Feb. 1999.

ERDRICH, A. J. A new generation of material for use in crown and bridge applications technical product profile. (S.l.:s.n.). 1996. 2 p.

FARIA, R.P. *Avaliação in vitro da resistência de união do cerômero ao sistema de cimentação adesiva, através do teste de micro-tração. Efeito de diferentes tratamentos de*

superfície. 2001. 163 f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2001.

FRANCO, E.B. et al. Avaliação da profundidade de polimerização e dureza de resinas compostas fotopolimerizáveis com e sem a interferência do esmalte dentário. *Rev. Bras. Odontol.*, Rio de Janeiro, v. 48, n. 1, p. 24-27, jan./fev. 1991.

FRANKENBERGER, R. et al. Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper. Dent.*, Seattle, v.24, n.3, p.147-155, May/June 1999.

FRANKENBERGER, R. et al. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent. Mater.*, Kidlington, v.18, n. 3, p. 227-238, May 2002.

FREIBERG, R.S.; FERRACANE, J.L. Evaluation of cure properties and wear resistance of Artglass dental composite. *Am. J. Dent.*, San Antonio, v.11, n. 5, p.214-218, Oct. 1998.

FREITAS, A.B. et al. Resistência de reparos em resina composta utilizando diferentes tratamentos de superfícies. *Pesqui.Odontol. Bras.*, São Paulo, v. 14, supl., p. 67, 2000. Abstract A056.

FUJIBAYASHI, K. et al. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent.Jpn.*, Tokyo, v.34, p.49-53, 1998.

GARBER, D.; GOLDSTEIN, R. *Porcelain & composite inlays and onlays: esthetic posterior restorations*. Chicago, Quintessence Publishing, 1996.

GOMES, J.C. *Análise in vitro do efeito dos sistemas adesivos e materiais restauradores, cerâmica e cerômero, na resistência adesiva com o substrato dentinário através do teste de micro-tração*. 1999. 189 f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 1999.

GOMES, O.M.M. *Análise “in vitro” da influência de três sistemas de fotopolimerização, através da MEV, na amplitude de fendas axiais em cavidades classe V resturadas com resina composta*. 2003. 195 f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2003.

HASEGAWA, E.A.; BOYER, D.B.; CHAN, D.C. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.66, n.2, p.187-192, Aug. 1991.

HAYASHI, M. et al. 6- year clinical evaluation of fired ceramic inlays. *Oper. Dent.*, Seattle, v.23, n.6, p.318-326, Nov./Dec. 1998.

HOFMANN, N.; HUGO, B.; KLAIBER, B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-actived composite shrinkage

strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur. J. Oral Sci.*, Copenhagen, v.110, n.6, p.471-479, Dec. 2002.

HOLMES, J. et al. Considerations in measurement of marginal fit. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.62, n.4, p.405-408, Oct. 1989.

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

JUNTAVEE, N.; MILLSTEIN, P.L. Effect of roughness and cement space on crown retention. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.68, n.3, p.482-486, Sept. 1992.

KNOBLOCH, L.A. et al. Fracture toughness of resin-based luting cements. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.83, n.2, p.204-209, Feb. 2000.

KURACHI, C.; LIZARELLI, R.F.Z., BAGNATO, V.S. Avaliação da microdureza superficial de resina composta curada por LED 468nm. In: *REUNIÃO DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA*, 16., 1999, Águas de São Pedro. *Anais...* Águas de São Pedro: SBPqO, 1999. p. 181, abstract 318B.

LACY, E. et al. Marginal microleakage around CI II resin and DICOR inlays. *J. Dent. Res.*, Washington, v.67, sp. iss., p.196, 1988. Abstract n. 669.

LACY, E. et al. In vitro microleakage at the gingival margin of porcelain and resin veneers. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.67, n.1, p.7-10, Jan. 1992.

LATTA, M.; BARKMEIER, W.W. Bond strength of a resin cement to a cured composite inlay material. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.72, n.2, p.189-193, Aug. 1994.

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

LLENA PUY, M. C. et al. Composite resin inlays: a study of marginal adaptation. *Quintessence Int.*, Berlin, v.24, n.6, p.429-433, June 1993.

LU, R. et al. An investigation of the composite resin/porcelain interface. *Aust. Dent. J.*, Sydney, v.37, n.1, p.12-19, 1991.

MACHADO, C. T. *Avaliação da microdureza de uma marca comercial composta híbrida submetida a três tipos de aparelhos fotopolimerizadores*. 2000. 168 f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2000.

MASH, L.K. et al. Leakage of various types of luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.66, n.6, p.763-766, Dec. 1991.

MEDEIROS, I.S. *Dispositivos LED para polimerização de resinas compostas dentais: comparação com outras fontes de luz*. 2001. 113 f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2001.

MENEZES, F.C.H. *Avaliação da infiltração marginal utilizando as técnicas de inserção única e incremental associadas ou não a fotoativação gradual*. 2000. 110 f. Tese (Mestrado em Dentística Restauradora), Universidade Camilo Castelo Branco, Campinas, 2000.

MILLEDING, P. Microleakage of indirect composite inlays. An in vitro comparison with the direct technique. *Acta Odontol. Scand.*, Oslo, v.50, n. 5, p.295-301, Oct. 1992.

MONDELLI, J. et al. *Dentística: procedimentos pré-clínicos*. São Paulo: Editorial Premier, 1998.

MÜLLER, A.S.; SCUR, A.L.; RESTON, E.G. Estudo comparativo in vitro do grau de microinfiltração marginal em restaurações diretas. *Rev. ABO Nacional*, Rio de Janeiro, v.7, n. 4, p.238-244, ago./set. 1999.

MUNOZ-CHAVEZ, O.F.; HOEPPNER, M.G. Cerômeros: a evolução dos materiais estéticos para restaurações indiretas. *JBC: J. Bras. Odontol. Clin.*, Curitiba, v.2, n. 11, p.21-28, set./out. 1998.

NASEDKIN, J. Porcelain posterior resin-bonded restorations: current perspectives on esthetic restorative dentistry: part II. *J. Can. Dent. Assoc.*, Ottawa, v.54, n.7, p.499-506, July 1988.

NEME, A.L. et al. Microleakage of class II packable resin composites lined with flowables: an in vitro study. *Oper. Dent.*, Seattle, v. 27, n.6, p.600-605, Nov./Dec. 2002.

NILSSON, E. et al. Factors affecting the shear bond strength of bonded composite inlays. *Int. J. Prosthodont.*, Lombard, v.13, n. 1, p.52-58, Jan./Feb. 2000.

OBERHOLZER, T.G.; DU PREEZ, I.C.; KIDD, M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials*, Oxford, v. 26, n. 18, p. 3981-3986, June 2005.

OGATA, M. et al. Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin. *Oper. Dent.*, Seattle, v.26, n.1, p.27-35, Jan./Feb. 2001.

OLIVEIRA, A. *Avaliação in vitro da infiltração marginal em restaurações inlays de polímero de vidro fixadas com diferentes cimentos resinosos*. 2002. 118 f. Tese (Mestrado em Dentística Restauradora) – Universidade Camilo Castelo Branco, Campinas, 2002.

PAES Jr., T.J.A. et al. Condicionamento da superfície de materiais restauradores indiretos: análise comparativa ao

MEV. *Pesqui. Odontol. Bras.*, São Paulo, v. 14, supl., p. 121, 2000. Abstract B 109.

PENSLER, A.V.; BERTOLOTTI, R.L.; MILLER, D. Building laminate veneers fixed bridges with polymer glass technology. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, Jamesburg, v.18, n.7, p.712-720, July 1997.

PEREIRA, S.K.; PORTO, C.L.A.; MENDES, A.J.D. Efeitos de diferentes sistemas de fotopolimerização na dureza superficial da resina composta. *JBC: J. Bras. Clín. Estet. Odontol.*, Curitiba, v.5, n. 26, p.156-161, mar./abr. 2001.

PEUTZFELDT, A. Effect of the ultrasonic insertion technique on the seating of composite inlays. *Acta Odontol. Scand.*, Oslo, v.52, n.1, p.51-54, Feb. 1994.

PIMENTA, L.A.F. et al. Avaliação da infiltração marginal e microdureza de resinas compostas polimerizadas com luz halógena e diferentes LEDs. *Pesqui. Odontol. Bras.*, São Paulo, v. 16, supl., p. 151, 2002. Abstract Pa233.

PINTO, X. C. *Avaliação "in vitro" da microinfiltração marginal em restaurações indiretas "inlay" de porcelana. Efeito de diferentes agentes cimentantes.* 1999. 172 f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 1999.

PIWOWARCZYK, U.M.; LAUER, H.C.; SORENSEM, J.A. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Den.t Mater.*, Copenhagen, v. 21, n. 5, p. 445-453, May 2005.

RASTELLI, A.N.S. *Avaliação da profundidade de polimerização de uma resina composta, pela técnica trans-7dental, utilizando-se três diferentes fontes de luz: halógena, laser de argônio e LEDs*. 2002. 186 f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2002.

RASTELLI, A. N. S. *Avaliação de um aparelho de luz halógena e um dispositivo LEDs na técnica de fotoativação trans-dental. Estudo da profundidade de polimerização pelos testes de dureza e espectroscopia de fluorescência*. 2004. 287 f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.

RINKE, S.; HÜLS, A.; JAHN, L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int. J. Prosthodont.*, Lombard, v.8, n.4, p.303-310, July/Aug. 1995.

RUEGGEBERG, F.; TAMARESELVY, K. Resin cure determination by polymerization shrinkage. *Dent. Mater.*, Copenhagen, v. 11, n. 4, p. 265-268, July 1995.

SARABIA-QUIROZ, A. M. et al. Enamel microleakage of composites cured with LEDs and halogen light devices. In:

ANNUAL MEETING & EXHIBITION OF THE AADR, 32. 2003, TEXAS. ABSTRACT 1273.

SCHEIBENBOGEN, A. et al. One year clinical evaluation composite and ceramic inlays in posterior teeth. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.80, n.4, p.410-416, Oct. 1998.

SEGURA, A.; DONLY, K.; CROLL, T. The effect of polymerization shrinkage during veneer placement. *Quintessence Int.*, Berlin, v. 23, n. 9, p. 629-632, Sept. 1992.

SHILLINGBURG, H.T. et al. *Fundamentos de prótese fixa*. São Paulo. Editora Santos, 1983.

SHORTALL, A.; BAYLIS, R.L. Microleakage around direct composite inlays. *J. Dent.*, Bristol, v.19, n. 5, p.307-311, Oct. 1991.

SIEBER, C. A Key to enhancing natural esthetics in anterior restorations: the light-optical behavior on spinell luminaries. *J Esthet. Dent.*, Philadelphia, v.8, n.3, p.99-119, 1996.

SILVA, P.C.G. *Estudo in vitro da colagem de braquetes sobre o esmalte dental humano: utilizando LEDs como fonte de luz – análise comparativa com luz halógena*. 2003. 197 f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2003.

SILVA E SOUZA JUNIOR, M.H.; CARVALHO, R.M.; MONDELLI, R.F.L. *Odontologia estética: fundamentos e aplicações clínicas*. São Paulo: Ed. Santos, 2000.

SIMONETTI, E. L. Sistema Targis-Vectris: aspectos estruturais e clínicos. *Guia de Compras Dental Gaúcho*, n.1, p. 1-5, 1997.

STAHL, F. et al. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, Guilford, v.21, n. 13, p.1379-1385, July 2000.

SUSIN, A.H. *Avaliação da resistência de união à tração e espessura de camada híbrida: influência de sistemas adesivos e condições de substrato dentinário*. 2002. 205 f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2002.

TAM, L.E.; McCOMB, D. Shear bond strengths of resin luting cements to laboratory-made composite resin veneers. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.66, n.3, p.314-321, Sept. 1991.

TANAKA, T. et al. 4-META opaque resin. A new resin strongly adhesive to nickel chromium alloy. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.60, n. 9, p.1697-1706, Sept. 1982.

TANOUE, N.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Comparative evaluation of secondary heat treatment and a high intensity light source for the improvement of properties of prosthetic composites. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v.27, n.4, p.288-293, Apr. 2000.

TARLE, Z. et al. Temperature rise in composite samples cured by blue superbright light emitting diodes. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.77, sp. iss. B, p.686, 1998. Abstract n. 433.

TESHIMA, W. et al. ESR studies of canphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials*, Guilford, v.24, n.12, p.2097-2103, May 2003.

TOUATI, B. The evaluation of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.*, Mahwah, v.8, n. 7, p.657-668, Sept. 1996.

TSAI, P.C.; MEYERS, I.A.; WALSH, L.J. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent. Mater.*, Kidlington, v.20, n. 4, p.364-369, May 2004.

UHL, A.; MILLS, R.W.; JANDT, K.D. Photoinitiator dependent depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials*, Guilford, v.24, n.10, p.1787-1795, May 2003a.

UHL, A.; MILLS, R.W.; JANDT, K.D. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*, Guilford, v.24, n.10, p.1809-1820, May 2003b.

VERLUIJS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W.H. Why do shear bond tests pull out dentin? *J. Dent. Res.*, Chicago, v.76, n. 6, p.1298-1307, June 1997.

WALL, J.G.; CIPRA, D.L. Alternative crown systems. is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent. Clin. North Am.*, Philadelphia, v.36, n.3, p.765-782, July 1992.

WHITE, S.N.; KIPNIS, V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.69, n.1, p.28-31, Jan. 1993.

WHITE, S.N.; YU, Z. Film thickness of new adhesive luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.67, n.6, p.782-785, June 1992a.

WHITE, S.N., YU, Z. The effect of adhesive luting agent-dentinal surface interactions on film thickness. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.68, n.1, p.49-52, July 1992b.

WHITE, S.N.; YU, Z.; KIPNIS, V. Effect of seating force on film thickness of adhesive luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.68, n.3, p.476-481, Sept. 1992.

WHITERS, C. J.; GIRKIN, J. M.; CAREY, L. J. Curing of dental composite by use of InGaN light-emitting diodes. *Opt. Lett.*, New York, v.24, n.1, p.67-68, Jan. 1999.

YEARN, J.A. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int. Dent. J.*, London, v.35, n. 3, p.218-225, Sept. 1985.

ZHUUKOVSKY, L.; STTEMBRINI, L.; EPELBOYM, D. Tooth-colored inlays: new cementation technique. *Gen. Dent.*, Chicago, v.45, n.3, p.290-293, May 1997. Abstract.

ZOUAIN-FERREIRA, S. et al. Avaliação de uma resina “flow” no controle da infiltração marginal em cavidades classe V. *Pesqui. Odontol. Bras.*, São Paulo, v. 16, supl., p. 151, 2002.

ANEXOS

ANEXO A

Tabela A1 – Médias das medidas de infiltração para aparelho Elipar Free Light Resina Flow Filtek término esmalte

<i>Dente</i>	<i>Tempo de exposição</i>	<i>Cimento</i>	<i>Médias em mm</i>	<i>Término do preparo</i>
01	60	Flow Filtek	0	Esmalte
02	60	Flow Filtek	0,17	Esmalte
03	60	Flow Filtek	0	Esmalte
04	60	Flow Filtek	0	Esmalte
05	60	Flow Filtek	0	Esmalte
06	60	Flow Filtek	0,25	Esmalte
07	60	Flow Filtek	0	Esmalte
08	60	Flow Filtek	0,78	Esmalte

Tabela A2 - Médias das medidas de infiltração para aparelho Elipar Free Light Resina Flow Filtek término cimento

<i>Dente</i>	<i>Tempo de exposição</i>	<i>Cimento</i>	<i>Médias em mm</i>	<i>Término do preparo</i>
01	60	Flow Filtek	0,36	Cimento
02	60	Flow Filtek	0,56	Cimento
03	60	Flow Filtek	0	Cimento
04	60	Flow Filtek	0,76	Cimento
05	60	Flow Filtek	0	Cimento
06	60	Flow Filtek	0,50	Cimento
07	60	Flow Filtek	0,46	Cimento
08	60	Flow Filtek	0	Cimento

Tabela A3 - Médias das medidas de infiltração para aparelho Elipar Free Light Cimento resinoso RelyX término Esmalte

<i>Dente</i>	<i>Tempo de exposição</i>	<i>Cimento</i>	<i>Médias em mm</i>	<i>Término do preparo</i>
01	60	RelyX	0	Esmalte
02	60	RelyX	0	Esmalte
03	60	RelyX	0	Esmalte
04	60	RelyX	0,1	Esmalte
05	60	RelyX	0	Esmalte
06	60	RelyX	0	Esmalte
07	60	RelyX	0	Esmalte
08	60	RelyX	0	Esmalte

Tabela A4 - Médias das medidas de infiltração para aparelho Elipar Free Light Cimento resinoso RelyX término Cimento

<i>Dente</i>	<i>Tempo de exposição</i>	<i>Cimento</i>	<i>Médias em mm</i>	<i>Término do preparo</i>
01	60	RelyX	0	Cimento
02	60	RelyX	0	Cimento
03	60	RelyX	0	Cimento
04	60	RelyX	0	Cimento
05	60	RelyX	0	Cimento
06	60	RelyX	0	Cimento
07	60	RelyX	0,06	Cimento
08	60	RelyX	0,68	Cimento

Tabela A5 - Médias das medidas de infiltração para aparelho Luz Halógena
Ultralux Cimento resinoso RelyX término Esmalte

<i>Dente</i>	<i>Tempo de exposição</i>	<i>Cimento</i>	<i>Médias em mm</i>	<i>Término do preparo</i>
01	60	RelyX	0,24	Esmalte
02	60	RelyX	0,19	Esmalte
03	60	RelyX	0,13	Esmalte
04	60	RelyX	0	Esmalte
05	60	RelyX	0	Esmalte
06	60	RelyX	0,16	Esmalte
07	60	RelyX	0,17	Esmalte
08	60	RelyX	0,18	Esmalte

Tabela A6 - Médias das medidas de infiltração para aparelho Luz Halógena
Ultralux Cimento resinoso RelyX término Cimento

<i>Dente</i>	<i>Tempo de exposição</i>	<i>Cimento</i>	<i>Médias em mm</i>	<i>Término do preparo</i>
01	60	RelyX	0	Cimento
02	60	RelyX	0,13	Cimento
03	60	RelyX	0,26	Cimento
04	60	RelyX	0,20	Cimento
05	60	RelyX	0	Cimento
06	60	RelyX	0,26	Cimento
07	60	RelyX	0	Cimento
08	60	RelyX		Cimento

Tabela A7 - Médias das medidas de infiltração para aparelho Luz Halógena
Resina Flow Filtek término Esmalte

<i>Dente</i>	<i>Tempo de exposição</i>	<i>Cimento</i>	<i>Médias em mm</i>	<i>Término do preparo</i>
01	60	Flow Filtek	0,16	Esmalte
02	60	Flow Filtek	0,06	Esmalte
03	60	Flow Filtek	0,11	Esmalte
04	60	Flow Filtek	0	Esmalte
05	60	Flow Filtek	0	Esmalte
06	60	Flow Filtek	0,16	Esmalte
07	60	Flow Filtek	0,15	Esmalte
08	60	Flow Filtek	0	Esmalte

Tabela A8 - Médias das medidas de infiltração para aparelho Luz Halógena
Resina Flow Filtek término Cimento

<i>Dente</i>	<i>Tempo de exposição</i>	<i>Cimento</i>	<i>Médias em mm</i>	<i>Término do preparo</i>
01	60	Flow Filtek	0,23	Cimento
02	60	Flow Filtek	0,25	Cimento
03	60	Flow Filtek	0,35	Cimento
04	60	Flow Filtek	0,23	Cimento
05	60	Flow Filtek	0	Cimento
06	60	Flow Filtek	0,26	Cimento
07	60	Flow Filtek	0,15	Cimento
08	60	Flow Filtek	0,52	Cimento

ANEXO B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Projeto: Avaliação da infiltração marginal em esmalte e dentina, adaptação e espessura da resina *flow* e cimento resinoso na fixação de *inlays* de cerômeros polimerizados por LEDs e luz halógena.

Eu, _____, RG _____, concordo em doar o dente impactado, retido ou incluso, extraído por indicação terapêutica, ao pesquisador Saturnino Calabrez Filho para ser utilizado na pesquisa "Avaliação da infiltração marginal em esmalte e dentina, adaptação e espessura da resina *flow* e cimento resinoso na fixação de *inlays* de cerômeros polimerizados por LEDs e luz halógena". Estou ciente de que o objetivo da pesquisa é avaliar os materiais empregados em restaurações indiretas trazendo a melhoria na prevenção da perda do dente de acordo com trabalhos já comprovados na literatura.

Com a minha doação do elemento dental, encerra-se qualquer teste de droga ou exames laboratoriais a que eu possa ser submetido. Sendo assim, o elemento dental por mim doado, será utilizado ou não para estudo em laboratório.

Tenho conhecimento de que poderei solicitar respostas a qualquer dúvida ou esclarecimentos sobre assuntos relacionados com a doação, bem como, deixar de participar da pesquisa a qualquer tempo, sem prejuízo do atendimento e tratamento pela equipe da especialidade da instituição.

O pesquisador manterá o sigilo pela doação e o caráter confidencial das minhas informações, mantendo a minha privacidade e garantindo que a minha identificação não será exposta nas conclusões ou publicações em revistas ou outro órgão de publicação.

Em caso de mais informações contatar o Comitê de Ética em Pesquisas (16) 3301-6432-6434.

_____ de _____ de _____

De acordo

Paciente ou responsável

Protocolo CEP nº 23/03
Aprovado em Reunião de
02/06/07
Secretaria de CEP-FUNEC

ANEXO C

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

Comitê de Ética em Pesquisa

Certificado




Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado "AVALIAÇÃO DA INFILTRAÇÃO MARGINAL EM ESMALTE E DENTINA, ADAPTAÇÃO E ESPESURA DA RESINA FLOW E CIMENTO RESINOSO NA FIXAÇÃO DE INLAYS DE CERÔMEROS POLIMERIZADAS POR LEDS E LUZ HALÓGENA", sob o protocolo nº 83/03, de responsabilidade do Pesquisador (a) *SATURNINO CALABREZ FILHO*, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa-FOAr, com validade de 01 (um) ano, quando será avaliado o relatório final da pesquisa.

Certify that the research project titled "EVALUATION OF MICRO LEAKAGE IN ENAMEL AND DENTIN, GAP AND THICKNESS FLOW RESIN AND LUTTING CEMENTS ON FIXATION CEROMERS INLAYS POLYMERIZED WITH LEDS AND HALOGEN LIGHT UNITS", protocol number 83/03, under Dr *SATURNINO CALABREZ FILHO* responsibility, is under the terms of Conselho Nacional de Saúde/MS resolution # 196/96, published on May 10, 1996. This research has been approved by Research Ethic Committee, FOAr-UNESP. Approval is granted for 01 (um) year when the final review of this study will occur.

Araraquara, 08 de junho de 2004.


Profª Drª Mirian Aparecida Onofre
 Coordenadora

RESUMO

CALABREZ FILHO, S. *Avaliação in vitro da infiltração marginal em inlays de resinas compostas em função de tipos de fontes de luz e agentes de cimentação*. 2005. 191 f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.

Resumo: O objetivo deste trabalho foi avaliar a infiltração marginal da resina *Flow Filtek™* e do cimento resinoso dual *RelyX™* na fixação de *inlays* de cerômeros fotoativados com LEDs e Luz “Halógena”. Foram selecionados 32 dentes íntegros recém-extraídos armazenados em solução de soro fisiológico no freezer, divididos em quatro grupos: Grupo I – aparelho *Elipar™ FreeLight* e resina *Flow Filtek™*; Grupo II – aparelho *Ultralux®* e Resina *Flow Filtek™*; Grupo III – aparelho *Elipar™ FreeLight* e cimento resinoso *RelyX™* e Grupo IV – aparelho *Ultralux®* e cimento resinoso *RelyX™*. Foram feitos 64 preparos cavitários com término em esmalte e cimento a 1 mm acima e abaixo da junção amelo-cementária respectivamente. As *inlays* foram jateadas internamente com óxido de alumínio de 100 µm com 40 Bar de pressão e, posteriormente foi feito o condicionamento das superfícies das *inlays* com ácido fosfórico a 37% durante 60 segundos, as quais foram lavadas e silanizadas. Após o condicionamento das *inlays*, foi feito o preparo da superfície dental com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos, as quais foram lavadas, secas com papel absorvente, tendo sido aplicado o adesivo dentinário *Single Bond™* (3m/Espe), e fixadas com seus respectivos cimentos. Posteriormente à fixação, foram fotoativadas pelos aparelhos em íntimo contato com sua superfície por 60 segundos, termociclados com 1.000 ciclos

variando-se a temperatura de 5°C a 55°C, em seguida imersas em solução de fucsina básica a 5% durante 24 horas, lavadas e seccionadas no centro da restauração para que fosse feita a medida da infiltração em um Software *Image Tool* calibrado em milímetros, pelo qual foram selecionados os resultados que apresentavam maiores infiltrações em medidas lineares para aplicação dos testes estatísticos. Concluiu-se que: ■ a fixação de *inlays* utilizando cimento resinoso *RelyX™* e resina *Flow Filtek™* em esmalte não apresentou significância na infiltração marginal, quando utilizados Luz “Halógena” e LEDs; ■ na presença de cimento, ocorreu significância de 5% ($p>0,005$) na infiltração marginal quando feito o cruzamento entre os aparelhos *Ellipar™ FreeLight* com Resina *Flow Filtek™* e aparelho *Ellipar™ FreeLight* com Cimento *RelyX™*, aparelho *Ellipar™ FreeLight* com Cimento *RelyX™* e Luz Halógena Ultralux® com Resina *Flow Filtek™*; ■ quando comparados, os cimentos e os aparelhos não apresentaram significância na infiltração marginal, tanto na presença de esmalte como na de cimento; ■ a cimentação de *inlays* com Cimentos Resinosos *RelyX™* e com a Resina *Flow Filtek™*, de acordo com os resultados, pode ser indicada para fixação de *inlays* de cerômeros.

Palavras-chave: Infiltração dentária; cimentos dentários; restaurações intracoronárias; adaptação marginal (Odontologia).

ABSTRACT

CALABREZ FILHO, S. *Evaluation in vitro of composite resin inlays in function of types of light units and luting agent*. 2005. 191f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

+++++

Abstract: The objective of this work was to evaluate the microleakage of the Flow Filtek™ resin and dual luting RelyX™ in the fixation of composite resin inlays cured with LEDs and Halogenic Light units. 32 recently extracted complete teeth were selected stored in solution of physiologic serum in freezer, divided in four groups: I Group I- Elipar™ FreeLight unit and Flow Filtek™ resin; Group II- Ultralux® unit Flow Filtek™ resin; Group III- Elipar™ FreeLight unit and RelyX™ luting and Group IV- Ultralux® unit RelyX™ luting. They were made 64 cavitary preparations with end in enamel and dentine with 1 mm above and below enamel-dentin junction respectively, the inlays were sandblasted internally with 100µm/40 pressure Bar and later made the conditioning of the surfaces of the inlays with phosphoric acid to 37% goes 60 seconds, washed and silanizadas. After the conditioning of the inlays they were made the preparation of the dental surface with phosphoric acid to 37% for 15 seconds, washed, dried with absorbent and applied paper the dentinal sticker Single Bond™ (3m/Espe) and fastened with their respective luting. Later the fixation, these were cured for the units in intimate contact with its surface for 60 seconds. The samples were then thermocycled with 1000 cycles varying the temperature of 5°C and 55°C, soon afterwards immersed in solution of basic fucsina to 5% for 24 hours, washed and split up in the center

of the restoration so that it was made the measure of the microleakage in a Software Image Tool gaged in millimeters, where they were selected the results that presented larger leakage in lineal measures for application of the statistical tests. The results were: 1) the inlays fixation using luting RelyX™ and it Flow Filtek™ resins in enamel exhibited no statistically significant difference in the marginal infiltration, when used Halogenic Light unit and LEDs; 2) - In the dentin presence it happened significant of 5% ($p>0,005$) in the microleakage when made the crossing among the Ellipar™ FreeLight units with Flow Filtek™ resin and Ellipar™ FreeLight unit with RelyX™ luting, Ellipar™ FreeLight unit with RelyX™ and Halogenic Light Ultralux® units with Flow Filtek™ resin; 3) - when compared lutings and units these exhibited no statistically significance difference in microleakage, so much in the enamel presence as dentin, and 4) the foundation of Inlays with RelyX™ luting as the Flow Filtek™ resin in agreement with the results can be suitable for fixation of composite resins inlays.

Keywords: Dental leakage; dental lutings; inlays restorations.

