



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

GRAZIELA RIBEIRO BATISTA

**EFEITO DO TIPO DE ADESIVO E DO SEU MECANISMO DE
ATIVAÇÃO, ASSIM COMO DA VISCOSIDADE DA RESINA
COMPOSTA, NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA
ANTES E APÓS ENVELHECIMENTO ARTIFICIAL**

2014

GRAZIELA RIBEIRO BATISTA

**EFEITO DO TIPO DE ADESIVO E DO SEU MECANISMO DE
ATIVAÇÃO, ASSIM COMO DA VISCOSIDADE DA RESINA
COMPOSTA, NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA
ANTES E APÓS ENVELHECIMENTO ARTIFICIAL**

Tese apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Dentística.

Orientador: Prof. Adjunto Carlos Rocha Gomes Torres

São José dos Campos

2014

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adjunto Carlos Rocha Gomes Torres (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Profa. Assistente Doutora Taciana Marco Ferraz Caneppele

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Profa. Assistente Doutora Alessandra Bühler Borges

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Assitente Doutor Ricardo Amore

Instituto de Ciências da Saúde da UNIBAN

Prof. Associado Carlos Eduardo Franci

Faculdade de Odontologia
USP - Universidade de São Paulo

São José dos Campos, 26 de maio de 2014.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família. Aos meus pais **Teresinha e Nelson**, meu irmão **Glauber** e minha cunhada **Flávia**, que me apoiam em todos os momentos e são fundamentais para a realização de todos os meus sonhos.

Sem o amor e o incentivo de vocês nada seria possível.
Obrigada por tudo. Amo muito vocês.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço a **Deus**, por me dar o dom da inteligência e a capacidade de aprender e exercer a Odontologia. Por todas as oportunidades que recebo, pelas pessoas especiais que coloca ao meu lado e por não permitir que eu desista nos momentos de dificuldade.

Ao meu orientador **Carlos Rocha Gomes Torres**, agradeço imensamente pelo apoio e prontidão e por todas as oportunidades que tive durante o curso de doutorado. Este trabalho, assim como todo o curso de doutorado e o estágio de doutorado sanduíche no exterior só foram possíveis graças a sua confiança e suporte. Obrigada por todo o incentivo, por sua amizade e por acreditar na minha capacidade.

À professora **Maria Amélia Máximo de Araújo**, minha primeira orientadora nesta escola, que me acolheu com grande carinho e nunca deixou de me acompanhar e incentivar. Sua amizade é um grande presente, minha admiração pessoal e profissional é indescritível. Muito obrigada.

A todos os colegas de pós-graduação, pelo companheirismo e apoio durante o curso. À minha amiga e colega de turma **Daphne**, por sua amizade e pela parceria profissional durante esses muitos anos, sua companhia é um presente. Às amigas de outras turmas **Natália**, **Letícia**, **Maria Beatriz**, **Heleine**, **Beatriz Maria**, **Tânia** e **Rafaela**, obrigada por sempre se fazerem presentes. A jornada foi mais feliz com vocês por perto. Obrigada.

Aos professores do Departamento de Odontologia Restauradora, em especial à Disciplina de Dentística: **Maria Amélia, Filomena, Carlos, Taciana, Alessandra, Eduardo, César, Sérgio, Clóvis e José Roberto.**

Aos meus familiares e amigos por toda a torcida e apoio.

AGRADECIMENTOS

Ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia Campus São José dos Campos, Univ. Estadual Paulista – UNESP, na pessoa do diretor **Carlos Augusto Pavanelli**, por oferecer às condições necessárias e o apoio para a realização deste trabalho.

À Professora Titular **Márcia Carneiro Valera Garakis**, coordenadora do Programa de Pós Graduação em Odontologia Restauradora.

Ao Departamento de Odontologia Restauradora, na pessoa da Chefe do Departamento, Professora Assistente Doutora **Maria Filomena Rocha Lima Huhtala**, pela oportunidade concedida e por oferecer a estrutura necessária para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos professores do curso de Pós Graduação em Odontologia Restauradora.

Às funcionárias do Departamento de Odontologia Restauradora **Fernada, Josiana e Rosângela**, por toda a colaboração na execução deste trabalho. E ainda à funcionária **Marinete** por sua atenção, prontidão e carinho conosco. Muito obrigada.

Aos funcionários do setor de pós-graduação **Rosemary, Bruno e Ivan** pelos esclarecimentos e colaboração.

Aos funcionários da Biblioteca “**Professora Leila Novaes**”, pelo auxílio na aquisição de materiais literários para a execução desta pesquisa.

Ao Departamento de Odontologia Preventiva, Periodontia e Cariologia da Universidade de Zürich-Suíça, onde realizei o estágio de Doutorado Sanduíche. Ao Prof. **Thomas Attin**, chefe do Departamento por me acolher e possibilitar a realização de trabalhos extremamente importantes para meu desenvolvimento profissional. À minha orientadora Prof. **Annette Wiegand**, que não mediu esforços para realização de meu estágio e me deu todo suporte necessário também para viver naquele país. Aos grandes amigos que lá fiz, Prof. **Florian Wegehaupt**, senhora **Beatrice Sener**, senhora **Jacqueline Wessendorp**, **Arzu Yetkiner**, **Enver Yetkiner** e aos demais colegas que tornaram essa experiência ainda mais agradável.

I would like to thank the Department of Preventive Dentistry, Periodontology and Cariology from the University of Zürich, Switzerland, where I worked for one year as part of my PhD program. Thanks to Prof. Thomas Attin, head of the Department, for welcoming me and enable the conditions to perform very important studies contributing to my professional development. Special thanks to my supervisor Prof. Annette Wiegand, who put so many efforts to make possible the performing of my studies and gave me all the support at the University and also for my personal life in that country. I also want to thank the great friends I have made there, Prof. Florian Wegehaupt, Mrs. Beatrice Sener, Mrs. Jacqueline Wessendorp, Arzu Yetkiner, Enver Yetkiner and the other colleagues that made this experience very pleasant.

A **CAPES**, pelo apoio à pesquisa e concessão de bolsa de estudos durante o curso.

Muito obrigada!

“A percepção do desconhecido é a mais fascinante das experiências. O homem que não tem os olhos abertos para o misterioso passará pela vida sem ver nada.”

Albert Einstein

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE QUADROS E TABELAS	12
RESUMO	13
ABSTRACT	15
1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	20
2 .1 Viscosidades das resinas	20
2 .2 Tipos de curas dos sistemas adesivos autocondicionantes	33
2 .3 Envelhecimento artificial	48
3 PROPOSIÇÃO	57
4 MATERIAL E MÉTODOS	58
4 .1 Delineamento experimental	58
4 .1.1 Unidades experimentais	58
4 .1.2 Fatores em estudo	58
4 .1.3 Variável de resposta	59
4 .2 Preparo dos espécimes	59
4 .3 Divisão dos grupos experimentais	62
4 .4 Aplicação dos sistemas adesivos	65
4 .5 Confeção dos blocos de resina	65
4 .6 Ciclagem termomecânica	68
4 .7 Obtenção dos palitos	69
4 .8 Teste de microtração	70
4 .9 Análise das fraturas	71

4 .10 Planejamento estatístico	72
5 RESULTADOS	74
6 DISCUSSÃO	78
7 CONCLUSÃO	86
8 REFERÊNCIAS	87
ANEXO	93

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Preparo dos espécimes	61
Figura 2 – Inclusão e polimento dos espécimes	62
Figura 3 – Divisão dos grupos experimentais	64
Figura 4 – Confeção dos blocos de resina	66
Figura 5 – Ciclagem termomecânica	68
Figura 6 – Obtenção dos palitos	70
Figura 7 – Dispositivo de microtração	71
Figura 8 – Tipos de fraturas	72
Figura 9 – Médias de resistência adesiva para os diferentes grupos	77
Figura 10 – Distribuição dos tipos de fratura para os diferentes grupos	77

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 – Materiais utilizados, fabricantes, composições e lote	67
Tabela 1 – Resultados do teste ANOVA para os fatores avaliados e interação entre eles	74
Tabela 2 – Resultados do Teste de Tukey para o fator Adesivo	75
Tabela 3 – Resultados do Teste de Tukey para o efeito da termociclagem na resistência adesiva	75
Tabela 4 – Resultados do Teste de Tukey para todos os fatores	76

Batista GR. Efeito do tipo de adesivo e do seu mecanismo de ativação, assim como da viscosidade da resina composta, na resistência de união à dentina antes e após envelhecimento artificial [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência da viscosidade das resinas compostas e do tipo de cura dos sistemas adesivos, na resistência adesiva de resinas diretas submetidas a envelhecimento artificial. Foram utilizados 240 dentes incisivos bovinos, os quais tiveram a face vestibular desgastada para exposição da dentina. Os espécimes foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável e a *smear layer* foi padronizada com lixa P600. Os espécimes foram divididos em 2 grupos de acordo com viscosidade da resina utilizada: **Grupo GC**: Grandio SO, alta viscosidade e **Grupo GF**: Grandio SO Heavy Flow, baixa viscosidade. Esses grupos foram subdivididos em 6 subgrupos de acordo com o sistema adesivo autocondicionante utilizado: **FM**: Futurabond M - fotopolimerizado, **FDCQ**: Futurabond Dual Cure Quimicamente ativado, **FDCF**: Futurabond Dual Cure Fotoativado, **CS3**: Clearfil S3 fotopolimerizado, **CDCQ**: Clearfil Dual Cure Quimicamente ativado e **CDCF**: Clearfil Dual Cure Fotoativado. Sobre a superfície dentinária foram construídos blocos de resina com auxílio de matriz de silicone. Os espécimes foram armazenados em água deionizada em estufa a 37 °C, por um período de 24 h, e cada grupo foi subdividido em dois, sendo metade dos espécimes levados à cortadeira Labcut para obtenção de palitos dentina/resina medindo aproximadamente 1 X 1mm e a outra metade submetida a ciclagem termomecânica (300.000 ciclos mecânicos e 1000 ciclos térmicos) e sequencialmente cortados para obtenção de palitos. Os palitos foram submetidos a teste de microtração na máquina de ensaios universal DL-200MF (EMIC) e os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística empregando-se os testes ANOVA 3 fatores e Tukey ($\alpha = 5\%$). O teste ANOVA mostra que houve diferença estatística somente para os fatores Adesivo ($p = 0,0000$) e Ciclagem termomecânica ($p=0,0001$), assim como para a interação entre eles ($p = 0,0062$). O teste de Tukey mostrou os seguintes resultados: Fator adesivo: CDCQ: 13,44 ($\pm 5,13$)a; FM: 14,01 ($\pm 2,71$)a; CDCF: 14,51 ($\pm 4,98$)a; FDCQ: 18,66 ($\pm 7,13$)b; CS3: 18,80 ($\pm 6,50$)b; FDCF: 19,18 ($\pm 7,39$)b; Fator Ciclagem termomecânica:

CICLADOS: 14,99 (\pm 6,32)a; NÃO CICLADOS: 17,87 (\pm 5,97)b. Concluiu-se que a viscosidade da resina e o tipo de cura dos adesivos não influenciaram a resistência adesiva. A ciclagem termomecânica diminuiu a resistência adesiva. O adesivo Clearfil DC mostrou menor resistência adesiva que o Futurabond DC, enquanto o adesivo Clearfil S3 mostrou maior resistência adesiva que o Futurabond M.

Palavras-Chave: Resinas Compostas. Viscosidade. Adesivos dentários. Resistência à tração. Dentina.

Batista GR. Effect of adhesive type and its activation mechanism, as well as the composite viscosity on the dentin bond strength before and after artificial aging [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of composite resins viscosity and the type of cure of the adhesive systems on the bond strength of direct composite resins submitted to artificial aging. Two hundred forty bovine incisors had the buccal dentin exposed by sandblasting papers and were included in acrylic resin. The smear layer was standardized by sandblasting papers (600 SiC, Fepa-P). The specimens were divided in 2 groups according to the viscosity of the composite resin used: **Group GC**: Composite Grandio SO, high viscosity and **Group GF**: Grandio SO Heavy Flow, low viscosity. These groups were divided in 6 according to the self-etch adhesive used: **FM**: Futurabond M – light cured, **FDCQ**: Futurabond Dual Cure - chemical cured, **FDCF**: Futurabond Dual Cure - light cured, **CS3**: Clearfil S3 – light cured, **CDCQ**: Clearfil Dual Cure - chemical cured and **CDCF**: Clearfil Dual Cure - light cured. Resin blocks were build up on the dentin surface using a silicon mold. The specimens were stored in deionized water 37°C along 24 h and half of them were cut to obtain resin/dentin sticks (1X1mm) and the other half submitted to thermomechanical aging (300.000 mechanical cycles and 1000 thermal cycles) and lately cut to sticks. The dentin/resin sticks were submitted to microtensile bond strength test (μ TBS) in Universal machine DL-200MF (EMIC) and the results were analysed by 3 way ANOVA and Tukey's test ($\alpha=5\%$). ANOVA showed significant statistical difference to the parameters: Adhesive ($p=0,0000$) and Thermomechanical aging ($p=0,0001$), as well to their interaction ($p=0,0062$). Tukey's test showed the results: Adhesive: CDCQ: 13,44 ($\pm 5,13$)a; FM: 14,01 ($\pm 2,71$)a; CDCF: 14,51 ($\pm 4,98$)a; FDCQ: 18,66 ($\pm 7,13$)b; CS3: 18,80 ($\pm 6,50$)b; FDCF: 19,18 ($\pm 7,39$)b; Thermomechanical aging: Aged: 14,99 ($\pm 6,32$)a; Not aged: 17,87 ($\pm 5,97$)b. The conclusions were: Composite resin viscosities and type of cure of the adhesives did not influence on the bond strength. Thermomechanical aging decreased the bond strength. Clearfil DC had lower values of bond strength than Futurabond DC and Clearfil S3 showed better results of bond strength than Futurabond M.

Keywords: Composite resins. Viscosity. Dental adhesives. Tensile strength. Dentin.

1 INTRODUÇÃO

A crescente procura por tratamentos restauradores estéticos provocou um grande investimento na pesquisa e desenvolvimento de materiais capazes de aliar características estéticas e físicas de maneira satisfatória. Esse desenvolvimento proporcionou ao profissional de odontologia acesso a grande diversidade de materiais restauradores, assim como várias possibilidades de aplicação destes materiais através de diferentes técnicas (Leinfelder, 1995).

Dentre os materiais restauradores mais pesquisados e também mais utilizados na prática clínica, podemos destacar as resinas compostas fotopolimerizáveis, que são bastante satisfatórias do ponto de vista estético e em grande parte dos casos também são bem sucedidas do ponto de vista funcional, sendo uma alternativa menos dispendiosa para a realização de procedimentos restauradores estéticos do que as restaurações indiretas cerâmicas.

Embora as resinas sejam materiais que apresentam certas limitações, principalmente em relação à sensibilidade da técnica restauradora, o desenvolvimento de resinas compostas com diferentes características ampliou a possibilidade do uso destes materiais, uma vez que se pode lançar mão das vantagens que cada tipo de resina oferece empregando-as em diferentes situações clínicas, como por exemplo, as resinas fluidas.

As resinas fluidas ou de baixa viscosidade, foram desenvolvidas para facilitar a aplicação do material restaurador. Elas apresentam um bom escoamento e boa adaptação aos preparos cavitários. Inicialmente essas resinas foram desenvolvidas com baixo conteúdo de carga, pois assim seria possível conseguir a fluidez

desejada. Porém, isso afetava diretamente as propriedades mecânicas deste material, como contração de polimerização e resistência ao desgaste (Bayne et al., 1998). Por outro lado, os materiais menos rígidos, como essas resinas fluidas, apresentam baixo módulo de elasticidade e são capazes de suportar melhor os estresses causados pelas tensões da contração de polimerização (Labella et al., 1999).

Como uma alternativa para melhorar as propriedades mecânicas das resinas compostas fluidas, pensou-se na inclusão de maior quantidade de carga a esses materiais, deixando-os supostamente mais resistentes (Weinmann et al., 2005). Desta maneira, seria possível lançar mão do uso de resinas de baixa viscosidade, mais fáceis de manipular e capazes de promover boa adaptação com os tecidos dentais, mas que também apresentavam características de resistência mecânica satisfatórias.

Com o surgimento da nanotecnologia e a possibilidade do tratamento superficial das nanopartículas, de modo que houvesse uma interação adequada desta com a porção orgânica da resina, foi possível o desenvolvimento de resinas com alto conteúdo de carga, que supostamente poderiam ser empregadas em áreas sujeitas a maiores esforços mastigatórios.

No intuito de simplificar ainda mais a realização de restaurações estéticas diretas, o uso dos sistemas adesivos autocondicionantes é também uma realidade. Eliminando a necessidade do condicionamento ácido total prévio a aplicação dos sistemas adesivos, esse tipo de material além de simplificar a aplicação da técnica, pode diminuir a sensibilidade da mesma, eliminando possíveis danos que a técnica de condicionamento total poderia causar, e formando assim uma camada híbrida mais homogênea, conseqüentemente aumentando a longevidade das restaurações (Oliveira et al., 2003; Dias et al., 2004; Kenshima et al., 2005; Reis et al., 2005; Cardoso et al., 2008).

Existem diferentes sistemas adesivos autocondicionantes, especialmente no que diz respeito ao tipo de cura. Os adesivos de cura física, fotopolimerizáveis, são os mais empregados no dia-a-dia clínico. Porém esses sistemas apresentam limitações por serem totalmente dependentes da ação da luz para que ocorra a polimerização. Em áreas de difícil acesso da luz, a polimerização da camada adesiva poderia ser deficiente, levando a falhas de adesão (Van Meerbeek et al., 2011).

Para eliminar este problema, em casos onde o acesso à luz é limitado, deve-se usar os sistemas de cura dual que além de fotopolimerizáveis, também apresentam cura química. Esses sistemas podem ser utilizados com método de cura dual ou somente de cura química. No entanto, como o mecanismo de ação se dá de maneiras distintas, é possível que isso interfira na formação da camada híbrida e por consequência na qualidade da adesão (Reis et al., 2001, 2005; Sattabanasuk et al., 2007).

A fotoativação promove uma polimerização mais rápida dos monômeros resinosos presentes nos sistemas adesivos, enquanto a cura química é mais lenta (Thitthaweerat et al., 2012). É muito importante que a camada adesiva esteja adequadamente polimerizada no momento da inserção da resina composta, pois se a resina for aplicada sobre uma camada adesiva não completamente polimerizada, pode ocorrer falha da adesão, uma vez que essa camada não resistirá aos estresses causados pela contração de polimerização (Davidson et al., 1984; Zheng et al., 2001).

Há que se considerar também que as restaurações estarão submetidas a diversos esforços mastigatórios, assim como a alterações térmicas causadas pela ingestão de alimentos. Esses estímulos podem interferir na qualidade da adesão, uma vez que os materiais restauradores podem apresentar alterações volumétricas frente a estes estímulos. Portanto é importante testar o comportamento destes

materiais sob influência desses fatores, para determinar se os mesmos teriam um comportamento adequado quando aplicados clinicamente.

Com base nos fatores expostos, nota-se que diversos fatores podem influenciar na eficiência dos materiais restauradores. Portanto é necessário avaliar quais seriam os mais adequados para obtenção de resultados de excelência no tratamento restaurador.

Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito do tipo de adesivo e do seu mecanismo de ativação, assim como da viscosidade da resina composta, na resistência de união à dentina antes e após envelhecimento artificial.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A elaboração desta revisão da literatura tem por objetivo destacar algumas das mais relevantes pesquisas que precederam este estudo, relacionadas aos fatores de variação estudados: viscosidades das resinas, tipos de curas dos sistemas adesivos autocondicionantes e envelhecimento artificial.

2.1 Viscosidades das resinas

Em 1998, Bayne et al. testaram as propriedades mecânicas de oito resinas compostas fluidas e duas de consistência convencional, seguindo as normas (ISO 4049, ISO/DIS 6872). As resinas utilizadas foram: Ælitemflo (Bisco), Crystal Essence (Confi-Dental Products), Flo Restore (Den-Mat Corp.), Flow-It (Jeneric/Pentron Inc.), Revolution (Kerr Corp.), True-Look (Denpac/Five Star), UltraSeal XT Plus (Ultradent Products Inc.) e Versaflo (Centrix Inc.), todas de consistência fluida, e Prodigy (Kerr Corp.) e Z100 (3M Dental Products Division) de consistência convencional. Foram avaliadas as seguintes propriedades mecânicas: porcentagem de carga peso/volume, profundidade de cura, fluidez, desgaste, resistência à compressão, resistência à tração diametral, resistência à flexão biaxial, resistência à flexão com indentação e tenacidade. De modo geral, as resinas convencionais demonstraram melhores propriedades mecânicas que as fluidas. Em relação à

profundidade de cura não houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais avaliados, exceto para o UltraSeal XT Plus, que era considerado um selante de fósulas e fissuras. Com relação ao conteúdo de carga, os materiais fluidos apresentaram 20 a 25% menos do que nos materiais convencionais. Já para a fluidez, com exceção da Æliteflo, que se mostrou similar a Z100 em relação à fluidez, todos os outros compósitos fluidos testados mostraram alto escoamento já no momento de dispensa da embalagem. Para o desgaste, testado por abrasão na escovação, não houve diferença estatística significativa nem entre os materiais fluidos e nem destes em comparação com os convencionais, sendo todos considerados com baixos índices de desgaste. Os autores esperavam relacionar a tenacidade dos materiais à fluidez, no entanto os resultados mostraram que não havia uma forte correlação entre estes fatores. Para todos os testes mecânicos realizados, os valores encontrados foram significativamente melhores para as resinas convencionais, com exceção da resistência à compressão, cujos valores se mostraram similares às convencionais para as resinas fluidas: Flow-It, True-Look e Versaflo, sendo que Flow-It e True-Look também mostraram resultados similares às convencionais quando avaliadas quanto à sua resistência à tração diametral. Os autores também avaliaram a correlação entre os fatores não encontrando forte correlação entre fluidez e tenacidade, resistência à compressão e tenacidade, resistência à tração diametral e tenacidade, porcentagem de carga por volume e tenacidade e porcentagem de carga por peso e fluidez. Já para a resistência à flexão biaxial e a tenacidade houve uma forte correlação como era de se esperar, por se tratarem de propriedades matematicamente ligadas. Os autores concluíram que embora os materiais demonstrassem excelente fluidez quando em comparação com materiais convencionais, suas propriedades mecânicas estavam ainda muito aquém das características demonstradas pelos convencionais, o que limitava sua aplicação frente à

necessidade do uso de materiais capazes de resistir aos esforços mastigatórios.

Mais tarde, em 2004, um estudo realizado por Miguez et al. avaliou a resistência adesiva das resinas à dentina, utilizando resinas fluidas como um material de base para restaurações de resina realizadas em incremento único ou em incrementos de 1,5 mm; avaliando a formação de fendas entre a resina e a parede pulpar em restaurações de Classe I oclusal. Foram preparadas cavidades em 16 molares humanos extraídos, os quais foram divididos aleatoriamente em dois grupos de acordo com os materiais utilizados: adesivo One-Step (Bisco) e resina composta Renew (Bisco) ou adesivo OptiBond Solo (Kerr) e resina composta Herculite XRV (Kerr). As resinas fluidas utilizadas como base foram respectivamente *Æliteflo* (Bisco) e *Revolution* (Kerr). Metade dos espécimes de cada grupo receberam resinas fluidas como base das restaurações, enquanto a outra metade foi restaurada diretamente com a resina de consistência convencional. Os grupos com e sem resina de base foram subdivididos e restaurados com aplicação de incremento único de resina ou incrementos de 1,5 mm. Feitas as restaurações os espécimes foram armazenados em água por 24 h, os dentes foram seccionados em fatias de 0,7 mm que foram examinadas em microscópio óptico (400 x) para determinar a presença de fendas entre dentina e resina. Os espécimes que não apresentaram fendas foram seccionados e submetidos a testes de microtração. Os espécimes que tinham fendas foram avaliados em relação à dureza Knoop do material restaurador. Para todas as restaurações realizadas pela técnica incremental, não houve fendas em relação à parede pulpar, mas quase todas as amostras que foram feitas pela técnica de incremento único mostraram falhas entre as resinas fluidas e convencionais. Para o adesivo One-Step, o uso de uma camada de resina fluida previamente a realização da restauração melhorou os resultados de adesão. Para o OptiBond Solo não houve diferença estatística significativa. Os autores acreditam que essa diferença possa ser explicada por uma

melhor interação entre o adesivo e a resina fluida de cada fabricante. Diante destes resultados, os autores concluíram que quando empregada a técnica incremental, o uso de uma resina fluida como base para restaurações não interferiu na qualidade da adesão. Além disso, o uso destas sob as restaurações não garante restaurações livres de fendas, ou melhora da resistência adesiva quando da utilização da técnica de restauração por incremento único.

Seguindo esta mesma linha de utilização das resinas fluidas como base para restaurações de resinas compostas convencionais, Cavalcanti et al. (2007) avaliaram o efeito da utilização das resinas fluidas como base nas paredes gengivais de restaurações Classe II submetidas à ciclagem térmica e mecânica. Foram preparadas cavidades proximais em 90 incisivos bovinos, os quais foram divididos em nove grupos ($n = 10$), de acordo com o tipo de adesivo utilizado (Single Bond/3M, Optibond Solo Plus/Kerr e Prime e Bond NT/Dentsply) e a quantidade de camadas de resina fluida (Filtek Flow/3M) aplicadas, com um mm de espessura cada, (sem aplicação de resina fluida, uma camada de resina fluida ou duas camadas de resina fluida). Todos os materiais foram utilizados seguindo as especificações dos fabricantes e as camadas de resina fluida foram fotopolimerizadas separadamente. Após a conclusão das restaurações, os espécimes foram submetidos à ciclagem térmica (1000 ciclos, 5 – 55°C) e mecânica (100.000 ciclos, 80 N). A seguir os espécimes foram seccionados em palitos e submetidos a teste de microtração. Os tipos de fratura foram avaliados em Microscopia Eletrônica de Varredura. Os valores de resistência adesiva foram analisados pelos testes ANOVA a dois fatores e teste de Tukey. Não foram observadas interações entre os sistemas adesivos e a resina fluida ($p = 0.89$). Também não houve diferença estatística significativa entre os valores de resistência adesiva com ou sem o uso de resina fluida como base ($p = 0.33$). No entanto, entre os sistemas adesivos utilizados houve diferença estatística significativa ($p = 0.01$). Os adesivos Single Bond e Prime e Bond NT mostraram valores médios de

resistência adesiva maiores que o OptiBond Solo Plus. Os tipos de fratura variaram consideravelmente entre os grupos, notando-se a frequente existência de fraturas coesivas quando da utilização de resina fluida como base. Os autores sugerem que a camada de resina fluida seja o ponto mais frágil da restauração e por isso a frequência de fraturas coesivas nessa região tenha sido alta. De acordo com os autores, falhas na resina fluida podem propiciar a degradação da restauração com o passar do tempo, levando ao insucesso do tratamento restaurador.

A composição dos materiais restauradores interfere substancialmente no sucesso das restaurações. Sendo assim, Beun et al. (2007) realizaram um estudo para avaliar as características das porções inorgânicas, propriedades mecânicas e grau de conversão de resinas nanoparticuladas (Supreme/3M ESPE, Grandio/Voco e Grandio Flow/Voco), comparando-as a resinas híbridas (Point-4/Kerr, Tetric Ceram/Ivoclar-Vivadent, Venus/Heraeus-Kulzer e Z100/3M ESPE) e microparticuladas (A110/3M ESPE e Durafill VS/Heraeus-Kulzer). Os autores investigaram ainda o grau de conversão dessas resinas utilizando diferentes unidades de cura (lâmpada halógena e LED). A quantidade de conteúdo inorgânico foi medida por análise termogravimétrica, e a morfologia das partículas por Microscopia eletrônica de varredura (MEV). Foram avaliados o módulo de elasticidade dinâmico e estático, a resistência flexural e a dureza Vickers dos materiais, além do grau de conversão em relação à profundidade de polimerização, para o qual foi utilizado espectroscopia Raman. Os compósitos nanoparticulados mostraram maior módulo de elasticidade dinâmico do que os compósitos híbridos ou microparticulados, com exceção da resina Z100, que apresentou módulo de elasticidade dinâmico e estático elevados. Os compósitos microparticulados mostraram propriedades mecânicas muito inferiores às dos demais compósitos. Para a resistência flexural não foram encontradas diferenças entre os materiais avaliados, e com relação ao grau de conversão, quando da utilização da lâmpada halógena foram obtidos

melhores valores nos graus de polimerização do que com o LED. Diante destes resultados, os autores concluíram que as resinas nanoparticuladas mostram propriedades mecânicas tão boas quanto as das resinas híbridas, podendo então ser empregadas para as mesmas indicações clínicas visto que apresentam também propriedades estéticas altamente satisfatórias. Os autores também relatam que a resina Grandio Flow mostrou propriedades mecânicas comparáveis aos compósitos híbridos de consistência convencional. De acordo com o estudo, isso possivelmente ocorra porque a adição de carga nanoparticulada poderia minimizar as desvantagens apresentadas pelas resinas fluidas convencionais, como maior contração de polimerização.

Em 2011, Salerno et al. estudaram a morfologia da superfície e as propriedades elásticas de quatro resinas compostas fluidas (Venus Diamond Flow/Heraeus-Kulzer, Vertise Flow/Kerr, Filtek Supreme XT Flow/3M ESPE e Surefil SDR Flow/Dentsply Caulk) comparadas com uma resina convencional (Venus Diamond/Heraeus-Kulzer). Para o estudo foi utilizado o adesivo Adhese One F (Ivoclar-Vivadent). Para a avaliação da morfologia da superfície foram utilizadas microscopia de força atômica e microscopia eletrônica de varredura. O módulo de elasticidade e a dureza foram avaliados por indentação. Os resultados mostraram que Vertise Flow, Filtek Supreme XT Flow e Surefil SDR exibiram rigidez semelhante à Venus Diamond, enquanto a Venus Diamond Flow se mostrou a mais resiliente das resinas fluidas. A análise das imagens confirmou a regra geral que o aumento da quantidade de carga melhora as propriedades mecânicas dos materiais, com exceção da resina Vertise Flow, que embora tenha apenas aproximadamente 40% de carga por volume, mostrou módulo de elasticidade e dureza não muito inferiores aos observados para a Venus Diamond que possui quantidade de carga de aproximadamente 50%. Os autores concluíram que embora exista a preocupação de que as resinas fluidas não apresentem características mecânicas favoráveis para a

realização de grandes restaurações, podem haver exceções, pelo menos quando realizadas avaliações *in vitro*, como foi o caso da Vertise Flow.

Ainda em 2011, um estudo, realizado por Pick et al. comparou resinas compostas com alta quantidade de carga e de diferentes consistências, analisando suas propriedades físicas. O estudo utilizou como referências as resinas Grandio (Voco), de viscosidade regular e Grandio Flow (Voco), de baixa viscosidade, ambas nanohíbridas. Seis diferentes resinas experimentais com alto conteúdo de carga foram comparadas às resinas de referência. As resinas experimentais variavam em relação ao tamanho e densidade de carga (G1 a G3) e também em relação à matriz orgânica utilizada sendo elas: Bis-GMA (M1 e M5), UDMA (M3) e Ormocer (M4). Os grupos experimentais foram nomeados de acordo com a combinação de carga e matriz utilizados: G1M1, G1M3, G2M1, G3M4, G3M5 e G3M1. O objetivo do trabalho foi avaliar o módulo de elasticidade, a contração volumétrica e a tensão da contração de polimerização das resinas experimentais em função da composição da matriz, distribuição do conteúdo inorgânico e densidade. Para avaliação do módulo de elasticidade foi utilizado o método de flexão de três pontos (curva força-deslocamento). A contração volumétrica foi calculada através do princípio de Arquimedes. Para determinar a tensão da contração de polimerização foram preparados espécimes de 1 mm de espessura colocados entre dois discos de seis mm de diâmetro e levados a máquina de ensaio universal. Os dados foram analisados pelos testes ANOVA um fator, Tukey ($\alpha = 0,05$) e análise de regressão linear. A resina fluida Grandio Flow exibiu os maiores valores de contração volumétrica e de tensão resultante da contração de polimerização, mas o menor módulo de elasticidade. A contração de polimerização foi significativamente menor para a resina Ormocer (G3M4). Não foram notadas diferenças entre as outras resinas experimentais com relação à tensão gerada pela contração de polimerização nem em relação contração volumétrica. A densidade e o tamanho da carga inorgânica não influenciaram nas propriedades

avaliadas. Diante de tais resultados, as conclusões dos autores foram de que nem a configuração da carga, nem a composição da matriz influenciaram significativamente na contração e nas propriedades mecânicas dos materiais testados. Os compósitos com alto conteúdo de carga parecem melhorar o módulo de elasticidade mantendo baixas a contração volumétrica e tensão da contração de polimerização. No entanto, a composição da matriz parece ser um fator influente no desenvolvimento do estresse mecânico.

Um estudo clínico realizado por Karaman et al. em 2012, avaliou por 24 meses a performance clínica de restaurações cervicais feitas com resina nanohíbrida e resina composta fluida, associadas a um adesivo autocondicionante de passo único. Para o estudo foram utilizados 21 pacientes, que apresentassem no mínimo um par de lesões cervicais não cáries. Foram realizadas 134 restaurações, sendo 67 com a resina nanohíbrida Grandio/Voco (87% p/v carga) e 67 com a resina fluida Grandio Flow/Voco (80,2% p/v carga). O adesivo utilizado foi o Futurabond NR/Voco e todas as restaurações foram feitas por um único dentista. As restaurações foram avaliadas em relação a retenção, alteração de cor, descoloração marginal, adaptação marginal, textura de superfície, forma anatômica e presença de cáries secundárias. As avaliações foram realizadas por dois examinadores calibrados logo após a realização das mesmas, e após seis, 12 e 24 meses, utilizando o critério USPHS modificado. O índice de restaurações remanescentes foi calculado por estimativa usando o método Kaplan-Meier. A comparação para as resinas compostas de cada categoria foi feita com o teste qui-quadrado de Pearson e o desempenho das restaurações logo após realizadas e no momento de cada avaliação foi avaliado pelo teste de McNemar's ($p < 0.05$). Todos os pacientes retornaram para a avaliação de 24 meses. Na avaliação de seis meses as porcentagens de restaurações remanescentes eram de 66% para a Grandio e 58% para a Grandio Flow, e na de 12 meses as porcentagens eram de 61% e 57% respectivamente. Na avaliação de 24

meses, os valores eram de 60% e 54%. Não foram encontradas diferenças estatísticas significantes para as porcentagens de restaurações retidas, em nenhum período de avaliação ($p > 0.05$). Para a descoloração marginal e forma anatômica, três restaurações com a Grandio e três com a Grandio Flow mostraram scores que as classificavam como alteradas, mas ainda clinicamente satisfatórias ao final dos 24 meses. As restaurações em ambos os grupos tiveram 100% de scores excelentes para os demais critérios avaliados. Os autores concluíram que as resinas mostraram desempenho clínico similar para restaurações de lesões não cervicais avaliadas pelo período de 24 meses.

Outro trabalho, também de 2012, realizado por Han et al. demonstrou a interferência da quantidade de carga dos compósitos na adesão à dentina em restaurações de Classe I. Os autores utilizaram quatro resinas experimentais, sendo que para cada uma delas foram utilizadas diferentes quantidades de carga: 80%, 76%, 70%, 60% e 50% em peso. A contração de polimerização foi medida com o aparelho Acuvol e foi realizado teste de flexão de três pontos para determinar as propriedades flexurais. Foi realizado também teste de microtração para determinar a resistência adesiva. Para este teste foram utilizados 25 molares humanos extraídos, nos quais foram preparadas cavidades de Classe I oclusal, cada uma com um dos compósitos experimentais. As cavidades (6 x 6 x 2 mm) foram preenchidas em incremento único e fotopolimerizadas por 40 s. Após feitas as restaurações os espécimes foram armazenados em água por 24 h e então submetidos a cortes para obtenção de palitos, os quais foram submetidos ao teste de microtração. Para a análise estatística os resultados foram submetidos ao teste ANOVA e posteriormente ao teste de correlação de Pearson. Foram encontradas correlações estaticamente significantes entre o conteúdo de carga e contração de polimerização ($r = -0.973$, $p < 0.05$) e quantidade de carga e módulo de Young ($r = 0.891$, $p < 0.05$). As diferentes quantidades de carga não tiveram efeito significativo na microtração ou na resistência flexural. Os

autores acreditam que o aumento da quantidade de carga pode levar a resultados contraditórios. Baseados em estudos prévios, os autores afirmam que o aumento da quantidade de carga diminui a contração de polimerização, porém materiais com menor quantidade de carga de maneira geral são mais fluidos e por isso causam melhor molhamento da dentina, resultando em uma interface com menos defeitos. Sendo assim, os autores concluíram que nas cavidades de Classe I a quantidade de carga não interferiu na resistência flexural dos compósitos nem tampouco na resistência adesiva compósito/dentina.

Já no ano de 2013, Sumino et al. avaliaram as propriedades flexurais e o desgaste localizado de resinas fluidas para dentes posteriores, comparando-as com resinas universais de consistência convencional correspondentes produzidas pelos mesmos fabricantes. Para a avaliação foram feitos dez espécimes de cada uma das resinas fluidas: G-ænial Universal Flo (GC Corp.), G-ænial Flo (GC Corp.) e Clearfil Majesty Flow (Kuraray Medical Co.) e de suas correspondentes universais: Kalore (GC Corp.) e Clearfil Majesty Esthetic (Kuraray Medical Co.). Os espécimes foram submetidos a 400.000 ciclos em máquinas de desgaste para simulação do desgaste localizado. Através de análise perfilométrica foram avaliadas profundidade de desgaste e perda volumétrica. Foram avaliados ainda a resistência flexural, módulo de elasticidade e resiliência, utilizando o teste de flexão de três pontos. Os resultados foram analisados estatisticamente por análise da variância a um fator (ANOVA) e as diferenças estatísticas através do teste de Tukey. Os resultados mostraram diferença estatística significativa para profundidade do desgaste e perda volumétrica. A resina G-ænial Universal Flo apresentou profundidade de desgaste significativamente menor do que as demais. Analisando os resultados obtidos para as propriedades mecânicas, a resistência flexural variou de 90.5 a 135.1 MPa e o módulo de elasticidade variou de 4.7 a 7.6 GPa. A resina G-ænial Universal Flo mostrou resultados significativamente maiores de resistência flexural e maior módulo de elasticidade do que as

outras resinas avaliadas. Baseados nos resultados obtidos, os autores concluíram que o desgaste localizado e as propriedades mecânicas das resinas avaliadas mostraram que a resina fluida obteve melhor performance do que as resinas universais de consistência convencional. De acordo com o estudo, os melhores resultados para as resinas fluidas estão relacionados ao menor tamanho de partículas de carga e ao volume de carga adicionado às resinas. Como as partículas são menores, maior volume de carga pode ser adicionado à matriz resinosa, desta maneira os espaços entre as partículas de carga são menores e há menor quantidade de matriz resinosa desprotegida, tornando o material mais resistente. Outra observação feita pelos autores foi de que as superfícies de desgaste das resinas fluidas G-ænial Universal Flo e G-ænial Flo (partículas de carga de 0,2 μm) mostraram-se lisas, o que sugere uma perfeita interação das nanopartículas com a matriz resinosa, enquanto para a Clearfil Majesty Flow (partículas de carga de 20 μm) as superfícies de desgaste mostraram-se irregulares, relacionando à menor resistência ao desgaste ao tamanho das partículas. Para as resinas de consistência convencional, o estudo mostrou que houve uma menor interação entre as partículas de carga e a matriz resinosa, o que possivelmente causou uma deformação plástica destes materiais quando submetidos aos esforços mecânicos. Os autores acreditam ainda, que o melhor desempenho das resinas fluidas esteja relacionado ao seu baixo módulo de elasticidade, o que torna esses materiais mais resilientes do que os de consistência convencional, com alto módulo de elasticidade, por sua vez mais resistentes à propagação de trincas causadas pelos estímulos mecânicos. Segundo os autores, a maior contração dos materiais fluidos e as consequências deste estresse na interface, seriam compensadas pela menor rigidez do material.

Também em 2013, um estudo de Ilie et al. avaliou as propriedades mecânicas de resinas fluidas nanohíbridas e microhíbridas, comparando-as entre si e também às resinas de consistência convencional

nanohíbridas e microhíbridas. As propriedades mecânicas dos materiais avaliados foram medidas em macro e micro escala. Para o estudo foram utilizadas 34 diferentes resinas sendo: 15 nanohíbridas de consistência convencional (CeramX Duo D3/Dentsply Caulk, CeramX Duo E3/Dentsply, Empress Direct Dentin/Ivoclar-Vivadent, Empress Direct Enamel/Ivoclar-Vivadent, Empress Direct Opal/Ivoclar-Vivadent, Filtek Supreme XT Dentin/3M ESPE, Filtek Supreme XTE/3M ESPE, Kalore/GC Corp, Grandio/Voco, Miris 2/Coltène-Whaledent, N'Durance/Septodont, Premise/Kerr, Simile/Pentron Clinical, Tetric Evo Ceram/Ivoclar-Vivadent, Venus Diamond/Heraeus-Kulzer); nove microhíbridas de consistência convencional (Estelite Posterior/Tokuyama Dental, Estelite Sigma Quick/Tokuyama Dental, EsthetX/Dentsply Caulk, Filtek Silorane/3M ESPE, Gradia Direct Anterior/GC Corp, Gradia Direct X/GC Corp, Tetric Ceram HB/Ivoclar-Vivadent, Tetric/Ivoclar-Vivadent, Tetric Ceram/Ivoclar-Vivadent); 4 nanohíbridas fluidas (Filtek Supreme XT Flow/3M ESPE, Grandio Flow/Voco, Tetric Evo Flow/Ivoclar-Vivadent, Vênus Diamond Flow/Heraeus-Kulzer) e seis microhíbridas fluidas (Gradia Direct Flow/GC Corp, Gradia Direct LoFlo/GC Corp, Revolution Formula 2/Kerr, SureFil SDR flow/Dentsply Caulk, Tetric Flow/Ivoclar-Vivadent, X-Flow/Dentsply Caulk). Para todas as resinas foram avaliadas as propriedades macromecânicas: resistência flexural e módulo flexural (módulo de elasticidade em macro teste) e as micromecânicas: Dureza Vickers, módulo de indentação (módulo de elasticidade em micro teste) e deformação. Previamente às análises os espécimes foram armazenados por 24 h em água a 37 °C e para avaliação de resistência flexural e módulo flexural foram submetidos ao teste de flexão de três pontos. Para determinar as propriedades micromecânicas foi utilizado um dispositivo universal de dureza e os valores de módulo de indentação e deformação foram calculados através de um software. Os resultados foram submetidos à análise estatística utilizando os testes ANOVA a um fator e Tukey ($\alpha = 0.05$). Também foram aplicados os testes de correlação de Pearson e

análise linear multifatorial ANOVA para determinar a influência dos parâmetros: diferentes tipos de resinas, volume de carga e conteúdo de carga sobre os fatores avaliados. Todas as resinas de consistência convencional tanto nanohíbridas como microhíbridas mostraram-se superiores em todas as propriedades quando em comparação com as resinas fluidas. Quando comparadas as categorias nanohíbridas e microhíbridas os resultados mostraram diferenças significativas para Dureza Vickers, módulo flexural e conteúdo da carga, sendo que as nanohíbridas mostraram maior dureza Vickers, menor módulo flexural e menor conteúdo de carga. O conteúdo e volume da carga foram indicados pelos fabricantes. A análise linear multifatorial mostrou que a maior influência sobre as propriedades mecânicas foi causada pelo volume da carga, seguido pelo tipo de resina enquanto a influência do conteúdo da carga foi menor, exceto para o fator deformação. Além disso, a quantidade de carga e tipo de resina influenciou mais as propriedades micromecânicas do que as macromecânicas. O módulo de elasticidade avaliado em relação às propriedades macro e micromecânicas (correlação de Pearson coeficiente = 0.8) mostrou uma boa relação entre ambas. Os autores concluíram que embora exista influência alta e significativa nas propriedades mecânicas, ainda maior nas propriedades micromecânicas do que nas macromecânicas, o tipo de resina não determina boas propriedades mecânicas, uma vez que grande variação foi encontrada dentro de uma mesma categoria de materiais. Foram encontradas poucas diferenças entre as resinas nanohíbridas e microhíbridas sugerindo que clinicamente possa não haver vantagens específicas dentre as duas categorias. Entretanto, algumas resinas nanohíbridas mostraram propriedades mecânicas com melhores médias do que as microhíbridas.

2.2 Tipos de curas dos sistemas adesivos autocondicionantes

Em 1998, Demarco et al. avaliaram a resistência adesiva da resina composta à dentina humana, utilizando dois tipos diferentes de adesivos, um de terceira geração (XR Bond/Kerr) e um de quarta geração (OptiBond/Kerr). Os autores avaliaram também a influência do ataque ácido e dos diferentes tipos de cura (foto e dual) na resistência adesiva. O sistema adesivo OptiBond se mostrou estatisticamente melhor, exibindo maiores valores de resistência adesiva à dentina. Com relação à aplicação prévia de ácido sobre a dentina, os resultados mostraram que para o XR Bond não houve melhora da resistência adesiva quando da utilização do mesmo. Em relação ao tipo de cura adotado, os valores de resistência adesiva foram similares para ambos os tipos, tanto após 2 h de preparação das amostras, quanto sete dias após. Os autores relatam que a resistência adesiva é relacionada ao grau de polimerização e a expectativa era de que os adesivos de cura dual promovessem melhor grau de conversão e por consequência melhor polimerização, porém os resultados não mostraram diferença entre os tipos de cura.

Também em 1998, Swift et al. avaliaram os efeitos do modo de polimerização do sistema adesivo/cimento, na resistência ao cisalhamento quando da união destes materiais à dentina. Para o estudo os autores utilizaram 90 dentes bovinos com as superfícies vestibulares aplainadas com lixas de granulação 600 para a exposição da dentina. As superfícies dentinárias dos espécimes foram submetidas ao condicionamento ácido durante 15 s, lavadas e secas com papel absorvente. Foram utilizados três sistemas adesivos/cimentos (1-All Bond 2/Duo-Link - Bisco, 2-Prime e Bond 2.1 Dual Cure/Enforce – Dentsply Caulk e 3-Scotchbond Multi-purpose Plus/Scotchbond Resin Cement – 3M ESPE) com três diferentes tipos de cura para cada um deles (A)fotoativação apenas do primer, B)cura química do primer, adesivo e

cimento, ou C) cura segundo as especificações dos fabricantes, fotopolimerizando inclusive o cimento). Para o grupo 1 (All Bond 2/Duo Link), os primers A e B foram misturados, aplicados sobre a superfície dentinária até que esta se mostrasse brilhante. Nos subgrupos 1A (cura dual) e 1C (orientações fabricante), o primer foi fotopolimerizado por 20 s e sequencialmente foi aplicado o adesivo. No subgrupo 1B nem primer nem adesivo foram fotopolimerizados. Sobre a dentina já tratada foram cimentados blocos de resina pré-polimerizados (Prisma TPH/Dentsply Caulk) com o cimento Duo Link, manipulado segundo instruções do fabricante. Para os subgrupos 1A e 1B o cimento não foi fotoativado, ou seja, adotou-se o sistema de autopolimerização do cimento e para o subgrupo 1C, foi realizada a fotoativação por 80 s. No grupo 2 (Prime e Bond 2.1/Enforce), foram misturadas porções iguais do adesivo e seu ativador, aplicado sobre a dentina por 20 s, e para os subgrupos 2A e 2C foi feita a fotoativação por 10 s, enquanto o subgrupo 2B não foi fotoativado. O cimento Enforce foi utilizado para cimentação, seguindo os mesmos padrões do grupo anterior, sendo que para o grupo 2C a fotoativação do cimento foi feita por 60 s. Para o grupo 3 (Scotchbond Multi-purpose Plus/Scotchbond Resin Cement) o ativador e o adesivo foram aplicados sequencialmente à superfície dentinária por cerca de 2 s cada um e para os subgrupos 3A e 3C foram fotopolimerizados por 10 s, mantendo-se o subgrupo 3B sem fotoativação. Foi feita então a cimentação com o Scotchbond Resin Cement sendo que para o subgrupo 3C o cimento foi fotoativado por 60 s. Após estes procedimentos os espécimes foram armazenados em água a 37 °C por 24 h e submetidos ao teste de resistência ao cisalhamento e examinados visualmente para determinação do tipo de fratura. Os dados obtidos foram analisados pelos testes ANOVA a dois fatores ($p \leq 0,05$) e Tukey. Os resultados mostraram que o tipo de adesivo/cimento e os diferentes modos de cura influenciaram significativamente na resistência ao cisalhamento. Os maiores valores foram encontrados para o subgrupo 3A (Scotchbond

Multi-purpose Plus fotoativado/Scotchbond Resin Cement autopolimerizado) e os menores valores para o subgrupo 1C (All Bond 2 fotopolimerizado/Duo-Link fotopolimerizado). Os resultados mostram que o grupo 3 foi o menos afetado pelos diferentes tipos de polimerização, ou seja, independente do método de cura adotada, não houve diferença significativa entre os subgrupos. Já para o grupo 1, os melhores resultados foram encontrados para o subgrupo 1B, onde o método de cura adotado foi o de autopolimerização para ambos, sistema adesivo e cimento. Em contraste, para o grupo 2, o subgrupo 2B onde somente a autopolimerização foi utilizada, produziu os menores valores de resistência adesiva. Estes resultados levaram os autores a concluir que a efetividade dos diferentes métodos de cura varia para diferentes tipos de sistema adesivo/cimento. Embora a expectativa dos autores fosse de que os sistemas fotoativados mostrassem melhores resultados, eles sugerem que os resultados satisfatórios dos sistemas onde foi utilizada apenas a cura química, tenha ocorrido devido ao similar grau de conversão dos materiais utilizados. Os autores citam, que por terem aguardado o período de 24 h antes das realizações dos testes, esse intervalo pode ter permitido a cura adequada dos materiais.

Em um estudo de 2003, Foxton et al. avaliaram a resistência adesiva à dentina de diferentes regiões da porção radicular de pré-molares uniradiculares, empregando um cimento resinoso de cura dual (Clearfil DC Core/Kuraray Medical Co.), associado ao adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond 2V/Kuraray Medical Co., utilizando diferentes modos de polimerização. Este sistema adesivo é um sistema de dois frascos, sendo o primer e adesivo (Bond A) aplicados separadamente. Quando utilizado no modo de cura dual, adiciona-se um ativador (Bond B) ao adesivo. Foram utilizados 19 pré-molares uniradiculares, dos quais as coroas foram desprezadas, e os canais radiculares preparados com brocas endodônticas. Para o teste de microtração, 15 raízes foram divididas aleatoriamente em cinco grupos de

acordo com o tipo de cura do sistema adesivo e cimento resinoso, sendo eles: 1) Bond A fotopolimerizado por 10 s, cimento resinoso fotopolimerizado por 60 s; 2) Bond A fotopolimerizado por 10 s, cimento resinoso polimerizado quimicamente por 30 min; 3) Bond A+B fotopolimerizado por 10 s, cimento resinoso fotopolimerizado por 60 s; 4) Bond A+B aplicado sem exposição à luz, seguido da aplicação do cimento resinoso e fotopolimerização do mesmo por 60 s e 5) Bond A+B aplicados sem exposição à luz, cimento resinoso polimerizado quimicamente. As superfícies externas das raízes foram seladas com resina composta de cura química e os espécimes armazenados em água por 24 h. Sequencialmente essas foram seccionadas em discos de forma a obter quatro discos da porção coronal e quatro da porção apical. Cada disco foi seccionado para obtenção de palito da sua porção central, aos quais aplicou-se o teste de microtração para avaliação da resistência adesiva. Foram avaliados em MEV os tipos de fratura, posteriormente analisados pelo teste estatístico de Kruskal-Wallis. As outras quatro raízes foram utilizadas para avaliação da dureza Knoop do cimento resinoso. Essas raízes receberam aplicação do Bond A fotopolimerizado por 10 s. Na sequência foi aplicado o cimento resinoso e duas delas foram fotopolimerizadas por 60 s e para as outras duas foi adotada a cura química. As raízes foram seccionadas longitudinalmente e as indentações realizadas no sentido coronal-apical. Os dados de resistência adesiva e dureza foram analisados pelos testes de ANOVA dois fatores (tipo de cura e região) e teste de Scheffe's ($p < 0.05$). Não houve diferença estatística significativa para resistência adesiva, nem para dureza Knoop, nos diferentes tipos de cura utilizados. O grupo onde o adesivo e o cimento foram fotopolimerizados mostrou valores significativamente maiores de resistência adesiva do que para o grupo de cura apenas química ($p < 0.05$) A fotopolimerização também aumentou a dureza tanto para a região coronal quanto para região apical ($p < 0.05$). Para o grupo que utilizou adesivo e cimento no modo de cura exclusivamente química, ocorreram

falha coesivas em resina. Os autores atribuem isso a diferença na composição dos adesivos. O adesivo fotopolimerizado (frasco A) tem um sua composição fotoiniciadores e MDP; quando adicionado o líquido B para que a cura do produto passe a ser dual, esses componentes são diluídos, pois no frasco B estão presentes iniciadores químicos e não há MDP. Essa diminuição de concentração provavelmente interfere no grau de polimerização e por consequência na adesão. Diante destes resultados os autores concluíram que a fotopolimerização é necessária para se obter uma boa adesão à dentina radicular, independentemente da região avaliada.

Ainda em 2003, Velazquez et al. analisaram os efeitos de dois tipos de solventes (acetona e etanol) e dois métodos de cura (foto ou dual) na resistência adesiva e na morfologia da interface adesiva. Foram utilizados 32 dentes, os quais tiveram a porção dentinária exposta, e foram divididos em quatro grupos: LCA – primer com solvente a base de acetona em sistema adesivo fotopolimerizado (Bond 1/Pentron); LCE – primer com solvente a base de etanol em sistema adesivo fotopolimerizado (Bond 1 C&B/Pentron Clinical Technologies); DCA – primer com solvente a base de acetona em sistema adesivo de cura dual (Bond 1/Pentron + ativador) e DCE – primer com solvente a base de etanol em sistema adesivo de cura dual (Bond 1 C&B/Pentron Clinical Technologies + ativador). Foram avaliadas a resistência ao cisalhamento e a morfologia da interface. Os resultados dos testes de cisalhamento foram analisados por ANOVA a dois fatores e mostraram diferenças significantes para os tipos de cura, mas não para os tipos de solventes. Os resultados foram melhores para os grupos onde foi utilizada a cura dual, para ambos os tipos de solventes, sendo que a acetona mostrou-se melhor do que o etanol. A morfologia interfacial foi avaliada por MEV e se mostrou similar para todos os grupos testados, ou seja, com formação de camada híbrida e tags resinosos. Desta forma, a conclusão do estudo foi que há diferença significativa em relação ao cisalhamento para o tipo de

cura adotado, mas não para o tipo de solvente. As médias de resistência ao cisalhamento foram maiores para os sistemas de cura dual estudados. Os autores supõem que a diferença significativa para os diferentes tipos de cura, possa ter ocorrido devido à influência da inibição do oxigênio em finas camadas de adesivo. Acredita-se que os efeitos desta inibição possam influenciar os monômeros resinosos e que esta influência seria maior onde apenas a fotopolimerização é aplicada. Supõe-se que para os sistemas de cura dual a cura química se inicia imediatamente após a mistura do ativador com os monômeros, dando início ao processo de conversão mais rapidamente e além disso, a fotoativação promoveria uma polimerização suplementar, levando a melhores resultados.

Em 2006, Akgungor e Akkayan, utilizaram 40 caninos humanos superiores, com raízes de comprimentos similares, sendo estas separadas da porção coronária dos dentes e tratadas endodônticamente, para avaliar o efeito de diferentes agentes adesivos e diferentes métodos de polimerização na resistência de união de pinos de fibra à dentina radicular. Posteriormente, estas foram divididas em quatro grupos de 10 espécimes e para cada grupo foi utilizado um sistema adesivo diferente, sendo eles: Excite/Ivoclar-Vivadent(EX) - sistema fotopolimerizável e de frasco único; Excite DSC/Ivoclar-Vivadent (EXD-SC) - sistema de cura dual e de frasco único; Clearfil Liner Bond 2V/Kuraray Medical Co. - sistema de dois frascos sendo um de primer autocondicionante e outro de adesivo. Ele foi utilizado em dois grupos: com o Bond A, fotopolimerizável (Grupo CL-LC), ou com o Bond A+B, de cura dual (Grupo CL-DC). Foram utilizados pinos de fibra de 2,2 mm de diâmetro (D.T. Light-Post/Recherches Techniques Dentaires), e para todos os grupos o cimento resinoso utilizado foi o Panavia F/Kuraray Medical Co. As raízes foram cortadas em secções de 3 mm, perpendiculares ao longo eixo do dente, sendo as secções divididas em porções: apical, média e cervical. Foram realizados sequencialmente testes de push-out, em máquina de ensaios universal, a uma velocidade de 0,5 mm/min, e os valores de

resistência adesiva (MPa) foram calculados, dividindo-se a força obtida no momento de ocorrência da falha adesiva pela área de adesão do pino. Os dados foram primeiramente submetidos à análise da variância a dois fatores (adesivo e região). Posteriormente, os valores de resistência adesiva foram agrupados de acordo com a região avaliada e foi feita uma média da resistência adesiva de cada grupo. Essas médias foram avaliadas pelo teste de análise da variância a um fator e teste de Tukey com nível de significância 5%. Os mecanismos de adesão à dentina nas diferentes regiões radiculares foram avaliados por microscopia eletrônica de varredura. Os maiores valores de adesão foram encontrados para o grupo CL-LC (18.3 ± 4.1 MPa). O sistema adesivo de cura dual CL-DC apresentou valores significativamente ($p < 0,001$) menores para resistência adesiva (13.2 ± 2.5 MPa). Segundo o estudo, isso ocorreu devido à composição química do sistema adesivo ser alterada quando feita a mistura dos líquidos de dois frascos para possibilitar a cura dual. No frasco do Bond A encontram-se fotoiniciadores e monômero ácido (MDP), enquanto o frasco de Bond B contém iniciadores químicos mas não contém MDP. Quando misturados os conteúdos dos dois frascos há uma diminuição da concentração de MDP e fotoiniciadores, o que pode resultar na diminuição da fotopolimerização e na capacidade de adesão. Quando analisadas em MEV, as amostras deste grupo mostraram que houve formação de tags resinosos, porém poucos e curtos. Os autores interpretaram que isso possa ter ocorrido porque a diluição da concentração de monômeros resinosos tenha levado à penetração insuficiente estes nos túbulos dentinários. Já os sistemas adesivos de frasco único tanto fotopolimerizados quanto de cura dual mostraram valores similares de resistência adesiva (12.7 ± 5.0 para EX; 13.5 ± 5.3 para EX-DSC). De acordo com os autores isso supostamente se deu, devido ao fato de que esses sistemas de frasco único formam uma camada de adesivo muito fina e bastante fotossensível, além da composição química ser bastante similar para os diferentes tipos de cura.

A resistência adesiva para estes sistemas adesivos foi bastante reduzida para a porção apical da raiz. Para os sistemas de dois frascos não foram encontradas diferenças na resistência adesiva das diferentes regiões avaliadas e foram encontrados tags resinosos consideráveis em todas elas. Os autores concluíram que os sistemas adesivos autocondicionantes usados no estudo não foram afetados pela variação morfológica das diferentes regiões radiculares quando comparados com os sistemas adesivos de frasco único. A cura dual não melhorou os valores de resistência adesiva dos sistemas testados.

Também em 2006, Menezes et al. compararam a resistência adesiva de restaurações indiretas à dentina, utilizando diferentes sistemas adesivos: fotoativado, autopolimerizável e de cura dual. Para o estudo, os autores utilizaram 36 terceiros molares humanos, os quais tiveram a dentina oclusal exposta e aplainada. Os dentes foram distribuídos em seis grupos ($n = 6$) de acordo com os sistemas de adesão/cimentação adotados sendo: dois grupos de cura dual (Scotchbond Multipurpose Plus/Rely X – 3M ESPE [SBMP] e Prime e Bond NT Dual Cure/Enforce – Dentsply Caulk [PBDC]); um autopolimerizável (ED Primer/Panavia F - Kuraray Medical Co. [EDP]); e três fotoativados como grupos controle (Adper Single Bond/Rely X – 3M ESPE [SB], Prime e Bond NT/Enforce – Dentsply Caulk [PB] e Clearfil SE Bond/Panavia F – Kuraray Medical Co. [CF]). Todos os materiais foram aplicados de acordo com as orientações dos fabricantes. Discos de resina composta (Clearfil APX – Kuraray Medical Co.) com dois mm de diâmetro foram confeccionados e cimentados aos espécimes. Após armazenamento em água a 37 °C durante 24 h, os espécimes foram seccionados no sentido mesio-distal e vestibulo-lingual, para obtenção de palitos de aproximadamente 0,8 mm², os quais foram testados em máquina de ensaios universal, a uma velocidade de 0,5 mm/min até o momento da fratura. Os valores de resistência adesiva (MPa) foram submetidos à análise de variância a um fator e teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

Os tipos de fraturas foram analisados por microscopia eletrônica de varredura. Os maiores resultados foram encontrados para o grupo de cura dual SBMP ($32.89 \pm 3.26a$), seguido pelos grupos controles fotopolimerizado SB ($26.74 \pm 7.45ab$); PB ($26.11 \pm 4.48ab$); CF ($25.30 \pm 6.42ab$); e posteriormente pelo grupo de sistema adesivo autopolimerizável EDP ($16.82 \pm 5.53bc$); sendo os valores mais baixos mostrados para o sistema de cura dual PBDC ($11.20 \pm 5.89c$). Para os grupos acompanhados pelas mesmas letras não houve diferenças estatísticas significantes. Em relação aos sistemas de cura dual terem apresentado resultados opostos, sendo o SBMP o que apresentou os maiores valores de resistência adesiva, enquanto o PBDC apresentou os menores, os autores acreditam que isso tenha ocorrido devido ao diferente modo de aplicação dos materiais. O SBMP é um sistema de dois frascos, desta forma, a aplicação do primer anteriormente a aplicação do adesivo reduziria o contato do adesivo hidrofóbico com a água residual de dentina, evitando a fase de separação dos monômeros e a diluição dos componentes do adesivo, permitindo uma adequada conversão dos monômeros e consequentemente alta resistência adesiva. Já o PBDC é um sistema de dois frascos, cujos conteúdos devem ser misturados no momento do uso. Em ambos os frascos há grande quantidade de solventes (álcool e acetona) e quando misturados podem então gerar uma solução com baixa concentração de monômeros ativadores e alta concentração de solventes, resultando em camadas adesivas muito finas e de baixa resistência adesiva. Acredita-se ainda que a presença de solvente residual pode promover a separação dos componentes hidrofóbicos e hidrofílicos dos sistemas adesivos e reduzir a polimerização de radicais livres, iniciada por luz e também reduzir o iniciador químico sulfonato aromático de sódio, responsável pela autopolimerização, prejudicando assim a adesão. Os baixos valores de adesão para o sistema autopolimerizável EDP foram justificados pelos autores com base na ação química do material. Segundo os autores, este material contém

sais aromáticos sulfinatos que se difundem no cimento resinoso e essa interação promove a polimerização. Entretanto, na camada híbrida formada por este sistema adesivo, foi possível observar através de MET (microscopia eletrônica de transmissão), alta concentração de monômeros hidrofílicos, que propiciam a difusão de água através da camada adesiva, prejudicando a polimerização da mesma. Além do que, a polimerização lenta deste sistema também seria propícia para a difusão de água proveniente dos túbulos dentinários e conseqüentemente haveria prejuízo da polimerização comprometendo as propriedades mecânicas deste material. Os tipos de fratura também variaram de acordo com o modo de polimerização. Para os sistemas onde menores valores de resistência adesiva foram observados (PBDC e EDP), predominaram as fraturas do tipo adesiva, ou seja, na porção mais fraca da interface adesiva. Já para o grupo SBMP, onde foram obtidos os maiores valores de resistência adesiva, as fraturas mostraram-se, em sua maioria, do tipo mista. Os autores acreditam que esta é uma evidência indireta de que ocorreram diferentes graus de conversão dos sistemas adesivos. Diante de tais resultados, os autores concluíram que o sistema autopolimerizável, e um dos sistemas de cura dual apresentou-se tão efetivo em relação à resistência adesiva, quanto os sistemas fotoativados testados.

No ano de 2008, Ishii et al. avaliaram a resistência ao cisalhamento de núcleos de resina composta à dentina, utilizando quatro sistemas adesivos de diferentes tipos de cura: dois de cura dual – Clearfil DC Bond/Kuraray Medical Co. (DC), Unifil Core Self-Etching Bond/GC Corp. (UC) e dois fotoativados – Clearfil SE Bond/Kuraray Medical Co. (SE) e Clearfil Tri-S Bond/Kuraray Medical Co. (TS). Os autores utilizaram 96 dentes bovinos, distribuídos em 4 grupos (n = 24), de acordo com os adesivos empregados, os quais foram aplicados segundo instruções dos fabricantes, e sequencialmente com o auxílio de uma matriz (5 mm diâmetro x 3 mm altura), foram construídos blocos com resina para núcleo, de cura dual (Clearfil DC Core Automix/Kuraray Medical Co.). Os

grupos foram então subdivididos em três subgrupos ($n = 8$) de acordo com o tipo de armazenamento dos espécimes, sendo: armazenamento em água a 37 °C por 24 h; armazenamento em água a 37 °C por sete dias, e para o terceiro subgrupo, após armazenamento em água a 37 °C por 24 h os espécimes foram submetidos à termociclagem (20.000 ciclos, $5 \pm 55^{\circ}\text{C}$). Posteriormente, foi realizado teste de cisalhamento e os valores foram obtidos pela razão entre a força no momento da fratura e a área adesiva. A análise estatística dos dados foi feita pelos testes de Levene, Tukey e Mann Whitney. Para o período de 24 h de armazenamento não houve diferença estatística significativa entre os grupos. Para o período de sete dias de armazenamento o grupo UC, de cura dual, mostrou resultados estatisticamente menores que os demais grupos. Em contrapartida, para o grupo fotoativado TS, a resistência ao cisalhamento diminuiu consideravelmente quando os espécimes foram submetidos à termociclagem, porém estatisticamente os resultados não diferiram dos grupos de cura dual. Para todas as condições de armazenamento, os melhores resultados foram encontrados para o grupo SE fotopolimerizado, no entanto, em nenhum dos diferentes tipos de armazenamento esta diferença foi estatisticamente significativa em relação ao grupo DC, de cura dual. Por outro lado, o grupo UC, também de cura dual, apresentou os piores valores sob todas as condições de armazenamento. Segundo os autores as diferenças entre os sistemas de cura dual podem ser explicadas pela diferença na composição dos materiais. O sistema DC, apresenta o monômero 10-MDP em sua composição, enquanto o UC apresenta o 4-MET. De acordo com o estudo, o 10-MDP tem uma forte interação com a hidroxiapatita, e que o 4-MET tem um potencial de adesão menor, o que teria levado aos resultados obtidos pelo estudo. Da mesma forma, os sistemas adesivos fotopolimerizados têm uma composição similar ao DC, e para eles não houve diferenças significantes. Os autores concluíram que o sistema

adesivo de cura dual Clearfil DC Bond apresentou resultados de adesão tão satisfatórios quanto os sistemas fotopolimerizados utilizados.

Rathke et al. (2012) avaliaram os efeitos do modo de polimerização de sistemas adesivos e de resinas de preenchimento na resistência adesiva à dentina. Para realizar o estudo, os autores utilizaram 320 molares humanos, os quais tiveram as superfícies oclusais aplainadas para exposição da dentina. Os espécimes foram então embebidos em resina acrílica com auxílio de um molde, e foram divididos em quatro grupos (n = 80) de acordo com os materiais utilizados: um sistema adesivo de condicionamento ácido total e fotoativado de dois passos (Excite/Ivoclar Vivadent, ER); seu correspondente autopolimerizável (Excite DSC/Ivoclar Vivadent, ER+SC); um sistema adesivo autocondicionante e fotoativado de dois passos (AdheSE/Ivoclar Vivadent, SE) e este mesmo com seu ativador (AdheSE DC/Ivoclar Vivadent, SE + SC). Após realizados os procedimentos adesivos, foram construídos blocos com resina de preenchimento de cura dual (MultiCore Flow/Ivoclar Vivadent) sobre os espécimes, sendo que os grupos foram então subdivididos (n = 10) de acordo com os protocolos adotados para polimerização da resina e o intervalo aguardado para o teste de resistência ao cisalhamento, sendo eles: a) autopolimerização por 5 min/teste imediato; b) fotopolimerização de cada face do bloco por 10 s/teste imediato; c) fotopolimerização de cada face do bloco por 20 s/teste imediato; d) fotopolimerização de cada face do bloco por 40 s/teste imediato; e) fotopolimerização apenas pela face oclusal do bloco por 60 s/teste imediato; f) fotopolimerização apenas pela face oclusal do bloco por 120 s/teste imediato; g) autopolimerização por 5 min/armazenamento por 24 h e h) fotopolimerização de cada face do bloco por 40 s/armazenamento 24 h. Para os grupos onde foi feito o armazenamento dos espécimes, estes foram mantidos em água a 37 °C, sendo que o armazenamento só foi adotado para estes dois protocolos por se tratar dos protocolos recomendados pelos fabricantes, todos os outros

protocolos adotados foram estipulados pelos autores. Todos os espécimes foram então submetidos a teste de resistência ao cisalhamento em máquina de ensaio universal e os resultados obtidos foram analisados pelos testes de Kruskal-Wallis ($p < 0,05$), Mann-Whitney e Bonferroni-Holm. Os tipos de fraturas foram analisados por microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que houve diferenças estatísticas significantes entre os sistemas adesivos ($p < 0.001$): sendo que os valores foram crescentes na seguinte ordem: SE > ER > ER + SC > SE + SC. A resistência adesiva imediata foi significativamente menor para os sistemas autopolimerizáveis ($p < 0.05$). O uso de ativadores para autopolimerização reduziu a resistência adesiva e promoveu falhas na adesão à dentina. O estudo explica que há alguns fatores que possam ter influenciado neste aspecto. Um deles seria a necessidade de um componente iniciador químico na resina de preenchimento, capaz de iniciar a polimerização química, pois sem a fotoativação não seria possível a formação de uma união imediata à dentina e essa união imediata é que seria resistente às tensões da contração de polimerização da resina. Sendo assim, sem um componente iniciador químico, a resina de cura dual teria sido aplicada diretamente sobre uma camada de adesivo não polimerizada. Outro fator que possivelmente tenha influenciado nos resultados, seria a diluição dos componentes do sistema adesivo, principalmente para o sistema Adhese SE DC, pois para este sistema quando adotada a cura dual, é necessário que se misture o mesmo ao ativador em proporções iguais, diluindo então o produto e podendo prejudicar a efetividade do sistema adesivo. A presença de solvente residual (etanol) seria também um fator de interferência nos resultados. Se o solvente não for evaporado adequadamente, pode afetar a polimerização da camada híbrida, ou pode ainda ocupar espaços que deveriam ser preenchidos por resina. Já para o sistema Excite DSC não há necessidade de mistura, não existindo portanto o risco de diluição. Porém nesta versão de cura dual, o material é menos viscoso e por consequência geraria uma camada adesiva muito

fina, pouco resistente aos estresses da contração de polimerização. Essa camada muito fina poderia ser deslocada durante a aplicação da resina e conseqüentemente poderiam ocorrer áreas de dentina não cobertas por adesivo. Os autores concluíram que a adição de ativador químico aos sistemas adesivos não melhorou a resistência adesiva à dentina e ao contrário, podem interferir na fotopolimerização da resina de preenchimento. Concluíram ainda que a resistência adesiva à dentina foi comprometida quando a resina de preenchimento de cura dual não foi fotoativada. Os autores acreditam que para que exista uma adequada resistência de união à dentina é necessário sempre realizar a fotoativação inicial das resinas de preenchimento.

Em outro estudo de 2012, Abou-Id et al. avaliaram a interface adesiva entre pinos de fibra e a dentina radicular, utilizando microscopia eletrônica de varredura. Para o estudo foram usados 48 pré-molares uniradiculares, divididos em seis grupos de acordo com o tipo de cura adotado para os sistemas adesivos em combinação com cimentos de cura química ou fotoativados, sendo eles: G1) sistema adesivo e cimento autopolimerizáveis (Lok /SDI - Post Cement HiX/Bisco); G2) adesivo de cura dual e cimento autopolimerizável (Excite DSC/Ivoclar Vivadent - Post Cement HiX/Bisco); G3) adesivo fotoativado e cimento autopolimerizável (OneStep/Bisco - Post Cement HiX/Bisco); G4) adesivo autopolimerizável e cimento de cura dual (Lok/ SDI - Variolink II/Ivoclar Vivadent); G5) adesivo e cimento de cura dual (Excite DSC/ Ivoclar Vivadent - Variolink II/ Ivoclar Vivadent) e G6) adesivo fotoativado e cimento de cura dual (OneStep/Bisco - Variolink II/ Ivoclar Vivadent). Os espécimes foram armazenados por sete dias e as raízes foram então seccionadas no sentido longitudinal, sendo que uma metade foi utilizada para avaliação dos tags resinosos e a outra da camada híbrida. Para análise dos resultados foram determinados escores de acordo com a continuidade da camada híbrida nos diferentes terços radiculares, ou a densidade e morfologia dos tags. Para as análises estatísticas foram utilizados os

testes de Kruskal-Wallis e Friedman ($p < 0.001$). Os resultados mostraram que a densidade e a morfologia da camada híbrida estão diretamente relacionadas ao tipo de polimerização do sistema adesivo e à profundidade da raiz. Para todas as combinações de materiais a região mais crítica foi o terço apical. Independente do terço avaliado, melhores resultados em relação à formação de tags e a continuidade da camada híbrida, foram encontrados para os grupos onde se utilizou sistema adesivo e cimento resinoso autopolimerizáveis, seguidos pelos sistemas de cura dual e por último os fotoativados. Os autores acreditam que os resultados tenham sido influenciados pela morfologia do substrato radicular, pela menor intensidade de luz nas regiões profundas da raiz, pela configuração radicular (fator C) e pela interação entre sistemas adesivos e cimentos resinosos. A redução da luminosidade no terço apical resulta em polimerização deficiente dos materiais que são dependentes da luz para dar início à polimerização. Os autores acreditam ainda que devido à configuração cavitária radicular desfavorável, os materiais fotoativados e de cura dual desenvolvam maior tensão na interface adesiva, resultando em fendas tanto na interface cimento/dentina quanto na interface pino/cimento. Essas fendas foram observadas em sua maioria no grupo onde a fotoativação foi feita para sistema adesivo e cimento resinoso. Com relação à interação dos materiais, os autores acreditam que a presença de monômeros acídicos em alguns dos sistemas adesivos interfira na polimerização do cimento resinoso. Os autores concluíram que os melhores resultados em relação a uniformidade da camada híbrida, formação de tags e prevenção da formação de fendas foram encontrados quando da utilização de sistema adesivo e cimento resinoso autopolimerizáveis; que a combinação de sistema adesivo fotoativado com cimento resinoso de cura dual mostrou os piores resultados e que o terço apical se mostrou o mais crítico, independente dos materiais utilizados.

2.3 Envelhecimento artificial

Em 1990, Krejci e Lutz realizaram um estudo para comparar os resultados de desgastes encontrados *in vitro* com os encontrados *in vivo*. Para isso os autores avaliaram qualitativa e quantitativamente restaurações MOD de resina composta e amálgama. Foram preparadas cavidades MOD em 12 molares humanos, sendo 6 restauradas com resina composta (D.I.500/Coltène AG) e 6 com amálgama (Dispersalloy/Johnson & Johnson). Foram feitas mensurações da superfície oclusal com scanner 3D e os espécimes foram submersos em solução de etanol a 75% por 24 h, para simulação da degradação química. Após esse período foram submetidos à abrasão com escovação e creme dental por 30 min. Posteriormente foram submetidos a 120.000 ciclos mecânicos (49 N; 1,7 Hz) e 300 ciclos térmicos (5 °C, 55 °C, 5 °C). Finalizados os ciclos, os espécimes foram novamente avaliados através de scanner 3D e também por MEV. Para correlacionar com resultados obtidos *in vivo*, foram utilizados dados clínicos de estudos anteriores, onde os mesmos materiais, com as mesmas configurações de restaurações foram avaliados após seis meses da realização das mesmas. Para avaliação dos espécimes *in vivo* foram feitos moldes com silicone de adição e feita a avaliação das superfícies de desgaste por MEV. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística pelo teste t não pareado e mostraram diferenças significantes entre os materiais avaliados. O Dispersalloy apresentou maior perda vertical da superfície oclusal (μm) do que a D.I. 500 tanto para os testes *in vitro* quanto para *in vivo*. Os resultados do estudo mostraram que havia alta correlação entre os dois métodos testados, sendo que a análise quantitativa mostrou alta correlação entre os dados *in vitro* e *in vivo* para ambos os materiais. O padrão de desgaste qualitativo também foi muito similar. Os autores citam que de acordo com a literatura existente até então, 250.000 ciclos

mecânicos seriam equivalentes a um ano de ação mastigatória, porém sem a influência da escovação, da abrasão causada pelo creme dental e da degradação química. Para poder correlacionar os resultados *in vitro* aos resultados *in vivo*, os autores adotaram 120.000 ciclos mecânicos e os resultados do estudo mostraram que era possível relacionar os dados obtidos em laboratório a 6 meses de evolução clínica. Os autores chegaram à conclusão de que o método de desgaste *in vitro* é eficaz para tentar reproduzir as condições clínicas relevantes.

Também em 1990, Momoi et al. avaliaram o efeito do estresse térmico na infiltração marginal de restaurações de resinas compostas feitas em dentes bovinos. O efeito do aumento do número de ciclos térmicos na infiltração marginal foi medido por condutividade elétrica. Foram preparadas quatro cavidades de formato cilíndrico (2.0 mm diâmetro e 1.5 mm de profundidade), nas faces vestibulares de nove incisivos bovinos. Elas foram preenchidas com quatro diferentes marcas de resinas para dentes posteriores: uma autopolimerizável (Clearfil Photo Posterior/Kuraray Medical Co.) e três fotopolimerizáveis (Clearfil Photo Posterior Kuraray Medical Co., P30/3M ESPE e P50/3M ESPE), seguindo as instruções dos fabricantes. Após a realização das restaurações os espécimes foram mantidos em solução salina a 37 °C durante 1 h e foi feita a primeira análise elétrica dos mesmos. Um dos dentes foi mantido em solução salina para controle e os demais foram submetidos a 9.000 ciclos térmicos (37 ± 2°C, 4 ± 2°C, 37 ± 2°C e 60 ± 2°C). Durante este período foi medida a condução elétrica da câmara pulpar para a restauração utilizando um aparelho para mensuração de potencial elétrico (60 Hz, 10 Vp-p), totalizando 21 mensurações. Os resultados mostraram que antes da aplicação do estresse térmico a resina autopolimerizável tinha menor grau de infiltração marginal do que as demais fotopolimerizadas, mas durante os ciclos todas apresentaram aumento gradual da infiltração marginal e espécimes com menor infiltração inicial, mostraram menor aumento da infiltração, durante todo o período

experimental. Não foram observadas diferenças estatísticas significantes entre as resinas testadas. Esse melhor desempenho inicial da resina autopolimerizável pode ser atribuído a polimerização lenta do material permitir melhor acomodação do mesmo, compensando os estresses da contração de polimerização. A aplicação de luz provocaria uma polimerização mais rápida, impossibilitando essa compensação. De acordo com as observações do estudo, as variações de temperatura influenciam na microinfiltração, pois nos espécimes controle, não submetidos ao estresse térmico, não houve aumento da infiltração marginal. Os autores citam que a diminuição de valores, de 37 °C para 4 °C, podem gerar tensões de contração volumétrica da resina, e quando há aumento da temperatura, de 37 °C a 60 °C, podem existir tensões de expansão. A presença de infiltração provavelmente se dá devido ao diferente coeficiente de expansão térmica do dente e da resina. Os autores observaram também que a progressão da infiltração foi gradual, ou seja, quando analisada após a realização de um ciclo, não foi significativa, porém depois de 25 ou 50 ciclos houve um grande aumento da infiltração para todos os espécimes, seguido de uma diminuição temporária, provavelmente devido à expansão da resina por absorção de água. Após essa diminuição temporária houve novamente um grande aumento até a finalização dos ciclos. Esse aumento gradual na infiltração marginal, segundo os autores, pode acontecer se houver uma região onde a adesão ao dente esteja descontinuada, desta forma os estresses da contração de polimerização se concentram nas margens da área de adesão. Quando essa margem é submetida a temperaturas baixas, há então a contração provocada pelo estresse térmico somando-se a outra e promovendo a contração da resina. A contração de polimerização permanece mesmo quando as temperaturas voltam a subir, e dessa forma a infiltração marginal aumenta. Especulou-se também que o aumento da temperatura possa causar uma expansão da resina, principalmente em direção à superfície livre da restauração, e que é possível que a resina

não tenha retornado à sua configuração original, influenciando também no aumento da infiltração.

No ano de 1999, Gale e Darvell realizaram uma revisão de literatura, no intuito de determinar um protocolo padronizado e eficaz para a simulação de variações térmicas nos estudos realizados *in vitro*. Os autores notaram que variados protocolos eram adotados, tornando difícil a comparação dos resultados obtidos nos diferentes estudos, e desta forma a influência das alterações térmicas poderiam ser contraditórias, embora fosse de consenso que promoviam efeito deletério sobre os materiais restauradores. O artigo relata que não existe uma padronização das temperaturas adotadas, nem dos tempos de aplicação de cada banho e nem mesmo do número adequado de ciclos a ser realizados, além de não haver na maioria dos estudos revisados, uma explicação clara que justificasse a adoção dos parâmetros escolhidos. Os autores acreditam que a adoção de parâmetros extremos são irracionais e arbitrárias, não tendo uma adequada representatividade. Eles citam também que diante da variedade encontrada na literatura, não puderam encontrar um protocolo que fosse considerado relevante. Sendo assim, optaram por recomendar que nos estudos *in vitro*, fossem utilizados ciclos de: 35 °C (28 s), 15 °C (2 s), 35 °C (28 s), 45 °C (2 s). Essas temperaturas foram sugeridas por ser pouco provável que sejam críticas e os intervalos devem ter tempo suficiente para o retorno à temperatura de referência (35 °C), pois a transição entre temperaturas extremas não são situações comuns clinicamente. Os autores não conseguiram concluir quantos ciclos térmicos ocorriam *in vivo*, mas traçaram uma estimativa de que ocorram de 20 a 50 ciclos por dia, e que seriam aproximadamente 10.000 ciclos por ano. Para reprodução em laboratório isto levaria cerca de três a quatro dias, o que seria conveniente para realização de estudo *in vitro*.

No trabalho realizado por Heintze et al. em 2005, os autores avaliaram cinco diferentes métodos de desgaste, para dez grupos com materiais restauradores diferentes. Foram utilizadas quatro resinas

compostas para uso indireto (BelleGlass/Kerr; Chromasit/Ivoclar Vivadent; Estenia/Kuraray Medical Coe Targis /Ivoclar Vivadent polimerizada a 95 °C e 130 °C), duas para uso direto (Heliomolar RO/ Ivoclar Vivadent; SureFil/Dentsply Caulk e Tetric Ceram/Ivoclar Vivadent), amálgama (Amalcap Plus/Ivoclar Vivadent) e uma cerâmica (Empress/Ivoclar Vivadent). Foram seguidos cinco protocolos já adotados anteriormente para avaliação dos métodos de desgaste de diferentes centros: Ivoclar, Zurich, Munich, OHSU e ACTA. Todos os espécimes foram preparados por um único operador, e os materiais utilizados para o mesmo grupo fossem do mesmo lote. Cada centro de testes recebeu os espécimes, sem saber de quais marcas eram. No protocolo Ivoclar os espécimes foram mantidos secos por 24 h e posteriormente montados em um simulador de mastigação, sendo que os antagonistas foram confeccionados em cerâmica IPS Empress/Ivoclar Vivadent de forma cônica. Foi utilizada uma carga de 50 N e o deslizamento adotado foi de 0,7 mm. Foram realizados 120.000 ciclos com frequência de 1,6 Hz. Os espécimes foram submetidos também a 320 ciclos térmicos (5 a 55 °C). Após os ciclos foram confeccionados modelos e os desgastes foram avaliados por meio de um aparelho laser e um software 3D, calculando-se a perda volumétrica e a perda vertical. Para o protocolo Zurich, os espécimes foram armazenados em água a 36,5 °C por duas semanas e posteriormente montados em simulador, sendo os antagonistas cúspides cortadas de molares humanos. A carga utilizada foi de 49 N e a frequência de 1,7 Hz. Os espécimes foram montados em um ângulo de 45° permitindo que o antagonista pudesse deslizar sobre eles. Concomitantemente os espécimes foram submetidos a 3000 ciclos térmicos (5 a 55 °C). Após a realização de 120.000, 240.000, 640.000 e 1.200.000 ciclos mecânicos os espécimes foram submetidos à escovação com creme dental por 30 min, 30 min, 100 min e 140 min respectivamente. Além disso, após 120.000 ciclos mecânicos, os espécimes foram submersos em solução de etanol 75% por 20 h para

simulação de degradação química. A análise dos desgastes foi feita após cada sequência de ciclos por meio de scanner 3D e foram avaliadas as perdas verticais dos espécimes e dos antagonistas tanto na superfície oclusal quanto nas superfícies livres. O protocolo Munich utilizou um protótipo do simulador de desgaste utilizado para o protocolo Ivoclar. Os espécimes foram mantidos em solução fisiológica de cloreto de sódio, em temperatura ambiente por sete dias. Os antagonistas de forma esférica (5 mm diâmetro) foram confeccionados em óxido de alumínio, o deslizamento adotado (movimento bidirecional para frente e para trás) foi de 8 mm e a carga de 50 N. Durante os ciclos os espécimes foram lavados com água destilada a 37 °C. Após a realização de 10.000, 30.000 e 50.000 ciclos bidirecionais foram confeccionados modelos de gesso os quais foram analisados em scanner 3D e foi avaliada a perda volumétrica das facetas de desgaste. No protocolo OHSU os espécimes foram armazenados em água a 37 °C por 24 h. Os antagonistas utilizados foram cúspides de molares superiores desgastadas com lixas e pontas de silicone para apresentarem forma esférica, polidas com óxido de alumínio e limpas em aparelho ultrassônico. Os antagonistas foram pressionados contra os espécimes, tendo uma camada intermediária de uma pasta simulando alimento. A carga utilizada foi de 50 N e o deslizamento linear de 8 mm. Ao final do deslizamento uma carga de 80 N foi aplicada para produção de desgaste localizado. Foram realizados 100.000 ciclos unidirecionais com frequência de 1 Hz. A perda média vertical por abrasão e atrição das facetas de desgaste foram medidas por perfilometria. Para o protocolo ACTA foi utilizado um dispositivo contendo duas rodas metálicas, que giram em sentidos opostos em velocidades diferentes e têm contato próximo. Em uma das rodas foram posicionados os espécimes enquanto a outra serve como antagonista. A força adotada foi de 15 N e foi utilizada uma pasta para simulação do alimento. Após a realização de 50.000, 100.000 e 200.000 ciclos, a perda máxima vertical foi avaliada por meio de perfilometria. Após finalizados os testes de

desgastes, todos os dados foram avaliados estatisticamente pela Ivoclar, incluindo a transformação logarítmica dos dados, o cálculo dos valores relativos obtidos por cada material em cada centro de pesquisa, as medidas de concordância entre os métodos, a discriminação da força e coeficiente de variação de cada método, assim como as medidas de consistência e desempenho global para cada material. Os valores relativos de cada material mostraram grande variação entre os diferentes centros de testes. Quando todos os materiais foram levados em conta, e os métodos de teste comparados uns aos outros, somente o ACTA concordou razoavelmente com dois outros métodos: OHSU e Zurich. Por outro lado, os resultados do teste de Munich não concordaram com nenhum outro. O método de Zurich mostrou as menores porcentagens da variância total dos dados, causada pela variação entre os materiais testados, enquanto ACTA e Ivoclar mostraram os maiores. Em relação aos materiais, o melhor desempenho foi mostrado pela cerâmica Empress, claramente a frente das resinas BelleGlass, SureFil e Estenia, enquanto Heliomolar RO, Tetric Ceram e especialmente Chromasit apresentaram um desempenho muito ruim. As resinas de melhor consistência foram BelleGlass e Surefil, enquanto a consistência do Amalcap e Heliomolar RO foram consideradas muito ruins. Os autores concluíram que devido às diferenças encontradas entre os diferentes testes é prudente que se combine mais de um método para avaliar a resistência ao desgaste de materiais utilizados para restaurações. Neste trabalho os autores destacam que não há uma equivalência exata entre o número de ciclos realizados artificialmente e o ocorre na boca, ou seja, não foi estipulada uma relação sistemática entre eles, mas apenas uma extrapolação de dados com base no estudo realizado por Krejci e Lutz em 1990, anteriormente citado nesta revisão.

Mair e Padipatvuthikul (2010) fizeram uma revisão da literatura, avaliando as variáveis de materiais e de preparação que interferem nos estudos de resistência adesiva. As variáveis avaliadas

foram: preparação da superfície adesiva (física, química ou combinada) e envelhecimento artificial dos espécimes (armazenamento em água, termociclagem, ciclagem mecânica). Dentre os fatores analisados pelo estudo, o envelhecimento artificial é o que tem relevância para esta revisão de literatura. Segundo os autores, o método mais comum é o armazenamento em água, normalmente em temperatura ambiente ou simulando a temperatura bucal e por períodos que podem variar até três meses. Com relação aos ciclos térmicos, os autores citam que estudos anteriores mediram as variações extremas de temperatura na boca, utilizando sensores térmicos acoplados a restaurações protéticas. E que segundo um estudo anterior de um dos autores, as variações de temperatura na boca, dificilmente ultrapassem o mínimo de 0 °C ao ingerir sorvetes e o máximo de 60 a 65 °C ao comer um sanduíche de queijo quente. Na maioria do tempo, quando os pacientes não estão comendo ou bebendo estão sujeitos à variações de temperatura muito pequenas. Os autores também citam a importância de considerar que essas alterações de temperatura na boca são relativamente lentas, pois dificilmente o indivíduo ingere alimentos muito gelados e muito quentes ao mesmo tempo. Se na simulação, esses banhos térmicos forem realizados com a brusca mudança de temperatura, isso pode causar choques térmicos que levam à expansão ou a contração exagerada do material restaurador. Foi observado também que para restaurações de resina composta, o efeito da termociclagem é menos deletério do que para restaurações de amálgama, o que sugere que a condutividade térmica do material também tem influência sobre este método de envelhecimento. Quando avaliados os estudos relativos à ciclos mecânicos, notou-se que os estresses mais comumente encontrados na boca são os de compressão. A maioria dos estudos adota apenas uma forma de aplicação do estresse para a realização de testes, seja tensão, compressão, resistência flexural ou cisalhamento. Esses testes aumentam a carga sobre o espécime até que ele se quebre, porém não há uma ação cumulativa de vários

estresses, como há na boca. É válido considerar que nestes casos, dois fatores são interferentes: o estresse dos ciclos mecânicos e do teste em si. Diferentes abordagens de testes podem ser utilizadas, em uma delas os espécimes são submetidos a um número de ciclos pré fixado e depois testados até falhar, chamados testes monotônicos. No outro método, os espécimes são submetidos a uma carga pré fixada e a ciclos indefinidos, até que a falha ocorra, são conhecidos como testes de fadiga a longo prazo. Aparentemente, a carga a qual os espécimes sobreviveriam a 1 milhão de ciclos de fadiga a longo prazo corresponde a 1/6 do valor que ele sobreviveria a um ciclo monotônico. Os autores concluíram que o armazenamento em água diminui a resistência adesiva, mas não drasticamente. Já a ciclagem térmica influencia significativamente na redução da resistência adesiva, devendo ser adotada em testes deste tipo. No que diz respeito à ciclagem mecânica, deve-se levar em consideração que as cargas adotadas em estudos laboratoriais são condizentes com esforços mastigatórios normais o que não esclarece como seria o comportamento destes materiais em pacientes com hábitos parafuncionais. Os autores consideram que os testes monotônicos, embora sejam muito válidos para avaliar o desempenho dos materiais, podem não refletir o desempenho clínico dos mesmos.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar o efeito do tipo de adesivo e do seu mecanismo de ativação, assim como da viscosidade da resina composta, na resistência de união à dentina antes e após envelhecimento artificial.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento experimental

4.1.1 Unidades Experimentais

- 240 incisivos bovinos.

4.1.2 Fatores em Estudo

a) - Resina composta em 2 níveis de viscosidade:
Convencional, Grandio SO;
Fluida, Grandio SO Heavy Flow.

b) - Sistemas adesivos em 6 níveis:
Futurabond M;
Futurabond DC cura química;
Futurabond DC fotopolimerizado;
Clearfil S3;
Clearfil DC cura química;
Clearfil DC fotopolimerizado.

- c) - Envelhecimento em 2 níveis:
 - Sem ciclagem termomecânica;
 - Com ciclagem termomecânica.

4.1.3 Variável de Resposta

- Resistência adesiva (MPa).

4.2 Preparo dos espécimes

Este projeto foi submetido ao Comitê de Ética em pesquisa do curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos e por se tratar de pesquisa em dentes bovinos, considerado substrato disponível comercialmente, a avaliação acerca dos princípios éticos envolvidos no estudo foi desnecessária (Anexo A - Ofício nº 15/2011/CEPa).

Foram utilizados 240 dentes incisivos bovinos, retirados de mandíbulas de animais recém-abatidos. Após a extração, os resíduos de ligamento periodontal foram removidos com uma lâmina de bisturi nº 18, sendo então armazenados em água deionizada, sob refrigeração, até o momento do uso (Figura 1A). Antes da utilização dos dentes para a preparação dos espécimes, eles foram examinados em estereomicroscópio para certificação da ausência de trincas ou outros defeitos de superfície (Jones et al., 1999). As porções radiculares foram removidas com disco diamantado (Dremel, Breda, Holanda) em torno de alta rotação (Nevoni, São Paulo, SP, Brasil) e desprezadas (Figura 1B).

Para expor a porção dentinária, as faces vestibulares foram desgastadas em politriz circular (Pantec Polipan 2, Panambra, São Paulo, SP, BR) com lixas de carbetto de silício de granulação 400 (Fepa-P), até que se conseguisse uma área mínima de 6 x 6 mm (Figura 1C e 1D). Após exposição da dentina foram realizadas aberturas na região do cingulo, para que através dessa fosse possível empregar um espessímetro e padronizar uma espessura mínima de dentina remanescente em 2 mm (Figura 1E e 1F). Após essa padronização os espécimes foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável (Jet, Clássico, São Paulo, SP, Brasil) com auxílio de uma matriz de silicone (Rodhorsil, Clássico, São Paulo, SP, Brasil) em formato cilíndrico, de modo que a superfície de dentina ficasse voltada para baixo (Figura 2A e B). Após a cura total da resina acrílica, as bases dos cilindros de resina foram aplainadas em politriz circular com lixas de granulação 400 (Fepa-P) por um período de 3 min. Para esse aplainamento os cilindros foram colocados em um dispositivo de polimento automático (Autopol, Panambra, São Paulo, SP, Brasil), que exerce uma força padronizada de 440 g sobre as amostras durante o desgaste. Após o aplainamento das bases, foi feita a padronização da camada de *smear layer*, utilizando o mesmo dispositivo de polimento automático, porém com lixas de granulação 600 (Fepa-P), de acordo com a ISO/TS11405, 2003, utilizando a velocidade de 300 rpm por um período de 30 s (Figura 2C e 2D).

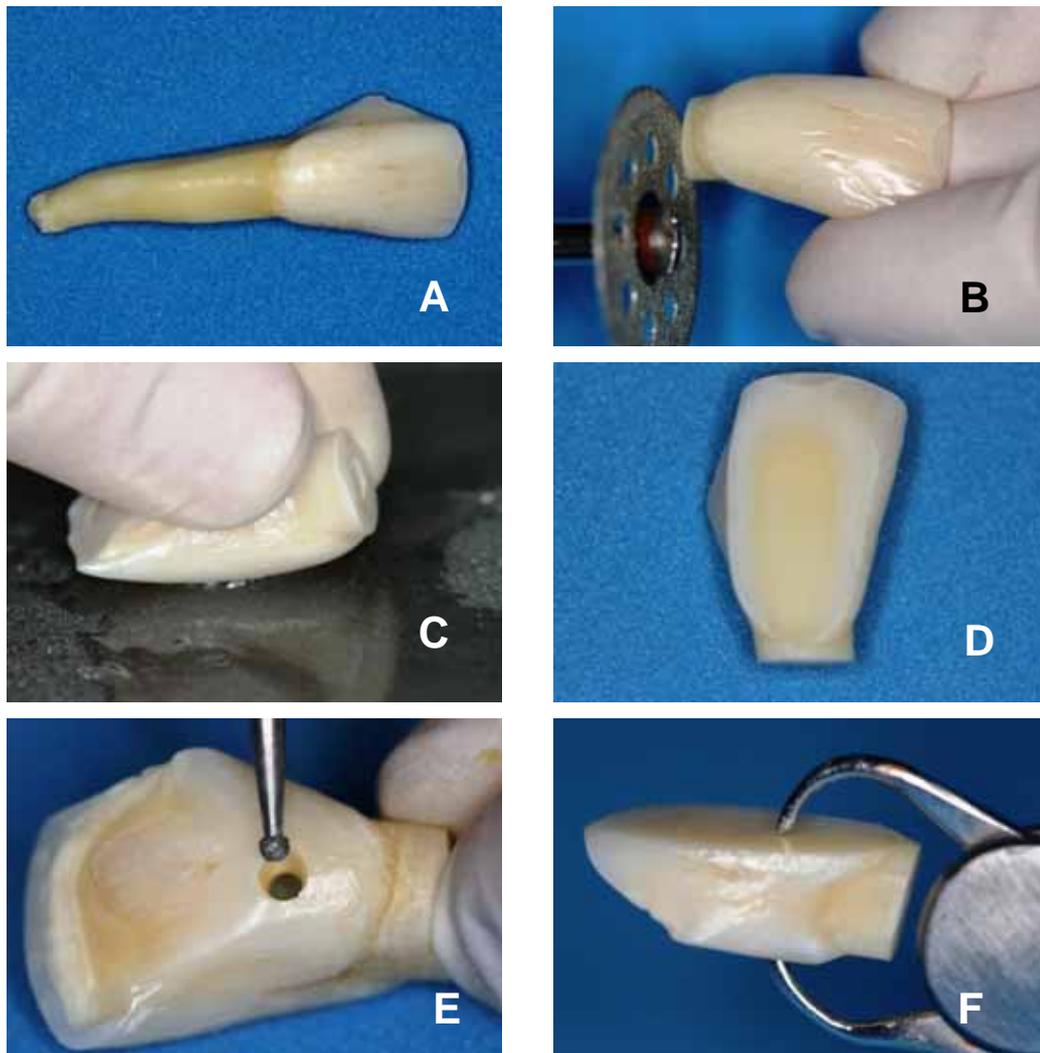


Figura 1 – A) Dentes bovinos íntegros após a remoção dos tecidos moles; B) Separação das raízes; C) Aplainamento da face vestibular para exposição da dentina; D) Dentina exposta; E) Abertura na região de cingulo; F) Mensuração da espessura de dentina.

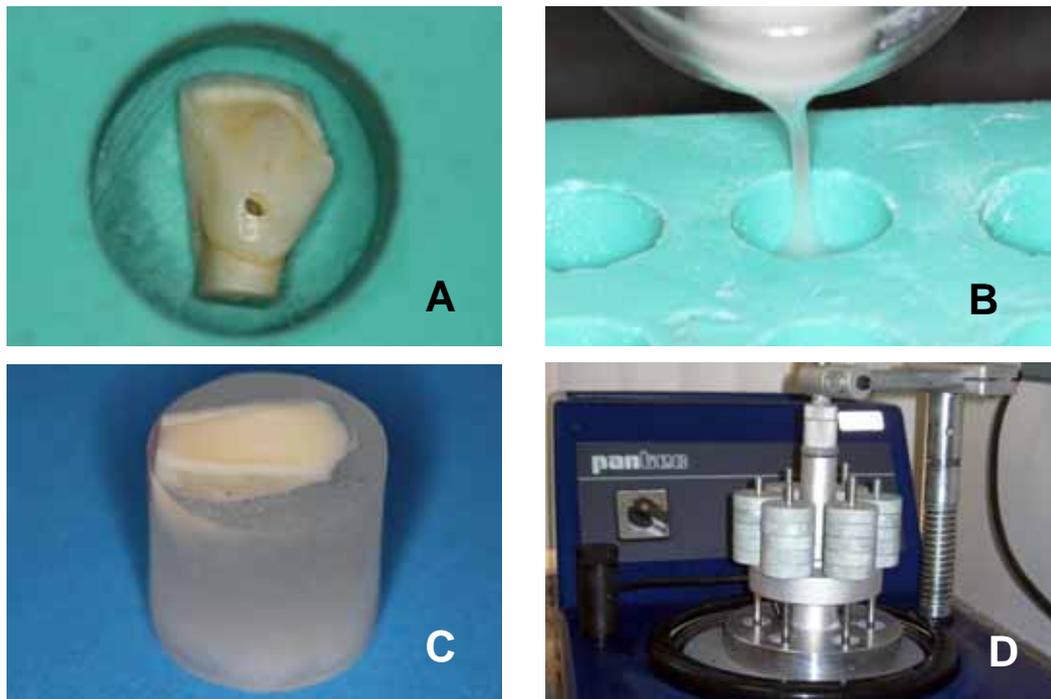


Figura 2 – A) Dente posicionado em matriz de silicone; B) Inclusão em resina acrílica; C) Dente incluído em cilindro de resina; D) Dispositivo para polimento.

4.3 Divisão dos grupos experimentais

Para realização das restaurações os dentes foram divididos em dois grupos de acordo com a viscosidade da resina composta:

- **GC** - Grandio SO (Voco) - viscosidade convencional;
- **GF** - Grandio Heavy Flow (Voco) - baixa viscosidade com alto conteúdo de carga.

Cada um destes grupos foi dividido em seis subgrupos, de acordo com os sistemas adesivos autocondicionantes utilizados sendo eles:

- **FM** - Futura Bond M (Voco, Cuxhaven, Alemanha) - fotopolimerizado;
- **FDCQ** - Futura Bond DC (Voco, Cuxhaven, Alemanha) – cura química;
- **FDCF** - Futura Bond DC (Voco, Cuxhaven, Alemanha) - fotopolimerizado;
- **CS** – Clearfil S3 Bond Single dose (Kuraray Medical Co., Tokyo, Japão) – fotopolimerizado;
- **CDCQ** – Clearfil DC (Kuraray Medical Co., Tokyo, Japão) – cura química;
- **CDCF** – Clearfil DC (Kuraray Medical Co., Tokyo, Japão) – fotopolimerizado.

Estes 12 grupos com 20 espécimes em cada foram novamente subdivididos de modo que metade dos espécimes fosse submetida à ciclagem termomecânica:

- **C** – recebeu ciclagem termomecânica;
- **NC** – não recebeu ciclagem termomecânica.

O total foi de 24 grupos de 10 espécimes em cada. Um esquema da divisão dos grupos pode ser visto na Figura 3.

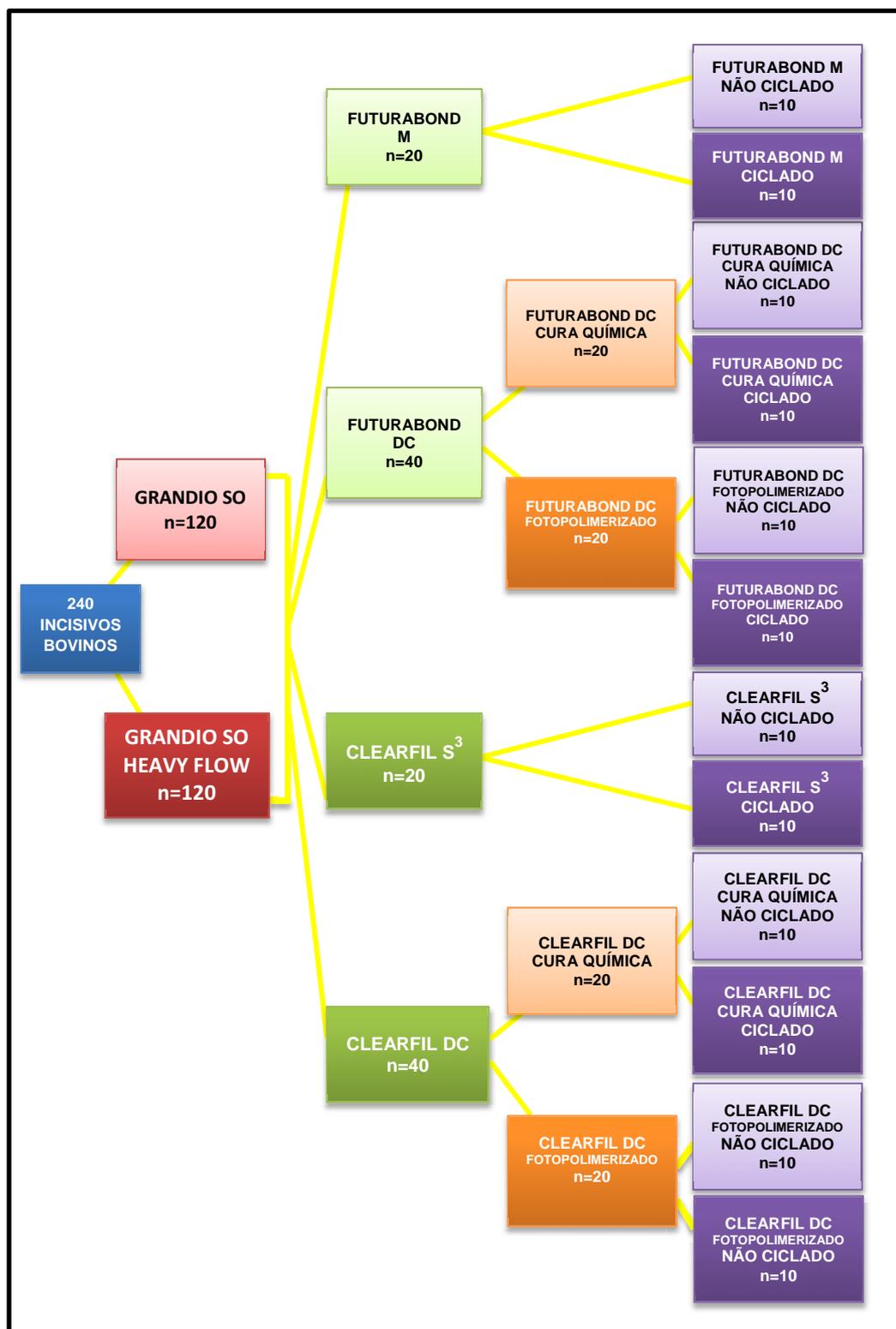


Figura 3 - Divisão dos grupos experimentais.

4.4 Aplicação dos sistemas adesivos

Para aplicação dos sistemas adesivos foram seguidas as especificações dos fabricantes. A camada de dentina foi levemente seca com bolinhas de algodão e a aplicação do adesivo feita com *microbrush* sob agitação por um período de 20 s (Figura 4A). A seguir foi aplicado um leve jato de ar com seringa tríplice por 5 s, sendo esta posicionada a 10 cm de distância da superfície dentinária. Para os adesivos que receberam fotoativação foi aplicada luz azul proveniente de um aparelho LED modelo Emmiter A (Schuster, Santa Maria, RS, Brasil) durante 10 s, emitindo uma densidade de potência de 1000 mW/cm^2 . Para os adesivos de cura química a aplicação foi feita da mesma forma, porém antes da confecção da restauração aguardou-se um período de três min para que ocorresse a polimerização do mesmo.

4.5 Confeção dos blocos de resina

Para confecção dos blocos de resina foi utilizada uma matriz de silicone fenestrada de formato quadrangular, com dimensões de $5 \times 5 \times 2 \text{ mm}$. Essa matriz foi posicionada sobre a superfície do espécime, expondo a área onde o adesivo foi aplicado. A seguir a resina foi aplicada em incremento único, com auxílio de um instrumento condensador para a resina de consistência convencional e diretamente com a ponta aplicadora para a resina fluida (Figuras 4B e 4C). Após inserção da resina ela foi fotopolimerizada por 20 s. A seguir a matriz foi removida, sendo realizada uma fotopolimerização adicional por 20 s para cada face do

bloco de resina. Finalizada a confecção dos blocos, os espécimes permanecem armazenados em água deionizada em estufa a 37°C por 24 h.

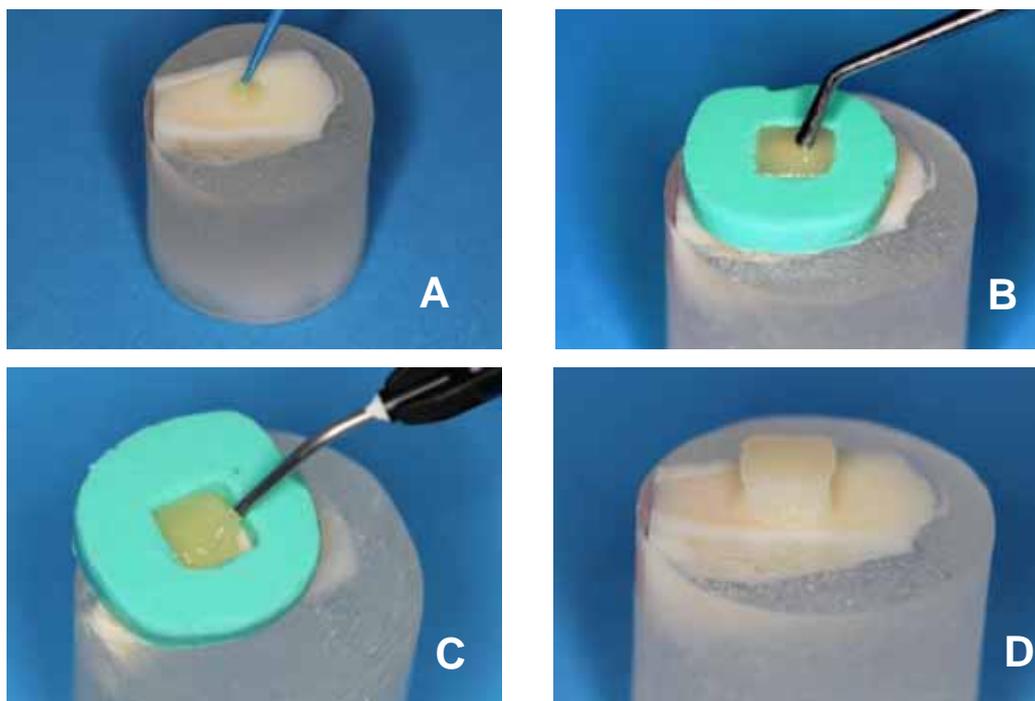


Figura 4 – A) Aplicação do adesivo; B) Inserção da resina convencional; C) Inserção da resina fluida; D) Bloco de resina construído.

Todos os materiais, fabricantes, suas composições e lote encontram-se no Quadro 1.

Quadro 1 - Materiais utilizados, fabricantes, composições e lote

MATERIAL	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO	LOTE
Grandio SO	Voco, Cuxhaven, Alemanha	Matriz resinosa: Bis-GMA, BisEMA, TEGDMA, CQ, Amina, BHT. Conteúdo inorgânico: Nanopartículas de SiO ₂ : 20- 40nm; Cerâmica vítrea: 1µm. Conteúdo de carga: 89% em peso e 73% em volume.	1029391
Grandio SO Heavy Flow	Voco, Cuxhaven, Alemanha	Matriz resinosa: Bis-GMA, BisEMA, TEGDMA, HDDMA, CQ, Amina, BHT. Conteúdo inorgânico: Nanopartículas de SiO ₂ : 20- 40nm; Cerâmica vítrea: 1µm. Conteúdo de carga: 83% em peso e 68% em volume.	1123233
Futurabond M	Voco, Cuxhaven, Alemanha	UDMA, HEMA, methacroyl phosporic acid ester, canforoquinona, BHT e etanol.	1025303
Futurabond DC	Voco, Cuxhaven, Alemanha	Bis-GMA, HEMA, TMPTMA, methacroyl phosporic acid ester, canforoquinona, BHT e etanol.	1030392
Clearfil S ³ Bond	Kuraray Medical Co., Tóquio, Japão	Bis-GMA, HEMA, canforoquinona, MDP, dimetacrilato hidrofóbico, álcool etílico, água e sílica coloidal.	000210
Clearfil DC	Kuraray Medical Co., Tóquio, Japão	Bis-GMA, HEMA, canforoquinona, MDP, peróxido de benzoíla, etanol, água e sílica coloidal.	Líquido A: 00025 Líquido B: 00018

4.6 Ciclagem termomecânica

Os grupos termociclados foram submetidos ao tratamento de envelhecimento artificial no equipamento de desgaste termomecânico ER 3700 (Erios, São Paulo, SP, Brasil – Figura 5A). Os espécimes passaram por 300.000 ciclos mecânicos, sob pressão de 2 bars, recebendo carga de 88,4 N, sendo esta aplicada perpendicularmente ao longo eixo da restauração, no centro do bloco (Figura 5B). Simultaneamente à realização dos ciclos mecânicos foram realizados 1.000 ciclos térmicos de banhos em água destilada durante 30 s para cada temperatura (5 ± 2 °C, 37 ± 2 °C e 55 ± 2 °C), com intervalo de 10 s entre cada banho.

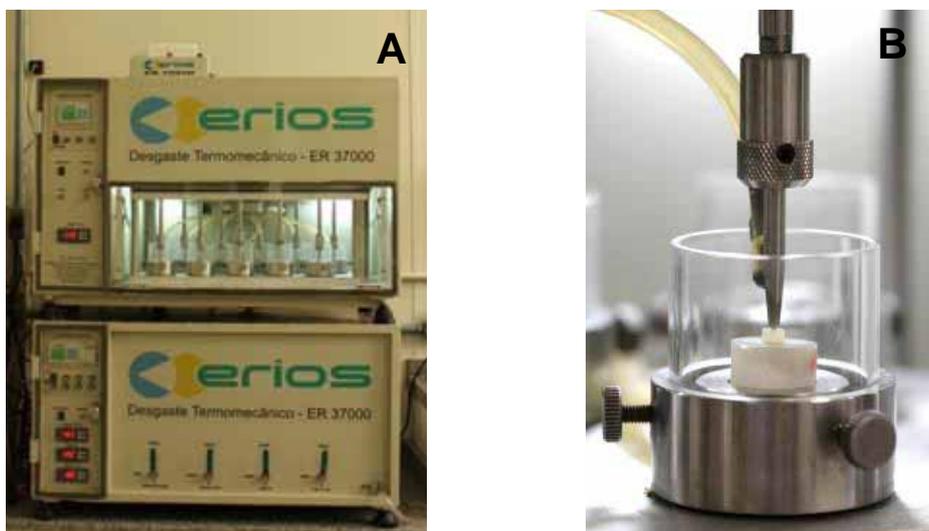


Figura 5 – A) Máquina de ciclagem termomecânica; B) Unidade de aplicação de carga perpendicular e banhos térmicos.

4.7 Obtenção dos palitos

Para obtenção dos palitos os espécimes foram fixados em cortadeira de precisão (Labcut, Extec, Enfield, CT, EUA), de forma que o bloco de resina estivesse perpendicular ao disco de corte diamantado (Figura 6A). Foram feitos quatro cortes com intervalo de aproximadamente 1 mm entre eles, feitos esses cortes foram feitos outros 4 cortes perpendicularmente a esses, também com intervalo de 1 mm entre eles (Figura 6B), formando assim palitos dentina/resina de aproximadamente 1 X 1mm, totalizando 9 palitos por dente. Para determinar as larguras exatas, a interface adesiva foi mensurada com um paquímetro (Figura 6C), permitindo a determinação da área de adesão e da resistência adesiva em Mpa, através da fórmula:

$$RA(MPa) = \frac{F \text{ (Kgf)}}{A \text{ (mm}^2\text{)}}$$

Onde:

RA = Resistência adesiva em MPa

F = Força aplicada em Kgf

A = Área medida na interface adesiva em mm²

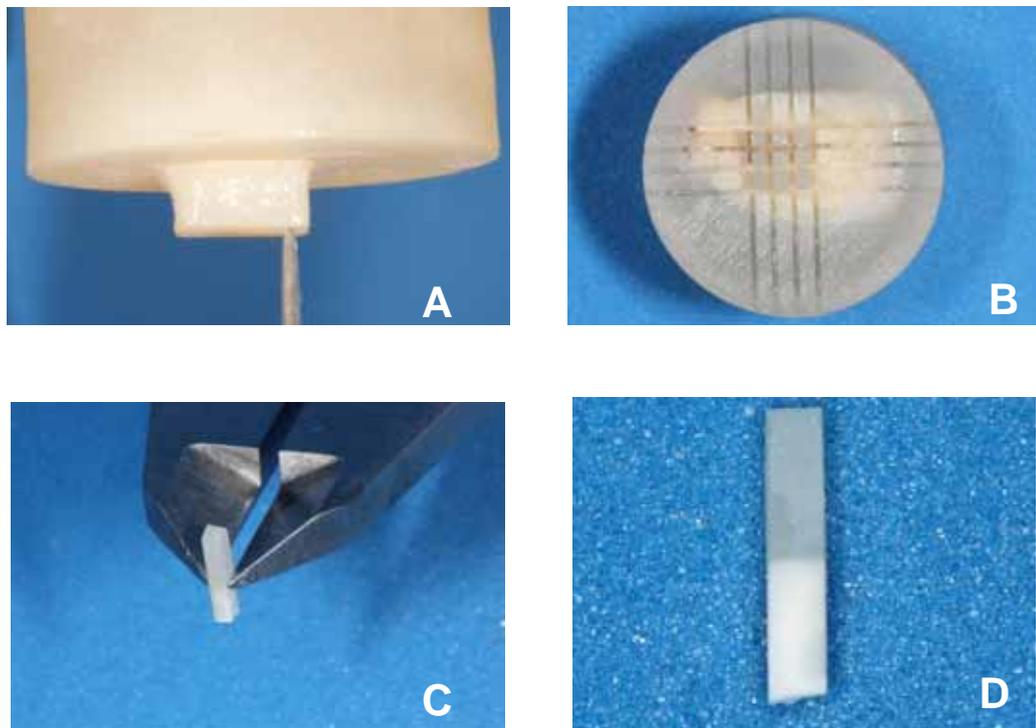


Figura 6 – A) Corte em cortadeira de precisão; B) Cortes perpendiculares formando 9 palitos; C) Mensuração dos palitos com paquímetro digital; D) Palito dentina/resina.

4.8 Teste de microtração

Para realização dos testes de microtração os palitos foram colados nos suportes para espécimes do dispositivo de microtração modelo LA 2500 (Erios, São Paulo, SP, Brasil), conforme mostrado na Figura 7A, empregando cola a base de cianocrilato Loctite 454 (Loctite, Itapevi, SP, Brasil). Para acelerar a presa da cola, foi utilizado o acelerador Loctite 7452 (Loctite, Itapevi, SP, Brasil). Os ensaios foram realizados em uma máquina de ensaios universais (DL-200MF, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com uma célula de carga de 10 Kg, a

uma velocidade de 1 mm/min, segundo as normas descritas no ISO/TS11405, 2003. Os valores foram mensurados em MPa.

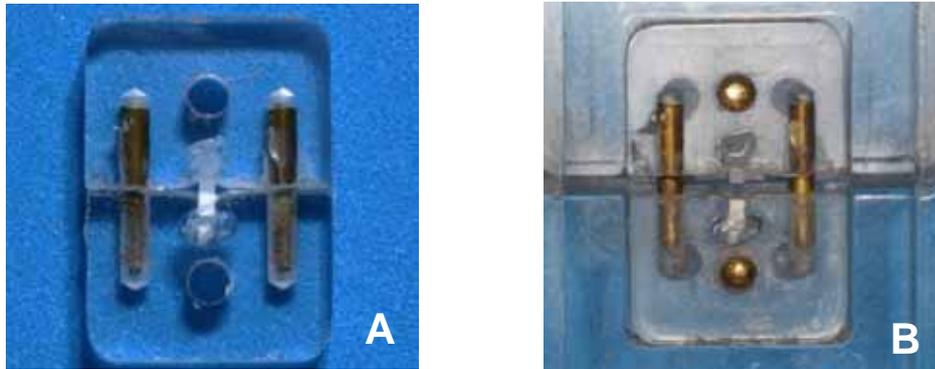


Figura 7 – A) Palito colado no dispositivo para microtração; B) Ruptura do palito após teste de microtração.

4.9 Análise das fraturas

Após a mensuração da resistência adesiva, os palitos fraturados foram imersos em hematoxilina 7% por 3 min, posteriormente lavados em água e as regiões da ruptura foram observadas em estereomicroscópio (Stemi 2000, Karl Zeiss, Alemanha) com aumento de 50 vezes. As amostras foram fotografadas para análise do tipo de fratura, sendo classificadas em:

- Coesiva no substrato dental - Fratura predominantemente (com mais de 75%) no interior da estrutura dental (Figura 8A);
- Coesiva em resina - Fratura predominantemente (cerca de 75%) no interior da resina composta (Figura 8B);

- Adesiva - Fratura na interface adesivo/estrutura dental ou na interface adesivo/resina composta, em mais de 75% da área analisada (Figura 8C);
- Mista - Fraturas sem predominância maior que 75% de qualquer tipo de falha (Figura 8D).

O percentual de ocorrência de cada tipo de fratura foi calculado.

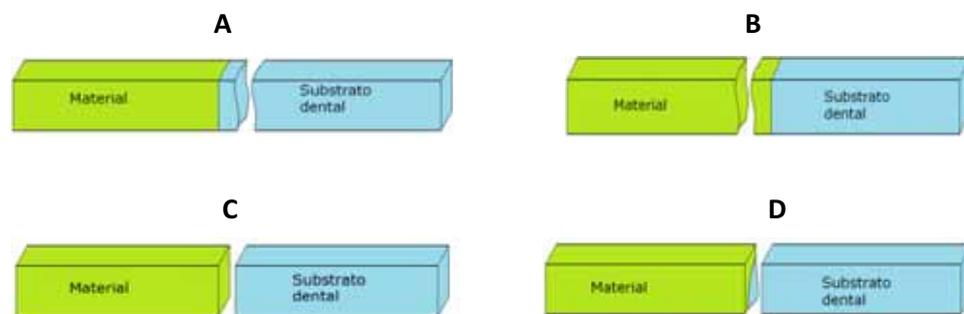


Figura 8 - Tipos de Fratura. A) Fratura coesiva no substrato dental; B) Fratura coesiva no material; C) Fratura adesiva; D) Fratura mista

4.10 Planejamento estatístico

Segundo a proposta deste estudo, as hipóteses de nulidade avaliadas foram:

- H_0 a O uso de diferentes viscosidades das resinas não influencia de forma significativa a resistência adesiva.

- H_{0b} O uso de diferentes tipos e curas dos adesivos autocondicionantes não influencia de forma significativa a resistência adesiva.

- H_{0c} A ciclagem termomecânica não resulta em influência significativa na resistência adesiva.

Para a análise estatística foi utilizado o teste de análise de variância (ANOVA) e teste Tukey, adotando um nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

Os resultados do teste de ANOVA a três fatores se encontram na Tabela 1.

Tabela 1 – Resultados do teste de ANOVA a três fatores

Fatores	GL	MS	F	p*
Resina	1	87,83	2,97	0,0861
Adesivo	5	292,88	9,91	0,0000*
Termociclagem	1	496,89	16,81	0,0001*
Resina x Adesivo	5	50,91	1,72	0,1305
Resina x Termociclagem	1	33,37	1,12	0,2891
Adesivo x Termociclagem	5	98,90	3,34	0,0062*
Resina x Adesivo x Termociclagem	5	57,93	1,96	0,0857

* Diferenças significativas.

De acordo com os resultados expostos na Tabela 2, podemos observar que somente os fatores Adesivo e Termociclagem mostraram diferenças significantes, assim como a interação entre Adesivo e Termociclagem.

Na Tabela 2 estão os resultados do Teste de Tukey para o fator Adesivo.

Tabela 2 – Resultados do Teste de Tukey para o fator Adesivo

Tipo de Adesivo	Média (MPa)	±Desvio Padrão	Grupos Homogêneos *
CDC Q	13,44	5,13	A
FM	14,01	2,71	A
CDC F	14,51	4,98	A
FDC Q	18,66	7,13	B
CS3	18,80	6,50	B
FDC F	19,18	7,39	B

* Grupos acompanhados de letras diferentes mostram diferença estatística significativa.

Podemos ver na Tabela 2 que para os adesivos de passo único, de dois componentes, fotopolimerizados ou somente de cura química, o Clearfil DC mostra menores valores médios de resistência adesiva, que o Futurabond DC. Para os adesivos monocomponentes e de passo único, o Clearfil S3 mostra médias maiores do que o Futurabond M.

Considerando os diferentes tipos de cura para o mesmo adesivo, fotopolimerizável ou cura química, não houve influência significativa nos resultados, embora as médias sejam um pouco maiores para os fotopolimerizáveis.

Na Tabela 3 observa-se os resultado do teste de Tukey para o fator termociclagem.

Tabela 3 – Resultados do Teste de Tukey para o efeito da termociclagem na resistência adesiva

Termociclagem	Média(MPa)	±Desvio padrão	Grupos Homogêneos *
COM	14,99	6,32	A
SEM	17,87	5,97	B

* Grupos acompanhados de letras diferentes mostram diferença estatística significativa.

De acordo com os dados mostrados na Tabela 3, pode-se observar que os espécimes submetidos à ciclagem termomecânica mostraram menores valores de resistência adesiva.

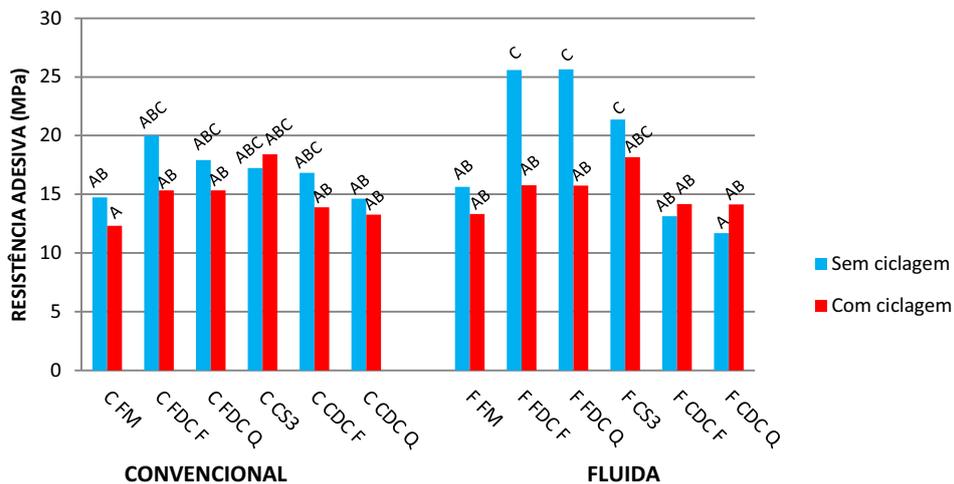
Na Tabela 4 podemos ver as médias, desvio padrão e os resultados do Teste de Tukey para a interação entre os fatores analisados.

Tabela 4 – Resultados do Teste de Tukey para todos os fatores

Tipo de Resina	Adesivo	Termociclagem	Média	±Desvio Padrão	Grupos Homogêneos *		
FLOW	CDC Q	SEM	11,71	4,23	A		
CONV	FM	COM	12,31	3,23	A		
FLOW	CDC F	SEM	13,15	3,03	A	B	
CONV	CDC Q	COM	13,28	4,52	A	B	
FLOW	FM	COM	13,34	2,10	A	B	
CONV	CDC F	COM	13,89	3,78	A	B	
FLOW	CDC Q	COM	14,15	7,24	A	B	
FLOW	CDC F	COM	14,18	6,85	A	B	
CONV	CDC Q	SEM	14,63	4,20	A	B	
CONV	FM	SEM	14,74	2,21	A	B	
CONV	FDC Q	COM	15,34	7,91	A	B	
CONV	FDC F	COM	15,34	7,91	A	B	
FLOW	FM	SEM	15,64	2,18	A	B	
FLOW	FDC Q	COM	15,75	7,20	A	B	
FLOW	FDC F	COM	15,77	7,27	A	B	
CONV	CDC F	SEM	16,83	5,35	A	B	C
CONV	CS3	SEM	17,25	2,94	A	B	C
CONV	FDC Q	SEM	17,92	3,39	A	B	C
FLOW	CS3	COM	18,17	5,37	A	B	C
CONV	CS3	COM	18,40	8,86	A	B	C
CONV	FDC F	SEM	20,00	5,97	A	B	C
FLOW	CS3	SEM	21,37	7,50		B	C
FLOW	FDC F	SEM	25,59	3,13			C
FLOW	FDC Q	SEM	25,64	4,27			C

* Grupos acompanhados de letras diferentes mostram diferença estatística significativa.

A Figura 9 mostra os valores médios de resistência adesiva para os diferentes tipos de compósitos e adesivos, com ou sem ciclagem termomecânica.



*Grupos seguidos de letras diferentes mostram diferenças estatísticas...

Figura 9 – Valores médios de resistência adesiva para os diferentes grupos, com ou sem ciclagem termomecânica.

Na Figura 10 são apresentados os gráficos de porcentagem para os tipos de fratura.

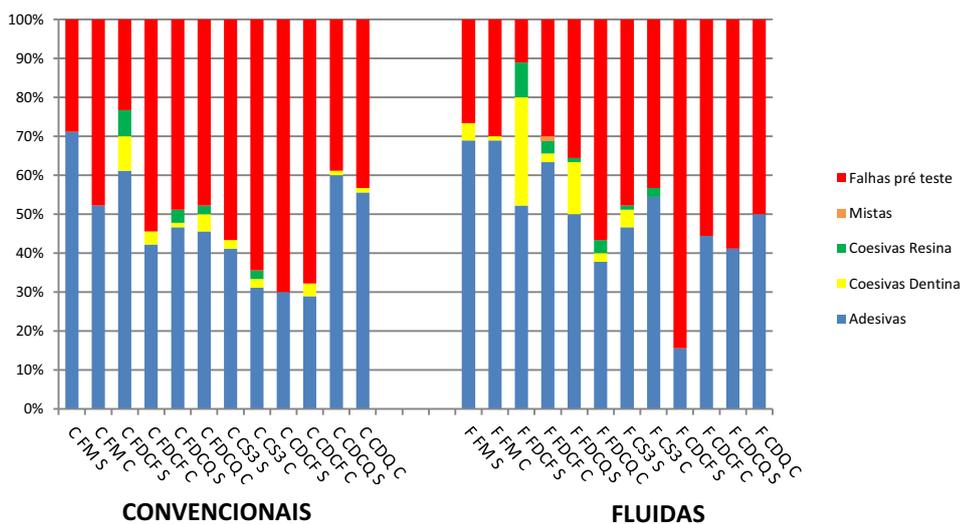


Figura 10 – Gráfico de porcentagens para os tipos de fraturas.

6 DISCUSSÃO

As resinas compostas fluidas foram desenvolvidas utilizando o mesmo tipo de partículas usadas em resinas microhíbridas de consistência convencional, porém diminuindo a quantidade de carga, para que houvesse uma redução na viscosidade da resina (Bayne et al., 1998). Por serem mais fluidas, possuem grande capacidade de adaptação, podendo facilitar a realização de restaurações diretas de melhor qualidade, uma vez que se torna mais fácil o preenchimento das cavidades e há menor risco de que possam existir espaços não preenchidos pelo material restaurador, minimizando a probabilidade de ocorrência de falhas e sensibilidade (Bayne et al., 1998; Irie et al., 2008).

No entanto, por terem menor quantidade de carga, as resinas fluidas, estão mais sujeitas às tensões causadas pela contração de polimerização. Como a quantidade de carga é menor, há mais matriz resinosa, e essa é a porção de resina que contrai durante a polimerização. Essas resinas também são menos resistentes ao desgaste, porque o espaço entre as partículas é maior, ou seja, a matriz resinosa que é mais frágil, fica mais exposta, menos protegida pela carga (Bayne et al., 1992), diminuindo a longevidade das restaurações. Em contrapartida, as resinas compostas fluidas apresentam módulo de elasticidade significativamente menor do que os compósitos de viscosidade convencional (Bayne et al., 1998; Behle, 1998; Labella et al., 1999). Materiais com menor módulo de elasticidade podem absorver melhor as tensões geradas pela contração de polimerização (Reis et al., 2007), acredita-se que isso poderia compensar as tensões criadas na interface dente/material restaurador (Labella et al., 1999).

Com o avanço da nanotecnologia e do tratamento superficial das nanopartículas veio o desenvolvimento das resinas fluidas com alto conteúdo de carga, como a utilizada neste estudo. A intenção era aliar as vantagens do baixo módulo de elasticidade das resinas fluidas, sua facilidade de aplicação e adaptação às vantagens da adição de maior conteúdo de carga, como diminuição do desgaste e menor contração de polimerização. Desta maneira, o material poderia ser empregado com sucesso para realização de procedimentos restauradores em áreas de grande incidência de stress mastigatório.

A resina fluida utilizada neste trabalho tem módulo de elasticidade de 12,85 GPa enquanto a de consistência convencional apresenta módulo de elasticidade de 21,62 GPa. Em relação à quantidade de carga, a de consistência convencional tem 89% em peso e 73% em volume, um pouco mais do que a fluida que tem 83% em peso e 68% em volume. Estudos anteriores relatam que a combinação da alta quantidade de carga com baixo módulo de elasticidade, promove melhor adaptação do material e diminui o estresse de polimerização (Rawls, Esquivel-Upshaw, 2005; Moreira da Silva et al., 2007). Observando os resultados deste estudo, de fato não houve diferença estatística significativa quando avaliadas as diferentes consistências de resinas. Sendo assim, sugere-se que é possível unir as vantagens do alto conteúdo de carga ao baixo módulo de elasticidade.

Com base nos resultados obtidos, a hipótese de nulidade H_{0a} pode ser aceita, uma vez que a resina fluida avaliada não se mostrou estatisticamente diferente da resina de consistência convencional.

A qualidade da interface dentina/resina é um dos fatores de influência para o sucesso da restauração. Existe uma teoria dos defeitos interfaciais, onde o autor descreve que a interface é bastante suscetível à formação de defeitos devido às alterações dimensionais causadas no material restaurador, pelas tensões que ocorrem durante a contração de polimerização (Trowbridge, 1987). Considerando essa teoria

e sabendo que os materiais com baixo módulo de elasticidade têm maior habilidade de absorver os estresses de polimerização, acredita-se que o uso destes seja favorável para obtenção de interface dentina/resina de melhor qualidade (Labella et al., 1999).

Além dos estresses resultantes da contração de polimerização, outro fator que interfere para propagação dos defeitos interfaciais são as alterações térmicas e mecânicas do ambiente bucal, por este motivo, no presente estudo, avaliou-se a influência desses fatores na resistência adesiva através da simulação do envelhecimento por meio de ciclagem termomecânica. E os resultados obtidos levam à rejeição da hipótese de nulidade H_0 , pois nos grupos onde foi realizada a ciclagem termomecânica ocorreram diferenças estatísticas significantes em relação aos não ciclados.

A variação de temperatura influencia diretamente no comportamento dos materiais restauradores, devido às diferenças entre os coeficientes de expansão térmica linear (CETL) dos materiais restauradores e das estruturas dentais. Os estímulos térmicos são capazes de produzir alterações devido às forças de contração e expansão e por consequência, isso pode induzir estresses na interface dente/restauração. Já os estresses mecânicos, inserem sobre os materiais restauradores cargas e tensões que podem levar a propagação de possíveis defeitos interfaciais, e desta forma prejudicarem a qualidade da interface e por consequência a resistência adesiva (Trowbridge, 1987). Existe também uma teoria descrita por Griffith (1921) onde o autor descreve que um material frágil contém microtrincas, que podem ser consideradas como pequenos defeitos. Quando estes materiais são submetidos à tensão externa, esses defeitos constituem uma área crítica de concentração de tensões e podem aumentar gradualmente até que ocorra a ruptura da união adesiva.

Embora seja difícil encontrar na literatura um protocolo determinando exatamente qual o número de ciclos térmicos e mecânicos

deva-se realizar para simular a situação clínica, há um consenso de que os efeitos causados pelo envelhecimento artificial são deletérios aos materiais restauradores (Gale, Darvell, 1999). Em relação aos ciclos térmicos, estima-se que cada indivíduo realize cerca de 10.000 ciclos térmicos por ano (Gale, Darvell, 1999). Já para os ciclos mecânicos, atribuiu-se previamente que 1,2 milhões de ciclos corresponderiam a 5 anos *in vivo* (Blatz et al., 2008), mas posteriormente esses dados foram considerados apenas como uma extrapolação dos dados obtidos em um estudo anterior (Krejci, Lutz, 1990).

Neste estudo foram realizados 1000 ciclos térmicos e 3000 ciclos mecânicos. Esses números foram adotados com base em resultados obtidos em testes preliminares, onde notou-se que o aumento no número de ciclos levava a uma falha completa da resistência adesiva, impossibilitando a obtenção de palitos e sua posterior avaliação.

Com relação aos diferentes tipos de cura para os diferentes sistemas adesivos utilizados, o objetivo deste estudo foi avaliar se os sistemas adesivos de cura dual, quando utilizados no método de cura química seriam tão eficientes quanto os fotopolimerizados em relação à resistência adesiva. Os adesivos de cura dual apresentam características vantajosas, como rápida polimerização na presença de luz e capacidade de polimerização também em áreas onde a luz não pode ser empregada (Thitthaweerat et al., 2012). Supostamente isso diminui a sensibilidade da técnica, minimizando o risco de falhas provenientes da polimerização inadequada dos monômeros resinosos, problema que ocorre com os adesivos fotopolimerizados em caso de ativação insuficiente (Van Meerbeek et al., 2011).

Os resultados deste estudo mostram que quando comparados os sistemas adesivos de diferentes marcas comerciais, houve diferença estatística significativa entre eles, sendo que o Futurabond DC apresentou melhores resultados do que o Clearfil DC para ambos os métodos de cura. Entretanto não foram encontradas diferenças

estatísticas significantes quando comparados os diferentes métodos de cura para um mesmo adesivo.

Alguns estudos (Arrais et al., 2007; Wang et al., 2007; Zhang et al., 2008) relatam não haver diferença entre os diferentes tipos de cura, porém outros (Foxton et al., 2003; Oooka et al., 2004; Cavalcanti et al., 2008; Li et al., 2011) demonstraram que quando adotada apenas a cura química menores valores de resistência adesiva à dentina foram encontrados. Alguns autores afirmam que quando utilizados somente com cura química, os adesivos de cura dual apresentam propriedades mecânicas inferiores, por apresentarem menores graus de polimerização quando em comparação com a fotoativação (Oooka et al., 2004; Akgungor, Akkayan, 2006; Arrais et al., 2009; Cadenaro et al., 2010).

Neste estudo, quando adotado o método de cura química, aguardou-se um intervalo de 3 min antes da confecção dos blocos de resina. Este intervalo é importante para permitir que haja uma adequada polimerização da camada adesiva antes da aplicação da resina composta. Se a camada adesiva não estiver adequadamente polimerizada no momento da aplicação da resina, ela não será capaz de resistir ao estresse causado pela contração da mesma, podendo ocorrer falhas na adesão (Davidson et al., 1984; Zheng et al., 2001; Kleverlaan, Feilzer, 2005). Especula-se que por este motivo, a polimerização dos grupos onde foi adotada a cura química tenha sido suficiente e os resultados não tenham se mostrado estatisticamente diferentes dos grupos onde foi utilizada a fotopolimerização.

Com relação às diferenças entre as marcas comerciais testadas, supõe-se que isto seja devido à diferença na composição química dos materiais. Os sistemas adesivos de cura dual utilizados neste estudo devem ser misturados a um ativador no momento do uso. Em estudos anteriores (Foxton et al., 2003; Akgungor, Akkayan, 2006), foi observado que a mistura de um ativador ao adesivo pode resultar na diluição de componentes do produto. Nos estudos citados, o adesivo

utilizado foi o Clearfil Liner Bond 2V que continha o monômero resinoso MDP e fotoiniciadores. Os autores explicam que esses componentes são diluídos quando o líquido que contém iniciadores químicos é adicionado ao outro para torná-lo de cura dual. Conseqüentemente a polimerização dos monômeros resinosos seria afetada e a adesão seria prejudicada. Além da polimerização, supõe-se também que a ação dos monômeros resinosos seja menos eficaz, formando poucos tags resinosos e mais curtos, devido à penetração insuficiente dos monômeros nos túbulos dentinários (Akgungor, Akkayan, 2006). No presente estudo, o adesivo Clearfil DC também apresenta em sua composição o monômero resinoso MDP, e suspeita-se que isso possa ter levado aos resultados de resistência adesiva inferiores para este produto, visto que o Futurabond DC que apresentou melhores resultados, não apresenta esse componente.

Outra hipótese que pode ser levantada como influência em relação aos diferentes resultados obtidos para os sistemas adesivos de marcas distintas, seria a espessura da camada adesiva. Embora não tenham sido avaliadas estas características neste estudo, sabe-se que adesivos de diferentes viscosidades podem levar a diferentes espessuras desta camada. Camadas adesivas muito finas podem ser deslocadas durante a aplicação da resina, podendo resultar em áreas de falha adesiva (Rathke et al., 2012).

Em relação aos sistemas adesivos fotoativados, o Clearfil S³ Bond mostrou-se estatisticamente melhor que o Futurabond M. Com base em afirmações de outros autores (Kanehira et al., 2006) sabe-se que o Clearfil S³ Bond apresenta bons resultados de resistência adesiva, que os autores atribuem a composição química do produto. A presença de Bis-GMA e MDP possibilitaria ao produto atingir altos graus de conversão. Acredita-se que exista uma relação positiva entre o grau de conversão dos monômeros resinosos e o aumento da resistência adesiva, porém isto não é completamente esclarecido (Hass et al., 2012). Supostamente,

quando os monômeros resinosos não são totalmente convertidos, a camada híbrida não é homogênea, o que significa que possam existir áreas de baixa adesão que levariam a falhas na resistência adesiva. Entretanto, neste estudo não foi avaliado o grau de conversão dos sistemas adesivos utilizados, de modo que não podemos afirmar que o melhor desempenho do Clearfil S³ Bond tenha ocorrido por este motivo.

Por sua vez, o Futurabond M apresenta UDMA em sua composição. Este monômero foi descrito como um monômero bifuncional de viscosidade média e é também utilizado em resinas compostas. Em um estudo comparativo (Atai et al., 2005) testando diferentes monômeros isolados e resinas compostas comerciais, o UDMA apresentou altos níveis de tensão de contração, e essa contração se deu em curto período de tempo. Supostamente, no sistema adesivo Futurabond M essas características do monômero possam ter influenciado na formação da camada adesiva e na sua qualidade.

Portanto, baseado nos resultados obtidos em relação aos diferentes tipos de cura dos sistemas adesivos utilizados, a hipótese de nulidade H_0 b também foi rejeitada, uma vez que houve diferença estatística significativa entre os diferentes tipos de curas dos sistemas adesivos testados.

Com relação aos tipos de fratura, para a maioria dos grupos, as fraturas do tipo adesivas foram predominantes. A exceção foi para os grupos onde foi utilizado o sistema adesivo Clearfil DC fotopolimerizado tanto para resina fluida, quanto para resina de consistência convencional, onde predominaram as falhas pré-teste, ou seja, houve uma completa falha da adesão, impossibilitando até mesmo a realização dos testes de microtração.

De acordo com Tay et al., 2001, há alguns componentes da porção mais externa da camada adesiva, onde há a inibição da polimerização pela ação do oxigênio, que podem ter um efeito adverso na polimerização das resinas compostas fotoativadas. Os autores reportam

que possa existir uma provável interação entre a amina terciária presente nas resinas compostas e os monômeros acídicos dos sistemas adesivos, inativando o sistema de fotoiniciação da polimerização e ocasionando, portanto a falha na adesão. Supõe-se que esse fator possa ter influenciado a resistência adesiva nos grupos onde a falha ocorreu antes mesmo dos testes de microtração. Já as falhas do tipo adesiva, mais comum entre os grupos testados, podem ser explicadas pela fragilidade da interface adesiva, sendo este o ponto mais frágil da restauração (Menezes et al., 2006).

Em resumo, os resultados deste estudo mostraram que as resinas fluidas com alto conteúdo de carga têm um desempenho comparável às resinas de consistência convencional. Em relação aos diferentes tipos de cura adotados, considerando as limitações deste estudo e os diversos fatores que possivelmente tenham interferido nos resultados, acredita-se que embora a cura química dos adesivos de cura dual não tenha promovido o aumento da resistência adesiva, seria necessária a realização de estudos que possam investigar melhor ação dos componentes químicos dos materiais utilizados, para justificar de maneira mais precisa o comportamento dos mesmos.

7 CONCLUSÃO

- O uso de compósitos de diferentes viscosidades não influencia significativamente na resistência adesiva;

- O uso de cura química para adesivos duais não exerceu influência significativa sobre a resistência adesiva;

- O adesivo Clearfil DC mostra menor resistência adesiva que o Futurabond DC;

- O adesivo Clearfil S3 mostrou maiores médias de resistência adesiva que o Futurabond M.

- A ciclagem termomecânica diminuiu a resistência adesiva.

8 REFERÊNCIAS*

Abou-Id LR, Morgan LF, Silva GA, Poletto LT, Lanza LD, Albuquerque RC. Ultrastructural evaluation of the hybrid layer after cementation of fiber posts using adhesive systems with different curing modes. *Braz Dent J*. 2012 Apr;23(2):116-21.

Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent*. 2006 May;95(5):368-78.

Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA. Effect of sodium sulfinate salts on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems exposed to attenuated light-activation. *J Dent*. 2009 Mar;37(3):219-27.

Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of curing mode on microtensile bond strength to dentin of two dual-cured adhesive systems in combination with resin luting cements for indirect restorations. *Oper Dent*. 2007 Jan-Feb;32(1):37-44.

Atai M, Watts DC, Atai Z. Shrinkage strain-rates of dental resin-monomer and composite systems. *Biomaterials*. 2005 Aug;26(24):5015-20.

Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO. Protection hypothesis for composite wear. *Dent Mater*. 1992 Sep;8(5):305-9.

Bayne SC, Thompson JY, Swift Jr EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*. 1998 May;129(5):567-77.

Behle C. Flowable composites: properties and applications. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1998 Apr;10(3):347, 350-1.

* Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater.* 2007 Jan;23(1):51-9.

Blatz MB, Oppes S, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of cementation technique on fracture strength and leakage of alumina all-ceramic crowns after cyclic loading. *Quintessence Int.* 2008 Jan;39(1):23-32.

Cadenaro M, Navarra CO, Antonioli F, Mazzoni A, Di Lenarda R, Rueggeberg FA, et al. The effect of curing mode on extent of polymerization and microhardness of dual-cured, self-adhesive resin cements. *Am J Dent.* 2010 Feb;23(1):14-8.

Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater.* 2008 Apr;24(4):492-501.

Cavalcanti AN, Mitsui FH, Ambrosano GM, Marchi GM. Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007 Jan;80(1):52-8.

Cavalcanti SC, de Oliveira MT, Arrais CA, Giannini M. The effect of the presence and presentation mode of co-initiators on the microtensile bond strength of dual-cured adhesive systems used in indirect restorations. *Oper Dent.* 2008 Nov-Dec;33(6):682-9.

Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 1984 Dec;63(12):1396-9.

Demarco FF, Turbino ML, Matson E. Tensile bond strength of two dentin adhesive systems. *Braz Dent J.* 1998; 9(1):19-24.

Dias WR, Pereira PN, Swift Jr EJ. Effect of bur type on microtensile bond strengths of self-etching systems to human dentin. *J Adhes Dent.* 2004 Autumn;6(3):195-203.

Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. *Oper Dent.* 2003 Sep-Oct;28(5):543-51.

Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999 Feb;27(2):89-99.

Griffith AA. The phenomena of rupture and flow in solids. *Phil Trans Roy Soc London*. 1921; 221:163-98.

Han B, Dong Y, Gao X, Wang X, Tian F. Effect of filler content on the microtensile bond strength of composite resin and dentin in Class I cavities. *Quintessence Int*. 2012 Feb;43(2):e16-22.

Hass V, Luque-Martinez I, Sabino NB, Loguercio AD, Reis A. Prolonged exposure times of one-step self-etch adhesives on adhesive properties and durability of dentine bonds. *J Dent*. 2012 Dec;40(12):1090-102.

Heintze SD, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators--results of a round robin test. *Dent Mater*. 2005 Apr;21(4):304-17.

Ilie N, Rencz A, Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig*. 2013 Jan;17(1):185-93.

Irie M, Tjandrawinata REL, Yamashiro T, Kazuomi S. Flexural performance of flowable versus conventional light-cured composite resins in a long-term in vitro study. *Dent Mater J*. 2008 Mar;27(2):300-9.

Ishii T, Ohara N, Oshima A, Koizumi H, Nakazawa M, Masuno T, et al. Bond strength to bovine dentin of a composite core build-up material combined with four different bonding agents. *J Oral Sci*. 2008 Sep;50(3):329-33.

International Standards Organization. ISO/TS11405:2003: Dental Materials - Testing of adhesion to tooth structure. Switzerland; 2003.

Jones AH, Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Cobb DS. Colorimetric assessment of laser and home bleaching techniques. *J Esthet Dent*. 1999; 11(2):87-94.

Kanehira M, Finger WJ, Hoffmann M, Endo T, Komatsu M. Relationship between degree of polymerization and enamel bonding strength with self-etching adhesives. *J Adhes Dent*. 2006 Aug;8(4):211-6.

Karaman E, Yazici AR, Ozgunaltay G, Dayangac B. Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. *J Adhes Dent*. 2012;14:485-92.

Kenshima S, Reis A, Uceda-Gomez N, Tancredo LLF, Rodrigues Filho LE, Nogueira FN, et al. Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gap formation to dentin. *J Adhes Dent*. 2005 Summer;7(2):117-26.

Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater.* 2005 Dec;21(12):1150-7.

Krejci I, Lutz F. In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1990;100(12):1445-9.

Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 1999 Mar;15(2):128-37.

Leinfelder KF. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. *J Am Dent Assoc.* 1995 May;126(5): 663-4,667-8, 671-2 passim.

Li N, Takagaki T, Sadr A, Waidyasekera K, Ikeda M, Chen J, et al. Effect of curing modes of dual-curing core systems on microtensile bond strength to dentin and formation of an acid-base resistant zone. *J Adhes Dent.* 2011 Dec;13(6):527-35.

Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater.* 2010 Feb;26(2):e17-23.

Menezes MJ, Arrais CA, Giannini M. Influence of light-activated and auto- and dual-polymerizing adhesive systems on bond strength of indirect composite resin to dentin. *J Prosthet Dent.* 2006 Aug;96(2):115-21.

Miguez PA, Pereira PN, Foxton RM, Walter R, Nunes MF, Swift Jr EJ. Effects of flowable resin on bond strength and gap formation in Class I restorations. *Dent Mater.* 2004 Nov;20(9):839-45.

Momoi Y, Iwase H, Nakano Y, Kohno A, Asanuma A, Yanagisawa K. Gradual increases in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. *J Dent Res.* 1990 Oct;69(10):1659-63.

Moreira da Silva E, dos Santos GO, Guimaraes JG, Barcellos AA, Sampaio EM. The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Oper Dent.* 2007 Jul-Aug;32(4):356-62.

Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall Jr GW. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater.* 2003 Dec;19(8):758-67.

Oooka S, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K, Kurokawa H, Rikuta A. Influence of adhesive polymerization mode on dentin bond strength of direct core foundation systems. *J Oral Sci.* 2004 Sep;46(3):185-9.

Pick B, Pelka M, Belli R, Braga RR, Lohbauer U. Tailoring of physical properties in highly filled experimental nanohybrid resin composites. *Dent Mater.* 2011 Jul;27(7):664-9.

Rathke A, Balz U, Muche R, Haller B. Effects of self-curing activator and curing protocol on the bond strength of composite core buildups. *J Adhes Dent.* 2012 Feb;14(1):39-46.

Rawls H, Esquivel-Upshaw J. Resinas Restauradoras. Phillips materiais dentários. Anusavice KJ. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.p 375-417.

Reis A, Carrilho M, Loguercio A, Grande R. Sistemas adesivos atuais. *JBC.* 2001;5(30):457-65.

Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaff R, Rodrigues Accorinte ML, et al. Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent.* 2005 Aug;33(7):549-59.

Reis AF, Bedran-Russo AK, Giannini M, Pereira PN. Interfacial ultramorphology of single-step adhesives: nanoleakage as a function of time. *J Oral Rehabil.* 2007 Mar;34(3):213-21.

Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater.* 2011 Dec;27(12):1221-8.

Sattabanasuk V, Vachiramom V, Qian F, Armstrong SR. Resin-dentin bond strength as related to different surface preparation methods. *J Dent.* 2007 Jun;35(6):467-75.

Sumino N, Tsubota K, Takamizawa T, Shiratsuchi K, Miyazaki M, Latta MA. Comparison of the wear and flexural characteristics of flowable resin composites for posterior lesions. *Acta Odontol Scand.* 2013 May-Jul;71(3-4):820-7.

Swift Jr EJ, May Jr KN, Wilder Jr AD. Effect of polymerization mode on bond strengths of resin adhesive/cement systems. *J Prosthodont.* 1998 Dec;7(4):256-60.

Tay FR, King NM, Suh BI, Pashley DH. Effect of delayed activation of light-cured resin composites on bonding of all-in-one adhesives. *J Adhes Dent.* 2001 Fall;3(3):207-25.

Thitthaweerat S, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Effect of waiting interval on chemical activation mode of dual-cure one-step self-etching adhesives on bonding to root canal dentin. *J Dent.* 2012 Dec;40(12):1109-18.

Trowbridge HO. Model systems for determining biologic effects of microleakage. *Oper Dent.* 1987 Autumn;12(4):164-72.

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):17-28.

Velazquez E, Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK, Houpt M, Shey Z, Von Hagen S. Effect of primer solvent and curing mode on dentin shear bond strength and interface morphology. *Quintessence Int.* 2003 Jul-Aug;34(7):548-55.

Wang YJ, Raffaelli O, Zhang L, Chen JH, Ferrari M. Effect of different bonding procedures on micro-tensile bond strength between a fiber post and resin-based luting agents. *J Oral Sci.* 2007 Jun;49(2):155-60.

Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005 Jan;21(1):68-74.

Zhang L, Magni E, Radovic I, Wang YJ, Chen JH, Ferrari M. Effect of curing modes of dual-curing luting systems and root regions on retention of translucent fiber posts in root canals. *J Adhes Dent.* 2008 Jun;10(3):219-26.

Zheng L, Pereira PN, Nakajima M, Sano H, Tagami J. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Oper Dent.* 2001 Jan-Feb;26(1):97-104.

ANEXO A - Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Av. Eng. Francisco José Tangó, 777 - Jd. São Diniz
CEP 12203-970 - F. (12) 3947-9028 / 9086
Fax (12) 3947-5010 / guedes@fosje.unesp.br/yasmirig@fosje.unesp.br



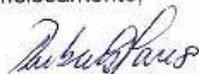
São José dos Campos, 10 de agosto de 2011

Ofício nº 15/2011/CEPa

Prezada Senhora

Esclarecemos que não há necessidade do projeto intitulado **"Avaliação da durabilidade da adesão de adesivos autocondicionantes fotopolimerizáveis ou duais associados a resinas compostas de diferentes viscosidades após envelhecimento artificial"** de sua responsabilidade ser analisado por este Comitê, porque a pesquisa em tela não envolve a utilização de vertebrados e sim o uso de dentes bovinos como substrato comercialmente disponível, de acordo com a Lei nº 11.794 de 08/10/2008 – Lei "Arouca".

Atenciosamente,



Prof.Assist.Dr. RUBENS NISIE TANGO
Coordenador

Sra. GRAZIELA RIBEIRO BATISTA