

**SAULO FORTKAMP**

**INFLUÊNCIA DA MANIPULAÇÃO DIGITAL COM LUVAS NA RESISTÊNCIA À  
COMPRESSÃO E TENACIDADE À FRATURA DE RESINAS COMPOSTAS**

**Florianópolis  
2007**

**SAULO FORTKAMP**

**INFLUÊNCIA DA MANIPULAÇÃO DIGITAL COM LUVAS NA RESISTÊNCIA À  
COMPRESSÃO E TENACIDADE À FRATURA DE RESINAS COMPOSTAS:**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Odontologia - Área de Concentração: Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior

Co-Orientador: Prof. Dr. Élio Araújo

**Florianópolis**

**2007**

## FICHA CATALOGRÁFICA

F743i Fortkamp, Saulo

Influência da manipulação digital com luvas na resistência à compressão e tenacidade à fratura de resinas compostas / Saulo Fortkamp; orientador Sylvio Monteiro Junior. – Florianópolis, 2007.

157 f.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Opção Dentística.

Inclui bibliografia.

1. Resinas compostas. 2. Restauração dentária permanente. 3. Resistência de materiais. 4. Dentística operatória. I. Monteiro Junior, Sylvio. II Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU 616.314-089

Catálogo na fonte por: Vera Ingrid Hobold Governigo CRB-14/009

**SAULO FORTKAMP**

**INFLUÊNCIA DA MANIPULAÇÃO DIGITAL COM LUVAS NA RESISTÊNCIA À  
COMPRESSÃO E TENACIDADE À FRATURA DE RESINAS COMPOSTAS**

Esta tese foi julgada adequada para obtenção do título de DOUTOR EM ODONTOLOGIA - ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 29 de outubro de 2007.

---

Prof. Dr. Ricardo de Souza Vieira  
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior  
Presidente

---

Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada  
Membro

---

Prof. Dr. Gilberto Muller Arcari  
Membro

---

Prof. Dr. José Vanderlei de Almeida  
Membro

---

Prof. Dr. Rui Fernando Mazur  
Membro

*Aos meus pais, **José e Maria Luiza**,  
que dedicaram a vida à educação de seus  
filhos com amor, humildade e sabedoria.*

*A minha namorada, **Fernanda Silva  
Destri**, companheira, amiga e incentivadora.*

*A **Deus**, energia e mistério, que nos conduz com sabedoria nesta intrigante senda.*

## AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior**, exemplo de dedicação à vida acadêmica, que me orientou cientificamente e sempre me incentivou; meu respeito e consideração.

Ao meu co-orientador, **Prof. Dr. Élito Araújo**, que com sabedoria e prudência me ajudou em todos os momentos que o procurei; meu muito obrigado.

Ao **Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri**, que nos ensinou que o amor ao trabalho e a obstinação são os principais ingredientes do sucesso; muitíssimo obrigado.

Ao **Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira**, que sabe ser severo e amigo com seus alunos, assim os guiando; minha gratidão.

Ao **Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada**, querido professor e companheiro.

Ao **Prof. Dr. Gilberto Muller Arcari**, colega, amigo, que tem me incentivado com sua visão sensata e objetiva; obrigado.

Ao **Prof. Dr. Edson Araujo Junior**, que me incentivou a realizar a pós-graduação; obrigado.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Carpena Lopes**, que nos transmitiu um pouco de seu conhecimento; obrigado.

Ao meu pai, **José Fortkamp**, um dos fundadores desta universidade, que dedicou parte de sua vida a este centro de saber; tenha certeza que seu esforço não foi em vão!

A minha mãe, **Maria Luiza Fortkamp**, que sempre me ajudou e nunca reclamou ou mediu esforços para que eu alcançasse a felicidade.

A **Cíndia Rieping**, pelos momentos de alegria que vivemos e por tudo que aprendi com você, você me ajudou a crescer!

À querida **Shirley**, pelos ensinamentos espíritas que nos transmite.

A **Carolina e Rafael**, que tem me alegrado e dado a oportunidade de ser parte da vida deles.

Aos colegas do doutorado, **Cláudia, Fabiano Marson, Fabiano Araújo, Isana, Lizette, Luis, Mary, Naudy, Paula, Renata e Sérgio**, pelos momentos de companheirismo.

Aos colegas de mestrado, **Beatriz, Fábio, Fernando, Flávia, Gustavo, Jussara, Kazuza, Leandro, Lessandro, Luís Henrique, Mônica e Tiago**.

À **Mary**, que semeou a idéia desta pesquisa.

Aos amigos, **Margarida e Ademar**, que me receberam com carinho quando os procurei.

A minha colega **Cláudia**; braço direito na minha aprendizagem na disciplina de Prótese Parcial.

Ao meu colega **Luís Henrique**; pelos momentos de parceria e troca de idéias.

À instituição que me abrigou há vinte e sete anos atrás, quando ingressei no Colégio de Aplicação, e me abriu as portas para o mundo, nossa querida **Universidade Federal de Santa Catarina**; motivo de profundo orgulho. Estou lutando com humildade e sei que um dia serei um semeador de conhecimentos!



À Coordenadoria do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, representada por seu coordenador, **Prof. Dr. Ricardo de Souza Vieira**, pelo auxílio financeiro para a confecção dos dispositivos de teste e materiais.

Ao Chefe do Centro de Ciências da Saúde, **Prof. Cleo Nunes de Sousa**, pela alegria e entusiasmo com que desempenha sua função.

Ao Chefe do Departamento de Estomatologia, **Prof. Dr. Gilsée Ivan Régis Filho**, pela compreensão nos momentos difíceis.

Aos professores da Disciplina de Dentística da Universidade Federal de Santa Catarina, **Prof. Baratieri, Prof. Clovis, Prof. Mauro, Prof. Sylvio, Prof. Cleo, Prof. César, Prof. Lins e Prof. Guilherme**, pelo apoio constante.

Aos professores da Clínica Integrada, **Prof. Élito Araújo, Prof. Edson Araujo Jr, Prof. Gilberto Arcari, Prof. Alfredo Meyer Filho, Profª. Gláucia, Prof. Nelson e Prof. Sérgio**.

Ao **Prof. Hamilton Pires Maia**, que compartilhou seu conhecimento quando o procurei.

Ao Chefe da Disciplina de Prótese Parcial, **Prof. Dr. Izo Milton Zani**, pela oportunidade de aprendizagem e crescimento.

Aos colegas da Disciplina de Prótese Parcial, **Boff, Carlos Renato, Cláudia, Diego e Elisabeth**, pelo apoio.

À **Prof. Dra. Miriam Becker**, pela estima.

Ao **Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, que nos brindou com suas aulas.

Aos **Membros da Banca Examinadora, Prof. Dr. José Vanderlei de Almeida e Prof. Dr. Rui Fernando Mazur**, que aceitaram o convite de participar desta defesa e nos honraram com seus apontamentos e sugestões.

Ao **Dr. Anderson Kinderman de Sá**, representando o SESC-SC, por colaborar na realização desta pesquisa em sua instituição.

Aos dentistas do SESC, **Adriana, Alexandre, Ari, Augusto, Cíndia, Elisabeth, Flávia, Gilberto, Miriam, Tânia e Viviane**, pela colaboração na coleta de luvas.

À secretária da Coordenadoria de Pós-Graduação, **Sra. Ana Maria Vieira Frandolozo**, pela colaboração.

Aos novos colegas de **mestrado e doutorado em Dentística**; sejam bem vindos e aproveitem!

A **Carla Moreira Pitoni**, pela execução da análise estatística.

Ao **Sr. Joaquim**, que com grande talento e dedicação confeccionou as peças utilizadas nesta pesquisa.

Ao secretário da Disciplina de Prótese Parcial, **Sr. Moacir**, pela dedicação aos professores.

Aos alunos de graduação em Engenharia Mecânica e Física, **Henrique Hiebert e Everton Luiz Herbert**, que me auxiliaram nos testes com a EMIC.

Ao aluno de pós-graduação em Engenharia de Materiais, **Rafael Souza**, pelo desprendimento com que transmitiu seus conhecimentos.

À bibliotecária, **Vera Ingrid Hobold Sovernigo**, pela execução da ficha catalográfica e orientação.

*Às funcionárias da biblioteca, **Avani** e **Márcia**, pelo apoio e carinho.*

*Aos funcionários da Disciplina de Dentística da UFSC, **D. Léa** e **Richard**, pela dedicação ao trabalho.*

*À secretária da Disciplina de Clínica Integrada da UFSC, **D. Talita**.*

*Ao funcionário **Lauro**, do Laboratório de Materiais Dentários do Departamento de Estomatologia da UFSC, pelos momentos de descontração e de trabalho.*

*A todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para que eu pudesse realizar esta pesquisa e enriquecer o campo científico com uma modesta contribuição.*

*Aos mentores do plano espiritual que me ensinam o caminho da sabedoria e da humildade; obrigado por instruir-nos neste mundo.*

*“As pessoas estão sempre culpando as circunstâncias pelo que são. Não acredito em circunstâncias. Vence neste mundo quem sai à procura das circunstâncias de que precisa e, quando não as encontra, as cria”.*

**George Bernard Shaw**

FORTKAMP, S. **Influência da manipulação digital com luvas na resistência à compressão e tenacidade à fratura de resinas compostas.** 2007. 157 f. Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência da manipulação digital com luvas na resistência à compressão e tenacidade à fratura de duas resinas compostas micro-híbridas fotopolimerizáveis, Filtek Z250 e Tetric Ceram (TC). Foram confeccionados 4 grupos experimentais (n=10) para cada teste e resina utilizada, totalizando 160 espécimes distribuídos aleatoriamente em 16 grupos de acordo com o tipo de manipulação, da seguinte forma: Grupos do teste de compressão- (1A-Z250 e 5A-TC) - espécimes manipulados com luvas contaminadas (LC); (2A-Z250 e 6A-TC) - espécimes manipulados com luvas limpas (LL); (3A-Z250 e 7A-TC) - espécimes manipulados com luvas contaminadas limpas com álcool 70% (LCLA); (4A-Z250 e 8A-TC) - espécimes manipulados com espátula (E), sem o contato com as luvas. Grupos do teste de tenacidade- (1B-Z250 e 5B-TC) - espécimes manipulados com LC; (2B- Z250 e 6B-TC) - espécimes manipulados com LL; (3B-Z250 e 7B-TC) - espécimes manipulados com LCLA; (4B-Z250 e 8B-TC) - espécimes manipulados com E. Após os testes de resistência à compressão e tenacidade à fratura, os valores foram analisados estatisticamente com ANOVA ( $\alpha = 0,05$ ) de um critério e teste de Tukey HSD. Os resultados demonstraram que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos e que a forma de manipulação da resina teve influência nos valores de resistência à compressão e de tenacidade à fratura, tanto para a resina Z250 quanto para a resina TC. As menores médias foram encontradas nos grupos com luva contaminada. No teste de compressão da resina Z250 não houve diferença entre utilizar luva contaminada e luva limpa com álcool. O grupo de luva limpa apresentou diferença em relação ao grupo de luva contaminada. No teste de compressão da resina TC houve diferença estatística entre utilizar luva contaminada e luva limpa com álcool. O grupo de luva limpa apresentou diferença em relação ao grupo de luva contaminada, mas não apresentou diferença em relação aos grupos de luva limpa com álcool e espátula. No ensaio de tenacidade da resina Z250 o grupo de luva limpa apresentou diferença em relação ao demais grupos. No ensaio de tenacidade da resina TC o grupo de luva limpa apresentou diferença estatística em relação aos grupos de luva contaminada e espátula. Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que a manipulação digital de resinas compostas interfere em suas propriedades, portanto, deve ser evitada. A manipulação com espátula é o método mais recomendado.

**Palavras-chave:** Restauração dentária. Resinas compostas. Resistência à compressão. Tenacidade. Fratura. Manipulação.

FORTKAMP, S. **Influência da manipulação digital com luvas na resistência à compressão e tenacidade à fratura de resinas compostas.** 200. 157 f. Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## RESUMO

The purpose of this study was to evaluate the influence of digital manipulation using gloves on the compressive bond strength and fracture toughness of two light curing microhybrid composite resins, Z250 and Tetric Ceram (TC). Four experimental groups (n=10) were made for each composite resin and test used, in a total of 160 specimens randomly assigned to 16 groups, according to the type of manipulation, as follows: Compressive test: (1A-Z250 and 5A-TC) - specimens manipulated using contaminated gloves (CTG); (2A-Z250 and 6A-TC) - specimens manipulated using clean gloves (CG); (3A-Z250 and 7A-TC) - specimens manipulated using contaminated gloves that were cleaned with 70% alcohol (CTGA); (4A-Z250 and 8A-TC) - specimens manipulated using only spatula (S). Fracture toughness test: (1B-Z250 and 5B-TC) - specimens manipulated using CTG; (2B-Z250 and 6B-TC) - specimens manipulated using CG; (3B-Z250 and 7B-TC) - specimens manipulated using CTGA; (4B-Z250 and 8B-TC) - specimens manipulated using only S. Compressive bond strength and fracture toughness tests were performed and data analyzed using one-way ANOVA ( $\alpha = 0.05$ ) and Tukey's Post Hoc test. The results showed statistically significant differences among the groups studied and the manipulation method had influence on the compressive bond strength and fracture toughness values for both Filtek Z250 and Tetric Ceram composite resins. The lowest mean values were found in the groups using contaminated gloves. There was no statistical significant difference between the GTG group and the CTGA group in the Z250 compressive bond strength test. The CG group showed difference with relation to the CTG group. There was statistical significant difference between the GTG group and the CTGA group in the TC compressive bond strength test. The CG group showed difference with reference to the CTG group, but there was no difference with relation to the CTGA and S groups. There was difference in the CG group with respect to the others groups in the Z250 fracture toughness test. There was statistical significant difference in relation to the CTG and S groups in the TC fracture toughness test. Within the limitations of this study, the digital manipulation of composite resins alters its properties and it must be avoided. The manipulation with spatula is the most recommended method.

**Key words:** Dental restoration. Composite Resin. Compressive bond strength. Fracture toughness. Manipulation.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Fatores associados à falha dos materiais restauradores.....	44
Figura 2 - Visão de um cilindro cortado transversalmente submetido à força de compressão.....	45
Figura 3 - Visão de uma barra cortada transversalmente, apresentando trincas interna e externa, e submetido à força de tração (F).....	47
Figura 4 - Resinas compostas universais micro-híbridas utilizadas na pesquisa, Z250 e Tetric Ceram.....	91
Figura 5 - Luvas de látex descartáveis Supermax Premium Quality.....	92
Figura 6 - Kit distribuído aos operadores.....	93
Figura 7 - Matriz bipartida utilizada na confecção dos espécimes para teste de compressão.....	95
Figura 8 - Posicionamento da matriz sobre uma placa de vidro, sob uma tira de poliéster, e inserção da resina composta .....	97
Figura 9 – Fotopolimerização após a aplicação do último incremento e preenchimento do molde.....	97
Figura 10 - Abertura da matriz e remoção dos espécimes .....	97
Figura 11 - Espécime posicionado na máquina de testes universais para aplicação de carga de compressão.....	97
Figura 12 - Matriz tripartida utilizada na confecção dos espécimes para teste de tenacidade à fratura.....	100

Figura 13 - Inserção da resina composta dentro da matriz.....	100
Figura 14 - Abertura da matriz e remoção dos espécimes.....	100
Figura 15 - Mensuração dos espécimes de teste de tenacidade à fratura .....	100
Figura 16 - Espécime posicionado na máquina de testes universais para aplicação de carga central, com modo de flexão em três pontos.....	101
Figura 17 - Esquema ilustrativo dos procedimentos laboratoriais para o teste de resistência à compressão.....	103
Figura 18 - Esquema ilustrativo dos procedimentos laboratoriais para o teste de tenacidade à fratura.....	104



## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Médias de compressão dos grupos experimentais da resina Z250 ( $p < 0,0001$ ).....	109
Gráfico 2 - Médias de tenacidade dos grupos experimentais da resina Z250 ( $p = 0,0003$ ).....	109
Gráfico 3 - Médias de compressão dos grupos experimentais da resina Tetric Ceram ( $p < 0,0001$ ).....	110
Gráfico 4 - Médias de tenacidade dos grupos experimentais da resina Tetric Ceram ( $p < 0,0001$ ).....	110

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Classificação clínica das resinas compostas de acordo com o tipo de restauração e recomendação.....	37
Tabela 2 - Classificação das resinas compostas de acordo com o tamanho de partícula, volume e características de manipulação.....	38
Tabela 3 - Resistência à compressão de alguns materiais.....	46
Tabela 4 - Tenacidade à fratura de alguns materiais.....	49
Tabela 5 - Distribuição dos grupos, com os tipos de ensaios, resinas e procedimentos.....	102
Tabela 6 - Número de espécimes, média, desvio-padrão e erro-padrão dos testes de compressão dos grupos experimentais.....	106
Tabela 7- Número de espécimes, média, desvio-padrão e erro-padrão dos testes de tenacidade à fratura dos grupos experimentais.....	107
Tabela 8 - Análise de variância de um fator ( $\alpha=0,05$ ) para o teste de compressão das resinas Z250 e Tetric Ceram.....	108
Tabela 9 - Análise de variância de um fator ( $\alpha=0,05$ ) para o teste de tenacidade à fratura das resinas Z250 e Tetric Ceram.....	108
Tabela 10 - Comparação múltipla das médias pelo teste de Tukey HSD para compressão.....	111
Tabela 11 - Comparação múltipla das médias pelo teste de Tukey HSD para tenacidade à fratura.....	111

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADA- American Dental Association.

ANOVA- analysis of variance, análise de variância.

ANSI - American National Standards Institute.

Bis-GMA- bisfenol glicidil metacrilato.

EDGMA- etilenoglicol dimetacrilato.

HSD- post hoc test.

ISO- International Standard Organization.

MEDLINE- base de dados de referências da National Library of Medicine dos EUA.

N- newton.

nm- nanômetro.

PMMA- polimetacrilato de metila.

TEGDMA- trietilenoglicol dimetacrilato.

UDMA- uretano dimetacrilato.

MEV- microscopia eletrônica de varredura ou microscópio eletrônico de varredura.

MOD- mésio-ocluso-distal

UFSC - Universidade Federal de Santa Catarina.

SI- Sistema Internacional de Unidades.

TC- Tetric Ceram.

## SUMÁRIO

RESUMO.....	13
ABSTRACT.....	14
LISTA DE FIGURAS.....	15
LISTA DE GRÁFICOS.....	17
LISTA DE TABELAS.....	18
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	19
1 INTRODUÇÃO.....	22
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	26
3 PROPOSIÇÃO.....	89
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	91
5 RESULTADOS.....	106
6 DISCUSSÃO.....	115
7 CONCLUSÕES.....	127
REFERÊNCIAS.....	129
ANEXOS.....	145



## Introdução

## 1 INTRODUÇÃO

---

O uso de resinas compostas em procedimentos restauradores diretos em dentes anteriores e posteriores é uma rotina em Odontologia (ANUSAVICE, 1996; KUGEL; PERRY, 2002). Cada vez mais, novos aprimoramentos são introduzidos nestes materiais no sentido de oferecer melhores propriedades mecânicas, estéticas e biológicas (ASMUSSEN, 1985; FERRACANE, 1995; ALBERS, 2002; TERRY, 2004).

A inserção de resinas compostas envolve um processo de manipulação em que o material é retirado de sua embalagem e inserido na cavidade. Durante este procedimento, o profissional pode realizar a aplicação direta do material (sistemas com pontas descartáveis, cápsulas ou unidoses) ou retirá-lo de seu recipiente (sistema tradicional com seringas e casulo) com uma espátula antes de inseri-lo no preparo cavitário. Alguns profissionais, com o objetivo de facilitar a técnica de inserção e escultura do material, manipulam digitalmente as resinas compostas, colocando-as, desta forma, em contato com as luvas utilizadas durante o atendimento do paciente.

Todavia, a manipulação de resinas compostas, quando não obedece a um protocolo clínico adequado (ALBERS, 2002), pode incorporar materiais orgânicos e inorgânicos (WORM; MEIERS, 1996; SANDERS *et al.*, 2004; EIRIKSSON *et al.*, 2004a; EIRIKSSON *et al.*, 2004b), como também, dar origem a porosidades (MEDLOCK *et al.*, 1985; CHADWICK *et al.*, 1989; IRONSIDE; MAKINSON, 1993;

MENTINK *et al.*, 1995; OPDAM *et al.*, 1996; OPDAM *et al.*, 2002; OPDAM *et al.*, 2003; SARRET, 2005; SAMET *et al.*, 2006) que podem alterar suas propriedades.

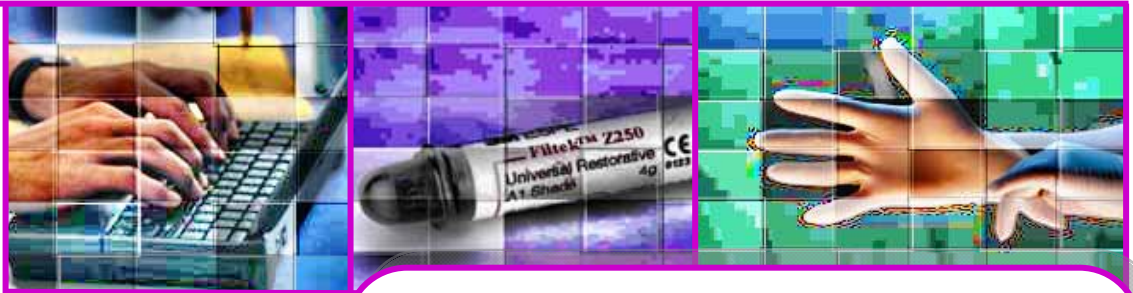
Com o objetivo de verificar a existência de estudos publicados sobre este tema, foi realizada uma busca na base de dados MEDLINE (Literatura Internacional em Ciências da Saúde organizada pela National Library of Medicine, EUA), no período de 1993 a 2006, com as palavras “manipulation and composite resin”, “manipulation and resin composite”, “manipulation and composite” e “manipulation and resin”. Os resultados não demonstraram nenhum registro específico sobre o assunto. Os únicos trabalhos correlacionados foram listados quando foi acrescentada a palavra “contamination” e abordavam tópicos como a influência da contaminação por água (HITT; FEIGAL, 1992; CACCIAFESTA *et al.*, 2003), sangue (HANSEN; MUNKSGAARD, 1989; ABDALLA; DAVIDSON, 1998; DIETRICH *et al.*, 2000; KANESHIMA *et al.*, 2000; EIRIKSSON *et al.*, 2004a, CACCIAFESTA *et al.*, 2004a; CACCIAFESTA *et al.*, 2004b), saliva (CASSIDY; STORIE, 1987; XIE; POWERS; MCGUCKIN, 1993; FEIGAL; HITT; SPLIETH, 1993; STOKES; PEREIRA, 1994; EL-KALLA; GARCIA-GODOY, 1997; FRITZ; WERNER; STEAN, 1998; SAFAR; DAVIS; OVERTON, 1999; EL-KALLA, 1999; DIETRICH *et al.*, 2000; WEBSTER *et al.*, 2001; CACCIAFESTA *et al.*, 2003; EIRIKSSON *et al.*, 2004b), bactérias (IMAZATO, 2003; BAMBACE, 2002; BAMBACE; JORGE; SANTOS, 2006), tecidos vivos e cariados (RIBEIRO *et al.*, 1999), materiais dentários (YAP *et al.*, 2001; MAKAMURA; OSHIMA; HASHIMOTO, 2003; PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2006; PERDIGÃO; GOMES, 2006), agentes químicos (TAYLOR-HARDY *et al.*, 2001; PAPPAS *et al.*, 2005; TURKUN *et al.*, 2005), condicionadores ácidos (O’BRIEN *et al.*, 1987), óleo das turbinas (ROSA *et al.*, 2000; PONG; DYSON; DARVELL, 2005) ou

talco (HOLTAN *et al.*, 1995; FIELD, 1997; BELVEDERE; LAMBERT, 1994; ROBERTS; BARTOLONI, 2002; SANDERS *et al.*, 2004) nas propriedades adesivas dos substratos, além da preocupação com a biossegurança (JORGE, 1998; PRADO *et al.*, 2003).

A escassez de dados sobre o assunto e o relato não documentado de profissionais sobre como realizam na prática clínica a manipulação de resinas compostas antes da inserção nos preparos cavitários, suscitou a necessidade de uma avaliação mais criteriosa deste tema.

O objetivo deste estudo é avaliar a influência da manipulação digital com luvas nas propriedades de resistência à compressão e tenacidade à fratura de resinas compostas.





## Revisão de Literatura

## 2 REVISÃO DA LITERATURA<sup>1</sup>

---

### 1. Compósitos e Resinas Compostas

Na ciência dos materiais, o termo compósito é utilizado para definir um material formado por dois ou mais tipos de substâncias. Assim, a combinação de diferentes substâncias para a formação de um único material tem o objetivo de oferecer propriedades físicas e mecânicas superiores a de seus componentes (ANUSAVICE, 1996; MAZUMDAR, 2002).

Os compósitos podem ser naturais ou sintéticos e, basicamente, são constituídos de matriz e carga. Dentre os naturais, podemos citar como exemplo a madeira, composta de lignina e fibras de celulose (CALLISTER JR, 2005a). Em Odontologia, temos os compósitos naturais esmalte e dentina. No esmalte e na dentina, a enamelinina e o colágeno, respectivamente, representam a matriz. Em ambos os tecidos dentais, a carga é formada por cristais de hidroxiapatita em diferentes proporções (TEN CATE, 2001). Dentre os sintéticos, fabricados pelo homem, um dos mais antigos é o tijolo, constituído primariamente de argila e fibras vegetais. Inúmeros exemplos podem ser citados, como o concreto, o asfalto e os diversos tipos de plásticos reforçados que são utilizados atualmente na indústria automotiva e aeroespacial (PETERS, 1998; MAZUMDAR, 2002).

Já em Odontologia, o termo é empregado para descrever as resinas compostas, materiais estéticos utilizados para restaurar estruturas dentais perdidas

---

<sup>1</sup> Baseada na NBR 105020/2002 da ABTN.

e modificar sua cor e forma (CRAIG; POWERS, 2002a).

Antes do desenvolvimento das resinas compostas dentais, os dois materiais estéticos mais utilizados eram os cimentos de silicato e as resinas acrílicas. Os silicatos foram introduzidos em 1871 e eram compostos de pó de vidro de sílica e alumínio, e líquido de ácido fosfórico. Embora apresentassem propriedades anticariogênicas, como a liberação de flúor, sofriam desgaste, dissolução nos fluidos orais, trincas e possuíam propriedades mecânicas inadequadas. Devido a essas deficiências, começaram a ser substituídos pelas resinas acrílicas no final da década de 1940 (O'BRIEN, 2002).

As resinas acrílicas eram polímeros de baixo peso molecular sem carga, que apresentavam estética adequada, facilidade de manipulação, baixo custo e não sofriam dissolução no meio bucal. Todavia, também exibiam baixa resistência ao desgaste e apresentavam contração de polimerização acentuada, o que fazia com que as restaurações se soltassem das paredes cavitárias e ocorresse infiltração com o aparecimento de manchas e cáries recorrentes. Sua alta expansão e contração térmica, em decorrência da ingestão de alimentos quentes e frios, impedia sua adequada manutenção ao longo das margens dentais (ANUSAVICE, 1996; CRAIG; POWERS, 2002a).

Com o intuito de superar tais problemas, Knock e Glenn, em 1951, propuseram a incorporação de partículas cerâmicas de carga à matriz resinosa (KNOCK; GLENN, 1951; HENOSTROZA, 2003). Tal medida foi um meio prático de reduzir a contração de polimerização e a expansão térmica. Contudo, estes

primeiros compósitos dentais não lograram sucesso, pois as partículas não se uniam à matriz. Com isso, desprendiam-se com facilidade da restauração, promovendo infiltração, manchas, menor resistência ao desgaste e defeitos em sua estrutura (ANUSAVICE, 1996).

Somente na década de 1960, com o desenvolvimento de uma nova resina composta por Raphael L. Bowen, o Bis-GMA (bisfenol A-glicidil metacrilato), foi possível superar os problemas associados às primeiras resinas. O surgimento do Bis-GMA foi decorrente de experimentos com resinas epóxicas e partículas de carga. As deficiências das resinas epóxicas, que apresentavam polimerização lenta e tendência à descoloração, estimularam-no a pesquisar as vantagens da combinação dos epóxis e acrilatos. Finalmente, este trabalho culminou com a criação da molécula de Bis-GMA (BOWEN, 1962).

A inovação do Bis-GMA estava em possuir alto peso molecular e um agente de ligação silano que criava uma união química entre as partículas de carga e a matriz resinosa (BOWEN, 1963). A partir daí, foi possível obter compósitos com baixa contração de polimerização, baixo coeficiente de expansão térmica, maior resistência ao desgaste, estabilidade de cor e, conseqüentemente, com melhores propriedades mecânicas e desempenho clínico (BOWEN, 1964; CRAIG; POWERS, 2002a).

Desde aquela época, passados aproximadamente quarenta e cinco anos de seu surgimento, a maioria dos materiais dentários estéticos modernos, resinas diretas e indiretas, adesivos, núcleos de preenchimento, selantes, resinas

modificadas, dentes artificiais e cimentos, têm em sua composição primária a resina de Bowen.

## **2. Propriedades das Resinas Compostas**

### **2.1 Composição**

As resinas compostas são formadas por quatro componentes principais: *matriz, partículas de carga, agente de união e sistema iniciador/acelerador*. Além destes, outros constituintes secundários estão presentes: *pigmentos, diluentes, aditivos e inibidores de polimerização e de raios ultravioleta* (CHAIN; BARATIERI, 1998; KUGEL; PERRY, 2002; CRAIG; POWERS, 2002a).

#### **2.1.1 Matriz de Resina**

A maioria dos compósitos dentais apresenta em sua composição uma mistura de monômeros dimetacrilatos aromáticos e alifáticos, como Bis-GMA, Bis-GMA modificado, UDMA e TEGDMA. Esta fase é denominada por alguns autores de *fase orgânica* (LUTZ; PHILLIPS, 1983; ALBERS, 2002).

Os dois monômeros mais comuns são o Bis-GMA e o UDMA. Ambas as substâncias contêm ligações duplas de carbono nos terminos de suas cadeias que podem sofrer polimerização por adição. Essas moléculas exibem alto peso molecular e são líquidos muito viscosos em temperatura ambiente, necessitando de diluição com outras substâncias para que possam ser misturadas com as partículas

de carga e manipuladas clinicamente. Para este fim, são adicionados monômeros diluentes de menor peso molecular, como o TEDGMA e EDGMA (RUYTER; SJØVIK, 1981; ASMUSSEN, 1985;).

O uso de dimetacrilatos veio solucionar parcialmente os problemas de alta contração de polimerização presentes nas resinas à base de metacrilato de metila. Graças ao alto peso molecular do Bis-GMA e do UDMA, aproximadamente cinco vezes maior que o peso molecular do metacrilato de metila, foi possível reduzir a contração de polimerização e melhorar as propriedades mecânicas, não obstante o aumento da viscosidade. Além disso, a formação de um grande número de ligações cruzadas, aumentou a resistência e a rigidez do polímero (FERRACANE, 1995).

Nos últimos anos, novos monômeros, como, por exemplo, o Bis-EMA, foram desenvolvidos para reduzir a contração volumétrica e os estresses internos sobre as estruturas dentais, melhorando o desempenho clínico e a durabilidade das restaurações (KUGEL; PERRY, 2002).

### **2.1.2 Partículas de Carga**

As partículas de carga presentes nas resinas compostas são o quartzo, diversos tipos de vidros (alumínio, boro, estrôncio, lítio, zinco) e sílica. Esta fase é denominada por alguns autores de *fase dispersa* (LUTZ; PHILLIPS, 1983; ALBERS, 2002).

O objetivo da incorporação de partículas na matriz resinosa foi a melhoria das

propriedades do material, como maior resistência, menor contração de polimerização, redução da expansão e contração térmica, diminuição do desgaste, redução da sorção de água, melhores características de manipulação, aumento da dureza e radiopacidade. Todavia, todos esses benefícios só foram possíveis com o tratamento das partículas de carga (FERRACANE, 1995; MAZUMDAR, 2002).

De um modo geral, a carga dos compósitos é produzida pela moagem ou trituração de quartzo e vidros, gerando partículas grandes, médias e pequenas, que variam de 0,1 a 100  $\mu\text{m}$ . Já as micropartículas de sílica são obtidas por meio de um processo pirolítico ou de precipitação e apresentam tamanho de aproximadamente 0,04  $\mu\text{m}$  (ALBERS, 2002).

### **2.1.3 Agentes de União**

Para que as resinas compostas apresentem propriedades mecânicas adequadas, há a necessidade de união das partículas de carga com a matriz. Esta ligação química é realizada por meio do tratamento da superfície das partículas com agentes de união antes da mistura com a matriz resinosa. Esta fase é denominada por alguns autores de *fase interfacial* ou de união (LUTZ; PHILLIPS, 1983).

Os agentes de união mais utilizados são os organossilanos, como o  $\gamma$ -metacriloxipropil trimetoxissilano. Em seu estado hidrolisado, o silano possui grupos silanóis que podem se unir com os silanóis da superfície da partícula por meio da formação de uma ligação siloxano. Assim, os grupos metacrilato do composto organossilano formam ligações covalentes com a resina quando ela sofre

polimerização, completando o processo de união (LUTZ *et al.*, 1983).

#### **2.1.4 Outros Componentes: Iniciadores e Inibidores de Polimerização, Pigmentos e Aditivos**

Tanto os monômeros de metacrilato quanto os dimetacrilatos de metila sofrem polimerização por uma reação química iniciada por radicais livres. Estes radicais livres são gerados por ativação química ou por uma fonte externa de energia (luz, calor, microondas) (ANUSAVICE, 1996).

Nas resinas ativadas quimicamente, que se apresentam na forma de duas pastas, uma contém o *iniciador*, *peróxido de benzoíla*, e a outra contém um *ativador*, *amina terciária aromática*. Quando as duas pastas são misturadas, a amina reage com peróxido de benzoíla dando início à formação de radicais livres e à polimerização por adição (CRAIG; POWERS, 2002a).

Nas resinas ativadas por luz, que apresentam uma única pasta, o *iniciador* e o *ativador* estão presentes, sem interagir, em um recipiente à prova de luz. Assim, quando exposto à energia luminosa de cor azul, com comprimento de onda de aproximadamente 470 nm, o *fotoiniciador*, como por exemplo, a *canforoquinona*, é levada a um estado de excitação e interage com a amina formando radicais livres que iniciam a polimerização por adição.

Já nos sistemas de polimerização *dual*, essas formulações contêm iniciadores



e aceleradores que permitem a ativação por luz seguida da autopolimerização ou apenas desta última (CRAIG; POWERS, 2002a).

Por outro lado, com o objetivo de impedir a reação espontânea dos iniciadores de polimerização, alguns *inibidores* são adicionados ao sistema. Estes inibidores, como por exemplo, o *hidroxitolueno*, têm grande reatividade com os radicais livres e a reação só se inicia quando todos os inibidores são consumidos (ANUSAVICE, 1996).

Além da preocupação com as propriedades físicas das resinas e manutenção da estabilidade do produto para que não sofra polimerização espontânea, é importante citar que existem substâncias, denominadas de *pigmentos*, que são acrescentadas em pequenas quantidades e conferem o aspecto estético e natural da cor dos dentes (ALBERS, 2002).

Os pigmentos são óxidos metálicos que permitem a simulação de áreas de translucidez e de opacidade dental. Além destes componentes que agem na óptica, as resinas recebem aditivos que absorvem os raios ultravioletas e minimizam a alteração de cor provocada pela oxidação (CRAIG; POWERS, 2002a).

## **2.2 Classificação das Resinas Compostas**

Um grande número de classificações tem sido proposto para as resinas compostas, baseada na composição da matriz orgânica, no tamanho médio e

distribuição das partículas, no método de polimerização e na indicação clínica (LAMBRECHTS; BRAEM; VANHERLE, 1987; ROETERS; SHORTALL; OPDAM, 2005). A International Organization for Standardization (ISO 4049) e a American Dental Association/American National Standards Institute (ADA/ANSI N°27) classificam os materiais à base de polímeros, restauradores e de cimentação adesiva em dois tipos e em três classes. Tipo 1: Materiais à base de polímeros adequados para restaurações envolvendo superfícies oclusais; Tipo 2: Outros materiais à base de polímeros. Classe 1: Materiais autopolimerizáveis. Classe 2: Materiais polimerizados com fonte luminosa. Grupo 1: Energia aplicada intra-oralmente. Grupo 2: Energia aplicada extra-oralmente. Classe 3: Materiais de polimerização dual. Na classificação clínica (TAB. 1), temos compósitos para dentes anteriores, compósitos para dentes posteriores, compósitos de uso universal (anteriores e posteriores), compósitos condensáveis, compósitos de baixa viscosidade ou do tipo *flow*, compósitos para núcleos de preenchimento, compósitos laboratoriais e compômeros (compósitos poliácido-modificados). Dependendo do conteúdo de carga, tamanho de partícula e tipo de resina, estes compósitos apresentam várias consistências (FORTIN; VARGAS, 2000; SABBAGH *et al.*, 2004; ROETERS; SHORTALL; OPDAM, 2005). Já a classificação tradicional, proposta inicialmente por Lutz e Phillips (1983) e alterada posteriormente por vários autores (HOSODA; YAMADA; YNOKOSHI, 1990; WILLEMS *et al.*, 1993; BAYNE; HEYMANN; SWIFT, 1994), baseia-se no tamanho médio, forma e distribuição das partículas (TAB. 2).

Não bastasse a grande variedade de resinas compostas para todos os fins, recentemente foram introduzidas as resinas compostas de nano-partículas ou nano-

compósitos. Segundo os fabricantes, tais materiais apresentam propriedades mecânicas e ópticas similares às observadas nas resinas híbridas (alta resistência) e de micro-partículas (alto polimento). Estes materiais restauradores universais (Filtek Supreme, 3M ESPE, St. Louis, EUA) são compostos por uma parte orgânica constituída de Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, canforoquinona e pequena quantidade de TEDGMA. Já a parte inorgânica, nano-partículas, subdivide-se em: nano-métricas e nano-aglomerados. As nano-métricas são nano-partículas de sílica mono-dispersa não agregada e não aglomerada. As nano-aglomeradas são de dois tipos. O primeiro tipo consiste de partículas de zircônia-sílica sintetizadas a partir de uma solução coloidal de sílica e um sal zirconil. O tamanho da partícula primária desta carga varia de 2 a 20 nm, ao passo que as partículas aglomeradas esferoidais apresentam uma distribuição de tamanho ampla, com tamanho médio de 0,6  $\mu\text{m}$ . O segundo tipo de carga de nano-aglomerado foi sintetizado a partir de partículas primárias de sílica de 75 nm, apresenta uma distribuição de partícula secundária com tamanho médio de 0,6  $\mu\text{m}$  (MITRA; WU; HOLMES, 2003; URE; HARRIS, 2003; TERRY, 2004).

As primeiras resinas compostas apresentavam partículas esféricas grandes de 20 a 30  $\mu\text{m}$ , as macro-partículas. Após, apareceram produtos contendo partículas grandes e irregulares, micro-partículas (0,04 a 0,2  $\mu\text{m}$ ), partículas finas (0,4 a 3  $\mu\text{m}$ ) e, finalmente, as misturas (micro-híbridas) compostas principalmente de partículas finas e certa quantidade de micro-partículas. Atualmente, baseado no tipo de partículas de carga, as resinas compostas são classificadas como *micro-híbridas* e de *micro-partículas* (CRAIG; POWERS, 2002a).

As resinas compostas micro-híbridas contêm partículas de vidro ou de quartzo de diâmetro regularmente uniforme. Geralmente, apresentam uma distribuição de dois ou mais tamanhos de partículas finas e uma micro-partícula (5-15%). Isto permite uma compactação mais eficiente das partículas, visto que as partículas menores preenchem os espaços entre as maiores. Os compósitos micro-híbridos podem conter de 60-70% de carga por volume, o que, dependendo da densidade da partícula, pode ser traduzido em 77-84% do peso do compósito (ALBERS, 2002).

Já as resinas de micro-partículas contêm sílica com uma área superficial muito alta com partículas de diâmetro de 0,04 a 0,2  $\mu\text{m}$ . Devido à sua alta área superficial, apenas 25% em volume ou 38% em peso podem ser adicionados à matriz que permita manter uma consistência adequada para aplicações clínicas. Conforme já comentado, a carga consiste de micro-partículas de sílica em uma matriz pré-polimerizada, que é preparada e moída, gerando partículas de 10 a 20  $\mu\text{m}$  de diâmetro. Essas partículas reforçadas são adicionadas à matriz em concentrações, de modo que o conteúdo inorgânico pode ser aumentado 32-50% em volume ou aproximadamente 50-60% em peso (ALBERS, 2002).

Muito embora a tendência atual na Odontologia seja pela simplificação, ou seja, compósitos de uso universal, que possam ser aplicados em todas as situações clínicas, a evidência demonstra que nem sempre isto é possível com um único material. Dependendo da indicação, o material restaurador deve cumprir seus requisitos funcionais e estéticos adequadamente. As resinas compostas apresentam grande variação em sua composição e características de manipulação, e cada um desses fatores terá influência em sua performance.

Tabela 1. Classificação clínica das resinas compostas de acordo com o tipo de restauração e recomendação. Adaptado de CRAIG; POWERS, 2002a.

<b>Tipos de Restaurações e Compósitos Recomendados</b>	
<b>Tipo de Restauração</b>	<b>Resinas Compostas recomendadas</b>
Classe 1	Tipo universal, micro-partícula condensável (posterior)*, compômero (posterior)*
Classe 2	Tipo universal, condensável, laboratorial, micro-partícula (posterior)*, compômero
Classe 3	Tipo universal, micro-partícula, compômero
Classe 4	Tipo universal
Classe 5	Tipo universal, micro-partícula, compômero
Classe 6 (MOD)	Condensável
Lesão cervical	Tipo flow, compômero
Pediatria	Tipo flow, compômero
Coroas e próteses de três elementos	Laboratorial (com fibra como reforço)
Sobre a infra-estrutura de ligas	Laboratorial (adesiva)
Núcleo de preenchimento	Resina para núcleo
Restauração temporária	Resina para restaurações provisórias
Pacientes com alto risco de cárie	Ionômeros híbridos

\*Compósitos especiais de micro-partículas e compômeros estão disponíveis para uso em restaurações posteriores (MOD).

Tabela 2. Classificação das resinas compostas de acordo com o tamanho de partícula, volume e características de manipulação. Adaptado de CRAIG; POWERS, 2002a.

<b>Características dos Vários Tipos de Resinas Compostas</b>				
<b>Tipo de Resina Composta</b>	<b>Tamanho das partículas (µm)</b>	<b>Volume de carga (%)</b>	<b>Características de manipulação</b>	
			<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
Universais (Multiuso)	0,04; 0,2-3,0	60-70	Alta resistência, alto módulo	
Micro-partícula	0,04	32-50	Melhor polimento, melhor estética	Contração maior
Condensável	0,04; 0,2-20	59-80	Condensável, menor contração, menor desgaste	
Flowable	0,04; 0,2-3,0	42-62	Aplicável com seringa, baixo módulo	Maior desgaste
Laboratoriais	0,04; 0,2-3,0	60-70	Melhor anatomia e contato, menor desgaste	Custo laboratorial, equipamento especial, requer cimento resinoso

### 3. Inserção de Resinas Compostas

A inserção de resinas compostas envolve alguns aspectos como tipo de instrumento utilizado, modo de aplicação, espessura da camada, relação matriz/partícula, temperatura e viscosidade.

As resinas compostas podem ser inseridas nos preparos cavitários utilizando-se instrumentos apropriados. A maioria dos fabricantes recomenda o uso de instrumentos não metálicos, geralmente plásticos, pois impedem a incorporação de substâncias provenientes do próprio material na resina. O uso de espátulas constituídas de metais não nobres pode liberar fragmentos que sofrem oxidação e conseqüente manchamento da restauração. Para evitar este problema, algumas espátulas são revestidas com politetrafluoretileno, ouro ou cerâmica, que são materiais relativamente inertes e que normalmente não reagem com outras substâncias.

Dependendo da apresentação das resinas compostas, em seringas, casulos ou unidoses, elas podem ser aplicadas com espátulas ou aplicadores. O uso de aplicadores com unidoses facilita sua colocação em áreas críticas e reduz o risco de incorporação de bolhas (MEDLOCK *et al.*, 1985; CHADWICK *et al.*, 1989; IRONSIDE; MAKINSON, 1993; MENTINK *et al.*, 1995; OPDAM *et al.*, 1996; OPDAM *et al.*, 2002; OPDAM *et al.*, 2003; SARRET, 2005; SAMET *et al.*, 2006). Já as espátulas, em que pese o maior risco de formação de porosidades, têm como uma de suas principais vantagens permitirem moldar anatomicamente a resina. Em situações em que o operador precisa esculpir fossas, sulcos, vertentes, cristas e cúspides, ela é imprescindível na conformação anatômica, funcional e estética da resina.

Opdam *et al.* (1996) avaliaram a influência da viscosidade de resinas compostas e do modo de aplicação na formação de porosidades e espaços em restaurações Classe I adesivas. Com preparos Classe I com desenho cavitário

adesivo, foram restaurados com três compósitos de diferentes viscosidades, utilizando três modos de aplicação. As restaurações foram seccionadas e cada corte inspecionado quanto à presença de porosidades e espaços. A superfície total e percentagem de paredes cavitárias ocupadas pelas porosidades, como também, o número total de espaços nos cortes foi registrado. Após a análise estatística, os resultados demonstraram que a técnica de inserção com seringa Centrix obteve o melhor desempenho. Tanto a técnica de condensação como de dispersão apresentaram modos de aplicação com resultados não confiáveis. Além disso, o compósito de maior viscosidade demonstrou mais problemas de porosidade e adaptação às paredes do que os de média e fina fluidez. Os autores concluíram que os compósitos de maior viscosidade apresentam mais problemas do que os demais.

Quanto à espessura da camada de resina, deve ser de 1 a 2 mm para assegurar uma adequada polimerização, reduzir o fator C e melhorar a integridade marginal. Esta espessura também está relacionada com a cor, pois resinas escuras e opacas necessitam de maior tempo de polimerização (BARATIERI; ARAUJO JR; MONTEIRO JR, 2005).

Samet *et al.* (2006) compararam a presença de espaços entre as camadas de duas resinas compostas inseridas com uma técnica com micro-camadas e com duas camadas. Cavidades Classe I foram preparadas, com duas resinas compostas, em quarenta dentes posteriores extraídos. O grupo controle (A) consistiu de 10 dentes restaurados com as amostras dos materiais aplicados diretamente da seringa do fabricante. O grupo B consistiu de 10 dentes restaurados com uma técnica de duas camadas por restauração. O grupo C consistiu de 30 dentes restaurados com uma



técnica de 6 micro-camadas por restauração. Foi utilizada microscopia eletrônica de varredura para verificar a presença de porosidades. Foram encontradas bolhas bem definidas em 85 a 100% das amostras, apenas dentro do corpo da resina composta. Uma relação estatisticamente significativa entre o tipo de compósito e a presença de bolhas foi encontrada entre o grupo com a técnica de duas camadas. Nenhuma diferença estatística foi constatada entre o grupo com a técnica de micro-camadas. Bolhas irregulares entre as camadas foram encontradas em 5 a 15% dos espécimes dentro das áreas entre o corpo do compósito. A conclusão dos autores revela que são encontradas bolhas rotineiramente no corpo das resinas e que a incidência maior na técnica de duas camadas, sugere a aplicação em micro-camadas devido a menor quantidade de porosidades.

O material deve estar em temperatura ambiente para adequada remoção da embalagem, manipulação e polimerização. Materiais retirados de refrigeração e utilizados imediatamente apresentam fluidez inadequada (FREEDMAN; KREJCI, 2004), podendo ocorrer condensação e integração de partículas de água em sua estrutura, alterando conseqüentemente suas propriedades. Além destas considerações, a relação matriz/partícula pode facilitar ou dificultar sua inserção, pois quanto maior a quantidade de matriz mais viscoso o material. Um material muito viscoso adere-se à espátula e dificulta o procedimento de acomodação da resina. Por este motivo, alguns profissionais aplicam uma gaze levemente embebida em álcool ou resina fluida para facilitar a inserção (ANUSAVICE, 1996).

#### 4. Propriedades Mecânicas

As propriedades mecânicas são definidas pelas leis da Mecânica, ou seja, pela ciência da Física, que trata da energia, das forças e de seus efeitos sobre os corpos. Quando substituímos uma estrutura dental perdida, colocamos à prova materiais que estarão sujeitos a cargas de natureza complexa em um ambiente oral úmido e com variações de temperatura. Essas forças atuam sobre os materiais produzindo diferentes reações que podem comprometer a longevidade das restaurações (ANUSAVICE, 1996; CALLISTER JR, 2005b).

É de fundamental importância o conhecimento de alguns conceitos para entendermos a performance dos materiais sob determinadas condições de teste. Toda força aplicada em um corpo gera uma reação de mesma intensidade e sentido contrário. As forças que atuam sobre um material podem ser basicamente de tração, de compressão e de cisalhamento. A combinação dessas forças gera vetores de carga complexos, como as forças de torção e flexão. Quando uma força é aplicada em um corpo e este retorna a seu estado original, a deformação provocada é chamada de *elástica* ou *reversível*. Quando o corpo não retorna ao seu estado original e há uma deformação permanente, esta é chamada de *inelástica* ou *plástica*. Uma vez ultrapassado o limite de deformação plástica, pode ocorrer a fratura do material. As forças ainda podem ser classificadas como estáticas e dinâmicas. As forças dinâmicas ou cíclicas são as mais comuns na cavidade oral. A aplicação repetitiva de forças sobre as restaurações desencadeia trincas que aumentam progressivamente até a fratura repentina ou *catastrófica* do material. Poucas falhas clínicas ocorrem em decorrência de uma única carga estática (ANUSAVICE, 1996;

KELLY, 1999; CRAIG; POWERS, 2002b).

Segundo Anusavice (1996), a força média máxima de mordida suportável é de aproximadamente 756 N. Contudo, na cavidade bucal, ela varia acentuadamente de uma área para outra e de um indivíduo para outro, inclusive entre os sexos. Na região de molares, pode variar de 400 a 890 N, na região de pré-molares; de 222 a 445 N, nos caninos; de 133 a 334 N e nos incisivos; de 133 a 89 N. Todavia, quando comparamos estes valores com os obtidos *in vitro*, de 1500 a 5000 N, temos que ter extrema cautela para interpretá-los como meros indicativos de performance (KELLY, 1999). Embora haja uma correlação entre as propriedades medidas *in vitro* e o desempenho clínico, tal elo ainda é obscuro (KELLY, 2006). Em geral, poucos testes *in vitro* são validados como previsíveis de comportamento clínico. Em janeiro de 2004, o Conselho sobre Assuntos Científicos da Associação Dental Americana (ADA) aprovou a descontinuidade do Programa de Certificação da ADA para produtos profissionais e a adoção de critérios baseados na performance clínica a partir de 2007.

É importante que se tenha em mente que as falhas clínicas são decorrentes de deficiências dos materiais, de fatores relacionados ao operador e ao paciente (KELLY, 2006; SARRET, 2005) (FIG. 1).

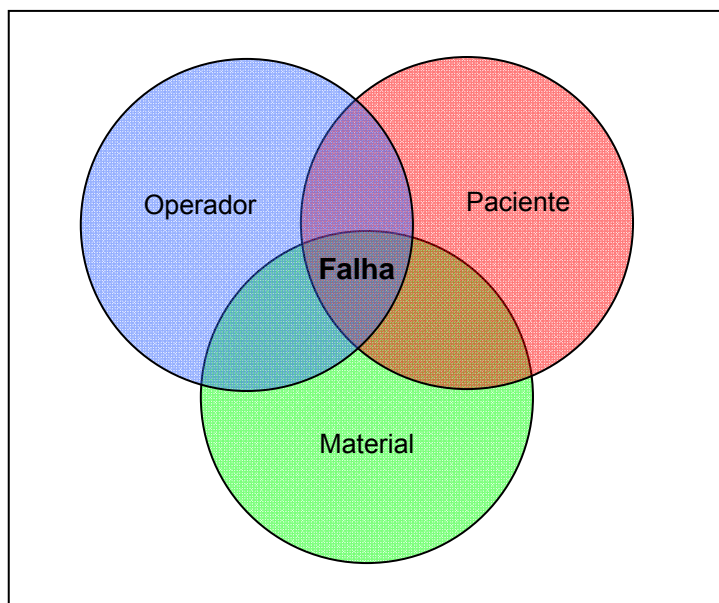


Figura - 1. Fatores associados a falha dos materiais restauradores.

#### 4.1 Teste de Resistência à Compressão

Quando aplicamos uma força que tende a comprimir um corpo, a resistência interna a esta carga é denominada de *tensão de compressão*. Toda tensão de compressão está associada a uma *deformação por compressão*, pois ao reduzir suas dimensões o corpo sofre uma alteração de tamanho. Se for uma deformação permanente será plástica, se for reversível; elástica. A FIG. 2 ilustra um corpo submetido à compressão e a formação de tensões complexas em seu interior.

A resistência à compressão é um método importante de teste *in vitro* para avaliar materiais dentários e suas propriedades. Para suportar as forças da mastigação e hábitos parafuncionais, é necessária alta resistência à compressão. Quando mastigamos, desenvolvemos uma infinidade de vetores de força. Dentre os vetores de força, os de compressão são um dos mais comuns na cavidade oral. O

complexo sistema estomatognático, por meio da transmissão, absorção e dissipação de energia é capaz de manter o equilíbrio de forças que atuam sobre os tecidos. Quando o limite de resistência dos materiais é ultrapassado ocorre a falha.

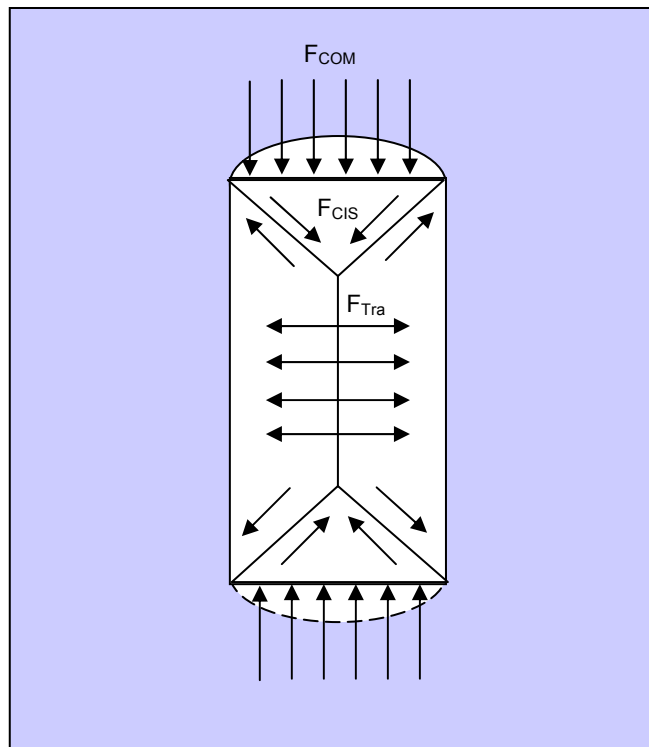


Figura 2. Visão de um cilindro cortado transversalmente submetido à força de compressão. Observe que a força de compressão ( $F_{COM}$ ) aplicada em cada extremidade resulta em forças de cisalhamento ( $F_{CIS}$ ) na forma de cones que atuam gerando forças de tração no centro do corpo ( $F_{TRA}$ ). Adaptado de CRAIG; POWERS, 2002b.

O teste de resistência à compressão é indicado na comparação de materiais frágeis que geralmente não resistem à tensão de tração. Sendo, portanto, útil na determinação das propriedades de materiais como amálgama, resinas compostas e cimentos. Na TAB. 3 podemos observar os valores de resistência à compressão de

alguns materiais dentários e do esmalte e dentina humana (CRAIG; POWERS, 2002b).

Para calcular a tensão de compressão, a carga aplicada é dividida pela área da secção perpendicular à direção da força. Como é uma razão, temos força sobre área, sendo nossa unidade de medida, portanto, newton (força) por metro quadrado (área). Esta unidade de medida de pressão é conhecida no Sistema Internacional (SI) como pascal (Pa).

Tabela 3. Resistência à compressão de alguns materiais. Adaptado de CRAIG; POWERS, 2002b.

<b>Material</b>	<b>Resistência à compressão (MPa)</b>
Esmalte	384
Amálgama	388
Dentina	297
Resina composta	277
Porcelana feldspática	149
Cimento de fosfato de zinco	117
Gesso pedra especial	81
Base de hidróxido de cálcio	8

#### **4.2 Teste de Tenacidade à Fratura**

Recentemente, os conceitos de mecânica das fraturas foram introduzidos na Odontologia (FERRACANE; CONDON, 1999; KELLY, 2006). A mecânica das

fraturas demonstra o comportamento dos materiais com trincas ou rachaduras (FIG. 3). Todos os materiais frágeis contêm uma população de pequenas trincas ou falhas com uma grande variedade de tamanhos, geometrias e orientações (CALLISTER JR, 2005b). As trincas podem aparecer naturalmente ou se originar durante a atividade (BONILLA; MARDIROSSIAN; CAPUTO, 2001; GARCIA *et al.*, 2002). Assim, qualquer defeito pode enfraquecer o material e gerar fraturas repentinas abaixo do limite máximo de força. As *fraturas catastróficas* ocorrem geralmente em materiais frágeis que não tem capacidade de deformação plástica.

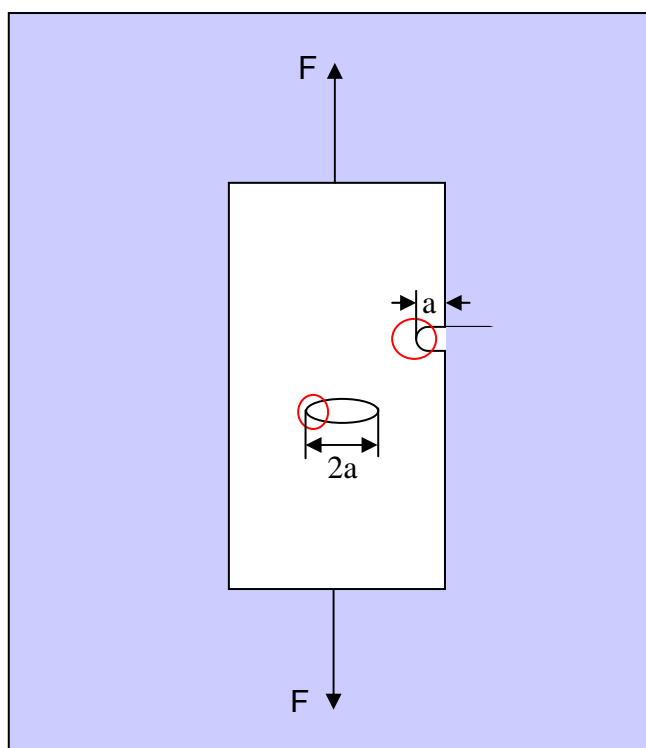


Figura 3. Visão de uma barra cortada transversalmente, apresentando trincas interna e externa, e submetido à força de tração ( $F$ ). Os materiais podem apresentar trincas microscópicas ou macroscópicas, internas ou externas, que funcionam como verdadeiros amplificadores ou concentradores de tensão na extremidade da trinca. A magnitude do aumento de tensão depende do tamanho, orientação e geometria da trinca. Adaptado de CALLISTER JR, 2005a.

Em geral, quanto maior uma trinca menor a força necessária para provocar a fratura. É possível explicar este fato, pois a força que normalmente suportaria um material atua de forma concentrada na extremidade da trinca (FIG. 3). O que é mais fácil de rasgar? Uma folha de papel íntegra ou com um pequeno corte? Craig e Powers (2002b) exemplificam a seguinte situação. Quando temos um material frável, como uma placa de vidro, por exemplo, ao realizarmos um trinca em uma de suas extremidades e aplicarmos uma carga, será necessário pouca força para fraturar este material, pois quase nenhuma deformação plástica ocorrerá. Já, se realizamos o mesmo experimento com um material dúctil, como por exemplo, um fio de cobre, ao aplicarmos uma carga sobre ele ocorrerá uma extensa deformação plástica sem haver a fratura do material.

Na Ciência dos Materiais, *tenacidade à fratura* é uma propriedade que descreve a capacidade de um material que contém uma trinca de resistir à fratura. Portanto, tenacidade à fratura é a energia mecânica que reflete a capacidade de um material resistir ao início e à propagação de uma ruptura (BONILLA; MARDIROSSIAN; CAPUTO, 2001; CRAIG; POWERS, 2002b; GARCIA *et al.*, 2002).

Um material é caracterizado pelo índice de liberação de energia,  $G$ , e o fator de intensidade de força,  $K$ . O índice de liberação de energia é uma função da energia envolvida na propagação da trinca, enquanto que o fator de intensidade de força descreve as tensões na extremidade de uma trinca. O fator de intensidade de força sofre alteração com o comprimento da trinca e tensão, segundo a fórmula:

$$K = Y\sigma a^{1/2}$$



Onde  $Y$  é uma função que depende do tamanho da trinca e de sua geometria. Um material sofre fratura quando a intensidade de força alcança um valor crítico,  $K_C$ . Este valor de intensidade de estresse na fratura é denominado de tenacidade à fratura. A tenacidade à fratura proporciona um valor relativo da capacidade de um material resistir a propagação de trincas. As unidades de  $K_C$  são unidades de tensão (força/comprimento<sup>2</sup>) x unidades de comprimento<sup>1/2</sup> ou força x comprimento<sup>-3/2</sup>, e são apresentadas como  $MN\ m^{-3/2}$  ou  $MPa\ m^{1/2}$  (CALLISTER JR, 2005b; CRAIG; POWERS, 2002b).

O teste de tenacidade à fratura ( $K_{IC}$ ) é indicado para materiais frágeis, como cerâmicas, resinas compostas e amálgama. Na TAB. 4 podemos observar os valores de tenacidade à fratura de alguns materiais dentários e do esmalte e dentina humana (CRAIG; POWERS, 2002b).

Tabela 4. Tenacidade à fratura de alguns materiais. Adaptado de CRAIG; POWERS, 2002b.

Material	Tenacidade ( $K_{IC}$ ) ( $MN\ m^{-3/2}$ )
Amálgama	1,3
Cerâmica	1,5 – 2,1
Resina Composta	0,8 – 2,2
Porcelana	2,6
Esmalte	0,6 – 1,8
Dentina	3,1

#### 4. Elementos de Contaminação das Resinas Compostas

A literatura demonstra que as propriedades mecânicas das resinas compostas estão relacionadas com a matriz polimérica, partículas de carga e agente de união que fazem parte de sua composição. Assim, quando consideramos que durante o procedimento de inserção das resinas compostas na cavidade pode haver a manipulação digital, podendo ocorrer a formação de porosidades (MEDLOCK *et al.*, 1985; CHADWICK *et al.*, 1989; IRONSIDE; MAKINSON, 1993; MENTINK *et al.*, 1995; OPDAM *et al.*, 1996; OPDAM *et al.*, 2002; OPDAM *et al.*, 2003; SARRET, 2005; SAMET *et al.*, 2006) e contato da luva com água (HITT; FEIGAL, 1992; CACCIAFESTA *et al.*, 2003), saliva (CASSIDY; STORIE, 1987; XIE; POWERS; MCGUCKIN, 1993; FEIGAL; HITT; SPLIETH, 1993; STOKES; PEREIRA, 1994; EL-KALLA; GARCIA-GODOY, 1997; FRITZ; WERNER; STEAN, 1998; SAFAR; DAVIS; OVERTON, 1999; EL-KALLA, 1999; DIETRICH *et al.*, 2000; WEBSTER *et al.*, 2001; CACCIAFESTA *et al.*, 2003; EIRIKSSON *et al.*, 2004b), sangue (HANSEN; MUNKSGAARD, 1989; ABDALLA; DAVIDSON, 1998; DIETRICH *et al.*, 2000; KANESHIMA *et al.*, 2000; EIRIKSSON *et al.*, 2004a, CACCIAFESTA *et al.*, 2004a; CACCIAFESTA *et al.*, 2004b), bactérias (IMAZATO, 2003; BAMBACE, 2002; BAMBACE; JORGE; SANTOS, 2006), tecidos vivos e cariados (RIBEIRO *et al.*, 1999), materiais dentários (YAP *et al.*, 2001; MAKAMURA; OSHIMA; HASHIMOTO, 2003; PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2006; PERDIGÃO; GOMES, 2006), agentes químicos (TAYLOR-HARDY *et al.*, 2001; PAPPAS *et al.*, 2005; TURKUN *et al.*, 2005), condicionadores ácidos (O'BRIEN *et al.*, 1987), óleo das turbinas de rotação (ROSA *et al.*, 2000; PONG; DYSON; DARVELL, 2005), além do talco da própria luva (HOLTAN *et al.*, 1995; FIELD, 1997; BELVEDERE; LAMBERT, 1994; ROBERTS;

BARTOLONI, 2002; SANDERS *et al.*, 2004), devemos estar cientes que a integração destes materiais em sua constituição pode alterar suas propriedades mecânicas.

Muito embora existam pesquisas sobre a contaminação por agentes orgânicos e inorgânicos (WORM; MEIERS, 1996; SANDERS *et al.*, 2004; EIRIKSSON *et al.*, 2004a; EIRIKSSON *et al.*, 2004b), principalmente com sistemas adesivos e substratos, sobre o efeito das formas de inserção e manipulação na formação de porosidades (MEDLOCK *et al.*, 1985; CHADWICK *et al.*, 1989; IRONSIDE; MAKINSON, 1993; MENTINK *et al.*, 1995; OPDAM *et al.*, 1996; OPDAM *et al.*, 2002; OPDAM *et al.*, 2003; SARRET, 2005; SAMET *et al.*, 2006), e sobre cuidados com biossegurança em Odontologia (JORGE, 1998; PRADO *et al.*, 2003), a literatura pesquisada não aborda especificamente o tema *influência da manipulação digital com luvas na resistência à compressão e tenacidade à fratura de resinas compostas*. Todavia, é de suma importância relatar a plethora de trabalhos intimamente relacionados com o tópico pesquisado.

Reinhardt *et al.* (1982) investigaram a porosidade em restaurações de resina compostas e verificaram que a superfície das resinas ativadas por luz visível (Prisma-Fil e Silux) continha menos porosidades do que a superfície das resinas ativadas quimicamente. A principal conclusão dos autores foi de que os profissionais podem minimizar o problema das porosidades nas restaurações de resina composta com a utilização de materiais convencionais ou micro-particulados fotopolimerizáveis.

Silverstone, Hicks e Featherstone (1985) analisaram *in vitro* com microscopia eletrônica de varredura, os efeitos de diferentes períodos de contaminação salivar na topografia superficial condicionada do esmalte. Os resultados indicaram que a contaminação salivar do esmalte condicionado por 1 segundo ou mais resultou na formação de cobertura superficial que não pôde ser removida por um enxágüe com água. Os autores concluíram que caso ocorra contaminação de uma superfície condicionada de esmalte, é necessário repetir o procedimento de condicionamento para assegurar a adequada adesão da resina.

Medlock *et al.* (1985) avaliaram os efeitos do uso de resinas compostas híbridas e de micro-partículas ativadas quimicamente na porosidade. Os autores também incluíram uma resina fotopolimerizável para determinar se a técnica com uso de seringa apresentava maior valor nos materiais que não eram misturados. Além disso, realizaram uma tentativa de quantificar a distribuição do tamanho dos poros com relação à porosidade total. Suas conclusões foram de que o uso de resinas compostas fotopolimerizáveis em seringas representa um meio efetivo de reduzir clinicamente a porosidade nestas restaurações.

O'Brien *et al.* (1987) determinaram os efeitos de um gel e solução de ácido fosfórico, e da contaminação salivar do esmalte condicionado na resistência à tração de uma resina composta posterior. Noventa e seis caninos humanos superiores extraídos foram utilizados neste estudo. Superfícies de esmalte desgastadas foram condicionadas com gel de ácido fosfórico a 37%, por 60 segundos, e lavadas por 15 ou 30 segundos, e com solução de ácido fosfórico a 37%, por 60 segundos, e lavadas por 15 ou 30 segundos, respectivamente. Superfícies de esmalte também

foram condicionadas com gel ácido fosfórico, por 60 segundos, lavadas por 15 segundos e re-lavadas por 15 segundos após a contaminação do esmalte condicionado com saliva por 15 s, 60 s e 60 min, respectivamente. As superfícies de esmalte contaminadas com saliva por 15 segundos foram re-condicionadas por 15 s e lavadas por 15 s. Os espécimes foram submetidos a uma carga de tração e os valores de resistência à fratura registrados e analisados estatisticamente. A composição do ácido fosfórico (gel versus solução) e os tempos de lavagem não tiveram nenhum efeito significativo sobre a resistência de união à tração. Somente a contaminação com saliva aos 60 minutos reduziu significativamente a resistência à tração. Os autores concluíram que é possível que a contaminação salivar do esmalte condicionado possa apresentar um efeito adverso sobre a resistência adesiva após a imersão prolongada dos espécimes de teste antes dos ensaios.

Hansen e Munksgaard (1989) investigaram *in vitro* a eficácia de dois agentes adesivos dentinários (Gluma e Scotchbond Dual Cure), com e sem contaminação salivar da dentina, antes ou após a aplicação do adesivo. A eficácia dos agentes adesivos foi avaliada por meio de teste de resistência de união ao cisalhamento e um teste de cavidade. Quando a superfície da dentina foi contaminada, tanto antes como após a aplicação de um dos adesivos, a resistência foi reduzida, mas a diferença entre os espécimes contaminados e não contaminados não foi estatisticamente significativa. No teste de cavidade, a largura e extensão da lacuna de contração marginal foram acentuadamente maiores quando a dentina foi contaminada com saliva antes da aplicação dos adesivos. Quando o Gluma foi utilizado, a área contaminada teve que ser removida e os procedimentos adesivos repetidos.

Alster *et al.* (1992) analisaram o desenvolvimento de estresse de contração de polimerização em função da porosidade superficial de resinas compostas. Amostras de resina foram divididas em três grupos: Grupo A, sem porosidade, Grupo B, com pequeno número de poros, e grupo C, com grande número de poros em comparação com o Grupo B. Em cada grupo, a área de porosidade, estresse marginal e índice de desenvolvimento de estresse foram determinados. Essas características foram significativamente diferentes entre os Grupo A e C. Para determinar se a redução do estresse de contração havia sido atribuído ao escoamento nas superfícies externas dos poros ou inibição da reação de presa pelo oxigênio nos poros, uma resina contendo apenas bolhas de nitrogênio também foi testada. Os resultados do estudo indicaram que ambos os aspectos contribuíram significativamente para o alívio do estresse de contração. Os autores concluíram que a porosidade nas resinas levou à redução do estresse e, portanto, contribuiu com a manutenção da integridade das restaurações adesivas.

Xie, Powers e McGuckin (1993) avaliaram a resistência de união à tração *in vitro* do esmalte e dentina humanos tratados com cinco agentes contaminantes, tendo como controles dentes secos com ar, dentes com a presença de água e dentes umedecidos. Dois agentes adesivos comerciais (tipo AB, contendo solvente e de baixa viscosidade; tipo SB, com monômero hidrofílico e de alta viscosidade) e seus respectivos compósitos foram aplicados sobre a estrutura dental sob duas condições (contaminada e re-condicionada). Após 24 horas, o teste de tração foi realizado com um cone invertido truncado. Entre os controles, a resistência adesiva mais alta foi obtida em condições de umidade para AB (24 MPa) e em condições de umidade ou seco com ar para SB (22 MPa), com pequenas diferenças entre esmalte e dentina. A maioria dos contaminantes apresentou redução nos valores de

resistência adesiva. O re-condicionamento sem preparo mecânico adicional resultou em valores de resistência adesiva similares aos dos grupos controles.

Ironside e Makinson (1993) analisaram a influência do método de embalagem, técnica de aplicação, viscosidade, presença de pinos, desenho do preparo, instrumentos e matrizes na formação de porosidades em resinas compostas posteriores. Após análise visual com macrofotografia, microscopia de campo escuro e MEV, os autores concluíram que todas as resinas testadas apresentaram porosidades. Seus resultados indicaram que: 1) As resinas compostas necessitam de mínima manipulação durante a aplicação; 2) A viscosidade ou secura da resina deve ser considerada devido a suas implicações na formação de porosidade durante a inserção; 3) No preparo cavitário, o uso de dispositivos acessórios para retenção e métodos incrementais são responsáveis pela formação de porosidades; 4) A ocorrência de porosidades nos ângulos internos produzida no assoalho gengival de uma caixa proximal e pela fita matriz, podem aumentar o risco de micro-infiltração e cáries recorrentes em áreas particularmente vulneráveis a este problema devido à inacessibilidade.

Von Beetzten *et al.* (1993) avaliaram uma técnica para restaurações Classe II de resina composta fotopolimerizável, utilizando um cone transparente unido à ponta do fotopolimerizador, e sua relação com a micro-dureza e porosidade na região cervical. Os autores concluíram que: a) Foi obtido um aumento na micro-dureza de 19 para 57% nas diferentes resinas na região cervical das restaurações Classe II, por meio da polimerização com o cone transparente; b) Em todos os compósitos foi

obtida uma redução na porosidade superficial, por meio da utilização do cone. Em todos os dois materiais a redução foi significativa.

Belvedere e Lambert (1994) relataram as preocupações existentes quanto aos efeitos negativos do uso de luvas de látex na prática clínica. Os autores apresentam relatos de reações de irritação, de contato e de alergia ao talco das luvas de látex tanto em Medicina como em Odontologia. Descrevem alguns problemas relacionados ao uso de luvas com talco e seus efeitos na Odontologia clínica, como por exemplo, a presença de amido como lubrificante nas luvas de látex e sua relação com a redução dos valores de resistência ao cisalhamento na interface porcelana/esmalte, a correta manipulação dos implantes dentais e o efeito das luvas com talco sobre o sucesso clínico destes procedimentos.

Johnson *et al.* (1994) examinaram a resistência de união ao cisalhamento da dentina com dois agentes dentinários, contaminados com saliva, em vários estágios dos procedimentos de aplicação. Oitenta terceiros molares humanos foram separados aleatoriamente em quatro grupos (n= 10) para cada um dos sistemas adesivos dentinários testados (All-Bond 2, Scotchbond Multi-Purpose). Os espécimes do grupo A não foram contaminados; o primer/adesivo/resina foi aplicado de acordo com as instruções do fabricante. No grupo B, as amostras foram contaminadas com saliva humana totalmente fresca por 15 segundos e secas vigorosamente com um jato de ar; isto ocorreu após a aplicação do primer, mas antes da aplicação do adesivo. No grupo C, a contaminação ocorreu após a aplicação do adesivo, antes da aplicação da resina. No grupo D, a saliva contaminou a superfície antes da aplicação do primer, sem remoção vigorosa. Os espécimes foram termociclados, montados e testados sob carga de cisalhamento em uma



máquina Instron aos sete dias. Após isto, os valores de resistência foram analisados estatisticamente utilizando ANOVA. Os autores concluíram que embora a resistência de união ao cisalhamento tenha diminuído nas amostras contaminadas com saliva, não houve nenhuma diferença estatisticamente significativa entre as médias dos grupos.

Holtan *et al.* (1995) estudaram o efeito de luvas com talco e sem talco na resistência de união ao cisalhamento de porcelanas condicionadas unidas ao esmalte humano. Embora a luva com talco tenha levado a uma diminuição estatisticamente significativa na resistência de união ao cisalhamento, a luva sem talco não produziu nenhuma redução significativa. Os autores concluíram, neste estudo, que o talco de amido que cobre as luvas de látex pode contaminar as superfícies de contato, criando problemas potenciais durante os procedimentos adesivos, como na união de facetas de porcelana.

Mentink *et al.* (1995) investigaram o efeito de duas técnicas de manipulação, na formação de porosidades, em núcleos de resina composta em uma simulação clínica. Quarenta réplicas de molares humanos de resina acrílica, tratados endodonticamente, foram restauradas com duas resinas compostas para núcleos utilizando duas técnicas de manipulação diferentes, inserção única e aplicação com seringa. Em 20 réplicas, foi colocado um pino de modo a simular um pino metálico e núcleo de resina composta. Os autores concluíram que a técnica com seringa produziu significativamente menos incorporação de bolhas do que a técnica de inserção única, em ambos os sistemas resinosos utilizados.

Powers, Finger e Xie (1995) avaliaram *in vitro* a resistência de união à tração de um agente adesivo e resina composta unidos ao esmalte e dentina humanos, tratados com cinco contaminantes (saliva, plasma, cimento de óxido de zinco e eugenol, cimento de óxido de zinco sem eugenol e lubrificante de caneta), tendo como controles dentes secos com ar, dentes com a presença de água e dentes umedecidos. Um agente adesivo comercial (Gluma 2000; Bayer AG) e seu respectivo compósito (Pekafill, Bayer AG) foram aplicados sobre a estrutura dentária sob duas condições (contaminado e re-condicionado). Após 24 horas, o teste de tração foi realizado com um cone invertido truncado. Entre os controles, a resistência adesiva mais alta foi obtida com o esmalte (20 MPa) e dentina (12 MPa) secos com ar. Os agentes contaminantes reduziram a resistência adesiva de 20 a 100%. O re-condicionamento sem preparo mecânico adicional resultou em valores de resistência adesiva similares aos dos grupos controles. O trabalho dos autores concluiu que a resistência adesiva do Gluma 200/Pekafill à estrutura dentária é menos sensível às formas comuns de contaminação, mas pode ser melhorada pelo re-condicionamento após a contaminação.

Worm e Meiers (1996) investigaram o efeito da manipulação, contaminação e desinfecção de *inserts* de beta-quartzo/resina composta utilizando um teste de micro-infiltração. Sete grupos (n=10) de preparos de Classe V foram realizados em molares humanos extraídos e restaurados com uma resina de micro-partículas e *inserts* de beta-quartzo. Em seis grupos, contaminação ou desinfecção-luvas de látex, manipulação sem luva, saliva humana, etanol a 95% ou desinfetante LpHse, foram aplicados aos *inserts* antes da colocação. Os autores concluíram que as luvas de látex, manipulação sem luva e saliva apresentaram efeito prejudicial sobre a

interface *insert/resina* composta que poderia comprometer a longevidade da restauração.

Turbino *et al.* (1997) analisaram *in vitro* a resistência de união à dentina de dois sistemas adesivos (SBMP-Plus/3M e Prime&Bond 2/Dentsply) que foram utilizados de formas diferentes: 1) seca com ar após a lavagem do condicionamento ácido; 2) re-umedecida com água destilada após a secagem e 3) contaminada com saliva fresca após a secagem. Sessenta molares humanos extraídos foram incluídos em resina acrílica incolor, desgastados com lixa de papel até a exposição da dentina e divididos em 6 grupos. Sobre esses dentes foram confeccionados cones de resina composta (Z100) unidos com dois diferentes sistemas adesivos nas três condições descritas anteriormente. Os corpos de prova foram submetidos a testes de tração até a falha. Os resultados foram submetidos à análise estatística que demonstrou que os 2 sistemas adesivos não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si; os dentes que foram secos ( $7,31 \pm 2,91$  MPa) apresentaram a menor resistência à tração e aqueles que foram umedecidos com água destilada ( $12,74 \pm 6,59$  MPa) apresentaram a maior resistência, sendo a diferença entre eles estatisticamente significativa. Os dentes que foram contaminados com saliva fresca ( $10,62 \pm 4,75$  MPa) apresentaram um valor intermediário entre os dois anteriores, não sendo este estatisticamente diferente de nenhum dos outros dois tratamentos realizados.

Field (1997) revisou criticamente os riscos potenciais associados ao uso de luvas de látex natural com talco na prática odontológica e relatou algumas prováveis dificuldades que podem ser encontradas quando manipulamos materiais dentários

com luvas com talco. Ele realizou a pesquisa de artigos publicados na literatura internacional nos últimos 10 anos. Verificou que um grande número de estudos recentes na literatura médica e cirúrgica tem confirmado que proteínas do látex de borracha natural sofrem difusão através das luvas e se unem ao talco destas. O autor afirma que o maior risco associado ao uso contínuo de luvas de látex com talco é a da sensibilização pela exposição às proteínas do látex natural. O autor cita a dermatite, a formação de granulomas pós-operatórios, a contaminação dos sítios de implantes dentais e a redução *in vitro* da resistência de união ao cisalhamento de facetas de porcelana. Sua revisão conclui que os profissionais de Odontologia devem considerar os riscos potenciais de saúde que estão associados ao uso do látex de borracha natural com talco na prática odontológica, afirmando que a contaminação com o talco pode afetar os resultados a longo prazo e o sucesso dos procedimentos clínicos.

El-Kalla e Garcia-Godoy (1997) compararam a resistência de união ao cisalhamento de quatro adesivos de frasco único ao esmalte e dentina contaminada com saliva humana. Foram avaliados os adesivos Prime&Bond 2.1, One Step, Tenure Quik e Syntack Single Component. Noventa e seis molares hígidos foram divididos em três subgrupos para cada um dos quatro adesivos. Foram cortadas pequenas áreas planas em esmalte nas faces vestibular e lingual. Nos mesmos dentes, foram cortadas pequenas áreas planas nas faces distal e mesial da dentina média. Cada adesivo foi testado sob: condições não contaminadas (Grupo 1), contaminação da superfície adesiva com saliva totalmente fresca por 20 segundos e remoção do excesso com bolinhas de algodão (Grupo 2) e contaminação da superfície adesiva com saliva totalmente fresca por 20 segundos e enxágüe da saliva por 20 segundos, antes da aplicação do adesivo (Grupo 3). Após a aplicação

do adesivo, um molde plástico foi preenchido com resina composta, aplicado à superfície adesiva e fotopolimerizado. Os dentes foram termociclados e colocados sob carga de cisalhamento. Os resultados foram analisados utilizando ANOVA com três critérios. A contaminação salivar do esmalte ou dentina não afetou a resistência de união ao cisalhamento dos adesivos testados, exceto para o Syntac SC com esmalte seco contaminado. O One Step apresentou resistência adesiva similar tanto em esmalte como em dentina; P&B 2.1, Tenure Q e SyntacSC demonstraram resistência adesiva significativamente maior do que os outros adesivos, mas não houve nenhuma diferença significativa na resistência adesiva à dentina sob condições de não contaminação.

Ribeiro *et al.* (1999) avaliaram *in vivo* a performance de um sistema adesivo dentinário sobre dentina cariada e não cariada. Quarenta e oito molares decíduos com lesões de cárie foram distribuídos aleatoriamente em dois diferentes grupos de tratamento: grupo 1 (n=24), a dentina irreversivelmente infectada foi removida antes da aplicação do agente adesivo e material restaurador; grupo 2 (n=24), a dentina irreversivelmente infectada foi parcialmente removida antes da aplicação do agente adesivo e material restaurador. Os dentes controle e experimental foram monitorados clinicamente a cada três meses e avaliados aos 12 meses da realização da restauração. Os dentes foram extraídos próximo ao período de exfoliação e processados para análise com MEV. Os níveis de retenção, integridade marginal e sintomas pulpares foram idênticos em ambos os grupos. No grupo controle, o sistema adesivo formou uma camada híbrida. No grupo experimental, houve evidência morfológica da formação de “camada híbrida alterada” resistente aos ácidos. Um tecido resistente ao ácido, resultante da inter-difusão da resina

adesiva dentro da área de dentina cariada, foi observado adjacente e embaixo da camada híbrida alterada. Os autores concluíram que a aplicação de um sistema adesivo restaurador sobre dentina infectada irreversivelmente não afetou a performance clínica da restauração.

Dietrich *et al.* (2000) avaliaram a influência do condicionamento e contaminação da dentina na adaptação marginal de restaurações Classe II tipo sanduíche. Cavidades MOD amplas com término em 90°, com margens cervicais localizadas 1 mm abaixo da junção esmalte-cimento, foram realizadas em 72 molares humanos extraídos. Nove grupos foram preenchidos utilizando resina composta Z100 com a técnica de adesão total ou Vitremer ou F2000, juntamente com a resina Z100, por meio da técnica de sanduíche. Em todas as três combinações de materiais, foram comparados os pré-tratamentos: condicionamento total, condicionamento seletivo e contaminação da dentina com saliva e sangue antes da aplicação do *primer*/adesivo. Após o armazenamento em água por 21 dias e termociclagem, foram produzidas réplicas para análise marginal quantitativa com MEV. Após a análise estatística, foi possível verificar que ambas as restaurações sanduíche com F2000 e Vitremer demonstraram melhor adaptação marginal do que as restaurações com Z100 com adesão total, em todos os pré-tratamentos. O condicionamento ácido da dentina teve influência significativa na adaptação marginal nas restaurações com Z100 com adesão total e nas restaurações com Vitremer tipo sanduíche. Todas as restaurações demonstraram considerável micro-infiltração. Na dentina contaminada, as restaurações tipo sanduíche demonstraram melhor integridade marginal do que restaurações com adesão total. Não houve correspondência nos grupos entre adaptação marginal e micro-infiltração. Os

autores concluíram que as restaurações F2000/Z100 e Vitremer/Z100 tipo sanduíche apresentaram melhor adaptação marginal em relação às restaurações Z100 com adesão total, em cavidades Classe II amplas com margens cervicais em dentina. A micro-infiltração não pôde ser prevenida previsivelmente com a técnica do sanduíche. As restaurações tipo sanduíche pareceram menos sensíveis à contaminação com saliva e sangue.

Rosa *et al.* (2000) avaliaram a resistência de união com o esmalte contaminado com óleo da turbina de alta rotação. Dentes bovinos foram distribuídos aleatoriamente em seis grupos de vinte dentes cada, com seis diferentes sistemas adesivos (cinco de frasco único e um de vários frascos). Para cada sistema, dez espécimes de esmalte foram contaminados com o óleo da alta rotação, antes do condicionamento ácido, e dez após o ataque ácido. Foi utilizada a técnica com cápsulas de gelatina para o teste de cisalhamento, com preenchimento com resina e aplicação dos sistemas adesivos, comparando grupos contaminados e não contaminados. A análise de variância de dois fatores demonstrou que o fator “contaminação da superfície” não apresentou um efeito significativo sobre a resistência adesiva. O tipo de adesivo e interação do adesivo e superfície de contaminação foram significantes. Quando o óleo foi aplicado antes do condicionamento, as resistências médias variaram de  $18,0 \pm 4,8$  MPa (Optibond SOLO) a  $25,3 \pm 5,6$  MPa (Tenure Quik com flúor). Com o óleo aplicado após o condicionamento, as resistências variaram de  $18,4 \pm 8$  MPa (Tenure Quick com flúor) a  $27,4 \pm 5,4$  MPa (Single Bond). Para o mesmo adesivo, comparando grupos contaminados com “condicionamento antes do óleo” e não contaminados, a única diferença estatisticamente significativa nas resistências adesivas foi para o OptiBond

SOLO:  $21,8 \pm 4$  MPa (não contaminado) versus  $18 \pm 4,8$  MPa (óleo antes do condicionamento). Comparando grupos com “óleo após condicionamento” e não contaminados, a única diferença estatisticamente significativa foi para o Tenure:  $24,5 \pm 5,7$  MPa (não contaminado) e  $18,4 \pm 8$  MPa (óleo após condicionamento).

Webster *et al.* (2001) compararam a resistência de união ao cisalhamento de dois sistemas adesivos hidrofílicos fotopolimerizáveis, Transbond XT com MIP (3M/Unitek) e Assure (Reliance Orthodontics) com um sistema adesivo hidrofóbico, Transbond XT com XT primer (3M/Unitek). Os testes de comparação foram conduzidos sob quatro condições de superfície do esmalte: (1) condicionado e seco; (2) condicionado e umedecido com saliva artificial; (3) condicionado, aplicado primer e umedecido com saliva artificial e (4) condicionado, aplicado primer, umedecido com saliva artificial e aplicado novamente o primer. Além disso, um valor de índice de remanescente adesivo foi utilizado para determinar a quantidade de adesivo remanescente sobre o dente. Cento e quarenta e quatro bráquetes de aço inoxidável foram unidos a dentes bovinos e testados sob cisalhamento. Os tratamentos 1 e 4 demonstraram os valores médios de resistência de índice adesivo remanescente mais altos, enquanto os tratamentos 2 e 3 apresentaram os valores mais baixos.

Taylor-Hardy *et al.* (2001) determinaram os efeitos dos desinfetantes químicos utilizados para controlar o biofilme das tubulações de água do equipo odontológico, na resistência adesiva da resina ao esmalte. Sessenta dentes bovinos foram aleatoriamente distribuídos em seis grupos de tratamento. A análise estatística com ANOVA revelou uma diferença significativa nas médias e o teste de variação múltipla de Tukey indicou que três dos grupos experimentais apresentaram resistência de união ao cisalhamento significativamente menor do que o controle. Os autores



concluíram com a sugestão de que os desinfetantes da tubulação do equipo odontológico podem afetar adversamente a adesão da resina ao esmalte.

Yap *et al.* (2001) investigaram a influência de restaurações temporárias contendo eugenol na resistência adesiva de resinas compostas à dentina. Trinta e dois molares recém extraídos foram incluídos e seccionados horizontalmente a 2 mm do sulco principal de modo a obter uma superfície plana. Os dentes foram divididos aleatoriamente em quatro grupos (n=8), da seguinte forma: espécimes do grupo 1 (controle) não receberam nenhum pré-tratamento com restaurações temporárias.; espécimes dos grupos 2 (proporção P:L de 10 g: 1 g) e 3 (proporção P:L de 10 g: 2 g) foram cobertos com IRM (contendo eugenol) misturados com pó; espécimes do grupo 4 foram cobertos com cimento de policarboxilato (sem eugenol). As restaurações temporárias foram removidas mecanicamente com uma ponta ultrassônica após uma semana de armazenamento em água destilada a 37°C. As superfícies de dentina foram limpas com jato de pedra pomes e água, e tratadas com adesivo Scotchbond Multi-Purpose Plus. Colunas de resina composta Z100 foram aplicadas e o teste de resistência ao cisalhamento realizado após 24 horas de armazenamento em água destilada, utilizando uma máquina de testes universais. O modo de falha foi examinado utilizando-se um microscópio. Os resultados foram analisados com ANOVA e teste post-hoc de Scheffes com nível de significância de 0,05. A classificação da resistência adesiva foi a seguinte: grupo 1 (22,58 MPa) > grupo 2 (21,14 MPa) > grupo 4 (15,35 MPa) > grupo 3 (13,02 MPa). O grupo 3 apresentou resistência adesiva significativamente menor do que os grupo 1 e 2. Nenhuma diferença significativa na resistência adesiva à dentina foi observada entre o grupo 1 (controle) e os grupos 2 e 4. Embora o modo predominante de falha para

os grupos 1, 2 e 4 na dentina tenha sido coesiva, todos os espécimes no grupo 3 exibiram falha adesiva. O pré-tratamento com cimento de poliacrilato ou IRM, misturado na proporção de 10 g: 1 g, não afetou a resistência de união ao cisalhamento do compósito com a dentina. O IRM misturado com uma proporção de 10 g: 2 g diminuiu significativamente a resistência adesiva.

Dietrich, Kraemer e Roulet (2002) investigaram a influência do sangue contendo heparina na adaptação marginal de restaurações adesivas de resina composta com a dentina. Quarenta cavidades cilíndricas foram preparadas na dentina de incisivos humanos extraídos. Após o condicionamento ácido, 4 grupos (n=10) foram contaminados com sangue capilar fresco (SCF), sangue venoso com heparina (SVH), solução salina (SL) ou solução salina com heparina (SSH), unidos e restaurados com Scotchbond 1/Z100. Após o armazenamento em água por 21 dias e termociclagem, foram produzidas réplicas para avaliação da adaptação marginal por meio de análise marginal quantitativa com MEV. As análises estatísticas foram realizadas com o teste de Kruskal-Wallis e a correção de Bonferroni para comparações múltiplas. Não houve nenhuma diferença entre os grupos SL, SSH e SVH. A contaminação com sangue capilar fresco resultou em quantidade significativamente maior de valamento marginal em comparação com os outros grupos.

Opdam *et al.* (2002) avaliaram a influência de duas resinas compostas (Surefil e Ecusit) com diferentes propriedades de manipulação e técnicas de aplicação na homogeneidade de uma restauração inserida em cavidades grandes e pequenas. Também foi avaliado o efeito sobre o procedimento restaurador estudado.

Cavidades Classe I de dois tamanhos foram preparadas em molares inferiores artificiais e restauradas com duas resinas compostas, utilizando uma técnica com injeção e condensação. Seis operadores participaram do estudo realizando 40 restaurações cada por grupo. Após o acabamento, as restaurações foram cortadas e avaliadas quanto à presença de espaços e porosidades. Dos 480 cortes obtidos para avaliação, 143 não apresentaram porosidades. Tanto em cavidades grandes como pequenas, o desenho do preparo com a técnica de injeção com Ecusit resultou significativamente em menos porosidades. A diferença entre os operadores foi evidente, mas nenhum deles obteve melhor resultado com a técnica de condensação em comparação com a técnica de injeção.

Roberts e Bartoloni (2002) examinaram o efeito da contaminação de luvas de látex com talco e sem talco na resistência adesiva. Sessenta terceiros molares humanos sem cárie foram montados em acrílico, seccionados e polidos. Os dentes foram distribuídos em 5 grupos: 1) nenhuma contaminação da luva de látex (controle); 2) contaminação da luva de látex com talco antes do condicionamento, 3) contaminação da luva de látex sem talco antes do condicionamento, 4) contaminação da luva de látex com talco após a aplicação do agente adesivo dentinário, mas antes da colocação da resina composta, 5) contaminação da luva de látex sem talco após a aplicação do agente adesivo dentinário, mas antes da colocação da resina composta. Foi utilizado o agente adesivo dentinário Excite de acordo com as instruções do fabricante. A resina composta Z250 foi aplicada em incrementos de 2 x 2 mm utilizando um molde de Teflon bipartido e fotopolimeizada por 20 s. As amostras unidas foram termocicladas e armazenadas em água destilada a 37°C por uma semana. Os resultados foram analisados com ANOVA

com um critério. Nenhuma diferença significativa na resistência adesiva foi encontrada entre os grupos experimentais e o controle. Os grupos 1, 2, 3 e 4 exibiram predominantemente falhas mistas, enquanto que a maioria das amostras do grupo 4 demonstraram falhas adesivas. Os autores concluíram que a contaminação da dentina pelas luvas de látex com talco e sem talco não afetou significativamente a resistência adesiva, sugerindo a análise dos efeitos da contaminação da dentina na resistência adesiva de outros agentes adesivos e o exame ultra-estrutural para determinar o papel do talco como contaminante.

Jorge (2002) revisou a literatura e relatou que o cirurgião-dentista, higienista bucal, auxiliares e técnicos de laboratório de prótese estão expostos a grande variedade de microrganismos veiculados pelo sangue e saliva dos pacientes, que podem albergar agentes etiológicos de doença infecciosa, mesmo sem apresentar os sintomas clínicos ou mesmo sem desenvolver a doença em questão. O autor expôs que uma cadeia potencial de infecção cruzada, de um paciente para outro, é estabelecida por meio da contaminação de instrumentos e da equipe odontológica, pelos microrganismos procedentes do paciente. Assim, o autor sugere que na prevenção da infecção cruzada no ambiente odontológico, o profissional empregue processos de esterilização dos materiais e siga rigorosamente todos os procedimentos destinados a manter a cadeia asséptica. Procedimentos estes realizados em relação à equipe odontológica, aos instrumentos e acessórios, ao equipamento e ao paciente.

Imazato (2003) revisou a literatura para avaliar as propriedades antibacterianas de resinas compostas comerciais e sistemas adesivos, além das

várias tentativas de obter compósitos e adesivos com propriedades antibacterianas. Com relação às resinas compostas, materiais com liberação de flúor não apresentam nenhum efeito antibacteriano após a polimerização. Tentativas de desenvolver compósitos com propriedades antibacterianas envolvem alterações na matriz e partículas, e podem ser classificadas em dois tipos: materiais com agente de liberação e sem agente de liberação. Cada tipo de resina composta antibacteriana apresenta vantagens e desvantagens, e modificações são necessárias na obtenção de materiais clinicamente úteis. Entre os sistemas adesivos dentinários (SAD) proprietários, os que contêm glutaraldeído ou possuem propriedades ácidas exibem alguns efeitos antibacterianos. Todavia, as propriedades antibacterianas demonstradas por estes produtos são apenas efeitos colaterais derivados de seus constituintes que são incluídos para aumentar a adesão e não são confiáveis. A inclusão de componentes antibacterianos nos SAD tem sido realizada por meio de vários métodos e os resultados de alguns testes *in vitro* indicam que são promissores. Segundo o autor, é interessante que as pesquisas continuem a desenvolver um SAD que possa inibir a invasão bacteriana após a colocação da restauração, como também, as bactérias residuais da cavidade. A obtenção de compósitos bifuncionais ou SAD com efeitos terapêuticos contribuiria para evitar cáries secundárias.

Opdam *et al.* (2003) avaliaram, *in vitro*, porosidades no interior de restaurações oclusais utilizando resinas compostas com diferentes consistências e várias técnicas de inserção. Cento e cinquenta e dois preparos, minimamente invasivos, incluindo lesões com dentina cariada e fissuras preparadas, foram desgastados e incluídos em blocos *perspex*. Após a aplicação de *primer* acrílico, os

preparos foram restaurados com adesivo PhotoBond e uma das três resinas: resina composta condensável, resina composta injetável e resina composta *flow*. As resinas foram inseridas de acordo com oito protocolos (n=19). Nos três grupos, a resina composta foi inserida em incremento único. Em outros três grupos, uma camada de resina do tipo *flow* foi colocada primeiramente, polimerizada e uma segunda camada aplicada com uma das três resinas citadas. Em dois grupos, a primeira camada de resina composta *flow* não foi polimerizada até que uma segunda camada de resina composta condensável ou injetável fosse inserida. Os blocos perspex foram seccionados e inspecionados quanto à presença de porosidades. A análise estatística foi realizada com testes exatos de Fischer com  $p < 0,05$ . Os resultados demonstraram que foram difíceis de observar preparos restauradores mínimos com ausência de porosidades. A aplicação de uma camada de resina composta *flow* sem polimerizar, seguida da inserção imediata de resina composta de viscosidade média, foi a técnica que resultou na restauração mais homogênea.

Prado *et al.* (2003) avaliaram a contaminação de resinas compostas utilizadas em consultórios odontológicos do Distrito Federal. Foram visitados 55 consultórios odontológicos e coletadas, assepticamente, com o auxílio de espátulas de madeira, amostras de resina de aproximadamente 2 mm das bisnagas em utilização em cada consultório. As amostras foram inoculadas no meio de cultura e incubadas em estufa por 72 horas. Durante este período foi feita a leitura dos resultados por meio da visualização da turvação do meio de cultura. Após bacterioscopia, as amostras positivas foram semeadas em placas de Petri com os meios de cultura ágar sangue, ágar azida e ágar McComkey e incubadas em estufas por um período de 24 a 48 h para posterior identificação. Foram realizadas provas identificatórias para as

colônias formadas. Com a análise dos resultados, os autores concluíram que existe necessidade de conscientização dos profissionais para a adoção de medidas de biossegurança específicas na manipulação das resinas compostas visando a impedir a contaminação da bisnaga não descartável e tornar segura sua utilização clínica rotineira.

Nakamura, Oshima e Hashimoto (2003) examinaram a permeabilidade de luvas odontológicas descartáveis a 6 tipos de monômeros dentais. A permeabilidade de seis tipos de monômeros dentais (metil metacrilato [MMA], 2-hidroxiethyl metacrilato [HEMA], trietilenoglicol metacrilato [TEGDMA], etilenoglicol dimetacrilato [EGDMA], uretano dimetacrilato [UDMA] e bis-glicidil metacrilato [Bis-GMA], por meio de cinco tipos de luvas odontológicas (látex, látex sem talco, látex recoberto, policloropreno e cloreto de polivinila), foi examinada por 180 minutos a 37°C. Os dedos de luvas não utilizadas, sem orifícios, foram cortados e utilizados neste experimento. Foram examinados cinco espécimes por grupo de teste. Um tipo de monômero foi vazado em cada dedo e umedecido em etanol. O etanol para extração foi medido por um espectrofotômetro com um comprimento de onda de 210 nm e os resultados analisados estatisticamente. Quatro dos monômeros testados (MMA, HEMA, TEGDMA e EGDMA) penetraram nas luvas testadas, enquanto que em dois (UDMA e Bis-GMA) isto não ocorreu. A quantidade de monômeros penetrantes nas luvas de látex em 10 minutos foi 0,8 +/- 0,6; 0,6 +/- 0,6; 0,07 +/- 0,1; 0,07 +/- 0,1; 0,1 +/- 0,1 e 0,06 +/- 0,1 µL/mL, para MMA, HEMA, EGDMA, TEGDMA, UDMA e Bis-GMA, respectivamente. Desta forma, a quantidade de monômero foi maior em relação ao tempo de exame e no MMA e HEMA, a penetração ocorreu rapidamente durante os 60 minutos iniciais em 3 intervalos de 10 minutos, dando prosseguimento

de forma linear e gradual. A ANOVA com dois critérios demonstrou correlações significantes entre MMA, HEMA, EGDMA ou TEGDMA e UDMA ou Bis-GMA. A significância estatística foi demonstrada entre cloreto de polivinila e látex, látex livre de talco, látex recoberto ou policloropreno. Todavia, não houve nenhuma relação significativa entre qualquer tipo de monômero dental e tipo de luva odontológica. Os autores concluíram que quatro dos monômeros analisados penetraram nas luvas odontológicas testadas.

Zeppieri, Chung e Mante (2003) investigaram o efeito da contaminação por saliva na resistência de união ao cisalhamento de um adesivo ortodôntico utilizando Transbond Primer Não Sensível à Umidade (MIP, M Unitek) e Transbond Plus Primer (SEP, 3M Unitek). O Primer Transbond XT hidrofóbico (XT, 3M UNitek) foi utilizado como controle. Um total de 162 pré-molares extraídos foi coletado e dividido igualmente em 9 grupos de 18 dentes cada, onde bráquetes foram unidos com adesivo Transbond XT (3M, Unitek) sob diferentes condições experimentais: (1) controle: condiciona/seca/XT, (2) condiciona/seca/MIP, (3) condiciona/seca/MIP/umedece (Saliva)/MIP, (4) condiciona/umedece/MIP (5) condiciona/umedece/MIP/umedece/MIP, (6) seca/SEP, (7) seca/SEP/umedece/SEP, (8) umedece/SEP e (9) umedece/SEP/umedece/SEP. Após o teste de resistência ao cisalhamento, os resultados demonstraram que o grupo controle teve a resistência de união ao cisalhamento média mais alta (grupo 1,  $21,3 \pm 6,8$  MPa), seguido pelo grupo MIP em campo seco (grupo 2,  $20,7 \pm 5$  MPa). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos 1 e 2. Os grupos 3 a 9 tiveram resistência média similar, variando de 12,7 a 15 MPa, que foram significativamente mais baixos do que nos grupos 1 e 2. Os autores concluíram que (1) o adesivo Transbond XT com o



Transbond XT primer e MIP, em campo seco, produziram resistências adesivas similares, que foram maiores do que nos outros 3 grupos, (2) a contaminação com saliva diminuiu significativamente a resistência adesiva do Transbond MIP, (3) a saliva não apresentou nenhum efeito na resistência adesiva do Transbond SEP, (4) o adesivo Transbond XT com Transbond MIP e SEP podem apresentar resistência adesiva clinicamente aceitável tanto em campo seco como úmido.

Cacciafesta *et al.* (2003) avaliaram os efeitos de três diferentes condicionadores de esmalte (ácido poliacrílico a 10%, ácido fosfórico a 37% e primer auto-condicionante) na resistência de união ao cisalhamento e local de falha de um ionômero de vidro modificado com resina (Fuji Ortho LC, GC), unido ao esmalte seco, umedecido com água e umedecido com saliva. Cento e oitenta incisivos bovinos inferiores foram divididos aleatoriamente em 12 grupos (n=15). Cento e oitenta bráquetes foram unidos com um ionômero de vidro modificado com resina. Após a união dos bráquetes, todas as amostras foram armazenadas em água por 24 horas e testadas sob carga de cisalhamento. Após a aplicação do primer auto-condicionante, o Fuji Ortho LC produziu a resistência adesiva mais alta de todas as diferentes condições de superfície do esmalte; esses valores foram significativamente mais altos do que aqueles obtidos com os grupos remanescentes, exceto quando o Fuji Ortho LC foi utilizado em conjunto com ácido fosfórico a 37% sobre o esmalte seco.

Hiraishi *et al.* (2003) examinaram o efeito da contaminação salivar na alteração de pH da superfície da dentina e na resistência de união à micro-tração de dois sistemas adesivos unidos à dentina contaminada. Cinquenta e seis discos de

dentina humana foram testados com dois sistemas adesivos resinosos: um sistema *primer* auto-condicionante, Clearfil SE Bond, e um sistema adesivo de frasco único, Single Bond. As superfícies da dentina foram condicionadas com o *primer* auto-condicionante (*primer*) ou ácido fosfórico (condicionador) e divididas em 4 grupos: condicionamento sem contaminação (condicionamento), contaminação com saliva artificial (contaminação), re-condicionamento da dentina contaminada (re-condicionamento), lavagem da dentina contaminada com água e re-condicionamento (lavagem e re-condicionamento). A alteração de pH da superfície da dentina foi medida por meio de um microscópio de imagem pH para determinar as características ácido-básico da superfície de dentina condicionada e contaminada. A resistência à micro-tração da dentina foi examinada após o armazenamento em água destilada a 37°C por uma semana. O pH das superfícies de dentina intacta foi 6,9. O condicionamento com *primer* e condicionador diminuiu o pH para 5,4 e 5,9, respectivamente. A contaminação com saliva aumentou levemente o pH e o re-condicionamento diminuiu novamente o pH. A resistência à micro-tração dos dois sistemas adesivos diminuiu após a contaminação. A re-aplicação do *primer* restaurou os valores de resistência de modo similar ao dos controles, ao passo que o re-condicionamento não obteve este efeito. A lavagem e re-aplicação do *primer* produziram uma redução na resistência à micro-tração, e a lavagem e re-condicionamento não aumentaram a resistência à micro-tração.

Montenegro *et al.* (2004) avaliaram a contaminação após procedimentos de dentística restauradora. Cinquenta amostras da parte externa de tubos de resina composta foram coletadas nas clínicas de uma faculdade de Odontologia. Os autores concluíram que 68% das amostras coletadas apresentaram

desenvolvimento bacteriano e sugeriram o uso de desinfetantes ou o emprego de PVC no controle da desinfecção.

Eiriksson *et al.* (2004a) determinaram os efeitos da contaminação por saliva na resistência de união à micro-tração entre as interfaces de resina e determinaram o melhor método de descontaminação para o restabelecimento da resistência de união original resina-resina. Noventa e seis cilindros de resina composta fotopolimerizável (Z-250, Renew, Clearfil APX e Pertac II) foram divididos aleatoriamente em seis grupos. Em cada material, um grupo de espécimes não sofreu contaminação, servindo como controle. Para os outros espécimes, a superfície superior de cada bloco foi tratada com saliva que foi levemente seca (tratamento 1); vigorosamente seca (tratamento 2); lentamente seca, enxaguada e seca (tratamento 3); lentamente seca, enxaguada, seca e unida com Single Bond, One Step, Clearfil Se Bond ou Prompt L-Pop (tratamento 4); ou lentamente seca, mas não enxaguada e unida utilizando os mesmos adesivos. Dois incrementos de 2 mm de resina composta foram aplicados e fotopolimerizados. Após 24 horas, os conjuntos foram desgastados para o teste de resistência à micro-tração. Os dados foram analisados com ANOVA com um critério e PLSD de Fisher. Os valores controles variaram de 45,1 MPa para o Pertac II a 71,5 MPa para o APX. O tratamento 1 provocou redução significativa na resistência adesiva resina-resina em todos os materiais testados, exceto em dois dos materiais do tratamento 2. O Pertac II foi o único material que não demonstrou uma diferença estatística do grupo controle para o tratamento 3. O tratamento 4 re-estabeleceu os valores controles para a Z250 e Renew, e o tratamento 5 foi o único a demonstrar diferença estatística para os materiais testados. A observação com MEV revelou uma superfície lisa no

tratamento 1, mas no tratamento 3 demonstrou algumas crateras. Os tratamentos 4 e 5 demonstraram uma mistura de falha coesiva na resina composta e adesivo.

Eiriksson *et al.* (2004b) avaliaram os efeitos da contaminação sanguínea na resistência de união à micro-tração entre as interfaces de resina e determinaram o melhor método de descontaminação para o restabelecimento da resistência adesiva original resina-resina. As superfícies superiores de 64 blocos de resina composta de 4 mm (Z250, Renew, APX e Pertac II) foram mantidas intactas como controles ou tratadas da seguinte forma: sangue aplicado e seco sobre a superfície (tratamento 1), sangue aplicado, lavado e seco (tratamento 2), sangue aplicado, lavado e um adesivo aplicado (Single Bond, One-Step, Clearfil SE, Prompt L-Pop) (tratamento 3). Nova resina composta foi aplicada e fotopolimerizada em incrementos de 2 mm. Após 24 horas de armazenamento em água, os espécimes foram seccionados em fatias de 0,7 mm de espessura, desgastados em uma área seccional de 1 mm<sup>2</sup> e colocados sob carga até falha. Os dados foram analisados utilizando a análise de variância com dois critérios e teste de Fisher. Os valores dos controles variaram de 45,1 MPa para o Pertac II a 71,5 MPa para o APX. A contaminação sanguínea não tratada resultou em resistência adesiva resina-resina de apenas 1,0 - 13,1 MPa. A lavagem aumentou a resistência adesiva para 40 MPa em cada material. O uso de um adesivo aumentou adicionalmente a resistência adesiva, exceto para o Pertac II: A lavagem do sangue das superfícies contaminadas elevou significativamente a resistência adesiva resina-resina e a aplicação de um adesivo adequado elevou a resistência adesiva a níveis similares aos dos grupos controles.

Townsend e Dunn (2004) realizaram um estudo para avaliar o efeito da contaminação salivar sobre o esmalte e dentina, antes e após a aplicação de um adesivo auto-condicionante. Os autores dividiram 120 molares extraídos em grupos de 60 espécimes de esmalte e dentina cada e estes foram novamente divididos em três grupos de 20 espécimes cada. Cilindros de resina composta foram unidos aos espécimes dentais que não estavam contaminados (controles) ou foram contaminados com saliva antes ou após a aplicação do adesivo e colocados sob carga até a falha. Os autores calcularam a resistência média ao cisalhamento para cada grupo e submeteram os dados à ANOVA com um critério para testar as diferenças entre os grupos. A resistência média de união ao cisalhamento foi de 16,7 MPa para o grupo controle de dentina, 14,8 MPa para a dentina contaminada com saliva antes da aplicação do adesivo, 19,1 MPa para a dentina contaminada com saliva após a aplicação do adesivo, 19,1 MPa para o grupo controle de esmalte, 12,3 MPa para o esmalte contaminado com saliva antes da aplicação do adesivo e 13,1 MPa para o esmalte contaminado com saliva após a aplicação do adesivo. A ANOVA com um critério não detectou nenhuma diferença nos grupos de dentina, mas os autores constataram uma diferença significativa entre os grupos de esmalte. O esmalte não contaminado apresentou uma resistência adesiva maior do que os grupos de esmalte contaminados. A contaminação com saliva não afetou a resistência de união ao cisalhamento da dentina com o adesivo auto-condicionante. A saliva realmente apresentou um efeito prejudicial sobre a resistência adesiva do esmalte.

Sanders *et al.* (2004) avaliaram a resistência de união ao cisalhamento de restaurações unidas ao esmalte com adesivos resinosos não contaminados e

contaminados, com luvas de látex com talco e sem talco. Os resultados do estudo demonstraram que o agente adesivo que estava em contato com luvas de látex com talco e sem talco, não tiveram efeito significativo na resistência de união ao cisalhamento das restaurações adesivas.

Cacciafesta *et al.* (2004a) avaliaram o efeito da contaminação com sangue na resistência de união ao cisalhamento e local da falha adesiva de um ionômero de vidro modificado com resina (Fuji Ortho LC), utilizado com três condicionadores de esmalte dental (ácido poliacrílico a 10%, ácido fosfórico a 37% e primer auto-condicionante). Cento e vinte incisivos inferiores permanentes bovinos foram aleatoriamente divididos em 8 grupos (n=15). Duas condições de superfície de esmalte foram estudadas: seca e contaminada com sangue. Após a união dos bráquetes, todas as amostras foram armazenadas em água por 24 horas e testadas sob carga de cisalhamento. Os grupos condicionados com primer auto-condicionante e ácido fosfórico a 37% apresentaram a resistência adesiva mais alta, tanto em esmalte seco como contaminado com sangue. Os grupos condicionados com ácido poliacrílico a 10% apresentaram valores de resistência adesiva significativamente menores e os grupos não condicionados tiveram os valores mais baixos. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos secos e contaminados com sangue com relação ao condicionador de esmalte. A contaminação do esmalte com sangue durante o procedimento de adesão com Fuji Ortho LC não afetou seus valores de resistência adesiva, independente do condicionador de esmalte utilizado.

Cacciafesta *et al.* (2004b) avaliaram o efeito da contaminação com sangue na resistência de união ao cisalhamento e local de falha de dois *primers* ortodônticos (Transbond XT e Transbond MIP) quando utilizados com bráquetes pré-cobertos com adesivo (bráquetes APC II). Cento e vinte incisivos inferiores bovinos permanentes foram aleatoriamente divididos em 8 grupos (n= 15). Cada combinação *primer*-adesivo foi testada sob uma diferente condição da superfície de esmalte: seco, contaminado com sangue antes da aplicação do *primer*; contaminado com sangue após a aplicação do *primer*; ou contaminado com sangue antes e após a aplicação do *primer*. Após a união dos bráquetes, todas as amostras foram armazenadas em água por 24 horas e testadas sob carga de cisalhamento. As superfícies de esmalte não contaminadas apresentaram os maiores valores de resistência adesiva para os *primers* convencional e hidrofílico; seus valores foram quase os mesmos. Sob condições de contaminação com sangue, ambos os *primers* demonstraram resistência de união ao cisalhamento inferior. Para cada tipo de *primer*, nenhuma diferença significativa foi relatada entre os grupos contaminados com sangue. Os autores concluíram que a contaminação do esmalte com sangue, durante o procedimento de união dos *primers* convencional e hidrofílico, reduziu significativamente os valores de resistência adesiva e originou valores de resistência adesiva clinicamente inadequados.

Szymariska (2005) revisou o estado atual de conhecimento sobre os riscos microbiológicos na prática odontológica, enfatizando que os dentistas pertencem a um grupo altamente exposto a microrganismos infecciosos, alérgenos ou tóxicos. O autor expôs que as rotas primárias de difusão de microrganismos no ambiente cirúrgico odontológico são o sangue, a saliva, o contato direto com paciente e

equipamento infectado, e as infecções que são pulverizadas por meio de gotículas de água. Ele também discutiu os principais grupos de microrganismos, como agentes infecciosos protéicos príons, viroses, bactérias e protozoários, no qual o profissional está ou pode ser exposto. Além disso, neste estudo, foi dada atenção especial à microflora presente nas unidades do equipo dental, bem como, no biofilme que se forma sobre ele e representa uma fonte de risco ocupacional específico no ambiente odontológico.

Roberts *et al.* (2005) avaliaram o efeito do lubrificante de peça de mão na resistência de união ao cisalhamento de três agentes adesivos dentinários à dentina. Uma peça de mão sem lubrificação e uma outra com necessidade de lubrificação rotineira foram utilizadas neste estudo. Além disso, dois diferentes métodos de lubrificação (aplicação automatizada versus manual) também foram investigados. Cento e oitenta dentes humanos extraídos foram desgastados para expor a superfície plana da dentina e polidos. Os dentes foram divididos aleatoriamente em 18 grupos (n=10). A superfície dentinária de cada espécime foi exposta por 30 segundos a um spray de água da peça de mão sem lubrificante e da peça de mão com lubrificante. Antes da exposição, vários regimes de lubrificação foram utilizados com as peças de mão que necessitavam de lubrificação. As superfícies da dentina foram então tratadas com agente adesivo com condicionamento ácido total com dois passos, auto-condicionante com dois passos ou auto-condicionante com um passo. Cilindros de resina composta foram unidos à dentina e os espécimes foram termociclados e testados sob cisalhamento até a falha. Os dados foram analisados estatisticamente e os resultados indicaram que não houve nenhuma diferença na



resistência adesiva entre o grupo controle e os grupos de tratamento, independente do tipo de peça de mão ou uso de lubrificação rotineira.

Pong, Dyson e Darvell (2005) avaliaram a liberação de lubrificantes de turbinas de alta rotação com óleo. Um óleo com corante como marcador foi utilizado para lubrificar quatro turbinas de alta rotação. O ar liberado ao redor do eixo de apreensão foi direcionado para um papel sobre um kart, permanecendo em atividade por 40 minutos. O mesmo procedimento foi realizado com sete turbinas novas de alta rotação, que foram limpas, pesadas e lubrificadas com um óleo sem marcador. A liberação de óleo foi determinada gravimetricamente por 240 minutos. Os testes com óleo com marcador demonstraram que o óleo foi liberado por pelo menos 40 minutos e que a prática rotineira de ativar a turbina por 1-2 minutos é ineficiente em impedir a contaminação da superfície. Os autores sugerem a descontaminação com detergente como meio de proporcionar segurança nos procedimentos adesivos.

Pappas *et al.* (2005) realizaram estudo para verificar se havia diferença na resistência adesiva entre dentina e resina composta, com uma técnica de desinfecção de 3 passos em comparação com uma técnica de adesão convencional, sem o protocolo de desinfecção convencional. Sessenta molares humanos foram cortados de modo a expor a dentina, montados para teste de resistência ao cisalhamento e divididos em 2 grupos. No grupo de desinfecção de três passos (n=30), os espécimes foram tratados com clorexidine, Tubulicid vermelho e hipoclorito de sódio antes da adesão dentinária, seguindo as instruções do fabricante para o All Bond 2. No grupo controle (n=30), os espécimes foram tratados apenas com o protocolo adesivo do All Bond 2. Para assegurar uma área de

superfície adesiva uniforme, a resina foi injetada em um molde cilíndrico que foi colocado em contato com a superfície adesiva da dentina de cada espécime e polimerizado com energia constante. Todos os espécimes foram submetidos à fratura por meio de carga de cisalhamento em uma máquina de testes. Após a análise estatística e registro dos modos de falha, foi constatado que a resistência ao cisalhamento foi significativamente maior no grupo de desinfecção em comparação com o grupo controle. Os autores concluíram que o grupo com técnica de desinfecção de 3 passos demonstrou resistência de união ao cisalhamento significativamente mais forte em relação ao da técnica adesiva convencional sem desinfecção.

Turkun *et al.* (2005) investigaram o efeito de desinfetantes dentinários sobre a resistência de união ao cisalhamento de restaurações de cerâmica livre de metal, cimentados à dentina, com dois diferentes sistemas de polimerização dual. Os desinfetantes dentinários Concepsis, à base de gluconato de clorexidina, e Tubulicid, à base de cloreto de benzalcônio, foram aplicados em combinação com Variolink 2 e Resilute. As faces vestibulares de pré-molares humanos extraídos sem cáries foram cortadas para expor a superfície da dentina e polidas. Cada sistema de cimentação dual apresentou dois grupos de teste e um grupo controle. A dentina dos grupos de teste foi primeiramente tratada com desinfetantes de dentina, na seqüência todas as restaurações cerâmicas foram cimentadas com sistemas de polimerização dual. A dentina sem aplicação de desinfetante e restauração cerâmica serviu de controle. Após a cimentação, os espécimes foram termociclados e testados quanto à resistência de união ao cisalhamento até a falha. Os dados foram analisados com ANOVA com um critério e teste de Duncan. A aplicação dos dois desinfetantes de

dentina aumentou a resistência de união ao cisalhamento do Variolink 2 e do Resilute, mas este aumento foi estatisticamente significativo apenas nos espécimes tratados com Tubulicid Red. A análise de superfície demonstrou falhas adesivas entre a dentina e a interface do agente cimentante resinoso.

Bambace *et al.* (2002) verificaram a presença de microrganismos em resinas compostas fotopolimerizáveis. Foram selecionadas 20 bisnagas de resina em uso pelos alunos da Faculdade de Odontologia da Universidade de Taubaté. A primeira porção de resina foi retirada com espessura de aproximadamente 2 mm, com auxílio de uma lâmina de bisturi esterilizada e dividida ao meio para processamento. Desta, uma parte foi semeada em caldo BHI e a outra parte, após fotopolimerização por 40 segundos, foi semeada também em caldo BHI. A seguir, utilizando uma nova lâmina de bisturi esterilizada, foi retirada a segunda porção de resina com aproximadamente 1 mm e novamente semeada em caldo BHI. Todas as amostras foram incubadas a 37°C por 168 horas em estufa bacteriológica e a leitura feita a cada 24 horas, baseada na escala de McFarland. Após 24 horas, houve turvação em 30% das amostras da primeira porção de resina, fotopolimerizada ou não, e ausência de turvação na segunda porção, tendo este resultado persistido após 48 horas. O crescimento de microrganismos na primeira porção de resina, fotopolimerizada ou não, e ausência de crescimento na segunda porção demonstra possibilidade de contaminação da primeira porção de resina e que o hábito de desprezar a primeira porção seria uma forma de reduzir o risco de infecção cruzada no consultório odontológico.

Bambace, Jorge e Santos (2006) verificaram a influência da fotopolimerização na presença de microrganismos em resinas compostas fotopolimerizáveis e estudaram procedimentos para impedir a contaminação. Foram avaliadas 44 amostras de resina: G1- bisnagas, G2- casulos, G3- manipulada em Dappen, G4- manipulada com duas espátulas e G5- controle. Os resultados demonstraram que o grupo G1 apresentou 20% de contaminação. No grupo G4, 100% das espátulas e 40% das resinas estavam contaminadas. As resinas do grupo G3, G5 e a segunda porção do G1 e G4 não apresentaram contaminação. A conclusão dos autores foi de que a fotopolimerização não teve influência na presença e quantidade de microrganismos, e a utilização de casulo ou Dappen foi eficaz no sentido de evitar a contaminação.

Peutzfeldt e Asmussen (2006) investigaram a influência de um cimento temporário contendo eugenol na adesão de resinas compostas à dentina, por meio do uso de adesivos auto-condicionantes. Superfícies planas de dentina foram confeccionadas a partir de molares humanos extraídos. Estas superfícies de dentina também foram utilizadas imediatamente ou após uma semana de exposição ao cimento de óxido de zinco e eugenol. Uma resina (Herculite XRV) foi unida às superfícies de dentina após o tratamento com um dos 6 adesivos auto-condicionantes (AdheSE, Adper Prompt L-Pop, Clearfil SE Bond, iBond, OptiBond Solo Plus - Self-Etch Adhesive System e Xeno III). Um adesivo contendo 0.5 M EDTA como condicionador da dentina foi incluído como controle negativo e o sistema adesivo “condiciona e lava” (OptiBond FL) como controle positivo. Após o armazenamento em água a 37°C por uma semana, os espécimes foram testados com cisalhamento. O contato prévio da dentina com cimento de óxido de eugenol diminuiu

significativamente a resistência adesiva mediada pelo controle negativo e não afetou aquela do controle positivo. Para os adesivos auto-condicionantes, nenhum efeito foi constatado pelo contato anterior com cimento de óxido de zinco e eugenol. Com e sem contato anterior com o cimento de óxido de zinco e eugenol, o sistema adesivo “condiciona e lava” produziu uma resistência adesiva significativamente mais alta do que os outros sistemas adesivos. Os autores concluíram que o contato anterior com cimento de óxido de zinco e eugenol não reduziu a resistência de resinas compostas à dentina mediada por adesivos auto-condicionantes. Este achado sugere que os cimentos temporários com eugenol podem ser mais seguros para utilizar em conjunto com adesivos auto-condicionantes.

Perdigão e Gomes (2006) avaliaram o efeito de um lubrificante de instrumentos na resistência coesiva de camadas de resina composta. Moldes de acrílico foram preenchidos com uma resina composta híbrida utilizando um instrumento metálico. O primeiro incremento (cor A2) foi inserido com uma altura de 4 mm e polimerizado, seguido de um segundo incremento de 1 mm de altura (cor A1). O instrumento foi passado em um dos 7 lubrificantes antes da inserção da terceira camada de um terceiro incremento de resina de 1 mm (cor A1): (1) gaze com álcool isopropílico a 70% (AL); (2) acetona (AC); (3) adesivo Adper Single Bond (SB); (4) Adesivo One-Step (OS); (5) Resina adesiva D/E (DE); (6) Adesivo Scotchbond Multi-Purpose (SP); (7) Resina Tescera Sculpting (TE). Nenhum lubrificante foi utilizado no grupo controle (CT). Um incremento final de 4 mm (cor A2) foi inserido e polimerizado. Os blocos foram seccionados de modo a obter 48 palitos para cada grupo. Os palitos foram fraturados em uma máquina Instron. A estatística foi realizada com ANOVA e teste de Duncan. Os resultados

(média/desvio-padrão; MPa, as mesma letras indicam diferenças significantes com um nível de confiança de 95%) foram os seguintes: TE = 96.7A +/- 17.8; SP = 93.6AB +/- 9.6; DE = 93.4AB +/- 16.2; OS = 91.9AB +/- 19.5; AC = 90.1ABC +/- 12.2; SB = 89.9ABC +/- 14.5; AL = 88.8BC +/- 16.8; CT = 84.7C +/- 8.3. Os autores concluíram que embora a diferença entre a resina Tescera Sculpting e o álcool tenha sido estatisticamente significante, esta resina é recomendada apenas para restaurações indiretas de resina composta. O lubrificante utilizado para reduzir a viscosidade da resina composta utilizada para restaurações diretas e o instrumento não reduziu significativamente a resistência adesiva.

Heck (2006) avaliou *in vitro* o efeito da contaminação pela manipulação digital na microdureza e resistência à flexão de duas resinas compostas fotopolimerizáveis, bem como identificou os contaminantes por meio da microanálise por energia dispersiva. Foram confeccionados quarenta espécimes para o teste de microdureza para cada uma das resinas, que foram divididos em quatro grupos, de acordo com o tipo de manipulação. Nos grupos I a IV utilizou-se a resina Tetric Ceram e nos grupos V a VIII, a resina Filtek Z250. Os grupos foram divididos em: Grupo I – manipulação das resinas com luvas contaminadas (LC); Grupo II – manipulação com luvas contaminadas e limpas com álcool (LCLA); Grupo III – manipulação com luvas limpas (LL) e Grupo IV – manipulação com espátula (E). Os Grupos V a VIII obedeceram aos mesmos critérios mudando somente a resina. Para o teste de resistência à flexão, foram usadas as resinas já citadas com igual número de grupos e de espécimes para cada uma e o mesmo padrão de manipulação utilizado no teste de microdureza. A análise qualitativa dos agentes contaminantes foi realizada com MEV. Os dados foram submetidos à ANOVA de dois critérios e ao teste de Tukey.

Os resultados demonstraram que manipulação com LC alterou significativamente a microdureza superficial e a resistência à flexão, independentemente das resinas testadas. Já o MEV permitiu identificar os seguintes contaminantes: magnésio, níquel, cálcio, cloro e potássio.



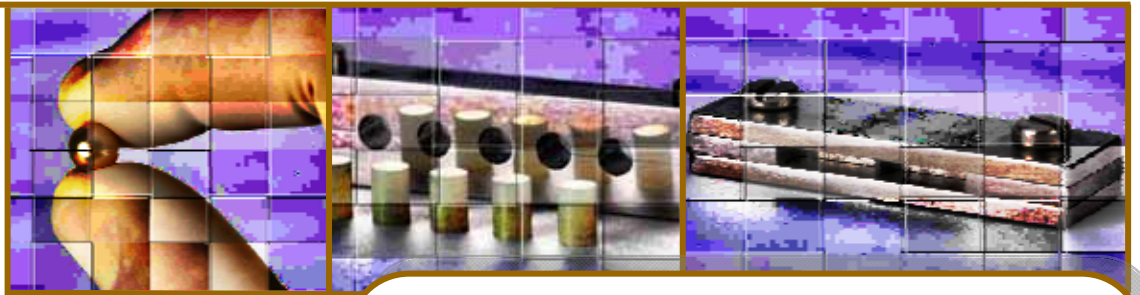
Proposição



### 3 PROPOSIÇÃO

---

Avaliar a influência da manipulação digital na resistência à compressão e tenacidade à fratura de duas resinas compostas fotopolimerizáveis.



## Material e Métodos

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

---

### 4.1 Teste de Resistência à Compressão

#### 4.1.1 Distribuição dos Grupos

Duas resinas compostas universais micro-híbridas fotopolimerizáveis foram utilizadas nesta pesquisa, Z250 (3M Dental Products, St. Paul, MN, USA, N° do Lote 5AN, cor A1) e Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein, N° do Lote H25666, cor A1) (FIG. 4). Foram confeccionados 4 grupos experimentais (n=10) para cada teste e resina utilizada, totalizando 160 espécimes distribuídos aleatoriamente em 16 grupos de acordo com o tipo de manipulação. Nesta investigação, foram utilizadas luvas de látex descartáveis Supermax Premium Quality (Supermax Glove Manufacturing, Selangos, Malaysia) (FIG. 5) em seus diversos tamanhos (extra-pequeno, pequeno, médio, grande e extra-grande), conforme a necessidade do operador. Foi utilizado um par de luvas para cada espécime obtido. De acordo com o fabricante, estas luvas apresentam pequena quantidade de talco (padrão FDA Americano), são ambidestras e hipoalergênicas.



Figura 4 - Resinas compostas universais micro-híbridas utilizadas na pesquisa, Z250 e Tetric Ceram.



Figura 5 - Luvas de látex descartáveis Supermax Premium Quality.

Os grupos foram distribuídos da seguinte forma (TAB. 5):

**Grupo 1A** - *Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com luvas contaminadas e resina composta Z250.*

As luvas foram coletadas de cirurgiões-dentistas voluntários do Serviço Social do Comércio de Santa Catarina (SESC) (ANEXO C). Ao iniciar o procedimento restaurador adesivo direto, cada profissional recebeu orientação do pesquisador e um kit (FIG. 6) que continha dois pares de luvas, uma embalagem plástica (Royalpack, São José, Brasil) para coleta individual do par de luvas, uma caneta de identificação (Marcador Permanente CD, Pilot, São Paulo, Brasil) e uma folha de instruções sobre a coleta (ANEXO D). As luvas foram utilizadas desde o início dos procedimentos operatórios (anestesia, isolamento, remoção do tecido cariado, preparo cavitário) até o condicionamento ácido da cavidade preparada. Quando chegava nesta etapa, o profissional marcava com a caneta a parte superior externa da região de punho de cada luva para que o pesquisador pudesse identificar o lado

correto. Em seguida, as luvas contaminadas eram colocadas no saco plástico, que era então selado, e um par de luvas limpas (novas) era vestido para dar continuidade aos procedimentos operatórios. No final do período, as luvas eram coletadas e levadas ao laboratório de pesquisa da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) onde o pesquisador vestia um par de luvas limpas (novas), colocava as luvas contaminadas e confeccionava os espécimes. Na confecção dos espécimes, antes da inserção no molde com uma espátula, a resina era manipulada com a luva contaminada por aproximadamente 20 segundos. Este procedimento foi aplicado em todos os grupos que tiveram manipulação digital com luvas.



Figura 6 - Kit distribuído aos operadores contendo dois pares de luvas, uma embalagem plástica para coleta individual do par de luvas, uma caneta de identificação e uma folha de instruções sobre a coleta.

**Grupo 2A** - *Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com luvas limpas (novas) e resina composta Z250.*

Os espécimes foram confeccionados no laboratório de pesquisa da UFSC pelo pesquisador utilizando luvas limpas.

**Grupo 3A** - *Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com luvas contaminadas, limpas com álcool 70%, e resina composta Z250.*

As luvas coletadas no SESC foram levadas ao laboratório de pesquisa da UFSC onde o pesquisador vestia um par de luvas limpas (novas), colocava as luvas contaminadas, limpava-as por meio da fricção com algodão embebido em álcool 70% (Álcool 70% Ricie, Wirath Indústria e Comércio, São Paulo, Brasil), por aproximadamente 30 segundos, secava-as com ar por 30 segundos e confeccionava os espécimes.

**Grupo 4A** - *Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com espátula, sem o contato com as luvas, e resina Z250.*

Na confecção destes espécimes a resina foi manipulada e inserida exclusivamente com a espátula (Hu-Friedy do Brasil, Rio de Janeiro, Brasil).

Os grupos 5A, 6A, 7A e 8A foram confeccionados seguindo os mesmos critérios utilizados nos grupos 1A, 2A, 3A e 4A, variando apenas a resina composta utilizada, Tetric Ceram.

**Grupo 5A** - *Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com luvas contaminadas e resina composta Tetric Ceram.*

**Grupo 6A** - *Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com luvas limpas (novas) e resina composta Tetric Ceram.*

**Grupo 7A** - Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com luvas contaminadas, limpas com álcool 70%, e resina composta Tetric Ceram.

**Grupo 8A** - Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com espátula, sem o contato com as luvas, e resina Tetric Ceram.

#### 4.1.2 Preparo dos Espécimes

Para a obtenção dos espécimes foi confeccionada uma matriz bipartida de aço inoxidável com cinco orifícios, que permitia gerar cinco espécimes cilíndricos de  $4 \pm 0,1$  mm de diâmetro e  $6 \pm 0,1$  mm de altura (FIG. 7). Foram confeccionados 10 espécimes para cada grupo. A confecção dos espécimes foi realizada com base na especificação N° 27 da ADA (American Dental Association, 1977) para testes de resistência de união à compressão com resinas restauradoras diretas.



Figura 7 - Matriz bipartida utilizada na confecção dos espécimes para teste de compressão.

A matriz foi colocada sobre uma placa de vidro, sob uma tira de poliéster, e a resina inserida em seu interior com uma espátula em três incrementos de aproximadamente 2 mm (FIG. 8), sendo cada camada fotopolimerizada por 40 segundos (FIG. 9). Uma tira de poliéster e uma lâmina de vidro foram colocadas sobre a última camada antes da fotopolimerização. O molde foi virado e fotopolimerizado pelo tempo adicional de 40 segundos. A polimerização foi realizada com um fotopolimerizador (3M Curing Light 2500, 3M Dental Products, St. Paul, USA) com intensidade de  $650 \text{ mW/cm}^2$ , aferido com um radiômetro analógico (Spring Health Products Inc., Norristown, USA), seguindo estritamente o tempo recomendado pelo fabricante. Após isto, o dispositivo foi colocado em água a  $37^\circ\text{C}$  por 15 minutos. Passado este período, o conjunto foi removido e uma lixa de carvão de silício de granulação 240 (3M do Brasil, São Paulo, Brasil), umedecida em água, utilizada para remover possíveis excessos presentes nos terminos dos espécimes. Na seqüência, a matriz foi aberta (FIG. 10) e os espécimes armazenados em água destilada a  $37^\circ\text{C}$  por 24 horas.

#### **4.1.3 Ensaio de Resistência à Compressão**

Após esse período, os espécimes foram levados para uma máquina de testes universais (Emic DL3000, São José dos Pinhais, Brasil), adaptados sobre bases planas e colocados sob carga de compressão com velocidade de cruzeta de 1 mm/min até a fratura (FIG. 11).



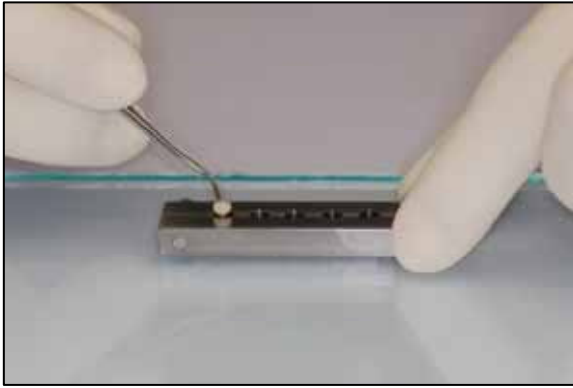


Figura 8 - Posicionamento da matriz sobre uma placa de vidro, sob uma tira de poliéster, e inserção da resina composta.

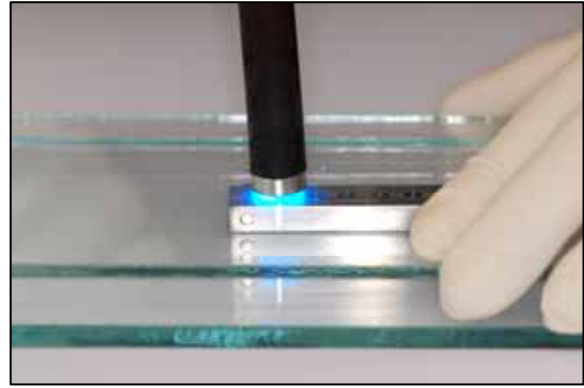


Figura 9 - Fotopolimerização após a aplicação do último incremento e preenchimento do molde.



Figura 10 - Abertura da matriz para remoção dos espécimes.



Figura 11 - Espécime posicionado na máquina de testes universais para aplicação de carga de compressão.

Os valores de força de compressão em newtons (N) foram registrados e aplicados na seguinte fórmula para o cálculo da resistência de união à compressão em megapascals (MPa):

$$C = F/d^2, \text{ onde:}$$

*C é a resistência à compressão;*

*F é a força máxima em newtons (N);*

*d = diâmetro do espécime em milímetros.*

## 4.2 Teste de Tenacidade à Fratura

### 4.2.1 Distribuição dos Grupos

Foram utilizadas as mesmas marcas comerciais de resinas compostas micro-híbridas, Z250 (3M Dental Products, St. Paul, MN, USA, N° do Lote 5AN, cor A1) e Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein, N° do Lote H25666, cor A1) para a realização do teste de tenacidade à fratura. Foram confeccionados 4 grupos experimentais para cada teste e resina utilizada. Foi utilizado um par de luvas para cada espécime obtido.

A distribuição dos grupos seguiu o mesmo padrão utilizado no teste de resistência à compressão (TAB. 5):

**Grupo 1B** - *Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com luvas contaminadas e resina composta Z250.*

**Grupo 2B** - *Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com luvas limpas (novas) e resina composta Z250.*

**Grupo 3B** - *Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com luvas contaminadas, limpas com álcool 70%, e resina composta Z250.*

**Grupo 4B** - *Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com espátula, sem o contato com as luvas, e resina Z250.*

**Grupo 5B** - Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com luvas contaminadas e resina composta Tetric Ceram.

**Grupo 6B** - Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com luvas limpas (novas) e resina composta Tetric Ceram.

**Grupo 7B** - Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com luvas contaminadas, limpas com álcool 70%, e resina composta Tetric Ceram.

**Grupo 8B** - Grupo constituído pelos espécimes que foram manipulados com espátula, sem o contato com as luvas, e resina Tetric Ceram.

#### **4.2.2 Preparo dos Espécimes**

Para a obtenção dos espécimes foi confeccionada uma matriz tripartida de aço inoxidável que permitia gerar um espécime de  $20 \pm 0,1$  mm de comprimento,  $1,8 \pm 0,1$  mm de largura e  $4,2 \pm 0,1$  mm de altura (FIG. 12), com uma fenda de  $3 \pm 0,1$  mm no centro. Foram confeccionados 10 espécimes para cada grupo. A confecção dos espécimes foi realizada com base na especificação ASTM (American Society for Testing Materials, Standard E-399, 1983) para testes de tenacidade à fratura.

A resina foi inserida dentro do dispositivo (FIG. 13) em dois incrementos de 2 mm, sendo cada camada fotopolimerizada por 40 segundos. Sobre o último incremento foi colocada uma tira de poliéster e uma lâmina de vidro antes da fotopolimerização. A polimerização foi realizada com um aparelho Demetron (Kerr,

Orange, EUA) com intensidade de  $650 \text{ mW/cm}^2$ , aferido com um radiômetro, seguindo o tempo mínimo recomendado pelo fabricante. Após isto, o espécime foi cuidadosamente removido da matriz (FIG. 14) e cada face fotopolimerizada por um tempo adicional de 40 segundos. Uma lixa de carbeto de silício de granulação 240 (3M do Brasil, São Paulo, Brasil), umedecida em água, foi utilizada para remover possíveis excessos presentes nos espécimes. Foi realizada a mensuração dos espécimes com um paquímetro manual (Buffalo Dental Mfg. Co., New York, USA) (FIG. 15) e aqueles que não apresentavam as dimensões padronizadas foram descartados. Os espécimes foram armazenados em água destilada a  $37^\circ\text{C}$  por 24 horas.



Figura 12 - Matriz tripartida utilizada na confecção dos espécimes para teste de tenacidade à fratura.

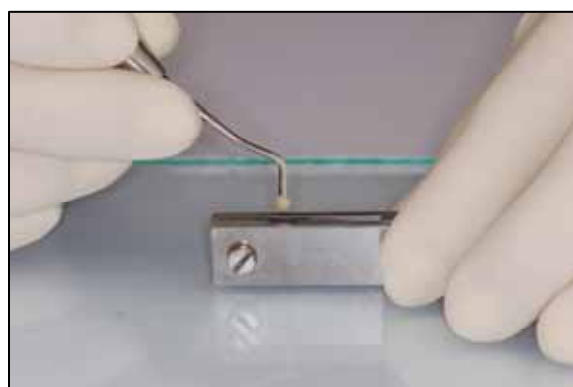


Figura 13 - Inserção da resina composta dentro da matriz.

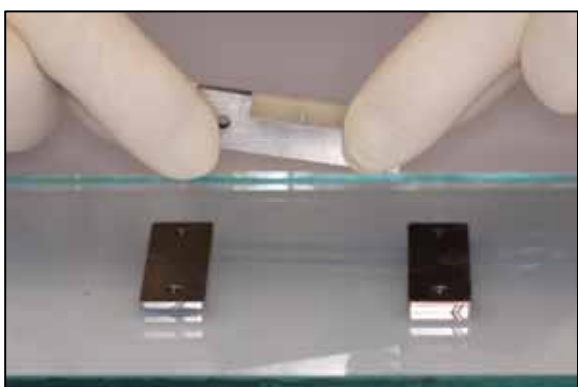


Figura 14 - Abertura da matriz e remoção dos espécimes.

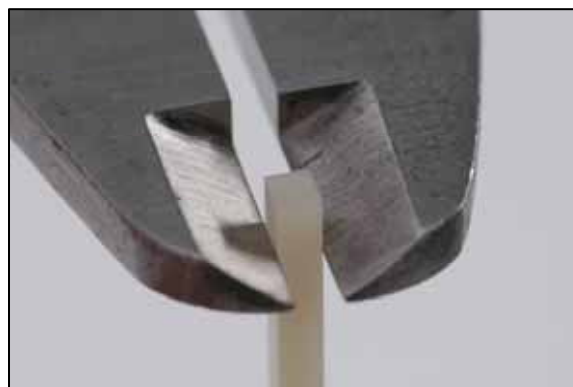


Figura 15 - Mensuração dos espécimes de teste de tenacidade à fratura.

### 4.2.3 Ensaio de Tenacidade à Fratura

Após esse período, os espécimes foram levados a uma máquina de testes universais (Instron 4444, Canton, USA), adaptados sobre um dispositivo especialmente confeccionado para o teste, onde foi aplicada uma carga central, com modo de flexão em três pontos, com velocidade de cruzeta de 0,125 mm/min até a fratura (FIG. 16). A fratura do espécime foi identificada por meio da queda repentina na carga durante o teste. Um exame visual foi realizado de modo a garantir que o plano de fratura ocorresse sempre através da fenda.

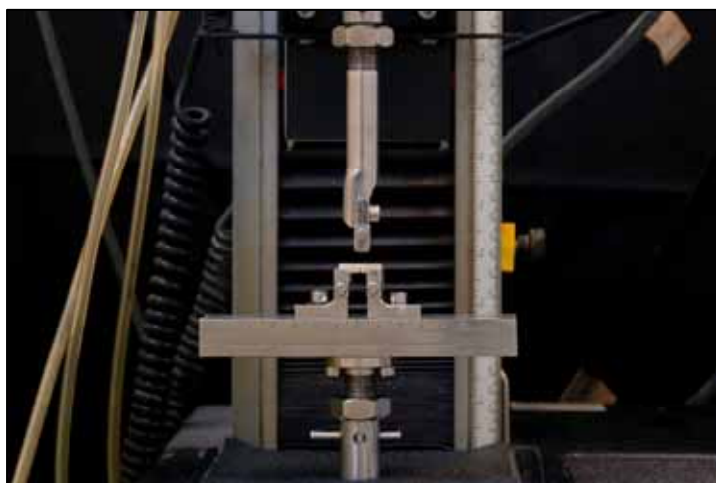


Figura 16 - Espécime posicionado em uma máquina de testes universais para aplicação de carga central, com modo de flexão em três pontos.

Os valores de força foram registrados em newtons e a tenacidade à fratura foi calculada por meio da seguinte fórmula:

$$K_{IC} = (PL/bw^{1,5}) f(a/w), \text{ onde:}$$

$$f(a/w) = 3/\alpha(a/w)^{0,5} \{1,99 - (a/w)(1 - a/w) \times [2,15 - 3,93 a/w + 2,7 (a/w)^2]\}$$

onde:

$$\alpha = 2(1+2a/w)(1-a/w)^{3/2};$$

$K_{IC}$  = fator de intensidade de tensão;

$P$  = carga na fratura;

$L$  = vão, distância entre os suportes do dispositivo de teste;

$w$  = comprimento do espécime;

$b$  = espessura do espécime;

$a$  = comprimento da fenda.

O resumo dos passos laboratoriais executados na metodologia pode ser observado nas FIG. 17 e 18

Tabela 5. Distribuição dos grupos, com os tipos de ensaios, resinas e procedimentos.

Tipo de Ensaio	Resina	Procedimentos			
		Resina manipulada com luva contaminada	Resina manipulada com luva limpa	Resina manipulada com luva contaminada limpa com álcool	Resina manipulada apenas com espátula
Compressão	Z250	Grupo 1A	Grupo 2A	Grupo 3A	Grupo 4A
Compressão	Tetric Ceram	Grupo 5A	Grupo 6A	Grupo 7A	Grupo 8A
Tenacidade	Z250	Grupo 1B	Grupo 2B	Grupo 3B	Grupo 4B
Tenacidade	Tetric Ceram	Grupo 5B	Grupo 6B	Grupo 7B	Grupo 8B

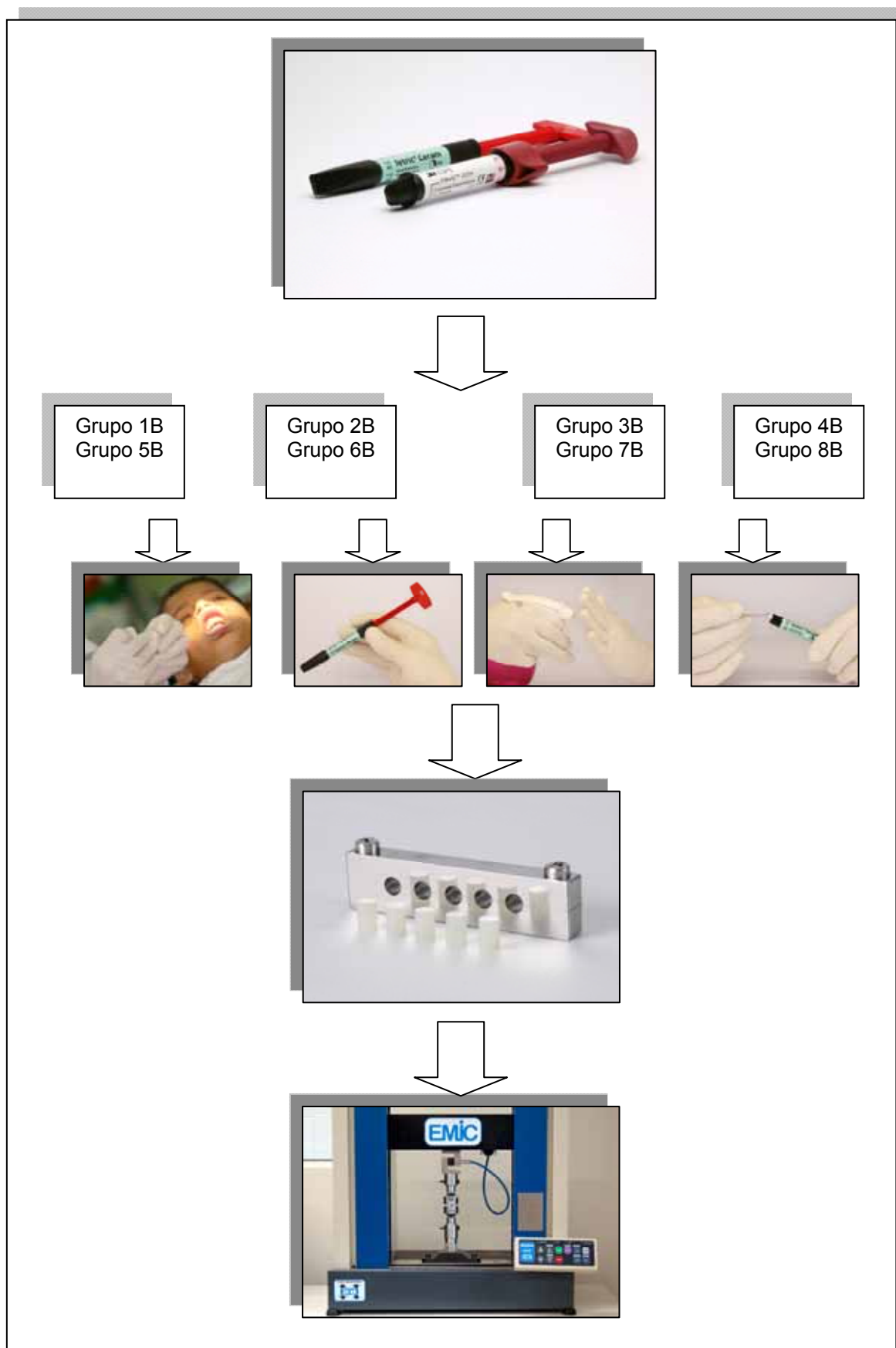


Figura 17 - Esquema ilustrativo dos procedimentos laboratoriais para o teste de resistência à compressão.

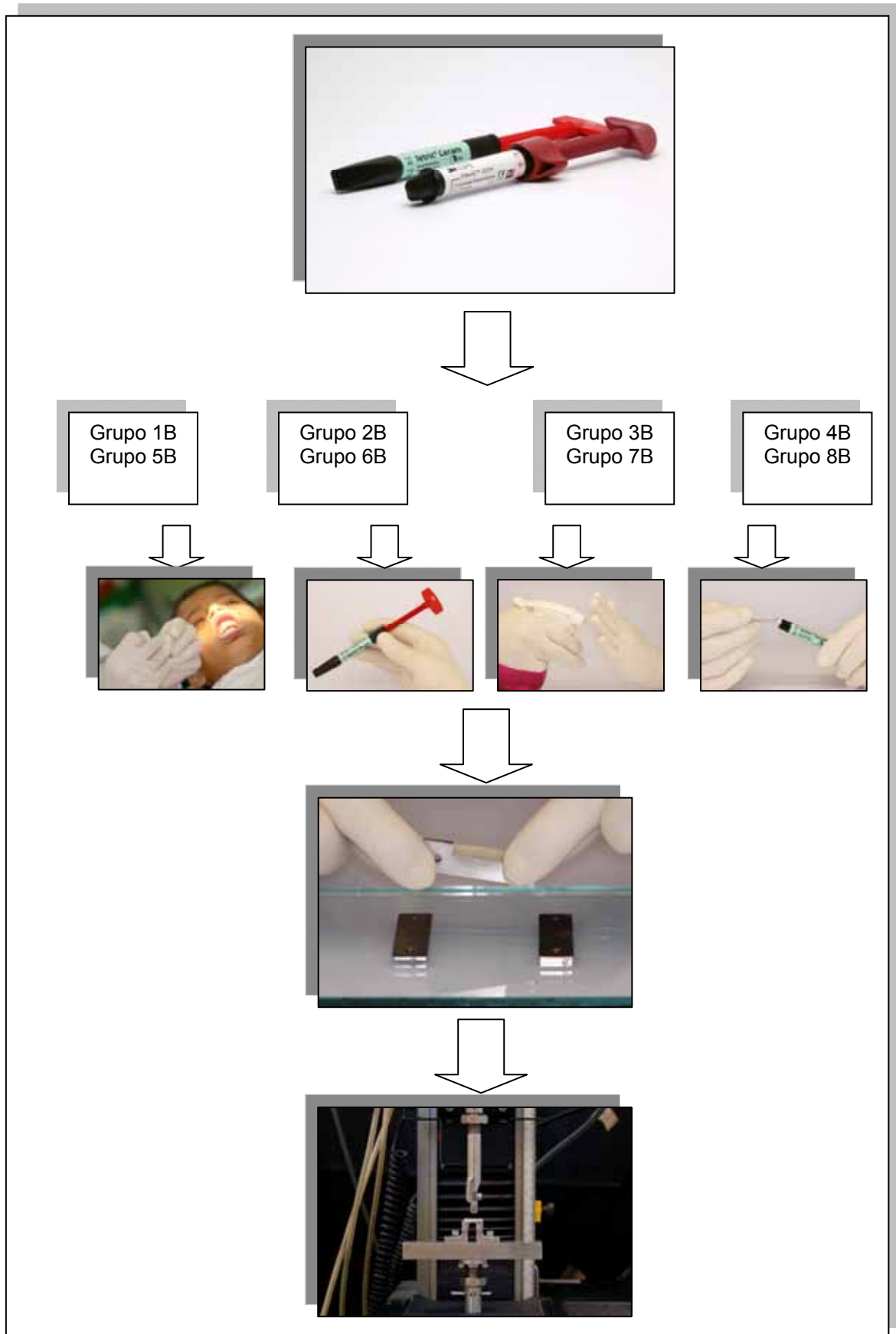
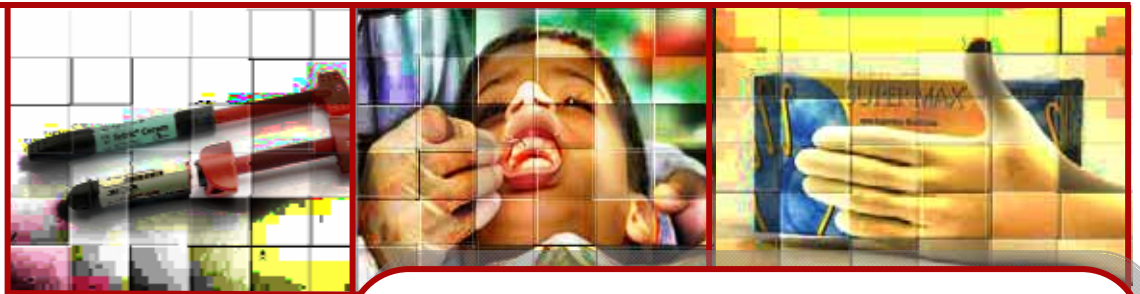


Figura 18- Esquema ilustrativo dos procedimentos laboratoriais para o teste de tenacidade à fratura.





Resultados

## 5 RESULTADOS

As TAB. 6 e 7 apresentam as análises descritivas dos valores dos testes de compressão e de tenacidade à fratura das resinas compostas Z250 e Tetric Ceram, com o número de espécimes, média, desvio-padrão e erro padrão, respectivamente.

Tabela 6. Número de espécimes, média, desvio-padrão e erro-padrão dos testes de compressão dos grupos experimentais.

Ensaio	Grupo	n	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de Confiança de 95%	
						Inferior	Superior
Compressão (Z250)	Luva contaminada	10	337,1	16,756	5,299	325,113	349,087
	Luva limpa	10	366,4	12,112	3,830	357,735	375,065
	Álcool	10	354,2	17,255	5,456	341,857	366,543
	Espátula	10	372,9	12,732	4,026	363,792	382,008
	Total	40	357,65	19,884	3,144	351,291	364,009
Compressão (TC)	Luva contaminada	10	291,4	15,932	5,038	280,003	302,797
	Luva limpa	10	325,6	21,188	6,700	310,443	340,757
	Álcool	10	327,8	20,816	6,582	312,909	342,691
	Espátula	10	325,9	20,322	6,426	311,362	340,438
	Total	40	317,675	24,377	3,854	309,879	325,471

Tabela 7. Número de espécimes, média, desvio-padrão e erro-padrão dos testes de tenacidade à fratura dos grupos experimentais.

Ensaio	Grupo	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de Confiança de 95%	
						Inferior	Superior
Tenacidade (Z250)	Luva contaminada	10	0,512	0,113	0,036	0,431	0,593
	Luva limpa	10	0,792	0,105	0,033	0,717	0,867
	Álcool	10	0,581	0,143	0,045	0,479	0,683
	Espátula	10	1,076	0,063	0,020	1,031	1,121
	Total	40	0,74025	0,246	0,039	0,662	0,819
Tenacidade (TC)	Luva contaminada	10	0,481	0,138	0,044	0,382	0,580
	Luva limpa	10	0,726	0,215	0,068	0,572	0,880
	Álcool	10	0,632	0,143	0,045	0,530	0,734
	Espátula	10	0,985	0,122	0,039	0,898	1,072
	Total	40	0,706	0,240	0,038	0,629	0,783

Com o objetivo de verificar a homogeneidade de variâncias e distribuição normal, foram aplicados os testes de Levene e de Kolmogorov-Smirnov, respectivamente. Após a realização destes testes, concluiu-se que os dados referentes às variáveis poderiam ser avaliados com a análise de variância de um fator para detectar a existência de diferenças entre as médias verdadeiras. As TAB. 8 e 9 expressam a análise de variância para os testes de resistência à compressão e tenacidade à fratura.

Tabela 8. Análise de variância de um fator (alfa=0,05) para o teste de compressão das resinas Z250 e Tetric Ceram.

Ensaio	Fonte de Variação	SQ	gl	QM	Valor F	Valor p
Compressão (Z250)	Entre grupos	7433,3	3	2477,766667	11,16977635	<0,0001
	Dentro dos grupos	7985,8	36	221,8277778		
	Total	15419,1	39			
Compressão (TC)	Entre grupos	9233,475	3	3077,825	7,947730843	0,0003
	Dentro dos grupos	13941,3	36	387,2583333		
	Total	23174,775	39			

SQ: Soma dos Quadrados; gl: Graus de Liberdade; QM: Quadrados Médios

Tabela 9. Análise de variância de um fator (alfa=0,05) para o teste de tenacidade à fratura das resinas Z250 e Tetric Ceram.

Ensaio	Fonte de Variação	SQ	gl	QM	Valor F	Valor p
Tenacidade (Z250)	Entre grupos	1,9286475	3	0,6428825	53,49305443	<0,0001
	Dentro dos grupos	0,43265	36	0,012018056		
	Total	2,3612975	39			
Tenacidade (TC)	Entre grupos	1,34342	3	0,447806667	17,82630427	<0,0001
	Dentro dos grupos	0,90434	36	0,025120556		
	Total	2,24776	39			

SQ: Soma dos Quadrados; gl: Graus de Liberdade; QM: Quadrados Médios

A partir desta análise, foi possível verificar que a variável *manipulação da resina* foi estatisticamente significativa em relação à influência nos valores de compressão e tenacidade à fratura nas duas resinas avaliadas.

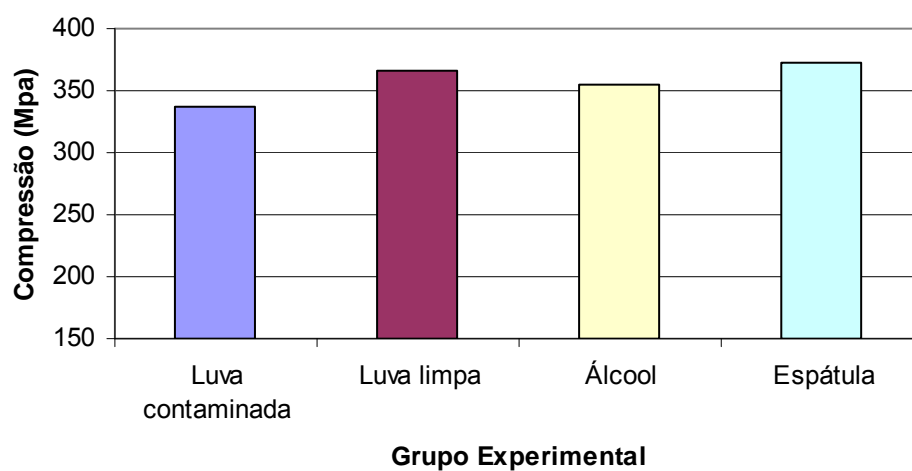


Gráfico 1 - Médias de compressão dos grupos experimentais da resina Z250 ( $p < 0,0001$ ).

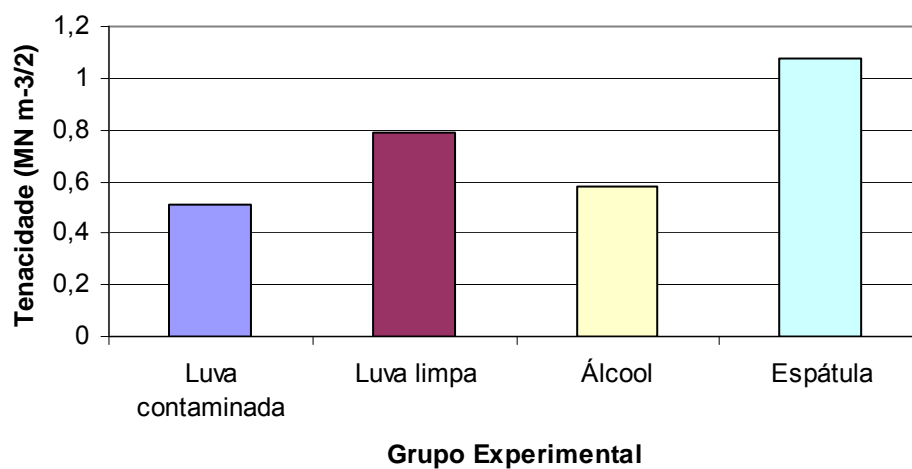


Gráfico 2 - Médias de tenacidade dos grupos experimentais da resina Z250 ( $p = 0,0003$ ).

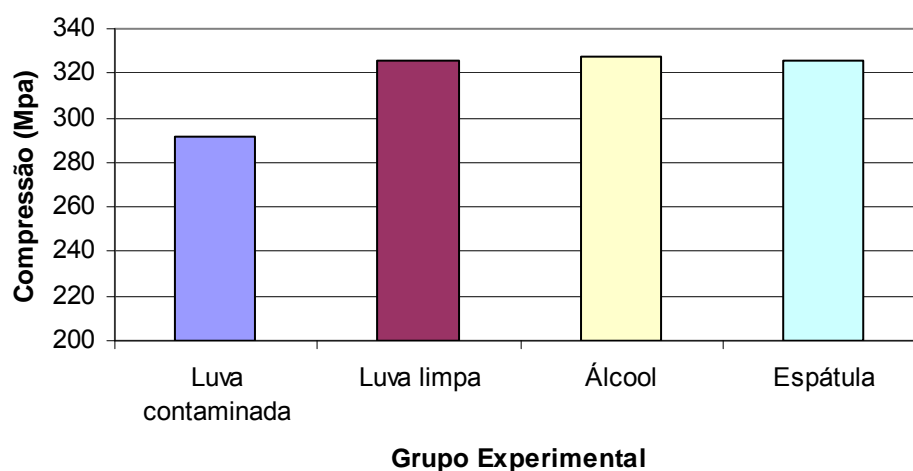


Gráfico 3 - Médias de compressão dos grupos experimentais da resina Tetric Ceram ( $p < 0,0001$ ).

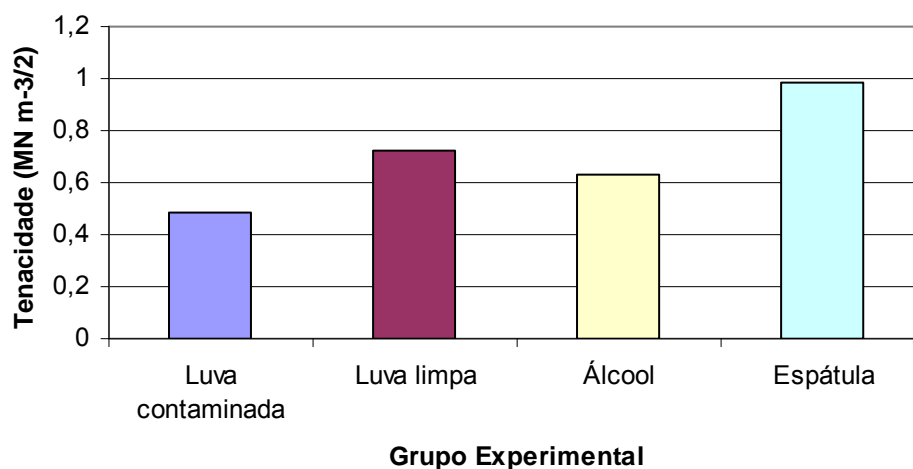


Gráfico 4 - Médias de tenacidade dos grupos experimentais da resina Tetric Ceram ( $p < 0,0001$ ).

Este resultado indicou a necessidade de aplicação do teste de Tukey (TAB. 10 e 11) para comparações múltiplas das médias com o objetivo de identificar entre quais formas de manipulação houve diferenças entre as médias verdadeiras (GRAF. 1, 2, 3 e 4).

Tabela 10. Comparação múltipla das médias pelo teste de Tukey HSD para compressão.

Ensaio	Grupo	N	Média	Desvio Padrão	Tukey
Compressão (Z250)	Luva contaminada	10	337,1	16,756	A
	Luva limpa	10	366,4	12,112	BC
	Álcool	10	354,2	17,255	AB
	Espátula	10	372,9	12,732	C
Compressão (TC)	Luva contaminada	10	291,4	15,932	A
	Luva limpa	10	325,6	21,188	B
	Álcool	10	327,8	20,816	B
	Espátula	10	325,9	20,322	B

Tabela 11. Comparação múltipla das médias pelo teste de Tukey HSD para tenacidade à fratura.

Ensaio	Grupo	N	Média	Desvio Padrão	Tukey
Tenacidade (Z250)	Luva contaminada	10	0,512	0,113	A
	Luva limpa	10	0,792	0,105	B
	Álcool	10	0,581	0,143	A
	Espátula	10	1,076	0,063	C
Tenacidade (TC)	Luva contaminada	10	0,481	0,138	A
	Luva limpa	10	0,726	0,215	B
	Álcool	10	0,632	0,143	AB
	Espátula	10	0,985	0,122	C

Pelos resultados obtidos, observa-se que a manipulação com luva contaminada sempre apresentou os menores valores absolutos em ambos os ensaios.

No ensaio de compressão da resina Z250 não houve diferença estatística entre os grupos de luva contaminada e limpa com álcool. O grupo de luva limpa apresentou diferença em relação ao grupo de luva contaminada. O grupo de luva limpa não apresentou diferença em relação aos grupos de luva limpa com álcool e espátula.

No ensaio de compressão da resina TC houve diferença estatística entre utilizar luva contaminada e luva limpa com álcool. O grupo de luva limpa apresentou diferença em relação ao grupo de luva contaminada, mas não apresentou diferença quando comparado com os grupos de luva limpa com álcool e espátula. Neste ensaio, apenas o uso de luva contaminada apresentou diferença estatística em relação aos demais grupos.

Quando considerado o ensaio de tenacidade, o uso de espátula apresentou os maiores valores tanto para a resina Z250 quanto para a resina Tetric Ceram, sendo estes resultados estatisticamente significantes.

No ensaio de tenacidade da resina Z250 o grupo luva limpa apresentou diferença estatística em relação aos demais grupos. O grupo de luva limpa com álcool não apresentou diferença em relação ao grupo de luva contaminada. O grupo espátula foi estatisticamente diferente dos demais grupos.



No ensaio de tenacidade da resina TC o grupo de luva limpa apresentou diferença estatística em relação aos grupos de luva contaminada e espátula. O grupo luva limpa não apresentou diferença em relação ao grupo de luva limpa com álcool. O grupo espátula foi estatisticamente diferente dos demais grupos.

Em todos os ensaios das resinas Z250 e TC o grupo espátula foi diferente estatisticamente do grupo luva contaminada.

A análise estatística determinou que a forma de manipulação da resina teve influência em os valores de resistência à compressão e de tenacidade, tanto para a resina Z250 quanto para a resina Tetric Ceram. A hipótese nula foi rejeitada nas quatro análises realizadas.



Discussão

## 6 DISCUSSÃO

---

A introdução das resinas compostas foi uma das contribuições mais significativas para a Odontologia no século passado. Inicialmente, esses materiais eram utilizados apenas em dentes anteriores, pois possuíam excelente estética. Com o aprimoramento de suas propriedades, eles também começaram a ser aplicados em dentes posteriores. Hoje, são os principais materiais utilizados em procedimentos restauradores diretos, tanto em dentes anteriores como em posteriores (ASMUSSEN, 1985; FERRACANE, 1995; LEINFELDER, 1997; FORTIN;VARGAS, 2000; KUGEL; PERRY, 2002; ALBERS, 2002; ROETERS; SHORTALL; OPDAM, 2005; TERRY, 2004; SARRET, 2005).

As propriedades das resinas compostas são definidas por seus constituintes principais: matriz, partículas de carga, agente de união e sistema iniciador/acelerador (KUGEL; PERRY, 2002; CRAIG; POWERS, 2002a). Quando alteramos um de seus componentes, por ser um material composto, ou seja, um compósito, modificamos suas características. A forma como manipulamos esses materiais, ou em outras palavras, sua colocação, aplicação ou inserção, também pode ter influência em suas propriedades.

Durante a inserção, com o objetivo de facilitar a aplicação e escultura do material, alguns profissionais manipulam digitalmente as resinas compostas, colocando-as em contato com as luvas utilizadas durante o procedimento clínico. Entretanto, a manipulação de resinas compostas, quando não obedece a um

protocolo clínico apropriado (ALBERS, 2002), pode introduzir materiais orgânicos e inorgânicos (WORM; MEIERS, 1996; SANDERS *et al.*, 2004; EIRIKSSON *et al.*, 2004a; EIRIKSSON *et al.*, 2004b, HECK, 2006), como também, originar porosidades (MEDLOCK *et al.*, 1985; CHADWICK *et al.*, 1989; IRONSIDE; MAKINSON, 1993; MENTINK *et al.*, 1995; SARRET, 2005) que podem alterar suas propriedades.

A maioria dos fabricantes recomenda a inserção das resinas compostas com o uso de instrumentos adequados, geralmente espátulas não metálicas, ou sua aplicação direta com sistemas específicos. Quando o material é retirado da seringa, deve ser dispensado sobre uma placa ou bloco de espatulação para inserção. Isto evita que a espátula entre em contato direto com o material proveniente da seringa e promova sua contaminação (MONTENEGRO *et al.*, 2004; BAMBACE; JORGE; SANTOS, 2006). Já na aplicação direta, são utilizadas pontas (cápsulas ou unidoses) que são descartadas após o uso. Alguns produtos também vêm em embalagens descartáveis do tipo casulo para aplicar com espátulas.

Na literatura não existem registros específicos de estudos sobre manipulação digital e contaminação de resinas compostas. Os únicos trabalhos sobre este tópico relacionam-se à influência da contaminação por água (HITT; FEIGAL, 1992; CACCIAFESTA *et al.*, 2003), sangue (HANSEN; MUNKSGAARD, 1989; ABDALLA; DAVIDSON, 1998; DIETRICH *et al.*, 2000; KANESHIMA *et al.*, 2000; EIRIKSSON *et al.*, 2004a, CACCIAFESTA *et al.*, 2004a; CACCIAFESTA *et al.*, 2004b), saliva (CASSIDY; STORIE, 1987; XIE; POWERS; MCGUCKIN, 1993; FEIGAL; HITT; SPLIETH, 1993; STOKES; PEREIRA, 1994; EL-KALLA; GARCIA-GODOY, 1997; FRITZ; WERNER; STEAN, 1998; SAFAR; DAVIS; OVERTON, 1999; EL-KALLA,

1999; DIETRICH *et al.*, 2000; WEBSTER *et al.*, 2001; CACCIAFESTA *et al.*, 2003; EIRIKSSON *et al.*, 2004b), bactérias (IMAZATO, 2003; BAMBACE, 2002; BAMBACE; JORGE; SANTOS, 2006), tecidos vivos e cariados (RIBEIRO *et al.*, 1999), materiais dentários (YAP *et al.*, 2001; MAKAMURA; OSHIMA; HASHIMOTO, 2003; PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2006; PERDIGÃO; GOMES, 2006), agentes químicos (TAYLOR-HARDY *et al.*, 2001; PAPPAS *et al.*, 2005; TURKUN *et al.*, 2005), condicionadores ácidos (O'BRIEN *et al.*, 1987), óleo das turbinas (ROSA *et al.*, 2000; PONG; DYSON; DARVELL, 2005) ou talco (HOLTAN *et al.*, 1995; FIELD, 1997; BELVEDERE; LAMBERT, 1994; ROBERTS; BARTOLONI, 2002; SANDERS *et al.*, 2004) nas propriedades adesivas dos substratos, além da preocupação com a biossegurança (JORGE, 1998; PRADO *et al.*, 2003).

A escassez de dados sobre o tema nos estimulou a avaliar *in vitro* a influência da manipulação digital com luvas na resistência à compressão e tenacidade à fratura de resinas compostas. Duas marcas comerciais de uso universal foram utilizadas, Z250 (3M Dental Products, St. Paul, MN, USA) e Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein). Para este fim, quatro grupos experimentais foram constituídos: materiais manipulados com luvas contaminadas e inseridos com espátula; materiais manipulados com luvas limpas (novas) e inseridos com espátula; materiais manipulados com luvas, que foram limpas com álcool, e inseridos com espátula; e materiais que não foram manipulados com luvas e inseridos com espátula.

A escolha destes grupos foi baseada na forma com que os procedimentos clínicos comumente são realizados. Segundo a metodologia já descrita, nos grupos

1A, 5A, 1B e 5B, as luvas que manipularam as resinas podem ter entrado em contato com água, saliva, sangue, bactérias, tecidos vivos e cariados, anestésicos, materiais dentários, condicionadores ácidos, álcool, óleo das turbinas de rotação, além do talco da própria luva. Nos grupos 2A, 6A, 2B e 6B, apenas o material constituinte da luva e talco entraram em contato com a resina. Nos grupos 3A, 7A, 3B e 7B, as luvas que manipularam as resinas e podem ter entrado em contato com os mesmos agentes contaminantes dos grupos 1A, 5A, 1B e 5B, foram limpas com álcool 70%. Finalmente, nos grupos 4A, 8A, 4B e 8B, que serviram como controle, as resinas tiveram contato apenas com a espátula, seguindo, desta forma, rigorosamente as recomendações de aplicação do fabricante (ANEXOS E e F).

Esta pesquisa foi realizada com o máximo de padronização dos procedimentos, com o objetivo de representar da melhor forma possível uma situação clínica. Todos os operadores foram orientados sobre os procedimentos e as luvas coletadas, identificadas e embaladas de acordo com as características de contaminação do grupo.

Para determinar se as propriedades destas resinas compostas poderiam ter sido influenciadas pelo método de manipulação, dois testes mecânicos foram escolhidos: o ensaio de compressão e de tenacidade à fratura.

A resistência à compressão é um método importante de ensaio *in vitro* para avaliar materiais dentários e suas propriedades. Para suportar as forças da mastigação e hábitos parafuncionais, é necessário alta resistência à compressão.

Este teste é indicado na comparação de materiais frágeis que geralmente não resistem à tensão de tração. Sendo, portanto, útil na determinação das propriedades de materiais como amálgama, resinas compostas e cimentos.

Já a tenacidade à fratura, é uma propriedade que descreve a capacidade de um material que apresenta uma trinca de resistir ao início e à propagação de uma fratura. Portanto, é uma forma quantitativa de expressar a resistência de um material a uma fratura frágil quando uma trinca está presente (BONILLA; MARDIROSSIAN; CAPUTO, 2001; CRAIG; POWERS, 2002b; GARCIA *et al.*, 2002). Este teste também é indicado para materiais frágeis, como cerâmicas, amálgama e resinas compostas.

Na presente pesquisa, a hipótese nula ( $H_0$ ) foi rejeitada, o que implica em dizer que ocorreram diferenças entre as médias verdadeiras de pelo menos dois grupos. Isto significa que a forma de manipulação da resina teve influência em os valores de resistência à compressão e tenacidade à fratura, tanto da resina Z250 como da resina Tetric Ceram.

Pelos resultados obtidos, foi constatado que a manipulação com luva contaminada sempre apresentou os menores valores absolutos em ambos os ensaios (compressão, Z250 = 337,1 MPa; compressão, TC = 291,4 MPa; tenacidade à fratura, Z250 = 0,512 MN m<sup>-3/2</sup>; tenacidade à fratura. TC = 0,481 MN m<sup>-3/2</sup>). Este aspecto nos chama atenção para a possível influência da manipulação com luva contaminada nos grupos.

No ensaio de compressão da resina Z250 não houve diferença estatística entre os grupos de luva contaminada e limpa com álcool. O grupo de luva limpa apresentou diferença em relação ao grupo de luva contaminada. O grupo de luva limpa não apresentou diferença em relação aos grupos de luva limpa com álcool e espátula.

No ensaio de compressão da resina TC houve diferença estatística entre utilizar luva contaminada e luva limpa com álcool. O grupo de luva limpa apresentou diferença em relação ao grupo de luva contaminada, mas não apresentou diferença em relação aos grupos de luva limpa com álcool e espátula. Neste ensaio, apenas o uso de luva contaminada apresentou diferença estatística em relação aos demais grupos.

Este estudo não teve o propósito de determinar se a limpeza com álcool auxilia na remoção de possíveis agentes contaminantes. O álcool 70% é um agente anti-séptico eficiente na higienização das mãos que reduz e elimina determinados microorganismos (SZYMARISKA, 2005).

Quando considerado o ensaio de tenacidade, o uso de espátula apresentou os maiores valores tanto para a resina Z250 quanto para a resina Tetric Ceram, sendo estes resultados estatisticamente significantes. É possível que neste teste, a manipulação apenas com espátula desempenhe um importante papel, impedindo a incorporação de contaminantes nestes espécimes que são críticos.



No ensaio de tenacidade da resina Z250 o grupo luva limpa apresentou diferença estatística em relação aos demais grupos. O grupo de luva limpa com álcool não apresentou diferença em relação ao grupo de luva contaminada. O grupo espátula foi estatisticamente diferente dos demais grupos.

No ensaio de tenacidade da resina TC o grupo luva limpa apresentou diferença estatística em relação aos grupos de luva contaminada e espátula. O grupo de luva limpa não apresentou diferença em relação ao grupo de luva limpa com álcool. O grupo espátula foi estatisticamente diferente dos demais grupos.

Este estudo não teve o objetivo de comparar entre si o desempenho das resinas compostas utilizadas, apenas ter uma diversidade de materiais micro-híbridos de uso universal. Todavia, nos ANEXOS A e B podemos observar os gráficos comparativos das resinas Z250 e Tetric Ceram nos ensaios de compressão e tenacidade à fratura. Podemos verificar que existe uma diferença entre as resinas, todavia sem definir se há ou não diferença estatisticamente significativa. Assim sendo, não podemos afirmar se esta diferença ocorreu devido à manipulação das resinas ou a suas propriedades intrínsecas.

A diferença mais acentuada entre os ensaios de compressão e tenacidade pode ser atribuída à forma crítica dos espécimes de teste de tenacidade. Neste ensaio, a contaminação pode estar presente exatamente na região da trinca central do espécime, estando mais susceptível à ação das cargas. Já nos espécimes de teste de compressão, mesmo que haja contaminantes, sua forma é menos

susceptível à atuação de forças, pois permite uma melhor distribuição das tensões em sua estrutura.

É fundamental salientar que quando há manipulação digital de resinas compostas, pode haver a incorporação de porosidades em sua estrutura (MEDLOCK *et al.*, 1985; CHADWICK *et al.*, 1989; IRONSIDE; MAKINSON, 1993; MENTINK *et al.*, 1995; OPDAM *et al.*, 1996; OPDAM *et al.*, 2002; OPDAM *et al.*, 2003; SARRET, 2005; SAMET *et al.*, 2006). Essas verdadeiras bolhas de ar criadas no interior da resina estão relacionadas, principalmente, com a viscosidade e técnica de inserção. As resinas fotopolimerizáveis são embaladas a vácuo e teoricamente podem ser aplicadas na cavidade sem porosidades. A aplicação com espátulas pode gerar poros, enquanto que a inserção direta com pontas especiais evita a introdução de espaços no interior do material.

Ao compararmos os valores das TAB. 3 e 4 para resinas compostas com os obtidos nos testes, podemos verificar que as médias das resinas Z250 e TC ficaram dentro de um padrão superior no teste de compressão (TAB. 3, Resistência à compressão, resinas, 277). Já no teste de tenacidade, apenas os grupos espátula (TAB. 4, Tenacidade à fratura, resinas, 0,8 – 2,2) se situaram neste intervalo.

Outro aspecto que deve ser abordado, diz respeito aos agentes contaminantes. Quais os materiais que podem ser introduzidos na massa de resina composta? De modo geral, acreditamos que durante procedimentos restauradores diretos, as mãos do profissional podem entrar em contato com água, saliva, sangue,

bactérias, tecidos vivos e cariados, anestésicos, materiais dentários, condicionadores ácidos, álcool, óleo das turbinas de rotação, além do talco da própria luva.

De acordo com o fabricante, a resina Z250 apresenta em sua composição partículas de zircônia e sílica; e matriz à base de Bis-GMA, UDMA e Bis-EMA. Já a resina Tetric Ceram, apresenta em sua composição partículas de vidro de bário, trifluoreto de itérbio, vidro de fluorsilicato de alumínio e bário, dióxido de silício e óxidos esferoidais mistos; e matriz à base de Bis-GMA, dimetacrilato de uretano e trietilenoglicol dimetacrilato.

Segundo Heck (2006), após análise da massa das resinas compostas Z250 e Tetric Ceram, que foram manipuladas digitalmente com espátula e luvas limpas, utilizando uma microsonda do MEV, a composição destes materiais foi similar à descrita pelo fabricante: Z250: carbono (C), oxigênio (O) e silício; Tetric Ceram: carbono (C), oxigênio (O), bário (Ba), itérbio (Yb), alumínio (Al) e silício (Si). Todavia, a mesma análise realizada com espécimes contaminados ou limpos com álcool, identificou a presença de magnésio (Mg), níquel (Ni), cálcio (Ca), sódio (Na), cloro (Cl) e potássio (Ka), que não são constituintes das resinas utilizadas, mas que estão presentes na saliva e materiais restauradores.

Diante da possibilidade de integração de agentes contaminantes nas resinas, outro fato a ser exposto diz respeito ao comportamento desses materiais quanto à presença de partículas externas em seu interior. Sabemos que uma das maiores dificuldades encontradas nos compósitos no passado foi a ligação das partículas

com a matriz. Apenas quando as partículas foram tratadas com agente de união silano, é que foi possível obter propriedades mecânicas superiores (LUTZ; PHILLIPS, 1983; BOWEN, 1963; BOWEN, 1964; CRAIG; POWERS, 2002a). Portanto, quando temos em mente que elementos estranhos, diga-se de passagem, sem nenhum tratamento de superfície, são parte do material, é admissível pensar que possam reduzir suas propriedades.

Segundo Kelly (1999), quando analisamos valores obtidos com ensaios *in vitro*, temos que ter extrema cautela em sua interpretação, pois representam apenas um indicativo de performance do material. Embora haja uma correlação entre as propriedades medidas laboratorialmente e o desempenho clínico, tal elo é obscuro. Em geral, poucos testes *in vitro* são validados como previsíveis de comportamento clínico. Assim, devemos procurar cada vez mais analisar os materiais com base em evidências científicas provenientes de estudos clínicos e revisões sistemáticas. A própria ADA, em 2004, votou pela descontinuidade do Programa de Certificação de produtos com base apenas em dados laboratoriais (KELLY, 2006).

Com base nos resultados encontrados no presente estudo *in vitro*, a manipulação digital com luvas de resinas compostas pode ter influência nas propriedades mecânicas de resistência à compressão e de tenacidade à fratura de resinas compostas. Desta forma, é fundamental que os profissionais adotem um protocolo clínico de aplicação das resinas que não altere as características do material. Dentre as opções, a inserção direta e aplicação com espátulas, sem manipulação, são os métodos mais recomendados. Mais estudos laboratoriais e

clínicos são necessários para determinar o efeito da manipulação digital com luvas nas resinas compostas.



Conclusões

## 7 CONCLUSÕES

---

Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, podemos concluir que:

1. A forma de manipulação da resina teve influência nos valores de resistência à compressão e tenacidade, diminuindo a resistência à fratura das resinas compostas Z250 e Tetric Ceram.
2. A manipulação digital de resinas compostas interfere em suas propriedades, portanto, deve ser evitada.
3. A aplicação direta ou com espátula, sem manipulação, é o método mais recomendado.



## Referências



## REFERÊNCIAS<sup>2</sup>

---

ABDALLA, A. I.; DAVIDSON, C. L. Bonding efficiency and interfacial morphology of one-bottle adhesives to contaminated dentin surfaces. **Am. J. Dent.**, Weston, v. 11, n. 6, p. 281-285, Dec. 1998.

ALBERS, H. Resins. In:\_\_\_\_\_. **Tooth-colored restoratives: Principles and Techniques**. 9. ed. Hamilton: BC Decker Inc, 2002. cap. 7, p.111-125.

ALSTER, D. et al. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 71, n. 9, p. 1619-1622, Sep. 1992.

ANUSAVICE, K. J. Restorative Resins. In:\_\_\_\_\_. **Phillips' Science of Dental Materials**. 10. ed. Philadelphia: Saunders, 1996. cap. 12, p.273-299.

ASMUSSEN, E. Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 10, n. 2, p. 61-73, Spring 1985.

BAMBACE, A. M. J. et al. Resinas compostas fotopolimerizáveis: índice de contaminação e risco de infecção cruzada. In:\_\_\_\_\_. **Congresso odontológico da Universidade de Taubaté**, 2002, Taubaté. 23º COUT - programação oficial e anais, 2002.

---

<sup>2</sup> Baseada na NBR 6023/2002 da ABTN.

BAMBACE, A. M. J.; JORGE, A. O. C.; SANTOS, S. S. F. Contaminação de resinas compostas fotopolimerizáveis. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 63, n. 1 e 2, p. 10-13, 2006.

BAYNE, S. C.; HEYMANN, H. O.; SWIFT JR., E. J. Update on dental composite restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 125, n. 6, p. 687-701, Jun. 1994.

BARATIERI, L. N.; ARAUJO JR., E. M.; MONTEIRO JR., S. Basic fundamentals and restorative protocol for the use of composite resins. In:\_\_\_\_\_. **Composite restorations in anterior teeth: Fundamentals and possibilities**. Chicago: Quintessence Books, 2005. cap. 1, p. 1-82.

BELVEDERE, P. C.; LAMBERT, D. L. Negative effects of powdered latex gloves in clinical dentistry. **J. Long. Term. Eff. Med. Implants**, v. 2-3, n. 4, p. 119-125, 1993.

BONILLA, E. D.; MARDIROSSIAN, G.; CAPUTO, A. A. Fracture toughness of posterior resin composites. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 3, n. 32, p. 206-210, Mar. 2001.

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

BOWEN, R. L. Effect of particle shape and size distribution in a reinforced polymer. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 69, p. 481-495, Oct. 1964.

CACCIAFESTA, V. et al. Use of a self-etching primer in combination with a resin-modified glass ionomer: Effect of water and saliva contamination on shear bond strength. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St Louis, v. 124, n. 4, p. 420-426, Oct. 2003.

CACCIAFESTA, V. et al. Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with a self-etching primer combined with a resin-modified glass ionomer. Use of a self-etching. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 126, n. 6, p. 703-708, Dec. 2004a.

CACCIAFESTA, V. et al. Effects of blood contamination on the shear bond strengths of conventional and hydrophilic primers. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, Saint Louis, v. 126, n. 2, p. 207-212, Aug. 2004b.

CALLISTER JR., W. D. Composites. In:\_\_\_\_\_. **Fundamentals of Materials Science and Engineering: An introduction.** 5. ed. New York: John Wiley & Sons Inc., 2005a. cap. 16, p. 577-607.

CALLISTER JR., W. D. Failure. In:\_\_\_\_\_. **Fundamentals of Materials Science and Engineering: An introduction.** 5. ed. New York: John Wiley & Sons Inc., 2005b. cap. 8, p. 207-223.

CASSIDY, A. J.; STORIE, D. Q. Saliva contamination and resin bonding of etched metal retainers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 57, n. 1, p. 29-32, Jan. 1987.

CHADWICK, R. G. et al. The effect of placement technique upon the compressive strength and porosity of a composite resin. **J. Dent.**, Oxford, v. 17, n. 5, p. 230-233, Oct. 1989.

CHAIN, M.; BARATIERI, L. N. Resinas Compostas. In:\_\_\_\_\_.  
**Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores.** São Paulo: Artes Médicas, 1998. cap. 2, p. 9-26.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. Composite restorative materials. In:\_\_\_\_\_.  
**Restorative Dental Materials.** 11. ed. St Louis: Mosby, 2002a. cap. 9, p. 231-251.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. Mechanical properties. In:\_\_\_\_\_.  
**Restorative Dental Materials.** 11. ed. St Louis: Mosby, 2002b. cap. 4, p. 68-116.

DIETRICH, T. et al. Influence of dentin conditioning and contamination on the marginal integrity of sandwich class II restorations. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 25, n. 5, p. 401-410, Sep-Oct. 2000.

DIETRICH, T.; KRAEMER, M. L.; ROULET, J. F. Blood contamination and dentin bonding--effect of anticoagulant in laboratory studies. **Dent. Mat.**, Oxford, v. 18, n. 2, p. 159-162, Mar. 2002.

EIRIKSSON, S. O. et al. Effects of blood contamination on resin-resin bond strength. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 20, n. 2, p. 184-190, Feb. 2004a.

EIRIKSSON, S. O. et al. Effects of saliva contamination on resin-resin bond strength. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 20, n. 1, p. 37-44, Jan. 2004b.

EL-KALLA, I. H. Saliva contamination and resin micromorphological adaptation to cavity walls using single-bottle adhesives. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 12, n. 4, p. 172-176, Aug. 1999.

EL-KALLA, I. H.; GARCIA-GODOY, F. Saliva contamination and bond strength of single-bottle adhesives to enamel and dentin. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 10, n.2, p. 83-87, Apr. 1997.

F. E. KNOCK; J. GLEN. **Dental material and method**. US Patent 2558139. 1951.

FEIGALL, R. J.; HITT, J.; SPLIETH, C. Retaining sealant on salivary contaminated enamel. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 124, n. 3, p. 88-97, Mar. 1993.

FERRACANE, J. L. Current trends in dental composites: Review. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, Alexandria, v. 6, n. 4, p. 301-318, 1995.

FERRACANE, J. L.; CONDON, J. R. In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 77, p. 50-54, Jul. 1999.

FIELD, E. A. The use of powdered gloves in dental practice: a cause for concern? **J. Dent.**, Oxford, v. 25, n. 3-4, p. 209-214, May-Jul. 1997.

FORTIN, D.; VARGAS, A. A. The spectrum of composites: new techniques and materials. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 131, p. 26S-30S, Jun. 2000.

FREEDMAN, G.; KREJCI, I. Warming up to composites. **Compendium**, New Jersey, v. 25, n. 5, p. 95-98, May 2004.

FRITZ, U. B.; WERNER, J. F.; STEAN, H. Salivary contamination during bonding procedures with an one-bottle adhesive system. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 29, n. 9, p. 567-572, Sep. 1998.

GARCIA, F. C. P. et al. Testes mecânicos para a avaliação laboratorial da união resina-dentina. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, Bauru, v. 10, n. 3, p. 118-127, 2002.

GRIFFITH, A. A. The phenomena of rupture and flow of solids. **Phil. Trans. Roy. Soc. London**, London, v. A221, p. 163-198, 1921.

HANSEN, E. K.; MUNKSGAARD, E. C. Saliva contamination vs. efficacy of dentin-bonding agents. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 5, n. 5, p. 329-333, Sep. 1989.

HECK, M. A. P. **Influência da contaminação durante a manipulação no procedimento restaurador na microdureza e resistência à flexão de duas resinas compostas fotopolimerizáveis e análise qualitativa dos agentes contaminantes com microsonda no MEV.** 2006. 100 f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

HENOSTROZA, G. H. Perspectiva histórica. In: \_\_\_\_\_. **Adhesión em odontologia restauradora**. Curitiba: Maio, 2003. cap. 1, p. 13-26.

HIRAISH et al. Effect of artificial contamination on pH value change and dentin bond strength. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 19, n. 5, p. 429-434, Jul. 2003.

HITT, J. C.; FEIGAL, R. J. Use of a bonding agent to reduce sealant sensitivity to moisture contamination: an in vitro study. **Pediatr. Dent.**, Chicago, v. 14, n. 1, p. 41-46, Jan-Feb. 1992.

HOLTAN, J. R. et al. Evaluating the effect of glove coating on the shear bond strength of porcelain laminate veneers. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 126, n. 5, p. 611-616, May 1995.

HOSODA, H.; YAMADA, T.; INOKOSHI, S. SEM and elemental analysis of composite resins. **J. Prothet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 6, p. 669-676, Dec. 1990.

IMAZATO, S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. **Dent. Mat.**, Oxford, v. 16, n. 6, p. 449-457, Sep. 2003.

IRONSIDE, J. G.; MAKINSON, O. F. Resins restorations: Causes of porosities. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 24, n. 12, p. 867-873, Dec. 1993.

JOHNSON, M. E. et al. Saliva contamination of dentin bonding agents. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 19, n. 6, p. 205-210, Nov-Dec. 1994.

JORGE, A. O. C. **Princípios de biossegurança em odontologia**. Taubaté: UNITAU, 1998, 39p.

JORGE, A. O. C. Princípios de biossegurança em odontologia. **Rev. Bio. UNITAU**, Taubaté, v. 8, n. 1, p. 1-11, I Semestre 2002.

KANESHIMA, T. et al. The influence of blood contamination on bond strengths between dentin and an adhesive resin cement. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 25, n. 3, p. 195-201, May-Jun. 2000.

KELLY, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 6, p. 652-661, Jun. 1999.

KELLY, J. R. Evidence-based decision making in action: guide to reading the dental materials literature. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 95, n. 2, p. 152-160, Feb. 2006.

KUGEL, G.; PERRY, R. Direct composite resins: An update. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Princeton, v. 23, n. 7, p. 593-604, Jul. 2002.

LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; VANHERLE, G. Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 12, n. 2, p. 53-78, Spring 1987.

LEINFELDER, K. F. New developments in resin restorative systems. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 128, n. 5, p. 573-581, May 1997.



LUTZ, F.; PHILLIPS, R. W. A classification and evaluation of composite resin systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 50, n. 4, p. 480-488, Oct. 1983.

LUTZ, F., et al. Dental restorative resins: Types and characteristics. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 27, n. 4, p. 697-712, Oct. 1983.

MAZUMDAR, S. K. Introduction. In:\_\_\_\_\_. **Composites manufacturing: Materials, product, and process engineering.** Boca Raton: CRC Press, 2002. cap. 1, p. 1-21.

MEDLOCK, J. W. et al. Composite resin porosity with hand and syringe insertion. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 54, n. 1, p. 47-51, Jul. 1985.

MENTINK, A. G. B. et al. Porosity in resin composite core restorations: The effect of manipulative techniques. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 26, n. 11, p. 811-815, Nov. 1995.

MITRA, S. B.; WU, D.; HOLMES, B. N. An application of nanotechnology in advanced dental materials. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 134, n. 10, p. 1382-1390, Oct. 2003.

MONTENEGRO, G. et al. Contaminação da parte externa dos tubos de resina composta. **Rev. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v. 58, n. 4, p. 279-282, 2004.

NAKAMURA, M.; OSHIMA, H.; HASHIMOTO, Y. Monomer permeability of disposable dental gloves. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 1, p. 81-85, Jul. 2003.

O'BRIEN, J. A. et al. Effects of saliva contamination and phosphoric acid composition on bond strength. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 3, n. 6, p. 296-302, Dec. 1987.

O'BRIEN, W. J. Polymeric restorative materials: Composites and sealants. In:\_\_\_\_\_. **Dental materials and their selection.** 3. ed. Berlin: Quintessence, 2002. cap. 7, p. 65-85.

OPDAM, N. J. Cavity wall adaptation and voids in adhesive class I resin composite restorations. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 14, n. 4, p. 230-235, Jul. 1996.

OPDAM, N. J. et al. Porosities and voids in Class I restorations placed by six operators using a packable or syringable composite. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 18, n. 1, p. 58-63, Jan. 2002.

OPDAM, N. J. et al. Voids and porosities in class I micropreparations filled with various resin composites. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 28, n. 1, p. 9-14, Jan-Feb. 2003.

PAPPAS, M. et al. Influence of a 3-step tooth disinfection procedure on dentin bond strength. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 93, n. 6, p. 545-550, Jul. 2005.

PERDIGÃO, J.; GOMES, G. Effect of instrument lubricant on the cohesive strength of a hybrid resin composite. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 37, n. 8, p. 621-625, Sep. 2006.

PETERS, S. T. Overview of composite materials. In: \_\_\_\_\_. **Handbook of composites**. 2. ed. London: Chapman & Hall, 1998. cap. 1, p. 21-33.

PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Influence of eugenol-containing temporary cement on bonding of self-etching adhesives to dentin. **J. Adhes. Dent.**, Berlin, v. 8, n. 1, p. 31-34, Feb. 2006.

PONG, A. S.; DYSON, B. W.; DARVELL, B. W. Discharge of lubricant from air turbine handpieces. **Br. Dent. J.**, London, v. 198, n. 10, p. 637-640, May. 2005.

POWERS, J. M.; FINGER, W. J.; XIE, J. Bonding of composite resin to contaminated human enamel and dentin. **J. Prosthodont.**, Orlando, v. 4, n. 1, p. 28-32, Mar. 1995.

PRADO, A. K. S. et al. **Contaminação de resinas compostas em consultórios odontológicos do distrito federal**. ANAIS JAOC 2003 tema livre - Dentística. Disponível em: <<http://www.ibemol.com.br/jac2003/55.asp>>. Acesso em: 5 de mar. 2007, 14:00:00.

RAFAEL L. BOWEN. **Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidil acrylate**. US Patent 3066112. 1962.

REINHARDT, J. W. et al. Porosity in composite resin restorations. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 7, n. 3, p. 82-85, Summer 1982.

RIBEIRO et al. A clinical, radiographic, and scanning electron microscopic evaluation of adhesive restorations on carious dentin in primary teeth. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 30, n. 9, p. 591-599, Sep. 1999.

ROBERTS, H. W.; BARTOLONI, J. Effect of latex gloves on bond strength. **J. Adhes. Dent.**, Berlin, v. 4, n. 3, p. 205-210, Fall 2002.

ROBERTS, H. W. et al. Effect of handpiece maintenance method on bond strength. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 30, n. 4, p. 528-532, Jul-Aug. 2005.

ROETERS, J. J. M.; SHORTALL, A. C. C.; OPDAM, N. J. M. Can a single composite resin serve all purposes? **Br. Dent. J.**, London, v. 199, n. 2, p. 73-79, Jul. 2005.

ROSA, B. T. et al. Shear bond strengths of one-bottle adhesives to oil-contaminated enamel. **J. Esthet. Dent.**, Hamilton, v. 12, n. 3, p. 139-145, 2000.

RUYTER, I. E.; SJØVIK, I. J. Composition of dental resin and composite materials. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v. 39, p. 133-146, 1981.

SABBAGH, J. et al. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 31, n. 11, p. 1090-1101, Nov. 2004.

SAFAR, J. A.; DAVIS, R. D.; OVERTON, J. D. Effect of saliva contamination on the bond of dentin to resin-modified glass-ionomer cement. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 24, n. 6, p. 351-357, Nov-Dec. 1999.

SAMET, N. et al. Voids and interlayer gaps in class I posterior composite restorations: A comparison between a microlayer and a 2-layer technique. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 37, n. 10, p. 803-809, Nov-Dec. 2006.

SANDERS, B. J. et al. The effect of glove contamination on the bond strength of resin to enamel. **J. Clin. Pediatr. Dent.**, Birmingham, v. 28, n. 4, p. 339-341, Summer 2004.

SARRETT, D. C. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 21, n. 1, p. 9-10, Jan. 2005.

SILVERSTONE, L. M.; HICKS, M. J.; FEATHERSTONE, M. J. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 110, n. 3, p. 329-332, Mar. 1985.

STOKES, A. N.; PEREIRA, B. P. Salivary contamination and post-cured resin/resin lute bond. **Singapore Dent. J.**, Singapore, v. 19, n. 1, p. 8-10, Jan. 1994.

SZYMANSKA, J. Microbiological risk factors in dentistry. Current status of knowledge. **An. Agric. Environ. Med.**, v. 12, n. 2, p. 157-163, 2005.

TAYLOR-HARDY, T. L. et al. Effect of dental unit waterline biocides on enamel bond strengths. **Gen. Dent.**, Chicago, v. 49, n. 4, p. 421-425, Jul-Aug. 2001.

TEN CATE, A. R. Formação e destruição dos tecidos duros. In:\_\_\_\_\_.  
**Histologia bucal**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2001. cap. 15, p. 68-75.

TERRY, D. A. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1 - the evolution of contemporary composite materials. **Pract. Proced. Aesthet. Dent.**, New Jersey, v. 16, n. 9, p. 677-684, Oct. 2004.

TOWNSEND, RD; DUNN, W. J. The effect of saliva contamination on enamel and dentin using a self-etching adhesive. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 135, n. 7, p. 895-901, Jul. 2004.

TURBINO, M. L. et al. Resistência de união à dentina: efeito da umidade e da contaminação com saliva. *Ver. Odontol. Univ. São Paulo*, São Paulo, v. 11, n. 1, p. 21-26, 1997.

TURKUN, M. et al. Effects of dentin disinfectants on the shear bond strength of all-ceramics to dentin. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 30, n. 4, p. 453-460, Jul-Aug. 2005.

URE, D.; HARRIS, J. Nanotechnology in dentistry: Reduction to practice. **Dent. Update**, London, v. 30, n. 1, p. 10-15, Jan-Feb. 2003.

VON BEETZEN, M. et al. Microhardness and porosity of Class 2 light-cured composite restorations cured with a transparent cone attached to the light-curing wand. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 18, n. 3, p. 103-109, May-Jun. 1993.

WEBSTER, M. J. et al. The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems. **Am. J. Orthop. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 119, n. 1, p. 54-58, Jan. 2001.

WILLEMS, G. P. et al. Composite resins in the 21<sup>st</sup> century. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 24, n. 9, p. 641-658, Sep. 1993.

WORM, D. A.; MEIERS, J. C. Effect of various types of contamination on microleakage between bet-quartz inserts and resin composite. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 27, n. 4, p. 271-277, Apr. 1996.

XIE, J. P.; POWERS, J. M.; MCGUCKIN, R. S. In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 9, n. 5, p. 295-299, Sep. 1993.

YAP, A. U. et al. Influence of eugenol-containing temporary restorations on bond strength of composite to dentin. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 26, n. 6, p. 556-561, Nov-Dec. 2001.

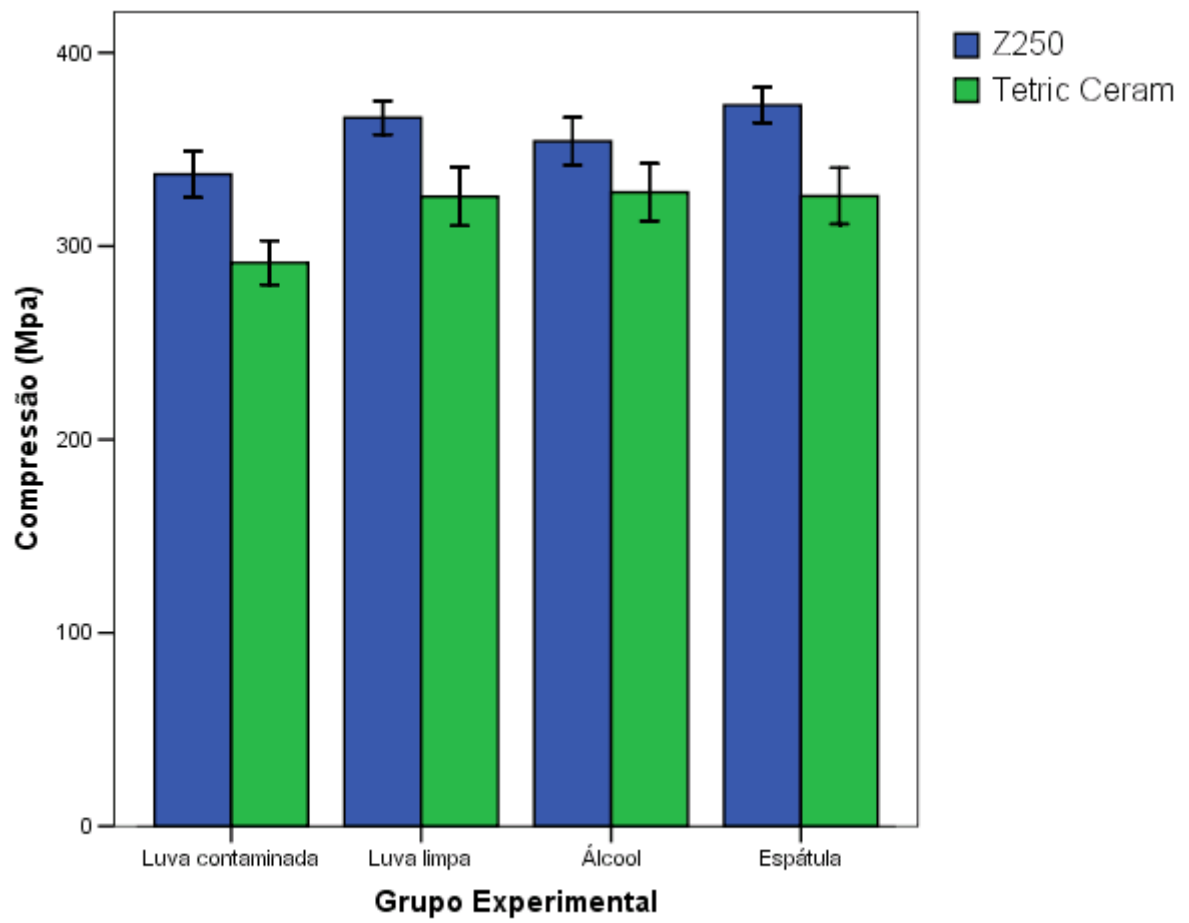
ZEPPIERI, I. L.; CHUNG, C. H.; MANTE, F. K. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching

primers. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St Louis, v. 124, n. 4, p. 414-419, Oct. 2003.

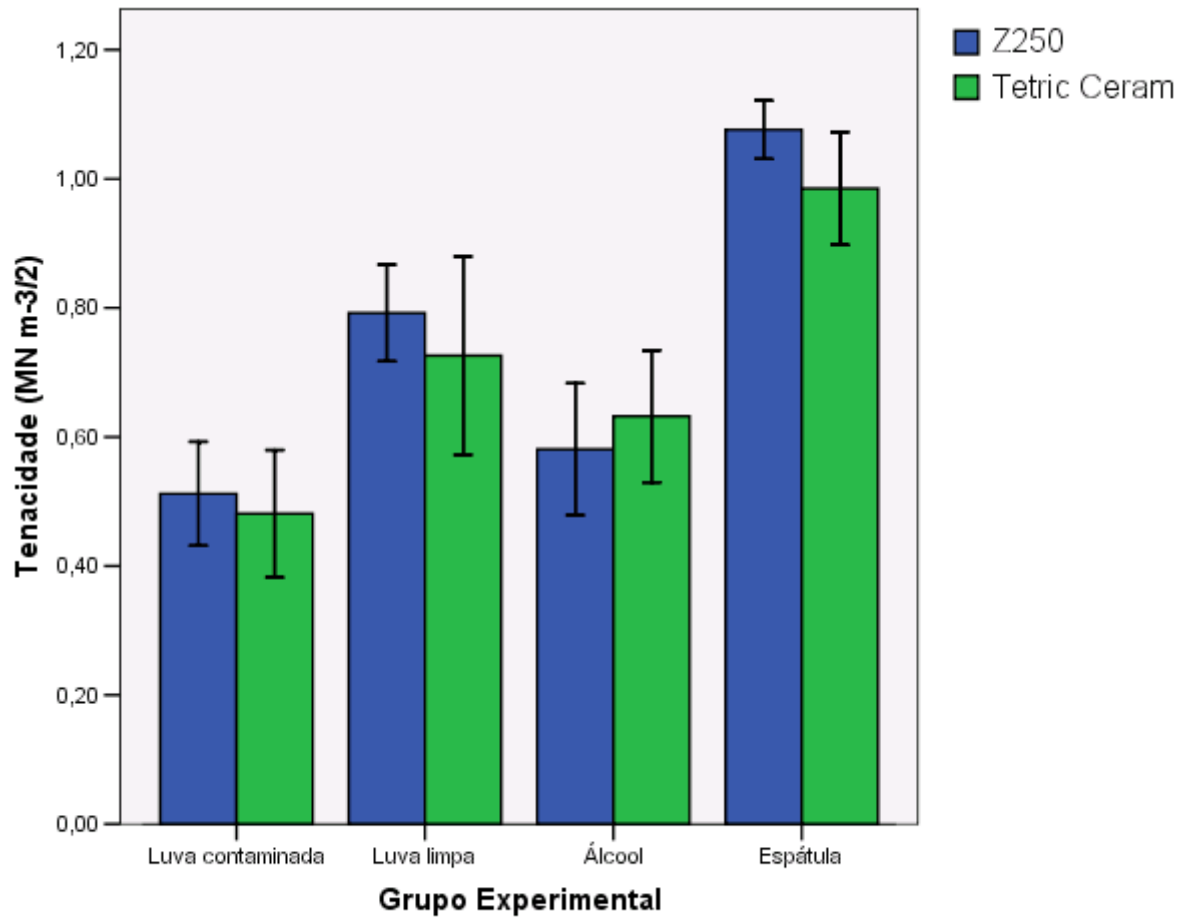


## ANEXOS

## ANEXO A



## ANEXO B



## ANEXO C

### TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Eu, \_\_\_\_\_, No de identidade \_\_\_\_\_, dentista colaborador do SESC – Prainha FpolisSC, atesto para os devidos fins que estou participando da pesquisa “Influência da Manipulação Digital com Luvas na Tenacidade à Fratura e Resistência à Compressão de Resinas Compostas”, como voluntário.

---

Assinatura

Florianópolis, 15 de janeiro de 2006

## ANEXO D

### ORIENTAÇÃO AOS COLABORADORES VOLUNTÁRIOS DO PROJETO DE PESQUISA COM COLETA D LUVAS

Caro colaborador, você está recebendo um kit contendo dois pares de luvas, uma embalagem plástica para coleta individual do par de luvas e uma caneta de identificação permanente (Marcador Permanente CD, PILOT). Este kit será utilizado na coleta de luvas nos **procedimentos restauradores diretos** com resina composta. Por favor, realize a coleta de luvas para procedimentos diretos com resina composta, de acordo com o seguinte protocolo:

- 1) Por favor, ao colocar a luva marque com a caneta, realizando um X próximo ao punho (parte superior), para que o pesquisador possa identificar o lado.
- 2) Utilize a luva dentro da rotina de procedimento padrão e semente a retire no momento que for iniciar o condicionamento ácido, colocando-a, por favor, na embalagem plástica fornecida.
- 3) Concluído o passo anterior, coloque o outro par de luvas limpas fornecido e dê continuidade ao procedimento. Este par de luvas não será objeto de pesquisa, devendo ser descartado.

# ANEXO E

## Informações Gerais

O material restaurador 3M Filtek Z250 é um composto polimerizável por luz e radiolítico. Foi desenvolvido para restaurações de dentes anteriores e posteriores. O filte de Filtek Z250 é Zirconia/Silica. A carga orgânica representa 80% em volume (para classe) com um tamanho médio de partícula de 1,19 a 1,2 microns. O Filtek Z250 contém as ionomas HEMA, UDMA e BPA-EMA. Os sistemas aditivos de ionoma 3M são utilizados para unir permanentemente a restauração à estrutura dental. O restaurador está disponível em uma variedade de tons de acordo com a cor natural e os valores de dente íntegro.

## Indicações

O restaurador Filtek Z250 é indicado para uso em:

Restaurações diretas de dentes anteriores e posteriores

Prevenimento de cáries

Estabilidade de dentes com mobilidade periodontal

Restaurações indiretas incluindo lentes, moldes e coroas

## Precações

O restaurador Filtek Z250 contém metacrilatos. Uma pequena porcentagem da população apresenta resposta alérgica à família dos acrílicos. Para reduzir o risco de resposta alérgica, minimize a exposição à esse material. Em caso de reação, a exposição à resina não polimerizada deve ser evitada. Recomendamos o uso de luvas e uma máscara a qual o usuário deve usar para evitar os vapores. Se o material restaurador entrar em contato com a pele, lave imediatamente o local com água quente. O acrílico pode irritar em áreas abertas. Se o restaurador permanecer na boca, retire-o e se necessário, lave as áreas imediatamente com água e sabão e coloque sobre a área. Se ocorrer irritação alérgica com os olhos ou contato prolongado com qualquer superfície, lave imediatamente com água em abundância.

## Introdução de Uso PRELIMINAR

**Predefinição:** Os dentes devem ser limpos com pasta de dente e água para remoção de resíduos de superfície.

**Seleção da Cor:** Antes de iniciar o dente, selecione o(s) tom(s) adequado(s) do material restaurador. Algumas amostras para a cor do dente íntegro da cor estão listadas abaixo.

**Cor:** Os dentes não são monocromáticos. Cada uma das 199 cores de dentes possui uma cor característica.

**Área Gingival:** Se a restauração é na área gingival do dente, observe a quantidade de corante amarelo que ele possui.

**Área do Corpo do Dente:** Restaurações no corpo do dente podem conter características de cores azuis, amarelo ou marrons.

**Área Incisal:** A borda incisal do dente pode conter uma

coloração azul ou amarela. A translucência do dente e a translucência da estrutura do dente que está sendo restaurado deve estar em acordo também.

**Restaurações Profundas:** A coloração que o material restaurador recebe é afetada pela luz exposta. A combinação de cores pode ser obtida utilizando-se uma escala de cores para escolher a cor mais apropriada para a estrutura da restauração.

**Mixagem:** Coloque o material na cor escolhida no dente a ser tratado. Misture o material para apresentar a aparência e a forma da restauração. Posteriormente, leve o amolgador de cores sob diferentes fontes de luz. Revise o material restaurador do dente não acabado usando um explorador. Repita o processo com até que a combinação de cores desejada seja alcançada.

**Isolamento:** Luvas de borracha e o método preferido de isolamento. Bases de alginato e um isolador também podem ser utilizados.

## II. RESTAURAÇÕES DIRETAS

### Preparação Cavitária

**Restaurações de Dentes Anteriores:** Use preparo convencional de cavidades para todos os restaurações de Classes III, IV e V.

**Restaurações de Dentes Posteriores:** Prepare a cavidade. Todos os ângulos devem ser arredondados. Nenhum resíduo de amalgamo ou outro material deve ser deixado no interior do preparo pois poderá interferir no endurecimento de luz e consequentemente na adesão do material restaurador.

**Preparo Pulpar:** Se ocorrer exposição pulpar utilize uma quantidade mínima de hidroxi de cálcio segredo de uma aplicação do 3M Vitrebond Bonding de Vitró para Enxerto e Base. O Vitrebond pode também ser utilizado em cavidades profundas sem exposição da pulpa. Veja as instruções de uso de Vitrebond para maiores detalhes.

**Colagem da Matriz:** Restaurações de Dentes Anteriores: Tipo tipo Mylar no mesmo transparente podem ser usados para minimizar a quantidade em excesso de material.

**Restaurações de Dentes Posteriores:** Aplique uma fita matriz metálica fixa no tipo tipo Mylar pré-montada e ajuste as curvas horizontalmente. Utilize a fita matriz para estabelecer contornos proximal e área de matriz. Adapte a fita matriz para se ajustar à área gingival e área incisal.

**Nota:** Se preferir, a matriz pode ser colocada após o ataque ao esmalte e aplicação do adesivo.

**Sistema Adesivo:** Siga as instruções do fabricante para escolher o adesivo mais adequado da aplicação do preparo do dente e do polimerização.

**Deposito do Composto:** Siga as instruções correspondentes ao sistema escolhido.

## Verifique

Deposite a quantidade necessária de material restaurador da seguinte no filme de copulação usando o protocolo exposto anteriormente para cada dentão. Para permitir o endurecimento do material depois de deposição de a quantidade necessária, use uma fonte de luz para assegurar que todos os dentes para assegurar o endurecimento do material. Desative a luz antes imediatamente na seguinte de não ter estado imediatamente, o material depositado deve ser protegido da luz.

Leve o material restaurador à cavidade usando um instrumento não metálico.

**Capotes de Dente:** Faça lentes e moldes no Sistema Dependente 3M. Consulte as instruções separadas do Sistema Dependente 3M para informações e precauções. Deposite o material restaurador diretamente na cavidade.

## Colocação

Coloque e fotopolimerize o material restaurador por instrumento conforme indicado no artigo G.

**Transferência de cavidade para permitir a extensão do espécime:** Use a seguinte cavidade. Contorno e modelo com os instrumentos apropriados.

**Terça luz intensa no campo de trabalho.**

**Sugestão para colocação em dentes posteriores:**

Para facilitar a adaptação, uma primeira camada de 1mm de espessura deve ser aplicada e adaptada à cor do preparo.

Um instrumento para transferir luz entre instrumentos similares deve ser usado para adaptar o material em toda a cavidade incisal.

**Polimerização:** O restaurador 3M Filtek Z250 só seja polimerizado quando exposto à luz. Polimerize o dente por exposição de superfície inteira a uma fonte de luz rítmica de alta intensidade, como a dos aparelhos fotopolimerizadores 3M. Coloque a proteção do aparelho o mais próximo possível do material restaurador. O tempo de polimerização a exposição mínima do instrumento para cada dentão listado abaixo.

Cor	Espessura	Tempo de Polimerização
A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, C1, C2, D3, E	2,5 mm	20 s
B0 e, C4, D2	2 mm	30 s



## ANEXO F

### Tetric® Ceram

Advanced Composite Technology

#### Instruções de Uso

##### Descrição

Tetric® Ceram é um composto híbrido de partículas finas, radiopaco e fotopolimerizável para restaurações dentais. Tetric Ceram está baseado na tecnologia ACT (Advanced Composite Technology) e polimeriza com luz de comprimento de onda entre 400 e 500 nanômetros (luz azul).

##### Cores

Tetric® Ceram é fornecido nas seguintes cores:

Chromascop A-D Cores

Cores de Esmalte

110	A1
120	C1
130	B2
140	A2
210	A3
230	A3.5
310	B3
340	A4
410	D3
430	C2
510	C3

Cores de Dentina

130	B2
230	A3.5
340	A4

Cores com ação descolorante

010	Bleach XL
020	Bleach L
030	Bleach I
040	Bleach M

Cor Incisal altamente transparente  
T (Transparente)

##### Composição

A matriz de monômero é composta por Bis-GMA, dimetacrilato de uretano e trietilenoglicol dimetacrilato (20,2 % em peso). A carga inorgânica é cons-

tituída por vidro de bário, trifluoreto de itérbio, vidro de fluorsilicato de alumínio e bário, dióxido de silício altamente disperso e óxidos mistos esféricos (79% em peso). Além disso, Tetric Ceram contém catalisadores, estabilizadores e pigmentos (0,8 % em peso). O conteúdo total de carga inorgânica é de 79% em peso e 60% em volume. O tamanho das partículas está situado entre 0,04 e 3 µm. O tamanho médio das partículas é de 0,7 µm.

##### Indicações

- Restaurações anteriores (Classes III e IV).
- Restaurações de Classe V (cáries cervicais, erosões radiculares e defeitos cuneiformes)
- Restaurações posteriores (Classes I e II).
- Revestimento de dentes anteriores.
- Fixação de dentes com mobilidade.
- Restaurações preventivas de resina em pré-molares e molares.
- Reparo de próteses metal-cerâmica e metal-plástica.
- Reparo de restaurações indiretas de cerâmica e composto.

##### Contra-indicações

A utilização de Tetric® Ceram está contra-indicada:

- Quando não é possível estabelecer campo operatório seco ou quando a técnica estipulada não puder ser aplicada.
- Quando existe alergia comprovada a qualquer um dos componentes de Tetric Ceram.

##### Efeitos colaterais

Em casos individuais, os componentes de Tetric Ceram podem provocar sensibilização. Nestes casos, o uso de Tetric Ceram deve ser evitado. Para evitar o risco de irritação, as zonas muito próximas da polpa devem ser recobertas com protetor adequado (aplicação puntiforme de hidróxido de cálcio).

##### Interações

Os preparados que contêm eugenol ou óleo de cravo inibem a polimerização de compostos. Por isso, deve ser evitado o uso conjunto com Tetric Ceram. Colutórios catiônicos, evidenciadores de placa bacteriana ou clorhexidina podem promover descolorações.

##### Aplicação

###### 1. Determinação da cor

Escolher a cor com os dentes limpos e úmidos

###### 2. Isolamento

É recomendável o isolamento absoluto do campo operatório (diq de borracha).

###### 3. Preparo da cavidade

O preparo da cavidade deve ser realizado segundo as normas da técnica adesiva, preservando a estrutura dental isenta de cárie. Não são necessários ângulos agudos ou retenções adicionais.

A dimensão da cavidade será determinada pela extensão da cárie ou pela restauração existente. Biselar as margens de esmalte em dentes anteriores. Arredondar os bordos adamantinos em dentes posteriores. Os defeitos cervicais, sem cárie, apenas devem ser limpos com escovas e pedra pomes, dispensando o preparo cavitário. A seguir, limpar a cavidade com spray de água.

###### 4. Proteção pulpar e forramento de base

Nos casos de emprego de adesivo esmalte-dentina, o forramento de base deve recobrir apenas as áreas próximas da polpa com hidróxido de cálcio e com cimento resistente à compressão (cimento de ionômero de vidro, como Vivaglass® Liner ou cimento fosfato de zinco, como PhosphaCEM® FL). Reservar as demais paredes cavitárias para a correta união entre estrutura dental e o adesivo esmalte-dentina Syntac®, Excite® ou AdheSE®.

###### 5. Matriz e cunha interdental

Usar matriz transparente (p.ex. Contour Strip para dentes anteriores) em cavidades que englobam superfícies proximais. Posicionar a matriz com a cunha interdental. Matrizes de aço inoxidável podem ser empregadas para dentes posteriores.

###### 6. Condicionamento /

###### Aplicação do agente adesivo

Condicionar e aplicar o agente adesivo de acordo com as Instruções de Uso do produto empregado. Levando em conta a coordenação existente entre os produtos Ivoclar Vivadent, é recomendado o uso de Syntac (técnica do ataque ácido com ácido fosfórico), Excite (técnica do ataque ácido com ácido fosfórico) ou AdheSE (adesivo auto-condicionante).

###### 7. Aplicação do Tetric Ceram

Tetric Ceram deve ser aplicado em camadas de espessura máxima de 2 mm ou de 1,5 mm (cores

de dentina) e adaptado com instrumento adequado (p.ex. instrumentos P1). Fotopolimerizar cada uma das camadas, durante 20 segundos, empregando unidade de polimerização •500 mW/cm<sup>2</sup> (p.ex., Astralis®). Situar a extremidade do condutor de luz (janela de emissão de luz) o mais próximo possível do material restaurador. Quando usar matriz metálica, polimerizar adicionalmente por vestibular e lingual, depois da retirada da matriz. As cores de Tetric® Ceram demonstram diferentes graus de translucidez. Durante a modelagem, graças à estratificação, podem ser conseguidos efeitos estéticos e naturais. Assim, em restaurações maiores, usar, em primeiro lugar, cores opacas como substitutas da dentina e, a seguir, completar a restauração com a cor desejada. Para obter um efeito natural nas margens e nos bordos incisais, empregar uma última camada de transparente (cor T).

**B. Acabamento, controle da oclusão e polimento**  
Após a polimerização, eliminar todos os excessos com pontas de acabamento (p.ex. Astropol F), pontas diamantadas de granulação fina, pontas de carbeto de tungstênio e tiras de acabamento. Revisar a oclusão e remover os pontos prematuros de contato. Empregar pontas de silicone (p.ex. Astropol P/Astropol HP, Astrobrush), discos e tiras de polimento para realizar o polimento de alto brilho.

#### Informações adicionais

1. Quando for necessário, é possível aplicar Tetric Ceram "novo" diretamente sobre o material já polimerizado. Se a restauração já estiver polida, é necessário criar "rugosidades" e umectar com Heliobond, antes de aplicar o "novo" Tetric® Ceram.  
2. Tetric Ceram deve ser manipulado à temperatura ambiente. Temperaturas baixas dificultam sua retirada do interior da seringa ou Cavifil.

#### Advertências

- Deve ser evitado o contato de Tetric Ceram não polimerizado com a pele, mucosas e olhos. Quando ainda não polimerizado, o material pode provocar um efeito ligeiramente irritante e promover sensibilização aos metacrilatos.
- Luvas médicas comerciais não promovem proteção contra o efeito de sensibilização dos metacrilatos.

#### Armazenagem

- Não usar Tetric Ceram com prazo de validade vencido.
- Conservar as embalagens entre as temperaturas de 2°C - 28 °C (36 °F - 82 °F).
- Fechar seringas e Cavifils imediatamente após o uso. Exposição à luz provoca polimerização prematura.
- Prazo de validade: ver etiquetas nas seringas e na embalagem.

**Manter fora do alcance das crianças.  
Somente para uso odontológico.**

Data de elaboração destas Instruções de Uso 05/2003

#### Fabricante

Ivoclar Vivadent AG  
FL-9494 Schaan/Liechtenstein

Este material foi fabricado somente para uso dental e deve ser manipulado de acordo com as Instruções de Uso. O fabricante não é responsável por danos causados por outros usos ou por manipulação incorreta. Além disto, o usuário está obrigado a comprovar, sob sua responsabilidade e antes do emprego, se o material é compatível com a utilização desejada, principalmente quando esta utilização não está indicada nestas Instruções de Uso. Descrições e dados não constituem nenhum tipo de garantia e, por isto, não possuem qualquer vinculação.

**ivoclar vivadent:**

Composito Híbrido para restaurações Dentais

Contém 4 g

**Fabricado por:**  
Ivoclar Vivadent AG  
Bendererstrasse 2  
FL-9494 Schaan  
Liechtenstein

**Importado por:**  
Ivoclar Vivadent Ltda.  
Rua Maestro João  
Gomes de Araújo, 50  
9º andar - São Paulo - SP  
CNPJ 04.004.675/00001-60

**Registro MS**  
80091440011

**Lote:**  
Impresso no produto

**Validade:**  
Impresso no produto

**Armazenagem:**  
Entre 2 - 28° C

Ivoclar Vivadent Ltda.  
Central de Atendimento ao Cliente  
(0xx11) 6959.1983  
cac@ivoclarvivadent.com.br

591122

Venda exclusiva no Brasil

02-28°C  
36-82°F











