

DANIEL MARANHA DA ROCHA

**EFICIÊNCIA DE TRÊS CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO COMO
DISSIPADORES DE CARGAS EM BASES DE RESTAURAÇÕES DE
RESINA COMPOSTA: análise por meio da extensometria elétrica**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em DENTÍSTICA.

DANIEL MARANHA DA ROCHA

**EFICIÊNCIA DE TRÊS CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO COMO
DISSIPADORES DE CARGAS EM BASES DE RESTAURAÇÕES DE
RESINA COMPOSTA: análise por meio da extensometria elétrica**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em DENTÍSTICA.

Orientadora: Prof^a. Dra. Rebeca Di Nicoló

São José dos Campos

2007

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

Bellini AB. Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP; 2006.

Rocha, Daniel Maranha da

Eficiência de três cimentos de ionômero de vidro como dissipadores de cargas em bases de restaurações de resina composta: análise por meio da extensometria elétrica./ Daniel Maranha da Rocha; orientadora Rebeca di Nicoló. __ São José dos Campos, 2007. 89f. ; IL.

Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, especialidade em Dentística) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2007.

1. Resina composta – 2. Cimento de Ionômero de Vidro - 3. Extensometria elétrica.

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, / /

Assinatura: _____

E-mail: daniel@fosjc.unesp.br

FOLHA DE APROVAÇÃO

Rocha DM. Eficiência de três cimentos de ionômero de vidro como dissipadores de cargas em bases de restaurações de resina composta: análise por meio da extensometria elétrica [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP; 2007. 89f.

São José dos Campos,

Banca examinadora

1) Profa. Dra. Rebeca Di Nicoló.

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP

2) Prof. Dr. Lafayette Nogueira Júnior

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP

3) Prof. Dr. Diego Klee Vasconcellos

Departamento de Estomatologia - UFSC

DEDICATÓRIA

Ao meu padrinho **Francisco Saliby** (*in memorian*), grande amigo, maior exemplo e inspirador para o meu ingresso na profissão que hoje abraço. Tenho certeza de que me acompanhou durante todo o caminho que percorri até aqui e que até hoje olha por mim.

Você faz muita falta!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu pai **César**, exemplo de luta e dedicação, obrigado pelo apoio em todos esses anos. Saiba que tenho muito orgulho em ser seu filho, e espero corresponder a toda confiança em mim depositada. Eu te amo meu pai!

A minha mãe **Beatriz**, meu maior exemplo de vida, sem dúvida uma grande mulher. Seu amor incondicional me faz ir sempre em frente. Tenho certeza de que escolhi a mãe certa. Amo você mãe, saiba que a distância entre nós é apenas física, você estará comigo pra sempre, no meu coração!

Muito obrigado a vocês dois por abraçarem junto comigo esse sonho, seu apoio foi, é, e sempre será essencial.

A minha irmã **Ana Rita**, você foi certamente o pedido mais acertado que uma criança de cinco anos podia fazer para os pais. Seu carinho sempre foi e será essencial. Saiba que pode contar com o seu irmão pro que der e vier. Maninha, te amo.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A minha namorada **Milena**, seu apoio e carinho foram fundamentais no cumprimento de mais essa fase da minha vida. Obrigado por estar do meu lado nos momentos difíceis e dividir comigo também os momentos de grandes alegrias.

Divido com você todas as minhas vitórias nesse período em que estamos juntos. Saiba que tudo seria muito mais difícil sem você. Seu amor é o maior combustível que me faz seguir em frente. Estar com você me faz querer ser uma pessoa melhor

Obrigado por sonhar junto comigo. Eu te amo!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora, **Profª Dra. Rebeca Di Nicoló**, agradeço pela confiança em mim depositada e por acreditar na possibilidade da realização desse trabalho. Obrigado pela sincera amizade construída nesse período. Sua disponibilidade e seu caráter foram fundamentais contribuições para minha formação.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos grandes amigos, **João** e **Alessandro**, tenham certeza de que nossa caminhada juntos está apenas começando. Vocês são amigos que quero levar sempre ao meu lado. Obrigado por sua presença em todos os momentos dessa nossa caminhada. Tenho muita sorte de poder contar com vocês. Verdadeiros amigos assim são raros.

Aos mais que amigos, irmãos, que dividem os mais diversos momentos e acontecimentos na minha vida há quase 10 anos. Gostaria de poder dividir com vocês, meus irmãos de república **André Ito**, **Christiano Netto**, **Marcelo Jun** e **Raphael Ghetti**, mais essa vitória.

Ao **Prof. Dr. Lafayette Nogueira Jr.**, meu maior mentor dentro da Odontologia, obrigado por seu incentivo e principalmente pela amizade construída desde os tempos de graduação. Um grande exemplo de profissional e de pessoa. Obrigado por sua amizade e por sempre acreditar em mim.

Ao grande mestre **Prof. Dr. Marcos Maekawa**, obrigado pela oportunidade do seu convívio, pela amizade demonstrada e pelos seus ensinamentos.

Ao **Prof. Dr. Paulo Vilella Santos Jr**, Diretor dessa Faculdade, obrigado pela oportunidade e pela confiança depositadas em mim durante a realização desse curso.

Aos grandes amigos e afilhados **Caio** e **Carol**. Vocês são muito queridos.

Ao colega de pós-graduação e principalmente amigo **Eron Yamamoto**, obrigado pelo companheirismo e amizade dedicada nesses anos.

As colegas de mestrado em Dentística, **Ângela**, **Fernanda**, **Gisela** e **Juliana**, que compartilharam todas as dificuldades e alegrias desse caminho.

A minha avó querida **D. Palmira**, um modelo de vida e de amor, sua dedicação para seus netos e seus filhos é uma lição que carregarei por toda a minha vida.

A minha madrinha **Alcina**, muito do que sou, devo a você, com certeza, minha segunda mãe.

Aos meus primos **Jorge** e **Wilson**, melhores amigos e irmãos que tenho ao meu lado desde nossa infância, essa minha ausência nunca diminuiu sequer um pouquinho nossa amizade.

A minha futura sogra **Regina**, por ter me acolhido como um filho, e por me receber em sua casa sempre de portas abertas com um sorriso acolhedor.

Ao meu futuro sogro **Jovelino**, agradeço pela amizade e pelo apoio nessa caminhada.

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de São José dos Campos**, pela oportunidade de realizar o curso de Pós-graduação.

Ao Professor Adj. **Clovis Pagani**, coordenador do programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, por sua batalha por um curso cada vez melhor.

À disciplina de Prótese Parcial Removível desta faculdade nas pessoas dos amigos **Prof. Dr. Marcos Maekawa**, **Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli**, **Prof. Dr. Eduardo Uemura** e **Prof. Dr. Lafayette Nogueira Júnior**. Obrigado pela amizade e apoio. Podem ter certeza de que nunca esquecerei a minha origem.

Às **funcionárias da Biblioteca “Profª. Leila Novaes”** por terem auxiliado na aquisição de materiais literários durante todo o curso, em especial à **Ângela Brito Bellini**, por todas as orientações e revisão bibliográfica deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Diego Klee Vasconcellos** pelos primeiros ensinamentos sobre a extensometria elétrica. Obrigado por ter me incentivado a trilhar esse caminho.

Ao **Prof. Dr. Alexandre Borges** por sua amizade e incentivo.

Ao Professor **Ivan Balducci** pela paciência, colaboração e disponibilidade em ajudar na parte estatística deste e de outros trabalhos.

Aos amigos que de uma forma ou de outra acompanharam essa caminhada: **Rodrigo, Paula Elaine, Ana Carolina, Paula Komori, Charles, Viviane, Eduardo, Fernanda E., Fábio, Fernanda, Tábada, Raphael, Vitor, Otávio, Júlio, Marcos Paulo, Luciana Shintome, Luzia, Daniel Takahashi, Everton, Luciano Faraco, Virgílio, Fernando, Alessandra Sverberi, Lilian Maekawa e Manuela.**

Às funcionárias do Departamento de Odontologia Restauradora, em especial, às secretárias **Rosângela, Nair**, às técnicas **Josiane e Michelle**, por estarem sempre prontas a ajudar e a **D. Marinete** pela simpatia e o sorriso amigo.

Às secretárias do curso de pós-graduação **Erena, Rosemary e Cida**, pelos esclarecimentos e constante colaboração durante o curso.

À **CAPES**, pelo apoio à pesquisa e concessão de bolsa de estudo.

À **FGM**, na pessoa da consultora científica **Patrícia de Oliveira Salvador**, pela concessão de materiais utilizados nessa pesquisa.

A todos os **funcionários e pacientes** da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos da UNESP que direta ou indiretamente contribuíram para o início desta carreira acadêmica.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	13
LISTA DE TABELAS E QUADROS	15
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	16
RESUMO	17
1. INTRODUÇÃO.....	18
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	22
2.1 Utilização de resinas compostas em dentes posteriores e sua ação no reforço das estruturas remanescentes dentais	22
2.2 Evolução e formulação dos cimentos de ionômero de vidro e sua aplicação como material de forramento e base de restaurações.....	30
2.3 Extensometria elétrica	40
3. PROPOSIÇÃO.....	45
4. MATERIAL E MÉTODO	46
4.1 Descrição dos materiais.....	46
4.2 Obtenção dos corpos de prova	47
4.3 Descrição do método	57
4.4 Análise estatística	60
5. RESULTADOS.....	62
6. DISCUSSÃO	68
7. CONCLUSÃO	72
8. REFERÊNCIAS	73
ABSTRACT.....	88

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – a) Vista frontal da matriz metálica tripartida em forma de H	47
FIGURA 1 – b) Matriz separada em três partes.....	47
FIGURA 2 - Vista superior da matriz metálica tripartida	47
FIGURA 3 – Dimensões da matriz metálica	48
FIGURA 4 – <i>Strain gauge</i> modelo PA-06-062AB-120L (Excel Sensores Ltda).....	49
FIGURA 5 – <i>Strain gauges</i> colados tangenciando a parede de fundo da matriz de poliuretano	50
FIGURA 6 – Fio condutor de comprimento I secção transversal A	51
FIGURA 7 - Resina composta microhíbrida Opallis (FGM Produtos Odontológicos – Santa Catarina – Brasil)	52
FIGURA 8 - Cimento de ionômero de vidro restaurador Maxxion R(FGM Produtos Odontológicos – Santa Catarina – Brasil).....	53
FIGURA 9 - Cimento de ionômero de vidro forrador Vidrion F(SS White – Rio de Janeiro – Brasil).....	53
FIGURA 10 - Cimento de ionômero de vidro modificado por monômeros resinosos Vitremer	54

FIGURA 11 -LED Practical Light com comprimento de onda na faixa de 470 nm (± 15 nm).....	56
FIGURA 12 - Desenho esquemático da posição dos corpos de prova na matriz de poliuretano	57
FIGURA 13 - a) Amplificador de sinais ADS 2000 IP (Lynxx São Paulo – Brasil).....	58
FIGURA 13- b) Microcomputador ligado ao amplificador de sinais	58
FIGURA 14 - Corpo de prova em posição na máquina universal de ensaios – EMIC.....	59
FIGURA 15 - a) Ponta romba e haste de fixação para adaptação à máquina de ensaios universal (EMIC)	60
FIGURA 15 - (B) Vista aproximada da ponta romba de 3 mm de diâmetro	60
FIGURA 16 - Gráfico de colunas (média $\pm$ desvio-padrão) para os valores obtidos para os quatro grupos experimentais	64
FIGURA 17 - Diagrama de caixa (<i>Box-plot</i>) dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em 10 corpos de prova em cada grupo experimental	65

LISTA DE TABELAS E QUADROS

QUADRO 1 – Informações a respeito dos materiais utilizados na pesquisa 46

QUADRO 2 - Seqüência operatória de obtenção dos corpos de prova. 55

TABELA 1 - Valores obtidos para cada corpo de prova e dispostos em ordem crescente nos quatro grupos experimentais 63

TABELA 2 - Valores de médias de cada grupo experimental e seus desvios-padrão 64

TABELA 3 - ANOVA (um fator) para os dados obtidos 66

TABELA 4 - ANOVA (um fator) para os dados obtidos, excluindo-se o valor discrepante do grupo 3 – Vidrion F (1,49015 $\mu\epsilon$) 66

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

α = Coeficiente de temperatura

Δ = Variação

Ω = Ohm

θ = Temperatura

ρ = Resistividade elétrica

$\mu\epsilon$ = microdeformação

μV = microvolts

A = Área da secção transversal do fio condutor

ANOVA = Análise de variância

bits = Dígito binário

CIV = Cimento de Ionômero de Vidro

CIV-MR = Cimento de Ionômero de Vidro Modificado por Resina

CP = Corpo de prova

DCDT = *Direct Current Differential Transformers*

gl = grau de liberdade

h = Hora

Hz = Hertz

Kg = Kilogramas

l = Comprimento do fio condutor

LED = Diodos emissores de luz

mm = milímetro

MOD = Mésio-ocluso-distal

ms = milissegundo

N = Newton

nm = nanômetro

N/s = Newton por segundo

R = Resistência

s = segundos

Rocha DM. Eficiência de três cimentos de ionômero de vidro como dissipadores de cargas em bases de restaurações de resina composta: análise por meio da extensometria elétrica [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP; 2007. 89f.

RESUMO

O objetivo neste estudo foi analisar, por meio da extensometria elétrica, a eficiência dos cimentos de ionômero de vidro convencionais e modificados por resina composta como dissipadores de cargas em restaurações de resina composta. Em matrizes de poliuretano foram colados, dois *strain gauges*, de modo que suas superfícies superiores tangenciassem a parede de fundo da matriz de ambos os lados (esquerdo e direito). Foram confeccionados 10 corpos de prova em cada grupo num total de 40, sendo no Grupo 1: preenchimento total com resina composta microhíbrida (Opallis); Grupo 2: colocação de uma base de 3mm de cimento de ionômero de vidro convencional (Maxxion R) e preenchimento com resina composta; Grupo 3: colocação de uma base de 3mm de cimento de ionômero de vidro para forramento (Vidrion F) e preenchimento da cavidade com resina composta, e; Grupo 4: colocação de uma base de 3mm de cimento de ionômero de vidro modificado por resina composta (Vitremmer) e preenchimento da cavidade com resina composta. Os corpos de prova foram posicionados numa máquina universal de ensaios (EMIC) na qual sofreram uma carga de 50 N no período de 30 s, a uma frequência de 10 Hz, totalizando 300 leituras por *strain gauge*. Os dados dos dois sensores foram captados por um amplificador de sinais elétricos e, posteriormente, analisados por um *software*. Os dados coletados foram analisados estatisticamente pelos testes ANOVA e Tukey ($p \leq 0,05$), e não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Pode-se concluir que a presença do CIV como material de base de restaurações de resina composta, bem como os tipos de cimento utilizados não apresentaram alterações nos valores de microdeformação.

PALAVRAS-CHAVE: Resina composta; Cimento de ionômero de vidro; Extensometria Elétrica.

1 INTRODUÇÃO

Desde as últimas décadas do século 20, nota-se que a preocupação com a aparência se torna mais presente, e dentro desse quadro a Odontologia Estética se apresenta como um campo de crescentes descobertas e aperfeiçoamentos técnicos e tecnológicos. Devido ao apelo crescente pela estética, a utilização de resinas compostas em dentes posteriores vem sendo ampliada e difundida.

Usualmente encontra-se a demanda de pacientes por procedimentos de substituição de restaurações em amálgama por outras diretas em resina composta, por razões puramente estéticas.

Esses procedimentos somente passaram a ser realizados com segurança após décadas de crescentes avanços nas propriedades físico-químicas dos materiais resinosos, desde os estudos preliminares de Bowen¹⁰, em 1956. Dessa maneira, os materiais restauradores estéticos diretos atuais superaram antigos conceitos e paradigmas de limitação de seu uso e aplicabilidade nas mais diversas situações clínicas³⁵.

Na década de 50, ocorreu uma grande revolução na Odontologia: a técnica do condicionamento ácido proposta por Buonocore¹², que permitiu o desenvolvimento de materiais restauradores capazes de aderirem à superfície dentária, dando origem à “Odontologia Adesiva”. Sabe-se que a utilização das resinas compostas em dentes posteriores não seria cogitada sem o incremento revolucionário da Odontologia Adesiva que contribuiu imensamente para a maior preservação do remanescente dental, abolindo a necessidade de desgastes com a finalidade de obter retenção mecânica a qualquer custo.

Dessa maneira um importante fator, que corroborou com a disseminação das resinas compostas, como material restaurador,

relaciona-se à maior conservação da estrutura dentária remanescente, uma vez que a extensão do preparo cavitário restringe-se, fundamentalmente, à remoção do tecido cariado e adequação das paredes circundantes. Este fato está notoriamente alterando a perspectiva em alguns temas dentro da Odontologia Restauradora, quando em 1997, Mount e Hume⁷⁹ propuseram uma nova classificação das cavidades baseada na localização e extensão das lesões cariosas, uma alternativa à clássica classificação de Black⁹, que preconizava a extensão preventiva.

Ao restaurar elementos com remanescentes enfraquecidos, os Cirurgiões-Dentistas tentam, ao selecionar o melhor material para cada ocasião, estabelecer e obedecer a certos critérios. Uma regra respeitada na Odontologia Restauradora é a do “um terço”, proposta por Vale¹⁰¹ que estabelece: “Se a largura do istmo da cavidade for maior que um terço da distância das pontas de cúspides deve-se realizar cobertura cuspídea total ou parcial”.

Desde seu início, uma das grandes preocupações foi encontrar um material restaurador ideal que possuísse propriedades físicas e mecânicas similares às estruturas dentais, capacidade de se aderir à dentina e ao esmalte e ser resistente à degradação na cavidade bucal¹⁰⁷.

Difícilmente encontramos fraturas coronárias em dentes hígidos causadas pelo *stress* mastigatório. Essa tendência à fratura é mais comum em dentes com restaurações amplas, que têm suas cúspides enfraquecidas⁵⁰. Não apenas a fratura deve-se relacionar o insucesso desse tipo de restauração, mas também à deflexão sofrida pelas cúspides, que pode gerar falha da interface dente-restauração que levam a microinfiltração marginal e cáries secundárias^{4 e 75}.

Dentre as vantagens das restaurações adesivas diretas podem-se enumerar, além da menor necessidade de desgaste, gerando preparos mais conservadores, a capacidade de reforço das estruturas remanescentes, dada pelas forças adesivas, e o selamento marginal da

interface dente – restauração⁵⁰.

A utilização de materiais adesivos visando reforço das estruturas remanescentes enfraquecidas foi, primeiramente, proposta por Denehy e Torney²⁶, em 1976, o que foi posteriormente comprovado por diversos estudos.^{28, 40, 50, 60, 63, 67-8, 76, 89}

Dentre os materiais desenvolvidos para tal fim, podemos destacar os cimentos de ionômero de vidro (CIV), divulgados pela primeira vez por Wilson e Kent¹¹⁰, em 1972. O componente básico do CIV é um pó de vidro de alumino-silicato que possui alto conteúdo de flúor e é formado pela fusão do quartzo, alumina, creolite e fluoretos. Os cimentos de ionômero de vidro sofreram melhorias no decorrer dos anos,^{20-2,71-2} passando a ser indicados como uma alternativa em vários procedimentos na clínica diária.

A mais recente inovação sofrida pelos CIV ocorreu no final da década de 80, a incorporação de monômeros resinosos aos cimentos de ionômero de vidro (CIV-MR). Sua composição química varia de acordo com cada fabricante, mas caracteriza-se pela presença de compostos metacrilatos fotoativados, pequena quantidade de resinas como 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) ou bisfenol A glicidil metacrilato (BIS-GMA) no líquido ou pó do CIV convencional⁶⁵.

O objetivo dos CIV-MR foi melhorar as características negativas dos ionômeros convencionais como a redução da sensibilidade à perda ou incorporação imediata de água, isto devido ao endurecimento imediato proporcionado pela fotopolimerização, além de apresentar melhor resultado estético, menor tempo de presa, maior tempo de trabalho e melhora em suas propriedades mecânicas.^{18, 45, 65, 77}

A utilização do cimento de ionômero de vidro como base, combinado à resina composta, com a finalidade de reforço da estrutura dental, foi proposta por McCulloch e Smith⁶⁸, em 1986, que examinaram a resistência à fratura de 48 pré-molares restaurados com materiais adesivos e amálgama convencional. Os autores afirmaram que na

associação do cimento de ionômero de vidro à restauração adesiva com resina composta, a resistência à fratura foi aumentada em até quatro vezes em relação aos dentes restaurados com amálgama.

Com a evolução do CIV e aprimoramento da técnica, suas indicações foram ampliadas. De acordo com Wilson¹⁰⁹, em 1989, os cimentos de ionômero de vidro podem ser utilizados em restaurações de abrasão e erosão, selamento de fossas e fissuras, núcleo de preenchimento, agente cimentante, base de restaurações, restaurações em túnel e restaurações laminadas. Apesar da evidente evolução dos CIV, as propriedades de resistência a compressão e resistência ao desgaste ainda necessitam de aprimoramentos, assim este material pode ter sua indicação como base ou proteção ¹⁴.

Um método de medição da deflexão cuspídea, encontrada na literatura, é a extensometria elétrica que é baseada na utilização de pequenos sensores, os extensômetros lineares elétricos, também conhecidos com *strain-gauges*. Os *strain-gauges* são pequenas resistências elétricas que, à mínima deformação sofrida, alteram a resistência à corrente de baixa intensidade que os percorre. Essa variação é enviada a uma placa de aquisição de dados e transformada em sinais digitais possibilitando sua leitura por um *software* específico ⁸⁶.

Desta maneira, estudos investigativos que analisam a influência da utilização de cimentos de ionômero de vidro em associação com resinas compostas, como dissipadores de cargas oclusais, pelo método da extensometria elétrica tornam-se indicados.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Com o objetivo de proporcionar uma melhor compreensão, a revisão da literatura foi subdividida nos seguintes itens: Utilização de resinas compostas em dentes posteriores e sua ação no reforço das estruturas remanescentes dentais; evolução e formulação dos cimentos de ionômero de vidro e sua aplicação como materiais de forramento e base de restaurações; princípios físicos da extensometria elétrica.

2.1 Utilização de resinas compostas em dentes posteriores e sua ação no reforço das estruturas remanescentes dentais.

A utilização das resinas compostas em dentes posteriores vem sendo estudada por diversos autores que realizaram testes a respeito da longevidade das resinas compostas em dentes posteriores obtendo os mais diversos resultados.^{53, 62,81-2, 112}

As alegadas toxicidades do mercúrio, conjuntamente com a demanda estética da sociedade, favoreceram a procura pela substituição das restaurações de amálgama por resinas compostas.^{7, 59, 96} Além disso, o relato de Erickson³⁰, em 1985, que por meio de um estudo mercadológico percebeu o aumento nas vendas de materiais resinosos indicados para dentes posteriores, enquanto havia um congelamento do mercado no que diz respeito ao amálgama, indica uma tendência à substituição das restaurações metálicas, por restaurações estéticas.

Devido ao melhor desempenho apresentado por esses

materiais, que segundo Gerbo et al.⁴¹, em 1990, tiveram suas propriedades físicas e mecânicas melhoradas chegando hoje a formulações com resistência aos estresses oclusais de 10 a 15 vezes maiores que as formulações originais, a segurança em realizar restaurações estéticas em dentes posteriores vem aumentando.

Fusayama³⁸, em 1990, observou que com a melhora nas propriedades físicas das resinas compostas, surgiu a intenção de sua utilização como material restaurador em dentes posteriores, e que as restaurações adesivas que já substituíram por completo as restaurações de cimento de silicato em dentes anteriores parecem vir, num futuro próximo, a substituir o amálgama em restaurações de dentes posteriores.

Leinfelder⁶¹ em 1991, afirmou que as formulações mais recentes das resinas compostas apresentam-se com resistência semelhante a do amálgama, sendo o maior problema associado a sua utilização, a sensibilidade de técnica desse material. Para o autor as resinas compostas ocupam papel de destaque para restaurações em dentes posteriores e seu sucesso depende da habilidade em compreender tanto suas limitações quanto seu modo de utilização. E descreve os parâmetros para uma melhor aplicação clínica:

- a) Uma resina composta deve ser indicada por seu desempenho clínico previamente estudado, e não por suas propriedades físicas e mecânicas;
- b) é imperativa a utilização de isolamento absoluto para o controle da umidade;
- c) sempre se deve utilizar um CIV como material forrador;
- d) realizar preparos cavitários com a menor dimensão possível, limitando-

se a remoção do tecido cariado e regularização das paredes cavitárias;

e) não biselar o ângulo cavo-superficial oclusal, para evitar que se forme uma fina camada de material restaurador mais sujeita a fraturas;

f) inserção da resina por técnica incremental, minimizando o *stress* de contração de polimerização;

g) realizar os procedimentos de acabamento da restauração sem impingir traumas;

h) utilizar selante de superfície, a fim de promover a manutenção da lisura e diminuição dos desgastes da face oclusal;

i) avaliar cuidadosamente o desempenho clínico da restauração pelo menos uma vez ao ano;

j) comparar as propriedades das resinas e as do amálgama para indicar corretamente o melhor custo benefício de cada material para cada caso.

Van Meerbeek et al.¹⁰⁴, em 1991, afirmaram que o conceito de Odontologia estética vem mudando rapidamente. Restaurações tradicionalmente utilizadas nos dentes posteriores, como as de amálgama e de ligas áuricas, vêm sendo substituídas por restaurações estéticas. Porém, apesar desse aumento no interesse por estética, ainda no início dos anos 90, o amálgama era o material de escolha da maioria dos profissionais, principalmente pelas suas características de fácil manuseio e desempenho clínico comprovado.

Johnson et al.⁵² analisaram clinicamente duas resinas

compostas em dentes posteriores e um amálgama de alto teor de cobre. Após três anos de suas realizações, percebeu que apenas em termos de desgaste oclusal houve diferença estatisticamente significativa entre as resinas e o amálgama. Nos demais critérios, como perda de cor (resinas), descoloração do ângulo cavo superficial e contorno interproximal, não encontraram diferenças entre as restaurações.

Mazer e Leinfelder⁶⁶, em 1992, analisaram 68 restaurações em resina composta em dentes posteriores, segundo os critérios definidos pelo serviço de saúde pública dos Estados Unidos, quanto à manutenção da cor, presença de cáries secundárias, desgaste, integridade marginal, textura superficial (rugosidade) e fraturas. Encontraram, após cinco anos de acompanhamento, que em 98% dos casos as resinas mantiveram sua cor semelhante a dos tecidos adjacentes. Nos primeiros dois anos não houve presença de cáries secundárias e apenas duas restaurações apresentavam cáries ao final do estudo. A porcentagem de restaurações que apresentaram desgaste da superfície ao final de cinco anos foi de 17%. Quanto à integridade marginal esta apenas apresentou falha em regiões nas quais se localizaram contatos cêntricos sobre as margens da restauração. Apenas duas restaurações apresentavam aumento da rugosidade superficial e nenhuma delas apresentou fraturas, o que demonstrou um alto índice de sucesso clínico após cinco anos.

Segundo Segura e Riggins⁸⁸, em 1999, resinas compostas para dentes posteriores são freqüentemente usadas como material de escolha por muitos dentistas por apresentarem alta estética e melhorias em suas propriedades físicas pelas mudanças tanto em quantidade, como no tipo das partículas de carga.

Devido às suas características como estética e

longevidade em pequenas restaurações, as resinas compostas vêm tomando o lugar do amálgama na escolha de material a ser utilizado em restaurações em dentes posteriores. Tais características são mais difíceis de atingir em cavidades mais amplas⁴⁴.

Já em 2005, HAJ-ALI et al.⁴² relataram que a maior preocupação dos pacientes com a estética pode ser percebida nos consultórios particulares, pois os Cirurgiões-Dentistas têm descartado o uso do amálgama em suas clínicas, uma vez que 32% deles não realizavam mais restaurações de amálgama em seus consultórios.

Santos e Bezerra⁸⁷, em 2005, afirmaram que a ênfase cada vez maior dada à aparência, e os avanços da Odontologia estética adesiva abriram um leque de possibilidades à frente do cirurgião - dentista. E que técnicas que aliam a obtenção da estética desejada, ao reforço da estrutura dental remanescente vêm sendo propostas ao longo dos anos, dentre elas a técnica direta de utilização de resinas compostas, visando aproveitar o maior potencial reforçador das estruturas remanescentes dado pela técnica adesiva.

Deliperi e Bardwell²⁵, em 2006, realizaram uma avaliação clínica da utilização de resinas compostas em restaurações diretas em molares com ausência de cúspides. Foram realizadas 25 restaurações diretas com recobrimento das cúspides submetidas a análises pelos critérios do **USPHS** (Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos) nos intervalos de seis meses e trinta meses por dois examinadores calibrados a 85 % de confiança, e concluíram que as resinas compostas microhíbridas apresentam um excelente desempenho clínico ao final dos trinta meses da avaliação.

Rodolpho et al.⁸⁵, em 2006, analisaram 282 restaurações

em dentes posteriores realizadas no período de 1987/1988 com as resinas P-50 (3M) e Herculite XR (Kerr) em consultório particular pelo período de 17 anos. Todas as restaurações foram realizadas sob isolamento absoluto e tiveram suas paredes dentinárias recobertas com CIV. O critério adotado para verificação de falhas nas restaurações foi o do serviço de saúde pública dos Estados Unidos pelo qual foram encontradas 98 falhas nessas restaurações perfazendo um a porcentagem de 34,8% de falhas. Sendo o fator com maior percentual de falhas, a fratura do material restaurador. Os autores concluíram que o desempenho clínico das restaurações de resina composta em dentes posteriores é aceitável após 17 anos, entretanto, a probabilidade de falhas em restaurações de classe II amplas em molares é alta.

Bell et al.⁶, afirmaram que a fratura das cúspides de dentes posteriores com restaurações amplas é a consequência da propagação de *microcracks* nas paredes cavitárias, presumidamente iniciadas durante o preparo cavitário.

Segundo Landy e Simonsen⁶⁰ e Simonsen et al.⁹³, as resinas compostas agem em restaurações de dentes posteriores, devolvendo a rigidez do elemento dental através da esplintagem promovida entre as cúspides.

O desenvolvimento de novos materiais e técnicas em aprimoramento dentro da chamada Odontologia adesiva têm possibilitado o reforço de estruturas dentais enfraquecidas.^{3, 19, 24} Sendo essa capacidade de reforço estudada por diversos autores.^{19, 24, 36, 49, 63, 76, 80, 84}

Morin et al.⁷⁶, investigaram o reforço de dentes restaurados com diferentes materiais restauradores, usando

extensômetros elétricos e observaram o deslocamento das cúspides de dentes restaurados.

A perda de estrutura dentária substituída por restaurações adesivas, resulta em reforço e conseqüentemente menor movimentação lateral das cúspides⁹⁸⁻⁹, já a aplicação de um material restaurador não adesivo não reforça a estrutura remanescente e nem evita a maior flexão das cúspides⁴⁷.

Segundo Sheth et al.⁹⁰, em 1988, a fratura de dentes naturais poderia ser evitada se os materiais restauradores fossem reforçadores das estruturas dentais remanescentes.

Segundo Jagadish e Yogesh⁵⁰, em 1990, o efeito de cargas mastigatórias em dentes tanto restaurados quanto não restaurados é variável, e em dentes posteriores as cúspides apresentam a tendência a sofrerem deflexão devido a suas características anatômicas. Porém esses estresses mastigatórios raramente causam algum tipo de fratura em dentes íntegros podendo atingir os dentes enfraquecidos por cáries ou restaurações com cavidades muito amplas. Os mesmos autores compararam a resistência à fratura em pré-molares, com preparos tipo MOD, restaurados com amálgama, cermet e resinas compostas, utilizando a extensometria elétrica e perceberam que, após testes de compressão, os dentes restaurados com resinas compostas apresentaram-se com valores de resistência maiores em relação aos demais, ressaltando a superioridade em relação, inclusive, aos dentes hígidos do grupo controle.

Porém, Boyer e Roth¹¹ afirmaram que mesmo após a restauração adesiva de dentes com amplas cavidades não há a

recuperação total da resistência perdida após o preparo cavitário.

Segundo Franco e Lopes³⁴, a união dente-restauração pode ser suficientemente resistente para suportar as tensões da força mastigatória, entretanto podem-se verificar possíveis fraturas coesivas na estrutura dentária.

Shor et al.⁹² compararam a resistência à fadiga de dentes pré-molares restaurados diretamente com resinas compostas incluindo as faces mesial, distal e oclusal e através de inlays cerâmicas quando sobre eles agia uma carga de 11,17 kg em 200 ciclos por minuto, num ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente. Os resultados revelaram não haver diferenças estatísticas significantes entre os grupos restaurados com cerâmica ou com resina composta e os dentes íntegros.

Siso et al.⁹⁴, em 2007, compararam a resistência à fratura de cúspides em pré-molares após tratamento endodôntico. Nessa pesquisa foram utilizados 80 pré-molares superiores, unirradiculares, hígidos, recém extraídos e aleatoriamente divididos em oito grupos. No grupo 01 (controle), os dentes foram mantidos sem nenhum tipo de preparo, nos grupos 2 a 8, os dentes receberam tratamento endodôntico e foram submetidos a um preparo cavitário do tipo MOD. No grupo 02 os dentes permaneceram não-restaurados; no grupo 03 realizou-se a restauração com uma resina compactável e sistema adesivo *one-step*; no grupo 04 aplicou-se uma fina camada de resina flow sob a restauração realizada como no grupo 3; no grupo 05 foi realizada a restauração em resina compactável com a técnica do condicionamento ácido total e sistema adesivo de 2 passos; no grupo 6 os dentes foram restaurados com um cerômero, pela técnica do condicionamento ácido total e sistema adesivo de dois passos; no grupo 7 utilizou-se um pino de fibra de vidro e uma resina composta pela técnica do condicionamento ácido total e

sistema adesivo de 2 passos; o grupo 8 foi restaurado com um pino de zircônia e resina composta pela técnica do condicionamento ácido total e sistema adesivo de 2 passos. Os autores encontraram valores de resistência à fratura maiores para os espécimes dos grupos 5 a 8, que não apresentaram diferenças estatísticas entre si e concluíram que a presença de pinos intra-radiculares não promoveu aumento significativo da resistência à fratura em comparação aos dentes restaurados com resinas compostas pela técnica do condicionamento ácido total e sistema adesivo de dois passos, e que a utilização de um sistema adesivo de dois passos promove maior aumento da resistência do que os sistemas adesivos *one-step*, mesmo em conjunto com uma base em resina flow.

2.2 Evolução e formulação dos cimentos de ionômero de vidro e sua aplicação como materiais de forramento e base de restaurações

Em 1972, Wilson e Kent¹¹⁰ anunciaram o desenvolvimento de um novo cimento que se baseava na reação de endurecimento entre um pó de alumino-silicato de vidro com uma solução aquosa de polímeros e copolímeros do ácido poliacrílico. Este sistema recebeu o nome genérico de **ASPA** (**Alumínio Silicato Poli-Acrilato**). Seu intuito foi desenvolver um material com a possibilidade de indicação para diversas situações clínicas como restaurações de dentes anteriores, preenchimento de lesões de erosão, cimentações em geral e como base e forramento de cavidades. Sua reação de presa é essencialmente uma reação ácido-básica que se inicia quando o pó e o líquido entram em contato, formando um sal hidratado. Na mistura obtida imediatamente há a aglutinação do pó ao líquido, prótons (H^+) do líquido penetram nas porções superficiais das partículas do pó, liberando cátions Cálcio e Alumínio, degradando a rede de alumino-silicato em um gel de sílica

hidratado. Cátions, na forma simples ou em complexos de fluoretos ligam-se às longas cadeias de íons policarboxílicos através de ligações cruzadas, transformando a fase aquosa em gel, promovendo o endurecimento do cimento e transformando-o em uma massa amorfa.

McLean e Wilson⁷¹ realizaram um estudo a fim de descrever o desenvolvimento das formulações dos CIV e descrever as principais propriedades desse material. O objetivo do desenvolvimento do CIV era criar um material que reunisse as melhores propriedades dos cimentos de silicato (baixa expansão térmica, grande resistência à abrasão e liberação de fluoretos), das resinas compostas (excelente estética e resistência ao ataque de substâncias ácidas) e dos cimentos de policarboxilato (boa adesão à estrutura dental e propriedades hidrofílicas). A formulação básica do CIV era um pó formado de partículas de vidro de Alumínio-Cálcio-Silicato e um líquido que era o ácido poliacrílico. Algumas modificações relacionadas com o tempo de trabalho, resistência mecânica, formulação do pó e diminuição da viscosidade do líquido foram realizadas para que este material fosse mais bem aceito entre os profissionais. Dentre suas principais propriedades destaca-se sua capacidade de adesão ao esmalte e à dentina, ao aço inoxidável, ao estanho, à platina e ao ouro revestido de estanho, devido à disponibilidade de grupos carboxílicos (COOH) livres para formarem ligações com hidrogênio. O CIV pode unir-se ionicamente ao colágeno dentinário devido à presença de cadeias (COOH e NH₂) que podem servir de sítios para essa adesão.

McLean e Wilson⁷² publicaram, em 1977, um estudo no qual enumeraram diversas indicações desses materiais, sendo elas: selamento de fossas e fissuras, restaurações de lesões de cárie incipiente, restaurações de dentes decíduos, restaurações de classe III localizadas lingualmente, restaurações classe V sem envolvimento

estético, reparos marginais e restauração de lesões de erosões sem preparo cavitário. Suas contra-indicações estão relacionadas com restaurações com envolvimento estético ou áreas submetidas a grandes esforços mastigatórios. Os autores destacam que o CIV é um material muito promissor, principalmente na área da Odontologia Preventiva por suas características adesivas e de liberação e armazenamento de fluoretos.

Embora esteja estabelecido que os CIV possuem a capacidade de adesão às estruturas dentais, o exato mecanismo de união não foi estabelecido. Na tentativa de esclarecer o mecanismo de adesão desses cimentos à hidroxiapatita, Wilson et al.¹¹¹, em 1983, realizaram um estudo onde a interação entre os íons poliacrilatos e a hidroxiapatita foi examinada por meio de um espectroscópio infravermelho. Os autores afirmaram que a adesão do cimento à estrutura dental se dá a partir do momento que o cimento entra em contato com a superfície dental, ocorrendo um deslocamento de íons fosfato desta superfície pelas cadeias de carboxilato do material. Para que o equilíbrio eletrolítico seja mantido, os íons cálcio são deslocados com os íons fosfato, resultando na formação de uma camada intermediária adesiva rica em íons cálcio e fosfato, que adere firmemente à estrutura dental.

McLean e Gasser⁷⁰ descreveram o desenvolvimento de um cimento reforçado por partículas metálicas, com resistência à abrasão e à fratura melhoradas. Nesse material as partículas metálicas foram sinterizadas no pó do CIV que quando misturado ao líquido (composto de copolímeros do ácido poliacrílico, ácido maleico, ácido tartárico e água) iniciavam a reação de endurecimento do material. Sua utilização era recomendada como material para preenchimento, bases para restaurações de amálgama, selante de fossas e fissuras, reparo em *inlays*

e coroas, restaurações de classe I, restaurações classe II conservadoras e restaurações de dentes decíduos.

Segundo Wilson e McLean¹⁰⁸, em 1988, os CIV podem ser classificados, conforme sua indicação, como:

- a) Tipo I: para cimentação;
- b) Tipo II. 1: restaurador estético;
- c) Tipo II. 2: restaurador reforçado;
- d) Tipo III: para forramento ou base.

Os CIV tipo III para forramentos e bases de restaurações, devido a suas propriedades, poderiam ser mais apuradamente denominados como substitutos de dentina.

Dentre todas as tentativas para melhorar as propriedades dos CIV, uma das mais importantes modificações realizadas na formulação original do material foi idealizada por Mathis e Ferracane⁶⁵, em 1989. Neste estudo, os autores tinham como objetivo desenvolver um material híbrido de CIV/resina composta que apresentasse flúor em sua composição e proporcionasse adesão à estrutura dental, com melhores características mecânicas e menor sensibilidade à umidade que os CIV convencionais. Foi agregada ao líquido do CIV convencional uma pequena quantidade de monômeros resinosos utilizados nas resinas compostas disponíveis na época. Este líquido híbrido seria misturado ao pó do CIV de acordo com as recomendações do fabricante. Realizaram-se testes analisando a resistência à tração, o módulo de elasticidade, tenacidade à fratura, resistência à compressão, solubilidade em água, adesão à dentina e rugosidade superficial desses cimentos de ionômero de vidro modificados por resinas compostas (CIV-MR). Os resultados dos testes sugeriram que as propriedades iniciais (após sessenta minutos) do material híbrido foram melhores que as do CIV convencional, sendo, somente a força de adesão à dentina semelhante nas duas formulações.

Além disso, verificaram menor susceptibilidade deste material à desidratação e melhorias nas suas características estéticas em comparação aos CIV convencionais.

A baixa resistência ao desgaste, friabilidade e baixa resistência à compressão dos CIV limitam o uso desses materiais.^{8, 16-7, 39,}

57

Mount⁷⁷, em 1994, listou as propriedades desejáveis dos CIV como sua capacidade de liberação contínua de flúor e absorção do flúor quando a sua concentração no ambiente for maior do que do material. Sua adesão à estrutura dental está relacionada à prevenção da microinfiltração bacteriana, ao mesmo tempo, é relatada a indicação do CIV como material restaurador temporário, em substituição ao cimento de óxido de zinco e eugenol, em lesões de cárie extensas.

Segundo Mount⁷⁸, em 1996, cabe salientar que para ser considerado um cimento ionomérico esse deve apresentar como características, a troca iônica com a estrutura dental subjacente, a contínua liberação de fluoretos e a reação ácido-base, de forma que sofrerá uma presa química na ausência da luz. O autor sugere um método simples e disponível, para que o clínico possa realizar a verificação da natureza desse cimento que é a realização de uma mistura-teste, conservada ao abrigo da luz de 5 a 7 minutos. Neste ponto, o cimento deveria estar mostrando claros sinais de uma presa química. Caso contrário, se o material ainda permanecer muito mole ou borrachóide após 20 minutos, deve ser considerado como uma resina composta modificada por poliácidos.

O mesmo autor⁷⁸, em 1996, descreve a “técnica do *sandwich*” como relativamente simples, consistindo em utilizar o CIV como

um substituto de dentina e outro material como resina composta ou amálgama como substituto de esmalte. As vantagens dessa técnica incluem máxima exposição do cimento ionômero de vidro ao ambiente bucal para a liberação de fluoreto a uma redução na quantidade total da resina sem alterar a resistência final da restauração final. Apesar das cargas oclusais serem dissipadas pela resina composta é importante que apenas CIV de alta resistência à fratura sejam utilizados de forma que possam oferecer suporte máximo para a restauração em resina composta além de não estarem sujeitos a dissolução e a erosão interproximal.

Cattani-Lorente et al.¹⁵, em 1999, realizaram um estudo comparativo entre resinas compostas modificadas por ionômero de vidro e cimentos de ionômero de vidro modificados por resinas compostas, e perceberam que apenas sob umidade podem ser percebidas diferenças de comportamento entre os materiais já que, devido a sua natureza, a resina modificada apresentou menor expansão nas primeiras 24 horas.

Xie et al.¹¹³, em 2000, demonstraram que o tamanho das partículas têm influência nas propriedades dos CIV. Para isso determinaram as resistências flexural e compressiva, a tensão diametral, dureza Knoop e resistência ao desgaste de 10 marcas comerciais de ionômero de vidro, verificando que ionômeros com partículas de menor tamanho proporcionam maior resistência à compressão e que aliadas à presença de menor porosidade apresentam maiores valores de dureza Knoop. E nas marcas com partículas de tamanhos maiores, os resultados para resistência ao desgaste foram maiores.

Segundo Yap et al.¹¹⁵, em 2002, os CIV possuem certas propriedades que os tornam muito úteis como materiais de forramento de restaurações como o coeficiente de expansão térmico-linear próxima ao das estruturas dentais, a promoção de uniões químicas ao esmalte e à

dentina e a liberação de íons flúor nas estruturas adjacentes. Porém como material restaurador definitivo apresenta certas características negativas como susceptibilidade a fratura e baixa resistência ao desgaste.

Fleming et al.³², em 2003, demonstraram, ao testarem diversas proporções e métodos de manipulação, que para oferecerem as características desejadas e desempenharem satisfatoriamente sua função em restaurações, forramentos e cimentações, devem-se realizar as corretas proporção e manipulação dos CIV.

Segundo Kleverlaan et al.⁵⁸, em 2004, os CIV são amplamente utilizados em Odontologia e apresentam dentre suas vantagens, a boa adesão às estruturas dentais (esmalte e dentina)⁹⁵, uma boa estética² e a liberação de flúor.^{33 e 74} Sabe-se que os CIV têm, durante o início de sua polimerização, a característica de absorver ou perder água do meio, e a fim de contornar tal problema sugeriu-se a incorporação de monômeros resinosos aos CIV. Entretanto, algumas desvantagens das resinas compostas acompanharam essas mudanças, como a contração de polimerização, inerente a todas as resinas compostas.^{15 e 56}

Proposto inicialmente por Denehy e Torney²⁶, em 1976, o uso de materiais adesivos para promover o reforço das estruturas remanescentes e de esmalte socavado vem sendo alvo de estudos que comprovam a capacidade de reforço de remanescente dental.^{28, 40, 60, 63, 68, 76, 89}

Segundo Fuks et al.³⁷, em 1984, e McKinney et al.⁶⁹, em 1985, a maior desvantagem dos CIV é sua baixa resistência à compressão e ao desgaste. Por tais características Hirschfeld et al.⁴⁶, em 1992, sugerem como indicação dos CIV, sua utilização como uma “base

estendida” sob restaurações de classe II. Essa restauração tipo *Sandwich* combina as propriedades estéticas das resinas compostas e sua maior resistência com as propriedades adesivas do cimento de ionômero às estruturas dentais resolvendo, segundo Donovan e Daftary²⁷, em 1987, o problema da microinfiltração marginal de restaurações em resina composta em dentes posteriores.

A combinação de cimentos de ionômero de vidro e resinas compostas (Técnica do *Sandwich*) bem como a utilização de CIV como bases de restauração parece aumentar essa resistência à fratura conforme o descrito por Halverson e Hamilton⁴³ e McCulloch e Smith⁶⁸.

Segundo Joynt et al.⁵⁵, em 1987, a aplicação de um material intermediário antes da restauração em resina composta pode melhorar a resistência à fratura de dentes posteriores enfraquecidos.

Tay e Lynch¹⁰⁰ afirmaram que os cimentos de ionômero de vidro possuem propriedades que parecem preencher a maioria das exigências de um material restaurador ideal.

Eakle e Braly²⁹ e Virmani et al.¹⁰⁶ perceberam que dentes que sofrem preparos cavitários apresentam-se enfraquecidos e que nenhum material apresentou a capacidade de devolver a resistência original do dente hígido.

Joynt et al.⁵⁴, em 1989, afirmaram que com a introdução dos CIV como materiais de base para restaurações, sobressai seu potencial de reforço das estruturas remanescentes pelo tipo de adesão química bem como o embricamento mecânico às estruturas dentais, apresentando ainda, a propriedade de aumentar a resistência à fratura das cúspides. Os CIV são um dos poucos materiais odontológicos

disponíveis no mercado que podem se unir quimicamente tanto ao esmalte quanto à dentina¹¹⁰, podendo-se ainda realizar sobre sua superfície o condicionamento ácido proporcionando melhor adesão entre a resina composta e o CIV.

Hotta e Yamamoto⁴⁸ demonstraram que apesar de não devolverem a resistência original dos dentes hígidos, os dentes restaurados com CIV apresentaram maiores valores de resistência à fratura que aqueles com restaurações de amálgama.

Croll e Killian²³, em 1993, afirmaram que nos últimos anos, vem sendo crescente o interesse nesse material após o desenvolvimento dos chamados cimentos de ionômero de vidro fotopolimerizáveis e a melhoria nas propriedades físicas dos CIV convencionais.

Macpherson e Smith⁶⁴ compararam diversos tipos de restaurações repondo cúspides. Uma restauração de amálgama retida por pinos foi comparada a 3 materiais adesivos sendo 2 deles com auxílio de pinos. Um grupo adicional com resina composta foi incluído na comparação. Concluíram que ao usar o CIV para substituir dentina e uma restauração de resina composta sem pinos o dente apresentava maior resistência à fratura.

Segundo Van Dijken¹⁰² e Van Dijken et al.¹⁰³, ao diminuir o volume por meio de uma restauração tipo *sandwich* ou laminada haveria uma melhoria na qualidade de adaptação interna e da interface com a resina.

Segundo Andersson-Wenckert et al.¹, em 2002, a técnica do *sandwich* com CIV modificado por resinas compostas tem sido

proposta com a finalidade de aliviar o *stress* de contração de polimerização das resinas compostas utilizadas em dentes posteriores. Os mesmos autores afirmam que, os CIV são mais capazes de reduzir o *stress* de contração do que as resinas compostas sendo, por isso, recomendados como material de base. As primeiras restaurações laminadas utilizavam CIV convencional e eram recomendadas para pacientes com alto risco de cárie, já os CIV-MR tiveram suas características mecânicas e físicas melhoradas apresentando maior resistência à absorção de água e a desidratação.

Segundo Yap et al.¹¹⁵, em 2002, o CIV possui certas propriedades que os tornam muito úteis como materiais de forramento de restaurações como o coeficiente de expansão térmico-linear próximo ao das estruturas dentais, uniões químicas ao esmalte e dentina e liberação de *íons* flúor às estruturas adjacentes.

Yamazaki et al.¹¹⁴, em 2006, afirma que o comportamento viscoelástico de um material, definido como a razão dependente das propriedades de tensão-deformação, é um importante fator na determinação do desempenho clínico de materiais odontológicos. Acredita-se que um material viscoelástico apresente maior resistência à propagação de trincas e fraturas que um material puramente elástico, cuja tendência é ser friável, devido ao seu potencial de absorção de tensões. Virtualmente os CIV convencionais e CIV-MR demonstram esse comportamento viscoelástico.

Ainda em 2006, Yamazaki et al.¹¹⁴ estudaram o comportamento viscoelástico e a resistência à fratura de 6 marcas comerciais de CIV, e afirmou que a determinação do comportamento viscoelástico do material pode auxiliar no aumento da previsibilidade do desempenho desse quando utilizado em situações clínicas, uma vez que

esses produtos tendem a apresentar maior resistência à fratura. Porém, a hipótese de que os CIV-MR, por seu caráter polimérico, apresentassem clinicamente, aumento significativo na resistência à fratura, e comportamento viscoelástico distinto ao dos CIV convencionais não foi observada nesse estudo.

2.3 Extensometria elétrica

Morin et al.⁷⁶, em 1984, confeccionaram restaurações não-adesivas e adesivas a fim de comprovar a capacidade de reforço obtido por estas em dentes com restaurações amplas, utilizando-se resinas compostas ativadas quimicamente e fotopolimerizáveis sem adesivos, com amálgama de prata e resina fotopolimerizável conjugada com adesivo. O método utilizado foi a extensometria elétrica (*Strain Gauges*). Sobre esses dentes uma carga de 74,1 N/s até um limite máximo de 222,4 N foi aplicada, sempre levando em conta que a ponta aplicadora de carga tocasse apenas nas vertentes triturantes das cúspides, sem contato com a restauração. Os valores encontrados para as restaurações de amálgama não apresentaram diferenças estatísticas significantes para o grupo medido com dentes preparados não restaurados, e dentes restaurados com a técnica adesiva apresentaram os melhores resultados, demonstrando o reforço obtido por essa técnica.

Stampalia et al.⁹⁹, em 1986, ao estudarem a força aplicada em pré-molares superiores restaurados com adesivo Scotchbond e resina P10 afirmaram que cúspides de dentes posteriores defletem sob força. Os dentes utilizados haviam sido perdidos por doença periodontal, especialmente por pacientes na faixa etária de 40 anos. Quando um preparo classe II foi feito, a resistência das cúspides diminuiu. Os resultados mostraram que as cúspides defletem sob estresse, causando

microinfiltração, cáries recorrentes e fraturas dentárias. Restaurações de amálgama comumente utilizadas para dentes posteriores não apresentam resistências adequadas. Assim sendo, materiais resinosos adesivos foram introduzidos no mercado para serem utilizados em dentes posteriores por diminuir a deflexão das cúspides.

Medige et al.⁷³, em 1995, realizaram um estudo para estabelecer uma metodologia para determinação da tensão de superfície em dois locais de um mesmo dente: dente intacto, dente preparado e dente restaurado, e compararam os efeitos da rigidez de diferentes materiais restauradores em um dente submetido à carga na cúspide. Dois medidores lineares de tensão foram montados em cada um dos 30 pré-molares superiores extraídos. Os dentes foram montados em uma base de polimetilmetacrilato e distribuídos aleatoriamente em 3 grupos, de acordo com o material restaurador e a técnica de aplicação que seria utilizado. As análises estatísticas indicaram uma interação estatisticamente significativa entre material restaurador e dente e a condição das superfícies dos dentes (proximal e vestibular) e outra diferença estatisticamente significativa na rigidez dos dentes restaurados com resina Ternure Marathon V e aqueles com amálgama ou a resina Z250 com Scotchbond na face proximal. Os resultados sugerem que os métodos aplicados fornecem um método útil e não destrutivo de testar vários dentes em diferentes condições.

Spiekerman et al.⁹⁷, em 1995, descreveu os principais métodos para investigação e análise biomecânica: análise de elementos finitos, análise de birrefringência (fotoelasticidade) e extensometria, ressaltando a capacidade de aquisição de valiosos resultados em estudos *in vitro*, por meio da extensometria, pelo fato de as forças aplicadas poderem ser qualificadas e quantificadas.

Shimizu et al.⁹¹, em 1996, estudaram a deflexão das cúspides ocorridas em preparos classe II. Uma cavidade classe II foi preparada em 16 pré-molares permanentes, e um medidor de tensão foi colado à superfície lingual de cada dente. Cada cavidade foi então restaurada com amálgama adesivo, liga de gálio adesivo, resina e resina com forramento. As forças criadas nestes quatro tipos de restaurações foram determinadas e avaliadas com um indicador de força. Os resultados deste estudo indicaram que as restaurações em resina com ou sem forramento determinaram maior resistência aos dentes preparados em relação aos outros dois materiais. A colocação do forramento antes da inserção de resina foi efetiva para a diminuição da força transmitida ao dente.

Rubo e Souza⁸⁶, em 2001, afirmaram que a extensometria elétrica é baseada na utilização de extensômetros elétricos, ou *strain gauges*. Os *strain gauges* são pequenos resistores elétricos que, a mínima deformação sofrida, alteram a resistência à corrente de baixa intensidade que os percorre. Esta alteração é enviada a uma placa de aquisição de dados que a transforma em sinais digitais possibilitando sua leitura por um *software* específico.

Jantarot et al.⁵¹, em 2001, compararam duas técnicas de medidas de deformação de cúspide sob carga oclusal: DCDT (*Direct Current Differential Transformers*) e medidores de tensão (*strain gauges*). Os autores investigaram a dependência das duas técnicas da orientação vertical do dente em relação à direção de carga e diferenças nas mudanças dos padrões na seqüência do preparo cavitário. Os mediadores de tensão e o DCDT foram fixados nas superfícies vestibular e lingual de pré-molares superiores e molares inferiores. Os pré-molares foram submetidos a cargas oclusais simuladas variando a angulação vertical antes e depois do preparo de cavidade MOD. Os molares foram

testados nos estágios progressivos dos preparos cavitários. A deformação de cúspide foi gravada como um deslocamento linear em micrometros usando o DCDT e a tensão de cúspide, usando o medidor de tensão e a dureza relativa. Os medidores de tensão foram bem menos sensíveis que os dispositivos de deslocamento linear na orientação vertical do dente e a verificação da dureza relativa reduziu o efeito da angulação. Os medidores de tensão, por sua vez, são mais fáceis de utilizar experimentalmente, pois o DCDT requer um ajuste tridimensional preciso para o teste de deformação da cúspide.

Segundo Vasconcellos¹⁰⁵, em 2005, a extensometria é uma técnica de medição e registro do fenômeno da deformação. Esta envolve a utilização de sensores chamados de extensômetros lineares elétricos ou *strain gauges*, que são pequenas resistências elétricas que uma vez coladas à superfície de um determinado material acompanham sua deformação. Isso ocorre devido à alteração da resistência à passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que os percorre. Utilizando-se de aparelhos adequados, essas variações dos sinais elétricos são identificadas e convertidas em microdeformação, o que permite registros exatos deste fenômeno. Estas variações ocorrem em escala milionésima (μV) e, para serem adequadamente registradas devem formar uma ligação de $\frac{1}{4}$ de ponte de *Wheatstone* de 120Ω .

Zamboni et al.¹¹⁶, em 2006, realizaram um estudo sobre a deflexão das cúspides, por meio da extensometria elétrica, de 15 pré-molares superiores hígidos, extraídos por motivos ortodônticos, que receberam restaurações tipo MOD em amálgama que posteriormente foram substituídas por restaurações em resina composta, a fim de verificar se a substituição de restaurações de amálgama por outras em resina composta promove o reforço das estruturas dentais remanescentes. Os autores verificaram que as restaurações em resina

composta promovem uma diminuição da deflexão cuspídea em comparação às restaurações de amálgama sem, porém, restabelecerem totalmente os mesmos valores dos dentes hígidos.

Fleming et al.³¹, em 2007, utilizou a extensometria elétrica com a finalidade de obter dados a respeito da deflexão cuspídea sofrida por pré-molares restaurados com resinas compostas. Quarenta pré-molares hígidos receberam preparos cavitários padronizados do tipo MOD e foram restaurados com as resinas compostas Z-100 (3M), Z-250 (3M), P-60 (3M) e o cerômero Admira (VOCO). As medições foram realizadas, individualmente, por strain gauges durante todas as etapas do processo de polimerização. Os maiores valores de microdeformação encontrados foram os da resina Z-100 que propiciou maior deflexão das cúspides do que as resinas Z-250, P-60 e o cerômero Admira, durante o processo de polimerização, o que pode induzir maior concentração de tensões e falhas adesivas que podem levar a microinfiltração.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo neste estudo foi analisar, por meio da extensometria elétrica, as seguintes hipóteses:

- a) os cimentos de ionômero de vidro promovem um efeito amortecedor de impactos quando utilizados como base de restaurações de resina composta;
- b) existe diferença entre os três tipos de ionômero de vidro testados: CIV restaurador, CIV forrador e CIV modificado por monômeros resinosos quando utilizados como base de restaurações de resina composta.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Descrição dos materiais

Os materiais utilizados nessa pesquisa estão listados no

Quadro 1:

QUADRO 1 – Informações a respeito dos materiais utilizados na pesquisa.

Material	Fabricante	Lote	Validade
Opallis	FGM Produtos Odontológicos	24/03/06	24/03/08
Maxxion R – Pó cor A2	FGM Produtos Odontológicos	08/11/05	08/11/07
Maxxion R – Líquido		08/11/05	08/11/07
Vidrion F – Pó	SS White / Duflex	0091006	31/10/08
Vidrion F – Líquido		0070606	10/06/08
Vitremer – Pó A3	3 M ESPE	4 J K	08/07
Vitremer Líquido		6 E R	01/09
Extensômetro PA-06-662AB-120L	Excel Sensores Ind. Com. E Exportação Ltda.	620411	—
F16 – Polyol	AXSON	V-001-2703-034	01/08
F16 – Isocyanate		V-001-1776-021	10/07

4.2 Obtenção dos corpos de prova

Uma matriz metálica, tripartida, em formato aproximado de um **H**, idealizada pelo autor, (figuras 1 A e B; 2; e 3) foi confeccionada em torno numérico computadorizado (TNC) .

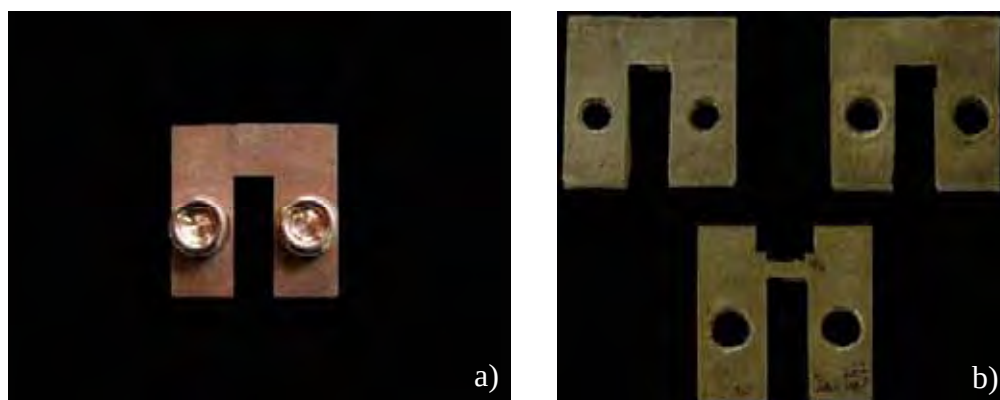


FIGURA 1 – Matriz metálica tripartida em forma de **H**: a) Vista frontal; b) separada em três partes.



FIGURA 2 – Vista superior das dimensões da matriz metálica tripartida.

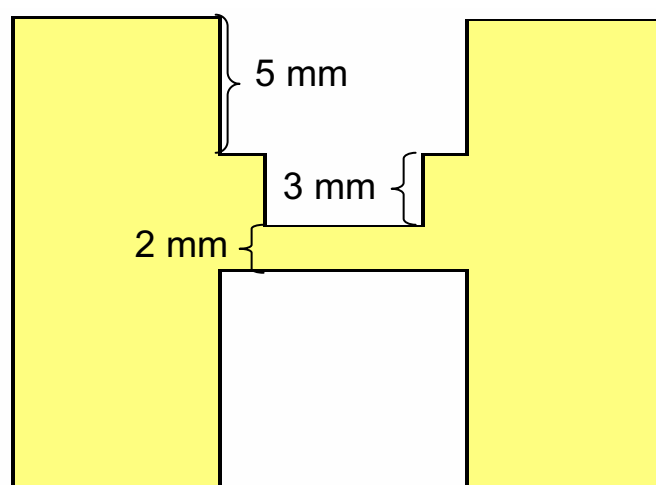


FIGURA 3 – Dimensões da matriz metálica

A matriz foi duplicada com auxílio de uma silicona industrial Rodhorsil (Clássico Artigos Odontológicos – Ind. Brás. – São Paulo – Brasil). O molde obtido foi preenchido com Poliuretano (F16 AXSON – Cergy, França) obtendo-se um padrão para a realização das medições. Essa matriz de poliuretano foi limpa com álcool isopropílico, e nela foram colados, com o auxílio de cianoacrilato (Loctite Super Bonder® - Henkel Ltda. – São Paulo – SP – Brasil), dois *strain gauges* (PA-06-062AB-120L – Excel Sensores Ltda. – São Paulo, Brasil) (Figura 4), para que sua superfície superior estivesse tangenciando a parede de fundo da matriz em ambos os lados (esquerdo e direito), como mostra a figura 5.



FIGURA 4 – *Strain gauge* modelo PA-06-062AB-120L (Excel Sensores Ltda)



FIGURA 5 – *Strain gauges* colados tangenciando a parede de fundo da matriz de poliuretano.

Os *strain gauges* são pequenos sensores elétricos ôhmicos e como tais seguem as Leis de Ohm, que postulam que corpos diferentes podem oferecer diferentes resistências ao movimento dos portadores de carga elétrica. Considerando-se assim fios condutores de materiais diferentes, mas de mesmas dimensões e na mesma temperatura, será melhor condutor aquele que oferecer a menor resistência à passagem dos portadores de carga elétrica.^{13 e 83}

Por definição, resistor é todo elemento do circuito elétrico cuja função exclusiva é transformar energia elétrica em energia térmica, o chamado Efeito Joule.^{13 e 83} Em fios cuja secção transversal é muito pequena, o efeito Joule é desprezível, o que os classifica como condutores.

Para o funcionamento dos *strain gauges* deve-se compreender a 2ª Lei de Ohm. Consideremos um fio condutor de comprimento l e área de secção transversal A constante (FIGURA 6):

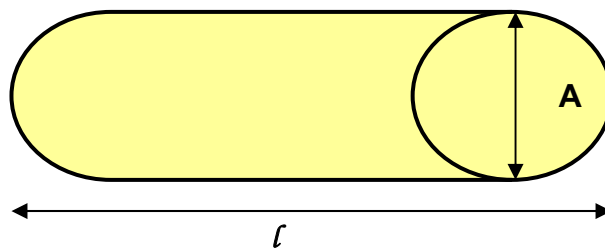


FIGURA 6 – Fio condutor de comprimento l secção transversal A .

Verifica-se, experimentalmente, que a resistência elétrica desse fio é tanto maior quanto maior é seu comprimento e menor a área de secção transversal, dependendo ainda do material de que é feito e da temperatura⁵.

Dessa forma, a resistência elétrica de um condutor homogêneo de secção transversal constante pode ser dada pela seguinte equação:

$$R = \rho \, l / A$$

Na qual ρ é característica do material e da temperatura, sendo denominada resistividade elétrica, e dada pela seguinte equação:

$$\rho = \rho_0 (1 + \alpha \Delta \theta)$$

Sendo α o chamado coeficiente de temperatura da substância e θ a temperatura na qual se encontra o metal.

Sobre a matriz metálica, foram confeccionados 10 corpos de prova para cada grupo, num total de 40, segundo os grupos abaixo:

- a) **Grupo 1:** preenchimento total com resina composta microhíbrida Opallis (Figura 7) (FGM Produtos Odontológicos – Santa Catarina – Brasil);
- b) **Grupo 2:** confecção de uma base de 3 mm com cimento de ionômero de vidro restaurador Maxxion R (Figura 8) (FGM Produtos Odontológicos – Santa Catarina – Brasil) e resina composta microhíbrida Opallis (FGM Produtos Odontológicos – Santa Catarina – Brasil);
- c) **Grupo 3:** confecção de uma base de 3 mm com cimento de ionômero de vidro para forramento Vidrion F (Figura 9) (SS White – Rio de Janeiro – Brasil) e resina composta microhíbrida Opallis (FGM Produtos Odontológicos – Santa Catarina – Brasil);
- d) **Grupo 4:** confecção de uma base de 3 mm com cimento de ionômero de vidro modificado por resina composta Vitremer (Figura 10) (3M ESPE – Saint Paul - EUA) e resina composta microhíbrida Opallis (FGM Produtos Odontológicos – Santa Catarina – Brasil).



FIGURA 7 – Resina composta microhíbrida Opallis (FGM Produtos Odontológicos – Santa Catarina – Brasil).



FIGURA 8 – Cimento de ionômero de vidro restaurador Maxxion R(FGM Produtos Odontológicos – Santa Catarina – Brasil).



FIGURA 9 – Cimento de ionômero de vidro forrador Vidrion F (SS White – Rio de Janeiro – Brasil).



FIGURA 10 – Cimento de ionômero de vidro modificado por monômeros resinosos Vitremer.

Para a obtenção dos corpos de prova de cada grupo realizou-se a seqüência operatória descrita no Quadro 2. Todos os corpos de prova foram realizados pelo mesmo operador a fim de evitar a inclusão desse fator como uma variável nos grupos experimentais estudados.

QUADRO 2 – Sequência operatória de obtenção dos corpos de prova (CP).

Grupo 1 – Controle: Preenchimento, pela técnica incremental com Resina Composta microhíbrida Opallis (10 CP).
Grupo 2 – Maxxion R: Confecção de uma base de 3 mm com cimento de ionômero de vidro Maxxion R – Proteção de superfície para evitar desidratação – após 24 h condicionamento ácido fosfórico 37% por 15 s - Lavagem por 20 s – secagem com pontas de papel absorvente – Aplicação do adesivo SingleBond (3M ESPE – São Paulo – Brasil) – Fotopolimerização por 30 s – preenchimento, pela técnica incremental, com resina composta microhíbrida Opallis (10 CP).
Grupo 3 – Vidrion F: Confecção de uma base de 3 mm com cimento de ionômero de vidro Vidrion F (SS White) – Proteção de superfície para evitar desidratação – após 24 h condicionamento ácido fosfórico 37% por 15 s - Lavagem por 20 s – secagem com pontas de papel absorvente – Aplicação do adesivo SingleBond (3M) – Fotopolimerização por 30 s – preenchimento, pela técnica incremental, com resina composta microhíbrida Opallis (10 CP).
Grupo 4 – Vitremer: Confecção de uma base de 3 mm com cimento de ionômero de vidro modificado Vitremer – Fotopolimerização por 30 s – preenchimento, pela técnica incremental, com resina composta microhíbrida Opallis (10 CP).

O aparelho utilizado para a fotopolimerização foi o Practical Light (Figura 11) (Clean Line Ind. e Com de Produtos Médicos Odontológicos – São Paulo – Brasil), que utiliza a tecnologia de Diodos Emissores de Luz (LED) com comprimento de onda na faixa de 470 nm (± 15 nm), com ciclos de polimerização programados em 30 ou 40 segundos, sendo os primeiros 5 segundos em baixa potência (50%), e o restante em potência total (100%).



FIGURA 11 – LED Practical Light com comprimento de onda na faixa de 470 nm (± 15 nm).

Durante a realização da técnica incremental tomou-se o cuidado de que cada incremento fosse fotopolimerizado pelo tempo mínimo de 40 segundos.

Dessa forma, 40 corpos de prova foram obtidos conforme ilustrado na Figura 12.

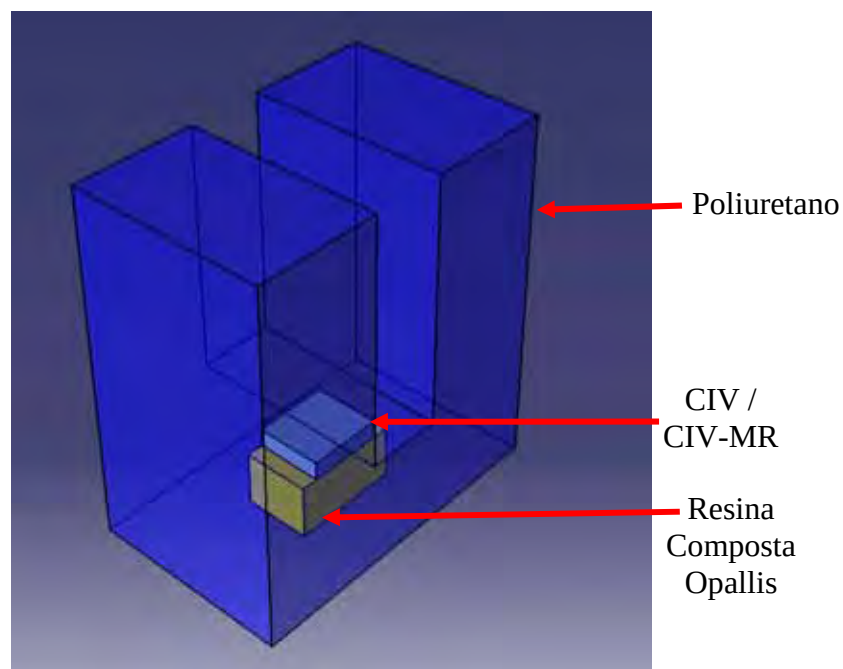


FIGURA 12 – Desenho esquemático da posição dos corpos de prova na matriz de poliuretano.

4.3 Descrição do método

As medições foram realizadas segundo o protocolo descrito por Vasconcellos¹⁰⁵, em 2005, no qual os extensômetros lineares elétricos foram conectados a um aparelho amplificador de sinais elétricos através de cabos elétricos blindados (26 AWG 0,14mm – Multicabo – São Paulo – Brasil). Os dados dos dois sensores foram amplificados e transferidos empregando-se um amplificador de sinais (ADS 2000IP - Lynxx - São Paulo, Brasil) (Figura 13 A e B). Para possibilitar que alterações mínimas de resistência provocadas pela deformação sejam percebidas pelo aparelho, foi necessário um circuito elétrico apropriado

cuja ligação é chamada de $\frac{1}{4}$ de ponte de *Wheatstone* de 120Ω . O aparelho condicionador além de alimentar as pontes de *Wheatstone* e amplificar o sinal gerado pelos extensômetros realiza a conversão do sinal analógico para digital (conversor A/D 16 bits – tempo de conversão: 12,5 ms/canal).



FIGURA 13 – a) Amplificador de sinais ADS 2000 IP (Lynxx São Paulo – Brasil);
b) Microcomputador ligado ao amplificador de sinais.

As variações elétricas registradas foram posteriormente transformadas em unidades de microdeformação ($\mu\epsilon$) por um *software* especial de aquisição de dados AqDados (Lynxx - São Paulo, Brasil), também responsável pela captação das informações. A magnitude de

deformação em cada extensômetro foi registrada em microdeformação, que equivale à mudança em comprimento do extensômetro dividida por seu comprimento original (1,52mm) e multiplicada por 10^{-6} . O aparato foi balanceado e calibrado, entre cada medição, a $\pm 10 \mu\epsilon$ de deformação.

Os corpos de prova foram colocados numa máquina universal de ensaios EMIC (Figura 14) (Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA – Paraná – Brasil) onde receberam uma carga de 50 N, durante 30 s, com uma ponta romba com 3 mm de diâmetro (Figura 14 A e B). O monitoramento foi realizado na frequência de 10 Hz, ou seja, 10 vezes a cada segundo, fornecendo dessa forma 300 leituras por *strain gauge* no período do estudo.

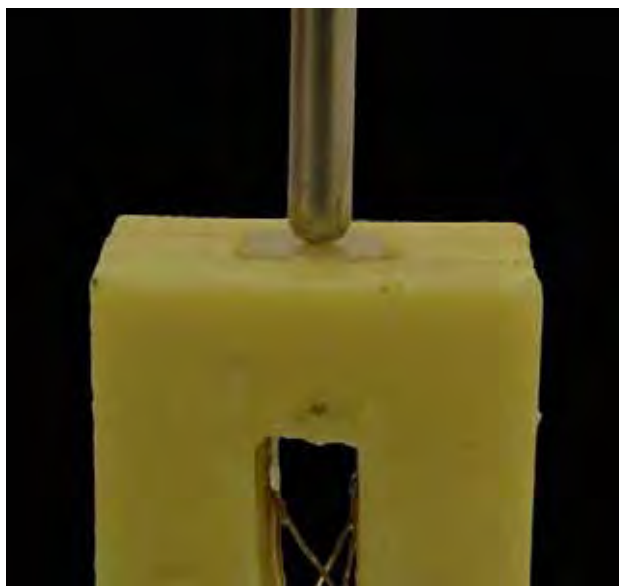


FIGURA 14 – Corpo de prova em posição na máquina universal de ensaios – EMIC – recebendo carga de 50 N.

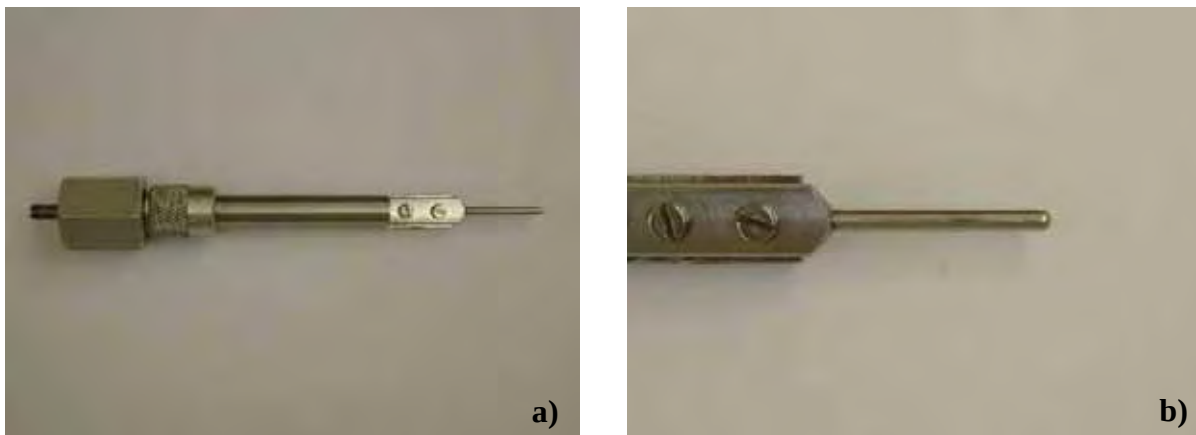


FIGURA 15 – a) ponta romba e haste de fixação para adaptação à máquina de ensaios universal (EMIC); b) vista aproximada da ponta romba de 3 mm de diâmetro.

A análise e o processamento dos valores de micro-deformação encontrados foram submetidos ao programa AqAnalysis (Lynxx - São Paulo, Brasil), que forneceu as médias das leituras no intervalo de tempo pré-estabelecido, que foram submetidas à análise estatística.

4.4 Análise estatística

Os dados de microdeformação obtidos pelos dois extensômetros em cada corpo de prova, num total de oitenta valores por grupo estudado, foram submetidos à análise estatística. Para a realização dos testes estatísticos utilizaram-se os *softwares* **MINITAB** for Windows (Release 14 – 2004 – Minitab Inc.) **STATISTICA** for Windows (versão 5.0, 1995, StatSoft Inc.).

O nível de significância adotado para rejeitarmos a hipótese nula de igualdade entre o desempenho dos materiais foi o valor convencional de 5%.

Quando foi possível rejeitarmos a hipótese nula de igualdade para os grupos experimentais pela análise de variância a um fator (ANOVA um fator), efetuou-se a abordagem paramétrica pelo teste de Tukey, ao nível de significância de 5%, para detectar em quais níveis se encontravam as diferenças entre os grupos.

5 RESULTADOS

Nesse item a análise dos dados obtidos será apresentada em duas etapas, na primeira realizou-se a estatística descritiva que consistiu no cálculo das médias e desvios-padrão dos grupos estudados. Numa segunda etapa realizou-se a estatística inferencial, constituída pela análise de variância a um fator fixo (ANOVA um fator).

A variável de análise considerada nesse experimento é o valor médio obtido em 600 leituras de microdeformação, referentes aos dois *strain gauges*. Realizou-se então a média aritmética de microdeformação dos dois *strain gauges* de cada corpo de prova. As médias dos valores obtidos pelos dois *strain gauges* de cada corpo de prova foram dispostos em ordem crescente na Tabela 1.

TABELA 1 – Valores obtidos* para cada corpo de prova e dispostos em ordem crescente nos quatro grupos experimentais.

Grupo 1- Opallis	Grupo 2 - Maxxion R	Grupo 3 - Vidrion F	Grupo 4 – Vitremer
0,71845	0,71585	0,69775	0,75580
0,76110	0,73675	0,80185	0,78010
0,77830	0,74505	0,80630	0,80560
0,79090	0,75305	0,83585	0,81255
0,81240	0,83585	0,84600	0,82840
0,86030	0,84645	0,84690	0,84385
0,91085	0,86135	0,86095	0,85005
0,91965	0,86330	0,87195	0,86720
0,92930	0,98540	0,89526	0,91330
0,95025	1,01060	1,49015	0,95850

*valores absolutos em microdeformação ($\mu\epsilon$).

As médias e desvios-padrão encontrados para cada grupo estão apresentados na Tabela 2 e têm sua representação gráfica na Figura 16.

TABELA 2 – Valores de médias de cada grupo experimental e seus desvios-padrão

Grupos	n	Média*	Desvio Padrão
1. Opallis	10	0,8432	0,0815
2. Maxxion R	10	0,8354	0,1021
3. Vidrion F	10	0,8953	0,2159
4. Vitremer	10	0,8415	0,0605

*valores absolutos em microdeformação ($\mu\epsilon$).

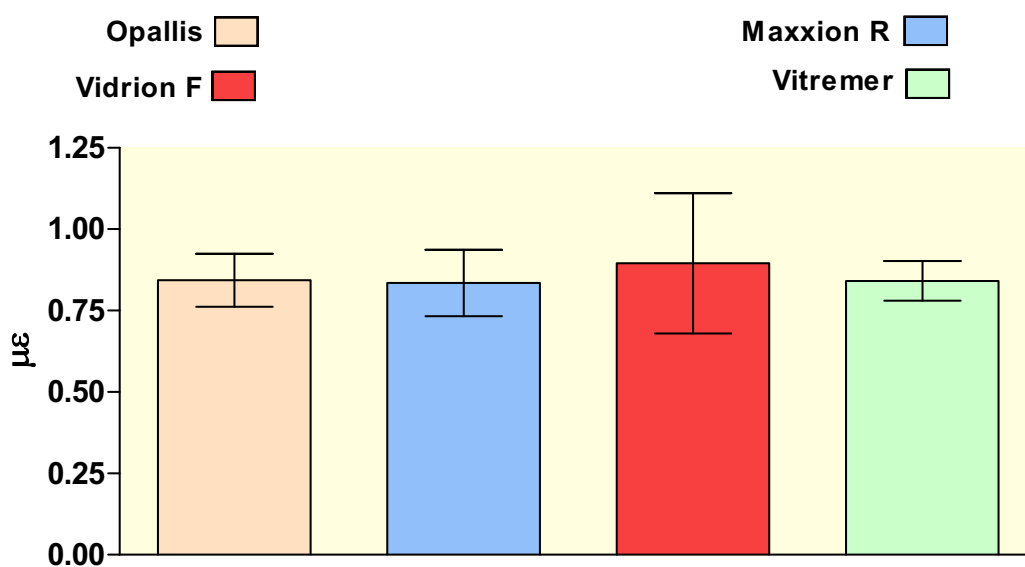


FIGURA 16 – Gráfico de colunas (média $\pm$ desvio-padrão) para os valores obtidos para os quatro grupos experimentais

Os valores de microdeformação obtidos tiveram sua representação por meio de um gráfico do tipo *Box-Plot* apresentado na Figura 17. No *Box-Plot*, as linhas horizontais representam a mediana e os quartis: 25% e 75%. As linhas verticais da caixa: superior e inferior especificam 1,5 vezes a faixa interquartil, mais e menos os quartis superior e inferior, respectivamente. Observa-se na sobreposição das faixas interquartis a indicação de uma mesma dispersão de valores de microdeformação.

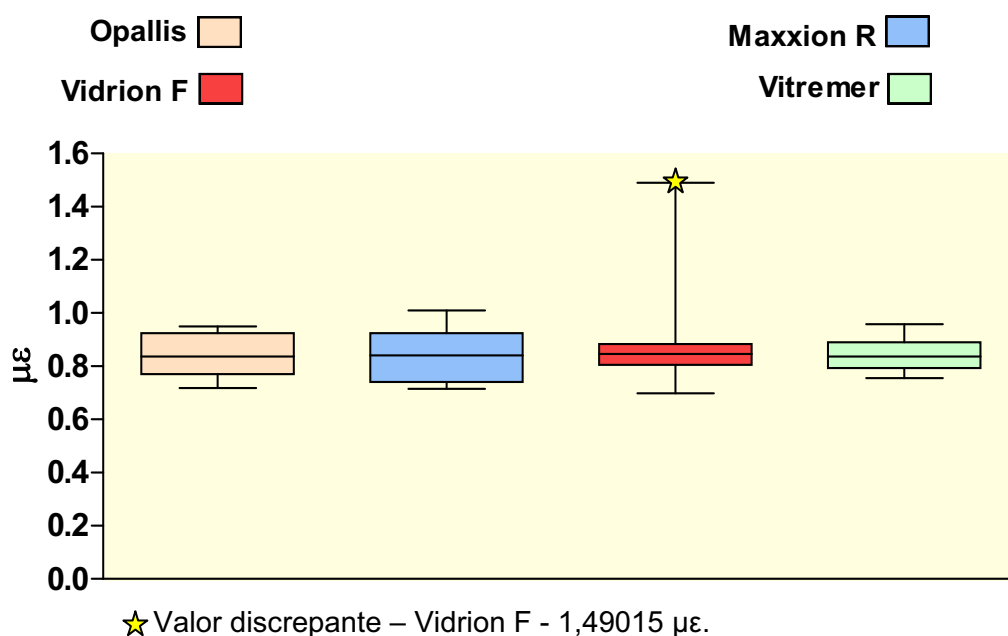


FIGURA 17 – Diagrama de caixa (*Box-plot*) dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em 10 corpos de prova em cada grupo experimental.

Para avaliar a influência da presença, bem como do tipo de CIV, realizou-se a análise de variância – ANOVA – um fator. Os resultados do teste de ANOVA um fator para comparações entre os grupos experimentais encontram-se na Tabela 3.

TABELA 3 – ANOVA (um fator) para os dados obtidos.

Efeito	gl	SQ	QM	F	p
Grupos	3	0,0233	0,0078	0,46	0,712
Resíduo	36	0,6061	0,0168		
Total	39	0,6293			

Por meio dos resultados do teste ANOVA verifica-se que tanto a presença quanto o tipo de CIV utilizado não se apresentaram estatisticamente diferentes ($p = 0,712 > 0,05$), tornando dispensável o teste de Tukey.

Para afastar a influência do valor discrepante, obtido no grupo 3 (Vidrion F – 1,49015 $\mu\epsilon$), nos resultados foi efetuado o teste de análise de variância (ANOVA) um fator na ausência desse valor (Tabela 4). Ao se eliminar o valor discrepante do grupo 3, o valor médio do Vidrion F passa a ser de 0,82 $\mu\epsilon$ indicando, deste modo, valores ainda mais próximos dos demais grupos.

TABELA 4 – ANOVA (um fator) para os dados obtidos, excluindo-se o dado discrepante do grupo 3 – Vidrion F (1,49015 $\mu\epsilon$).

Efeito	gl	SQ	QM	F	p
Grupos	3	0,00115	0,0038	0,06	0,979
Resíduo	35	0,21291	0,0608		
Total	38	0,21406			

Por meio dos resultados do teste ANOVA verifica-se que, mesmo após a exclusão do valor discrepante, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos estudados ($p=0,979 > 0,05$). Rejeitando a suposição de que o valor discrepante viesse a influenciar no resultado da análise estatística.

Por meio dos dados obtidos não se pode rejeitar a hipótese nula de igualdade entre os quatro grupos estudados. As médias de microdeformação encontradas para os grupos estudados (grupo 1: 0,8432 $\mu\epsilon$; grupo 2: 0,8354 $\mu\epsilon$; grupo 3: 0,8953 $\mu\epsilon$; grupo 4: 0,8415 $\mu\epsilon$) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes.

6 DISCUSSÃO

A extensometria elétrica vem sendo uma metodologia amplamente utilizada nas áreas de biomecânica e de concentração de tensões, ao lado da fotoelasticidade e da análise de elementos finitos, apresentando a característica de obtenção de valiosos resultados em estudos *in vitro*, pela possibilidade de qualificar e quantificar as forças aplicadas aos corpos de prova⁹⁷. Diversos trabalhos na literatura relatam a utilização desses medidores de tensão e sua facilidade de utilização experimental.^{50-1, 73, 76, 91, 99, 105} A precisão dos extensômetros é dada pela sensibilidade desses sensores às mínimas alterações de forma das superfícies com as quais se encontra em íntimo contato⁸⁶, quando conectados a aparelhos adequados, nos quais as variações dos sinais elétricos são identificadas e convertidas em microdeformação¹⁰⁵. Os extensômetros elétricos apresentam tais propriedades por serem resistores Ôhmicos, nos quais, pela segunda lei de Ohm, alterações em sua extensão, bem como em sua área de secção transversal, modificam a resistência à passagem de corrente elétrica pelos mesmos.

A extensometria foi a técnica selecionada para esse estudo em detrimento à fotoelasticidade e à análise de elementos finitos por sua perspectiva em fornecer dados quantitativos e qualitativos a respeito da microdeformação sofrida pelos corpos de prova experimentais. A fotoelasticidade fornece dados qualitativos apresentados através das franjas de cores diferentes que indicam a concentração de tensões nas diversas áreas dos corpos de prova. Já a análise de elementos finitos fornece dados quantitativos e qualitativos, porém, dados de uma simulação virtual que podem não coincidir com os dados obtidos

por meio de estudos experimentais *in vitro*, devendo-se realizar experimentos comprobatórios dos dados obtidos nesse tipo de análise.

Os resultados de microdeformação encontrados nesse estudo apontam não haver diferenças estatisticamente significantes entre os grupos nos quais os cimentos de ionômero de vidro foram utilizados como material de base de restaurações e no grupo controle, que foi realizado na ausência do CIV como base, confirmando a atuação das resinas compostas na dissipação de cargas oclusais⁷⁸.

Corroborando com Jagadish e Yogesh⁵⁰ e com Zamboni et. al.¹¹⁶ que, utilizando a extensometria elétrica, verificaram a diminuição da deflexão cuspídea em restaurações de resina composta, porém sem restabelecerem totalmente os mesmos valores dos dentes hígidos, nesse estudo os corpos de prova que se apresentaram na ausência do CIV como material de base apresentaram valores de deflexão estatisticamente semelhantes aos grupos com bases de CIV, mostrando uma capacidade de absorção de cargas da própria resina composta.

A introdução dos CIV como materiais de base para restaurações⁵⁴ destaca seu potencial de reforço das estruturas remanescentes por apresentarem a característica de aumento da resistência à fratura das cúspides de dentes posteriores dada pela diminuição de sua deflexão, fato não observado nos resultados obtidos nesse estudo, no qual não se encontraram evidências a respeito de um possível potencial dos CIV como dissipador de cargas mastigatórias.

Contradizendo os dados encontrados na literatura que a colocação de um forramento previamente à inserção da resina composta é uma manobra efetiva para a diminuição da tensão nos dentes posteriores⁹¹, e

que a associação dos cimentos de ionômero de vidro às resinas compostas (Técnica do *Sandwich*), bem como sua utilização em bases de restaurações parece diminuir a deflexão cuspídea, aumentando conseqüentemente sua resistência à fratura⁴³, nesse estudo a presença do CIV como base não promoveu diminuição estatisticamente significativa da microdeformação sofrida pela base experimental.

Os resultados desse estudo contrapõem-se, ainda, aos obtidos por Macpherson e Smith⁶⁴, que compararam diversos tipos de restaurações, e concluíram que ao usar o CIV para substituir dentina sob uma restauração de resina composta, os dentes apresentavam maior resistência à fratura, e por McCulloch e Smith⁶⁷⁻⁸ que preconizam a utilização do cimento de ionômero de vidro combinado à resina composta, por perceberem que na presença dessa associação ocorreria um aumento da resistência por diminuição da deflexão das cúspides.

Este fato não contra-indica o uso desses materiais como base de restaurações (técnica do *sandwich* ou laminada), pois apesar da resina composta atuar dissipando cargas oclusais é importante que um CIV de alta resistência à fratura seja utilizado como base oferecendo suporte máximo à restauração⁷⁸, promovendo a diminuição do volume de resina em uma restauração, e a melhora na qualidade de adaptação interna e da interface com a resina.¹⁰²⁻³ Assim, restaurações tipo *sandwich* combinariam as propriedades estéticas e de maior resistência das resinas compostas, à adesão dos cimentos de ionômero de vidro às estruturas dentais resolvendo o problema da microinfiltração marginal de restaurações em resina composta em dentes posteriores²⁷. Além disso, os cimentos de ionômero de vidro são os materiais que apresentam o coeficiente de expansão térmico linear mais próximo ao das estruturas dentais funcionando bem como um substituto da dentina¹⁰⁸.

Os dados obtidos nesse estudo não apresentaram diferenças significantes para os CIV-MR e os CIV convencionais, como os resultados encontrados por Yamazaki et al.¹¹⁴, ao estudarem o comportamento viscoelástico dos CIV e dos CIV-MR. Não foram verificadas diferenças estatisticamente significantes em relação a essa propriedade. Segundo os autores¹¹⁴, existem duas possíveis explicações para que os desempenhos dos dois materiais tenham sido semelhantes: a primeira suposição é que o comportamento viscoelástico dos CIV-MR não seja influenciado pelo seu componente fotopolimerizável e; a segunda é que limitações no delineamento da pesquisa não tenham permitido a observação de diferenças significantes.

Devido à metodologia apresentada ter sido desenvolvida especificamente para essa pesquisa, aprimoramentos se tornarão necessários para verificar se limitações da mesma possam ter interferido nos resultados obtidos.

Por se tratar de um tema amplamente abordado, porém controverso na literatura, devem ser realizados mais estudos, tanto *in vitro* quanto *in vivo*, com a finalidade de comprovar a eficácia da utilização de bases de cimento de ionômero de vidro sob restaurações de resina composta, analisando e melhorando as características físico-químicas dos materiais odontológicos para assegurar seu desempenho clínico.

7 CONCLUSÃO

Por meio dos resultados obtidos nesse estudo pode-se concluir que os cimentos de ionômero de vidro, quando utilizados como base de restaurações de resina composta, não apresentaram a esperada capacidade amortecedora de impactos, não havendo diferença nos desempenhos dos CIV restaurador, forrador ou modificado por resinas compostas.

8. REFERÊNCIAS*

1. Andersson-Wenckert IE, van Dijken JWV, Hörstedt P. Modified class II open sandwich restorations: evaluation of interfacial adaptation and influence of different restorative techniques. *Eur J Oral Sci.* 2002; 110: 270-5.
2. Asmussen E. Opacity of glass-ionomer cements. *Acta Odontol Scand.* 1983; 41: 155-7.
3. Ausiello P, De Gee AJ, Rengo S Davidson CL. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *Am J Dent.* 1997; 10 (5): 237-41.
4. Bassett RW, Ingraham R, Koser JR. An Atlas of cats gold procedures. California: West Orange Country; 1964.
5. Bastos Neto RB. Física: livro 4 [apostila]. São José dos Campos: Poliedro Vestibulares; 1999.
6. Bell JG, Smith MC, Pont JJ. Cuspal failures of MOD restored teeth. *Aust Dent J.* 1982 Oct; 27 (5): 283-7.

*Baseado em:

International Comité of Medical Journal Editors. Bibliographic Services Division. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: simple references [homepage na Internet]. Bethesda: US National Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev.; citado em 20 mar.].

Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

7. Bergman M. Side-effects of amalgam and its alternatives: local, systemic and environmental. *Int Dent J.* 1990; 40 (1): 4-10.
8. Beyls HMF, Verbeeck RMH, Martens LC, Lemaitre L. Compressive strength of some polyalkenoates with or without dental amalgam alloy incorporation. *Dent Mater.* 1991 July; 7: 151-4.
9. Black GV. A work on operative dentistry: the technical procedures in filling teeth. Chicago: Medico-dental; 1917:5.
10. Bowen RL. US Patent 05/940597. 1956.
11. Boyer, Roth. Fracture resistance of teeth with bonded amalgams. *Am J Dent.* 1994; 7 (2): 91-4.
12. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec; 34 (6): 849-53.
13. Calçada CS, Sampaio JL. Física clássica: eletricidade. São Paulo: Atual; 1985.
14. Carvalho RM. Ionômero de vidro. *Maxi-Odonto: Dentística.* 1995; 1 (5). Maxi-Odonto Editora.
15. Cattani-Lorente MA; Dupuis V; Moya F; Payan J; Meyer JM. Comparative study of the physical properties of a polyacid-modified composite resin and a resin-modified glass ionomer cement. *Dent Mater.* 1999; 15: 21-32.

16. Cattani-Lorente MA, Godin C, Meyer JM. Early strength of glass ionomer cements. *Dent Mater.* 1993 jan; 9: 57-62.
17. Cattani-Lorente MA, Godin C, Meyer JM. Mechanical behavior of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. *Dent Mater.* 1994 Jan; 10: 37-44.
18. Cho E, Kopel H, White SN. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int.* 1995 May; 26 (5): 351-8.
19. Çotert HS, Sen BH, Balkan M. In vitro comparison of cuspal fracture resistances of posterior teeth restored with various adhesive restorations. *Int J Prosthodont.* 2001; 14 (4): 374-8.
20. Crisp S, Pringuer MA, Wardleworth D, Wilson AD. Reaction in glass ionomer cements: II: an infrared spectroscopic study. *J Dent Res.* 1974 Nov-Dec; 53 (6): 1414-9.
21. Crisp S, Wilson AD. Reaction in glass ionomer cements: I. Decomposition of the powder. *J Dent Res.* 1974 Nov-Dec; 53 (6): 1408-13.
22. Crisp S, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements: III: the precipitation reaction. *J Dent Res.* 1974 Nov-Dec; 53 (6): 1420-4.
23. Croll TP, Killian CM, Helpin ML. A restorative dentistry renaissance for children: light-hardened glass ionomer/ resin cement. *ASDC J Dent Child.* 1993 Mar-Apr; 60: 89-94.

24. Dalpino PHP, Francischone CE, Ishikiriama A, Franco EB. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *Am J Dent*. 2002 Dec; 15 (6): 389-94.
25. Deliperi S, Bardwell DN. Clinical evaluation of direct cuspal coverage with posterior composite resin restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2006; 18 (5): 256-67.
26. Denehy GE, Torney DL. Internal enamel reinforcement through micromechanical bonding. *J Prosthet Dent*. 1976 Aug; 36 (2): 171-5.
27. Donovan TE, Daftary F. Clinical use of glass ionomer restorative materials. *Compend Contin Educ Dent*. 1987; 8 (3): 180-90.
28. Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. *J Dent Res*. 1986 Feb; 65 (2): 149-53.
29. Eakle WS, Braly BV. Fracture resistance of human teeth with mesial- occlusal-distal cavities prepared with sharp and round internal line forms. *J Prosthet Dent*. 1985 May; 53 (5): 646-9.
30. Erickson RL. Introductory remarks. In: Vanherle G, Smith DC (eds). *Posterior composite resin dental restorative materials*. Utrecht: Peter Sculc; 1985. 15-18. apud Van Meerbeek B, Vanherle G, Lesaffre E, Braem M, Lambrechts P. Trends in the selection of dental filling materials. *J Dent*. 1991; 19: 207-13.
31. Fleming GJP, Cara RR, Palin WM, Burke FJT. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with resin-based filling

materials cured using a 'soft-start' polymerization protocol. Dent Mater. 2007; 23: 637-43.

32. Fleming GJP; Farooq AA; Barralet JE. Influence of powder/liquid mixing ratio on the performance of a restorative glass-ionomer dental cement. Biomaterials. 2003; 24: 4173-9.
33. Forss H. Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. J Dent Res. 1993 Aug; 72 (8): 1257-62.
34. Franco EB, Lopes LG. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. Biodonto. 2003; 1 (2): 10-59.
35. Franco EB, Lopes LG, Wang L. Resina condensável, uma opção para dentes posteriores: relato de caso clínico. JBC: J Bras Clin Estet Odontol. 2000; 4 (19): 75-9.
36. Freitas CRB, Miranda MIS, Andrade MF, Flores VHO, Vaz LG, Guimarães NC. Resistance to maxillary premolar fractures after restoration on class II preparations with resin composite or ceromer. Quintessence Int. 2002; 33 (8): 589-94.
37. Fuks AB, Shapira J, Bielak S. Clinical evaluation of a glass-ionomer cement used as a class II restorative material in primary molars. J Pedod. 1984; 8: 393-9.
38. Fusayama T. Posterior adhesive composite resin: A historic review. J Prosthet Dent. 1990 nov; 64 (5): 534-8.

39. Gee AJ, van Duinen RNB, Werner A, Davidson CL. Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers. *J Dent Res.* 1996 Aug; 75 (8): 1613-9.
40. Gelb MN, Barouch E, Simonsen RJ. Resistance to cusp fracture in class II prepared and restored premolars. *J Prosthet Dent.* 1986 Feb; 55 (2): 184-5.
41. Gerbo L, Leinfelder KF, Mueninghoff L, Russel C. Use of optical standards for determining wear of posterior composite resins. *J Esthetic Dent.* 1990 Sep-Oct; 2 (5): 148-52.
42. Haj-Ali R; Walker MP; Williams K. Survey of general dentists regarding posterior restorations, selection criteria, and associated clinical problems. *Gen Dent.* 2005 Sep-Oct; 53 (5): 369-75.
43. Halverson BA, Hamilton PM. Increased cusp fracture resistance with glass ionomer bases [abstract 189]. *J Dent Res.* 1987; 66 (suppl.): 130.
44. Hickel R, Manhardt J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhesive Dent.* 2001; 3: 45-64.
45. Hinoura K, Miyazaki M, Onose H. Dentin bond strength of light-cured glass- ionomer cements. *J Dent Res.* 1991 Dec; 70 (12): 1542-4.
46. Hirschfeld Z, Frenkel A, Zyskind D, Fuks A. Marginal leakage of class II glass ionomer-composite resin restorations: an *in vitro* study. *J Prosthet Dent.* 1992 Feb; 67 (2): 148-53.

47. Hood JAA. Methods to improve fracture resistance of teeth. In: Vanherle G, Smith DC. (Ed.) International symposium on posterior composite resin dental restorative materials. St Paul, MN: 3M, p.443-450 1985.
48. Hotta M, Hirukawa H, Yamamoto K. Effect of coating materials on restorative glass ionomer cement surface. Oper Dent. 1992; 17: 57-61.
49. Hürmüzlü F, Kiremitçi A, Serper A, Altundasar E, Siso SH. Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with ormocer and packable composite. J Endod. 2003 Dec.; 29 (12): 838-40.
50. Jagadish S, Yogesh BG. Fracture resistance of teeth with class 2 silver amalgam, posterior composite, and glass cermet restorations. Oper Dent. 1990; 15: 42-7.
51. Jantararat J, Panitvisai P, Palamara JEA, Messe HH. Comparison of methods for measuring cuspal deformation in teeth. J Dent. 2001; 29 (1): 75-82.
52. Johnson GH, Bales DJ, Gordon GE, Powell LV. Clinical performance of posterior composite resin restorations. Quintessence Int. 1992; 23 (10): 705-11.
53. Jorgensen KD, Asmussen E. Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultra-fine filler: an initial study. Quintessence Int. 1978 June; 8 (6): 73.

54. Joynt RB, Davis EL, Wieczkowski GJr, Williams DA. Fracture resistance of posterior teeth restored with glass ionomer-composite resin systems. *J Prosthet Dent*. 1989 July; 62 (1): 28-31.
55. Joynt RB, Wieczkowski GJr, Klockowski R, Davis EL. Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. *J Prosthet Dent*. 1987 Apr; 57 (4): 431-5.
56. Kanchanasavita W, Anstice HM, Pearson GJ. Long-term surface micro-hardness of resin-modified glass ionomers. *J Dent*. 1998; 26: 707-12.
57. Kerby RE, Bleiholder RF. Physical properties of stainless-steel and silver-reinforced glass-ionomer cements. *J Dent Res*. 1991 Oct; 70 (10): 1358-61.
58. Kleverlaan CJ, van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater*. 2004; 20: 45-50.
59. Kumei Y, Sato A. Effect of selenite on cytotoxicity of dental amalgam. *Toxicol Appl Pharmacol*. 1981 June; 59: 257-61.
60. Landy NA, Simonsen RJ. Cusp fracture strength in class II composite resin restorations [abstract 40]. *J Dent Res*. 1984; 63 (suppl): 175.
61. Leinfelder KF. Using composite resin as a posterior restorative material. *J Am Dent Assoc*. 1991 Apr; 122: 65-70.

62. Leinfelder KF, Sluder TB, Sockwell CL, Strickland WD, Wall JT. Clinical evaluation of composite resin as anterior and posterior restorative materials. *J Prosthet Dent*. 1975 Apr; 33 (4): 407-16.
63. Mackenzie DF. The reinforcing effect of mesio-occlusodistal acid-etch composite restorations on weakened posterior teeth. *Br Dent J*. 1986 Dec; 161: 410-4.
64. Macpherson LC, Smith BGN. Replacement of missing cusps: an *in vitro* study. *J Dent*. 1994; 22 (2): 118.
65. Mathis RS, Ferracane JL. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent Mater*. 1989 Sept; 5 (5): 355-8.
66. Mazer RB, Leinfelder KF. Evaluating a microfill posterior composite resin: a five-year study. *J Am Dent Assoc*. 1992 Apr; 123: 33-8.
67. McCulloch AJ; Smith BGN. *In vitro* studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials. *Br Dent J*. 1986 Dec; 161: 405-9.
68. McCulloch AJ, Smith BGN. *In vitro* studies of cusp reinforcement with adhesive restorative material. *Br Dent J*. 1986 Dec; 161: 450-2.
69. McKinney JE, Antonucci JM, Rupp NW. Wear and microhardness of inomer cements [abstract 1767]. *J Dent Res*. 1985; 64 (sp. iss.): 371.
70. McLean JW, Gasser O. Glass-cermet cements. *Quintessence Int*. 1985 May; 16 (5): 333-43.

71. McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cements I. Formulations and properties. Aust Dent J. 1977 Feb; 22 (1):31-6.
72. McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cements II. Some clinical applications. Aust Dent J. 1977 Apr; 22 (2): 120-7.
73. Medige J, Deng Y, Yu X, Davis EL, Joynt RB. Effect of restorative materials on cuspal flexure. Quintessence Int. 1995; 26 (8): 571-6.
74. Mitra SB. *In vitro* fluoride release from a light-cured glass-ionomer liner/ base. J Dent Res. 1991 Jan.; 70 (1): 75-8.
75. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, Navarro MFL, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. J Prosthet Dent. 1980 Apr.; 43 (4): 419-22.
76. Morin D, DeLong R, Douglas WH. Cusp reinforcement by the acid-etch technique. J Dent Res. 1984 Aug.; 63 (8): 1075-8.
77. Mount GJ. Glass-ionomer cements: past, present and future. Oper Dent. 1994 May/Jun; 19 (3): 82-90.
78. Mount GJ. Atlas de cimentos de ionômero de vidro. 2ª ed. São Paulo: Ed. Santos; 1996.
79. Mount GJ; Hume WR. A revised classification of carious lesions by site and size. Quintessence Int. 1997; 28 (5): 301-3.

- 80.Oliveira FC, Denehy GE, Boyer DB. Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. J Am Dent Assoc. 1987 July; 115 (1): 57-60.
- 81.Osborne JW, Gale EN, Ferguson GW. One-year and two-year clinical evaluation of a composite resin vs. amalgam. J Prosthet Dent. 1973 Nov.; 30 (5): 795-800.
- 82.Phillips RW, Avery DR, Mehra R, Swartz ML, McCune RJ. Observations on a composite resin for class II restorations: three-year report. J Prosthet Dent. 1973 Dec.; 30 (6): 891-7.
- 83.Ramalho JR F, Ferraro NG, Soares PAT. Os Fundamentos da Física: Eletricidade. São Paulo: Moderna; 1993.
- 84.Redford DA, Jensen ME. Etched porcelain resin-bonded posterior restorations: cuspal flexure, strength, microleakage [abstract 1573]. J Dent Res. 1986; 65: 344.
- 85.Rodolpho PAR, Cenci MS, Donassollo TA, Loguércio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. J Dent. 2006; 34: 427-35.
- 86.Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. Rev Fac Odontol Bauru. 2001 jul/dez; 9 (3/4): 97-103.
- 87.Santos MJMC, Bezerra RB. Fracture resistance of maxillary premolars restored with direct and indirect adhesive techniques. J Can Dent Assoc. 2005 Sept.; 71 (8): 585.

88. Segura A, Riggins R. Fracture resistance of four different restorations for cuspal replacement. *J Oral Rehabilitation*. 1999; 26: 928-31.
89. Share J, Mishell Y, Nathanson D. Effect of restorative material on resistance to fracture of tooth structure *in vitro* [abstract 622]. *J Dent Res*. 1982; (suppl) 61: 247.
90. Sheth JJ, Fuller JL, Jensen ME. Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. *J Prosthet Dent*. 1988 Nov.; 60 (5): 560-9.
91. Shimizu A, Hasegawa M, Kishimoto H, Yoshioka W. An *in vitro* investigation of the tooth strains associated with four different restorations in class II cavity. *J Prosthet Dent*. 1996 Sept.; 76 (3): 309-314.
92. Shor A; Nicholls JI; Phillips KM; Libman WJ. Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD class II cavity preparations. *Int J Prosthodont*. 2003; 16 (1): 64-9.
93. Simonsen RJ, Barouch E, Gelb M. Cusp fracture resistance from composite resin in class II restorations [abstract 761]. *J Dent Res*. 1983; 62: 254.
94. Siso SH, Hürmüzlü F, Turgut M, Altundasar E, Serper A, Er K. Fracture resistance of the buccal cusps of root filled maxillary premolar teeth restored with various techniques. *Int Endod J*. 2007; 40: 161-8.

95. Smith DC. Polyacrylic acid-based cements-adhesion to enamel and dentin. Oper Dent. 1992; (suppl.) 5: 177-83.
96. Snapp KR, Boyer DB, Peterson LC, Svare CW. The contribution of dental amalgam to mercury in blood. J Dent Res. 1989 May; 68 (5): 780-5.
97. Spiekermann H et al. Biomechanics. In: _____. Color atlas of dental medicine implantology. New York: Thieme Medical; 1995, 81-90.
98. Spierings AM, Peters MCRB, Bosman F, Plasschaert AJM. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by *in vivo* experiments. J Dent Res. 1987 Aug.; 66 (8): 1336-9.
99. Stampalia LL, Nicholls JI, Brudvik JS, Jones DW. Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. J Prosthet Dent. 1986 June; 55 (6): 694-8.
100. Tay WM, Lynch E. Glass ionomer cements clinical usage and experience: 2. Dent Update. 1990; 17: 51-56.
101. Vale WA. Cavity preparation and further thought on high speed. Br Dent J. 1959 Dec.; 107(11): 333-346.
102. van Dijken JWV. A 6-year evaluation of a direct composite resin inlay/onlay system and glass ionomer cement: composite resin sandwich restorations. Acta Odontol Scand. 1994; 52: 368-76.
103. van Dijken JWV, Kieri C, Carlen M. Longevity of extensive class II open sandwich restorations with a resin-modified GIC-composite. J Dent Res. 1999; 78: 1319-25.

104. Van Meerbeek B, Vanherle G, Lesaffre E, Braem M, Lambrechts P. Trends in the selection of dental filling materials. J Dent. 1991; 19: 207-13.
105. Vasconcellos DK. Efeito dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica na passividade de próteses implanto-suportadas, observado pela extensometria. [Tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP 2005. 123f.
106. Virmani S, Tandon S, Rao N. Cuspal fracture resistance and microleakage of glass ionomer cements in primary molars. J Clin Pediatric Dent. 1997; 22 (1): 55-8.
107. Walls AWG. Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: a review. J Dent. 1986 Dec.; 14 (6): 231-46.
108. Wilson AD, McLean JW. Glass-ionomer cement. Quintessence Books. Londres 1988.
109. Wilson AD. Development in glass-ionomer cements. Int J Prosthodont. 1989 sep-oct; 2 (5): 438-46.
110. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. Br Dent J. 1972 feb; 15 (4): 133-5.
111. Wilson AD, Prosser HJ, Powis DM. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte to hidroxyapatite. J Dent Res. 1983 may; 62 (5): 590-2.

112. Wu W, Toth EE, Moffa JF, Ellison JA. Subsurface damage layer of *in vivo* worn dental composite restorations. J Dent Res. 1984 May; 63 (5): 675-80.
113. Xie D; Brantley WA; Culbertson BM; Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass ionômero cements. Dent Mater. 2000; 16: 129-38.
114. Yamazaki T, Schricker SR, Brantley WA, Culbertson BM, Johnston W. Viscoelastic behavior and fracture toughness of six glass-ionomer cements. J Prosthet Dent. 2006 Oct; 96 (4): 266-72.
115. Yap AUJ, Cheang PHN, Chay PL. Mechanical properties of two restorative reinforced glass-ionomer cements. J Oral Rehabil. 2002; 29: 682-8.
116. Zamboni SC, Silva JMF, Gonçalves J, Rocha DM, Nogueira JR L, Pavanelli CA. Evaluated of resistance fracture of teeth restored: study with strain-gauge. [abstract 1608]. IADR 84th general session and exhibition [events online]. Brisbane – Au; 2006 [cited 2007 May 18]. Disponível em: <http://iadr.confex.com/iadr/2006brisb>.

Rocha DM. *Efficiency of three glass ionomer cements as load dissipaters in composite restorations: strain gauge method analysis*. [dissertação] São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP; 2007; 89f.

ABSTRACT

The aim of this study was to use the strain gauge method to analyze in vitro the efficiency of conventional and resin modified glass ionomer cements as occlusal load dissipaters in composite restorations. Two strain gauges were bonded to polyurethane matrixes with cyanoacrylate adhesive, so that their top surfaces would be tangential to the bottom wall of the matrix on both sides (left and right). For each group, 10 test specimens were made, 40 specimens in total. In Group 1: the cavities were completely filled with microhybrid composite resin; Group 2: filled with conventional glass ionomer cement and microhybrid composite; Group 3: filled with conventional glass ionomer cement for lining and microhybrid composite; Group 4: filled with resin modified glass ionomer cement and microhybrid composite. The test specimens were placed in a universal test machine EMIC, and subjected to a 50 N load for 30 s. Monitoring was done ten times every second, thus providing 300 readings per strain gauge. Data from the two strain gauges were amplified and transferred with an electrical signal amplifier, and then recorded to be analyzed later by special AqDados software. The data collected were statistically analyzed by ANOVA and the Tukey tests ($p \leq 0,05$). The mean microdeformation values found for the experimental groups showed no statistically significant difference. From the data obtained in this study, it could be inferred that the presence of GIC as a base material for resin composite restorations, and also the types of cements used presented no significant alterations in the microdeformation values.

KEYWORDS: *Posterior composite; glass ionomer cements; strain gauges*