

Roberta Amorim de Magalhães Monteiro Gonçalves

**Avaliação da resistência à fratura de interfaces adesivas
em restaurações odontológicas**

Dissertação de Mestrado

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Materiais e de Processos Químicos e Metalúrgicos do Departamento de Engenharia de Materiais da PUC-Rio.

Orientador: Prof. Marcos Venicius Soares Pereira
Co-orientador: Prof. Luiz Carlos Pereira

Rio de Janeiro
Agosto de 2013

Roberta Amorim de Magalhães Monteiro Gonçalves

**Avaliação da resistência à fratura de interfaces adesivas
em restaurações odontológicas**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Materiais e de Processos Químicos e Metalúrgicos do Departamento de Engenharia de Materiais do Centro Técnico Científico da PUC-Rio. Aprovada pela Comissão Examinadora abaixo assinada.

Prof. Marcos Venicius Soares Pereira

Orientador

Departamento de Engenharia de Materiais – PUC-Rio

Prof. Luiz Carlos Pereira

Co-orientador

Universidade Federal do Rio de Janeiro

Prof. Fathi Aref Ibrahim Darwish

Universidade Federal Fluminense

Prof. André Luis Moreira de Carvalho

Universidade Estadual de Ponta Grossa

Prof. José Eduardo Vasconcellos Amarante

Universidade Federal Fluminense

Prof. José Eugênio Leal

Coordenador Setorial do Centro Técnico Científico - PUC-Rio

Rio de Janeiro, 16 de agosto de 2013

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da universidade, da autora e do orientador.

**Roberta Amorim de Magalhães Monteiro
Gonçalves**

Graduada em Odontologia pela Universidade Federal Fluminense, em 2009. Coursou aperfeiçoamento em Dentística, em 2008. Faz pesquisa na área de Materiais Dentários.

Ficha Catalográfica

Gonçalves, Roberta Amorim de Magalhães Monteiro

Avaliação da resistência à fratura de interfaces adesivas em restaurações odontológicas / Roberta Amorim de Magalhães Monteiro Gonçalves ; orientador: Marcos Venicius Soares Pereira ; co- orientador: Luiz Carlos Pereira. – 2013.

105 f. : il. (color.) ; 30 cm

Dissertação (mestrado)—Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Departamento de Engenharia de Materiais, 2013.

Inclui bibliografia

1. Engenharia de materiais – Teses. 2. Ensaio de Klc. 3. Sistema adesivo. 4. Resina composta. 5. Qualidade em odontologia. I. Pereira, Marcos Venicius Soares. II. Pereira, Luiz Carlos. III. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Departamento de Engenharia de Materiais. IV. Título.

CDD: 620.11

Aos melhores pais do mundo, Elbio e Lucia.
Ao amor da minha vida, Pedro.

Agradecimentos

Ao Prof. Marcos Venicius Soares Pereira por sua orientação e total apoio durante o Mestrado.

Ao Prof. Luiz Carlos Pereira por ter aceitado o convite de co-orientação e pela forma acolhedora que me recebeu.

Ao CNPq e à PUC-Rio, pelos auxílios concedidos, sem os quais este trabalho não poderia ter sido realizado.

Ao Cirurgião-dentista Sérgio Leite pela ajuda em obter o material necessário para a realização da pesquisa.

Ao Laercio Rosignoli por toda ajuda durante a realização da pesquisa.

Ao Prof. André Rocha Pimenta e ao seu aluno Miguel, do Instituto Federal do Rio de Janeiro, por toda atenção e ajuda dada, fatores determinantes para a conclusão do trabalho.

Aos meus amigos de Mestrado por todos os ótimos momentos passados juntos.

A todos os professores do DEMa por todo conhecimento passado de forma inspiradora.

A minha família por todo carinho e apoio sempre.

A Deus, pelas bênçãos dadas e por iluminar os meus caminhos em todos os momentos.

Resumo

Gonçalves, Roberta Amorim de Magalhães Monteiro; Pereira, Marcos Venicius Soares (orientador); Pereira, Luiz Carlos (co-orientador). **Avaliação da resistência à fratura de interfaces adesivas em restaurações odontológicas.** Rio de Janeiro, 2013. 105 p. Dissertação de Mestrado - Departamento de Engenharia de Materiais, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

O sistema adesivo desempenha um papel importante na restauração dental, uma vez que é o responsável por promover a adesão entre o dente e resina. Apesar do avanço deste material, ele ainda pode apresentar problemas quando atua no tratamento restaurador. Sob ação das cargas de mastigação, os possíveis defeitos presentes na interface adesiva podem atuar como concentradores de tensão. Na presença destas descontinuidades, a interface pode comportar-se de maneira frágil, fraturando abruptamente e comprometer a restauração. Quando essa interface não tem muita resistência à fratura, é caracterizada por baixos valores de tenacidade à fratura, K_{Ic} . Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar, por um método alternativo de testes, a tenacidade à fratura da interface dente / restauração utilizando diferentes sistemas adesivos e resinas compostas. Os terceiros molares foram cortados e restaurados com um entalhe pré-existente. De acordo com o material de restauração (adesivos convencional ou autocondicionante; e resinas compostas híbrida ou nanohíbrida), foram divididos em três grupos. A resistência à fratura foi avaliada por meio de testes de K_{Ic} , usando corpos de prova nos quais a zona de processo (região da trinca) é similar à interface de restauração. Após o teste, as superfícies de fratura foram analisadas por microscopia óptica (lupa) e microscopia eletrônica de varredura (MEV) para observar os planos de propagação das trincas nesses ensaios de tenacidade. Análise dos testes mostrou que todos os grupos comportaram-se de maneira semelhante (ruptura frágil), o que foi confirmado pelas análises de superfície. A análise estatística dos valores de K_{Ic} para cada grupo indicou haver diferença entre os grupos comparados. Juntamente com a análise qualitativa da média e do desvio padrão, é possível concluir que o material utilizado no Grupo 3 teve um desempenho superior aos outros.

Palavras-chave

ensaio de K_{Ic} ; sistema adesivo; resina composta; qualidade em Odontologia.

Abstract

Gonçalves, Roberta Amorim de Magalhães Monteiro Gonçalves; Pereira, Marcos Venicius Soares (advisor); Pereira, Luiz Carlos (co-advisor). **Fracture resistance evaluation of adhesive interfaces in dental restorations.** Rio de Janeiro, 2013. 105 p. M.Sc. Dissertation - Departamento de Ciência dos Materiais e Metalurgia, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

The adhesive system plays an important role in dental restoration, since it is responsible for promoting adhesion between the tooth and the composite resin. Despite the advance of this material, it can still present problems when acting in restorative treatment. Under masticatory loads, the possible flaws present in the adhesive interface can act as stress raisers. In the presence of these discontinuities, the interface can behave fragile, fracturing abruptly and compromising the restoration. When this interface has not much resistance to fracture, is characterized by low values of fracture toughness, K_{Ic} . Therefore, the aim of the present study was to evaluate, by an alternative method of testing, the fracture toughness of tooth / restoration interface with different adhesive systems and composite resins. Third molars were cut and restored with a pre-existing crack. According to the restorative material (conventional adhesive or self-etching adhesive, and hybrid or nanohybrid composites), they were divided into three groups. The fracture toughness was measured by K_{Ic} testing, using specimens in which the process zone (crack region) is similar to restoration's interface. After testing, the fracture surfaces were analyzed by optical microscopy (magnifying glass) and scanning electron microscopy (SEM) to observe the propagation of cracks plans. Analysis of the tests showed that all groups behaved similarly (brittle fracture), which was confirmed by surface analyzes. Statistical analysis of the K_{Ic} values for each group indicated difference between the compared groups. With the statistical evaluation and a qualitative analysis of the means and standard deviation was possible to conclude the material used in Group 3 had a better performance than the other groups.

Keywords

K_{Ic} tests; adhesive systems; composite resin; quality in dentistry.

Sumário

1 Introdução	16
2 Revisão de Literatura	18
2.1. Adesão	19
2.1.1. Adesão ao Esmalte	19
2.1.2. Adesão à Dentina	22
2.2. Materiais Restauradores 2.2.1. Sistemas Adesivos	25
2.2.2. Resinas Compostas	28
2.3. Mecânica da Fratura	32
2.3.1. Mecânica da Fratura Linear-Elástica	32
2.3.2. Concentradores de Tensão	33
2.3.3. Fator de Intensidade de Tensão	37
2.3.4. Tenacidade à Fratura dos Materiais Dentários	41
3 Materiais e Procedimento Experimental	44
3.1. Materiais	44
3.1.1. Dentes	44
3.1.2. Materiais Restauradores	44
3.2. Rota de Experimento	46
3.2.1. Amostras do tipo dente-restauração	46
3.2.2. Amostras dos Tipos Adesivo-adesivo e Resina-resina	52
3.2.3. Confeção dos corpos de prova	53
3.2.4. Ensaio de Tenacidade à Fratura	55
3.2.5. Análise Fractográfica	57
4 Resultados e Discussão	58
4.1. Ensaio de Tenacidade à Fratura	58
4.1.1. Validação dos resultados de Tenacidade à Fratura	64
4.2. Análise Fractográfica	68
4.2.1. Microanálise por EDS dos Materiais e do Dente	69

4.2.2. Análise Fractográfica dos Corpos de Prova	73
5 Conclusão	89
6 Referência Bibliográfica	90
7 Anexos	98

Lista de figuras

Figura 1 - Estrutura dentária esquemática. Adaptado de Enciclopédia Britannica, 2012	20
Figura 2 – MEV de um dente na qual se observa a relação entre prismas - <i>P</i> - e substância interprismática - <i>IP</i> -, no corte transversal (A) e longitudinal (B). Distribuição dos prismas na camada de esmalte, indo desde a junção amelodentinária - <i>JAD</i> - até a superfície externa (C). Adaptado de Nanci, 2008	21
Figura 3 – Corte na região de dentina, visto no microscópio óptico (A) e no MEV (B). Adaptado de Nanci, 2008	23
Figura 4 – Interface resina-adesivo-dentina, mostrando as projeções adesivas, <i>tags</i> . Adaptado de Katchburian & Arana, 2010	24
Figura 5 – Defeito elíptico numa placa infinita. Adaptado de Anderson, 1994	33
Figura 6 – Energia <i>versus</i> comprimento de trinca. Adaptado de Branco et al., 1986	35
Figura 7 – Variação da taxa de energia com o comprimento da trinca	37
Figura 8 – Modos de carregamento que podem ser aplicados a uma trinca. Adaptado de Anderson, 1994	38
Figura 9 - Coordenadas à frente da ponta da trinca. Adaptado de Anderson, 1994	38
Figura 10 - Tensão normal ao plano da trinca no modo I de carregamento. Adaptado de Anderson, 1994	40
Figura 11 - Efeito da espessura na tenacidade à fratura. Adaptado de Perez, 2004	41
Figura 12 – Fluxograma da aplicação de cada sistema adesivo	45
Figura 13 – Vista da face oclusal de um molar	47
Figura 14 – Molar após embutimento e corte	48
Figura 15 – Amostra após ajuste para largura de 6 mm	48
Figura 16 – Amostras do Grupo 1 durante condicionamento ácido	49

Figura 17 – Posicionamento da lâmina de barbear na interface dente-restauração	50
Figura 18 – Aplicação de resina na preparação de amostras do tipo dente-restauração	51
Figura 19 – Detalhe do entalhe gerado na interface dente-restauração	51
Figura 20 – Vista lateral esquemática do conjunto dente-restauração, com entalhe posicionado na interface adesiva	52
Figura 21 – Vista lateral das amostras do tipo adesivo-adesivo	52
Figura 22 – Vista lateral das amostras do tipo resina-resina	53
Figura 23 – Corpo de prova para dobramento em 3 apoios	53
Figura 24 – Lâmina posicionada na guia realizada no centro do molde de silicone	54
Figura 25 – Conjunto dente-restauração posicionado no molde antes da complementação com resina epóxi	54
Figura 26 – Retenção adicional local no dente (esquerda) e na resina (direita). As setas indicam as canaletas confeccionadas no dente	55
Figura 27 – Corpo de prova na máquina para ensaio de tenacidade à fratura	56
Figura 28 – Superfície da resina composta fraturada, observada em lupa estereoscópica (7x). A seta indica o limite do entalhe provocado pela lâmina	57
Figura 29 – Curva representativa do ensaio realizado com os Grupos 1, 2 e 3	58
Figura 30 – Curva representativa do ensaio realizado com os corpos de prova do tipo resina-resina	59
Figura 31 – Curva representativa do ensaio realizado com os corpos de prova do tipo adesivo-adesivo	59
Figura 32 – Três tipos de comportamento carga-deslocamento num ensaio K_{Ic} . (ASTM E-399, 2009)	62
Figura 33 – Relação entre o fator de intensidade de tensão no modo I de carregamento (K_{Iap}) e o raio de arredondamento do concentrador de tensão (ρ)	63

Figura 34 – Gráfico com os valores máximos e mínimos, e as médias de cada grupo da interface	66
Figura 35 – Análise por EDS feita na resina composta híbrida	69
Figura 36 – Análise por EDS feita na resina composta nanohíbrida	70
Figura 37 – Análise por EDS feita no adesivo autocondicionante	71
Figura 38 – Análise por EDS feita no dente	72
Figura 39 – Grupo 1 com alto valor de K_{Ic} . Imagem (a) é a metade com a resina composta e imagem (b) é a metade com dente	74
Figura 40 – Detalhe do corpo de prova com maior valor de K_{Ic} mostrado na figura 39. O material que se desprende da resina (a) ficou colado na metade com dente (b)	75
Figura 41 – Análise dos elementos químicos presentes no corpo de prova com maior valor de K_{Ic} , na metade com o dente	75
Figura 42 – Diferentes relevos presentes na superfície de fratura. Região (1) material colado, região (2) dente	76
Figura 43 – Gráficos referentes às regiões 1 e 2 da imagem 42	76
Figura 44 – Grupo 1 com baixo valor de K_{Ic} . Imagem (a) é a metade com a resina composta e imagem (b) é a metade com dente	77
Figura 45 – Análise dos elementos químicos presentes no corpo de prova com menor valor de K_{Ic} no grupo 1, na metade com o dente	78
Figura 46 – Diferentes relevos presentes na superfície de fratura. Região (1) dente, região (2) material	78
Figura 47 – Gráficos referentes às regiões 1 e 2 da imagem 46	79
Figura 48 – Grupo 2, com alto valor de tenacidade à fratura, sendo a imagem (a) a metade com resina composta e a imagem (b) a metade com dente	80
Figura 49 – Grupo 2, com baixo valor de tenacidade à fratura, sendo a imagem (a) a metade com resina composta e a imagem (b) a metade com dente	81
Figura 50 – Análise química da região elevada e da região com depressão mostrada na figura 49a e 49b	82

Figura 51 – Superfície de fratura metade com compósito: 1a – adesivo; 2a – resina composta; 3a – relevo; metade com dente: 1b – dente; 2b – adesivo; 3b – depressão	82
Figura 52 – Gráficos referentes a cada região demarcada na figura anterior	83
Figura 53 – Grupo 3, com valor alto de K_{Ic} , sendo a imagem (a) a metade com compósito e a imagem (b) a metade com dente	84
Figura 54 – Análise química da região demarcada na figura anterior, região da metade com o dente	85
Figura 55 – Regiões 1 e 2 correspondem aos diferentes relevos analisados	85
Figura 56 – Gráficos referentes a cada região demarcada na imagem anterior	86
Figura 57 – Grupo 3, com valor baixo de K_{Ic} , sendo a imagem (a) a metade com dente e a imagem (b) a metade com compósito	86
Figura 58 – Análise química da região demarcada na figura anterior, região da metade com o dente	87
Figura 59 – Regiões de alto e baixo relevo	87
Figura 60 – Gráficos representando as regiões 1 e 2 da figura anterior	88

Lista de tabelas

Tabela 1 - Especificações comerciais dos sistemas adesivos	45
Tabela 2 – Composição dos sistemas adesivos	45
Tabela 3 – Especificações comerciais das resinas compostas	46
Tabela 4 – Especificações técnicas das resinas compostas	46
Tabela 5 – Grupos de restauração testados	47
Tabela 6 – Valores de cargas de fratura nas interfaces dente-restauração	60
Tabela 7 – Valores de cargas de fratura (sistema resina-resina) e de cargas máximas (sistema adesivo-adesivo)	61
Tabela 8 – valores do K_Q dos grupos dente-restauração	64
Tabela 9 – valores do K_Q dos sistemas resina-resina e adesivo-adesivo	64
Tabela 10 – valores médios de K_{Ic} dos grupos dente-restauração	66
Tabela 11 – valores de K_{Ic} dos grupos resina-resina	67

Lista de gráficos

Gráfico 1 – percentuais dos elementos encontrados no compósito híbrido	69
Gráfico 2 – Percentuais dos elementos encontrados no compósito nanohíbrido	70
Gráfico 3 – percentuais dos elementos encontrados no adesivo autocondicionante	71
Gráfico 4 – percentuais dos elementos encontrados no dente	72

1

Introdução

As restaurações adesivas têm sido amplamente utilizadas nas clínicas odontológicas. É por meio delas que se torna possível restabelecer a função, a estética e a saúde de dentes comprometidos, seja por cárie, por trauma ou por doenças.

Devido à necessidade de aplicação de materiais com propriedades adequadas nas restaurações odontológicas, as indústrias do setor vêm pesquisando, desenvolvendo e oferecendo ao mercado consumidor uma variedade considerável de resinas compostas e sistemas adesivos com características diferentes para serem usadas nesse procedimento.

Mesmo com o avanço na tecnologia de materiais e nas técnicas de restauração utilizadas, ainda é comum se observar algumas falhas nas restaurações, principalmente na interface dente-resina composta, ou seja, falhas no sistema adesivo.

Para se obter uma restauração sem descontinuidades axiais, ou seja, sem espaço entre o material restaurador e o dente, é preciso que a força de adesão do sistema adesivo seja maior do que a força de contração de polimerização da resina. Desta forma, a função primordial do sistema adesivo é promover uma forte adesão da dentina e/ou esmalte com a resina composta (Gomes et al, 2000). Sendo assim, a capacidade de obter uma ligação forte e durável entre o material restaurador e a estrutura dentária é de suma importância para o sucesso ou fracasso clínico de muitas restaurações dentárias (Toparli & Aksoy, 1998).

Por substituir o dente, o material restaurador sofre constantemente ação de cargas mastigatórias. Descontinuidades presentes na interface adesiva podem agir como concentradores de tensões aumentando a ação das cargas de mastigação, que por sua vez, contribuem para o aumento da própria descontinuidade, resultando na fratura da restauração.

Quando na presença de descontinuidades, os adesivos podem comportar-se de maneira frágil, fraturando abruptamente e comprometendo o tratamento

restaurador. Assim, pode-se dizer que estes materiais possuem pouca resistência à fratura, caracterizada por valores baixos de tenacidade à fratura, K_{Ic} .

O objetivo do presente trabalho foi avaliar, por meio de uma metodologia alternativa, a resistência à fratura da interface dente/restauração com diferentes sistemas adesivos e resinas compostas. Para tal, dentes terceiros molares foram divididos em três grupos. Estes dentes foram cortados e restaurados, variando os materiais restauradores utilizados (adesivos e resinas compostas). Após a preparação das interfaces, a tenacidade à fratura das mesmas foi avaliada através do ensaio de K_{Ic} . Com isto, foi possível se determinar a influência das diferentes características da interface dente-restauração sobre os valores das suas respectivas resistências à fratura. Posteriormente, as superfícies de fratura foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV) para se observar os planos de propagação das trincas durante os ensaios de tenacidade.

2 Revisão de Literatura

Mesmo com as melhorias observadas nos materiais restauradores, um dente restaurado não está isento de intervenções e recidiva de cárie (Dubinski et al., 2005). Alguns fatores podem influenciar negativamente o tratamento restaurador, havendo a necessidade de substituí-lo posteriormente.

Catelan e colaboradores (2010) realizaram uma revisão dos principais fatores relacionados à longevidade clínica de restaurações classe II (restaurações preparadas nas superfícies proximais de dentes posteriores, podendo ou não estender-se para a face oclusal) feitas com resina composta. Foi concluído que o avanço das propriedades das resinas, associado aos sistemas adesivos atuais, possibilita o uso deste material nas restaurações de dentes posteriores.

Porém, outro estudo feito em 2005, mostrou resultados diferentes. Nele, foram avaliadas as causas das substituições das restaurações, tanto de amálgama quanto de resina. Dos 151 trabalhos feitos com resina composta, 47,7% apresentavam manchamento na interface e 18,5% possuíam cárie secundária. Ambas as causas podem estar relacionadas com falha do sistema adesivo. Quanto ao tempo de uso, observou-se que 48% das restaurações de resina composta que foram substituídas tinham menos que cinco anos, um número alto comparado com as restaurações de amálgama (24%) para o mesmo intervalo de tempo (Dubinski et al., 2005).

No estudo desenvolvido por Santoro (2004), também foi realizada uma avaliação do tratamento restaurador. O principal defeito encontrado nas restaurações de resina composta foi a cárie secundária (40%) seguido por alteração de cor (28%). Além disso, observou-se que a cárie secundária foi mais freqüente nos tratamentos feitos com os compósitos (40%) do que com amálgama (19,3%). O autor concluiu que o ressurgimento da cárie e/ou manchamento do material restaurador pode ser resultado da infiltração marginal, causada por um preparo cavitário incorreto, contração de polimerização e coeficiente de expansão térmica diferente do tecido dental.

2.1. Adesão

“A infiltração adjacente aos materiais dentários restauradores resulta de uma insuficiente ou incompleta adesão” (Anusavice, 2005).

O fenômeno da adesão ocorre quando duas substâncias são postas em contato e suas moléculas dissimilares são atraídas ou se aderem umas às outras. Segundo Craig (2004), para que haja uma interface adesiva ideal, é necessário que a superfície do substrato esteja limpa aumentando, assim, a energia superficial; o adesivo tenha baixo ângulo de contato para que possa escoar e molhar todo o substrato; não haja ar ou qualquer outro material entre o substrato e o agente de união; a interface seja capaz de resistir física, química e/ou mecanicamente às forças intrabuciais de descolamento; e que o adesivo seja bem polimerizado.

Anusavice (2005) também cita fatores que desempenham funções na obtenção de união adesiva. São eles: molhamento, interpenetração (formação da zona híbrida), retenção micromecânica e adesão química.

2.1.1. Adesão ao Esmalte

O esmalte é o tecido mais externo do órgão dentário e o mais mineralizado do corpo humano. Ele possui 96% de matéria inorgânica (cristais de apatita) e 4% de matéria orgânica e água. É um tecido não vital e sem sensibilidade (Melfi & Alley, 2010). Suas características estruturais e de composição permitem que ele resista a forças mastigatórias e aos ácidos provenientes dos alimentos e bactérias (Nanci, 2008; He et al., 2006). A figura a seguir apresenta, esquematicamente, uma estrutura dentária, com sua morfologia característica.

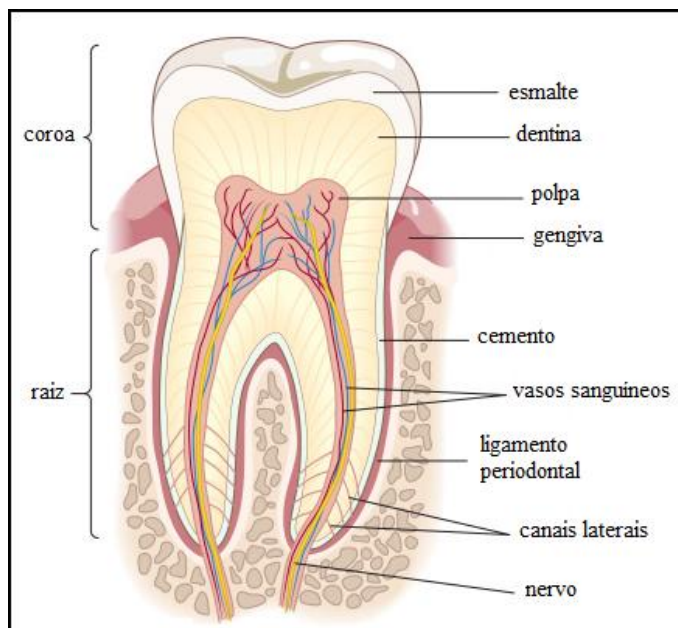


Figura 1 - Estrutura dentária esquemática. Adaptado de Enciclopédia Britannica, 2012

Os cristais de apatita, juntos com a matriz orgânica, se organizam estruturalmente, definindo dois tipos de esmalte: o prismático, que possui como unidade estrutural os prismas de esmalte. E o aprismático, desprovido dessas estruturas (Gomes, 1996); (Fraga & Luca-Fraga, 2001). Os prismas de esmalte possuem 4 micrometros (μm) de diâmetro e se estendem desde a linha amelodentinária (limite entre esmalte e dentina) até a superfície externa da coroa. Cada prisma está recoberto por uma bainha e parecem estar cimentados uns aos outros por uma substância interprismática. (Melfi & Alley, 2010; Figún & Garino, 2003).

Em cortes transversais, eles assemelham-se a buracos de fechadura, possuindo uma porção mais larga - cabeça do prisma - e outra mais estreita - cauda do prisma. (Nanci, 2008); (Meckel et al., 1965)

Na Figura 2 é possível observar a relação entre os prismas (P) e substância interprismática (IP) e a distribuição dos prismas na camada de esmalte.

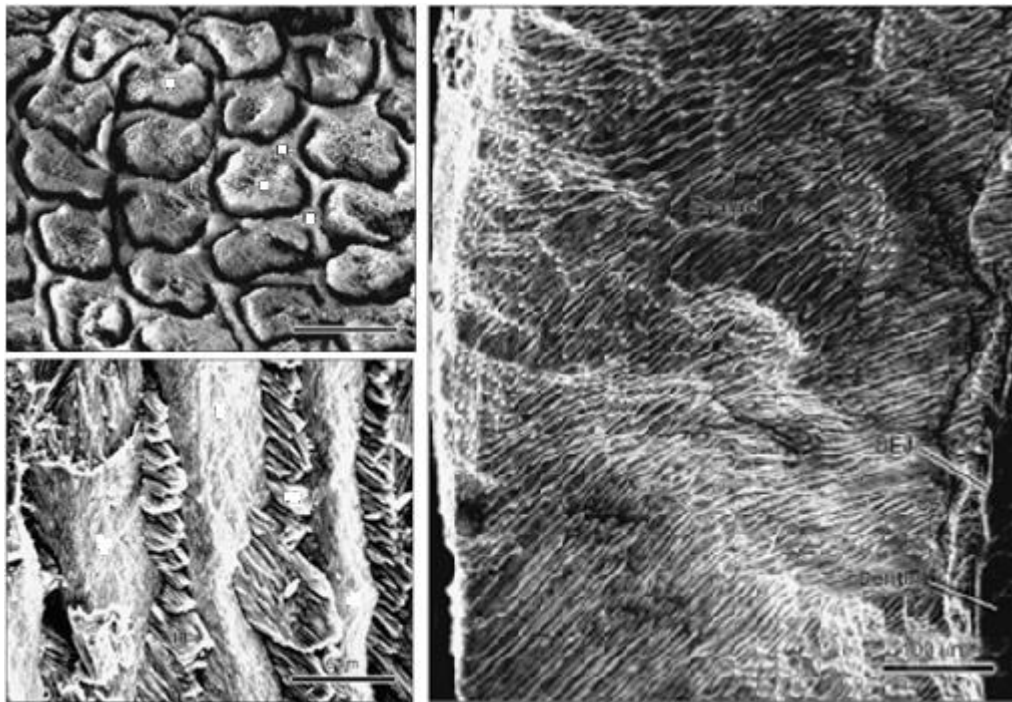


Figura 2 – MEV de um dente na qual se observa a relação entre prismas - *P* - e substância interprismática - *IP* -, no corte transversal (A) e longitudinal (B). Distribuição dos prismas na camada de esmalte, indo desde a junção amelodentinária - *JAD* - até a superfície externa (C). Adaptado de Nanci, 2008

A forma como os cristais de apatita estão dispostos dentro do prisma pode variar. Essa variação influencia no resultado final do condicionamento ácido, influenciando também a adesão (Fraga & Luca-Fraga, 2001).

A adesão ao esmalte é uma técnica relativamente simples, sem grandes requisitos e limitações (Baratieri et al., 2001). Os bons resultados obtidos na adesão ao esmalte estão relacionados com a morfologia específica da interface após o condicionamento ácido (Erickson et al., 2009).

Com o condicionamento ácido do esmalte, obtém-se limpeza superficial, aumento da energia livre de superfície, desmineralização parcial e formação de microporosidades. A ausência de umidade do substrato também favorece a adesão (Donassollo et al, 2010).

O ataque ácido remove em torno de 10 μm da superfície do esmalte. Ele dissolve os cristais de hidroxiapatita, criando uma camada porosa com profundidade de 5 a 50 μm . O adesivo e a resina penetram nessas porosidades e formam os chamados *tags* resinosos, responsáveis pela retenção mecânica da restauração (Anusavice, 2005; Paradella & Fava, 2007).

Trabalhos mais antigos já relacionavam o uso do ácido com uma melhor adesão do material restaurador ao esmalte (Gwinnett & Matsui, 1967; Buonocore et al., 1968). Atualmente, com o surgimento de novos materiais, houve algumas mudanças quanto aos passos para uma restauração. Porém, em todas elas, o condicionamento ácido ainda se faz presente.

Os sistemas adesivos de esmalte foram desenvolvidos para melhorar o molhamento e adaptação da resina ao esmalte condicionado, por meio da combinação de diferentes dimetacrilatos (resinas hidrofóbicas), que funcionavam muito bem neste substrato, pela baixa presença de água. Hoje, estes sistemas adesivos têm sido substituídos pelos mesmos agentes usados para a dentina, a fim de possibilitar uma adesão simultânea (Anusavice, 2005; Craig, 2004).

2.1.2. Adesão à Dentina

A dentina é um tecido complexo localizada internamente ao esmalte, na parte coronal e ao cemento, na parte radicular (vide Figura 1). Ela reveste a polpa dentária, estando intimamente relacionada com a mesma. É o tecido mais volumoso do elemento dentário e não possui contato com o meio externo, em condições em que o dente encontra-se hígido (Figún & Garino, 2003). Ela é composta por 50% de material inorgânico (hidroxiapatita), 30% de material orgânico (em sua maioria de fibras colágenas tipo I) e 20% de fluido. (Anusavice, 2005)

Por ser um tecido com propriedade elástica, a dentina fornece flexibilidade e previne a fratura do esmalte suprajacente. O esmalte, com sua alta dureza, pode ser quebradiço. Por isso, a dentina, mais resiliente, é necessária para manter sua integridade. Quando desapoiado, o esmalte pode fraturar facilmente. (Nanci, 2008).

A dentina se caracteriza pela presença de túbulos dentinários, canais que se estendem desde a polpa até a junção amelodentinária, na coroa e até a junção cemento-dentina na raiz. Esses túbulos contêm, em seu interior, os prolongamentos dos odontoblastos, células responsáveis pela formação da dentina e por sua manutenção (Nanci, 2008). A quantidade destes canais varia de acordo com a proximidade do tecido pulpar. Na junção amelodentinária, a dentina

apresenta, em média, 10.000 túbulos/mm², na porção média, 30.000 túbulos/mm² e, próximo à polpa, 50.000 túbulos/mm². (Martinelli et al., 2001)

As paredes dos túbulos são constituídas de dentina peritubular, a qual apresenta maior conteúdo mineral do que a dentina intertubular. Esta, por sua vez, está localizada entre os túbulos e consiste em uma rede firmemente entrelaçada de fibrilas de colágeno (Figura 3).

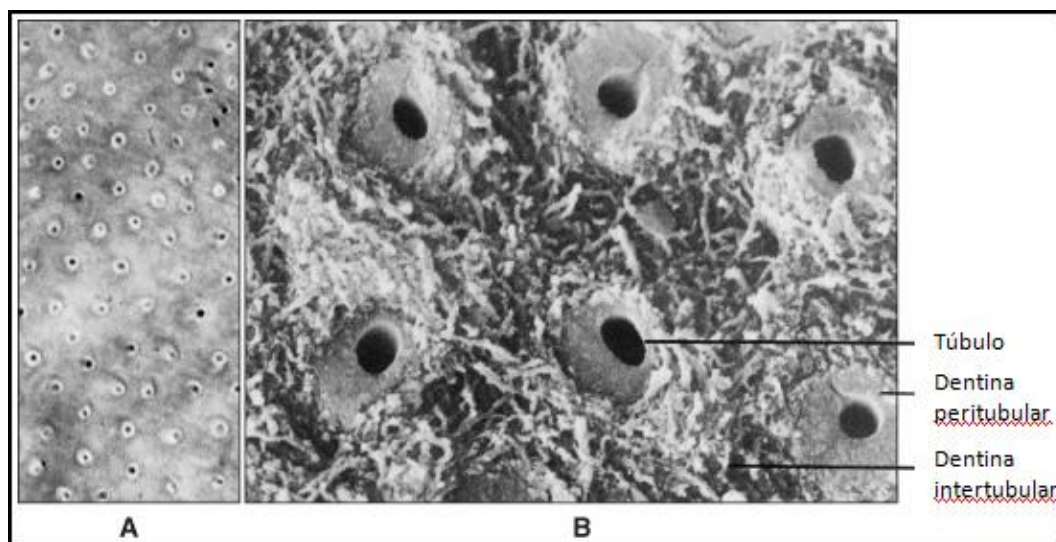


Figura 3 – Corte na região de dentina, visto no microscópio óptico (A) e no MEV (B). Adaptado de Nanci, 2008

No elemento dentário podem existir três tipos de dentina: (1) a dentina primária, presente na maior parte do dente. Ela é formada até que o ápice radicular esteja completo; (2) dentina secundária, camada formada após o fechamento do ápice da raiz. Ela é estruturalmente semelhante à dentina primária, tendo apenas leve mudança na direção dos túbulos; (3) e dentina terciária, também conhecida como dentina reacional ou reparadora, que surge como resposta a estímulos tais como cárie e atrito, numa tentativa dos odontoblastos em construir uma barreira contra a agressão. Ela pode apresentar túbulos regulares, irregulares ou até mesmo não possuí-los (Katchburian & Arana, 2010).

A formação da camada híbrida é considerada como o mecanismo de adesão à dentina mais eficiente (Susin et al, 2007). Ela é composta por uma mistura de componentes dentinários, monômeros resinosos e resina polimerizada no nível

molecular, após realização do ataque ácido (Nakabayashi et al., 1992; Arrais & Giannini, 2002).

Simultaneamente à formação da camada híbrida, há penetração dos materiais restauradores nos túbulos dentinários, gerando os *tags*, mas estes, segundo Craig (2004), parecem ser de pouco valor no que se refere à adesão, já que são flexíveis e macios (Figura 4).

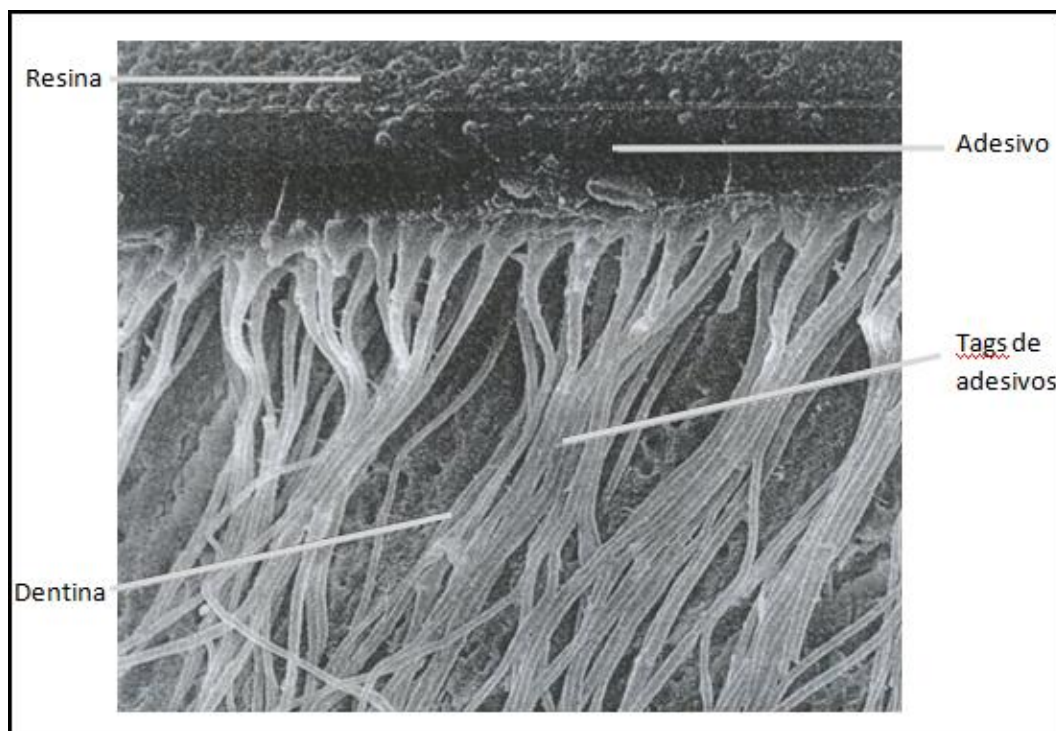


Figura 4 – Interface resina-adesivo-dentina, mostrando as projeções adesivas, *tags*. Adaptado de Katchburian & Arana, 2010

A adesão na dentina é mais difícil do que no esmalte, já que ela apresenta mais componentes orgânicos, presença de fluidos dentro dos túbulos, lama dentinária (*smear layer*) e umidade na superfície (Susin et al., 2007). Além disso, outros fatores, como orientação dos túbulos, localização da dentina (superficial ou profunda), tipo de dentina e permeabilidade dentinária parecem influenciar na adesão (Pashley et al., 1989; Phrukkanon et al., 1999; Wang et al., 2007).

2.2. Materiais Restauradores

2.2.1. Sistemas Adesivos

A longevidade de uma restauração está diretamente relacionada com sua adesão ao substrato dentário. A falta de adesão dos materiais restauradores foi um dos maiores problemas da dentística restauradora, que começou a ser sanada a partir de 1955, com a introdução da técnica de condicionamento ácido do esmalte por Buonocore, levando ao início da Odontologia Adesiva (Buonocore, 1955 *apud* Martins et al., 2008).

Fusayama e co-autores, em 1979, contribuíram para mais um avanço na adesão, quando condicionaram simultaneamente dentina e esmalte com ácido fosfórico e mostraram que a adesão, tanto no esmalte quanto na dentina, teve uma melhora.

Atualmente, os agentes adesivos são usados na dentina e no esmalte. Como a adesão à dentina ainda representa um grande desafio para a Odontologia, surgem no mercado diversos adesivos com a finalidade de melhorar as propriedades dos produtos já existentes.

Devido a esta diversidade de sistemas adesivos, houve uma necessidade de classificá-los para melhor compreensão dos cirurgiões dentista quanto às suas propriedades químicas e físicas, além de sua correta utilização (Martins et al., 2008).

Deste modo, os sistemas adesivos podem ser classificados (Coelho et al., 2012; Silva et al., 2010) de acordo com:

- 1) forma de tratamento da smear layer (remoção total, parcial ou sem remoção);
- 2) número de passos clínicos (sistemas adesivos **convencionais** de 2 ou 3 passos e sistemas adesivos **autocondicionantes** de 1 ou 2 passos);
- 3) geração a qual pertence (da 1ª à 7ª geração). As três primeiras gerações não são mais comercializadas.

Os adesivos autocondicionantes, assim como os adesivos convencionais, possuem três passos básicos: condicionamento ácido, *primer* e adesivo (Tay et al., 2002). Porém, eles se diferem na forma como estes três passos são apresentados.

Os adesivos convencionais são compostos pelos adesivos de 4ª e 5ª geração. Eles fazem o condicionamento total, ou seja, removem toda a *smear layer* e divide-se em duas ou três etapas clínicas. Primeiramente, há a desmineralização do esmalte e dentina pelo ácido fosfórico. Em seguida, aplica-se o *primer* e o adesivo separadamente (3 passos clínicos) ou combinados em um único frasco (2 passos clínicos) (Gonçalves et al., 2008; Leitão, 2008; Kugel & Ferrari, 2000).

Os sistemas adesivos autocondicionantes (6ª e 7ª geração), também conhecidos pelo termo inglês *self-etching*, estão apresentados de duas formas: ácido e *primer* num mesmo frasco mais o adesivo aplicado separadamente (2 passos clínicos), ou ácido, *primer* e adesivo combinados em uma mesma aplicação (passo único) (Oliveira et al., 2010; Coelho et al., 2012; Kugel & Ferrari, 2000).

Quando o sistema adesivo convencional é usado, é necessário secar o elemento dentário após o condicionamento ácido. Isso se torna um risco para a adesão à dentina, uma vez que a secagem pode levar ao colapso das fibras colágenas e impedir a penetração dos monômeros do sistema adesivo (Bouillaguet et al., 2001; Reis et al., 2004). Além disso, uma camada de colágeno descalcificada e não preenchida por resina pode afetar a união da mesma com a resina e pode levar à sensibilidade pós operatória (Miyazaki et al., 2003; Eick et al., 1991).

Assim, os adesivos autocondicionantes aparecem como uma boa alternativa. Como não há condicionamento ácido separado, não há lavagem nem secagem, eliminando o risco de sobrecondicionar e/ou umedecer excessivamente a dentina. (Martins et al., 2008)

Segundo Tay e co-autores (2000), num sistema adesivo autocondicionante, ao mesmo tempo que o ácido desmineraliza a dentina, os monômeros se infiltram no tecido. Deste modo, não haverá zona desmineralizada sem preenchimento do material. Teoricamente, não haveria espaço na dentina, melhorando o selamento marginal e a adesão à dentina.

Apesar de parecer uma evolução dos adesivos convencionais, os sistemas autocondicionantes, em alguns trabalhos, apresentam respostas inferiores a dos seus antecessores.

Em 2008, García comparou a resistência de união de 3 sistemas adesivos em dentina humana, sendo um adesivo convencional de dois passos, um

autocondicionante de passo único e outro autocondicionante de dois passos. Os dentes foram restaurados seguindo instruções do fabricante e após armazenamento de 24 horas, eles foram submetidos ao teste de microtração. Os resultados mostraram que o adesivo convencional obteve valores de resistência superiores aos demais adesivos.

Num trabalho realizado por Knobloch e colaboradores (2007), foi comparada a resistência de união de 3 adesivos autocondicionantes de passo único, 2 adesivos autocondicionantes de dois passos e um adesivo convencional de dois passos, totalizando 6 agentes de união. Resinas compostas na forma cilíndrica foram unidas por cada um desses agentes na dentina de terceiros molares. Estes dentes passaram por um processo de termociclagem antes de serem submetidos ao teste. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre os dois tipos de adesivos autocondicionantes. Entretanto, uma resistência de união obtida com o adesivo convencional foi significativamente maior do que a obtida pelos autocondicionantes.

Paradella & Fava (2007), estudaram a resistência adesiva de 3 sistemas em esmalte. Os adesivos usados foram: um de condicionamento total (convencional), um *self-etching* de 2 passos e outro de passo único. Cilindros de resinas foram unidos ao esmalte por cada um dos adesivos. Os espécimes foram armazenados por 24 horas, termociclados e depois submetidos ao teste de cisalhamento. Os resultados de resistência adesiva não mostrou diferença significativa entre os adesivos convencional e *self-etching* de 2 passos. Porém, o autocondicionante de passo único apresentou resultados significativamente menores que os demais. Além disso, os autores observaram uma diferença no tipo de fratura entre o adesivo convencional e os autocondicionantes, o que poderia ter uma implicação clínica.

Outro estudo, realizado por Foong e co-autores (2006) testaram a resistência de união de diferentes sistemas adesivos autocondicionantes em esmalte. Foram usados um adesivo de 2 passos e outros três adesivos de passo único. Os resultados encontrados foram semelhantes aos obtidos em 2007 por Knobloch e colaboradores e por Paradella & Fava, em que se observa uma pior resposta de união dos adesivos de passo único.

O estudo feito por Van Landuyt et al. (2006) comparou a adesão de um sistema *self-etching* de dois passos tanto na dentina quanto no esmalte. O autor

testou também se um condicionamento ácido extra antes da aplicação do adesivo autocondicionante aumentaria a adesão do mesmo aos substratos. Os resultados mostraram que um ataque ácido prévio melhorou a adesão ao esmalte, enquanto que na dentina houve uma diminuição significativa da adesão. Quanto aos espécimes sem ataque ácido prévio, os valores de adesão à dentina foram maiores.

Quanto à capacidade de selamento, o trabalho de Brackett e co-autores (2006) comparou o selamento nas margens da dentina e esmalte de 3 adesivos autocondicionantes e um adesivo convencional. Foi observado que nas margens da dentina, não houve diferença no selamento entre os adesivos. No esmalte, porém, as maiores infiltrações ocorreram com os sistemas adesivos autocondicionantes. Houve uma melhora no selamento marginal do esmalte quando foi feito um ataque ácido antes de usar os adesivos autocondicionantes.

No trabalho realizado por Costa (2001) foi avaliado a microinfiltração de três diferentes tipos de adesivos: de múltiplos frascos, de frasco único, e um último autocondicionante. Os resultados mostram que os três adesivos não foram capazes de evitar a microinfiltração e que o adesivo autocondicionante se comportou da mesma forma que os adesivos de condicionamento total.

Revisões de literatura realizadas por diferentes autores (Coelho et al., 2012; Oliveira et al., 2010; Silva et al., 2010; Gonçalves et al., 2008; Martins et al., 2008) mostram que os adesivos autocondicionantes apresentam algumas limitações quando comparados aos sistemas convencionais, principalmente os de passo único. Porém, podem ser considerados promissores e constituírem uma alternativa viável em casos específicos. Alguns autores acreditam que mais investigações devam ser feitas.

2.2.2. Resinas Compostas

Desde seu surgimento, em meados dos anos 60, as resinas compostas têm tido um desenvolvimento significativo. Apesar das melhoras, as resinas atuais ainda apresentam algumas limitações, como contração de polimerização, falhas na interface e alto coeficiente de expansão térmica, que podem influenciar na longevidade das restaurações. (Peutzfeldt, 1997; Jandt & Sigusch, 2009)

As resinas compostas são constituídas, basicamente, de matriz orgânica, uma mistura de monômeros de dimetacrilatos que formam polímeros com grande número de ligações cruzadas; partículas inorgânicas, que melhoram algumas propriedades das resinas; e agente de união que promove a união entre matriz e partículas. Ainda possuem outros componentes como um sistema ativador-iniciador, que converte a pasta plástica e modelável em uma restauração rígida e durável; pigmentos, que auxiliam na combinação da cor da resina com a estrutura dental; e outros aditivos. (Anusavice, 2005)

As resinas compostas são categorizadas de acordo com sua consistência. As resinas compostas *flow* possuem baixa viscosidade e são usadas como forro em restaurações posteriores, pois, “amortecem” tensões devido ao baixo módulo de elasticidade. Já as resinas compostas compactas possuem propriedades mecânicas e físicas melhores e são usadas para recriar a anatomia e os espaços interproximais. (Ferracane, 2010)

Esses materiais também podem ser classificados de acordo com o tipo de carga inorgânica usada. As resinas compostas com macropartículas (cargas de 50 µm de diâmetro) possuem boa resistência, porém não são mais usadas, pois apresentam lisura superficial insatisfatória devido ao tamanho das partículas. As resinas compostas microparticuladas proporcionam alta lisura superficial, mas possuem alta contração de polimerização por conta da baixa porcentagem em peso dessas cargas inorgânicas. Buscando associar as propriedades das macro e microparticuladas, surgiram as resinas compostas híbridas e microhíbridas, em que se combinam os dois tipos de cargas anteriores. Mais recentemente, surgiram as resinas compostas nanoparticuladas, com cargas variando de 20 a 75 nm e com propriedades bastante satisfatórias. Essas nanopartículas também foram associadas com outras cargas, formando as chamadas resinas compostas nanohíbridas. (Klapdohr & Moszner, 2005; Ferraz da Silva et al., 2008; Ferracane, 2010)

Segundo Anusavice (2005), a incorporação de cargas à matriz orgânica melhora imensamente as propriedades do material: aumenta a dureza e resistência, diminui a contração de polimerização, a expansão e contração térmica, entre outras vantagens.

Em 1985, Li e co-autores estudaram se o tamanho e quantidade das partículas inorgânicas influenciariam nas propriedades dos materiais compósitos

(resinas compostas). Eles incorporaram partículas em uma matriz sem carga, em que variavam o tamanho das partículas (2 e 15 μm) e a quantidade, em percentual de volume (20, 40, 45, 50, 53, 60, 65%). Foi avaliada a profundidade de polimerização, a dureza, a absorção de água, a resistência à compressão, o comportamento tensão-deformação sob compressão lenta, a abrasão por escovação e o desgaste por hidroxiapatita sintética. Os resultados indicam que quando se aumenta a quantidade de cargas inorgânicas, há um aumento da rigidez, da resistência à compressão e da dureza, e diminuição da absorção de água. A incorporação de cargas com 2 μm na matriz diminuiu a resistência à abrasão por escovação quando comparada com a matriz sem cargas, porém com as partículas de 15 μm aumentou a resistência do compósito. Todas as matrizes que possuíam cargas tiveram uma melhor resistência ao desgaste por hidroxiapatita. Quando comparado o mesmo percentual de carga, porém com tamanhos diferentes, observou-se que as cargas maiores (15 μm) tiveram uma resposta superior nas propriedades: absorção de água, profundidade de polimerização, resistência à compressão e ao desgaste por escovação. As demais propriedades foram pouco influenciadas pelo tamanho das partículas.

Em 2007, Rodrigues Junior e colaboradores avaliaram se o conteúdo inorgânico influenciaria na resistência à flexão e no módulo de elasticidade das resinas compostas. Foram utilizadas resinas compostas nanoparticulada, microparticulada e híbrida. Após tempo de armazenamento, as amostras foram testadas através do ensaio de flexão em três pontos e a avaliação do peso do conteúdo inorgânico foi determinada através da incineração da fase orgânica (matriz). O resultado mostra que o compósito microparticulado apresentou menor conteúdo inorgânico e propriedades mecânicas mais baixas. Porém, o compósito nanoparticulado possuía o maior conteúdo de carga e não obteve o melhor resultado. Duas de três resinas compostas híbridas usadas tiveram o melhor resultado. Após análise estatística, os autores concluíram que o conteúdo inorgânico interfere significativamente na resistência à flexão e no módulo de elasticidade dos compósitos testados.

Pires (2008) avaliou e comparou a resistência à tração diametral e microdureza de resinas compostas nanoparticuladas. Foram utilizadas cinco marcas comerciais de resinas com diferentes matrizes orgânicas e percentuais em peso de cargas inorgânicas. Após os testes, foi observado que os compósitos

apresentaram comportamento mecânico diferente. As resinas que possuíam maior percentual em peso de carga obtiveram o maior valor de resistência à tração diametral e de microdureza.

Segundo estudo feito por Asmussen & Peutzfeldt (1998), a presença de componentes na matriz afeta algumas propriedades da resina composta. O objetivo foi determinar o efeito dos monômeros resinosos dimetacrilato de uretana (*UEDMA*), metacrilato de trietilenoglicol (*TEGDMA*) e bisfenol glicidil metacrilato (*BisGMA*) na resistência à tração diametral, resistência à flexão e módulo de elasticidade. Os testes foram realizados com 30 espécimes, variando a proporção dos monômeros. Os resultados mostram que a substituição do *TEGDMA* e do *BisGMA* pelo *UEDMA* aumenta a resistência à tração e à flexão; a substituição de *BisGMA* por *TEGDMA* aumenta a resistência à tração, porém diminui a resistência à flexão. Além disso, para uma dada quantidade de *UEDMA*, variando a relação de *BisGMA* e *TEGDMA*, atingiu-se um valor máximo no módulo de elasticidade. Assim, foi concluído que variando a quantidade relativa desses monômeros, tem-se um efeito significativo nas propriedades mecânicas.

Ellakwaa e co-autores (2007) estudaram o efeito da composição da matriz na contração de polimerização e na propriedade reológica de resinas compostas experimentais. Assim como no estudo anterior, eles variaram a proporção dos monômeros presentes na matriz *UDMA* (dimetacrilato de uretana), *TEGDMA* e *BisGMA*. Os resultados mostraram que variando a relação entre os monômeros, é possível variar a contração de polimerização e a viscosidade.

Em 2010, Ruttermann e colaboradores avaliaram algumas propriedades mecânicas de uma resina composta convencional, com matriz composta de *UDMA*, *BisGMA* e *TEGDMA* comparando-a com outras resinas experimentais, compostas por diferentes monômeros disponíveis comercialmente. Os monômeros experimentais foram selecionados de acordo com peso molecular, funcionalidade, viscosidade e contração de polimerização. As resinas experimentais possuíam a mesma carga inorgânica e na mesma quantidade que a resina convencional. Foi testada a resistência à flexão, módulo de flexão, absorção de água, solubilidade e contração de polimerização de todas as resinas. Os resultados revelaram uma diferença significativa entre os monômeros usados e as propriedades. O *UDMA* e *BisGMA* foram substituídos por monômeros alternativos sem que houvessem perdas na resistência à flexão, módulo de flexão. Ao

substituir o *TEGDMA* por um monômero alternativo aumentou a resistência à flexão. Uma redução da contração de polimerização foi observada quando um monômero hidrofílico foi utilizado. Com estes resultados, os autores concluíram que existem no mercado monômeros que fornecem propriedades iguais ou até melhores do que os monômeros usados na matriz convencional.

Apesar de existir no mercado resinas de alta qualidade, nenhuma atingiu ainda a excelência de um material restaurador ideal, necessitando, assim, de pesquisas a fim de melhorar as propriedades das resinas atuais. (Ferracane, 2010; Ferraz da Silva et al., 2008)

2.3. Mecânica da Fratura

Segundo Perez (2004), a Mecânica da Fratura é o estudo do comportamento mecânico dos materiais que contêm trincas ou descontinuidades submetidas a uma carga aplicada, que lida com o processo irreversível de ruptura do sólido devido à nucleação e crescimento de trincas.

A Mecânica da Fratura pode ser dividida em: Mecânica da Fratura Linear-Elastica (MFLE) e Mecânica da Fratura Elasto-Plástica (MFEP). A primeira é utilizada quando o material fratura ainda no regime linear-elástico, ou seja, sem deformação plástica. A segunda é aplicada em materiais que fraturam num estado biaxial de tensões, apresentando uma zona plástica.

2.3.1. Mecânica da Fratura Linear-Elastica

Os estudos da Mecânica da Fratura se desenvolveram quando cálculos se tornaram insuficientes para explicar falhas de estruturas solicitadas por níveis de tensões bem abaixo dos admissíveis. (Rosa, 2002) Experimentos de Leonardo da Vinci, Griffith e outros indicaram que essa discrepância entre a tensão real atuante nos materiais frágeis e a estimativa teórica ocorria devido a falhas presentes no material. Estas falhas atuam como concentradores de tensão, diminuindo a tensão global suportada pelo material, ampliando a tensão localmente. (Anderson, 1994)

2.3.2. Concentradores de Tensão

A primeira evidência quantitativa para o efeito de concentração de tensões das falhas foi promovida por Inglis, quando analisou uma trinca elíptica vazante numa placa infinita (trinca é muito pequena em relação às dimensões da placa), de comprimento $2a$ e altura (eixo menor da elipse) $2b$ (Figura 5). Ele mostrou que a tensão nas extremidades da elipse era maior do que a tensão nominal, quando esta era aplicada ao material perpendicular ao comprimento $2a$. (Anderson, 1994)

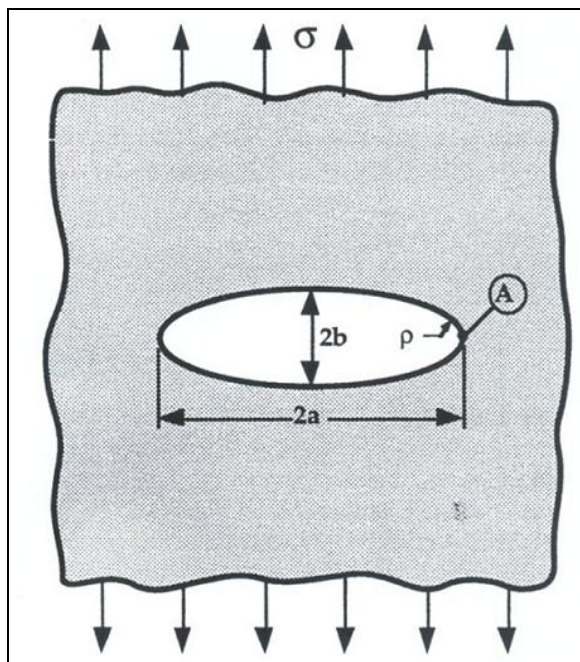


Figura 5 – Defeito elíptico numa placa infinita. Adaptado de Anderson, 1994

Assim, a tensão na ponta da elipse é dada pela seguinte expressão:

$$\sigma_m = \sigma_0 \left[1 + 2a/b \right], \quad (\text{Equação 1})$$

onde σ_m é a tensão máxima na ponta do defeito; σ_0 é a tensão aplicada; a e b são referentes à geometria do defeito. A razão entre σ_m / σ_0 é definida como o fator de concentração de tensões (K_t), que para um defeito circular ($2a = 2b$) seu valor é 3.0. (Anderson, 1994)

Quando o eixo maior da elipse, a , aumenta em relação ao eixo menor, b , a elipse começa a tomar forma de uma trinca. Para uma elipse qualquer, o menor raio de curvatura (ρ) é fornecido por:

$$\rho = b^2/a \quad (\text{Equação 2})$$

Substituindo na equação 1, esta pode ser reescrita como:

$$\sigma_m = \sigma_0 [1 + 2 (a/\rho)^{1/2}] \quad (\text{Equação 3})$$

Logo, para uma trinca:

$$K_t = \sigma_m / \sigma_0 = 1 + 2 (a/\rho)^{1/2} \quad (\text{Equação 4})$$

Quando o tamanho do defeito (a) for muito maior em relação ao raio de curvatura (ρ), tem-se uma nova equação:

$$\sigma_m = 2 \sigma_0 (a/\rho)^{1/2} \quad (\text{Equação 5})$$

Substituindo:

$$K_t = 2(a/\rho)^{1/2} \quad (\text{Equação 6})$$

Pela Equação 6, pode-se concluir que quanto maior o tamanho do defeito (a) e/ou quanto menor for o seu raio de curvatura (ρ), maior será o fator de concentração de tensão (K_t).

Por não sofrerem deformações plásticas, o efeito do fator de concentrador de tensões é mais significativo em materiais frágeis. (Silva, 2004)

Sete anos após o trabalho de Inglis, Griffith também usou um defeito elíptico numa placa infinita para analisar a tensão para uma propagação instável de trinca. Ele formulou sua teoria de fratura baseado no simples conceito de balanço de energia, apoiado na Primeira Lei da Termodinâmica. (Anderson, 1994)

O critério de Griffith relaciona a variação total na energia de um corpo trincado com a variação do tamanho da trinca. A trinca crescerá espontaneamente pela ação da tensão aplicada somente se a energia total decrescer. (Rosa, 2002)

Na Figura 6, a energia potencial recebida pelo material é transformada em energia superficial, criando-se assim novas superfícies (aumento da trinca). Há um momento em que a trinca atinge o seu ponto crítico (a_c). A partir desse ponto, haverá um decrescimento da energia total e a trinca se propagará de maneira instável.

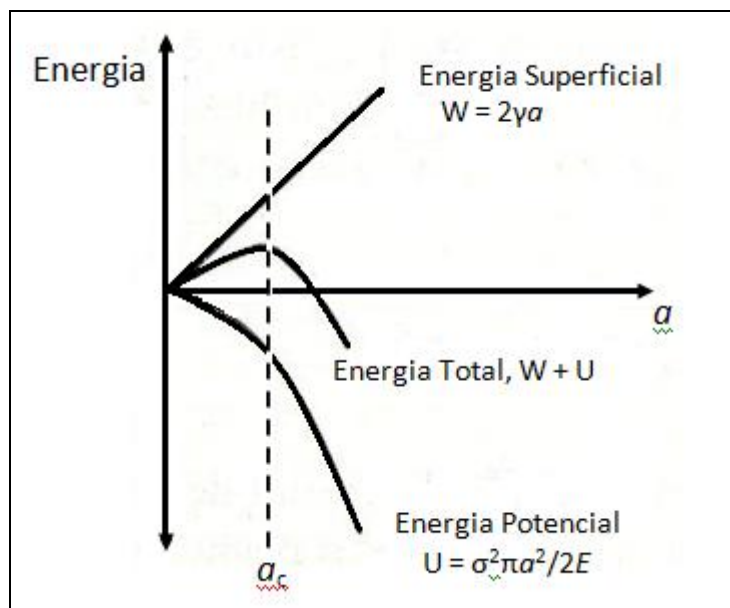


Figura 6 – Energia *versus* comprimento de trinca. Adaptado de Branco et al., 1986

Com esse balanço de energia, Griffith foi capaz de criar uma equação para determinar a tensão que causará a propagação instável da trinca, a tensão crítica:

$$\sigma_c = (2E\gamma_s/\pi a_c)^{1/2} \quad (\text{Equação 7})$$

onde: E é o módulo de elasticidade;

γ_s = energia de superfície específica;

a_c = comprimento crítico do defeito.

É importante ressaltar que o critério de Griffith não considera deformação plástica. Deste modo, ele é muito bem aplicado a materiais que se comportam de

maneira puramente elástica antes da propagação da trinca. (The Joint British Committee for Stress Analysis, 1978)

Ao adicionar à equação de Griffith a energia de deformação plástica (γ_p), Irwin deu sua maior contribuição para a Mecânica da Fratura, estendendo o critério de Griffith para os materiais dúcteis. Esta soma do γ_p ao γ_s foi denominada taxa de liberação de energia, G .

$$G = 2(\gamma_s + \gamma_p) \quad (\text{Equação 8})$$

A taxa de liberação de energia (G) é a taxa de variação da energia potencial em relação à área da trinca, para um material elástico linear. No momento da fratura G se transforma em G_c , a taxa crítica de liberação de energia, que é uma medida da tenacidade à fratura. (Anderson, 1994)

Para uma placa infinita com uma trinca de comprimento $2a$, a taxa de liberação de energia é dada pela seguinte expressão:

$$G = \pi \sigma^2 a / E \quad (\text{Equação 9})$$

onde: E é o módulo de elasticidade

σ é a tensão aplicada ao material

a é a metade do tamanho da trinca

Na fratura, $G = G_c$, a tensão se torna tensão de fratura (σ_f) e o comprimento da trinca a passa a ser crítico (a_c). Assim, numa fratura:

$$G_c = \pi \sigma_f^2 a_c / E \quad (\text{Equação 10})$$

A taxa de liberação de energia, G , é a força motriz para que ocorra uma fratura, enquanto que G_c é a resistência do material à fratura.

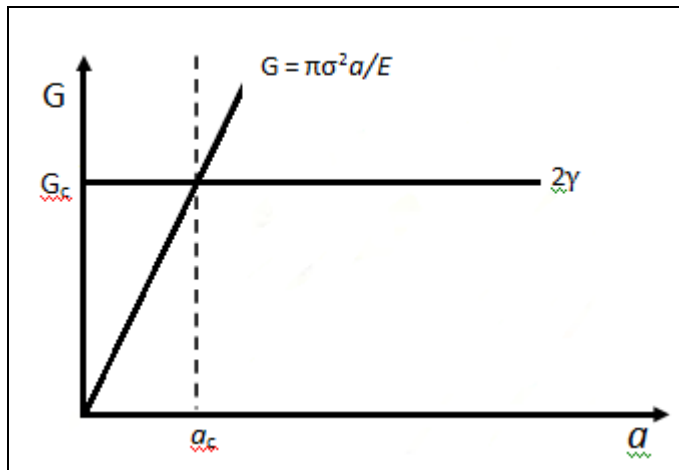


Figura 7 – Variação da taxa de energia com o comprimento da trinca.

Na Figura 7, 2γ corresponde ao dU/da do gráfico de Griffith (Figura 6), enquanto que G corresponde ao dW/da . Quando $G > 2\gamma$, haverá propagação instável da trinca e G se tornará G_c .

Irwin também mostrou que as tensões e deslocamentos perto da ponta da trinca podem ser descritas por uma constante relacionada ao G . Esta constante, caracterizando a ponta da trinca, ficou conhecida como fator intensificador de tensão (K). (Anderson, 1994)

2.3.3. Fator de Intensidade de Tensão

Existem três modos principais de carregamento que causam diferentes deslocamentos das superfícies da trinca (Figura 8). O modo I de carregamento é por tração, o modo II é por deslizamento e o modo III é por cisalhamento, sendo o modo I o predominante na maioria das aplicações em Engenharia.

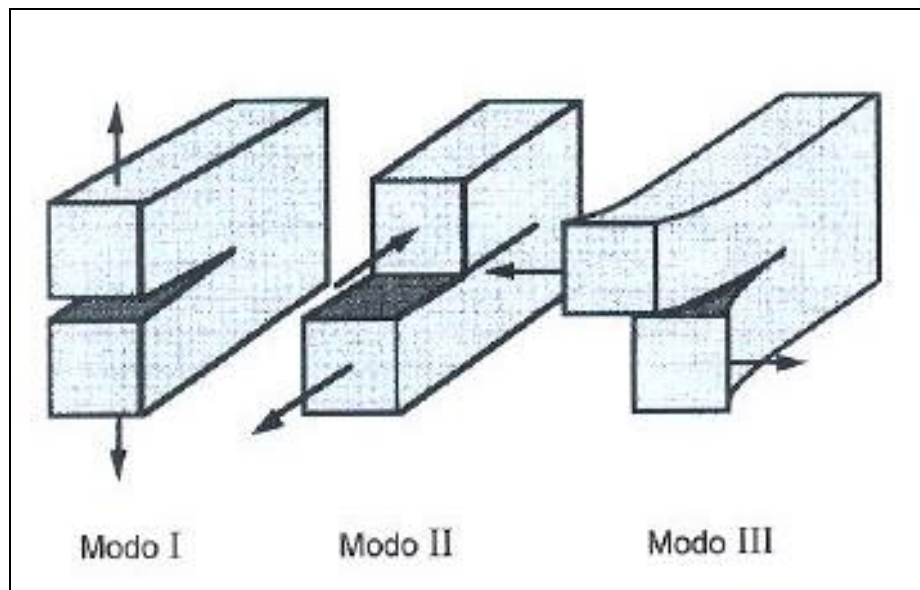


Figura 8 – Modos de carregamento que podem ser aplicados a uma trinca.

Adaptado de Anderson, 1994

Irwin observou que para um defeito passante contido num sólido com comportamento elástico linear e submetido a uma tensão nominal, σ_0 , existe um campo de tensões na sua vizinhança (Figura 9). (Godefroid et al., 2012)

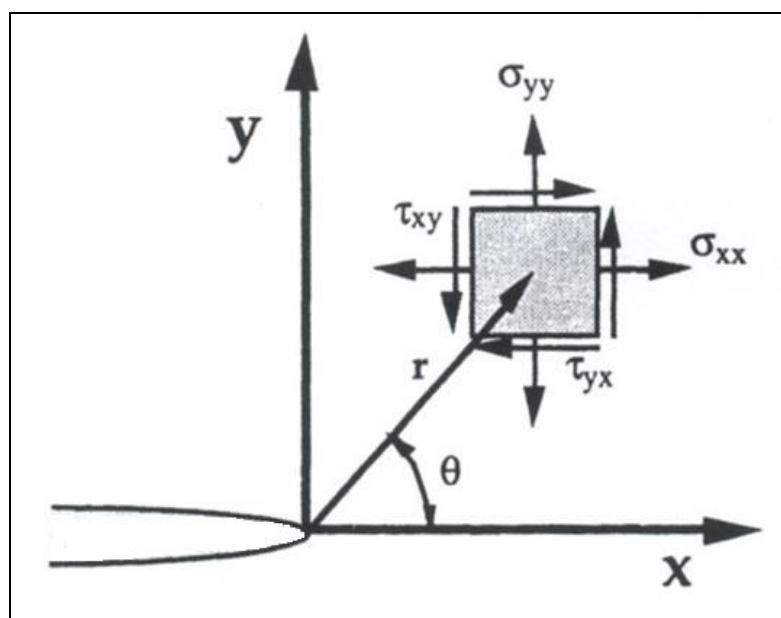


Figura 9 – Coordenadas à frente da ponta da trinca. Adaptado de Anderson, 1994

As tensões mostradas na Figura 9 podem ser resolvidas através das seguintes equações:

$$\begin{aligned}
\sigma_{xx} &= \frac{\sigma\sqrt{\pi a}}{\sqrt{2\pi r}} \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \left[1 - \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \sin\left(\frac{3\theta}{2}\right)\right] \\
\sigma_{yy} &= \frac{\sigma\sqrt{\pi a}}{\sqrt{2\pi r}} \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \left[1 + \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \sin\left(\frac{3\theta}{2}\right)\right] \\
\tau_{xy} &= \frac{\sigma\sqrt{\pi a}}{\sqrt{2\pi r}} \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \cos\left(\frac{3\theta}{2}\right)
\end{aligned} \quad (\text{Equação 11})$$

Nas equações descritas acima, o termo $\sigma\sqrt{\pi a}$, que é uma função da tensão aplicada e do tamanho do defeito, caracteriza completamente as condições na ponta da trinca de um material elástico linear e é denominado “fator de intensidade de tensões” (K). Este fator está associado a cada modo de carregamento particular. Assim, para o modo I de carregamento, tem-se:

$$K_I = \sigma\sqrt{\pi a} \quad (\text{Equação 12})$$

Pela equação 11, é possível observar que as tensões à frente da trinca contêm um termo relativo ao seu posicionamento ($f(\theta)$) tal que para $\theta = 0$ não há componente de tensão de cisalhamento, as tensões σ_{xx} e σ_{yy} são iguais e os valores das tensões crescem ao se aproximar da ponta da trinca nesse plano. Na Figura 10, nota-se $\sigma \rightarrow \infty$ quando $r \rightarrow 0$.

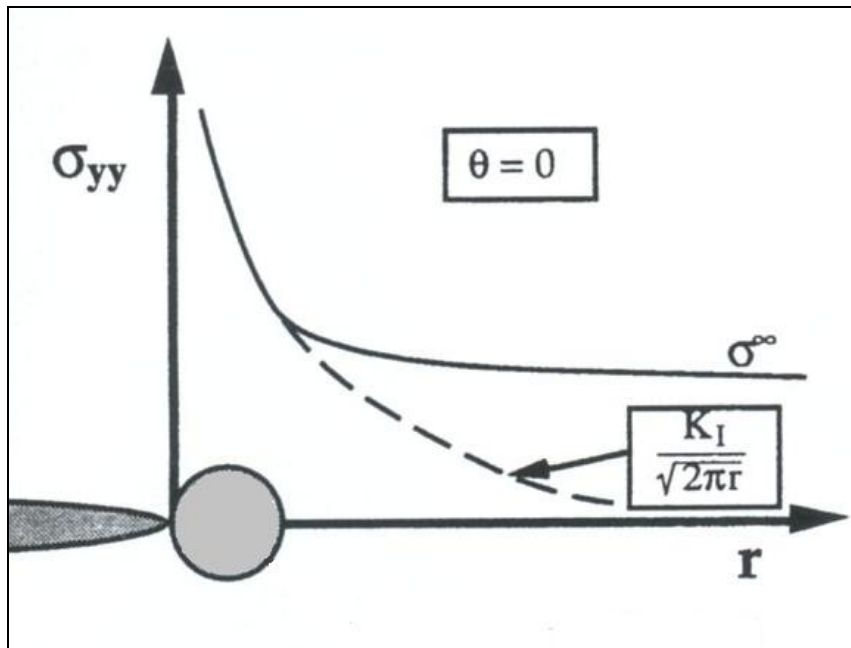


Figura 10 – Tensão normal ao plano da trinca no modo I de carregamento.

Adaptado de Anderson, 1994

Se for possível assumir que um material irá falhar localmente com uma combinação crítica de tensão e deformação, então se pode dizer que a fratura ocorrerá numa intensidade de tensão crítica, K_{Ic} (para o modo I de carregamento). Desta forma, K_{Ic} é uma medida de tenacidade à fratura.

Estes conceitos apresentados aqui se limitam à Mecânica da Fratura Linear Elástica, onde o material usado não apresenta deformação plástica significativa. Caso o material possua plasticidade à frente do defeito, esta deverá ser muito pequena, alcançando assim um estado plano de deformação. Para obter esta condição é preciso que os corpos de prova atendam a alguns requisitos geométricos fornecidos empiricamente pela equação abaixo. (Godefroid et al., 2012)

$$B, a, (W - a) \geq 2,5 (K_{Ic}/\sigma_{LE})^2 \quad (\text{Equação 13})$$

onde: B é a espessura do corpo de prova

a é o tamanho da trinca

σ_{LE} é o limite de escoamento

$(W - a)$ é o ligamento remanescente, em que W é a altura do corpo de prova

A figura a seguir mostra o efeito da espessura do corpo de prova no fator intensidade de tensão. É possível observar que a partir de uma determinada espessura B , se tem apenas estado plano de tensão, obtendo valores de K_{Ic} . Com isso, conclui-se que o K_{Ic} é um valor independente da geometria, enquanto que K varia conforme a variação do tamanho do corpo de prova.

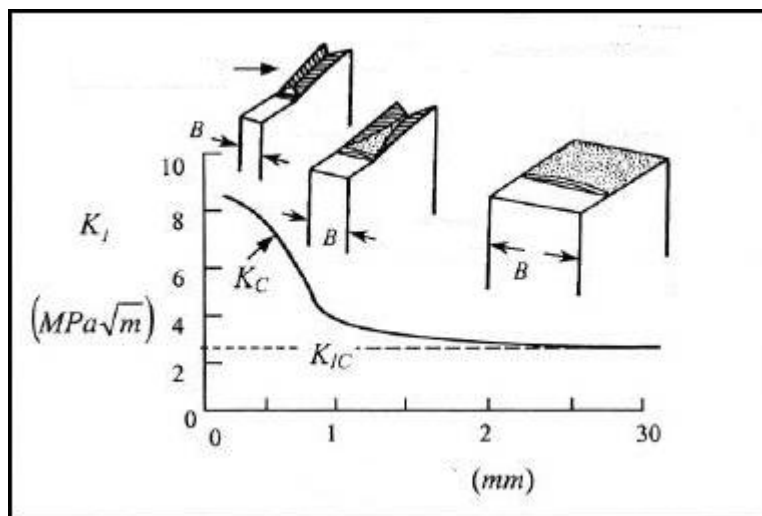


Figura 11 – Efeito da espessura na tenacidade à fratura. Adaptado de Perez, 2004

2.3.4. Tenacidade à Fratura dos Materiais Dentários

O uso da Mecânica da Fratura para quantificar a resistência à falha de materiais estruturais já está bem fundamentado e aplicado. Porém, para materiais dentários, seu uso ainda é limitado. (Lloyd & Iannetta, 1982) Os sistemas adesivos, são testados normalmente por teste de cisalhamento ou tração, porém, nenhuma destas abordagens mede a tensão local que provoca a falha. Assim, usar a Mecânica da Fratura para este material parece ser mais apropriado. (Soderholm, 2010)

Quando uma interface adesiva é carregada, a tensão gerada é um tanto complexa, dada as diferenças nas propriedades mecânicas dos componentes que

formam essa interface. A tensão residual, causada pela polimerização, torna a condição de tensão na interface ainda mais complicada.

A interface adesiva tende a produzir defeitos microscópicos que podem atuar como concentradores de tensão levando a interface à fratura. O início e a propagação destes defeitos causados, por exemplo, pela força de mastigação, pode ser explicado por meio da tenacidade à fratura. (Toparli & Aksoy, 1998)

Alguns estudos, com diferentes metodologias, foram realizados para testar a tenacidade à fratura de sistemas adesivos.

Em 1993, Tam & Pilliar testaram a tenacidade à fratura de diferentes adesivos utilizando corpos de prova *short rod*. Além disso, eles compararam os resultados obtidos com o teste de K_{Ic} com os obtidos através do teste de resistência à tração. Os resultados do teste de K_{Ic} mostraram diferenças significantes entre os agentes adesivos utilizados. Além disso, as amostras com adesão na dentina tiveram valores de K_{Ic} inferiores às amostras aderidas ao esmalte dentário. O grupo com interface na dentina teve médias semelhantes tanto para o teste de K_{Ic} como para o teste de resistência à tração, porém não existe nenhuma correlação significativa entre os resultados obtidos individualmente em cada grupo. Isso sugere que a tenacidade à fratura e resistência à tração são dois parâmetros que não estão necessariamente ligados pelos mesmos critérios de falha. E mais, eles concluíram que o teste de tenacidade à fratura é um método válido para caracterizar a resistência à fratura da interface dentina-resina, em termos quantitativos, no que se refere aos resultados do K_{Ic} , e qualitativos, no que diz respeito às superfícies de fratura.

Howard & Soderholm (2010) avaliaram a tenacidade à fratura de dois tipos de adesivos, um autocondicionante e outro convencional. Foram produzidos corpos de prova do tipo *short rod* com entalhe em *chevron*. Após 7 dias em água destilada, as amostras foram tracionadas numa velocidade de 0.5 mm/min até sua fratura e as superfícies fraturadas foram inspecionadas e caracterizadas. Os resultados mostraram que o adesivo convencional e o autocondicionante tiveram um alto índice de falhas mistas (falhas na interface dentina-adesivo e no compósito). Os valores de K_{Ic} dos dois sistemas adesivos foram significantemente diferentes: o convencional apresentou uma média maior do que o autocondicionante, sugerindo que o adesivo convencional apresenta menos defeitos.

Outros fatores também poderiam influenciar nos resultados, como, por exemplo, os diferentes procedimentos que devem ser realizados para utilizar cada tipo de adesivo, a rigidez do sistema adesivo e o uso de agentes clareadores. (Tam & Pilliar, 2000; Far & Ruse, 2003; Tam et al., 2001)

A tenacidade à fratura é uma propriedade intrínseca do material que independe da sua geometria. Em comparação com os testes de resistência à tração e ao cisalhamento, estes geram resultados que são intensamente afetados pela geometria. Deste modo, o K_{Ic} é considerado o melhor parâmetro para se medir a resistência à fratura para materiais que se deformam de maneira linear-elástica. (Toparli & Aksoy, 1998)

3

Materiais e Procedimento Experimental

3.1.

Materiais

3.1.1.

Dentes

Por utilizar dentes humanos, este trabalho foi submetido, inicialmente, ao Comitê de Ética em Pesquisa da PUC – Rio, que o aprovou (Anexo I). Em seguida, foi encaminhado para a Plataforma Brasil e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, sob o parecer de nº 250.897 (Anexo II).

Foram utilizados 12 terceiros molares (sisos) inferiores ou superiores que tinham indicação para extração. Os pacientes foram informados sobre o trabalho e convidados a colaborar com o mesmo, através da doação de seu(s) elemento(s) dentário(s) extraído(s). Após concordância, os pacientes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo III), autorizando a doação e utilização dos dentes.

Os terceiros molares doados foram previamente limpos e armazenados em água destilada até a preparação das amostras, para não ressecar e dificultar a adesão posterior. (Silva et al., 2006)

3.1.2.

Materiais Restauradores

Para este trabalho foram utilizados dois sistemas adesivos: um convencional, de 2 passos, isto é, duas fases de aplicação (na primeira condicionamento ácido e na segunda *primer* em conjunto com o adesivo) e um autocondicionante de passo único, ou seja, ácido, *primer* e adesivo aplicados simultaneamente, como indicado na Figura 12.

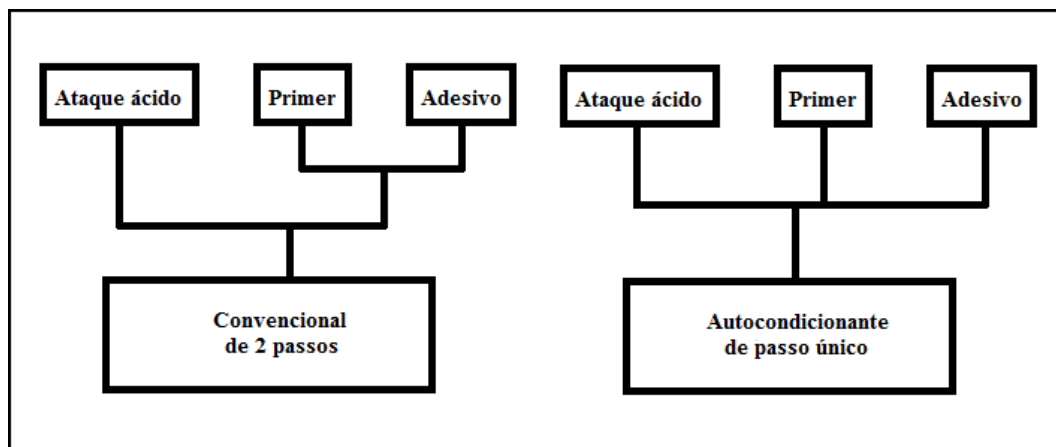


Figura 12 – Fluxograma da aplicação de cada sistema adesivo utilizado

As resinas compostas usadas foram de dois tipos: nanohíbrida e híbrida. Nas Tabelas de 1 a 4 estão apresentadas as características de cada material restaurador utilizado, fornecidas pelo fabricante.

Tabela 1 - Especificações comerciais dos sistemas adesivos

Adesivo	Ataque ácido	Nome comercial/ Fabricante	Lote	Validade
Convencional	Ácido fosfórico a 37%	Stae/SDI	100830	08/2013
Autocondicionante	—	Go!/SDI	4725	09/2013

Tabela 2 – Composição dos sistemas adesivos

Adesivo	Composição
Convencional	Monômero acrílico Acetona Flúor Estabilizador
Autocondicionante	Monômero de éster de ácido fosfórico Monômero de dimetacrilato Monômero de monometacrilato Carga de dióxido de silicone

Autocondicionante	Água Acetona Fotoiniciadores Estabilizante Fluorido de Sódio
-------------------	--

Tabela 3 – Especificações comerciais das resinas compostas

Resina Composta	Nome Comercial/ Fabricante	Cor	Lote	Validade
Nanohíbrida	Ice/SDI	A3	110111	10/2016
Híbrida	Rok/SDI	A3	110957	09/2016

Tabela 4 – Especificações técnicas das resinas compostas

Resina Composta	Partícula inorgânica		Matriz orgânica (éster metacrilato multifuncional)
	Fração volumétrica (%)	Dimensão média	Fração Volumétrica (%)
Nanohíbrida	61	entre 40 nm e 1,5 µm	39
Híbrida	67,7	entre 40 nm e 2,5 µm	32,3

3.2.

Rota de Experimento

3.2.1.

Amostras do tipo dente-restauração

A Tabela 5 apresenta os diferentes grupos de restauração estudados em função dos materiais adotados. Como metodologia de pesquisa, se testou, inicialmente, a resina composta do tipo híbrida com o adesivo convencional (Grupo 1) e com adesivo autocondicionante (Grupo 2). Como o Grupo 2 apresentou uma resistência à fratura média maior (vide item 4.1 – Tabela 10), se

realizou nova bateria de ensaios de tenacidade, agora com a resina nanohíbrida e adesivo do tipo autocondicionante (Grupo 3).

Tabela 5 – Grupos de restauração testados

Grupo	Materiais
1	dente + adesivo convencional + resina composta híbrida
2	dente + adesivo autocondicionante + resina composta híbrida
3	dente + adesivo autocondicionante + resina composta nanohíbrida

Na preparação das amostras, os dentes humanos tiveram suas raízes removidas com brocas e foram embutidos em resina epóxi (resina epóxi 8003 – Resinpoxy). Após a cura da resina, a face oclusal, apresentada esquematicamente na Figura 13, de cada dente foi analisada e se optou por um corte transversal à sua maior dimensão, com o objetivo de se produzir duas metades, conforme mostrado na Figura 14. Sendo assim, os dentes foram cortados em uma máquina de corte (Isomet® – Buehler) com disco diamantado e sob refrigeração (água).



Figura 13 – Vista da face oclusal de um molar

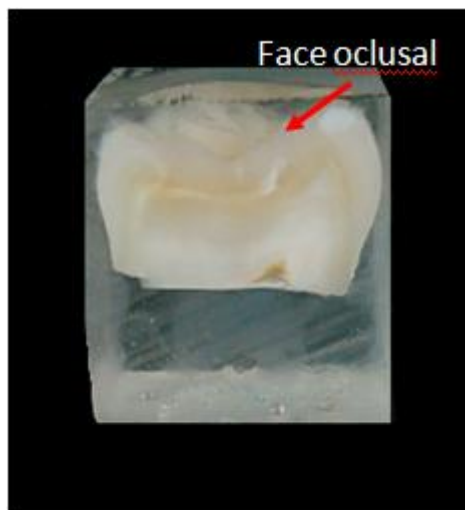


Figura 14 – Molar após embutimento e corte

Em seguida, cada metade foi desembutida da resina epóxi e suas paredes laterais foram desgastadas, com broca tronco-cônica em alta rotação com refrigeração, até que todos os dentes tivessem uma largura de 6 mm e paredes retas (Figura 15). Os dentes possuíam uma distância ocluso-cervical (altura) entre 4 mm e 6,5 mm e nenhum desgaste na altura foi realizado para a confecção do corpo de prova. Desta forma, todas as amostras apresentaram largura de 6 mm e altura variando entre 4 mm e 6,5 mm.

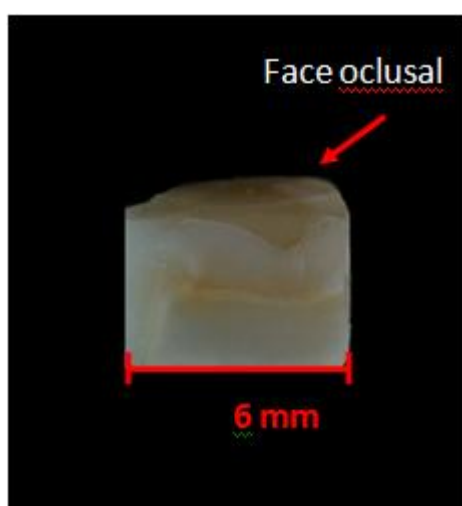


Figura 15 – Amostra após ajuste para largura de 6 mm

Após os desgastes necessários, os dentes foram restaurados de acordo com protocolo clínico. Inicialmente, todos os dentes foram embutidos em uma massa

de modelar, com a superfície a ser restaurada voltada para cima. Os dentes pertencentes ao Grupo 1, em que se utilizou o sistema adesivo convencional, foram condicionados com ácido fosfórico (37%) durante 20 segundos. A Figura 16 mostra tal procedimento. Em seguida, as amostras foram lavadas abundantemente em água para remover todo o agente condicionador e secadas cuidadosamente com discos de papel, para remover o excesso de água, deixando a superfície do dente apenas úmida.



Figura 16 – Amostras do Grupo 1 durante condicionamento ácido

Em seguida, o sistema adesivo convencional foi aplicado em toda superfície da amostra. Um leve jato de ar foi utilizado para evaporar o solvente (acetona), deixando uma superfície brilhante, antes da fotopolimerização do adesivo por 30 segundos.

Por utilizarem um sistema adesivo autocondicionante, as amostras pertencentes aos Grupos 2 e 3 não sofreram condicionamento ácido. Após umedecimento da superfície dos dentes, aplicou-se o adesivo e, imediatamente após, foi usado um jato de ar por 5 segundos para a evaporação do solvente (acetona), resultando em uma superfície brilhante, que sofreu fotopolimerização (do adesivo) por 30 segundos.

Antes da etapa de restauração dos dentes com as resinas compostas, uma lâmina de barbear (New Lord Platinum Class – Lord®Co.) foi posicionada na superfície dentária preparada, tendo como referência 3 mm da altura da amostra, com o objetivo de proporcionar uma concentração de tensões na interface dente-restauração dos corpos de prova de tenacidade à fratura. Essa lâmina foi untada

com vaselina sólida para facilitar sua posterior extração das amostras e dos corpos de prova. A Figura 17 detalha o posicionamento da lâmina, descrito anteriormente.

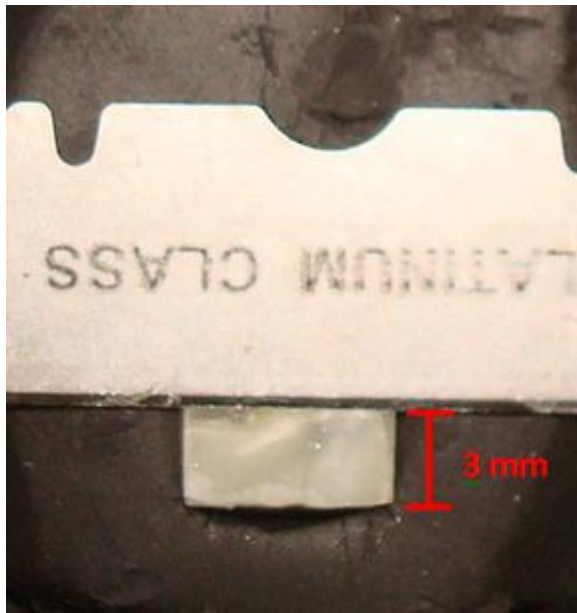


Figura 17 – Posicionamento da lâmina de barbear na interface dente-restauração

Como resina composta, os Grupos 1 e 2 utilizaram aquela do tipo híbrida, enquanto que o Grupo 3 adotou uma nanohíbrida, ambas do mesmo fabricante. Com deposições incrementares, a resina composta restauradora era aplicada sobre a superfície preparada dos molares e a própria lâmina. Cada incremento do material era fotopolimerizado por 30 segundos até formar uma camada única de aproximadamente 2 mm de espessura, conforme pode ser observado na Figura 18.



Figura 18 – Aplicação de resina na preparação de amostras do tipo dente-restauração

Após restauração do molar, a lâmina era removida da amostra, gerando um entalhe na interface dente-resina composta, conforme pode ser observado na Figura 19.



Figura 19 – Detalhe do entalhe gerado na interface dente-restauração

A Figura 20 mostra, esquematicamente, a vista lateral das amostras dente-restauração após seu preparo.

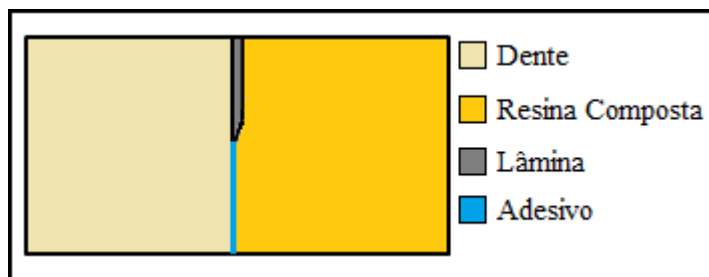


Figura 20 – Vista lateral esquemática do conjunto dente-restauração, com entalhe posicionado na interface adesiva

3.2.2.

Amostras dos Tipos Adesivo-adesivo e Resina-resina

Além das amostras pertencentes aos Grupos 1, 2 e 3, em que foram testadas as resistências à fratura das interfaces dente-restauração, também foram confeccionadas amostras do material adesivo (amostras adesivo-adesivo) e do material compósito (amostras resina-resina). Essas amostras foram preparadas com dimensões (6 mm x 6 mm x 4 mm) e posicionamento da lâmina idênticos às amostras do tipo dente-restauração.

O objetivo foi comparar a resistência à fratura destes materiais de maneira isolada com os resultados obtidos quando usados em conjunto, como feito nas amostras dente-restauração. Para isso, cinco amostras foram feitas para cada material restaurador separadamente: resina composta híbrida, resina composta nanohíbrida e sistema adesivo autocondicionante. Devido às suas características físico-químicas, não foi possível fazer amostras com o adesivo convencional isolado. Os esquemas apresentados nas Figuras 21 e 22 mostram como ficou o conjunto de amostra adesivo-adesivo e resina-resina, respectivamente.

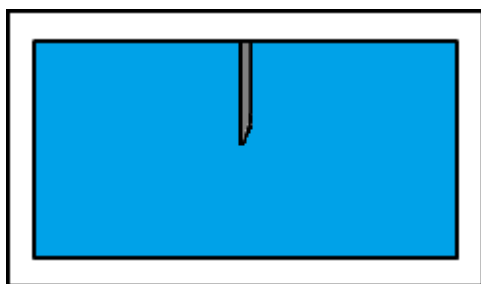


Figura 21 – Vista lateral das amostras do tipo adesivo-adesivo

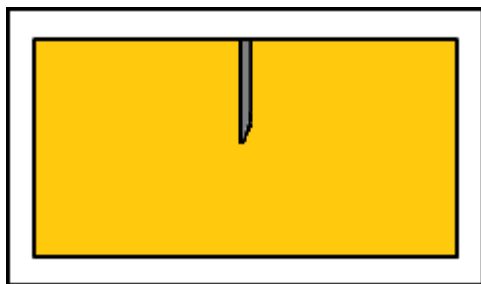


Figura 22 – Vista lateral das amostras do tipo resina-resina

3.2.3. Confecção dos corpos de prova

Os corpos de prova do tipo dobramento em três pontos foram preparados de acordo com as normas ASTM E-1820 e E-399. Os conjuntos dente-restauração, adesivo-adesivo e resina-resina foram colocados centralizados em um molde, posteriormente completado com resina epóxi, a fim de se obter as dimensões dos corpos de prova recomendadas pelas mencionadas normas.

A Figura 23 apresenta a geometria do corpo de prova para dobramento em três pontos. Neste trabalho, $B = W = 6 \text{ mm}$ e $S = 24 \text{ mm}$. Na mesma figura, se observa uma região mais escura que corresponde à zona de processamento da fratura, similar aos conjuntos dente-restauração, adesivo-adesivo e resina-resina, apresentados, esquematicamente, nas Figuras 20, 21 e 22. Nesta região, a relação entre o entalhe (a) e a largura do corpo de prova (W) foi de 0,5, o que explica o posicionamento da lâmina de barbear na Figura 17.

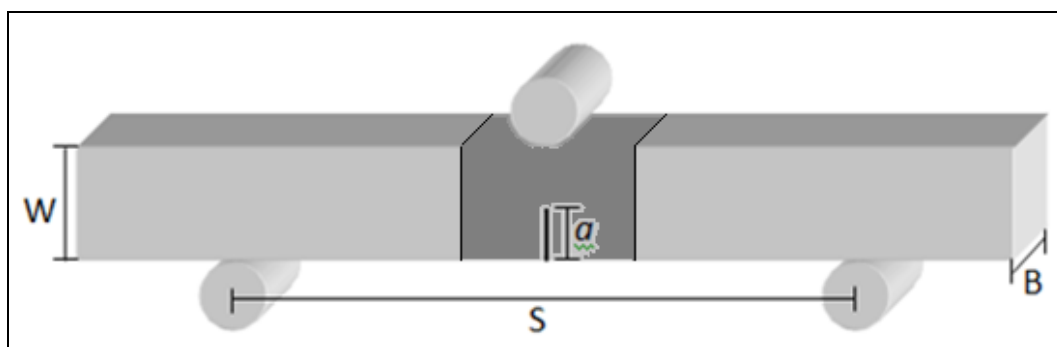


Figura 23 – Corpo de prova para dobramento em 3 apoios

Assim, para produzir o molde dos corpos de prova foi utilizada uma matriz metálica com dimensões $6 \text{ mm} \times 6 \text{ mm} \times 50 \text{ mm}$. A matriz foi centralizada em

uma placa de vidro, delimitada nas bordas por anteparos e foi aplicada borracha de silicone (borracha de silicone – Resinpoxy) sobre a matriz, seguindo as instruções do fabricante. Após a cura do silicone, removeu-se a matriz metálica e foi realizado um corte de 3 mm de profundidade no centro do molde para servir de guia para o posicionamento da lâmina e, conseqüentemente, da amostra no molde, conforme apresentado na Figura 24.



Figura 24 – Lâmina posicionada na guia realizada no centro do molde de silicone

Desta forma, os conjuntos dente-restauração, adesivo-adesivo e resina-resina foram posicionados no centro do molde de silicone, encaixando a lâmina nas amostras e na guia de centralização feita previamente (Figura 25). Após adaptação no molde, os conjuntos foram embutidos em resina epóxi, para perfazerem as dimensões recomendadas pela norma. Os dentes que possuíam altura variando entre 4 mm e 6,5 mm tiveram suas alturas complementadas com a resina epóxi usada no embutimento.



Figura 25 – Conjunto dente-restauração posicionado no molde antes da complementação com resina epóxi

Para assegurar uma boa adesão entre as amostras (dente-restauração, adesivo-adesivo e resina-resina) e a resina epóxi de preenchimento do molde, pequenas canaletas foram feitas no dente com uma broca esférica e promoveu-se ataque ácido (ácido fosfórico 37%) local. No lado oposto, isto é, na resina composta e nos sistemas adesivo-adesivo e resina-resina, um pino do mesmo material foi confeccionado com a intenção de se obter uma retenção adicional. A Figura 26 apresenta tal procedimento para o aumento local de retenção nas amostras dente-restauração.

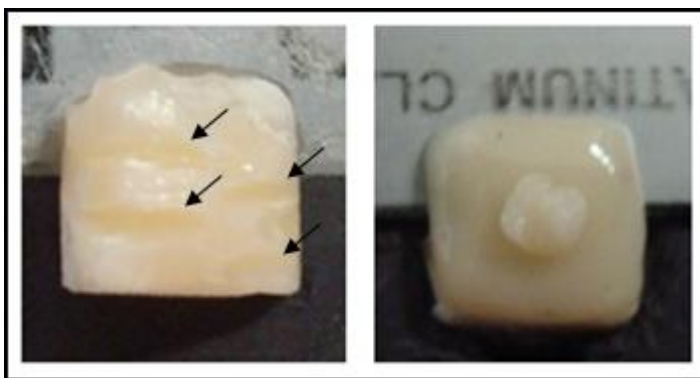


Figura 26 – Retenção adicional local no dente (esquerda) e na resina (direita). As setas indicam as canaletas confeccionadas no dente

Após confecção, os corpos de prova foram imersos em água destilada por 7 dias para que ocorresse a relaxação de tensões. (Silva, 2004)

3.2.4. Ensaio de Tenacidade à Fratura

Os ensaios foram realizados de acordo com a norma da ASTM E-399 (2009). Para tal, utilizou-se a máquina EMIC – linha DL com carregamento em três apoios, célula de carga de 200 N e velocidade de aplicação de carga de 0,1 mm/min. Os parâmetros monitorados durante o ensaio foram carga aplicada e deslocamento do travessão da máquina. A Figura 27 apresenta a montagem do corpo de prova para ensaio de dobramento em três pontos.

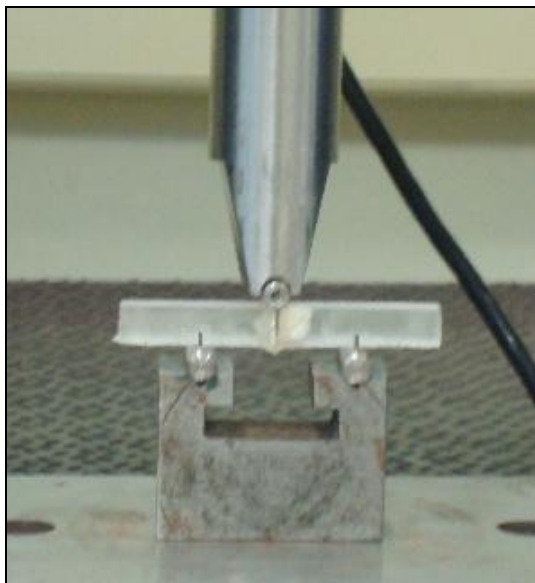


Figura 27 – Corpo de prova na máquina para ensaio de tenacidade à fratura

Os corpos de prova foram carregados até a fratura. No caso dos Grupos 1, 2 e 3, duas superfícies foram geradas: uma contendo a parte do dente e outra contendo a parte da resina. Para os conjuntos resina-resina, as duas superfícies geradas foram de compósito, enquanto que para o sistema adesivo-adesivo, ambas as superfícies correspondiam ao material adesivo.

Após ensaio, as superfícies fraturadas foram observadas e fotografadas com o auxílio de uma lupa estereoscópica (Nikon – modelo SMZ 645), como exemplificado na Figura 28. Em seguida, as fotos obtidas foram analisadas digitalmente pelo programa Image Pro Plus 6.0 (Media Cybernetics), com o objetivo da determinação exata do valor de a/W para cada corpo de provas.

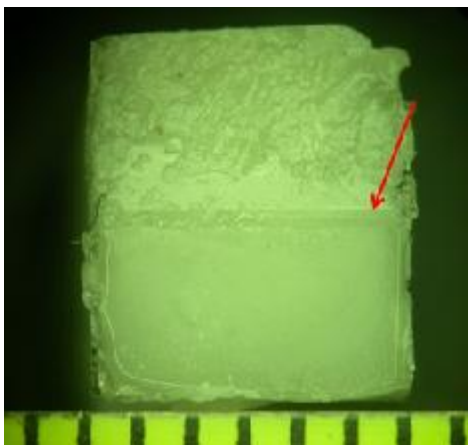


Figura 28 – Superfície da resina composta fraturada, observada em lupa estereoscópica (7x). A seta indica o limite do entalhe provocado pela lâmina

3.2.5. Análise Fractográfica

Após ensaio de tenacidade à fratura, corpos de prova foram selecionados com maior e menor valor de tenacidade à fratura dos Grupos 1, 2 e 3 foram selecionados para analisar suas superfícies de fratura pela técnica de microscopia eletrônica de varredura. Como estavam armazenados em água destilada, os corpos de prova selecionados para a análise foram secados em estufa durante 24 horas antes de serem observados no microscópio. A análise fractográfica dos corpos de prova do Grupo 2 foi realizada no laboratório DCMM da PUC-Rio, com microscópio eletrônico de varredura (Jeol – modelo JSM-6510 LV), operando a 20 KV. As análises fractográficas dos Grupos 1 e 3, bem como as análises químicas de todos os grupos e dos materiais isolados foram feitas no Instituto Federal do Rio de Janeiro com microscópio eletrônico de varredura (TM 3000 – Hitachi) com sistema de EDS acoplado, operando a 5 KV.

4 Resultados e Discussão

4.1. Ensaio de Tenacidade à Fratura

As Figuras 29, 30 e 31 representam típicos gráficos *força versus deslocamento*, obtidos nos ensaios de dobramento em três pontos, dos sistemas dente-restauração, resina-resina e adesivo-adesivo, respectivamente. Nesse ponto, é conveniente ser mencionado novamente, não ter sido possível produzir um corpo de prova com o adesivo convencional separado, o que impediu o teste em dobramento de três pontos desse material.

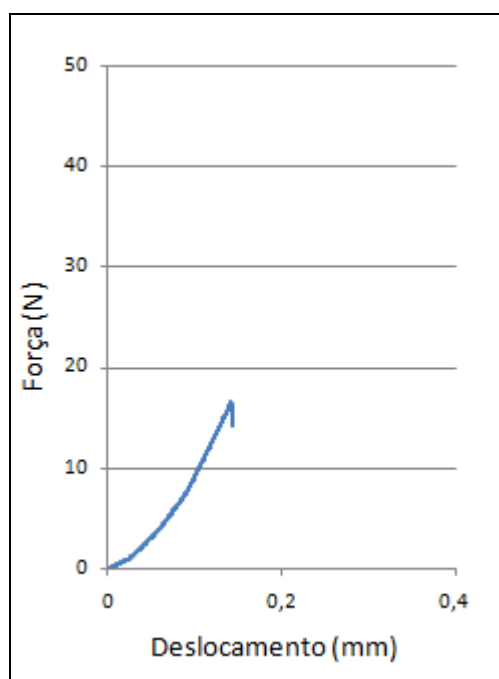


Figura 29 – Curva representativa do ensaio realizado com os Grupos 1, 2 e 3

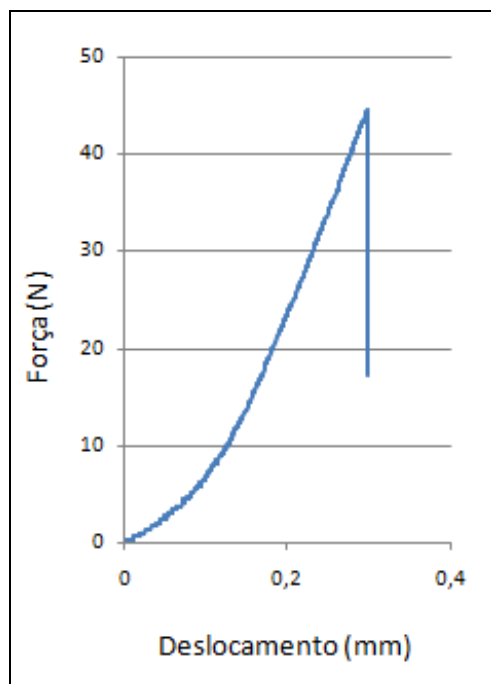


Figura 30 – Curva representativa do ensaio realizado com os corpos de prova do tipo resina-resina

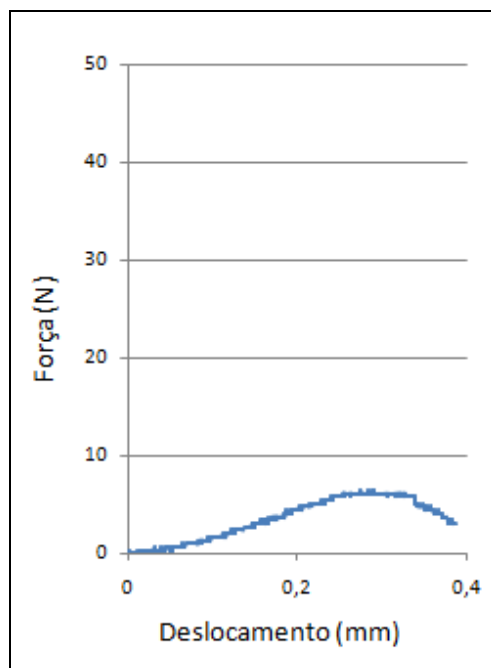


Figura 31 – Curva representativa do ensaio realizado com os corpos de prova do tipo adesivo-adesivo

Os gráficos anteriores mostram que o sistema adesivo e a resina, quando testados sozinhos, apresentam comportamentos distintos. O gráfico do material

compósito tem uma característica linear-elástica (pouca deformação), enquanto que a curva do sistema adesivo apresentou uma deformação maior, além de ter suportado uma tensão máxima menor do que a resina composta.

Ao analisar o gráfico da interface, observa-se um comportamento semelhante ao gráfico da resina composta (linear-elástico), porém o valor da carga máxima suportada foi menor.

Na Tabela 6, se encontram os valores das cargas de fratura (Pmax) obtidos para os Grupos 1, 2 e 3, conforme apresentado anteriormente na Figura 29.

Tabela 6 – Valores de cargas de fratura nas interfaces dente-restauração

CORPO DE PROVA	Pmax (N)		
	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
1	10,52	15,17	19,55
2	10,08	16,52	7,76
3	17,86	14,05	14,19
4	16,8	15,32	16,94
5	12,92	19,27	23,15
6	11,79	22,51	16,79
7	15,25	8,61	24,33
8	12,85	13,69	12,34

A Tabela 7 apresenta os valores das cargas de fratura para o sistema resina-resina (Figura 30) e cargas máximas para o sistema adesivo-adesivo (Figura 31), no qual a fratura ocorreu em valores de carga inferiores àqueles máximos.

Tabela 7 – Valores de cargas de fratura (sistema resina-resina) e de cargas máximas (sistema adesivo-adesivo)

CORPO DE PROVA	Pmax (N)		
	RESINA HÍBRIDA	RESINA NANOHÍBRIDA	ADESIVO AUTO CONDICIONANTE
1	48,63	42,84	5,83
2	37,12	55,18	6,85
3	38,32	44,56	5,06
4	55,26	38,04	6,85
5	42,70	35,30	7,20

De acordo com a norma ASTM E-399 (2009), três tipos frequentes de curvas podem surgir no gráfico “Carga x Deslocamento”, como apresentada na Figura 32. A carga crítica, P_Q , é definida de acordo com o tipo de curva presente no gráfico e está associada a uma secante com inclinação de 5% em relação à reta correspondente ao regime elástico, que determina um ponto P_5 .

No comportamento tipo I, a curva se desvia muito pouco da linearidade antes de fraturar em P_{max} . Neste caso $P_Q = P_5$. Na curva II, ocorre o chamado *pop-in* antes da curva se desviar da linearidade por 5 %. Assim, P_Q é definido no momento que se observa o *pop-in*. Na curva III, o corpo de prova fratura completamente antes de alcançar a não linearidade em 5%. Neste caso, $P_Q = P_{max}$. (ASTM E-399, 2009)

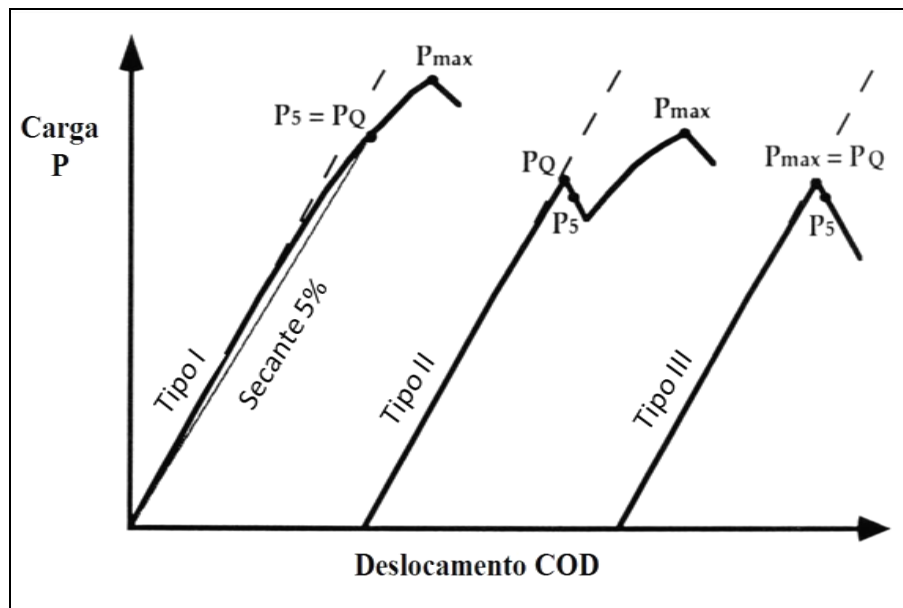


Figura 32 – Três tipos de comportamento carga-deslocamento num ensaio K_{Ic} .
(ASTM E-399, 2009)

Os valores de P_Q serão usados na Equação 14 (ASTM E-399, 2009) para calcular o valor de K_Q para corpos de prova de dobramento em três pontos:

$$K_Q = \frac{P_Q S}{B W^{3/2}} f(a/W) \quad (\text{Equação 14})$$

onde:

K_Q é o fator de intensidade de tensão no modo I de carregamento.

$f(a/W)$: função adimensional de a/W , previamente conhecida para os tipos de corpos de prova empregados.

B: espessura original do corpo de prova

W: altura do corpo de prova

S: distância entre os roletes (apoios) do corpo de prova

Entretanto, a norma ASTM E-399 (2009) recomenda que a concentração de tensão no corpo de prova seja obtida por uma trinca de fadiga. No presente trabalho, a concentração de tensão foi obtida por meio da impressão associada à ponta de uma lâmina de barbear e não de uma trinca de fadiga. Logo, a tenacidade dos materiais seria, a princípio, uma tenacidade aparente (K_{ap}), função do raio de arredondamento (ρ) da extremidade da lâmina de barbear.

Alguns estudos (Mourad et al., 2013; Mourad & El-Domiaty, 2011; Chaudhari et al., 2009; Akourri et al., 2000) mostram que existe um ρ (ρ crítico) abaixo do qual o K_{ap} não varia, ou seja, ele é independente de ρ , o que permite uma similaridade com K_Q obtido em um corpo de provas que tenha adotado uma trinca de fadiga. A Figura 33 apresenta a relação entre K_{ap} e ρ .

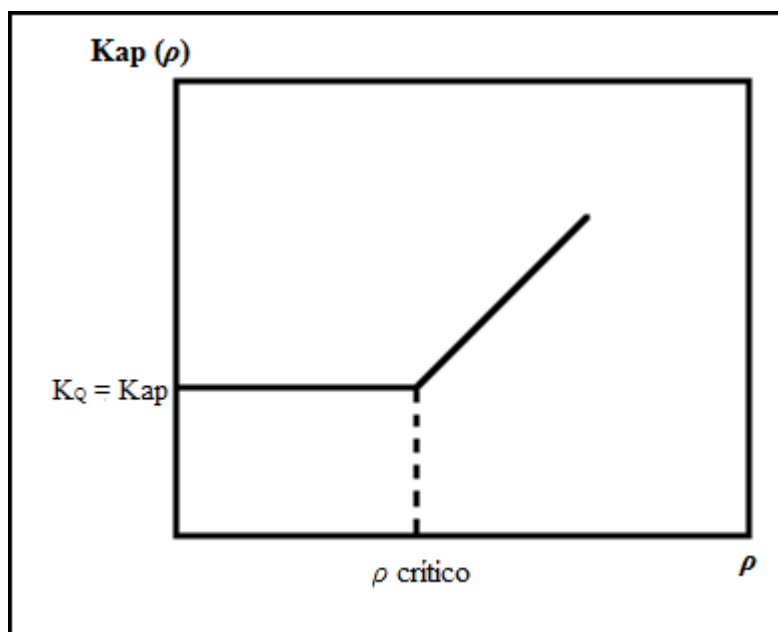


Figura 33 – Relação entre o fator de intensidade de tensão no modo I de carregamento (K_{ap}) e o raio de arredondamento do concentrador de tensão (ρ)

O trabalho de Silva (2004), em que se utilizou a mesma metodologia de preparação dos corpos de prova adotada no presente trabalho, considerou que o raio de arredondamento da lâmina de barbear ($\rho = 200 \mu\text{m}$) é suficientemente severo para a utilização da Equação 14 e, conseqüentemente, permite a determinação dos valores de K_Q segundo a norma da ASTM.

Nas Tabelas 8 e 9 estão apresentados os valores de K_Q para os Grupos 1, 2 e 3 (dente-restauração) e dos sistemas resina-resina e adesivo-adesivo, calculados através da Equação 14, adotando como P_Q o P_{max} das Tabelas 6 e 7, enquanto que os valores de $f(a/W)$ estão reportados no Anexo IV.

Tabela 8 – Valores do K_Q dos grupos dente-restauração

CORPO DE PROVA	K_Q (MPa√m)		
	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
1	0,213	0,339	0,38
2	0,193	0,297	0,144
3	0,379	0,261	0,239
4	0,338	0,264	0,337
5	0,267	0,278	0,425
6	0,263	0,382	0,314
7	0,322	0,172	0,49
8	0,253	0,265	0,262

Tabela 9 – Valores do K_Q dos sistemas resina-resina e adesivo-adesivo

CORPO DE PROVA	K_Q (MPa√m)		
	RESINA HÍBRIDA	RESINA NANOHÍBRIDA	ADESIVO AUTO CONDICIONANTE
1	0,901	0,927	0,113
2	0,882	1,174	0,132
3	0,804	0,884	0,101
4	1,056	0,843	0,138
5	0,805	0,785	0,147

4.1.1.

Validação dos resultados de Tenacidade à Fratura

O valor de K_Q calculado pela Equação 14 somente corresponderá à K_{Ic} se todos os requisitos abaixo forem atendidos, de forma a garantir um estado plano de deformação no corpo de prova (se não existir zona plástica ou se seu tamanho for desprezível em relação às dimensões do corpo de prova).

$$1. \quad 0,45 \leq a/W \leq 0,55$$

2. $B, a, (W - a) \geq 2,5(K_Q/\sigma_{ys})^2$, onde σ_{ys} corresponde ao limite de escoamento do material.
3. $P_{max} \leq 1,10P_Q$

Considerando $W = 6$ mm (aproximadamente) e $a = 3$ mm (aproximadamente), a relação a/W estaria de acordo com aquela (1) anterior. Para maiores detalhes sobre os valores de W e a , vide Anexo IV.

No segundo requisito acima, para validar K_Q como K_{Ic} , B , a e $(W - a)$ devem ser maiores ou iguais a $2,5(K_Q/\sigma_{ys})^2$. No presente estudo, não foram determinados os limites de escoamento dos materiais adotados. Entretanto, no estudo realizado por Fujishima & Ferracane (1996) para tenacidade à fratura de resina compostas, os valores mínimos para B e a são 1,5 e 2 mm, respectivamente. Já no trabalho apresentado por Imbeni et al. (2003), o valor mínimo de B para a determinação experimental de K_{Ic} da dentina deve ser aproximadamente 1,4 mm. Sendo assim, como os corpos de prova do presente trabalho possuíam $B = 6$ mm (aproximadamente) e $a = 3$ mm, estes estão de acordo com outros (Fujishima & Ferracane 1996; Imbeni et al., 2003), utilizados para a determinação experimental de K_{Ic} . Para maiores detalhes sobre os valores de B , vide Anexo IV.

O último requisito diz que o valor da carga máxima (P_{max}) deve ser menor ou igual a $1,10 P_Q$. Os gráficos dos ensaios de tenacidade à fratura dos corpos de prova dente-restauração e dos sistemas resina-resina correspondem ao gráfico tipo III da Figura 32, mostrando que este requisito também foi obedecido. Já o gráfico do adesivo autocondicionante não se enquadra em nenhum tipo de gráfico mostrado na mesma figura.

Assim, pode-se considerar que os valores de K_Q dos Grupos 1, 2 e 3 e do sistema resinas-resina (híbrida e nanohíbrida) correspondem a valores de K_{Ic} . O mesmo não pode ser dito sobre os valores de K_Q do sistema adesivo-adesivo.

Na Tabela 10 se encontram os valores médios de K_{Ic} dos Grupos 1, 2 e 3 (dente-restauração), determinados a partir dos valores de K_Q constantes na Tabela 8, e os respectivos desvios padrão.

Tabela 10 – Valores médios de K_{Ic} dos grupos dente-restauração

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
K_{Ic} (MPa \sqrt{m})	0,279	0,282	0,324
Desvio padrão	0,063	0,061	0,110

A Figura 34 reporta graficamente a Tabela 10. Nesta figura, pode-se observar que embora não exista uma variação significativa entre os valores médios dos diferentes grupos, o espectro de valores de K_{Ic} relativos ao Grupo 3 é maior que os demais. Isto significa que, qualitativamente, as restaurações utilizando adesivo autocondicionante e resina composta nanohíbrida são superiores às aquelas que adotaram adesivo convencional ou autocondicionante e resina composta híbrida.

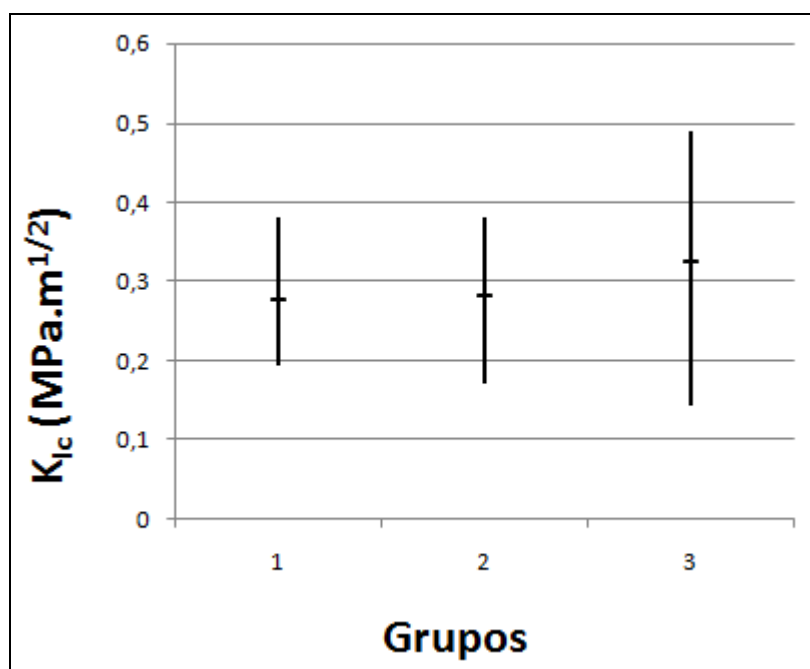


Figura 34 – Gráfico com os valores máximos e mínimos, e as médias de cada grupo da interface

A análise estatística dos três grupos comprovou a diferença existente entre as médias encontradas. Ao comparar as médias dos Grupos 1 e 2, adotando-se duas casas decimais, ambas as médias se tornam iguais (0,28). Entretanto, a probabilidade de serem iguais foi de 47%, o que significa que a terceira casa decimal não pode ser desprezada. Desta maneira, se a média dos Grupos 1 ou 2

(0,28) for comparada àquela do Grupo 3 (0,32), adotando-se duas casas decimais, é possível se notar que elas são por si próprias distintas. Tal diferença é corroborada pelas mesmas terem uma probabilidade de 25% de serem iguais.

Na Tabela 11 se encontram os valores médios de K_{Ic} do sistema resina-resina, determinados a partir dos valores de K_Q constantes na Tabela 9, e os respectivos desvios padrão.

Tabela 11 – Valores de K_{Ic} dos grupos resina-resina

	Resina composta híbrida	Resina composta nanohíbrida
K_{Ic} (MPa \sqrt{m})	0,890	0,922
Desvio padrão	0,103	0,150

Outros trabalhos também testaram a tenacidade à fratura da interface dente-restauração ou dos materiais adotado para tal restauração. Entretanto, uma grande variação nos resultados encontrados pode ser justificada pelas diferentes metodologias aplicadas em cada um dos trabalhos, como, por exemplo, o uso de dentes bovinos, o tempo de armazenamento, o tipo de corpo de prova e o tipo do teste realizado. Para Fujishima & Ferracane (1996), os valores de tenacidade à fratura mudam de acordo com o método de teste utilizado, enquanto Tam & Pilliar (2000) relacionaram variações dos valores de K_{Ic} com a rigidez dos materiais na interface. Segundo Kim et al. (2002), a morfologia e a quantidade das cargas presentes nas resinas compostas influenciam no valor de K_{Ic} . Em 1986, Pilliar e colaboradores mostraram que o tempo de envelhecimento interfere no valor de K_{Ic} .

Que Os valores de K_{Ic} encontrados na literatura para a interface dente-restauração variam de 0,06 a 1,10 MPa \sqrt{m} (Walshaw et al., 2003; Tam et al., 2001; Tam & Pilliar, 1993). Portanto, os valores determinados para esta interface no presente trabalho (de 0,279 a 0,324 MPa \sqrt{m}) estão dentro desta faixa.

Para a tenacidade à fratura da resina composta, os valores variaram entre 0,63 e 1,5 MPa \sqrt{m} (Toparli & Aksoy, 1998; Kim et al., 2002; Rodrigues Junior et al, 2008). Assim, os valores deste trabalho (de 0,890 a 0,922 Mpa \sqrt{m}) também estão de acordo com aqueles apresentados na literatura.

Observando outros trabalhos da literatura sobre tenacidade à fratura da interface e dos compósitos, os valores de K_Q obtidos para a interface foram menores do que os obtidos para o compósito sozinho. E todos apresentaram o comportamento linear-elástico como no presente trabalho. Essa queda no valor do K_Q da interface pode ser explicada pelo efeito *mismatch*. Ao unir dois materiais com ductilidades diferentes, haverá uma alteração desta propriedade no material final, isto é, aquele resultante da junção dos dois primeiros. Koçak e colaboradores, em 1994, observaram que a união entre materiais com diferenças sensíveis de ductilidade (o primeiro mais elástico do que o segundo, o segundo mais plástico do que o primeiro) resulta na diminuição da tenacidade do material mais plástico.

Millen e coautores (2012) mostraram que uma incompatibilidade térmica diminuiu o valor da tenacidade à fratura de coroas metalo-cerâmicas. E Bechtle et al., em 2010, concluíram que a incompatibilidade dos módulos de elasticidade tem grande influência na tensão na ponta da trinca.

4.2. Análise Fractográfica

Os corpos de prova com o menor e maior valor de tenacidade à fratura dos grupos 1, 2 e 3 foram visualizados no MEV e suas imagens captadas para comparação das superfícies de fratura, tanto dentro do grupo (comparar as imagens do valor maior e menor), quanto entre os grupos.

Análises químicas por meio do EDS também foram realizadas em regiões específicas de cada corpo de prova.

Para um melhor estudo dos corpos de prova, foram realizadas análises químicas por EDS dos materiais e de um dente, separadamente. O objetivo era saber o percentual de cada elemento encontrado nos materiais isolados e no dente para poder comparar com a porcentagem encontrada em cada corpo de prova analisado. Devido às suas características físico-químicas, que não permite uma camada espessa e nem sua total polimerização quando sozinho, o adesivo convencional não foi analisado.

4.2.1. Microanálise por EDS dos Materiais e do Dente

As figuras e gráficos abaixo mostram as microanálises por EDS de cada material.

Resina composta híbrida:

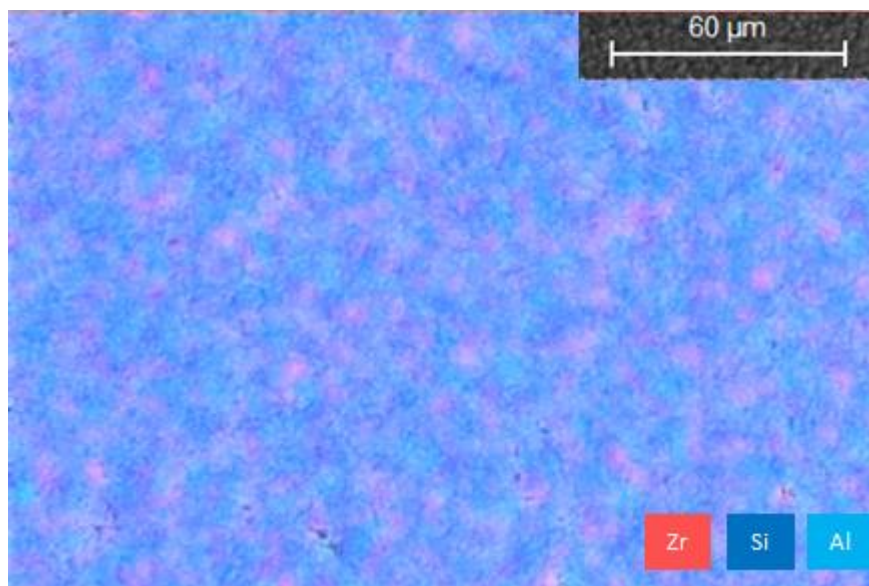


Figura 35 – Análise por EDS feita na resina composta híbrida

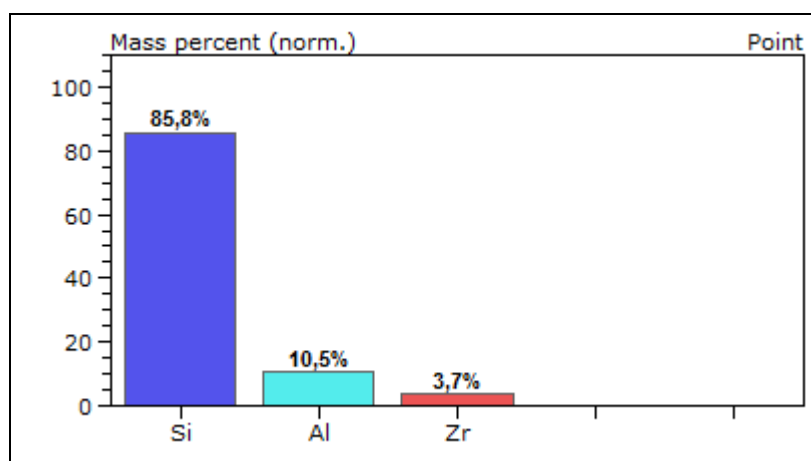


Gráfico 1 – Percentuais dos elementos encontrados no compósito híbrido

Resina composta nanohíbrida:

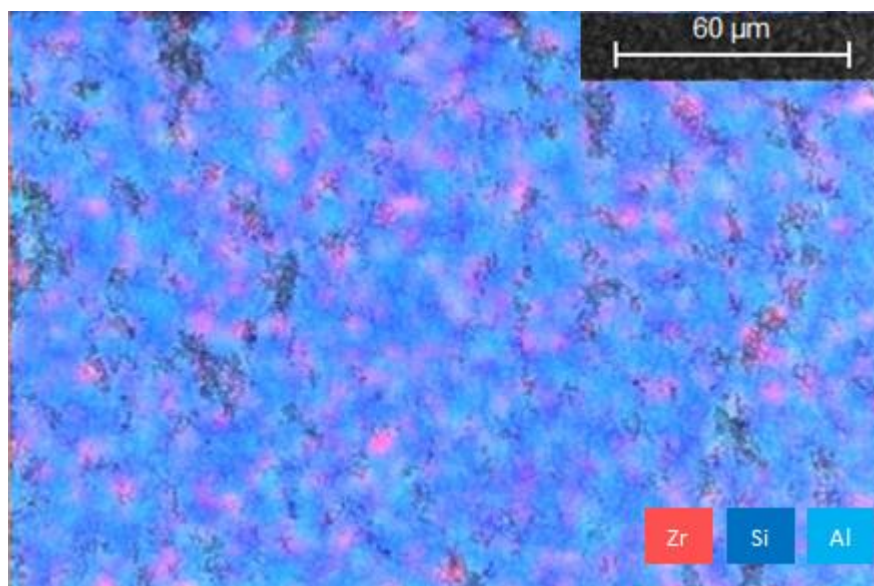


Figura 36 – Análise por EDS feita na resina composta nanohíbrida

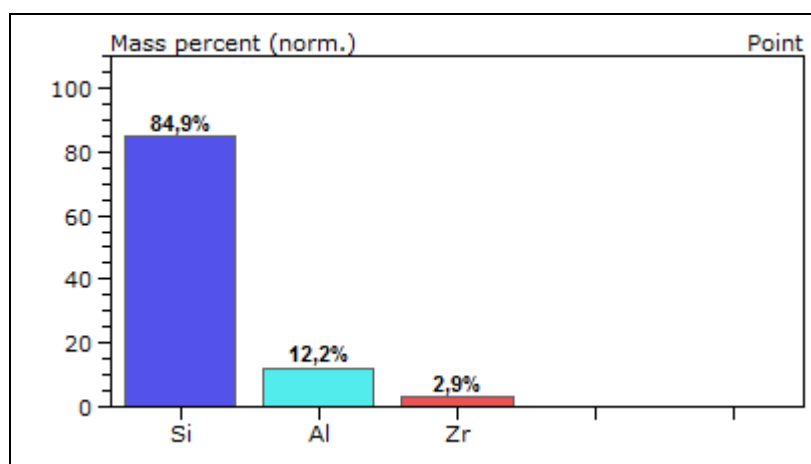


Gráfico 2 – Percentuais dos elementos encontrados no compósito nanohíbrido

Tanto a resina composta híbrida quanto a nanohíbrida apresentam os mesmos elementos químicos: Silício, Alumínio e Zircônio, sendo o Silício o elemento de maior quantidade. Outros autores citam esses elementos como constituintes das resinas compostas. (Rodrigues Junior et al., 2007; Anusavice, 2005; Watanabe et al., 2008; Kim et al., 2002; Leforestier et al., 2002).

Adesivo autocondicionante:

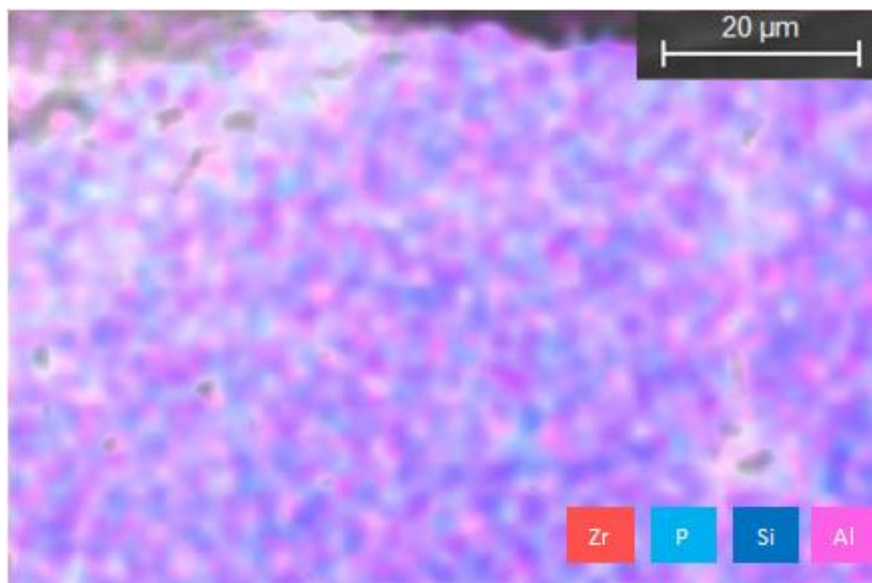


Figura 37 – Análise por EDS feita no adesivo autocondicionante

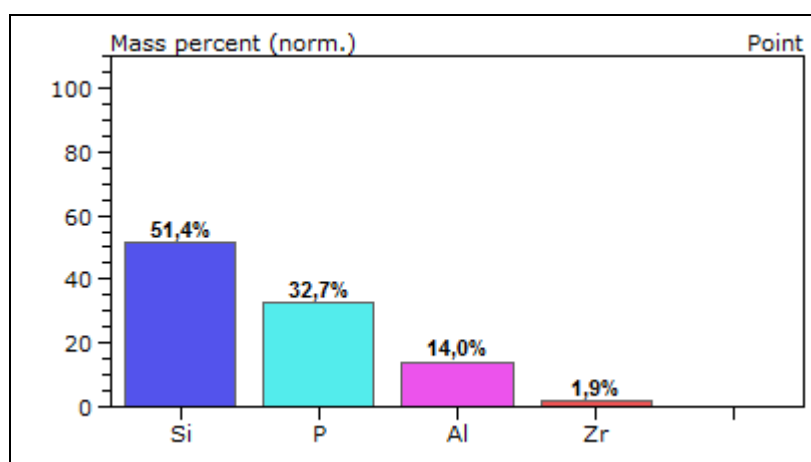


Gráfico 3 – Percentuais dos elementos encontrados no adesivo autocondicionante

Diferentemente das resinas, a análise do adesivo autocondicionante mostra o Silício em menor quantidade e a presença do Fósforo. O trabalho feito por Van Landuyt et al. (2007), mostrou que alguns adesivos autocondicionantes possuem estes elementos na sua composição. A presença do Fósforo também foi citada por Anusavice (2005).

Dente (esmalte e dentina):

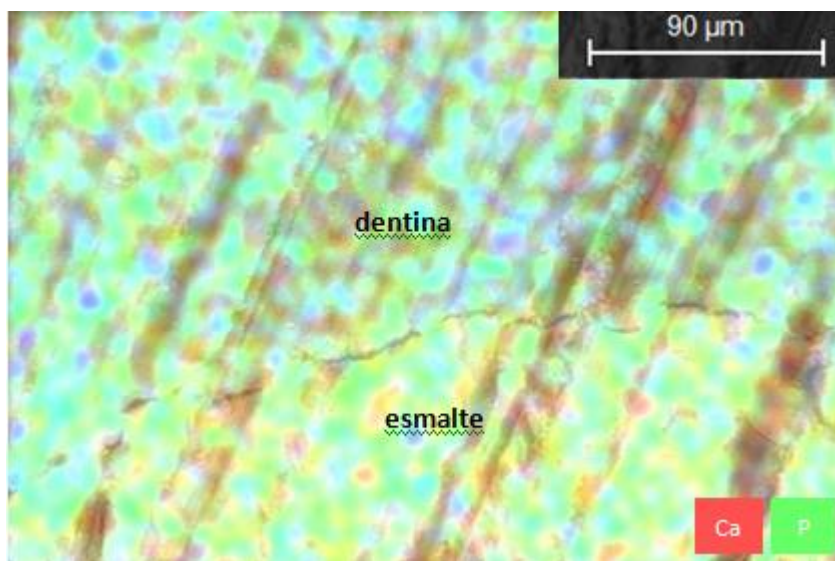


Figura 38 – Análise por EDS feita no dente

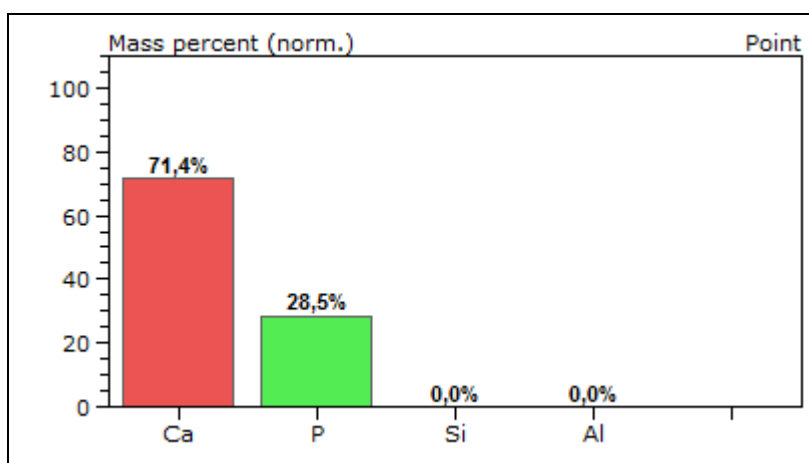


Gráfico 4 – Percentuais dos elementos encontrados no dente

O gráfico 4 ilustra a composição do dente. Os cristais de hidroxiapatita compõem 89% em volume do esmalte e 50% em volume da dentina. Esses cristais são constituídos por fosfato de cálcio, o que está de acordo com a análise do elemento dentário;

Pelos gráficos apresentados percebe-se que cada material possui elementos químicos em proporções diferentes. Essa característica individual se torna uma ferramenta de comparação que auxilia as próximas análises, tornando possível a diferenciação dos materiais na superfície de fratura de cada corpo de prova.

4.2.2. Análise Fractográfica dos Corpos de Prova

Nos Grupos 2 e 3, em que foi usado o sistema adesivo autocondicionante, é possível perceber a presença de alto relevo nas duas metades do corpo de prova. Além disso, observa-se a partir deste relevo que uma metade é o negativo da outra, comprovando que há material colado nas duas superfícies. Isto foi observado tanto nos corpos de prova com valores altos de K_{Ic} como nos de valores baixos.

Os corpos de prova do grupo 1 tiveram uma diferença de relevo mais discreta, em apenas algumas regiões pontuais. No geral, apresentaram uma superfície de fratura mais uniforme.

A seguir, são mostradas as imagens do corpo de prova pertencente ao Grupo 1 com maior valor de K_{Ic} e suas análises químicas.

As setas presentes nas imagens indicam o caminho da trinca.

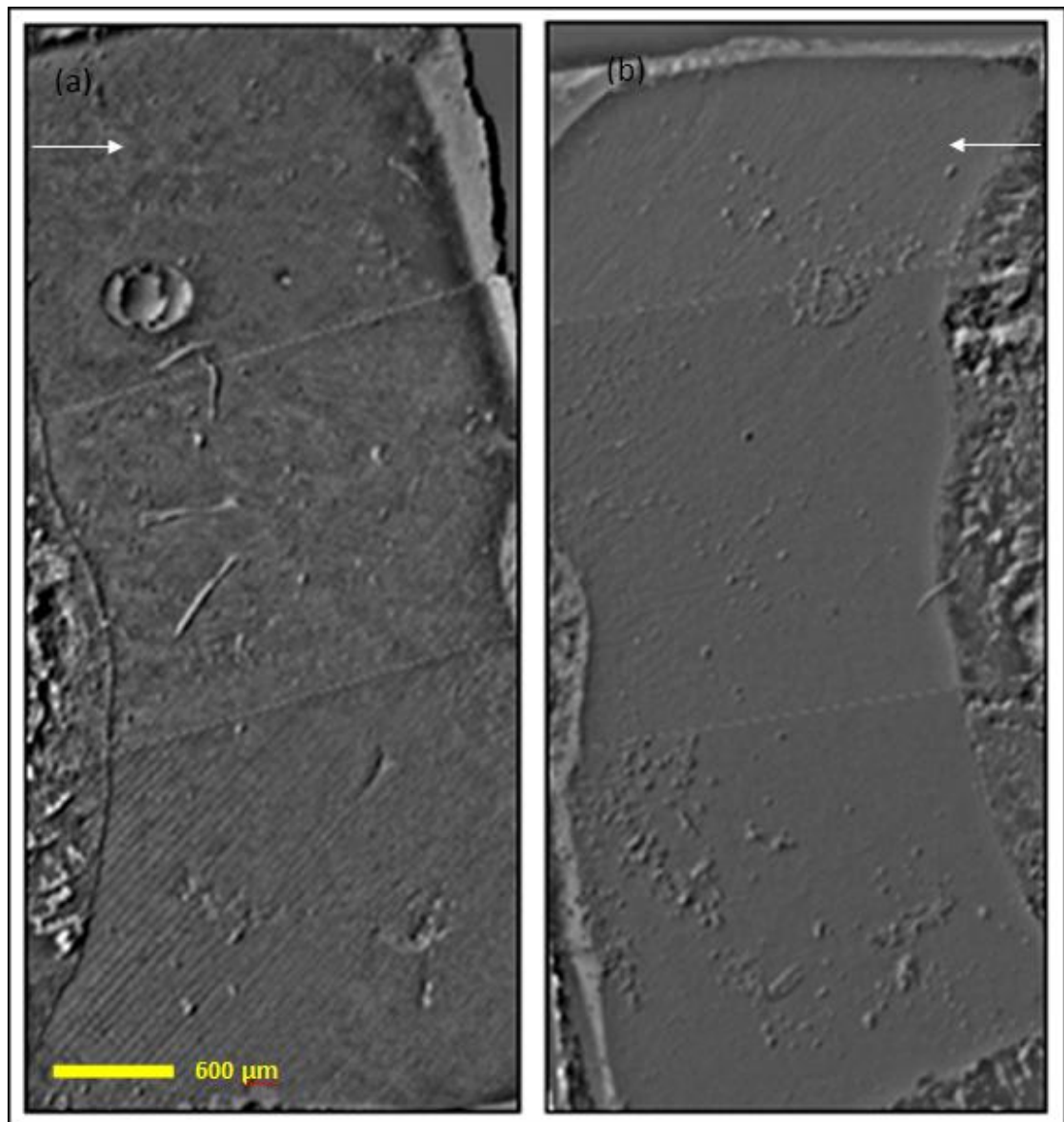


Figura 39 – Grupo 1 com alto valor de K_{IC} . Imagem (a) é a metade com a resina composta e imagem (b) é a metade com dente

Na figura abaixo, é mostrada parte da imagem acima com mais detalhe, em que é possível observar que um pedaço de material ficou colado no lado do dente, enquanto que na metade com resina há uma depressão. Assim, é fácil perceber que uma imagem é o negativo da outra.

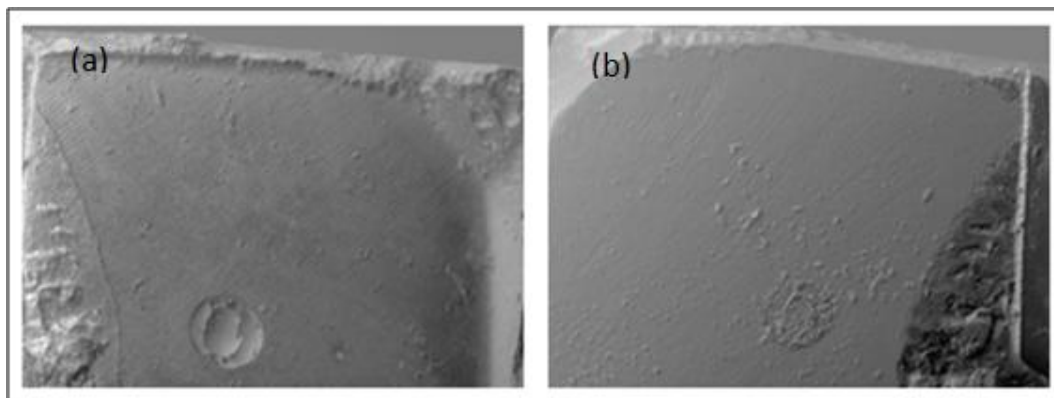


Figura 40 – Detalhe do corpo de prova com maior valor de K_{Ic} mostrado na figura 39. O material que se desprendeu da resina (a) ficou colado na metade com dente (b)

Foi realizada uma análise química da imagem acima (Figura 40b), na parte em que o material que ficou colado no dente:

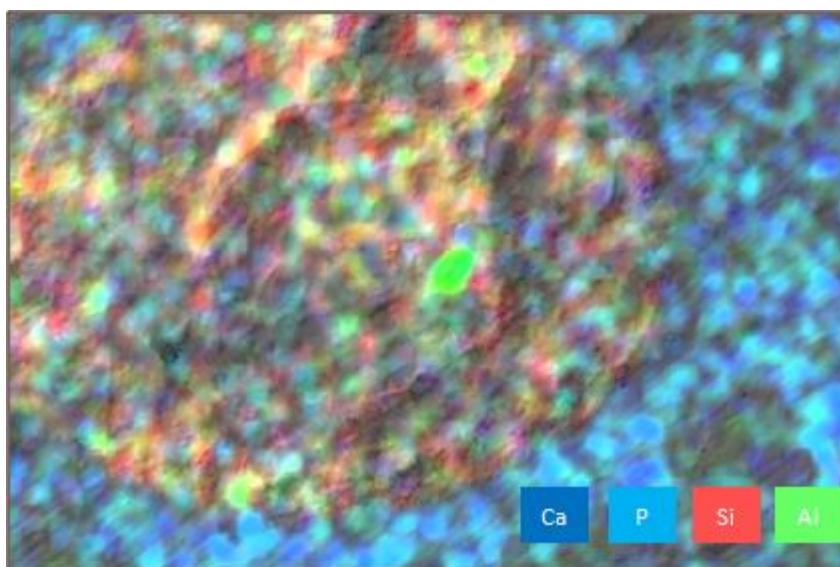


Figura 41 – Análise dos elementos químicos presentes no corpo de prova com maior valor de K_{Ic} , na metade com o dente

Os gráficos a seguir mostram o percentual dos elementos químicos encontrados nas duas regiões marcadas na figura abaixo, que corresponde à Figura 41:

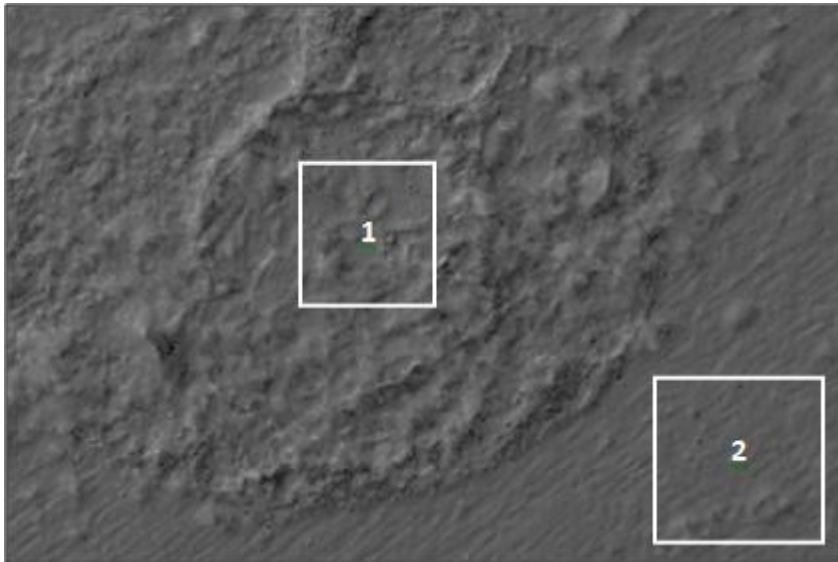


Figura 42 – Diferentes relevos presentes na superfície de fratura. Região (1) material colado, região (2) dente

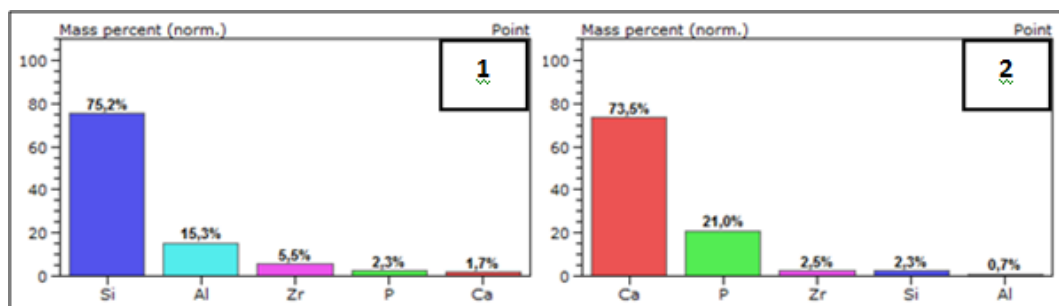


Figura 43 – Gráficos referentes às regiões 1 e 2 da imagem 42

As próximas imagens são referentes ao corpo de prova do Grupo 1 que obteve o menor valor de K_{Ic} .

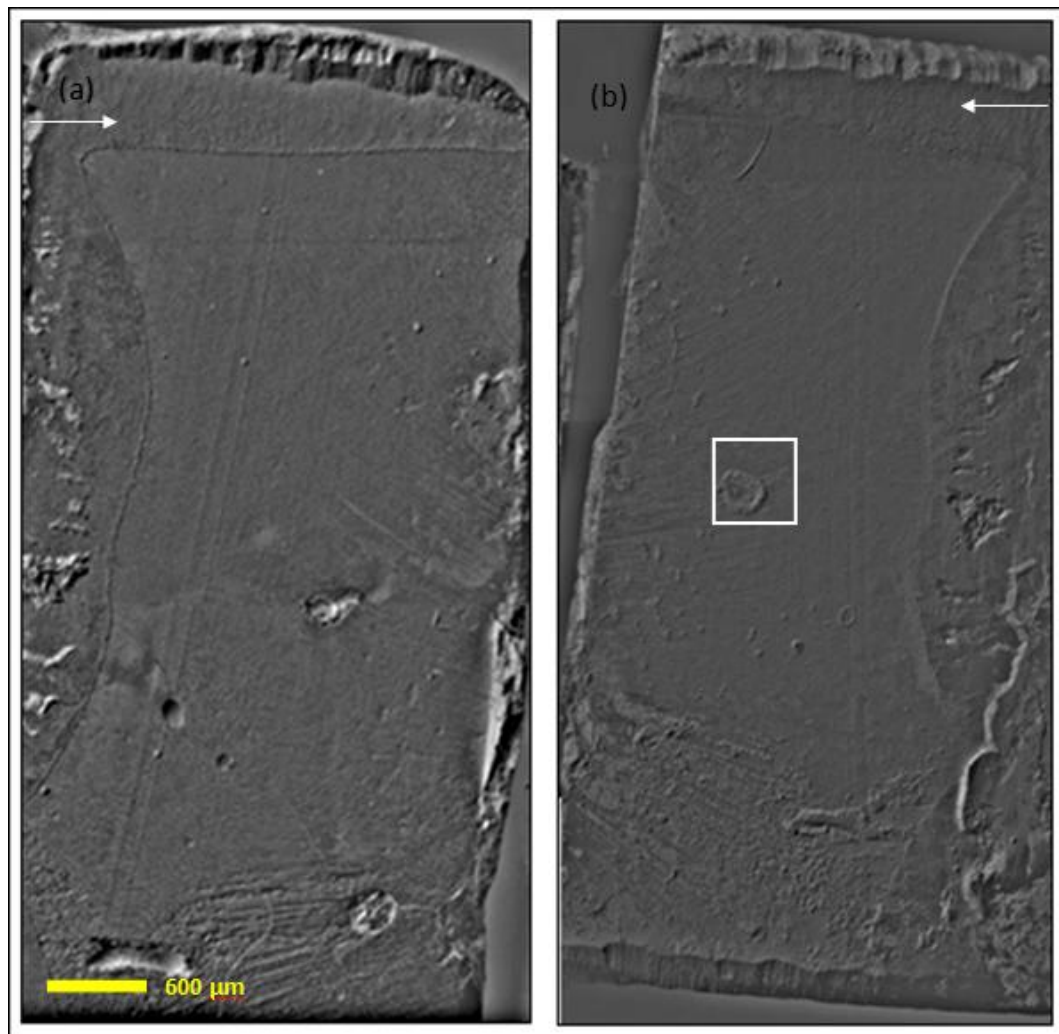


Figura 44 – Grupo 1 com baixo valor de K_{Ic} . Imagem (a) é a metade com a resina composta e imagem (b) é a metade com dente

As próximas imagens são da análise química por EDS feita na região enquadrada na figura acima.

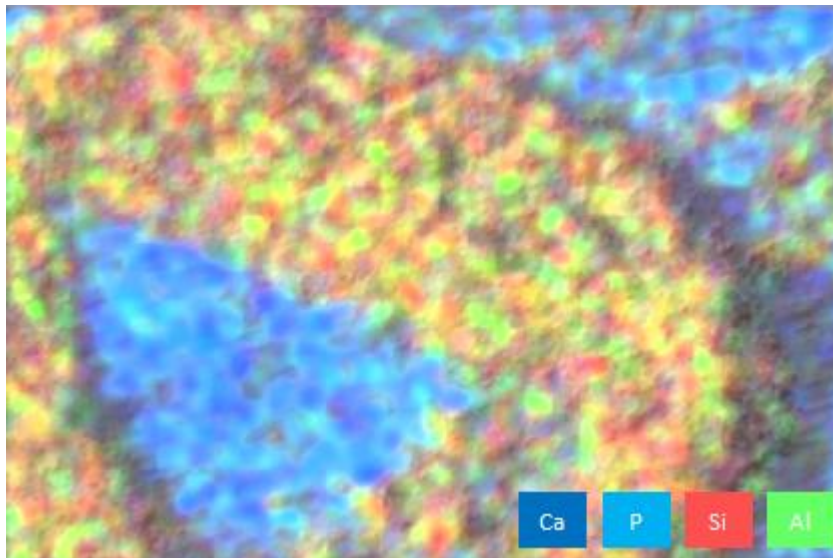


Figura 45 – Análise dos elementos químicos presentes no corpo de prova com menor valor de K_{Ic} no grupo 1, na metade com o dente

Abaixo se encontram os gráficos com os valores percentuais de cada elemento presente no alto e baixo relevo mostrado na imagem anterior.

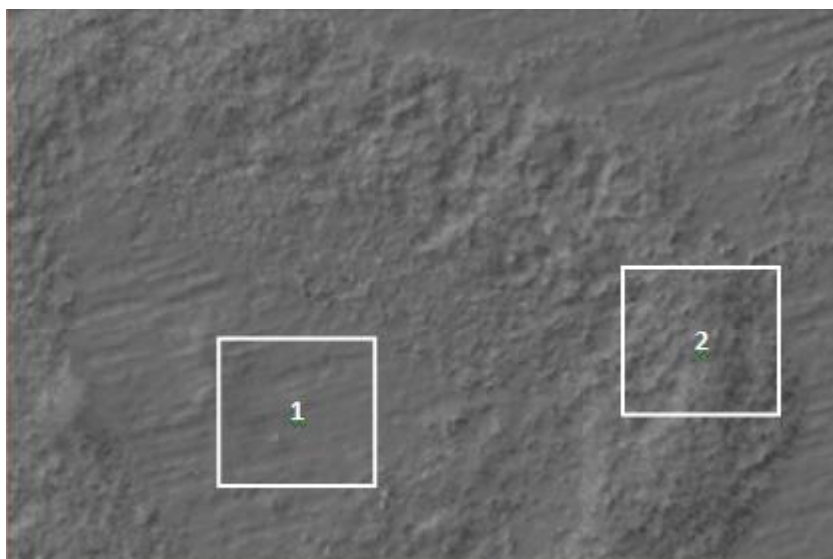


Figura 46 – Diferentes relevos presentes na superfície de fratura. Região (1) dente, região (2) material

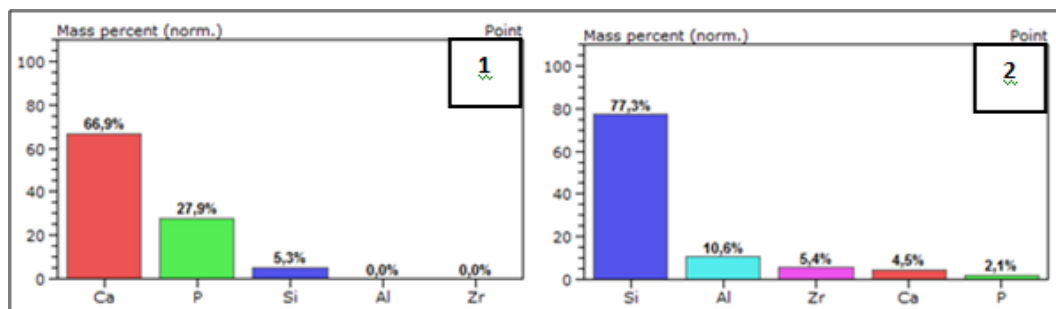


Figura 47 – Gráficos referentes às regiões 1 e 2 da imagem 46

As imagens do MEV, tanto para o valor alto K_{Ic} (Figura 39) quanto para o valor baixo (figura 44), apresentaram-se semelhantes. Em ambas há uma área mais homogênea (com poucos relevos), exceto por pequenas regiões onde se observou que o material que fazia parte da metade com resina se fixou ao dente.

As análises químicas feitas por EDS no corpo de prova com maior valor de K_{Ic} mostraram que esse material que se prendeu ao dente possui como principais elementos químicos o Silício (75,2%) e o Alumínio (15,3%). O gráfico dessa análise (Figura 43 – região 1) se assemelha ao gráfico referente à resina composta híbrida (Gráfico 1), onde os elementos principais presentes são: Silício (85,8%) e o Alumínio (10,5%). A mesma análise pode ser feita para o corpo de prova com baixo valor de K_{Ic} , já que o material que se desprendeu da metade com resina e se fixou no dente possui os mesmos elementos químicos principais (Figura 47 – região 2): Silício (77,3%) e Alumínio (10,6%). Com isso, comprova-se que o material desprendido da metade do corpo de prova com resina composta é parte do próprio material compósito.

Analizando os baixos relevos próximos ao material compósito colado no dente (Figura 43 – região 2 e Figura 47 – região 1) observa-se uma grande quantidade de Cálcio e Fósforo, elementos que compõe o dente, assumindo-se assim que aquela área é referente ao elemento dentário. Entretanto, há presença, em menor quantidade, de outros elementos químicos. Para o corpo de prova com alto valor de K_{Ic} , os outros elementos presentes foram Zircônia, Silício e Alumínio. Para o corpo de prova de menor valor foi apenas o Silício.

As figuras a seguir mostram as superfícies de fratura de cada metade do corpo de prova do Grupo 2 (com maior e menor valor de K_{Ic}) e as análises químicas referentes ao corpo de prova com menor valor de K_{Ic} :

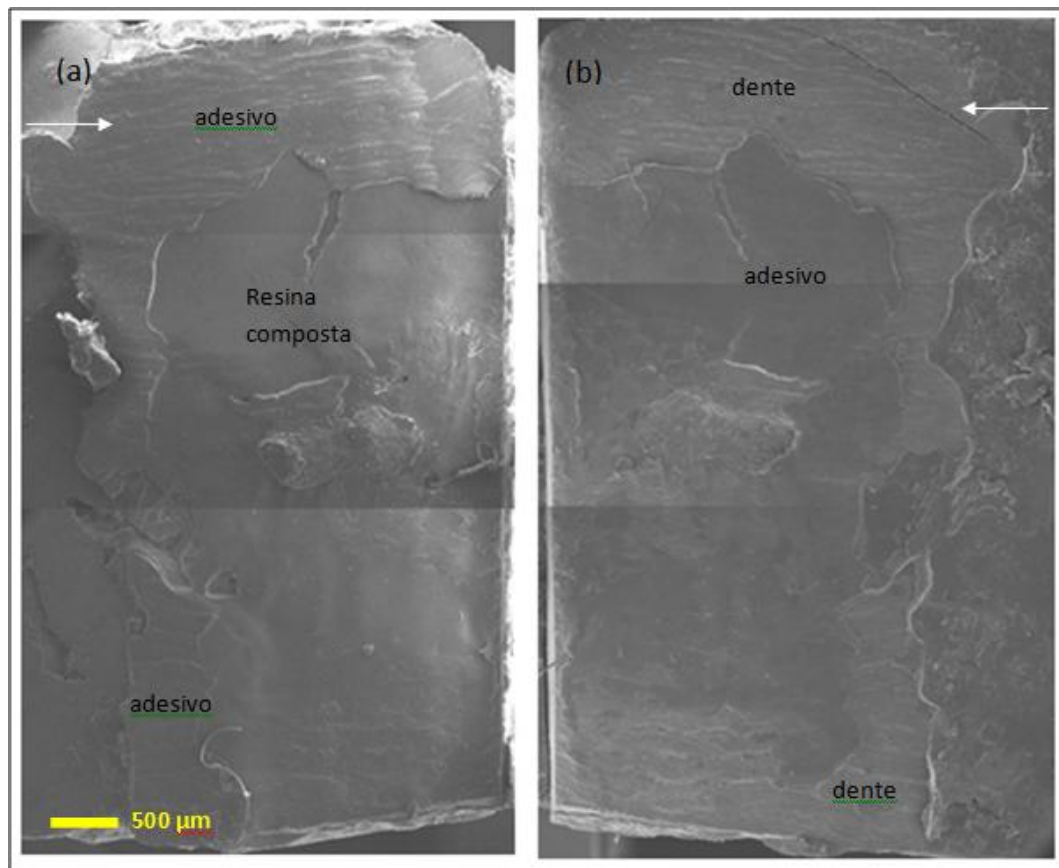


Figura 48 – Grupo 2, com alto valor de tenacidade à fratura, sendo a imagem (a) a metade com resina composta e a imagem (b) a metade com dente

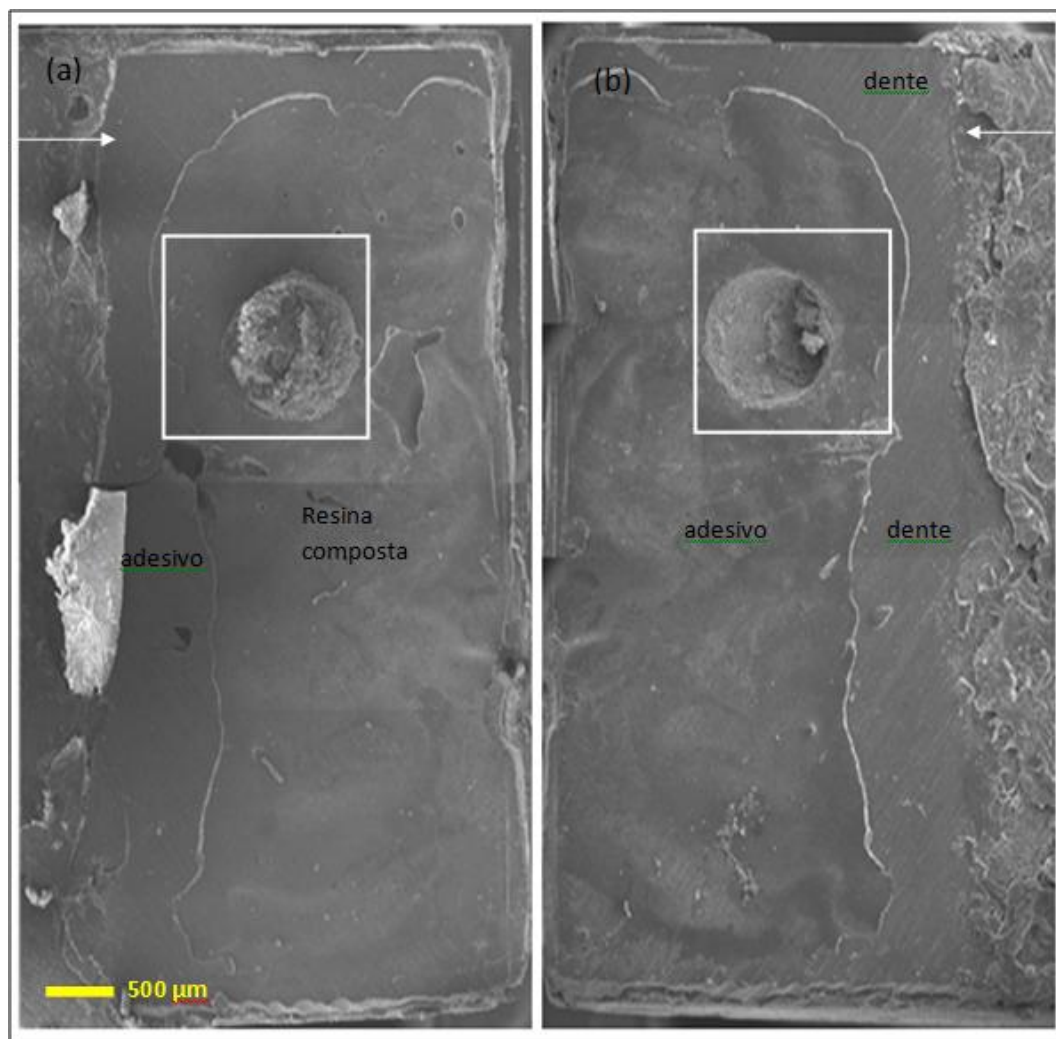


Figura 49 – Grupo 2, com baixo valor de tenacidade à fratura, sendo a imagem (a) a metade com resina composta e a imagem (b) a metade com dente

Na figura acima, a área demarcada mostra que uma região arredondada parece ter sido arrancada da metade com dente deixando uma depressão, enquanto que na metade com resina existe uma elevação na área correspondente. As figuras a seguir mostram a análise química feita nestas regiões.

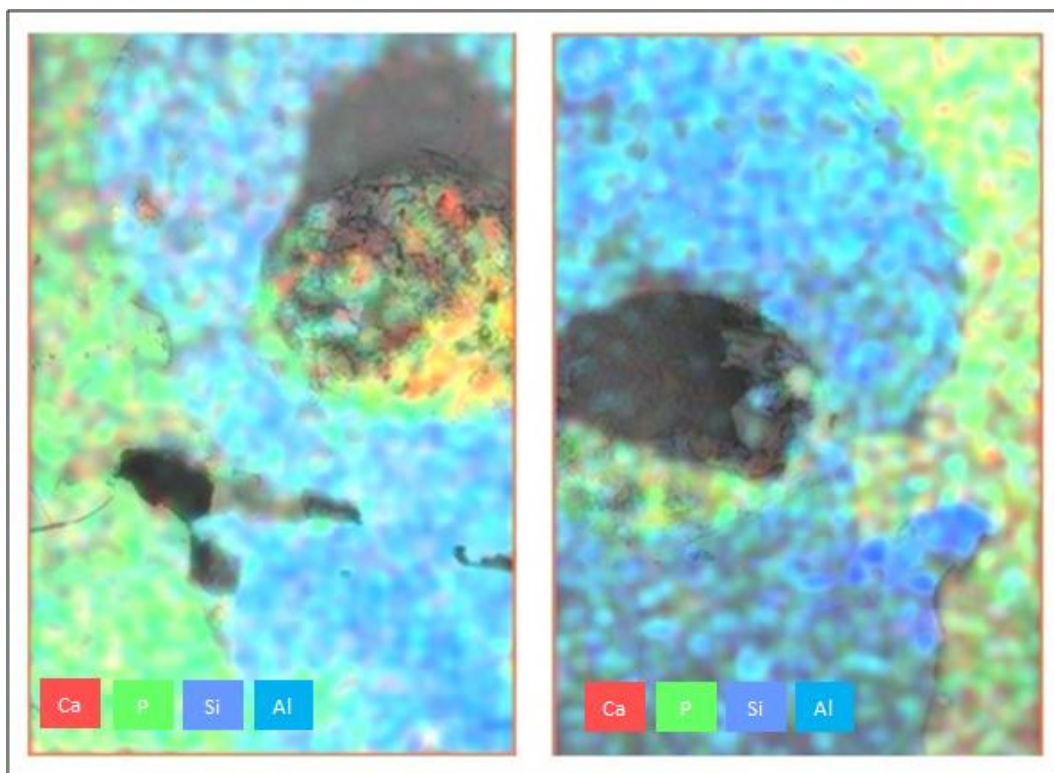


Figura 50 – Análise química da região elevada e da região com depressão mostrada na figura 49a e 49b

Nas figuras a seguir estão demarcadas três regiões em cada uma das metades do corpo de prova e os gráficos mostrando o percentual dos elementos químicos referentes a cada uma das regiões:

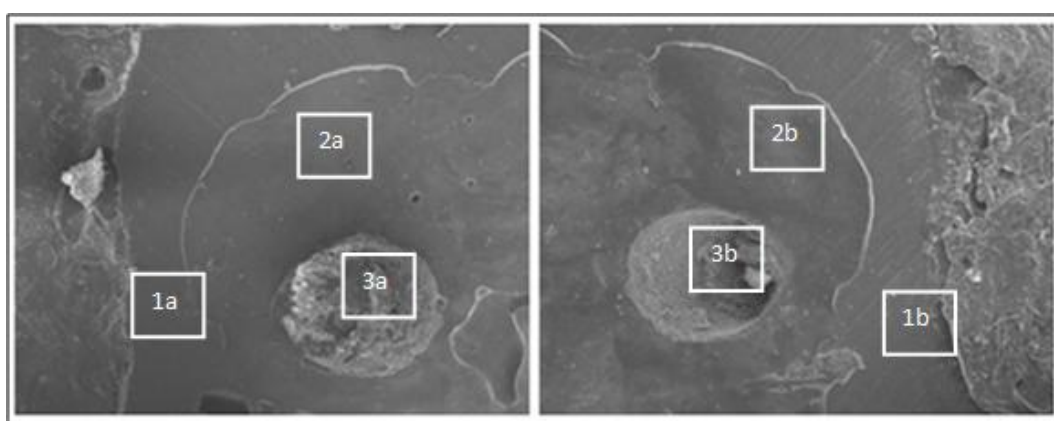


Figura 51 – Superfície de fratura metade com compósito: 1a – adesivo; 2a – resina composta; 3a – relevo; metade com dente: 1b – dente; 2b – adesivo; 3b – depressão

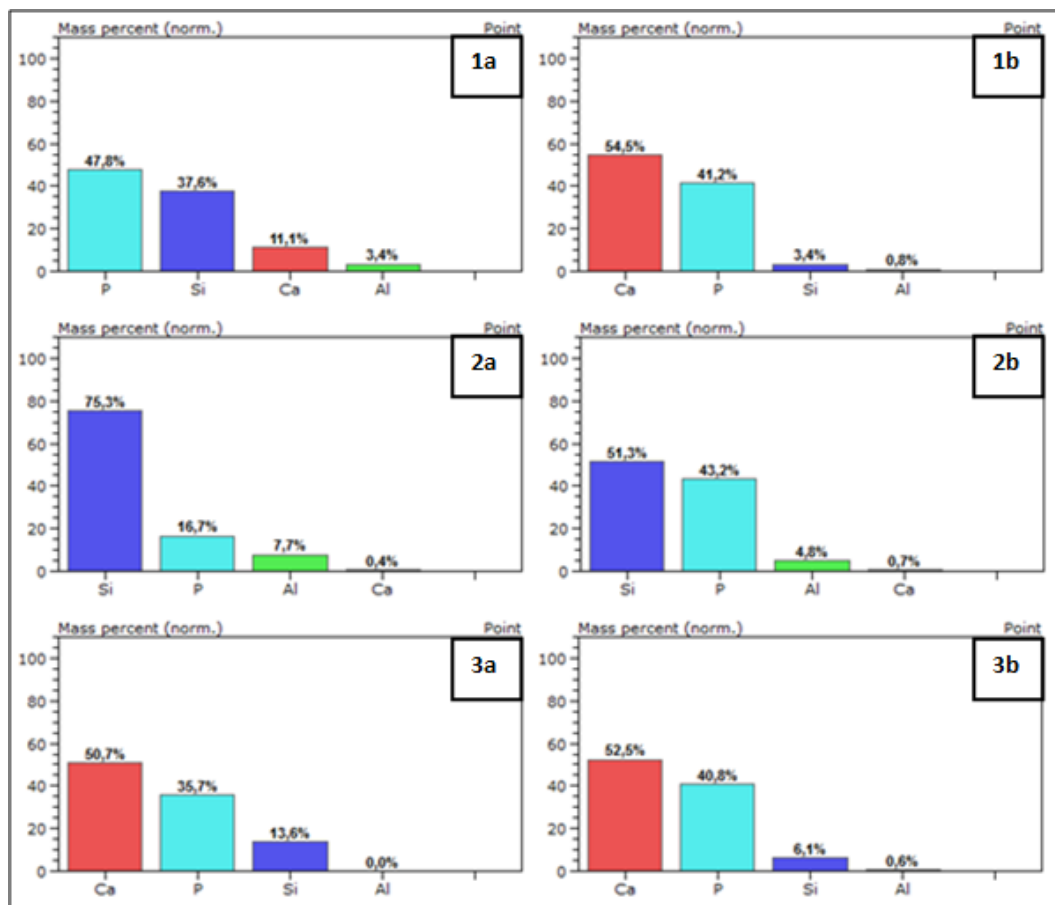


Figura 52 – Gráficos referentes a cada região demarcada na figura anterior

Os dois corpos de prova avaliados apresentaram superfícies de fratura semelhantes. Nas imagens do MEV, tanto do maior quanto do menor valor de K_{Ic} (Figuras 48 e 49), é possível observar áreas de alto relevo na metade com resina composta e na metade com dente. Ao analisar as metades dos corpos de prova é fácil identificar que uma metade é o “negativo” da outra. Por exemplo, a área de alto relevo na parte com dente é correspondente à área de baixo relevo na parte com material compósito. Na Figura 51 é possível perceber que as regiões 1a, 2a e 3a correspondem às regiões 1b, 2b e 3b.

A análise química dessas áreas mostra que as regiões 1a e 2b estão associadas ao sistema adesivo, comprovado pela comparação dos gráficos dessas duas regiões (Figura 52) com o gráfico do adesivo (Gráfico 3). Nos gráficos observa-se a prevalência dos elementos Silício e Fósforo em proporções semelhantes.

Na região 1b, a presença do Cálcio e do Fósforo comprova que esta área é do elemento dentário, enquanto que na região 2a, seu gráfico é semelhante ao da

resina composta híbrida (Gráfico 1), apresentando grande quantidade de Silício, comprovando que ali está presente somente o material compósito. A análise feita nas regiões 3a e 3b indica que parte do dente foi arrancado, se fixando na metade com o compósito.

As figuras a seguir mostram as superfícies de fratura do corpo de prova do Grupo 3 que obteve maior valor de K_{Ic} e as análises químicas referentes a ele:

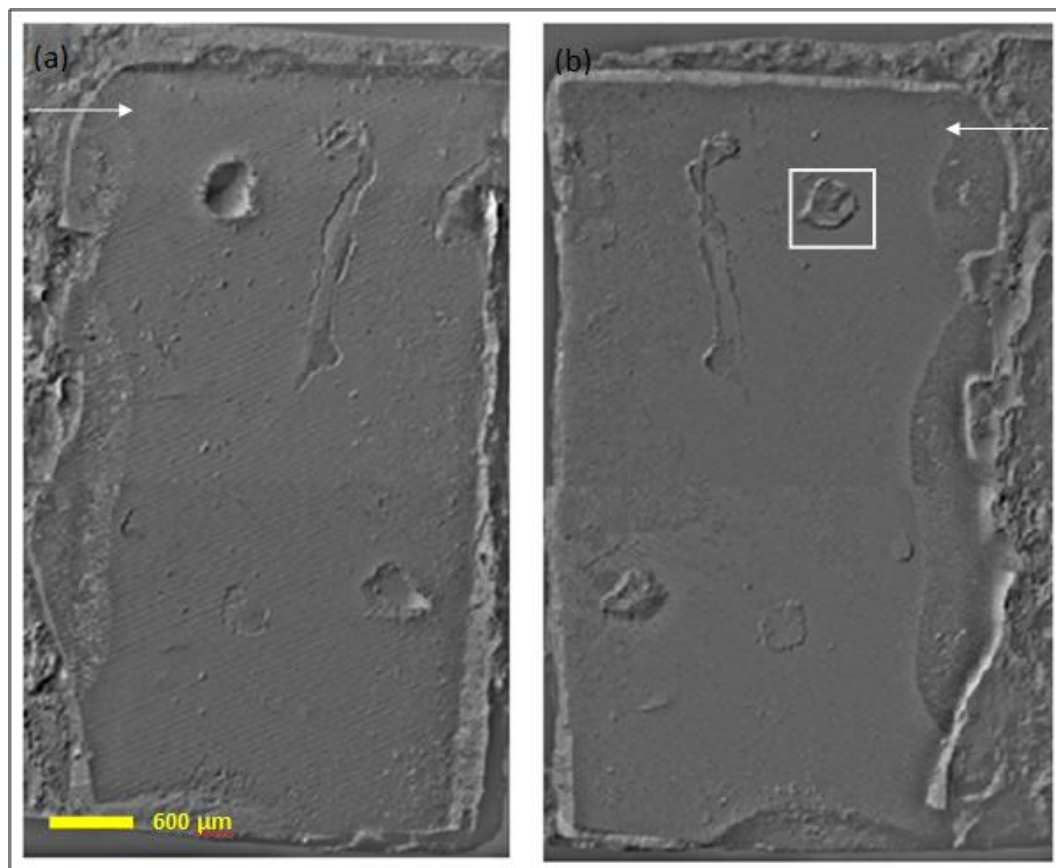


Figura 53 – Grupo 3, com valor alto de K_{Ic} , sendo a imagem (a) a metade com compósito e a imagem (b) a metade com dente

Na área demarcada da figura acima (parte superior direita) foi realizada uma análise química, mostrada a seguir:

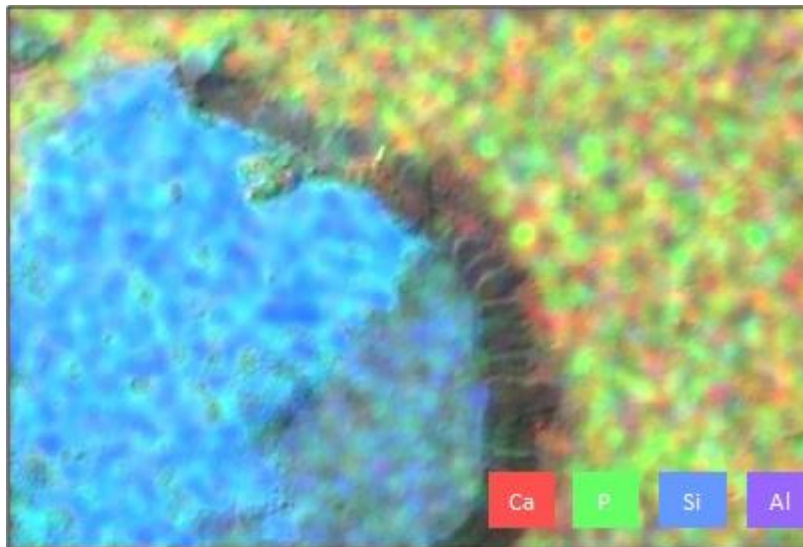


Figura 54 – Análise química da região demarcada na figura anterior, região da metade com o dente

Os gráficos a seguir mostram as quantidades de elementos químicos presente no alto e baixo relevo.



Figura 55 – Regiões 1 e 2 correspondem aos diferentes relevos analisados

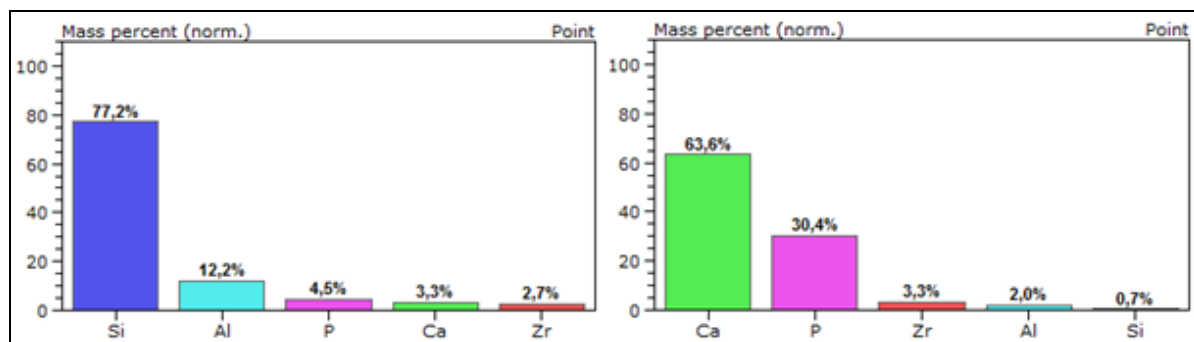


Figura 56 – Gráficos referentes a cada região demarcada na imagem anterior

As próximas imagens são do corpo de prova do Grupo 3, que obteve o valor mais baixo de K_{Ic} e suas respectivas análises químicas.

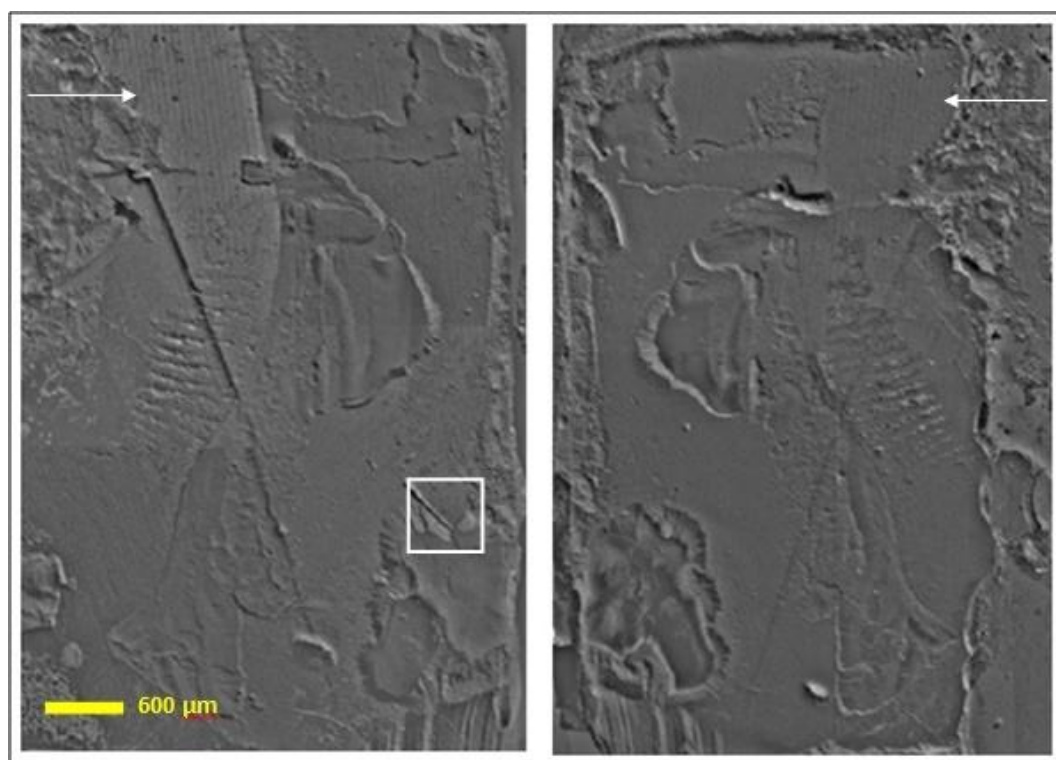


Figura 57 – Grupo 3, com valor baixo de K_{Ic} , sendo a imagem (a) a metade com dente e a imagem (b) a metade com compósito

A figura a seguir mostra análise química da região demarcada na figura acima:

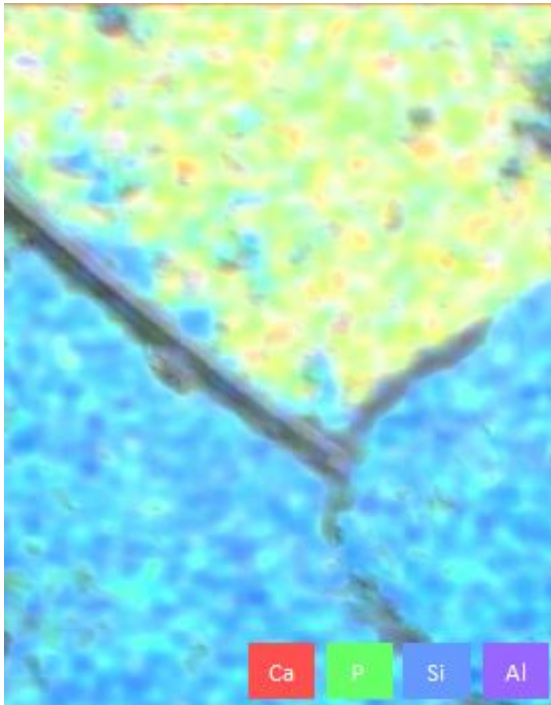


Figura 58 – Análise química da região demarcada na figura anterior, região da metade com o dente

Os gráficos a seguir mostram as quantidades de elementos químicos presente no alto e baixo relevo da Figura 58.

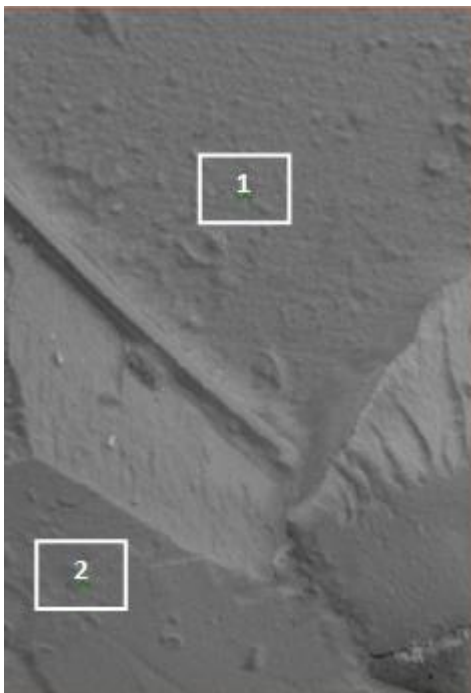


Figura 59 – Regiões de alto e baixo relevo

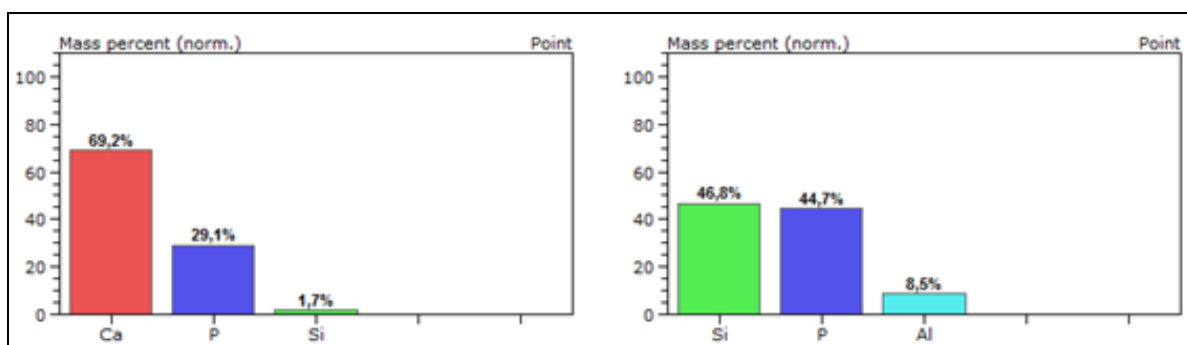


Figura 60 – Gráficos representando as regiões 1 e 2 da figura anterior

As superfícies de fratura dos corpos de prova do Grupo 3 se mostraram bastante diferentes. O corpo de prova que obteve o maior valor de K_{Ic} (Figura 53) mostrou uma superfície de fratura mais homogênea, assim como os corpos de prova do Grupo 1, em que apenas pequenas áreas apresentaram relevos indicando que o material pertencente à metade com resina composta ficou fixado à metade com o dente. Já o corpo de prova com baixo valor de K_{Ic} (Figura 57) apresentou uma superfície de fratura semelhante ao Grupo 2, em que observa-se áreas de alto relevo nas duas metades.

A análise química do corpo de prova com alto valor de K_{Ic} (Figura 56), quando comparado com a análise dos materiais separados, mostra que o material preso ao dente é o compósito. E a área de baixo relevo, ao redor do material colado ao dente, apresenta Cálcio e Fósforo em maior quantidade, indicando que ali se trata do elemento dentário. Assim como ocorreu no Grupo 1, além dos elementos Cálcio e Fósforo, também estão presentes outros elementos, o que poderia indicar que o dente fixou algum material.

Quando o corpo de prova com menor valor de K_{Ic} foi analisado quimicamente, observou-se uma resposta semelhante às do Grupo 2, em que as áreas de alto relevo se associam com o adesivo enquanto que as áreas de baixo relevo estão relacionadas ao dente, comprovado pelo gráfico da Figura 60.

A característica heterogênea da superfície de fratura, em que ora se observa fragmentos de resina composta ou sistema adesivo colados ao dente e ora a superfície dentária está lisa, indica que a trinca poderia se propagar por estes materiais. Outros trabalhos que analisaram fractografias da interface encontraram superfícies com as mesmas características (Silva, 2004; Leforestier, 2002)

5 Conclusão

O objetivo do presente estudo foi avaliar, por um método alternativo de testes, a tenacidade à fratura da interface dente-restauração utilizando diferentes sistemas adesivos e resinas compostas. A partir dos resultados obtidos, foi possível concluir que:

- Tanto os corpos de prova dente-restauração quanto os corpos de prova resina-resina se comportaram de maneira frágil.
- A metodologia alternativa utilizada possibilitou a obtenção de resultados que obedecem aos requisitos do ensaio de tenacidade à fratura, de acordo com a norma da ASTM E-399. Entretanto, este método não se mostrou adequado quando aplicado ao material adesivo.
- A análise estatística mostrou haver diferença de K_{Ic} entre os 3 grupos de interface analisados. Juntamente com a análise qualitativa da média e do desvio padrão, é possível concluir que o material utilizado no Grupo 3 foi superior aos outros.
- Os resultados encontrados neste trabalho, quando comparados aos resultados da literatura, podem ser considerados conservadores.
- As análises fractográficas mostraram que o plano percorrido pela trinca foi na região da interface dente-restauração.

6

Referência Bibliográfica

AKOURRI, O. et al. The Effect of Notch Radius on Fracture Toughness J_{Ic} . **Engineering Fracture Mechanics**, v. 65, p. 491-505. 2000.

ANDERSON, T. L. **Fracture Mechanics: Fundamentals and Applications**. 2a edição. Florida, 1994. 688 p.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips: Materiais Dentários**. 11ª edição. Rio de Janeiro, 2005. 764p.

ARRAIS, C. A. G.; GIANNINI, M. Morphology and Thickness of the Diffusion of Resin through Demineralized or Unconditioned Dentinal Matrix. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, v. 16, n. 2, p. 115-120, 2002.

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of UEDMA, Bisgma and TEGDMA on Selected Mechanical Properties of Experimental Resin Composites. **Dental Materials**, v. 14, p. 51-56, 1998.

ASTM Standard E-399-09. Standard Test Method for Linear-Elastic Plain-Strain Fracture Toughness K_{Ic} of Metallic Materials. 2009.

ASTM Standard E-1820-11. Standard Test Method for Measurement of Fracture Toughness. 2011

BARATIERI, R et al. **Odontologia Restauradora: Fundamentos e Possibilidades**. 1ª edição. São Paulo, 2001. 739 p.

BECHTLE, S. et al. Crack arrest within teeth at the dentinoenamel junction caused by elastic modulus mismatch. **Biomaterials**, v. 31, p. 4238-4247, 2010.

BOUILLAGUET, S. et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step and self-etching adhesive systems. **Journal of Dentistry**, v. 29, p. 55-61, 2001.

BRACKETT, M. G., BRACKETT, W. W. e HAISCH, L. D. Microleakage of Class V Resin Composites Placed Using Self-etching Resins: Effect of Prior Enamel Etching. **Quintessence Internacional**, v. 37, n. 2, p. 109-113, fevereiro, 2006.

BRANCO, C.M., FERNANDES, A.A., CASTRO, P. M. S. T. **Fadiga de Estruturas Soldadas**. 1ª edição. Porto, 1986. 890 p.

BUONOCORE, M. G.; MATSUI, A.; GWINNETT, A. J. Penetration of Resin Dental Materials into Enamel Surfaces with Reference to Bonding. **Archives of Oral Biology**, v. 13, p. 61-70, 1968.

CATELAN, A. et al. Longevidade Clínica de Restaurações Classe II em Resina Composta: Influência de Materiais e Técnicas. **Revista odontológica de Araçatuba**, v. 31, n. 1, p. 60-65. Jan./jun. 2010.

CHAUDHARI, V. V.; KULKARNI, D. M.; PRAKASH, R. Study of Influence of Notch Root Radius on Fracture Behaviour of Extra Deep Drawn Steel Sheets. **Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structure**, v. 32, p. 975-986. 2009.

COELHO, A et al. Perspetiva Histórica e Conceitos Atuais dos Sistemas Adesivos Amelodentinários – Revisão da Literatura. **Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial**, v. 53, n. 1, p. 39-46, janeiro. 2012

COSTA, J. F. **Avaliação *in vitro* da microinfiltração marginal de três sistemas adesivos em restaurações classe II com resina composta em dentes bovinos**. Piracicaba, 2001. 75p. Dissertação (Mestrado em Clínica odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP.

CRAIG, R.G. **Materiais Dentários Restauradores**. 11ª edição. São Paulo, 2004. 704p.

DONASSOLLO, T. A. et al. Adesão aos Substratos Dentários e seus Principais Aspectos: Uma Revisão da Literatura. **Stomatos**, v. 16, n. 31, p. 55-68, jul./dez. 2010.

DUBINSKI, P.; CARDOSO, S. A.; HOEPPNER, M. G. Avaliação das Causas das Substituições de Restaurações nas Disciplinas de Dentística II e Clínica Integrada do Curso de Odontologia da UNIPAR – Campus Umuarama. **Publicatio UEPG: Ciências Biológicas e da Saúde**, v. 11, n. 1, p. 7-14, mar. 2005.

EICK, J. D. et al. The Dentinal Surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. **Quintessence Internacional**, v. 22, n. 12, 1991.

ELLAKWAA, A.; CHOB, N.; LEE, C. B. The Effect of Resin Matrix Composition on the Polymerization Shrinkage and Rheological Properties of Experimental Dental Composites. **Dental Materials**, v. 23,p. 1229-1235, 2007.

Encyclopedia Britannica. Tooth. 2012

ERICKSON, R. L.; BARKMEIER, W.W.; LATTA, M. A. The Role of Etching in Bonding to Enamel: A Comparison of Self-Etching and Etch-and-Rinse Adhesive Systems. **Dental Materials**, v. 25, p. 1459-1467, 2009.

FAR, C.; RUSE, N. D. Effect of Bleaching on Fracture Toughness of Composite-Dentin Bonds. **Journal of Adhesive Dentistry**, v. 5, p. 175-182. 2003.

FERRACANE, J. L. Resin Composite-State of the Art. **Dental Materials**, v. 27, p. 29-38, 2010.

FERRAZ DA SILVA, J. M. et al. Resinas Compostas: Estágio Atual e Perspectivas. **Revista Odonto**, ano 16, n. 32, p.98-104, jul./dez. 2008.

FIGÚN, M. E.; GARINO, R. R. **Anatomia Odontológica Funcional e Aplicada**. Porto Alegre, 2003.540p.

FOONG, J. et al. Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. **Australian Dental Journal**, v. 51, n. 3, p. 252-257, 2006.

FRAGA, R. C.; LUCA-FRAGA, L. R. **Dentística: Bases Biológicas e Aspectos Clínicos**. 2ª edição. Rio de Janeiro, 2001. 388p.

FUJISHIMA, A.; FERRACANE, J. L. Comparison of Four Modes of Fracture Toughness Testing for Dental Composites. **Dental Materials**, v.12, p.38-43, jan. 1996.

FUSAYAMA, T. et al. Non-Pressure Adhesion of a New Adhesive Restorative Resin. **Journal of Dental Research**, v. 58, n. 4, p. 1364-1370, abr. 1979.

GARCÍA, E. J. **Análise In Vitro da Resistência de União de Sistemas Adesivos Autocondicionantes Aplicados sobre a Dentina Superficial e Profunda**. Ponta Grossa, 2008. 99 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Estadual de Ponta Grossa.

GODEFROID, L. B.; CÂNDIDO, L. C.; MORAES, W. A. **Análise de Falhas**. Associação Brasileira de Metalurgia, Materiais e Mineração. Rio de Janeiro, 2012.

GOMES, J. C. **Odontologia Estética: Restaurações adesivas indiretas**. São Paulo, 1996. 213p.

GOMES, J. C. et al. Avaliação da Formação de Gaps Axiais Utilizando um Adesivo de 4ª Geração e um Adesivo Autocondicionante, em Cavidades Classe V. **Jornal Brasileiro de Dentística & Estética**, v.1, n. 3, p.213-218, jul/set. 2000.

- GONÇALVES, J. et al. Estágio Atual e Perspectivas dos Sistemas de União. **Revista Odonto**, ano 16, n. 31, p. 77-84, jan./jun. 2008.
- GWINNETT, A. J.; MATSUI, A. A Study of Enamel Adhesives the Physical Relationship between Enamel and Adhesive. **Archives of Oral Biology**, v. 12, p. 1615-1620, 1967.
- HE, L. H.; FUJISAWA, N.; SWAIN, M. V. Elastic Modulus and Stress–Strain Response of Human Enamel by Nano-Indentation. **Biomaterials**, v. 27, p. 4388-4398, 2006.
- HOWARD, K; SODERHOLM, K. J. M. Fracture Toughness of Two Dentin Adhesives. **Dental Materials**, v. 26, p. 1185-1192. 2010.
- IMBENI, V. et al. In Vitro fracture Toughness of Human Dentin. **Journal of Biomedical Material Research**, v. 66, p. 1-9. 2003.
- JANDT, K. D.; SIGUSCH, B. W. Future Perspectives of Resin-Based Dental Materials. **Dental Materials**, v.25, p 1001-1006, 2009.
- KATCHBURIAN, E.; ARANA, V. **Histologia e Embriologia Oral: Textos, Atlas e Correlações Clínicas**. 2ª edição. Rio de Janeiro, 2010. 372p.
- KIM, K.; ONG, J. L.; OKUNO, O. The Effect of Filler Loading and Morphology on the Mechanical Properties of Contemporary Composites. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 87, n. 6, p. 642-649. 2002.
- KLAPDOHR S, MOSZNER N. New Inorganic Components for Dental Filling Composites. **Monatshefte für Chemie**, v. 136, p. 21–45, 2005.
- KNOBLOCH, L. A. et al. Bond strengths of one- and two-step self-etch adhesive systems. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 97, n. 4, p. 216-222, 2007.
- KOÇAK, M.; HORNET, P.; CORNEC, A.; SCHWALBE, K.-H. Fracture toughness testing of bi-material joints with high strength mis-match. **26º Simpósio Nacional de Mecânica da Fratura, ASTM**. Junho, 1994.
- KUGEL, G.; FERRARI, M. The Science of Bonding: from first to sixth generation. **JADA**, vol. 131, p. 20-25, junho. 2000.
- LEFORESTIER, E. et al. Adaptation of a Standart Adherence Test to Dentistry: The Peeling Test. Study of the Interface between Dentine and a One Step Dentine Adhesive System. **International Journal of Adhesion & Adhesives**, v. 22, p. 23-35. 2002.

- LEITÃO, L. A. A. **Sistemas Adesivos: condicionamento total vs auto condicionamento**. Porto, 2008. 69 p. Monografia (Graduação em Medicina Dentária) – Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade Fernando Pessoa.
- LI, Y. et al. Effect of Filler Content and Size on Properties of Composites. **Journal of Dental Research**, v. 64, n. 12, p. 1396-1401, dez. 1985.
- LLOYD , C. H.; IANNETTA, R. V. The Fracture Toughness of Dental Composites: I. The Development of Strength and Fracture Toughness. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 9, p. 55-66. 1982.
- MARTINELLI, A. C. B. F.; SANTIAGO, S. L.; PEREIRA, J. C. Avaliação da eficácia de agentes anti-hiperestésicos: métodos clínicos e laboratoriais. **Revista FOB**, v.9, n.3/4, p.157-166, jul./dez. 2001
- MARTINS, G. C. et al. Adesivos Dentinários. **Revista Gaúcha de Odontologia**, v. 56, n. 4, p. 429-436, out./dez. 2008.
- MECKEL, A. H.; GRIEBSTEIN, W. J.; NEAL, R. J. Structure of Mature Human Dental Enamel as Observed by Electron Microscopy. **Archives of Oral Biology**, v.10, p. 775-783, 1965.
- MELFI, R.C.; ALLEY, K. E. **Embriologia e Histologia Oral de Permar: Manual para estudantes de Odontologia**. 10ª edição. São Paulo, 2010. 207p.
- MILLEN, C. S.; REUBEN, R. L.; IBBETSON, R. J. The effect of coping/veneer thickness on the fracture toughness and residual stress of implant supported, cement retained zirconia and metal-ceramic crowns. **Dental Materials**, v. 28, p. e250-e258. 2012.
- MIYAZAKI, M. et al. Determination of Residual Double Bonds in Resin-Dentin Interface by Raman Spectroscopy. **Dental Materials**, v. 19, p. 245-251, 2003.
- MOURAD, A. H. I.; EL-DOMIATY, A.; CHAO, Y.J. Fracture toughness prediction of low alloy steel as a function of specimen notch root radius and size constraints. **Engineering Fracture Mechanics**, v. 103, p. 79-93. 2013.
- MOURAD, A. H. I.; EL-DOMIATY, A. Notch Radius and Specimen Size Effects on Fracture Toughness of Low Alloy Steel. **Procedia Engineering**, v. 10, p. 1348-1353. 2011.
- NAKABAYASHI, N., ASHIZAWA, M., NAKAMURA, M. Identification of a Resin-Dentin Hybrid Layer in Vital Human Dentin created *In Vivo*: durable bonding to vital dentin. **Quintessence International**, v. 23, n. 2, 1992.

- NANCI, A. **Ten Cate Histologia Oral: Desenvolvimento, Estrutura e Função**. 7ª edição. Rio de Janeiro, 2008. 414p.
- OLIVEIRA, N. A. et al. Sistemas Adesivos: Conceitos Atuais e Aplicações Clínicas. **Revista Dentística on line**, n. 19, p. 6-14, 2010.
- PARADELLA, T. C.; FAVA, M. Bond Strength of Adhesive Systems to Human Tooth Enamel. **Brazilian Oral Research**, v. 21, n. 1, p. 4-9, 2007.
- PASHLEY, E. L. et al. Dentin Permeability and Bond Strengths After Various Surface Treatments. **Dental Materials**, v. 5, p. 375-378, novembro, 1989.
- PEREZ, N. **Fracture Mechanics**. Massachussets, 2004. 284 p. Disponível em: <http://site.ebrary.com/lib/pucrio/docDetail.action?docID=10088586>
- PEUTZFELDT, A. Resin Composites in Dentistry: the Monomer Systems. **European Journal of Oral Science**, v. 105, p. 97-116, 1997.
- PHRUKKANON, S.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. The Effect of Dentine Location and Tubule Orientation on the Bond Strengths between Resin and Dentine. **Journal of Dentistry**, v. 27, p. 265-274, 1999.
- PILLIAR, R. M.; SMITH, D. C.; MARIC, B. Fracture Toughness of Dental Composites Determined Using the Short-rod Fracture Toughness Test. **Journal of Dental Research**, v. 65, n. 11, p. 1308-1314, nov. 1986.
- PIRES, L. A. G. **Comparação de Propriedades Mecânicas e do Conteúdo de Carga de Cinco Resinas Compostas com Nanopartículas**. Porto Alegre, 2008. 104 p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia/PUC-RS.
- REIS, A. et al. Durability of Resin Dentin Interfaces: Effects of Surface Moisture and Adhesive Solvent Component. **Dental Materials**, v. 20, p. 669-676, 2004.
- RODRIGUES JUNIOR, S. A. et al. Flexural Strength and Modulus of Elasticity of Different Types of Resin-Based Composites. **Brazilian Oral Research**, v.21, n.1, p. 16-21, 2007.
- ROSA, E. **Análise de Resistência Mecânica (Mecânica da Fratura e Fadiga)**. Santa Catarina, 2002. 407 p.
- RUTTERMANN, S. et al. Impact of Replacing Bis-GMA and TEGDMA by Other Commercially Available Monomers on the Properties of Resin-Based Composites. **Dental Materials**, v. 26, p. 353-359, 2010.
- SANTORO, C. **Avaliação Clínica do Tratamento Restaurador em Pacientes Adultos da disciplina de Clínica Integrada da Faculdade de Odontologia da**

Universidade de São Paulo. São Paulo, 2004. 140 p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia/ USP.

SILVA, E. O. S. et al. Sistemas Adesivos: Conceitos, Aplicação e Efetividade. **Arquivos de Ciência da Saúde UNIPAR**, v.14, n. 1, p. 81-87, jan./abr. 2010

SILVA, M. F. et al. Influência do Tipo de Armazenamento e do Método de Desinfecção de Dentes Extraídos sobre a Adesão à Estrutura Dental. **Revista de Odontologia da Universidade da Cidade de São Paulo**, v. 18, n. 2, p. 175-180, mai./ago. 2006.

SILVA, F. R. **Integridade da Interface de Restaurações Dentárias Adesivas: Estudo *In Vitro***. Rio de Janeiro, 2004. 121 p. Tese (Mestrado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais) – COPPE/UFRJ.

SOAPPMAN, M. J. et al, 2007 A Comparison of Fatigue Crack Growth in Resin Composite, Dentin and the Interface. **Dental Materials**, v. 23, p. 608-614, 2007.

SODERHOLM, K. J. Review of the Fracture Toughness Approach. **Dental Materials**, v. 26, p. 63-77. 2010.

SUSIN, A. H. et al. Tensile Bond Strength of Self-Etching *versus* Total-Etching Adhesive Systems under Different Dentinal Substrate Conditions. **Brazilian Oral Research**, v. 21, n. 1, p. 81-86, 2007.

TAM, L. E.; PILLIAR, R. M. Fracture Toughness of Dentin/Resin-composite Adhesive Interfaces. **Journal of Dental Research**, v. 72, n. 5, p. 953-959, maio. 1993.

TAM, L. E.; PILLIAR, R. M. The Effect of Interface Stiffness on Dentin–Composite Interfacial Fracture Resistance. **Journal of Dentistry**, v. 28, p. 487-493. 2000.

TAM, L. E.; KHOSHAND, S., PILLIAR, R. M. Fracture Resistance of Dentin-Composite Interfaces using Different Adhesive Resin Layers. **Journal of Dentistry**, v. 29, p 217-225, 2001.

TAY, F. R. et al. Single-step Adhesives are Permeable Membranes. **Journal of Dentistry**, v. 30, p. 371-382, 2002.

TAY, F. R. et al. Effect of Smear Layers on the Bonding of a Self-etching Primer to Dentin. **Journal of Adhesive Dentistry**, v.2, p. 99-116, 2000.

The Joint British Committee for Stress Analysis. **A general introduction to fracture mechanics**. London, 1978

TOPARLI, M.; AKSOY, T. Fracture Toughness Determination of Composite Resin and Dentin/Composite Resin Adhesive Interfaces by Laboratory Testing and Finite Element Models. **Dental Materials**, v. 14, p. 287-293. 1998.

VAN LANDUYT, K. L. et al. Bond Strength of a Mild Self-Etch Adhesive with and without Prior Acid-Etching. **Journal of Dentistry**, 34, p. 77-85, 2006.

VAN LANDUYT, K. L. et al. Systematic Review of the Chemical Composition of Contemporary Dental Adhesives. **Biomaterials**, 28, p. 3757-3785, maio. 2007.

WALSHAW, P. R.; TAM, L. E.; McCOMB, D. Bond Failure at Dentin–Composite Interfaces with ‘Single-Bottle’ Adhesives. **Journal of Dentistry**, v. 31, p. 117-125, 2003.

WANG, Y.; SPENCER, P.; WALKER, M. P. Chemical Profile of Adhesive/Caries-affected Dentin Interfaces Using Raman Microspectroscopy. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, p.279-286, 2007.

WATANABE, H. et al. Fracture Toughness comparison of six resin composites. **Dental Materials**, v. 24, p. 418-425. 2008.

7

Anexos

Anexo I

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA
DO RIO DE JANEIRO



PARECER DA COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA DA PUC-RIO (2012-37)

A Comissão de Ética em Pesquisa da PUC-Rio foi constituída como uma Câmara específica do Conselho de Ensino e Pesquisa conforme decisão deste órgão colegiado com atribuição de avaliar projetos de pesquisa do ponto de vista de suas implicações éticas.

Identificação:

Título: Tenacidade à fratura dos adesivos odontológicos na interface dente-restauração (Departamento de Engenharia de Materiais da PUC-Rio)

Autora: Roberta Amorim de Magalhães Monteiro Gonçalves (Mestranda do Departamento de Engenharia de Materiais da PUC-Rio)

Orientador: Marcos Venícius Soares Pereira (Professor do Departamento de Engenharia de Materiais da PUC-Rio)


Professor co-orientador: Luiz Carlos Pereira (UERJ)

Apresentação: A pesquisa proposta abrange o campo odontológico que através de restaurações diretas e indiretas visa restabelecer a função, a estética e a saúde de dentes comprometidos. O estudo tem como objetivo principal avaliar a tenacidade à fratura de adesivos utilizados em restaurações odontológicas. Serão utilizados dentes obtidos em banco de dentes de faculdades de odontologia ou através de doação diretamente dos pacientes após seu consentimento.

Aspectos éticos: O projeto revela uma pesquisa que observa cuidados éticos no sentido da proteção dos direitos das liberdades fundamentais e do respeito à dignidade humana pela descrição de sua justificativa e procedimentos a serem desenvolvidos no decorrer do mesmo. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido adota uma linguagem clara e acessível, informando os objetivos e procedimentos a serem adotados. Garante a participação voluntária. O projeto e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido estão de acordo com os princípios e valores da Universidade conforme previstos em seu Marco Referencial, Estatuto e Regimento no que se refere às responsabilidades de seu corpo docente e discente.

Por tratar-se de projeto com o uso de material biológico humano, deverá ser submetido à CONEP (Comissão Nacional de Ética em Pesquisa).

Parecer: Considerando os elementos expostos somos de parecer favorável à aprovação do projeto quanto aos princípios e critérios estabelecidos pela Comissão de Ética em Pesquisa da PUC-Rio.


Prof. José Ricardo Bergmann
Presidente do Conselho de Ensino e Pesquisa

Rio de Janeiro, 24 de outubro de 2012

Vice-Reitoria para Assuntos Acadêmicos
Rua Marquês de São Vicente, 225 - Gávea - 22453-900.
Rio de Janeiro - RJ - Tel. (021) 3527 1619 FAX (021) 3527 1132.
E-mail: vrac@puc-rio.br

Anexo II

HOSPITAL UNIVERSITÁRIO
CLEMENTINO FRAGA FILHO
(HUCFF/ UFRJ)



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Tenacidade à fratura dos adesivos odontológicos na interface dente-restauração

Pesquisador: Roberta Amorim de Magalhães Monteiro Gonçalves

Área Temática:

Versão: 4

CAAE: 10898613.2.0000.5257

Instituição Proponente: FACULDADES CATOLICAS

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 250.897

Data da Relatoria: 18/04/2013

Apresentação do Projeto:

Protocolo 050-13 do grupo III. Respostas recebidas em 8.4.13

1. Carta resposta às pendências, postagem em 8.4.2013

2. TALE, postagem em 8.4.2013

Objetivo da Pesquisa:

Cf. Número do Parecer: 214.179 de 07.03.2013

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Cf. Número do Parecer: 214.179 de 07.03.2013

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Cf. Número do Parecer: 214.179 de 07.03.2013

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Cf. Número do Parecer: 214.179 de 07.03.2013

Recomendações:

Nenhuma

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O TALE precisa utilizar termos de fácil compreensão. Neste sentido, sugere-se alterar ou explicar as seguintes palavras ou expressões: tenacidade; adesivos; propagação de uma trinca;

Endereço: Rua Prof. Rodolpho Paulo Rocco Nº255 Sala 01D-46

Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 21.541-913

UF: RJ

Município: RIO DE JANEIRO

Telefone: (21)2562-2480

Fax: (21)2562-2481

E-mail: cep@hucff.ufrj.br

HOSPITAL UNIVERSITÁRIO
CLEMENTINO FRAGA FILHO
(HUCFF/ UFRJ)



restaurações.

Resposta: O termo "propagação de uma trinca" foi substituído por "crescimento de trinca". (linhas 9 e 13). As palavras "adesivos" e "restauração" estão explicadas a partir da 4ª linha. (As restaurações são usadas para substituir uma parte do dente perdida por diferentes razões (por exemplo: cárie, doença, fratura devido a algum acidente). Para restaurar o dente são necessários dois tipos de materiais: a resina composta, uma massa que substitui o dente e o adesivo, que serve como uma cola entre a resina composta e o dente.). A palavra "tenacidade" é explicada a partir da 8ª linha. (...estudar a tenacidade à fratura de alguns adesivos, ou seja, saber o quanto estes adesivos irão resistir ao crescimento de uma trinca, descolando a resina composta do dente.).

Análise: Pendência atendida

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

- 1) De acordo com o item VII.13.d, da Resolução CNS n.º 196/96, o pesquisador deverá apresentar relatórios anuais (parciais ou finais, em função da duração da pesquisa). Nos trabalhos sobre fármacos, medicamentos, vacinas e testes diagnósticos novos ou não registrados no país, os relatórios deverão ser semestrais (Resolução CNS n.º 251/97, item V.1.c).
- 2) Eventuais emendas (modificações) ao protocolo devem ser apresentadas, com justificativa, ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada.

RIO DE JANEIRO, 21 de Abril de 2013

Assinador por:
Carlos Alberto Guimarães
(Coordenador)

Endereço: Rua Prof. Rodolpho Paulo Rocco Nº255 Sala 01D-46
Bairro: Cidade Universitária CEP: 21.941-913
UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)2562-2480 Fax: (21)2562-2481 E-mail: cep@hucff.uff.br

Anexo III

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA
DO RIO DE JANEIRO

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Título do Projeto: Tenacidade à fratura dos adesivos odontológicos na interface dente/restauração.

Aluna: Roberta Amorim de Magalhães Monteiro Gonçalves – (22) 9999-9119

r.amorim@zipmail.com.br

Orientador: Marcos Venícios Soares Pereira, D.Sc

Co-orientador: Luiz Carlos Pereira, D.Sc

Gostaríamos de convidá-lo a contribuir com o trabalho intitulado “Tenacidade à fratura dos adesivos odontológicos na interface dente/restauração”, doando o elemento dentário removido nesta data por necessidade do tratamento odontológico.

O trabalho tem por objetivo estudar a tenacidade à fratura de alguns adesivos usados para restaurar os dentes, ou seja, saber o quanto estes adesivos irão resistir à propagação de uma trinca. Assim, serão analisados quais materiais são mais resistentes à fratura e quais características do material podem contribuir para uma melhora ou piora dessa resistência.

Os dentes doados serão utilizados somente para este trabalho. Estes dentes, depois de serem removidos, serão lavados e armazenados em pote com água destilada até realização dos testes. Ao término do trabalho, eles serão descartados em local apropriado. Os resultados obtidos nesta pesquisa serão publicados em meios científicos.

Caso aceite doar os dentes, seus dados pessoais não serão revelados no trabalho.

Vale ressaltar que a doação do dente não trará qualquer risco ao doador. As outras etapas do trabalho (etapas experimentais) serão realizadas somente pela pesquisadora. Sendo assim, o doador não terá qualquer risco.

Os materiais restauradores são muito utilizados na Odontologia, porém sujeitos à falhas. Assim, quanto mais o material resiste à propagação de trincas, maior será sua vida útil e menores serão os gastos para os pacientes com a substituição de restaurações.

Essa doação é voluntária e, caso não queira participar, sua recusa não causará nenhum prejuízo ao seu tratamento. Mesmo após seu aceite, se desejar retirar seu consentimento, poderá fazê-lo.

Caso queira alguma outra informação a respeito do estudo poderá entrar em contato com a pesquisadora, pelo telefone (22) 9999-9119 ou pelo email roberta.amorim@zipmail.com.br. Caso tenha alguma dúvida ética, entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho – Universidade Federal do Rio de Janeiro, de segunda a sexta-feira de 8h as 15h ou pelo telefone: (21) 2562-2480.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim.

Eu discuti com a pesquisadora Roberta Amorim sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízos e sem a perda de atendimento nesta Instituição ou de qualquer benefício que eu possa ter adquirido. Eu receberei uma cópia desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e a outra ficará com o pesquisador responsável por essa pesquisa. Além disso, estou ciente de que eu (ou meu representante legal) e o pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última folha.

Nome do doador

Data: __/__/__

Assinatura do doador

Nome do representante legal

Data: __/__/__

Assinatura do representante legal

Nome do pesquisador responsável

Data: __/__/__

Assinatura do pesquisador responsável

Anexo IV

Grupo 1 (dente-restauração)

Corpo de prova	Pq	a (mm)	W(mm)	a/W	$f(a/W)$	B (mm)	K_{Ic}
1	10,52	3,25	6,4	0,507	2,72	6,3	0,213
2	10,58	3,53	6,7	0,50	2,89	6,6	0,193
3	17,86	3,50	6,5	0,58	3,01	6,5	0,379
4	16,80	3,23	6,4	0,50	2,66	6,2	0,339
5	12,92	2,89	6,1	0,47	2,42	5,9	0,267
6	11,79	3,07	6,1	0,50	2,66	6,0	0,263
7	15,25	3,05	6,2	0,49	2,58	6,0	0,322
8	12,85	3,01	6,3	0,48	2,50	6,1	0,253

Grupo 2 (dente-restauração)

Corpo de prova	Pq	a (mm)	W(mm)	a/W	$f(a/W)$	B (mm)	K_{Ic}
1	15,17	3,9	6,8	0,57	3,40	6,5	0,340
2	16,52	3,40	6,8	0,51	2,73	6,5	0,297
3	14,05	3,62	6,8	0,53	2,93	6,8	0,261
4	15,32	3,69	7,0	0,52	2,90	6,9	0,264
5	19,27	3,34	7,0	0,47	2,47	7,0	0,279
6	22,51	3,63	7,0	0,51	2,82	6,8	0,382
7	8,61	3,31	6,5	0,50	2,66	6,1	0,172
8	13,69	2,99	6,3	0,47	2,42	6,0	0,265

Grupo 3 (dente-restauração)

Corpo de prova	Pq	a (mm)	W(mm)	a/W	$f(a/W)$	B (mm)	K_{Ic}
1	19,55	3,04	6,3	0,48	2,50	6,1	0,380
2	7,76	2,78	6,2	0,44	2,27	6,0	0,144
3	14,19	2,94	6,5	0,45	2,28	6,2	0,239

4	16,94	3,10	6,3	0,49	2,57	6,2	0,337
5	23,15	2,83	6,2	0,45	2,28	6,1	0,425
6	16,79	2,83	6,2	0,45	2,28	6,0	0,313
7	24,33	2,99	6,2	0,48	2,50	6,1	0,490
8	12,34	3,15	6,3	0,50	2,66	6,0	0,263

Grupo resina-resina (híbrida)

Corpo de prova	Pq	a (mm)	W(mm)	a/W	$f(a/W)$	B (mm)	K_{Ic}
1	48,63	2,87	6,3	0,45	2,28	5,9	0,901
2	37,12	3,23	6,1	0,52	2,83	6,0	0,882
3	38,32	2,93	6,1	0,48	2,50	6,0	0,804
4	55,26	2,92	6,3	0,46	2,35	5,9	1,056
5	42,7	2,69	6,1	0,44	2,21	5,9	0,805

Grupo resina-resina (nanohíbrida)

Corpo de prova	Pq	a (mm)	W(mm)	a/W	$f(a/W)$	B (mm)	K_{Ic}
1	42,84	3,47	6,5	0,53	2,93	6,2	0,927
2	55,18	3,15	6,3	0,50	2,66	6,0	1,174
3	44,56	2,94	6,2	0,47	2,42	6,0	0,884
4	38,04	3,74	6,7	0,55	3,14	6,2	0,843
5	35,30	3,60	6,6	0,54	3,03	6,1	0,785