

INTEGRIDADE DA INTERFACE DE RESTAURAÇÕES DENTÁRIAS ADESIVAS:  
ESTUDO *IN VITRO*

Fabiana Ribeiro da Silva

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Aprovada por:

---

Prof. Luiz Carlos Pereira, D.Sc.

---

Prof. Fernando Luiz Bastian, Ph.D.

---

Prof.<sup>a</sup> Denise Fernandes Lopez Nascimento, D.Sc.

---

Prof. Fernando Pereira Duda, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL  
AGOSTO DE 2004

SILVA, FABIANA RIBEIRO DA

Integridade da Interface de Restaurações Adesivas: Estudo *In Vitro* [Rio de Janeiro] 2004

XX, 121 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2004)

Tese – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Tenacidade à fratura
2. Dentística
3. Método de elementos finitos
4. Preparo Cavitário

I. COPPE/UFRJ II. Título ( série )

***Deus cria...***

***...o homem sonha...***

***...a obra nasce.***

*Fernando Pessoa*

“Eu prefiro ser  
essa metamorfose ambulante  
do que ter a mesma velha opinião formada sobre tudo”

Raul Seixas

## DEDICATÓRIA

À Deus,  
pela luz que abre os meus olhos todas as manhãs  
e por estar ao meu lado em toda essa caminhada...

Aos meus queridos pais José Eustáquio (*in memoriam*) e Arleine  
por me mostrarem sempre o caminho certo, me incentivarem e  
acreditarem na minha capacidade de atingir meus objetivos.

## AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. Luiz Carlos Pereira meu eterno agradecimento por sua amizade e confiança. Por me guiar dentro da Engenharia sempre com muito profissionalismo e por compartilhar todo o seu saber.

À querida professora Dr<sup>a</sup> Denise Fernandes Lopez Nascimento pelo incentivo desde os tempos da graduação. Obrigada por me acolher sempre com carinho e confiança. Tentarei retribuir sempre...

Aos professores do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais COPPE/UFRJ pelos ensinamentos e pela enorme paciência com os alunos dentistas.

Ao meu eterno professor Rodrigo Sant'Anna A. dos Reis por ser o meu mentor na área de Materiais Dentários, por toda sua atenção, pelo incentivo e colaboração na execução deste trabalho.

Ao técnico e amigo Laércio Rosignoli Guzela por estar sempre pronto para ajudar a solucionar qualquer problema.

Aos amigos do Laboratório TERMIC: Aline, Liliane, Paulo, Andréa, Andreinha, Leo, Fernanda e Allan pelo companheirismo, amizade e principalmente pelos momentos de alegria e descontração. Sentirei muitas saudades de todos vocês...

Aos técnicos de Laboratório: Robson, Jackson, Reinaldo, Evaldo, Alecir, Roberto, Osvaldo e João pela colaboração de sempre.

À amiga Marize Varella pelo apoio e incentivo em todos os momentos que precisei.

Aos funcionários do INT Sérgio e Fábio pela ajuda no seccionamento dos dentes para o ensaio de tenacidade à fratura.

Ao colega Cláudio, aluno de Doutorado (COPPE-UFRJ), pela enorme boa vontade com que me recebeu e pela ajuda na confecção dos entalhes nos dentes.

À professora Bluma Guenther Soares (IMA) por permitir a utilização dos equipamentos para realização dos ensaios mecânicos.

Ao colega Maurício, aluno de Doutorado (IMA), pelo carinho que me recebeu e pela paciência em solucionar os problemas durante os ensaios.

Aos amigos que cativei durante o curso de Mestrado: André, Márcia, Gino, Ana Maria, Eduardo Roizman e Fred. Vocês são pessoas maravilhosas!!!

Aos meus irmãos (Flavinha e Fabinho) pelo apoio e incentivo que sempre me foi dado. Amo vocês dois!

Ao Flávio pelo seu grandioso apoio e incentivo desde muito tempo atrás. Obrigada por você estar sempre comigo.

Às minhas avós (Izabel e Maria) pelo carinho de sempre e muita, muita compreensão nas minhas ausências.

Aos pacientes que me cederam os dentes que utilizei neste estudo. Sem vocês não teria conseguido...

Às minhas grandes amigas: Márcia Palieraqui e Jacqueline Urbani pela enorme compreensão nos momentos finais de confecção da tese e por suprir minhas ausências. Nunca esquecerei o que vocês fizeram por mim...

Ao Serginho pelo apoio no início, durante e fim.

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

INTEGRIDADE DA INTERFACE DE RESTAURAÇÕES DENTÁRIAS ADESIVAS:  
ESTUDO *IN VITRO*

Fabiana Ribeiro da Silva

Agosto/2004

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência da inclinação das paredes axiais de um preparo cavitário tipo classe I quanto à incidência de defeitos na região de interface e sua propagação quando submetido a um carregamento mecânico. Foram selecionados 24 pré-molares hígidos que foram divididos em três grupos, escolhidos aleatoriamente. No grupo 1 foram realizados preparos com paredes convergentes ( $\cong 5^\circ$ ) em direção à superfície oclusal. No grupo 2, preparo com paredes paralelas ao longo eixo do dente. O terceiro grupo refere-se aos dentes utilizados para confecção de corpos de prova para ensaio de tenacidade à fratura. Observou-se através da penetração marginal de corante que há um bom selamento na região de esmalte. Porém, na dentina foram encontrados defeitos localizados na parede pulpar, ângulo vestibulo-pulpar e linguo-pulpar em ambos os grupos. Utilizando-se programas de análise de imagens foram quantificados os defeitos nestes dentes e extraídos os modelos para as análises por métodos de elementos finitos (MEF). Os modelos de dentes foram submetidos à dois tipos de carregamento mecânico (*fisiológico e prematuro*) que permitiram as análises das tensões globais e daquelas localizadas na extremidade de defeitos provenientes dos preparos cavitários. Foram realizados ensaios para a determinação do  $K_{IC}$  da interface do sistema dente/restauração. A partir desses valores foi possível calcular o comprimento crítico dos defeitos para estes dentes, e estes valores comparados com as dimensões dos defeitos *in vitro* encontrados nas restaurações. São discutidas essas diferenças a partir dos conceitos da Mecânica da Fratura e dos Métodos de Elementos Finitos.



Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

## MARGINAL INTEGRITY OF ADESIVE DENTISTRY RESTORATIONS: *IN VITRO* STUDY

Fabiana Ribeiro da Silva

August/2004

Advisor: Luiz Carlos Pereira

Department: Metallurgical and Materials Engineering

The aim of this study was to evaluate the inclination of walls in cavity preparations type I regarding the incidence of defects in the interface and its propagation when submitted to a mechanical loading. Twenty-four sound premolars were randomly divided into three groups. In group I cavity preparations with walls converging to the occlusal surface (inclination angle  $\cong 5^\circ$ ) were prepared. In group II the cavity preparation walls were parallel to the long axis of the tooth and in group III, the teeth were used for fracture toughness tests. By means of a marginal penetration of dye test a relatively good sealing at the enamel region was found but on dentin localized defects were found in the pulpal wall, bucco-pulpal angle and palatal-pulpal angle in both groups. By means of image analysis software's these defects were quantified and after, modeled by means of finite element analysis. The models were submitted to two types of mechanical loading (physiologic and premature) and stresses located at the end point of these defects were obtained. From the obtained results of  $K_{IC}$  from the tooth-restoration system interface, values for critical length of the defects were calculated. These results were compared to the ones quantified *in vitro*. This study discusses these differences from concepts of Fracture Mechanics and elements finite method.

## SUMÁRIO

### LISTA DE FIGURAS

### LISTA DE TABELAS

### LISTA DE SIGLAS E ABREVIações

### RESUMO

### SUMMARY

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	19
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	21
2.1 PRINCÍPIOS PARA A GEOMETRIA DE UM PREPARO CAVITÁRIO .....	21
2.1.1 Geometria de preparo tipo classe I para materiais adesivos .....	23
2.2 PROCEDIMENTO RESTAURADOR ADESIVO .....	24
2.2.1 Técnica do condicionamento ácido .....	24
2.2.2 Aplicação do adesivo .....	25
2.2.3 Confecção da restauração .....	27
2.3 TENSÕES RESIDUAIS GERADAS DURANTE A POLIMERIZAÇÃO .....	28
2.4 BIOMECÂNICA DO SISTEMA MASTIGATÓRIO .....	29
2.5 MICROINFILTRAÇÃO NA REGIÃO DE INTERFACE .....	32
2.6 MECÂNICA DA FRATURA LINEAR ELÁSTICA (MFLE) .....	34
2.6.1 Concentradores de tensões .....	34
2.6.2 Relação entre K e G .....	39
2.6.3 Efeito do raio da raiz do entalhe .....	42
2.6.4 Defeito tipo elíptico embebido .....	43
2.6.5 Ensaio de tenacidade à fratura .....	44
2.7 ANÁLISE POR MÉTODOS DE ELEMENTOS FINITOS (MEF) .....	47
<b>3 PROPOSIÇÕES</b> .....	49
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	50
4.1 MATERIAIS RESTAURADORES .....	50
4.2 METODOLOGIA .....	51
4.2.1 Seleção dos dentes .....	51
4.2.2 Divisão dos grupos .....	51
4.2.3 Número de corpos de prova .....	52
4.2.4 Categorização e quantificação dos defeitos em interface .....	53
4.2.4.1 Padronização das dimensões do preparo cavitário .....	53

4.2.4.2	Confeção dos preparos cavitários .....	55
4.2.4.3	Procedimentos restauradores .....	56
4.2.5	Método de elementos finitos .....	58
4.2.5.1	Geometria do modelo bidimensional .....	58
4.2.5.2	Propriedades dos materiais no modelo de MEF .....	58
4.2.5.3	Aplicação da malha .....	59
4.2.4.4	Aplicação da carga .....	61
4.2.6	Avaliação da tenacidade à fratura .....	62
4.2.6.1	Preparo dos dentes .....	62
4.2.6.2	Confeção do entalhe na interface .....	63
4.2.6.3	Moldes para confeção de corpos de prova para ensaio de dobramento em três pontos ( $K_{IC}$ ).....	65
4.2.6.4	Ensaio de tenacidade à fratura .....	67
4.2.7	Análise fractográfica .....	69
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	70
5.1	CATEGORIZAÇÃO DO CORANTE NA REGIÃO DE INTERFACE .....	70
5.2	QUANTIFICAÇÃO DOS DEFEITOS EMDENTINA .....	70
5.3	AVALIAÇÃO DA TENACIDADE À FRATURA .....	72
5.4	DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO DENTE RESTAURADO-ANÁLISE POR MEF ..	75
5.5	ANÁLISE FRACTOGRÁFICA .....	85
5.6	COMPRIMENTO CRÍTICO ( $a_{CR}$ ) PARA OS DEFEITOS .....	88
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	90
6.1	CONFEÇÃO DO PREPARO CAVITÁRIO .....	90
6.2	PROCEDIMENTOS RESTAURADORES .....	90
6.3	AVALIAÇÃO DA INTEGRIDADE MARGINAL .....	91
6.3.1	Categorização em escores.....	92
6.3.2	Defeitos localizados em dentina .....	93
6.4	ANÁLISE DE TENSÕES (MEF) .....	94
6.5	AVALIAÇÃO DA TENACIDADE À FRATURA ( $K_{IC}$ ) .....	98
6.5.1	Validação dos ensaios de $K_{IC}$ .....	98
6.5.2	Tenacidade à fratura na interface dente/restauração .....	100
6.6	ANÁLISE FRACTOGRÁFICA EM MEV .....	102
6.7	COMPRIMENTO CRÍTICO ( $a_{CR}$ ) PARA OS DEFEITOS .....	102

<b>7. CONCLUSÕES</b> .....	104
<b>8. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS</b> .....	106
<b>9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	107
<b>10. ANEXOS</b> .....	118

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	Preparo cavitário tipo classe I em pré-molar .....	21
FIGURA 2	Penetração de adesivos via túbulo dentinário .....	25
FIGURA 3	Interações de materiais biocompatíveis .....	26
FIGURA 4	Formação da camada híbrida .....	27
FIGURA 5	Desenvolvimento de tensões no compósito e na interface .....	28
FIGURA 6	Sintomas clínicos das tensões residuais .....	29
FIGURA 7	Contato dentário fisiológico .....	30
FIGURA 8	Contato dentário prematuro .....	31
FIGURA 9	Defeito que pode existir entre o compósito e o dente .....	33
FIGURA 10	Modelo de trinca de Griffith .....	36
FIGURA 11	Modos de carregamento .....	36
FIGURA 12	Carregamento biaxial de uma placa infinita contendo um defeito .....	37
FIGURA 13	Representação da zona plástica à frente da ponta da trinca .....	41
FIGURA 14	Representação gráfica da relação entre tenacidade, medida através da tenacidade na fratura dinâmica aparente ( $K_A$ ), e o raio da raiz do entalhe em aços (a) e em dentina (b) .....	42
FIGURA 15	Defeito semi-elíptico ou sua quarta parte .....	44
FIGURA 16	Defeito elíptico sob o modo I de carregamento .....	44
FIGURA 17	Tipos de corpos de prova para ensaios de tenacidade à fratura .....	45
FIGURA 18	Técnica para obtenção de uma fatia de dente .....	46
FIGURA 19	Distribuição da tensão principal máxima em pré-molar .....	48
FIGURA 20	Organograma da divisão dos grupos .....	52
FIGURA 21	Morsa fixada a base .....	53
FIGURA 22	Caneta fixada a haste .....	54
FIGURA 23	Inclinação da caneta .....	54
FIGURA 24	Geometria do preparo cavitário para o grupo 1 e 2 .....	56
FIGURA 25	Disposição dos incrementos de compósito .....	57
FIGURA 26	Malha gerada para o modelo com paredes convergentes .....	60
FIGURA 27	Malha gerada para o modelo com paredes paralelas .....	60
FIGURA 28	Modelos que representam um contato <i>tipo fisiológico</i> .....	61
FIGURA 29	Modelos que representam um contato <i>tipo prematuro</i> .....	62

FIGURA 30	Fatia de dente .....	63
FIGURA 31	Ataque ácido .....	63
FIGURA 32	Posicionamento da lâmina para confecção do entalhe pontiagudo .....	63
FIGURA 33	Adaptação do compósito sobre a lâmina .....	64
FIGURA 34	Entalhe pontiagudo confeccionado com a lâmina .....	64
FIGURA 35	Sistema dente/lâmina/compósito embutido com resina epóxi .....	65
FIGURA 36	Posicionamento da lâmina no molde de silicone .....	65
FIGURA 37	Sistema dente/lâmina/compósito embutido com resina epóxi .....	66
FIGURA 38	Entalhe confeccionado no dente com disco de diamante .....	66
FIGURA 39	Dimensões do corpo de prova .....	67
FIGURA 40	Posicionamento do corpo de prova no suporte para ensaio .....	68
FIGURA 41	Intervalo que representa os valores de comprimento dos defeitos encontrados no grupo 1 .....	71
FIGURA 42	Intervalo que representa os valores de comprimento dos defeitos encontrados no grupo 1 .....	71
FIGURA 43	Distribuição do tamanho dos defeitos entre as áreas de localização .....	72
FIGURA 44	Curva representativa do ensaio de tenacidade à fratura do dente .....	73
FIGURA 45	Curva representativa do ensaio de tenacidade à fratura da interface .....	73
FIGURA 46	Curva representativa do ensaio de tenacidade à fratura do compósito ...	74
FIGURA 47	Curva representativa do ensaio de tenacidade à fratura da resina epóxi	74
FIGURA 48	Curva representativa do ensaio de tenacidade à fratura do adesivo .....	75
FIGURA 49	Distribuição de tensões (von Mises) em um modelo com preparo cavitário convergente e <i>contato fisiológico</i> .....	76
FIGURA 50	Distribuição de tensões (von Mises) em um modelo com preparo cavitário paralelo e <i>contato fisiológico</i> .....	76
FIGURA 51	Vetores das tensões principais em um dente com preparo convergente e <i>contato fisiológico</i> .....	77
FIGURA 52	Vetores das tensões principais em um dente com preparo paralelo e <i>contato fisiológico</i> .....	77
FIGURA 53	Distribuição de tensões (von Mises) em um modelo com preparo cavitário convergente e <i>contato prematuro</i> .....	78
FIGURA 54	Distribuição de tensões (von Mises) em um modelo com preparo cavitário paralelo e <i>contato prematuro</i> .....	79
FIGURA 55	Vetores das tensões principais em um dente com preparo convergente	

	<i>e contato prematuro</i> .....	79
FIGURA 56	Vetores das tensões principais em um dente com preparo paralelo <i>e contato prematuro</i> .....	80
FIGURA 57	Distribuição das tensões (von Mises) em modelos com preparo cavitário convergente apresentando defeitos em dentina <i>e contato fisiológico</i> .....	81
FIGURA 58	Distribuição das tensões (von Mises) em modelos com preparo cavitário paralelo apresentando defeitos em dentina e <i>contato fisiológico</i> .....	81
FIGURA 59	Vetores das tensões principais em um dente com preparo convergente apresentando defeitos em dentina e <i>contato fisiológico</i> .....	82
FIGURA 60	Vetores das tensões principais em um dente com preparo paralelo apresentando defeitos em dentina e <i>contato fisiológico</i> .....	82
FIGURA 61	Distribuição das tensões (von Mises) em modelos com preparo cavitário convergente apresentando defeitos em dentina <i>e contato prematuro</i> .....	83
FIGURA 62	Distribuição das tensões (von Mises) em modelos com preparo cavitário paralelo apresentando defeitos em dentina e <i>contato</i> <i>prematuro</i> .....	83
FIGURA 63	Vetores das tensões principais em um dente com preparo convergente apresentando defeitos em dentina e <i>contato prematuro</i> .....	84
FIGURA 64	Vetores das tensões principais em um dente com preparo paralelo apresentando defeitos em dentina e <i>contato prematuro</i> .....	84
FIGURA 65	Superfície de fratura da região de interface (50X) .....	85
FIGURA 66	Superfície de fratura da região de interface (50X) .....	86
FIGURA 67	Túbulos dentinários com fragmentos de material adesivo (1000X) .....	87
FIGURA 68	Distribuição de tensões nos defeitos encontrados em modelos com preparo cavitário convergente e submetido a carregamento <i>prematuro</i> ..	97
FIGURA 69	Distribuição de tensões nos defeitos encontrados em modelos com preparo cavitário paralelo e submetido a carregamento <i>prematuro</i> .....	98

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Especificação do compósito e adesivo .....	50
TABELA 2	Informações fornecidas pelo fabricante quanto à composição do compósito e adesivo .....	50
TABELA 3	Formação dos grupos por tipo de preparo cavitário e tratamento Restaurador .....	57
TABELA 4	Propriedades atribuídas aos materiais .....	59
TABELA 5	Resultados da penetração de corante na interface .....	70
TABELA 6	Valor médio do comprimento dos defeitos .....	71
TABELA 7	Valores médios de tenacidade à fratura para cada material .....	72
TABELA 8	Resultados obtidos para o comprimento crítico dos defeitos em cada região, considerando-os do tipo passante .....	88
TABELA 9	Resultados obtidos para o comprimento crítico dos defeitos em cada região, considerando-os do tipo elíptico embebido .....	89



## LISTA DE ABREVIÇÕES E SIGLAS

a	Comprimento do defeito/entalhe
$a_{CR}$	Comprimento crítico do defeito/entalhe
ALP	Ângulo Linguo-Pulpar
AVP	Ângulo Vestíbulo-Pulpar
B	Espessura do corpo de prova
BISEMA	bisfenol-A dimetacrilato
BIS-GMA	bisfenol-glicidil-metacrilato
cp	Corpo de prova
cp's	Corpos de prova
E	Módulo de elasticidade
$G_C$	taxa crítica de liberação de energia
h	unidade que estipula um parâmetro de variação nos resultados
HEMA	2-hidroxietilmetacrilato
K	Fator de intensidade de tensões
$K_A$	Tenacidade à fratura aparente
$K_I$	Fator de intensidade de tensões no modo I de carregamento
$K_{IC}$	Tenacidade à Fratura
KN	Quilonewton
$K_Q$	Valor de K correspondente à carga de fratura
$K_t$	Fator de concentração de tensões
KV	Quilovolts
MEF	Método de Elementos Finitos
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MFLE	Mecânica da Fratura Linear Elástica
mm	milímetro
MPa	Megapascal
N	Newton
n	tamanho da amostragem
$\alpha$	nível de confiança
$P_f$	carga de fratura

PL	Parede Lingual
PP	Parede Pulpar
PV	Parede Vestibular
$\rho$	raio de curvatura na extremidade do defeito
rpm	rotações por minuto
S	Distância entre os roletes do suporte para ensaio de tenacidade à fratura
S, Max	Tensão principal máxima
S, Mn	Tensão principal mínima
S, Mses	Tensão de von Mises
S, Out-of-Plane	Tensão fora do plano
UDMA	uretano dimetacrilato
W	Altura do corpo de prova
Y	Fator de forma
$\pi$	constante matemática (3,14)
$\sigma^2$	variância da população
$\sigma_c$	tensão crítica
$\mu\text{m}$	micrometro
$\sigma_m$	tensão máxima
$\sigma_o$	tensão nominal
$\gamma_p$	energia de deformação plástica localizada na ponta do defeito
$\gamma_s$	energia de superfície
$\sigma_{xx}$	componente de tensão na direção considerada (índice)
$\sigma_{yy}$	componente de tensão na direção considerada (índice)
$^{\circ}\text{C}$	grau Celsius

## 1. INTRODUÇÃO

A odontologia contemporânea baseia-se numa filosofia preventiva na qual o aparecimento de lesões de cárie na superfície dentária deve ser evitado, o que tornaria o preparo cavitário e a confecção de restaurações dentárias um processo desnecessário (CHAIN e BARATIERI, 1998). Porém, quando os programas preventivos falham, a dentística operatória clássica preconiza que se remova todo tecido dentário infectado pela cárie e que este seja substituído por um material restaurador, com o intuito de recuperar sua função mastigatória e muitas vezes a sua estética.

A longevidade clínica de uma restauração está relacionada diretamente com a integridade da sua interface (IRIE *et al.*, 2002). Já que, esta pode sofrer influência de diversos fatores, tanto durante as etapas do procedimento restaurador, quanto após a conclusão da restauração.

As contrações que acompanham o processo de polimerização de restaurações em material compósito geram tensões na interface dente/restauração e podem causar a formação de defeitos marginais, descoloração, sensibilidade pós-operatória e conseqüentemente cárie secundária (DELIGEORGI *et al.*, 2001).

A magnitude destas tensões tem sido influenciada por vários fatores. Destacam-se: o tipo de material restaurador utilizado e seu módulo de elasticidade, a técnica restauradora empregada, o tipo de preparo cavitário, a adesão do compósito ao dente e sua adaptação à cavidade (FEILZER *et al.*, 1987).

Além disso, durante o carregamento cíclico mastigatório também pode ocorrer formação de defeitos na região de interface (MAHLER e TERKLA, 1965) que atuam facilitando a ocorrência de microinfiltração e conseqüentemente aumenta a incidência de cárie secundária ou recorrente (MAZER *et al.*, 1992).

Dependendo do nível de tensão empregado durante a mastigação, do comprimento dos defeitos e do raio de curvatura em sua extremidade estes podem se propagar levando à fratura catastrófica do dente e/ou restauração acarretando em um insucesso clínico (IMBENI *et al.*, 2003).

O método de elementos finitos (MEF) vem sendo usado na odontologia para solucionar problemas mecânicos e térmicos, podendo também ser utilizado na Mecânica da Fratura (PIDAPARTI e BEATTY, 1995). Analisando a distribuição de tensões em um dente com preparo cavitário quando submetido a um carregamento mecânico é possível

avaliar o comportamento de defeitos pontiagudos quando estes estão presentes na região da interface do sistema dente/restauração.

A tenacidade à fratura ( $K_{IC}$ ) é um parâmetro que relaciona a tensão necessária para que um defeito se propague de maneira instável num sólido para um modo de carregamento específico (MEYERS e CHAWLA, 1982). Além disso, o seu valor depende do material (sua microestrutura), portanto das condições ao qual o mesmo estará submetido (temperatura, taxa de carregamento).

Sendo assim, obtendo-se o valor de tenacidade à fratura da região de interface (relativo ao conjunto de materiais que a constituem) e conhecendo-se os valores das tensões locais será possível estabelecer o tamanho crítico de defeitos naquela região. Por sua vez, conhecendo-se os defeitos (localização, dimensões e geometria) será possível calcular o valor das tensões que levam à fratura do componente/sólido. Verifica-se assim que a utilização das técnicas de análises por Métodos de Elementos Finitos em conjunto com a Mecânica da Fratura se constituem importantes ferramentas para a análise do comportamento em fratura de dentes restaurados, principalmente aqueles que apresentam defeitos (trincas).

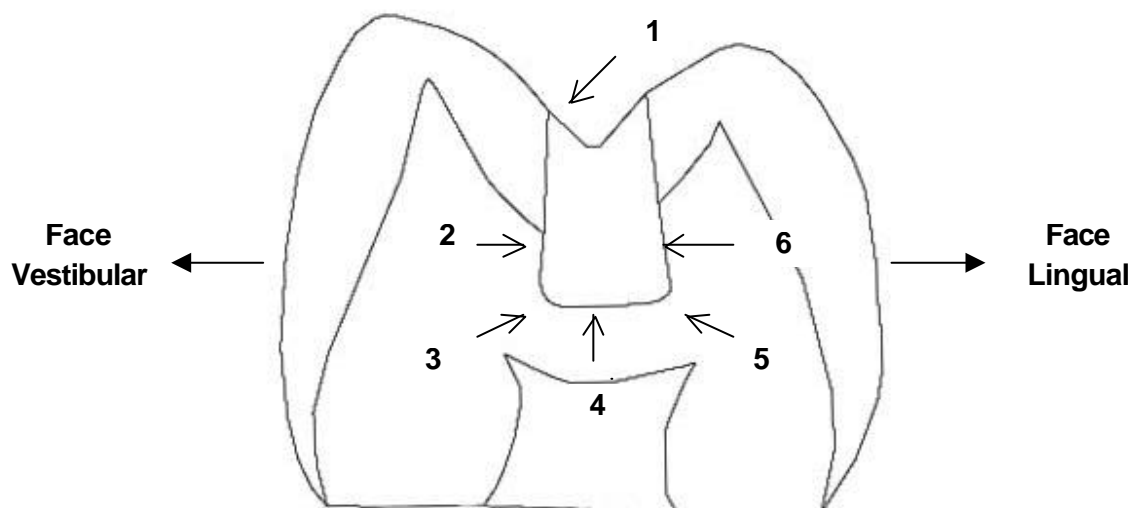
## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 PRINCÍPIOS PARA A GEOMETRIA DE UM PREPARO CAVITÁRIO

Segundo MAHLER e TERKLA (1965), a importância do preparo cavitário na performance de restaurações dentárias vem sendo reconhecida há mais de um século através de vários trabalhos que mostram os princípios mecânicos fundamentais que um preparo cavitário deve apresentar. Há quase cem anos atrás BLACK (1908) agrupou as cavidades em classes dependendo da localização da cárie na superfície dentária. Estas classes foram designadas em números romanos como I, II, III, IV e V.

Os preparos do tipo Classe I são cavidades que começam em cicatrículas e fissuras naturais de superfícies oclusais em molares e pré-molares, incluindo cicatrículas nas superfícies vestibulares e linguais de molares, bem como cavidades nas cicatrículas da superfície lingual dos incisivos e caninos.

Utiliza-se em dentística uma terminologia específica para nomear cada parede e cada ângulo formado em uma cavidade. A figura abaixo ilustra um contorno típico de uma cavidade tipo Classe I e a terminologia usada para designar algumas paredes e ângulos utilizadas neste trabalho (Figura 1).



1- Ângulo cavo superficial; 2- Parede Vestibular (PV); 3- Ângulo vestibulo-pulpar (AVP); 4- Parede Pulpar (PP); 5- Ângulo linguo-pulpar (ALP) e 6- Parede Lingual (PL).

Figura 1: Preparo cavitário tipo Classe I em pré-molar com a nomenclatura das paredes, ângulos e faces utilizadas neste estudo.

O princípio de Black para o preparo de uma cavidade inclui uma filosofia de “extensão para prevenção” que dominou o campo da dentística por quase um século. A filosofia de extensão para prevenção visava colocar o ângulo cavosuperficial num local que era pouco provável de tornar-se cariado, isto é, nas áreas conhecidas como de autolimpeza, ou “imunes”. Este procedimento tinha a intenção de impedir que a área de interface entre o dente e a restauração ficasse situada em um local propício ao acúmulo de biofilme, fator etiológico para o aparecimento da cárie secundária ou recorrente.

Na verdade alguns autores entendem esta filosofia como preconizando a remoção de mais tecido dentário sadio do que o necessário para eliminar a cárie, enfraquecendo assim indevidamente o dente. Assim, em 1998, CHAIN e BARATIERI preconizaram que o princípio mais importante para um preparo cavitário é o de que a remoção de tecido dentário deve ser a mais limitada possível, pelo fato de que nenhum material restaurador, por melhor que seja, pode repor a qualidade do esmalte, dentina e/ou cimento.

BLACK, em 1908, sistematizou ainda a maneira pelo qual o preparo da cavidade deveria ser conduzido. Os vários passos são:

**Forma de contorno** → Lida com a extensão do preparo, cobrindo tanto as dimensões oclusais como proximais. A regra principal para se obter uma forma de contorno ótima é remover todo o esmalte que não está suportado pela dentina, ou seja, todo o esmalte que estiver desapoado, retirando o mínimo possível mas tanto quanto necessário. Isto está baseado no fato de que, o esmalte, sendo um material cerâmico por natureza, possui extrema fragilidade, fraturando-se facilmente se não estiver devidamente suportado por dentina.

**Forma de resistência** → envolve um desenho nas paredes da cavidade que possibilite à restauração suportar cargas elevadas durante a função, sem fratura nem deslocamento. As junções das paredes numa cavidade devem ser levemente arredondadas a fim de evitar ângulos de linha agudos. Ângulos de linha curvos oferecem melhor distribuição de esforços pelo dente do que ângulos agudos, reduzindo assim o risco de fraturas do elemento dentário. A forma de resistência também deve ser considerada em relação às propriedades mecânicas dos vários materiais restauradores empregados em odontologia.

**Forma de retenção** → O formato da cavidade que irá permitir à restauração resistir ao deslocamento por forças que agem sobre o dente e/ou sobre a restauração, fica já, em grande parte, resolvido pela forma de resistência. Por conseguinte, forma de resistência e de retenção podem ser consideradas como uma só. A localização da cavidade bem como

a tensão induzida pelo dente antagonista são fatores que influenciam o modo pelo qual a retenção é alcançada.

**Forma de conveniência** → Inclui ajustes do preparo para acomodar passos subseqüentes. Depende, em grande parte, do delineamento do preparo, o qual é determinado pelo tamanho da lesão.

### 2.1.1 GEOMETRIA DE PREPARO TIPO CLASSE I PARA MATERIAS ADESIVOS

A solicitação por parte dos pacientes pelas restaurações que simulam a cor do dente, isto é, onde a estética é realçada, levou a um uso crescente dos materiais compósitos em dentes posteriores. Estes materiais podem ser bem adequados para preparos tipo Classe I, especialmente quando as cavidades são pequenas (MJÖR, 1993).

A forma de contorno externo deste preparo deve consistir em curvas suavemente arredondadas e ficar limitada ao máximo possível na dimensão vestibulo lingual. A forma de retenção é obtida nas paredes axiais tornando-as paralelas ou ligeiramente retentivas na dentina vestibular e lingual (CHARBENEAU, 1991). A junção das paredes internas deve ser ligeiramente arredondada, a fim de se evitar ângulos retos. Ângulos arredondados provêm uma melhor distribuição de tensões no dente (BARATIERI *et al.*, 1998).

O preparo deve ser o mais estreito possível e sem nenhum bisel na área oclusal, devido ao fato de que a retenção da restauração através do condicionamento ácido é aumentada quando os prismas de esmalte são cortados perpendicularmente. Além disso, o biselamento amplia a cavidade e deixa uma camada de material compósito fino sobre a superfície (BARATIERI *et al.*, 1998).

Um colapso das margens é visto com mais freqüência em restaurações posteriores confeccionadas com material compósito, onde pressões oclusais, contração pela polimerização, ciclos de carregamento mecânico e alterações térmicas são maiores. A obtenção e manutenção de margens que funcionem com sucesso quando em contato com o meio bucal é uma grande preocupação em odontologia e para melhorar o desempenho clínico destas restaurações preconiza-se o uso de isolamento dos dentes com dique de borracha durante os procedimentos de restauração evitando-se assim o contato com a umidade durante o procedimento restaurador, o que otimiza as etapas de adesão (CHARBENEAU, 1991).

Devido a grande evolução dos materiais restauradores adesivos, alguns autores afirmam ser desnecessário a confecção de preparo cavitário. Sugerem que o procedimento ideal e mais conservador seria remover todo o tecido cariado e em seguida, restaurar o elemento dentário (MOUNT e HUME, 1998). Assim, confia-se o sucesso clínico das margens desta restauração apenas as forças de adesão que o material restaurador apresenta.

## 2.2 PROCEDIMENTOS RESTAURADORES ADESIVOS

Em 1955, BUONOCORE realizou estudos com o objetivo de conseguir uma adesão entre os materiais restauradores e a estrutura dentária. Porém, obteve como resultado uma severa contração em suas margens durante o processo de polimerização.

Mais tarde, a qualidade das restaurações adesivas foi melhorada porque foram utilizadas resinas que apresentavam propriedades mecânicas superiores (diacrilatos), já que inicialmente utilizou-se o polimetil metacrilato (BOWEN, 1956) que não apresentou bons resultados clínicos. Além disso, partículas de carga foram adicionadas (BOWEN, 1958).

Somente em 1985, foi realizado por PORTE *et al.* um estudo testando diferentes geometrias de preparo cavitário com relação à qualidade das margens das restaurações confeccionadas com material compósito.

### 2.2.1 TÉCNICA DO CONDICIONAMENTO ÁCIDO

Após a confecção do preparo cavitário, as superfícies da dentina e do esmalte que foram preparadas com broca ficam cobertas por uma capa de aproximadamente 0,5µm de espessura, composta por dentina pulverizada e principalmente por cortes de fibras colágenas mineralizadas (MARSHALL *et al.*, 1997). Esta se denomina “lama dentinária” (GWINNETT, 1967; 1884; BRÄNNSTRÖM, 1984a). Sua presença reduz significativamente a permeabilidade dentinária tanto via túbulos dentinários, chamada intratubular, quanto pelos canais ao redor das fibras de colágeno, denominada intertubular (PASHLEY *et al.*, 1981; WATANABE, 1994). Estes tipos de permeabilidade podem ser observados na Figura 2.



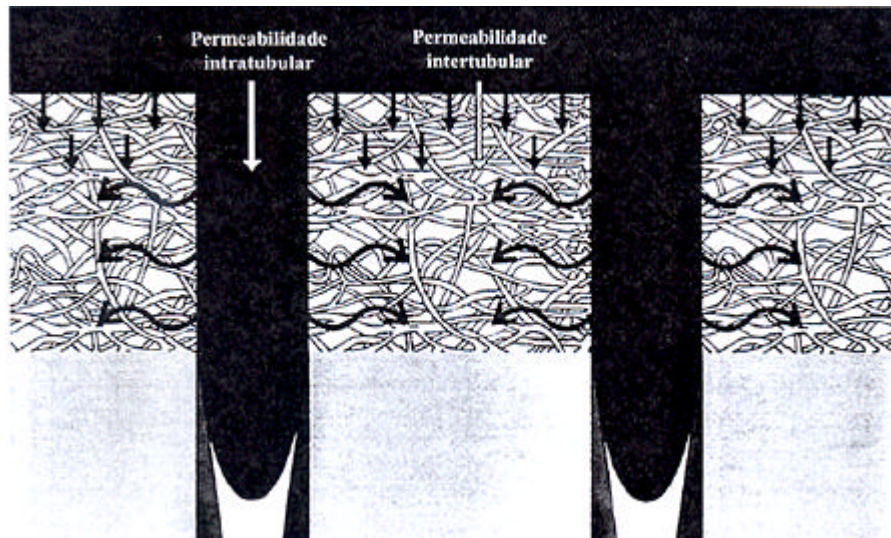


Figura 2: Penetração de adesivo via túbulos dentinários (intratubular) e ao redor das fibras de colágeno (intertubular). Extraído de NAKABABAYASHI e PASHLEY, 2000.

A remoção da lama dentinária tem sido obtida por um condicionamento ácido realizado nas paredes do preparo cavitário, este procedimento foi proposto por BUONOCORE (1955). O condicionamento tanto em esmalte, quanto em dentina (FUSAYAMA, 1980) atua removendo parte da fase mineral destas estruturas e também a “lama dentinária”, aumentando assim, a porosidade deste tecido.

Antes de ser condicionada a dentina apresenta em toda sua superfície 1% de poros (resultante da presença de túbulos dentinários) e após, 13,4% de sua superfície consiste em túbulos que servem para a infiltração de adesivo durante o procedimento restaurador (GARBEROGLIO e BRÄNNSTÖM, 1976).

A dentina intertubular deve ser desmineralizada para expor as fibras colágenas da matriz dentinária e criar trajetórias de difusão para a infiltração do adesivo. O espaço que separa estas fibras é de aproximadamente 15 a 20nm de largura. Após o condicionamento e enxágüe com água, esses espaços que antes eram preenchidos por cristais de apatita ficam cheios de água atuando, como canais para a infiltração do adesivo (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; 1996).

## 2.2.2 APLICAÇÃO DO ADESIVO

A interação nas interfaces biológicas entre tecidos e biomateriais é extremamente importante, mas conectar tecidos naturais com materiais artificiais é uma tarefa muito

difícil. Um exemplo desse tipo de interface é a adesão de compósitos com os tecidos dentais.

O osso, esmalte e dentina são os três principais tecidos duros do corpo humano e os dois últimos não sofrem processo de regeneração, contrariamente ao que acontece com o osso. Quando um implante (material biocompatível) é colocado em contato com a estrutura óssea ocorre a osteointegração, onde novos tecidos duros preenchem os espaços formados e eles se unem. Se um material é colocado em contato com o tecido dental, esse tipo de conexão não se desenvolve por não haver atividade biológica de tecidos moles entre estas duas estruturas (Figura 3).

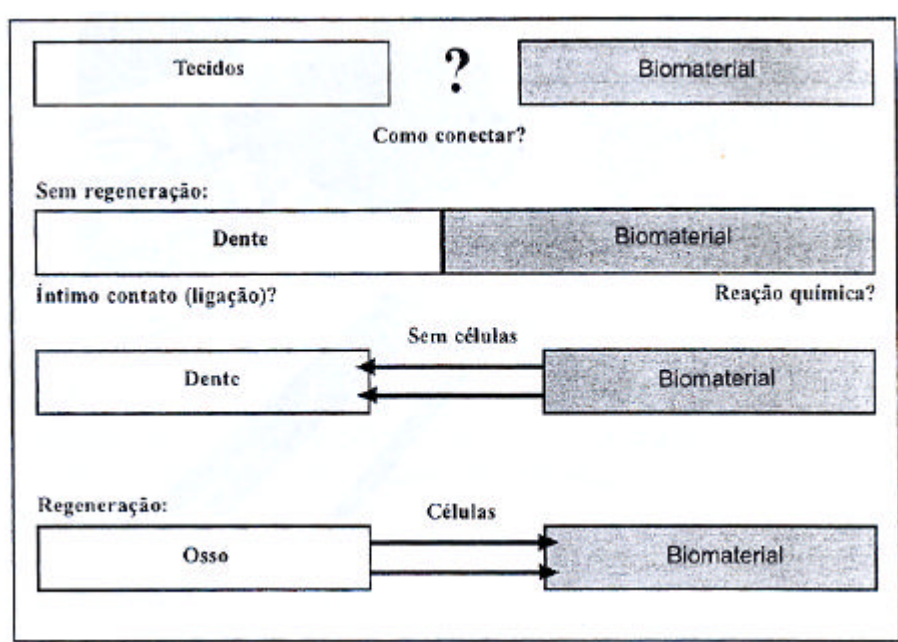


Figura 3: Interações de materiais biocompatíveis com o osso e tecidos dentais. O osso pode integrar-se devido a presença de células osteogênicas, materiais colocados sobre o dente não tem células disponíveis para a integração. Extraído de NAKABABAYASHI e PASHLEY, 2000.

Com o objetivo de resolver esse problema dentário, um agente de união deve ser usado logo após o condicionamento ácido, formando assim, um contato íntimo entre o biomaterial (material compósito) e a estrutura dentária. Quando o adesivo penetra nas porosidades formadas pelo ataque ácido, uma camada denominada “camada híbrida” é formada entre o adesivo e o esmalte e/ou dentina conforme mostra o esquema da Figura 4 (NAKABAYASHI e PASHLEY, 2000). Nesta camada as propriedades físicas e químicas dos tecidos dentais são alteradas devido à exposição da matriz de colágeno oriunda do condicionamento ácido em união com o adesivo.

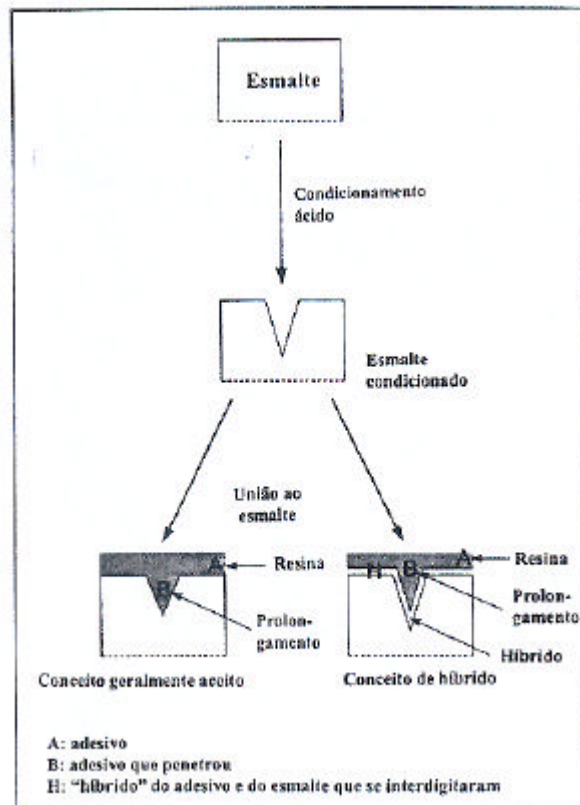


Figura 4: Quando o esmalte é condicionado, ele é transformado de uma superfície lisa e sólida para uma superfície rugosa e porosa. A penetração do adesivo nestes poros origina a formação de uma camada híbrida. Extraído de NAKABABAYASHI e PASHLEY, 2000.

### 2.2.3 CONFECÇÃO DA RESTAURAÇÃO

Restaurar um dente significa mudar biomecanicamente seu equilíbrio natural. Quando realizamos uma restauração em material compósito estamos removendo uma ou mais estruturas dentárias naturais, que apresentam propriedades particulares para o desempenho das funções locais e substituindo-as por um material que não apresenta estas mesmas características. Até o momento não existe comercialmente um material que apresente as mesmas características do esmalte, da dentina e do cemento (AUSIELLO *et al.*, 2002).

Falha na interface adesiva das restaurações pode ocorrer mesmo antes que algum tipo de carregamento mecânico seja realizado (DAVIDSON, 1984) devido às tensões residuais locais na região de interface geradas durante a polimerização. Outros problemas poderão surgir nesta interface quando esta for submetida às condições bucais onde ocorre a atuação de tensões localizadas.

## 2.3 TENSÕES RESIDUAIS GERADAS DURANTE A POLIMERIZAÇÃO

A contração de polimerização do material compósito durante seu processo de cura pode alterar a tensão coesiva na região de interface levando ao aparecimento de defeitos (microtrincas) neste local (DAUVILLIER, 2000) e o carregamento cíclico oriundo dos movimentos mastigatórios repetitivos podem propagar esses defeitos levando à fratura desse dente ou desta restauração (AUSIELLO *et al.*, 1999).

Num estudo experimental, BARINK *et al.* (2003) simulou através de método de elementos finitos (MEF) as tensões geradas durante e após o processo de polimerização de restaurações confeccionadas em material compósito. Este autor mostrou que as tensões que ocorrem no corpo do material restaurador e em sua interface se dividem em três fases (Figura 5):

Fase I → É a fase inicial do processo de polimerização, onde pequenas tensões são geradas devido à ação viscosa do material;

Fase II → Nesta fase ocorre um aumento das tensões devido ao processo de contração, enrijecimento e redução da viscoelasticidade do material. Durante esta etapa, tensões relativamente altas são geradas na interface do sistema dente/restauração;

Fase III → É a fase em que ocorre a relaxação das tensões. É um período pós-polimerização onde se observou uma efetividade maior mais distante da região de interface, ou seja, no corpo da restauração.

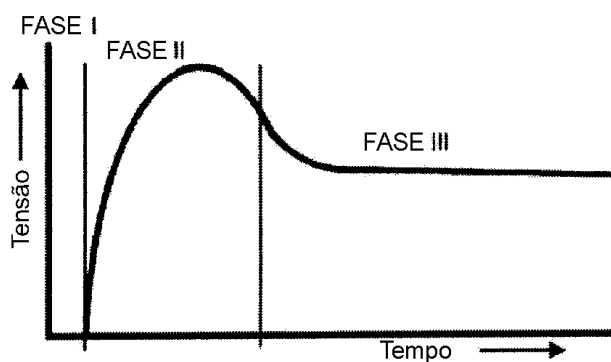


Figura 5: Representação genérica do desenvolvimento de tensões dentro do material compósito e na região de interface. Extraído e modificado de BARINK *et al.*, 2003.

Os resultados deste estudo mostraram que a magnitude das tensões e sua taxa de relaxação dependem da geometria do preparo cavitário e a técnica de inserção das camadas para reconstruir o elemento dentário. Este autor sugere que o carregamento

mecânico pós-polimerização deve ser evitado nas primeiras horas e afirma que a probabilidade de falha na região de interface é maior que no corpo da restauração.

VERSLUIS *et al.* (2004) estudaram a distribuição das tensões residuais locais geradas em molares após a polimerização de restaurações em material compósito e confirmaram que estas ocorrem em locais definidos dentro de cada restauração, podendo ter valores elevados em certos locais e valores menores em outros. Tensões residuais de polimerização não podem ser consideradas como tendo um valor único, mas devem ser estudadas como uma distribuição de tensões específicas sobre cada estrutura em particular de um dente restaurado (dente, restauração e interface).

Vários sintomas clínicos associados com as tensões residuais de contração de polimerização podem ser observados na Figura 6, tais como: adaptação do material restaurador à cavidade de maneira inadequada, propagação de microtrincas, fratura marginal, sensibilidade pós-operatória, microinfiltração e cárie secundária (TANTBIROJN *et al.*, 2004).

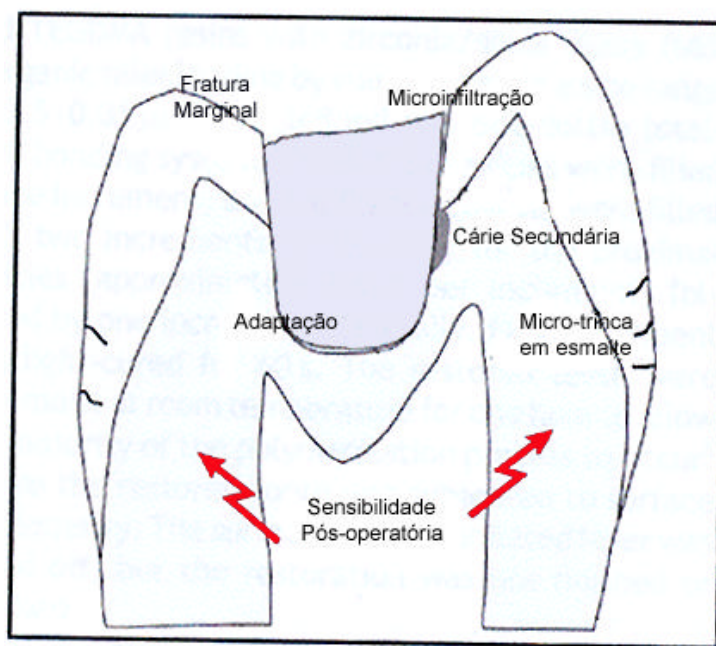


Figura 6: Sintomas clínicos associados com tensões residuais de contração de polimerização. Extraído e modificado de TANTBIROJN *et al.*, 2004.

## 2.4 BIOMECÂNICA DO SISTEMA MASTIGATÓRIO

O sistema mastigatório humano é muito complexo, apresentando características inerentes aos ruminantes e aos carnívoros. Nos ruminantes o que predomina é a ação

dos molares, rompendo fibras vegetais por um processo de moagem. Os carnívoros precisam dilacerar os alimentos e para isso utilizam incisivos e caninos. Para essas espécies, estudar a oclusão dos dentes significa observar fenômenos simples. Nos seres humanos, fatores como: evolução, miscigenação, hábitos alimentares e modo de vida do homem atual, têm feito com que a oclusão venha sendo vista como um relacionamento funcional ou não funcional entre um sistema integrado de dentes, estruturas de suporte, articulações e sistemas musculares, incluindo aspectos tanto psicológicos como fisiológicos de função e disfunção (ASH,1987).

Quando mencionamos o termo “biomecânica do sistema mastigatório”, estamos nos referindo a uma combinação dos efeitos mecânicos relativos ao material restaurador, a estrutura dentária trabalhando em conjunto com a mastigação, a deglutição, aos hábitos parafuncionais e as influências térmicas que atuando em conjunto com os efeitos químicos levam a um grande índice de fratura das restaurações dentárias (HUYSMANS e VARST, 1995).

Sabe-se que para a obtenção de um contato oclusal considerado normal entre os dentes, a cúspide lingual dos dentes superiores deve entrar em contato com o fundo de fossa do dente antagonista. Assim, a força resultante do carregamento oclusal é dirigida verticalmente através do longo eixo do dente. As fibras do ligamento periodontal se apresentam de maneira alinhada de modo que este tipo de força seja bem aceita e dissipado, conforme mostra a Figura 7 (OEKESON, 1992).

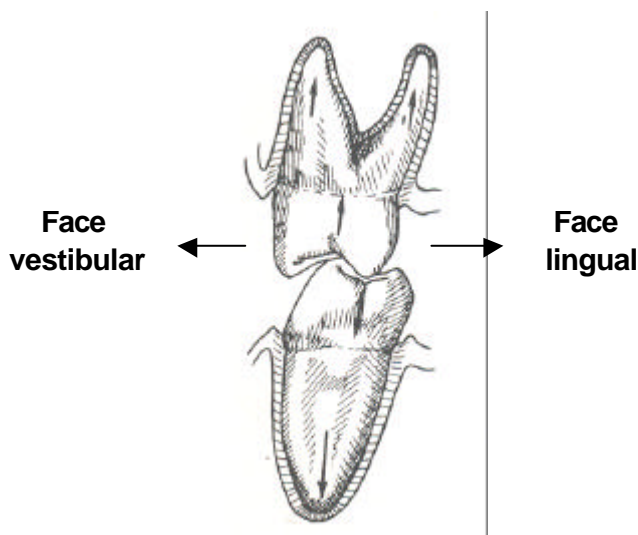


Figura 7: Contato considerado fisiológico onde a força resultante é dirigida verticalmente através do longo eixo do dente (setas). Extraído de OEKESON, 1992.

Um contato entre a cúspide lingual dos dentes superiores e a cúspide vestibular dos dentes antagonistas resulta em um componente horizontal (Figura 8), onde a força resultante não é dirigida através do eixo do dente e desse modo, as forças não são dissipadas pelo osso. Estas forças podem gerar efeitos patológicos (OEKESON, 1992).

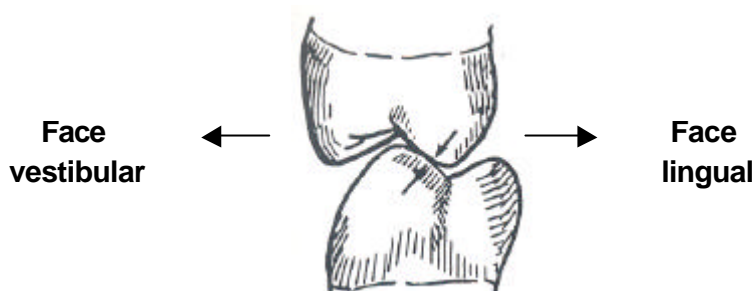


Figura 8: Contato oclusal ocorrendo entre a cúspide lingual de um dente superior e a cúspide vestibular de um inferior. Extraído e modificado de OEKESON, 1992.

Testes realizados submetendo-se um material ao carregamento cíclico apresentam uma maior ocorrência de fratura, pois este causa a formação e propagação de trincas (fadiga) e acelera o processo de deterioração das margens da restauração (MAZER *et al.*, 1992). O comportamento da fadiga em materiais de engenharia é sensível a diversas variáveis. Alguns desses fatores incluem o nível médio de tensão, o projeto geométrico, efeitos de superfície e o meio ambiente (CALLISTER, 2002).

Segundo NEILL *et al.* (1989) existem duas variáveis importantes com relação à análise de forças aplicadas durante a mastigação, que são: a magnitude da carga e o período que esta é aplicada. Estes autores encontraram em homens um valor médio de carregamento de 20,6 N durante a mastigação de goma de mascar e para mulheres um valor de 12,75 N. Já durante a mastigação de nozes, que possui uma dureza maior, o valor obtido foi de 104,93 N e 162,8 N para mulheres e homens, respectivamente.

Outros resultados foram encontrados na literatura com relação ao valor da força máxima de mordida, como por exemplo, aqueles encontrados por FINN (1978) onde a força máxima em indivíduos com aparência facial normal foi de aproximadamente 569 N. BAKKE *et al.* (1990) encontraram na região de molares um valor de 522 N para homens. Para DEAN *et al.* (1992) na mesma região, a força máxima obtida foi de 490 N em homens e em mulheres 441 N. Já WALTIMO e KONONEN (1993) encontraram um valor máximo para homens de 909 N na região de molares e 382 N na região de incisivos e para

mulheres encontraram um valor de 777 N na região de molares e 325 N na região de incisivos. Em 1996, BRAUN *et al.* descobriram que a força de mordida aumenta de acordo com a idade e acharam um valor de 78 N entre 6 e 8 anos e 176 N entre 18 e 20 anos.

## 2.5 MICROINFILTRAÇÃO NA REGIÃO DE INTERFACE

COX (1987) demonstrou que a maioria dos materiais dentários são biocompatíveis com a polpa se conseguirem selar todas as paredes da restauração contra os efeitos adversos da microinfiltração bacteriana. Porém, mesmo quando se consegue uma boa adaptação marginal inicial em restaurações confeccionadas com material compósito, sua durabilidade pode não ser tão boa.

Tem sido mostrado que na região de interface das restaurações podem ocorrer defeitos imediatamente após ser submetida ao carregamento mecânico mastigatório (ASMUSSEN, 1972) ou podem resultar de uma interação entre a contração de polimerização, a resistência de união e a adaptação do material restaurador às paredes do preparo cavitário durante a sua inserção (ASMUSSEN, 1975). A presença destes defeitos pode atuar facilitando a ocorrência de microinfiltração bacteriana e/ou fluidos bucais.

A microinfiltração pode ser definida como sendo a difusão de uma substância para dentro de uma fenda preenchida por fluido (Figura 9) ou um defeito entre o material restaurador e a estrutura dentária (CRIM, 1989; YOUNGSON *et al.*, 1990). A maioria dos sistemas adesivos dentinários interagem tão bem com a estrutura dentária que, freqüentemente, não ocorre a presença de defeitos, a menos que as forças de contração de polimerização excedam a força de união com a dentina (DAVIDSON, 1984).



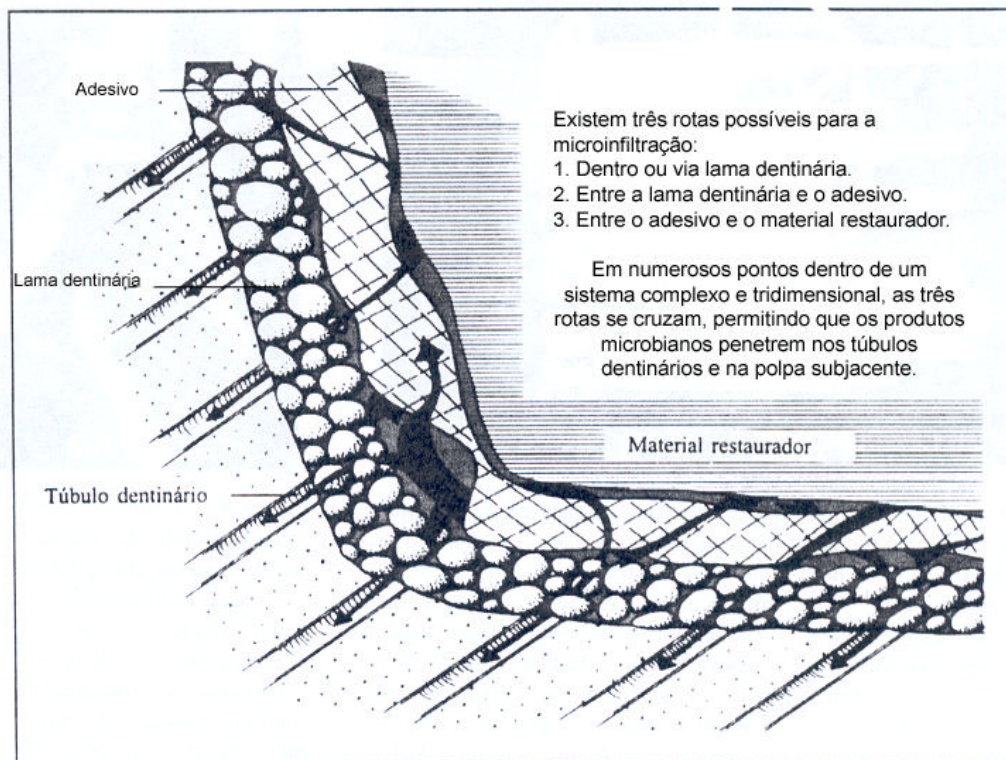


Figura 9: Estrutura complexa tridimensional de um defeito que pode existir entre os materiais restauradores e a parede do preparo cavitário. Extraído e modificado de NAKABAYASHI e PASHLEY, 2000.

Atualmente, materiais compósitos são comumente utilizados para confeccionar restaurações estéticas. Um dos maiores problemas apresentado por estes materiais é a contração quando são polimerizados (FEILZER *et al.*, 1987; 1988; DE GEE *et al.*, 1993) o que poderá originar ruptura na interface dente/restauração (DAVIDSON, 1984). Uma pesquisa realizada por IRIE *et al.* (2002) mostrou que a formação de defeitos em restaurações confeccionadas com este tipo de material ocorre com maior facilidade nos três minutos iniciais do processo de polimerização.

Um outro fator que deve ser considerado é o módulo de elasticidade do material, que é maior para o esmalte (80.000MPa) e dentina (15.000MPa) quando comparado com o material compósito (10.000MPa). Isso poderá resultar em tensões na interface de união entre os materiais devido às diferenças de deformação elástica.

Os efeitos clínicos causados pela microinfiltração são: a sensibilidade pós-operatória (BRÄNNSTRÖM, 1984b; 1984c), devido à liberação de toxinas no interior dos

túbulos dentinários, a descoloração do dente e/ou restauração e a possibilidade de ocorrência de cárie secundária (AGOSTA e ESTEFAN, 2003).

As técnicas existentes na literatura para a avaliação de microinfiltração *in vitro* na interface das restaurações são: a utilização de traçadores químicos ou radioativos, utilização de ar pressurizado, sistema de cárie artificial, bactérias, penetração de corantes na interface e Microscopia Eletrônica de Varredura. ALANI e TOH (1997) realizaram uma ampla revisão na literatura em relação a essas técnicas e afirmaram que todas apresentam vantagens e desvantagens, ficando claro a necessidade de mais estudos a fim de se obter um método mais próximo do que acontece na cavidade bucal.

## 2.6 MECÂNICA DA FRATURA LINEAR ELÁSTICA (MFLE)

### 2.6.1 CONCENTRADORES DE TENSÕES

Durante a confecção de uma restauração adesiva defeitos podem surgir na região de interface devido a presença de tensões residuais geradas durante a polimerização do material compósito ou carregamento mecânico mastigatório. Estes defeitos representam uma descontinuidade no material e atuam como concentradores de tensões (EWALDS e WANHILL, 1986).

As tensões atuantes sobre um sólido que contenha um defeito podem ser concentradas e amplificadas na extremidade deste defeito. A magnitude desta tensão máxima ( $\sigma_m$ ) pode ser calculada a partir da tensão nominal ( $\sigma_o$ ), conhecendo-se os valores do comprimento do defeito ( $a$ , quando este for superficial) e o raio de curvatura da sua extremidade ( $\rho$ ). A razão entre  $\sigma_m/\sigma_o$  é conhecida como fator de concentração de tensões ( $K_t$ ) e corresponde a medida do grau de amplificação das tensões na extremidade do defeito.

$$\mathbf{s}_m = \mathbf{s}_o \left[ 1 + 2(a/\mathbf{r})^{1/2} \right] \quad \text{Eq. (1)}$$

$$\text{Assim: } K_t = \mathbf{s}_m / \mathbf{s}_o = 1 + 2(a/\mathbf{r})^{1/2} \quad \text{Eq. (2)}$$

Considerando-se que o tamanho do defeito é relativamente grande em relação ao raio de curvatura ( $a \gg \rho$ ):

$$s_m = 2s_o(a/r)^{1/2} \quad \text{Eq. (3)}$$

$$\text{Assim: } K_t = 2(a/r)^{1/2} \quad \text{Eq. (4)}$$

Quanto maior o comprimento do defeito ( $\uparrow a$ ) ou menor a curvatura da sua extremidade ( $\downarrow \rho$ ), maior é o fator de concentração de tensões ( $K_t$ ).

O efeito de um fator de concentração de tensões é mais significativo em materiais frágeis que não sofrem deformação plástica significativa sob tensão. De acordo com as propriedades físicas dos tecidos dentários, a dentina e principalmente o esmalte, apresentam o comportamento mecânico mais próximo dos materiais frágeis.

Griffith desenvolveu um critério para a propagação de uma microtrinca em materiais frágeis utilizando um balanço de energias do sistema demonstrado na Figura 10. De acordo com a sua teoria, durante a propagação de um defeito, os materiais frágeis liberam parte da energia armazenada proveniente da sua deformação elástica. À medida que o defeito cresce, novas superfícies são criadas dando origem a um aumento da energia superficial do material. Desse balanço de energia do sistema foi possível encontrar uma equação para a tensão crítica, ou seja, a tensão que causará a propagação de um defeito (EWALDS e WANHILL, 1986).

$$s_c = (2E\gamma_s/pa_{CR})^{1/2} \quad \text{Eq. (5)}$$

Onde: E = módulo de elasticidade;

$\gamma_s$  = energia de superfície específica;

$a_{CR}$  = comprimento crítico do defeito.

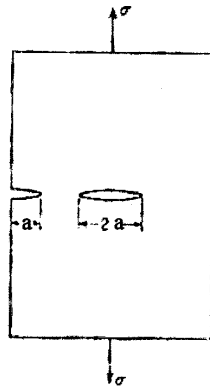


Figura 10: Modelo de trinca de Griffith. Extraído e modificado de DIETER, 1988.

O deslocamento das faces de um defeito pode ocorrer de três formas, de acordo com as condições de carregamento. Os modos de carregamento são definidos de acordo com a Figura 11: abertura (modo I); deslizamento (modo II) e cisalhamento (modo III).

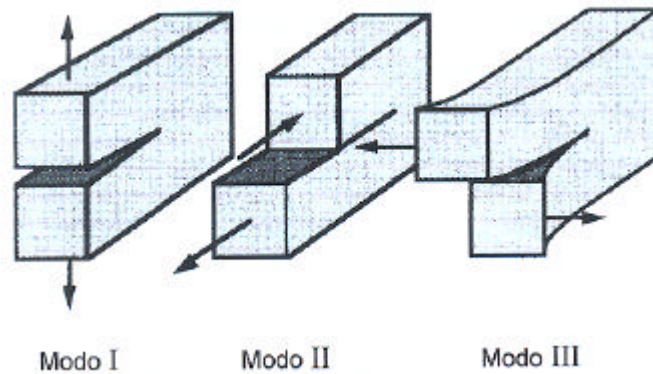


Figura 11: Modos de carregamento I, II e III. Extraído e modificado de ANDERSON, 1995.

Na década de 50, G.R. Irwin propôs um novo termo denominado “taxa” crítica de liberação de energia ( $G_c$ ) que contém o termo  $\gamma_s$  e mais um termo relativo à deformação plástica localizada na ponta do defeito ( $\gamma_p$ ), definindo uma nova equação para o critério de fratura. Este fato foi importante porque conseguiu incluir o termo relativo à deformação plástica (comum no caso dos materiais metálicos ensaiados em temperatura ambiente) e reorganizar os termos da equação, separando os que são dependentes dos fatores geométricos e de cargas (tensões) do sistema – lado direito da Equação (6) – daqueles relacionados com as propriedades do material.

$$s_c^2 \rho a = G_c E \quad \text{Eq. (6)}$$

$$G_c = 2(g_s + g_p) \quad \text{Eq. (7)}$$

Quando se trata de defeitos pontiagudos ( $\rho$  tendendo a zero) uma outra abordagem é proposta na literatura para o problema das tensões que levam à fratura dos materiais. Neste caso será necessário estabelecer qual o modo de carregamento imposto ao componente (Modo I, II ou III) e a descrição do campo de tensões à frente deste defeito.

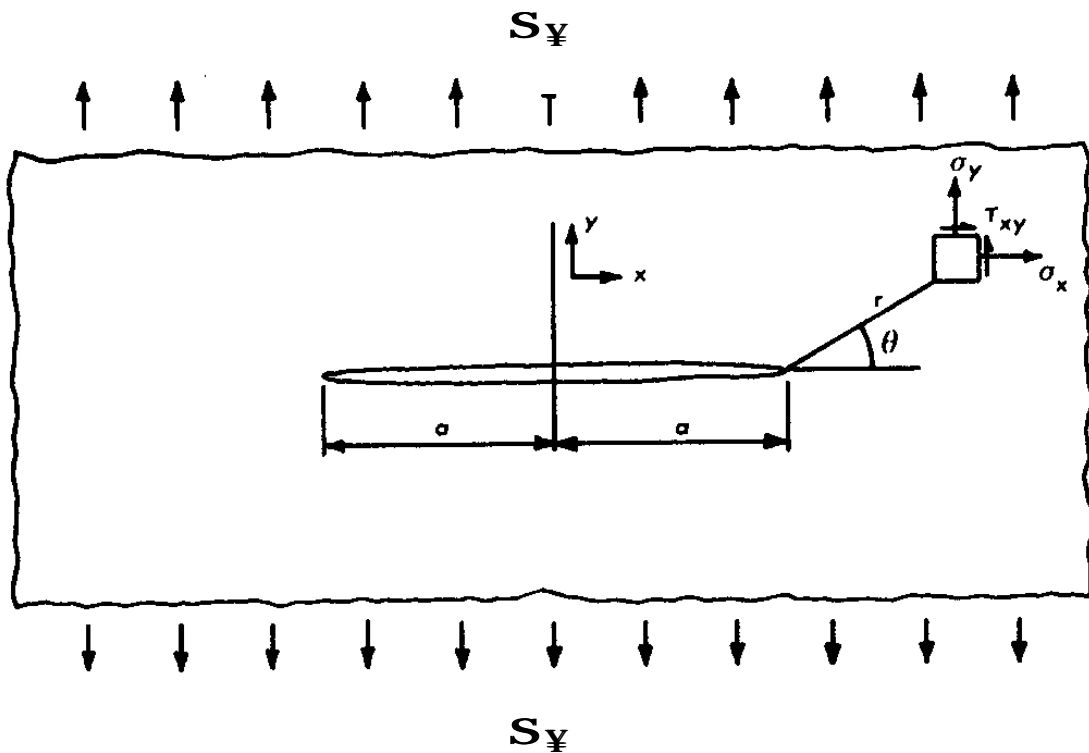


Figura 12: Carregamento biaxial de uma placa infinita contendo um defeito. Extraído e modificado de EWALDS e WANHILL, 1986.

O campo de tensões na vizinhança de um defeito passante contido em um painel de pequena espessura (tensão plana), sendo este defeito de tamanho muito reduzido em relação às dimensões do painel, e submetido a uma tensão nominal  $\sigma_0$  (Figura 12) são descritos de acordo com as seguintes equações:

$$\begin{aligned}
s_{xx} &= \frac{s\sqrt{pa}}{\sqrt{2pr}} \cos \frac{q}{2} \left(1 - \sin \frac{q}{2} \sin \frac{3q}{2}\right) \\
s_{yy} &= \frac{s\sqrt{pa}}{\sqrt{2pr}} \cos \frac{q}{2} \left(1 + \sin \frac{q}{2} \sin \frac{3q}{2}\right) \\
t_{xy} &= \frac{s\sqrt{pa}}{2\sqrt{2pr}} \sin \frac{q}{2} \cos \frac{q}{2} \cos \frac{3q}{2}
\end{aligned}
\tag{8}$$

No caso acima (Modo I) o termo  $s\sqrt{pa}$ , que é uma função da tensão aplicada remotamente e do tamanho do defeito, representa a magnitude das tensões elásticas à frente da trinca e foi denominada “fator de intensidade de tensões” e está associada a cada modo de carregamento particular. Assim foi definida a relação abaixo, tal que:

$$K_I = s\sqrt{pa} \tag{9}$$

Substituindo este termo na Equação (8), obtém-se:

$$\begin{aligned}
s_{xx} &= \frac{K_I}{\sqrt{2pr}} \cos \frac{q}{2} \left(1 - \sin \frac{q}{2} \sin \frac{3q}{2}\right) \\
s_{yy} &= \frac{K_I}{\sqrt{2pr}} \cos \frac{q}{2} \left(1 + \sin \frac{q}{2} \sin \frac{3q}{2}\right) \\
t_{xy} &= \frac{K_I}{2\sqrt{2pr}} \sin \frac{q}{2} \cos \frac{q}{2} \cos \frac{3q}{2}
\end{aligned}
\tag{10}$$

Estas equações mostram também que as tensões à frente da trinca contém um termo relativo ao seu posicionamento ( $f(\theta)$ ) tal que para  $\theta = 0$  não há componente de tensão de cisalhamento, as tensões  $\sigma_{xx}$  e  $\sigma_{yy}$  são iguais e os valores das tensões crescem ao se aproximar da ponta da trinca nesse plano (quando  $r \rightarrow 0$ ). A validade dessas equações requer que sejam atendidas algumas condições tais como: trinca pontiaguda ( $\rho \rightarrow 0$ ) e o painel de dimensões infinitas (em relação ao defeito). Nos casos reais da engenharia, esta condição de trinca pontiaguda pode ser satisfeita considerando-a uma trinca de fadiga. Nas situações em que  $\rho > 0$  as equações acima podem ser modificadas com a introdução de um termo que depende da distância  $r$  à frente da trinca e do valor de  $\rho$  (EWALDS e WANHILL, 1986), ou de uma abordagem que envolve o campo de tensões locais e o tamanho da zona plástica associada ao raio  $\rho$  (RITCHIE *et al.*, 1976). Quanto às dimensões “finitas” dos sólidos, são introduzidos termos de correção no parâmetro K.

Assim, uma equação geral de carregamento que contém uma trinca pontiaguda:

$$K_I = C S \sqrt{pI} \cdot f\left(\frac{a}{W}\right) \quad \text{Eq. (11)}$$

Onde C e  $f(a/W)$  são determinadas, em geral, por métodos numéricos de análises de tensões utilizando-se as técnicas de Métodos de Elementos Finitos (EWALDS e WANHILL, 1986). Os termos C e  $f(a/W)$ , também estão presentes na literatura de forma agrupada, sendo representado pelo parâmetro Y denominado “fator de forma” do sólido em particular, tal que a Equação (11) poderá ser reescrita:

$$K_I = Y S \sqrt{pa} \quad \text{Eq. (12)}$$

Este parâmetro Y será uma função das dimensões dos componentes (ou corpo de prova) do tamanho e posicionamento da trinca / entalhe nesse componente e do modo de carregamento (I, II ou III). Estão disponíveis na literatura para diversas configurações de componentes de uso em engenharia e corpos de prova (ANDERSON, 1995).

## 2.6.2 RELAÇÃO ENTRE K E G

Considerando-se a configuração mostrada na Figura 12 o fator de forma  $Y = 1$ , tal que:

$$K_I = S \sqrt{pI} \quad \text{Eq. (13)}$$

Esta configuração de chapa com este tipo de defeito é a mesma do modelo de Griffith. Considerando-se a equação de Griffith com as modificações propostas por Irwin e Orowan (EWALDS e WANHILL, 1986) e combinando-se adequadamente as Equações (6) e (13), obtém-se:

$$K^2 = EG \quad \text{Eq. (14)}$$

Na condição de fratura,  $\sigma = \sigma_c$  (tensão crítica) e assim:

$$K_c^2 = EG_c \quad \text{Eq. (15)}$$

Portanto, quando um componente que contém um defeito de tamanho  $a$  é submetido a um carregamento até a fratura,  $K = K_c$ , o que corresponde a  $G = G_c$ . A partir desta consideração, obter o valor de  $K_c$  corresponde à determinação do valor de  $G_c$  do material, e portanto representa a sua tenacidade à fratura, não sendo necessário o conhecimento dos valores de  $\gamma_s$  e  $\gamma_p$  do material. Dessa forma, a avaliação da tenacidade à fratura dos materiais poderá ser feita através das medidas de  $K_c$ . A vantagem disto reside no fato de que na literatura estão disponíveis expressões de  $K$  para diversas configurações de corpos de prova e valores de  $Y$  associados a estes corpos de prova. Assim, o valor de  $K_c$  será aquele relativo à carga de fratura ( $P_q$ ) obtida naquele ensaio.

Entretanto, algumas condições deverão ser obedecidas para validar a igualdade da Equação (15), que configura a Mecânica da Fratura Linear Elástica.

Caso o material apresente plasticidade à frente do defeito (como no caso dos materiais metálicos em temperatura ambiente), que corresponde à parcela de energia  $\gamma_p$  da Equação (7), esta deverá ser muito pequena, de tal forma que esta *zona plástica* esteja restrita à região adjacente à ponta do defeito. Esta é uma condição facilmente encontrada quando se trata de materiais que não tem plasticidade à temperatura ambiente (por exemplo materiais cerâmicos ou metais e polímeros em temperaturas muito baixas). Uma zona plástica restrita pode ser verificada quando se trata de materiais metálicos de alta resistência e alguns polímeros especiais em temperaturas intermediárias, ou quando as condições geométricas da amostra ou componente que contém um defeito configuram um estado de triaxialidade de tensões a sua frente ( $\sigma_z = n(\sigma_{xx} + \sigma_{yy})$ ) que restringirá o tamanho da zona plástica, mesmo à temperatura ambiente (Figura 13).

Nessa condição, diz-se que há um estado de deformação plana ( $\sigma_{xx}$ ,  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$ ), em contraste com o estado de tensão plana (biaxial -  $\sigma_{xx}$  e  $\sigma_{yy}$ ). A presença do componente de tensão  $\sigma_{zz}$  e sua intensidade estão relacionados com a espessura ( $B$ ) e altura ( $W$ ) do corpo de prova e com o tamanho do defeito ( $a$ ), tal que os valores de  $K$  obtidos nos ensaios para o cálculo do tamanho da zona plástica deverão ser utilizados e comparados com as dimensões do corpo de prova e com o tamanho do defeito, de acordo com as equações abaixo:

$$a, B \geq 2,5(K_Q / \sigma_y)^2 \quad \text{Eq. (16)}$$



$$W \geq 5,0(K_Q / \sigma_y)^2 \quad \text{Eq. (17)}$$

Onde  $K_Q$  é o valor de  $K$  correspondente à carga de fratura ( $P_Q$ ) e  $\sigma_y$  é o limite de escoamento do material nas condições de ensaio. Caso sejam satisfeitas as Equações (16) e (17),  $K_Q = K_{IC}$ , e é denominado de *Tenacidade à Fratura* do material e portanto, independe das dimensões do corpo de prova.

O estado de deformação plana ( $\sigma_z$ ) exige modificações nas equações do  $K$  e assim, as equações deverão ser corrigidas por um fator  $(1-n^2)$ , tal que:

$$K^2 (1-n^2) = E G_c \quad \text{Eq. (18)}$$

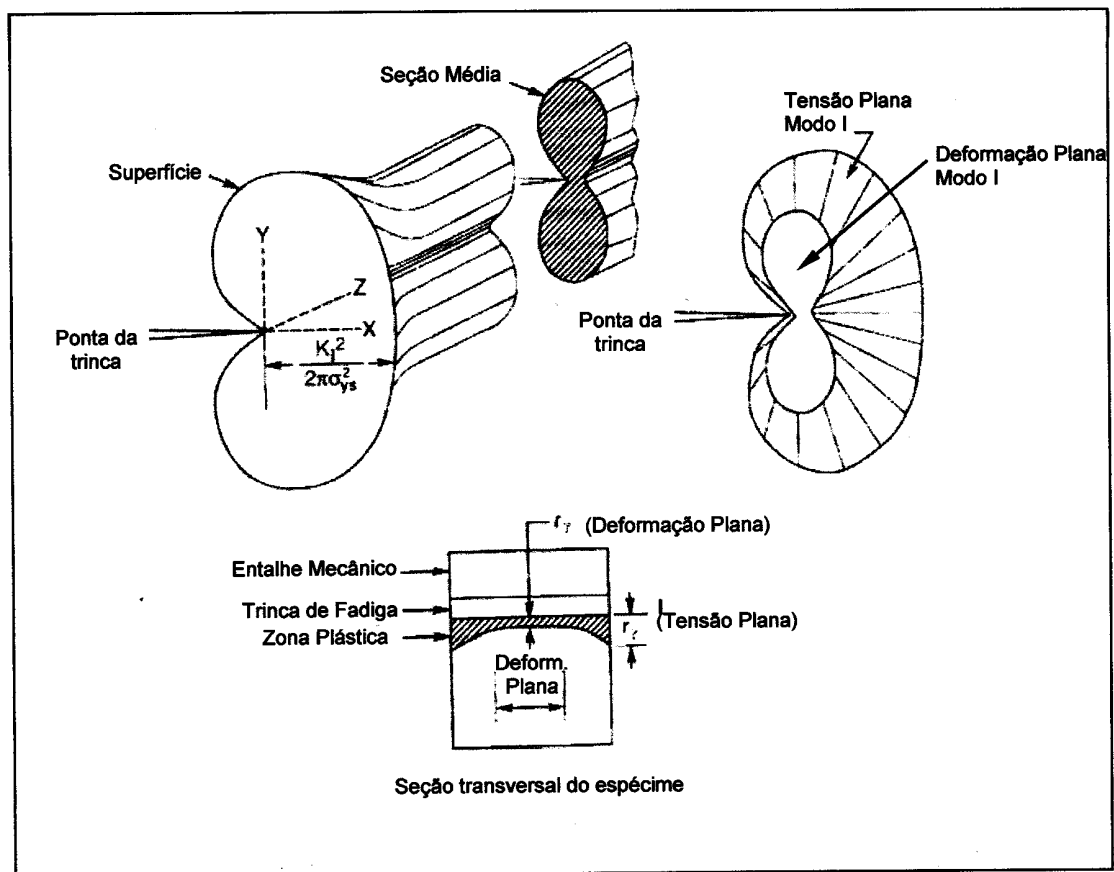


Figura 13: Representação esquemática da zona plástica à frente da ponta de uma trinca. Extraído e modificado de BARSON e ROLFE, 1999.

Para diversas geometrias de corpos de prova utilizados na Engenharia, já existem tabelas de fórmulas para se obter os valores de  $K$  correspondentes às condições

especificadas. Entretanto, no caso de geometrias muito detalhadas, como a anatomia de um elemento dentário, são exigidas expressões matemáticas muito mais complexas.

### 2.6.3 EFEITO DO RAO DA RAIZ DO ENTALHE

Um outro fator de controle quanto à validade do ensaio de  $K_{Ic}$  refere-se ao raio da ponta da trinca, que deverá ser de fadiga ( $\rho \rightarrow 0$ ), segundo a norma ASTM E399. No entanto, em algumas situações não será possível produzir uma trinca nessas condições. Nesses casos deverão ser analisados o efeito da raiz da trinca sobre os valores de  $K_{Ic}$ . O raio da raiz do entalhe, que modifica o campo de tensões à sua frente, também irá alterar o tamanho e a forma da zona plástica local. Este efeito do raio da raiz do entalhe sobre  $K_{Ic}$  foi analiticamente estabelecido por WILSHAW *et al.* (1968) e verificado experimentalmente por RITCHIE *et al.* (1976) como apresentado na Figura 14a, tanto para o caso de fraturas controladas por tensão como por deformação. Atualmente esta relação foi verificada para valores obtidos em dentina (IMBENI *et al.*, 2003) como pode ser observado na Figura 14b. Quando se trata de materiais cerâmicos (fratura controlada por tensão) poderá ser utilizada a Equação (19) que relaciona os valores da tenacidade aparente ( $K_A$ ) com o raio da raiz da trinca ( $\rho$ ), tal que:

$$K_A = 2,89s_Y \left[ \exp(s_f^* / s_Y - 1) - 1 \right]^{1/2} r^{1/2} \quad \text{Eq. (19)}$$

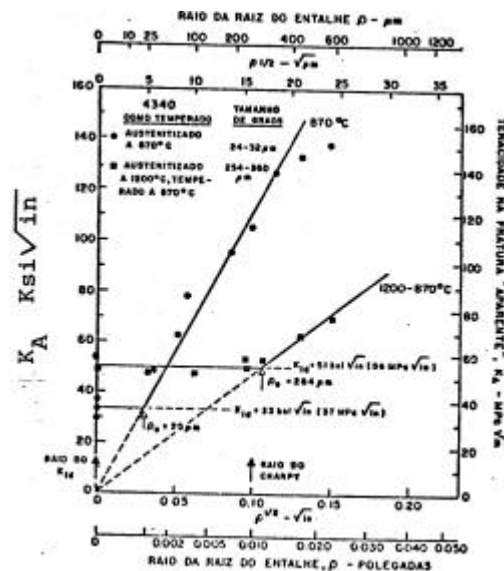


Figura 14a: Relação entre tenacidade, medida através da tenacidade na fratura dinâmica aparente ( $K_A$ ) e o raio da raiz do entalhe. Extraído de RITCHIE *et al.*, 1976.

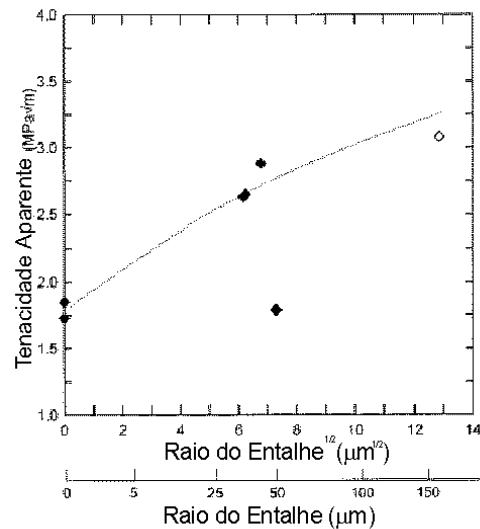


Figura 14b: Valores de tenacidade à fratura aparente obtidos em dentina em função do raio da raiz do entalhe na extremidade do defeito. Extraído e modificado de IMBENI *et al.*, 2003.

Foi verificado experimentalmente para diversos materiais e condições de ensaios (RITCHIE *et al.*, 1976; 1978; GRAÇA *et al.*, 1984; WANG *et al.*, 1997; 2001; IMBENI *et al.*, 2003) que à medida que  $\rho \rightarrow 0$ ,  $K_A$  decresce linearmente (como previsto no modelo teórico). Por sua vez, essa equação indica que para  $\rho \rightarrow 0$  (trinca de fadiga) o valor de  $K_A = 0$ . Entretanto, abaixo de um valor de  $\rho$  específico, o qual depende da microestrutura do material (essencialmente do seu tamanho de grão “efetivo” quando se trata de fratura controlada por tensão)  $K_A$  tem valores constantes e tende ao valor de  $K_{Ic}$  (obtido com corpo de prova com trinca de fadiga). Este será o raio crítico do material. Este valor de  $\rho_c$  foi posteriormente relacionado ao parâmetro “distância característica” ( $l_0^*$ ) do material, o qual controlaria o micromecanismo de fratura do sólido para aquelas condições de ensaio.

#### 2.6.4 DEFEITO TIPO ELÍPTICO EMBEBIDO

Existem defeitos que se iniciam em superfícies de descontinuidade estrutural ou em regiões de ângulo. Estes defeitos não são considerados como do tipo passante e geralmente assumem uma forma semi-elíptica ou a sua quarta parte, conforme mostra a Figura 15.

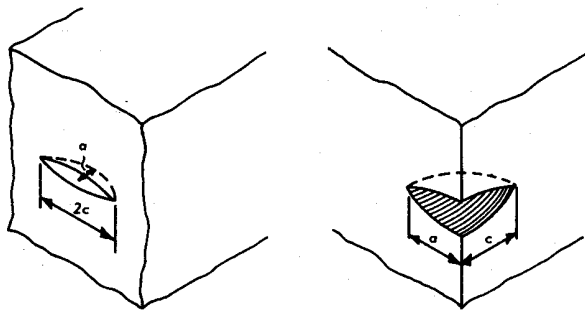


Figura 15: Defeito semi-elíptico ou a sua quarta parte. Extraído de EWALDS e WANHILL, 1986.

Irwin derivou uma expressão para se obter o valor de  $K_{Ic}$  em materiais que apresentam defeito do tipo elíptico embebido quando submetido ao modo I de carregamento. Este tipo de carregamento está demonstrado esquematicamente através da Figura 16. Para a obtenção de  $K_I$  nesta situação utiliza-se a Equação (20).

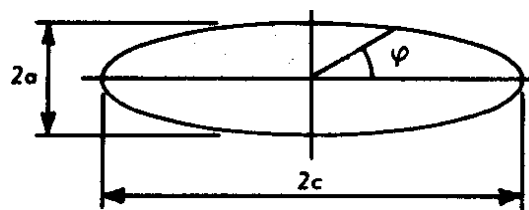


Figura 16: Defeito elíptico embebido sob o modo I de carregamento. Extraído de EWALDS e WANHILL, 1986.

$$K_I = \frac{s\sqrt{pa}}{\Phi} \left( \text{sen}^2 J + \frac{a^2}{c^2} \cos^2 J \right)^{1/4} \quad \text{Eq. (20)}$$

$$\text{Onde: } \Phi = \int_0^{p/2} \sqrt{1 - \text{sen}^2 a \text{sen}^2 J} dJ$$

$$\text{sen}^2 \alpha = (c^2 - a^2)/c^2$$

Durante o crescimento de defeitos do tipo elíptico embebido estes tendem a se tornar circular. Para se obter o valor de  $K_I$  em defeitos circulares utiliza-se a Equação (21).

$$K_I = \frac{2}{p} s\sqrt{pa} \quad \text{Eq. (21)}$$

## 2.6.5 ENSAIO DE TENACIDADE À FRATURA

Várias metodologias vêm sendo utilizadas para confecção dos corpos de prova para realização de ensaios de Tenacidade à Fratura em dentes e compósitos dentais. Dentre elas destacam-se: barra de flexão em três pontos, corpos de prova para tração compacta, amostras tipo “short-rod” e de torção dupla (Figura 17).

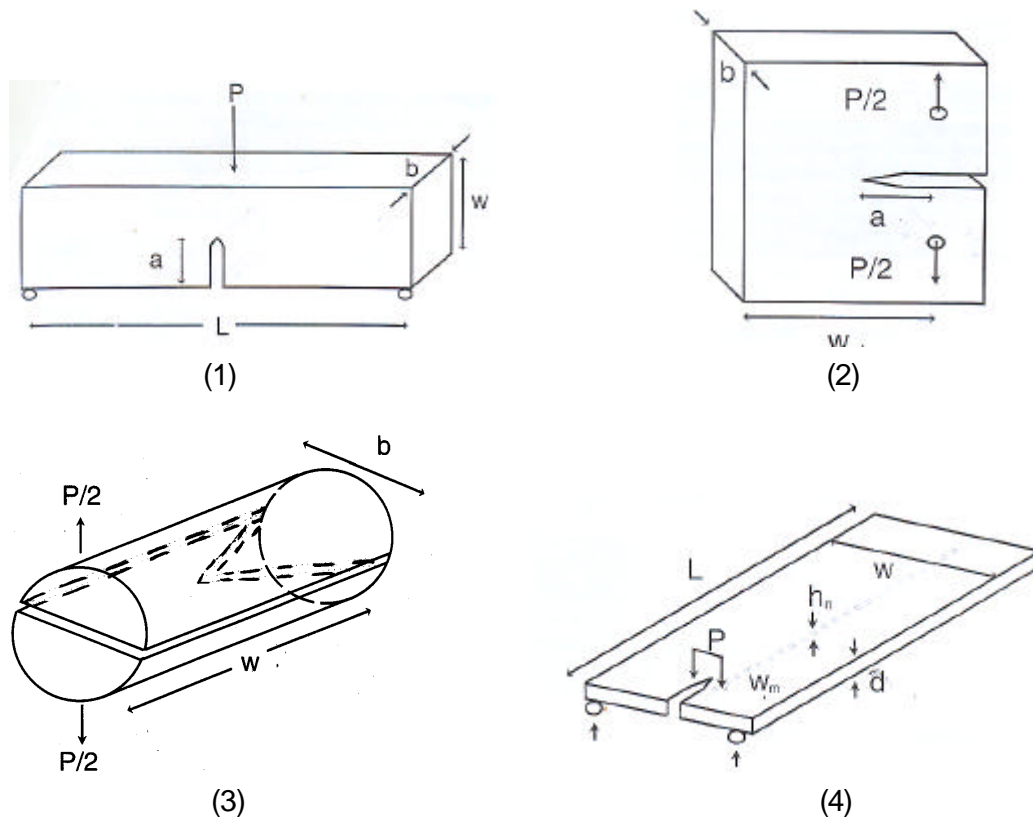


Figura 17: Barra de flexão em três pontos (1); amostra de tração compacta (2); amostra tipo “short-rod” (3) e amostra de torção dupla (4). Extraído e modificado de FUJISHIMA *et al.*, 1996.

Para ensaios de Tenacidade à Fratura em dentes, estes geralmente são seccionados ou desgastados até que se obtenha a dimensão desejada para a confecção do corpo de prova. Por exemplo, para a realização de ensaio de tenacidade à fratura em esmalte utilizando corpo de prova do tipo barra para flexão em três pontos, DE GROOT *et al.* (1990) obtiveram uma fatia de dente medindo 2x2x6mm. Para o mesmo tipo de ensaio, porém, em dentina, LIN e DOUGLAS (1994) utilizaram um corpo de prova tipo tração compacta e obtiveram uma fatia de dentina de 6x3x4mm. Já EL MOWAFY e WATTS (1986) obtiveram uma fatia de 4,6x4,5x1,6mm conforme a técnica ilustrada na Figura 18.

Observa-se que para a confecção de corpos de prova utilizando dente humano é necessário obter fatias retangulares com dimensões muito pequenas, o que dificulta sua confecção. Numa tentativa de minimizar essa dificuldade e confeccionar corpos de provas maiores, alguns autores utilizaram dentes de elefantes adultos (NALLA *et al.*,2003; KRUIK *et al.*, 2003) para confecção das amostras, afirmando que estes apresentam características próximas ao do dente humano.

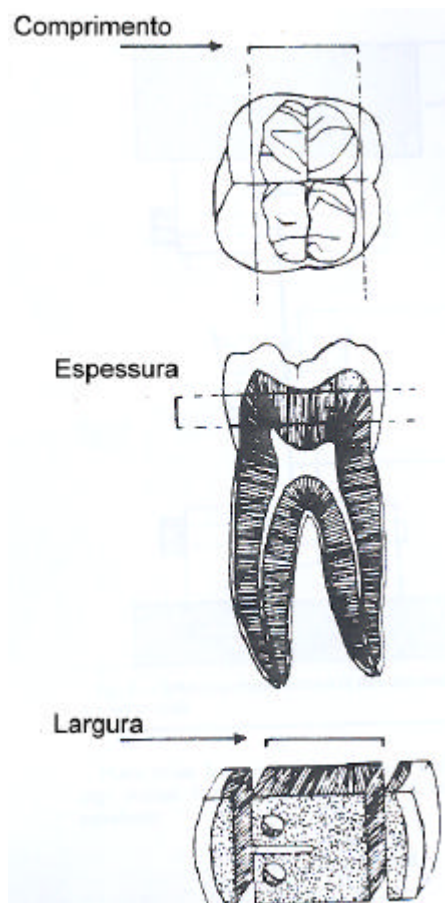


Figura 18: Técnica utilizada para obtenção de uma fatia de dente de 4,6x4,5x1,6mm. Extraído e modificado de EL MOWAFY e WATTS, 1986.

Analisar o valor de  $K_{IC}$  na região de interface entre o dente e a restauração não é uma tarefa fácil, pois implica na confecção de corpos de prova onde o entalhe deve se localizar nesta região e pelo dente humano apresentar um tamanho considerado pequeno dificulta a obtenção de amostras desse tipo.

O primeiro estudo analisando a tenacidade à fratura em região de interface do sistema dente/restauração foi realizado por TAM e PILLIAR (1993) e estes autores utilizaram corpos de prova tipo “short-rod”. Porém este estudo não levou em consideração

as tensões internas que ocorrem durante a contração do material compósito e os corpos de prova não sofreram o processo de relaxação das tensões.

Para ensaios em material compósito, alguns autores têm confeccionado moldes metálicos com as dimensões desejada do corpo de prova para posterior preenchimento deste com o material restaurador (BONILLA *et al.*, 2003). Outros confeccionam suas amostras através de incrementos, simulando a técnica de inserção do material restaurador que geralmente é utilizada na cavidade bucal para preencher um preparo cavitário, numa tentativa de reduzir as tensões residuais locais de contração de polimerização (KOVARIK *et al.*, 1993a).

## 2.7 ANÁLISE POR MÉTODOS DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

Para estudar a distribuição de tensões nos dentes foi preciso buscar ferramentas que facilitassem esta análise. Além disso, as propriedades mecânicas dos materiais utilizados e as condições de carregamento também deveriam ser consideradas.

O método de elemento finito, utilizado pela engenharia desde a década de 60, tem se mostrado uma excelente metodologia para a análise de tensões e deformações nos dentes, implantes e prótese submetidos a cargas. O grande poder do método de elemento finito está em sua versatilidade. As estruturas analisadas podem apresentar formas, suportes e cargas arbitrárias.

A análise por método de elementos finitos foi desenvolvida para ser utilizada em várias áreas da Engenharia (ZIENKIEWICS, 1977; FENNER, 1987), mas atualmente esta ferramenta vem sendo usada para solucionar problemas biológicos (FENNER *et al.*, 1998) porque este método pode modelar formatos geométricos complexos e materiais que não são homogêneos, como no caso dos dentes (THRESHER e SAITO, 1973; YETTRAM *et al.*, 1976).

O método de elementos finitos divide um modelo bi ou tridimensional em vários elementos através do uso de uma malha. Elementos com formato de triângulos ou quadriláteros são utilizados em modelos bidimensionais, enquanto que em estudos em três dimensões, tetraedros ou hexaedros são utilizados. Estes elementos são ligados através de nós que atuam como parâmetro nas medições do deslocamento resultante de uma carga que é aplicada. Equações matemáticas são solucionadas computacionalmente e valores de tensões são adquiridos para cada elemento.

AROLA *et al.* (2001) analisou através de método de elementos finitos a distribuição de tensões em um dente restaurado com material compósito e outro com amálgama e comparou com um dente hígido. Estes modelos sofreram carregamento mecânico e térmico e os resultados indicaram que existe pouca diferença na magnitude das tensões principais máximas entre os três. Porém, os dentes restaurados apresentaram menor resistência à fratura quando comparado ao hígido. Este fato foi atribuído à troca de localização da tensão principal máxima na presença da restauração. Na Figura 19 observa-se a distribuição das tensões principais máximas em um pré-molar quando submetido a um carregamento na cúspide lingual de 150N.

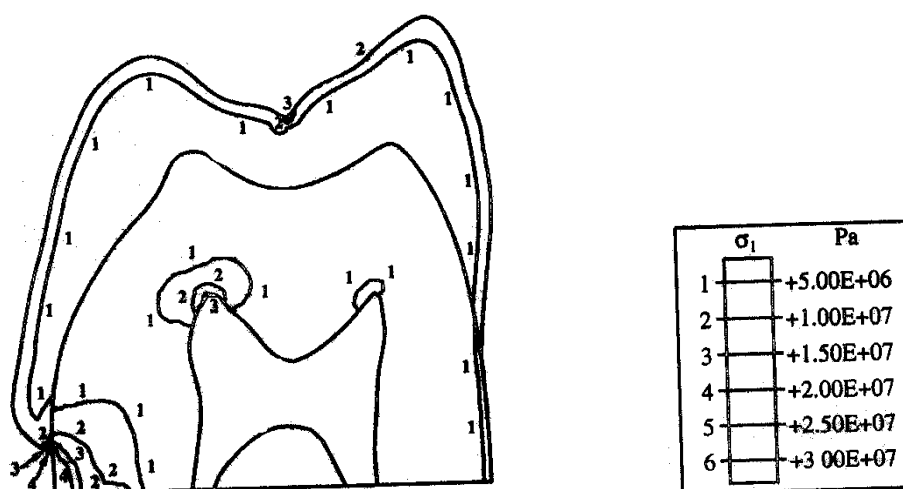


Figura 19: Distribuição da tensão principal máxima em pré-molar com carregamento de 150N na cúspide lingual. Extraído de AROLA *et al.* (2001).

Esta metodologia também foi utilizada por ENSAFF *et al.* (2001) para examinar a influência das tensões geradas durante a polimerização do material compósito e mostraram que as tensões geradas no modelo aumentaram de acordo com a espessura da região de interface.



### 3. PROPOSIÇÕES

O presente estudo propõe-se a avaliar a região de interface de restaurações adesivas tipo classe I apresentando diferentes geometrias de preparo cavitário. Para isto, os seguintes objetivos foram propostos:

1. Avaliar através de classificação em escores o grau de penetração de corante na interface destes dentes após serem restaurados com material compósito.
2. Quantificar através da utilização de programas de análise de imagens os defeitos encontrados na região de interface, assim como identificar sua localização preferencial.
3. Modelagem em duas dimensões, em métodos de elementos finitos, dos dentes apresentando geometrias de preparo diferentes e simular um carregamento estático sob carga semelhante àquela encontrada na cavidade bucal, simulando dois tipos de contatos intercuspídeos: tipo *fisiológico* e tipo *prematureo*.
4. Nestes mesmos modelos, simular o aparecimento de defeitos com as dimensões e localização que foram obtidas *in vitro* e analisar a distribuição de tensões nestes modelos quando submetido aos mesmos carregamentos utilizados anteriormente.
5. Obter os valores de tenacidade à fratura da região de interface do sistema dente/restauração; do dente; do material compósito; do adesivo e da resina epóxi utilizada para o embutimento dos corpos de prova.
6. Analisar as superfícies de fratura dos corpos de provas em MEV.
7. Obter valores de comprimento crítico para propagação dos defeitos encontrados quando estes forem considerados como do tipo passante ou do tipo elíptico embebido.

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 MATERIAIS RESTAURADORES

Na Tabela 1 estão apresentadas as especificações comerciais dos materiais utilizados neste estudo e a Tabela 2 contém as informações fornecidas pelo fabricante quanto a composição do compósito e adesivo utilizado neste estudo.

Tabela 1: Especificação do compósito e adesivo utilizado.

Nome Comercial	Cor	Fabricante	Lote	Validade
Filtek Z-250	C <sub>4</sub>	3M <sup>®</sup>	1370	04-2005
Adesivo Single Bond	—	3M <sup>®</sup>	1105	09-2005

Tabela 2: Informações fornecidas pelo fabricante quanto à composição do compósito e adesivo utilizado.

	CARGA INORGÂNICA			MATRIZ ORGÂNICA
	% em volume	Tamanho Médio	Tipo	Principais Componentes
Filtek Z-250	60%	0,19-3,3 µm	Zircônia e Sílica	BIS-GMA, UDMA e BIS-EMA
Adesivo Single Bond	—	—	—	Sistema Adesivo monofrasco contendo BISGMA, HEMA (2-hidroxietilmetacrilato), copolímero de ácido poliacrílico itaconico, etanol, H <sub>2</sub> O e canforoquinona.

## 4.2 METODOLOGIA

Por se tratar de um estudo utilizando dentes humanos, esse projeto de pesquisa foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio de Janeiro-UFRJ, sob o protocolo de Pesquisa de nº 082/03–CEP. Os pacientes foram inicialmente informados sobre o trabalho a ser realizado, a sua importância e seus objetivos. Após o consentimento dos mesmos, estes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 1) doando os elementos dentários.

### 4.2.1 SELEÇÃO DOS DENTES

Foram selecionados dentes de pacientes de ambos os sexos, cuja idade variava entre 15 e 40 anos e que tinham indicação de extração de seus pré-molares mandibulares e/ou maxilares por problemas periodontais ou ortodônticos. Anteriormente à extração, todos os dentes selecionados estavam em posição no arco, com os ápices completos e vitalidade pulpar, e não possuíam restaurações ou quaisquer defeitos na área a ser trabalhada.

Sob as condições descritas acima, foram selecionados 24 dentes que após sofrerem limpeza adequada em água corrente foram armazenados em uma solução de timol a 0,5% (ZISKIND *et al.*, 2003; SAMPAIO FILHO, 2003; TANTBIROJN *et al.*, 2004), sob refrigeração.

Antes de serem utilizados, todos os dentes foram submetidos à profilaxia com pasta de pedra-pomes e água e, em seguida, lavados e secados com ar comprimido isento de umidade e/ou óleo.

### 4.2.2 DIVISÃO DOS GRUPOS

Os dentes foram divididos aleatoriamente em 03 grupos com 08 amostras cada. Nos dentes pertencentes ao Grupo 1 foram realizados preparos cavitários tipo classe I com paredes axiais convergentes ( $\cong 5^\circ$ ) em relação à superfície oclusal. No Grupo 2 confeccionou-se o mesmo tipo de preparo, porém, com paredes axiais paralelas ao longo eixo de dente. Os dentes do Grupo 3 foram utilizados para confecção de corpos de prova para ensaio de tenacidade à fratura ( $K_{Ic}$ ) e estes não receberam nenhum tipo de preparo

cavitário. Na Figura 20 estão apresentadas, esquematicamente, a formação desses grupos.

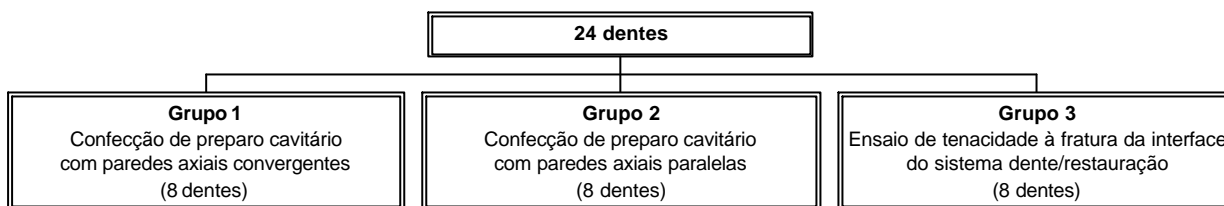


Figura 20: Organograma especificando a divisão dos grupos.

#### 4.2.3 NÚMERO DE CORPOS DE PROVA

Para que se pudesse estipular um número ideal de amostras a serem confeccionadas para os grupos 1 e 2, utilizou-se a seguinte fórmula:

$$n = \frac{s^2 [Z(\alpha/2)]^2}{h^2} \quad \text{Eq. (22)}$$

onde:  $n$  = tamanho da amostragem;

$\sigma^2$  = variância da população;

$\sigma$  = desvio padrão;

$h$  = unidade para estimar um parâmetro de variação dos resultados;

$\alpha$  = nível de confiança.

Em um trabalho experimental ABDALLA e DAVIDSON (1996) mostraram que o desvio padrão para o índice de penetração de corante na região de interface do sistema dente/restauração variava de 0,5 até 1,4. Utilizando-se o valor mais elevado do desvio-padrão foi calculado o tamanho ideal da amostragem para um nível de confiança de 95%, com uma estimativa de variação dentro de  $\pm 1$ , tal que:

$$n = \frac{1,4^2 [Z(0,025)]^2}{1^2} \Rightarrow 7,5$$

Já que o número necessário de amostras foi 7,5, foram confeccionados 8 cp's para cada um dos grupos, tendo como objetivo obter maior confiabilidade nos resultados.

Segundo TAM e PILLIAR (1993) para realização de ensaios de Tenacidade à Fratura da interface do sistema dente/restauração seria necessário um número mínimo de 10 amostras. Porém, em estudos mais recentes foi utilizado um número de 16 corpos de

prova para realização deste tipo de ensaio mecânico (KRUZIC, 2003). Portanto, neste estudo optou-se pela confecção de 16 cp's e isso foi conseguido com o seccionamento, no sentido vestibulo-lingual dos 8 dentes do grupo. Cada fatia de dente obtida foi utilizada para confeccionar um corpo de prova de  $K_{Ic}$ .

#### 4.2.4 CATEGORIZAÇÃO E QUANTIFICAÇÃO DE DEFEITOS EM INTERFACE

##### 4.2.4.1 PADRONIZAÇÃO DAS DIMENSÕES DO PREPARO CAVITÁRIO

Para padronizar as dimensões do preparo cavitário cada dente foi fixado em um sistema que proporcionava um deslizamento controlado do dente nos sentidos vestibulo-lingual e mesio-distal (escala em milímetros). Este sistema, conforme mostra a Figura 21, foi composto por uma morsa, onde o dente se fixava e esta a uma base que proporcionava o deslizamento.

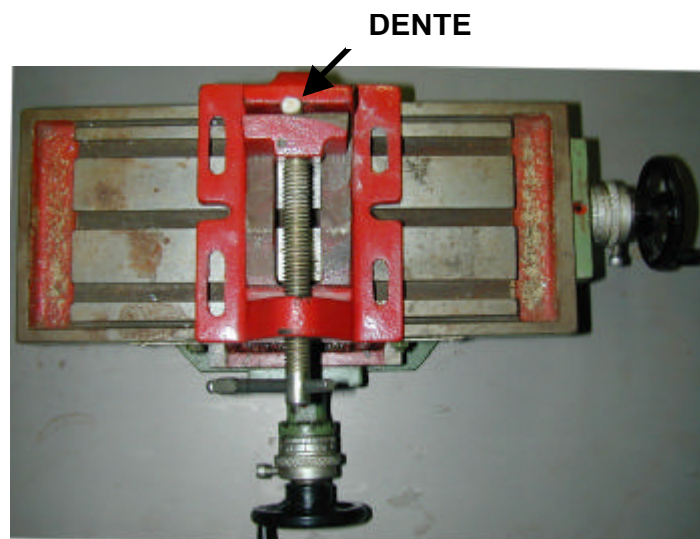


Figura 21: Morsa fixada a base.

Uma caneta da alta rotação foi fixada a uma haste metálica que permitia a sua movimentação verticalmente (Figura 22). Este movimento também foi controlado em milímetros, permitindo assim, que a profundidade do preparo cavitário fosse padronizado em 2 mm.

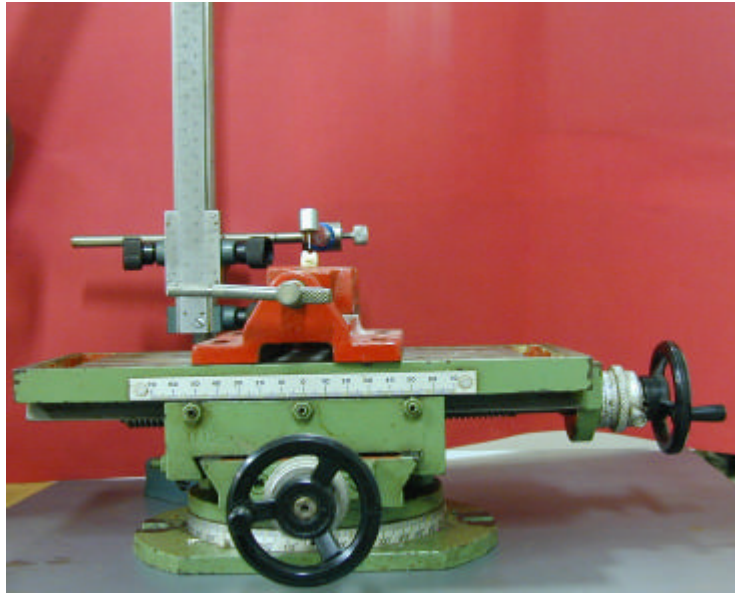


Figura 22: Caneta fixada a haste.

A caneta da alta rotação já fixada à haste metálica era inclinada em  $\cong 5^\circ$  em relação às paredes vestibular e lingual (dentes do Grupo 1) estabelecendo-se assim a convergência desejada às paredes do preparo. Para padronização desta inclinação foi utilizado um goniômetro (Figura 23). Nos dentes do Grupo 2 não houve inclinação da haste, já que suas paredes apresentaram um paralelismo em relação ao eixo longitudinal do dente.



Figura 23: Inclinação da caneta.

#### 4.2.4.2 CONFECÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS

**GRUPO 1:** Neste grupo foram realizados preparos cavitários tipo classe I seguindo a seqüência preconizada por MONDELLI (2002), onde se utilizou broca “carbide” cone invertido longo com extremo plano e arestas arredondadas nº 245 (0,81 mm de diâmetro) acoplada a uma caneta de alta rotação com refrigeração a ar/água. A broca penetrou inicialmente de forma perpendicular na fossa central do dente até atingir a profundidade de 2 mm.

Em seguida, o dente foi movimentado no sentido mésio-distal acompanhando o sulco principal, mantendo-se a largura do preparo correspondente ao diâmetro da broca. Assim, obteve-se uma abertura de istmo correspondente a  $\frac{1}{4}$  da distância entre as cúspides no sentido vestibulo-lingual.

Para promover retentividade ao preparo cavitário, as paredes axiais (vestibular e lingual) apresentaram uma leve convergência ( $\approx 5^\circ$ ) em relação à superfície oclusal do dente (Figura 24a).

A parede pulpar foi planejada tornando-se perpendicular ao eixo longitudinal do dente. Os ângulos diedros apresentaram um ligeiro arredondamento oriundo da utilização da broca nº 245 e o ângulo cavo-superficial foi confeccionado sem bisel.

Ao término de cada preparo a broca era limpa através do uso de uma escova para limpeza de brocas e após a confecção do quinto preparo era substituída por outra, conforme especificação do fabricante.

**GRUPO 2:** Neste grupo foi realizado o mesmo tipo de preparo confeccionado no Grupo 1, porém, utilizando broca “carbide” cilíndrica picotada nº 556 (4 mm de comprimento e 0,6 mm de diâmetro).

A utilização da broca nº556 origina paredes vestibular, lingual, mesial e distal paralelas entre si, abertura vestibulo-lingual na região do istmo com  $\frac{1}{4}$  de distância entre os vértices das cúspides, parede pulpar plana e perpendicular ao longo eixo longitudinal do dente, ângulo cavo-superficial nítido e sem bisel e ângulos diedros vivos. Na seqüência foi utilizada uma broca “carbide” cilíndrica lisa nº 56 (4 mm de comprimento e 0,6 mm de diâmetro) para realizar um acabamento inicial das paredes circundantes do preparo. Para finalizar o acabamento uma enxada monoangulada foi utilizada para alisar as paredes circundantes e de fundo, provocando um ligeiro arredondamento dos ângulos internos (Figura 24b).

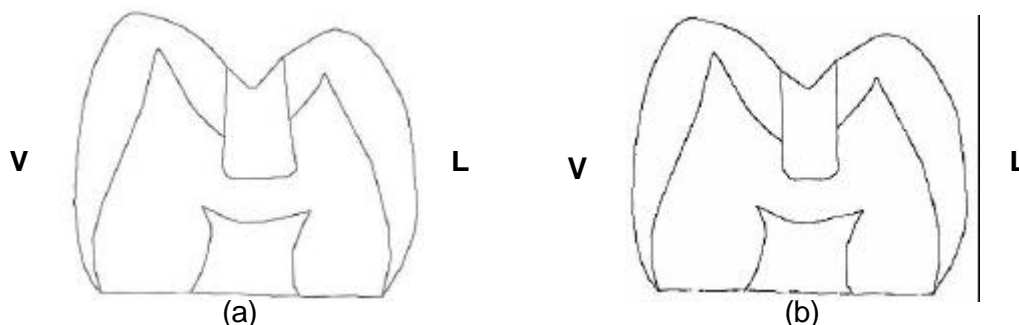


Figura 24: Plano seccional (vestíbulo-lingual) dos dentes apresentando a geometria do preparo cavitário para o grupo 1(a) e grupo 2(b).

#### 4.2.4.3 PROCEDIMENTOS RESTAURADORES

Após a confecção do preparo os dentes do Grupo 1 e 2 foram condicionados com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos de acordo com as recomendações da literatura tanto para a dentina (HAMID *et al.*, 1996; PERDIGÃO *et al.*, 1996), quanto para o esmalte (JOHNSTON, 1998; SURMONT *et al.*, 1992). Em seguida, as superfícies foram lavadas com água em abundância por 30 segundos para remoção do agente condicionador (GWINNETT, 1982) e secas com bolinha de algodão umedecida.

Na área condicionada foi utilizado o adesivo Single Bond (3M<sup>®</sup>), que é um agente de união de passo único (sem “primer”), seguido de fotopolimerização por 10 segundos.

Em seguida, utilizando-se a espátula para compósito n°5 (American Eagle-Composite), inseriu-se na cavidade preparada o material compósito Z-250 (3M<sup>®</sup>) através de incrementos oblíquos, conforme Figura 25, que não excediam 2 mm de espessura e a cada inserção de incremento efetuava-se a fotopolimerização por 40 segundos (SWATZ, 1983) utilizando o aparelho fotopolimerizador Optlux Demetron, com intensidade de luz monitorada periodicamente por um radiômetro. Na superfície oclusal do dente restaurado, tentou-se reproduzir a anatomia dental.



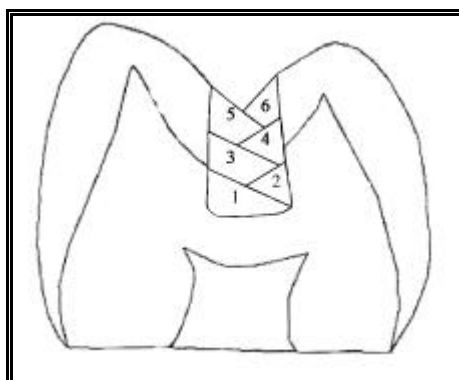


Figura 25: Disposição dos incrementos de compósito para polimerização

Na Tabela 3 é apresentada a classificação dos grupos, mostrando o tipo de preparo cavitário e tratamento restaurador utilizado.

Tabela 3: Formação dos grupos por tipo de preparo cavitário e tratamento restaurador utilizado.

<b>Grupo</b>	<b>Tipo de preparo cavitário</b>	<b>Condicionamento da dentina</b>	<b>Agente de união</b>	<b>Material Restaurador</b>
1	Paredes Convergentes	Ácido fosfórico 37%	Adesivo Single Bond-3M <sup>®</sup>	Compósito
2	Paredes Paralelas	Ácido fosfórico 37%	Adesivo Single Bond-3M <sup>®</sup>	Compósito

Todos os dentes restaurados ficaram imersos em água destilada a uma temperatura de ~37°C por um período de sete dias para que ocorresse a relaxação das tensões (FEILZER *et al.*, 1990).

Após este período, foram imersos em solução aquosa de azul de metileno 2% por 24 horas, na temperatura ambiente, para que o corante pudesse penetrar na interface do sistema dente/restauração em caso de existência de defeito. Em seguida, os dentes foram lavados em água corrente para remoção do excesso de corante e secos em temperatura ambiente (ABDALLA e DAVIDSON, 1996; SAMPAIO FILHO, 2001).

Os dentes foram fixados em uma morsa e com a utilização de disco de carborundum e micromotor foram seccionados no sentido vetíbulo-lingual paralelamente ao longo eixo do dente. As superfícies de interesse foram polidas em alumina (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) 1µm, com velocidade constante de 600 rpm, durante 15 segundos (Politriz modelo DP-10/Struers<sup>®</sup>).

O índice de penetração do corante nas paredes do preparo foi analisado utilizando-se uma lupa estereoscópica (Nikon, SMZ 645) com um anel de iluminação Micro-lite (FL-1000). Este índice foi categorizado qualitativamente de acordo com o seguinte critério:

Escore 0: Quando não há penetração do corante;

Escore 1: Quando há penetração de até 1/3 das paredes;

Escore 2: Quando há penetração de até 2/3 das paredes;

Escore 3: Quando há penetração por toda extensão das paredes, incluindo a parede pulpar.

Dessas superfícies dos dentes também foram obtidas imagens digitalizadas (Câmera Nikon Coolpix 950) e fazendo-se uso do programa IMAGE-PRO PLUS versão 4.5, estas imagens foram calibradas para realização das análises quantitativas dos defeitos (comprimento e localização no preparo cavitário).

#### 4.2.5 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

##### 4.2.5.1 GEOMETRIA DO MODELO BIDIMENSIONAL

Um dente pré-molar superior já preparado (restaurado e seccionado no sentido vestibulo-lingual) foi selecionado aleatoriamente a partir de cada Grupo (1 e 2). Estes dentes foram polidos metalograficamente e fotografados em lupa estereoscópica (Nikon, SMZ 645) com câmera fotográfica digital acoplada (Nikon Coolpix, 950).

As imagens obtidas foram utilizadas como modelo em um programa de desenho vetorial (AUTOCAD 2000), para obtenção das linhas de contorno do esmalte, dentina, restauração e polpa, dando origem a dois modelos bidimensionais. Um apresentando paredes do preparo convergente em relação à superfície oclusal (Grupo 1) e o outro com paredes paralelas (Grupo 2).

As diferentes partes de cada modelo foram exportadas para o programa de análise por métodos de elementos finitos (ABAQUS/CAE 6.2) para sua posterior montagem e análise.

##### 4.2.5.2 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS NO MODELO DE MEF

As estruturas foram assumidas estar no regime linear elástico e todas consideradas isotrópicas e os valores referentes ao módulo de elasticidade e coeficiente

de Poisson atribuídos a cada estrutura foram retirados da literatura e estão apresentados na Tabela 4.

Tabela 4: Propriedades atribuídas aos materiais (RUBIN *et al.*, 1983<sup>(1)</sup>; ENSAFF *et al.*, 2001<sup>(2)</sup>; REES *et al.*, 2003<sup>(3)</sup>).

<b>Material</b>	<b>Módulo de Elasticidade (MPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
Esmalte	80000 (3)	0,3 (3)
Dentina	15000 (3)	0,31(3)
Polpa	2,07 (1)	0,45 (1)
Compósito	10000 (2)	0,3 (2)

Após a modelagem dos sólidos, junção de suas partes apropriadamente e designação das seções representando cada material os modelos foram restringidos por engaste na região cervical nos eixos U1, U2 e UR3, como proposto na literatura, obtendo-se assim as condições de contorno do sistema.

#### 4.2.5.3 APLICAÇÃO DA MALHA

Foi utilizada uma malha com tamanho de 0,1mm, da família de deformação plana e com elementos tipo quadrangulares. Estes parâmetros foram definidos através de testes realizados previamente no próprio programa de MEF.

A aplicação da malha resultou em um total de 7835 elementos e 8406 nós para o modelo do grupo 1 e 8326 elementos e 8882 nós para o do grupo 2. As Figuras 26 e 27 ilustram os modelos do Grupo 1 e 2 respectivamente após a aplicação da malha escolhida.

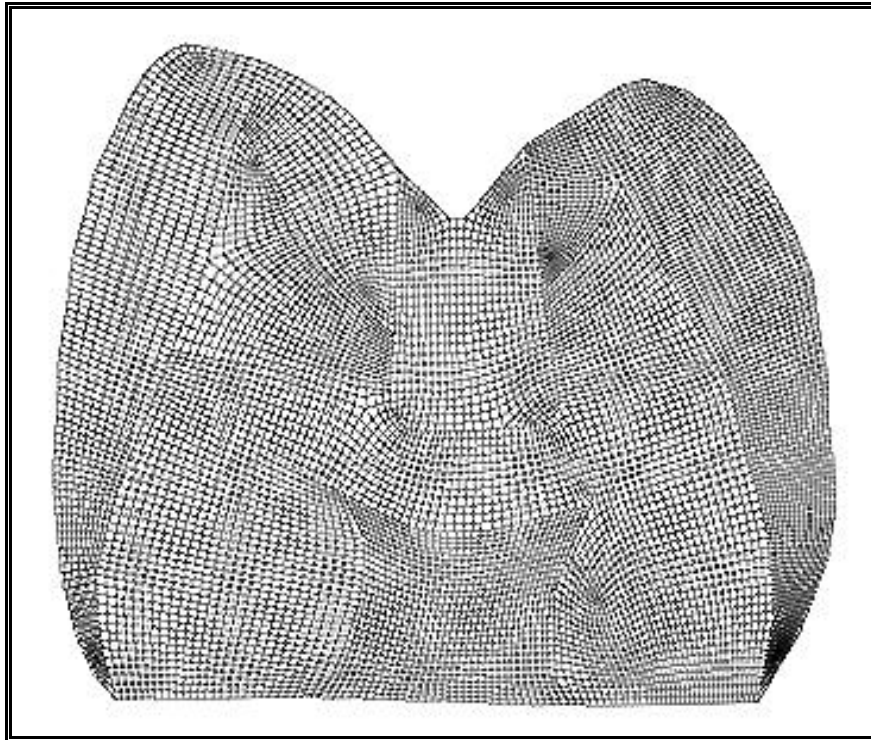


Figura 26: Malha gerada para o modelo com paredes convergentes.

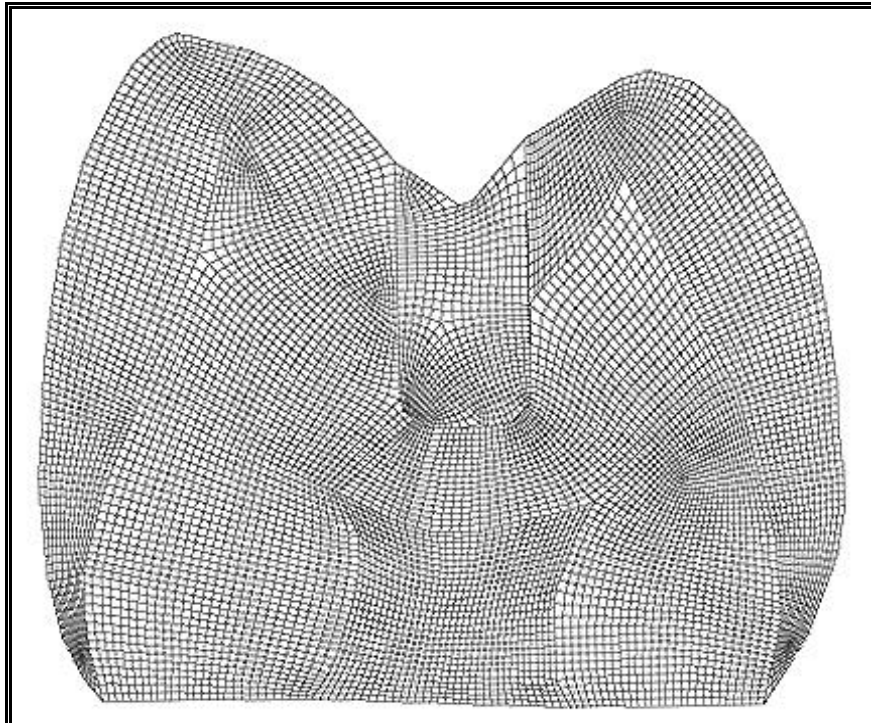


Figura 27: Malha gerada para o modelo com paredes paralelas.

#### 4.2.5.4 APLICAÇÃO DA CARGA

Para cada modelo da Figura 28, uma carga longitudinal de 300N foi aplicada em dois pontos distintos simulando um contato intercuspídeo normal, onde a ponta da cúspide entra em contato com o fundo de uma fossa direcionando a força de contato verticalmente através do longo eixo do dente. Este foi denominado *contato fisiológica*. Nos mesmos modelos simulou-se uma outra situação, ocorria entre os dentes um contato entre a cúspide lingual do dente superior e a cúspide vestibular do dente inferior, sendo denominado *contato prematuro* (Figura 29).

Para manter uma estabilidade com as condições fisiológicas, uma condição limite para cada modelo foi especificada. O deslocamento vertical da coroa dentária no modelo foi restringido devido ao suporte fornecido pelo osso alveolar. Estes engastes podem ser observados nas Figuras 28 e 29.

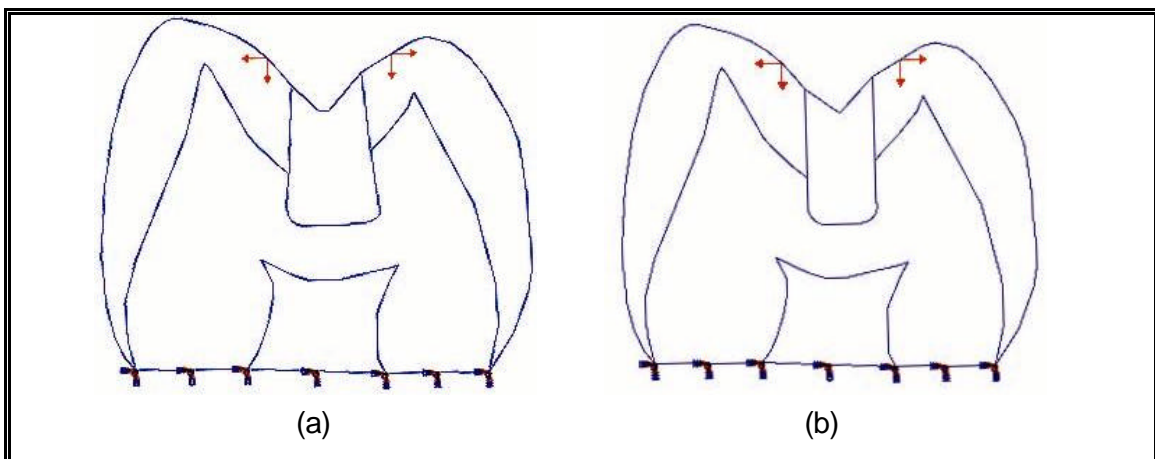


Figura 28: Modelos representativos de contato fisiológico num pré-molar com preparo convergente (a) e preparo paralelo (b). A direção da aplicação das cargas corresponde as resultantes dos vetores representativos nos eixos x e y. Como condição de contorno a região cervical foi engastada.

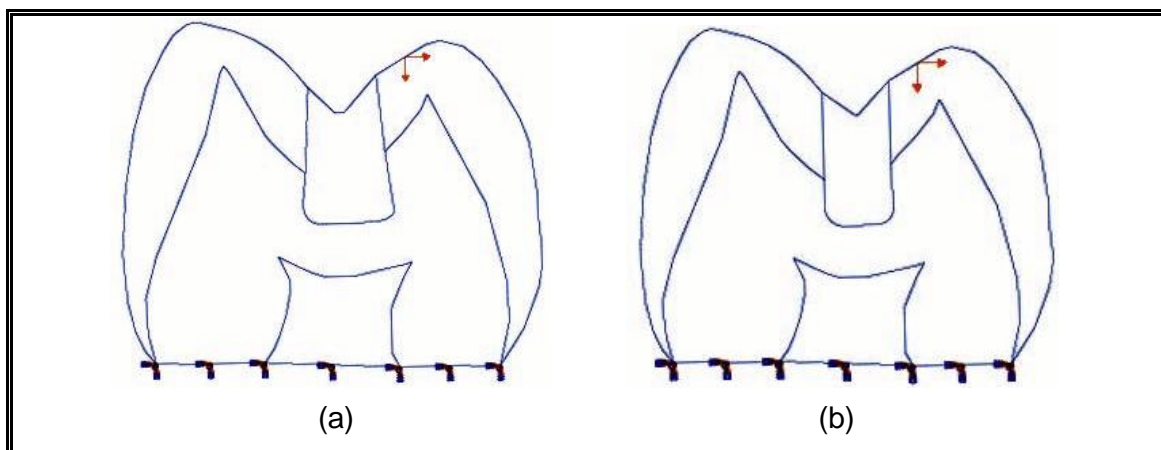


Figura 29: Modelos representativos de contato prematuro num pré-molar com preparo convergente (a) e preparo paralelo (b). A direção da aplicação das cargas corresponde as resultantes dos vetores representativos nos eixos x e y. Como condição de contorno a região cervical foi engastada.

Com o objetivo de simular o efeito dos defeitos encontrados na região de interface quando submetidos a um carregamento mecânico foram criados modelos dos dois grupos contendo aqueles defeitos e atribuindo-se a eles o seu comprimento médio. Estes modelos também foram submetidos aos dois tipos de carregamento citados (*fisiológico e prematuro*).

#### 4.2.6 AVALIAÇÃO DA TENACIDADE À FRATURA

##### 4.2.6.1 PREPARO DOS DENTES

Os dentes pertencentes ao grupo 3 foram posicionados no centro de um cubo metálico (20mm de aresta), de modo que toda a porção coronária pudesse ficar embebida na resina epóxi utilizada para embutimento (resina epóxi n°331 e catalizador n°24-Ciba Geisy®).

Após o endurecimento foi utilizada uma máquina de corte com disco de diamante sob refrigeração à água (Modelo ACCUTOM 2, Struers®) para seccionar, no sentido vestibulo-lingual, cada dente embutido.

Cada metade seccionada foi desembutida utilizando-se micromotor e broca. As raízes dos dentes foram removidas utilizando disco de “carburundum” e sua porção coronária foi desgastada em lixa com granulação 220 até que se obtivesse uma fatia de dente com as dimensões de 6mm de largura por 4 mm de altura (Figura 30).

Na superfície de corte destes dentes foi realizado um ataque com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos (Figura 31). Em seguida, esta superfície foi lavada com água em abundância por 30 segundos para a remoção total do agente condicionador, seguindo-se de secagem com bolinha de algodão umedecida.



Figura 30: Fatia de dente utilizada.

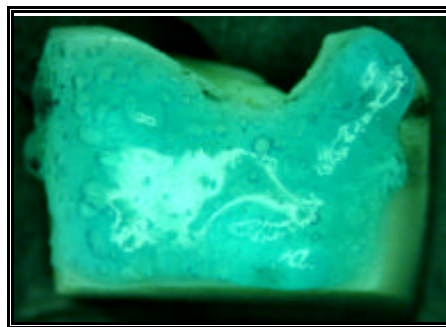


Figura 31: Ataque ácido sobre o dente.

Nessa superfície foi aplicado o agente de união Single Bond (3M<sup>®</sup>), seguido de fotopolimerização por 10 segundos utilizando-se um aparelho fotopolimerizador Optlux Demetron, com intensidade de luz monitorada por um radiômetro.

#### 4.2.6.2 CONFECÇÃO DO ENTALHE NA INTERFACE

Antes da colocação do material compósito sobre a superfície dentária, uma lâmina (tipo “gilete”) com vaselina sólida em sua superfície foi posicionada sobre esta superfície, e de tal forma que a linha de corte da lâmina ficasse posicionada na região de dentina (Figura 32).

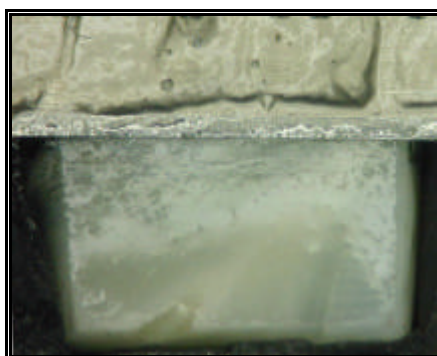


Figura 32: Posicionamento da gilete recoberta com vaselina para confecção do entalhe pontiagudo. Note o brilho na superfície dentária oriundo da aplicação e fotopolimerização do adesivo.

O compósito FilteK Z-250 (3M<sup>®</sup>) foi aplicado sobre a superfície do agente de união e da lâmina formando uma camada de aproximadamente 2mm de espessura. Em seguida, foi fotopolimerizado por 40 segundos (Figura 33).

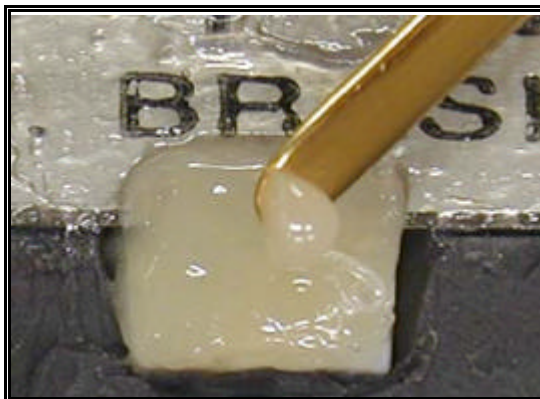


Figura 33: Adaptação do compósito sobre a gilete e o dente.

Após a etapa de polimerização, a lâmina foi removida originando um entalhe pontiagudo na interface do sistema dente/restauração, conforme Figura 34. Este sistema ficou imerso em água destilada sob uma temperatura de  $\sim 37^{\circ}\text{C}$  durante 07 dias para que ocorresse a relaxação das tensões (FEILZER *et al.*, 1990).

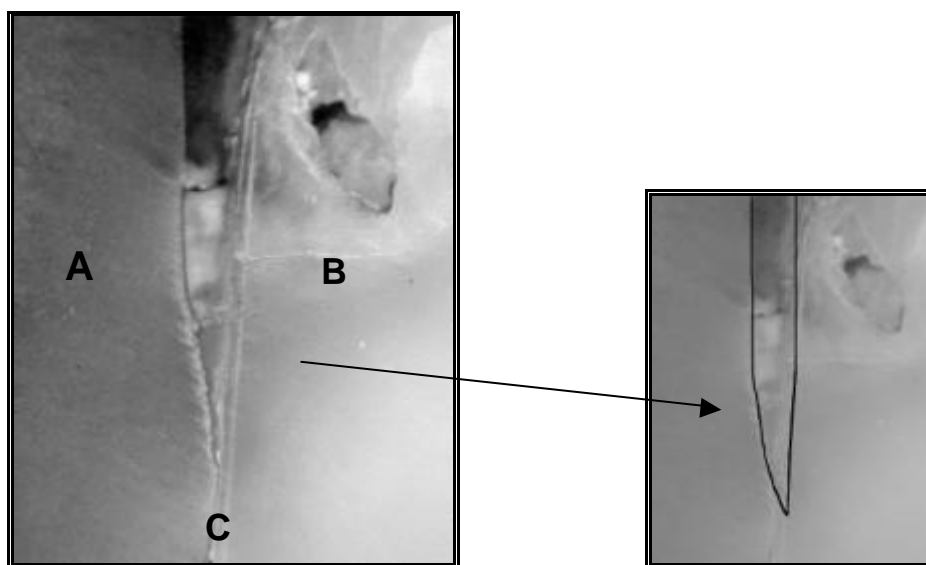


Figura 34: Entalhe pontiagudo na interface confeccionado com a lâmina (A-compósito; B-dentina; C-interface).



#### 4.2.6.3 MOLDES PARA CONFECÇÃO DE CORPOS DE PROVA PARA ENSAIO DE DOBRAMENTO EM TRÊS PONTOS ( $K_{IC}$ )

Os moldes para a fabricação dos cp's foram produzidos a partir de uma matriz metálica medindo 6x6x50mm com um entalhe de 3mm posicionado em seu centro para uma posterior inserção da guia. Estas matrizes foram posicionadas sobre uma placa de Petri e sobre elas foi aplicado o silicone de duplicação RTV-AX (Silicones Agripec Com. e Ind. Ltda., RS – Brasil, Lote 11/03 – validade 12/2004) na proporção de 5% de catalizador (Lote 12/03 – validade 01/05), segundo a especificação do fabricante. Após a remoção da matriz metálica foram obtidos os moldes em silicone para confecção dos cp's de  $K_{IC}$ .

O sistema dente/lâmina/compósito foi adaptado ao molde de silicone (Figura 35) e a lâmina foi posicionada no entalhe criado previamente (guia de centralização) conforme ilustrado na Figura 36. Em seguida este sistema foi embutido com a resina epóxi n°331 e catalizador n°24 (Ciba Geisy®) na proporção de 10% em peso (Figura 37).

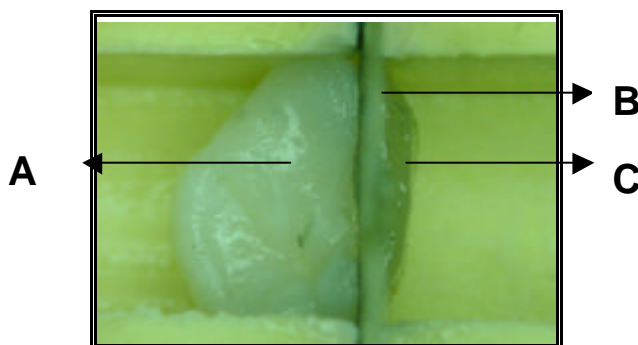


Figura 35: Sistema dente (A)/lâmina (B)/compósito (C) adaptado ao molde de silicone.

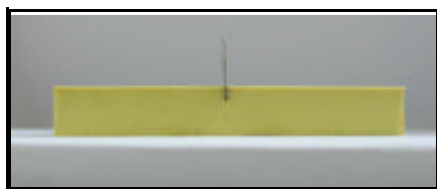


Figura 36: Posicionamento da lâmina no molde de silicone.

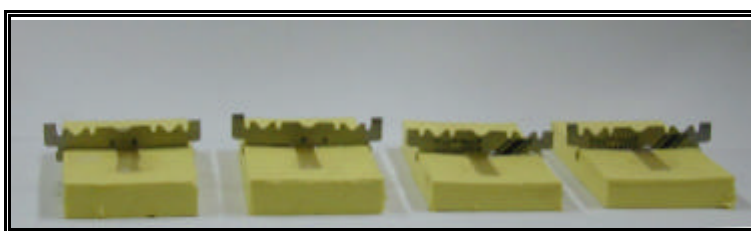


Figura 37: Sistema dente/lâmina/compósito embutido com resina epóxi.

Para que se pudesse avaliar isoladamente os valores de tenacidade à fratura da resina epóxi utilizada no embutimento, do material compósito (Z-250), do adesivo (Single-Bond) e do dente, foram confeccionados corpos de prova para ensaios de tenacidade à fratura para cada um desses sistemas, utilizando-se para isso a mesma metodologia descrita anteriormente. Porém, no caso do material compósito, adaptou-se ao molde de silicone um sistema composto por compósito/lâmina/compósito; para o material adesivo por adesivo/lâmina/adesivo; e para a resina epóxi utilizou-se a lâmina para confecção do entalhe pontiagudo.

Para a obtenção do corpo de prova para ensaio de tenacidade à fratura do dente, o entalhe foi obtido através de corte com disco de diamante com diâmetro de 7,6cm e espessura de 0,15mm (N°11-4253, Buehler®), no sentido méso-distal, sob refrigeração à água (Serra de Precisão Linear, Modelo ISOMET 4000, Buehler®) e com seu término em região de dentina. Este entalhe pode ser observado na Figura 38. Nele foi inserido uma lâmina com vaselina em sua superfície e em seguida, foi posicionado no molde de silicone de uma maneira similar àquela da interface dente/restauração.

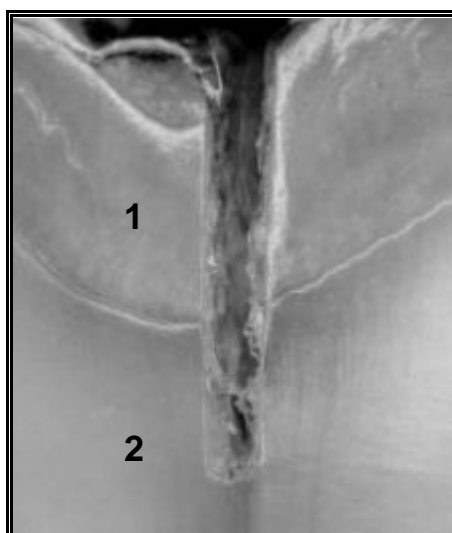


Figura 38: Entalhe confeccionado no dente com disco de diamante (1–esmalte; 2–dentina).

Para garantir a adesão do dente com a resina de embutimento utilizada na confecção dos cp's, sua superfície foi desgastada em lixa com granulação 220 e em seguida, foram submetidas a um ataque com ácido fosfórico 37% durante 15 segundos.

O comprimento do entalhe seguiu os padrões citados na Norma ASTM E399-83 (ASTM Standard E399-83, 1984), assim como, suas demais dimensões. A Figura 39 mostra as dimensões do corpo de prova utilizado (6x6x50mm).

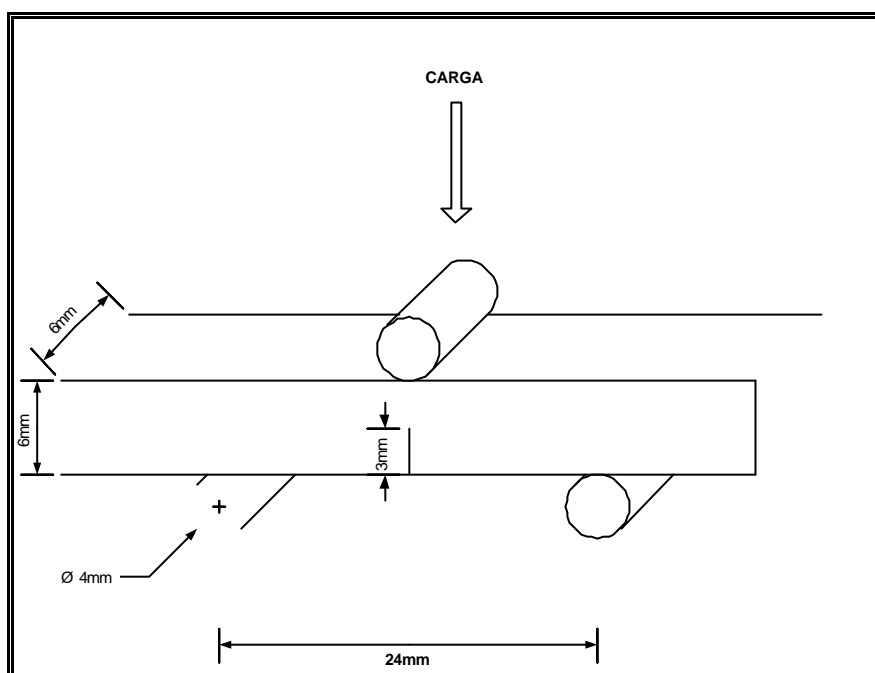


Figura 39: Dimensões do corpo de prova.

#### 4.2.6.4 ENSAIO DE TENACIDADE À FRATURA

Os ensaios foram realizados com carregamento em três pontos utilizando roletes de 4mm de diâmetro nos pontos de contato. Nos ensaios utilizou-se uma Máquina de Ensaio Universal Instron (Modelo 5569), com célula de carga de 10 KN e velocidade de 0,1 mm/minuto (Figura 40).

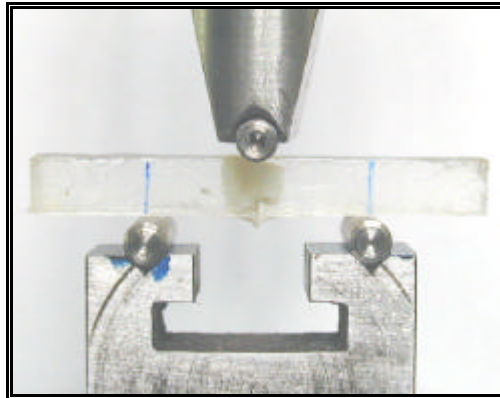


Figura 40: Posicionamento do cp no suporte de ensaio.

Os valores de carga e deslocamento do travessão da máquina foram obtidos digitalmente utilizando-se o programa de controle e aquisição de dados MERLIN (Instron). Os valores de  $P_q$  (carga de fratura) foram obtidos de acordo com a metodologia da Norma ASTM E399-83.

Após o ensaio, as superfícies fraturadas foram analisadas em um Projetor de Perfis (Modelo 6C, Nikon) para que os valores reais da profundidade do entalhe ( $a$ ) e da altura ( $W$ ) do cp's fossem quantificados. Sua espessura ( $B$ ) foi obtida utilizando-se um paquímetro (Mitutoyo).

Os valores de  $K_{Ic}$  foram obtidos utilizando-se a equação que se segue:

$$K_{Ic} = \left( \frac{P_q S}{B W^{3/2}} \right) \cdot f(a/W) \quad \text{Eq. (23)}$$

Onde:

$$f(a/W) = \frac{3(a/W)^{1/2} [1,99 - (a/W)(1 - a/W) \times (2,15 - 3,93a/W + 2,7a^2/W^2)]}{2(1 + 2a/W)(1 - a/W)^{3/2}} \quad \text{Eq. (24)}$$

$P_q$  = carga de fratura (MN);  
 $B$  = Espessura do corpo de prova (m);  
 $S$  = distância entre os roletes do suporte (m);  
 $W$  = altura do CP (m);  
 $a$  = comprimento do entalhe (m).

As dimensões de cada cp e os valores dos ensaios estão detalhados no Anexo 2.

#### 4.2.7 ANÁLISE FRACTOGRÁFICA (MEV)

Para realização da análise fractográfica em microscopia eletrônica de varredura (MEV) as superfícies de fratura dos cp's foram limpas em álcool etílico seguindo-se de uma segunda etapa com acetona, em ultrassom.

Após, a secagem estes foram fixados em uma placa de alumínio utilizando cola de prata e metalizadas em ouro. A análise em MEV (ZEISS – Modelo DSM 940A) foi realizada nas seguintes condições operacionais: 20KV e 36mm.

## 5. RESULTADOS

### 5.1 CATEGORIZAÇÃO DO CORANTE NA REGIÃO DE INTERFACE

Os escores obtidos referentes ao grau de penetração do corante na interface do sistema dente/restauração estão expressos na Tabela abaixo:

Tabela 5: Resultado (em escore) da penetração de corante na interface.

<b>ESCORES</b>	<b>GRUPO 1</b>	<b>GRUPO 2</b>
<b>0</b>	<b>8</b>	<b>8</b>
<b>1</b>	-	-
<b>2</b>	-	-
<b>3</b>	-	-

### 5.2 QUANTIFICAÇÃO DOS DEFEITOS EM DENTINA

Em ambos os grupos foram encontrados defeitos que se localizaram na região do ângulo véstíbulo-pulpar (AVP), ângulo línguo-pulpar (ALP) e parede pulpar (PP). A Tabela 6 apresenta o valor médio do comprimento dos defeitos (mm) encontrados para cada grupo em cada região. No Anexo 3 encontram-se os valores referentes aos comprimentos de todos os defeitos encontrados.

Para o Grupo 1 (paredes axiais convergentes) a média do comprimento dos defeitos foi de 0,34mm ( $\pm$  0,02) e para o Grupo 2 foi de 0,22mm ( $\pm$  0,02). Observou-se que a média obtida para o Grupo 2 foi inferior quando comparado ao Grupo 1, porém, não houve diferença estatística significativa entre os grupos (teste t). Os menores e maiores valores de comprimento de defeito encontrados em cada grupo para cada região podem ser observados nos gráficos das Figuras 41 e 42.

Tabela 6: Valor médio do comprimento dos defeitos encontrados (mm) e seu respectivo desvio-padrão.

GRUPO 1		PP	AVP	ALP
	Comprimento dos defeitos	0,33	0,33	0,36
Desvio-Padrão	0,30	0,32	0,28	
GRUPO 2		PP	AVP	ALP
	Comprimento dos defeitos	0,23	0,24	0,20
Desvio-Padrão	0,03	0,05	0,07	

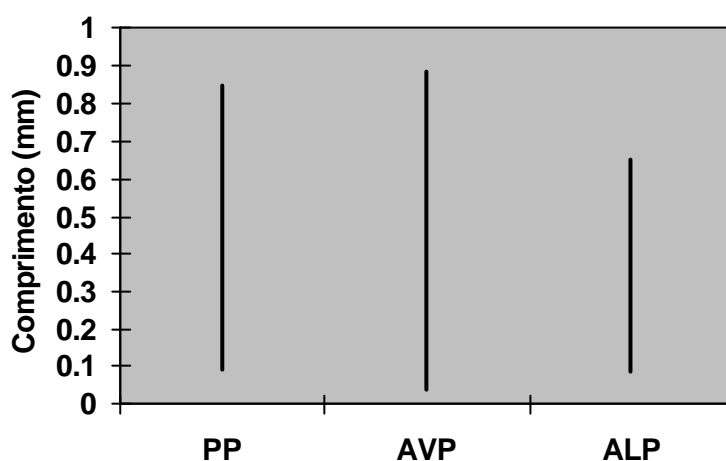


Figura 41: Intervalo que representa a variação entre os valores de comprimento dos defeitos (mm) encontrados em cada região no Grupo 1.

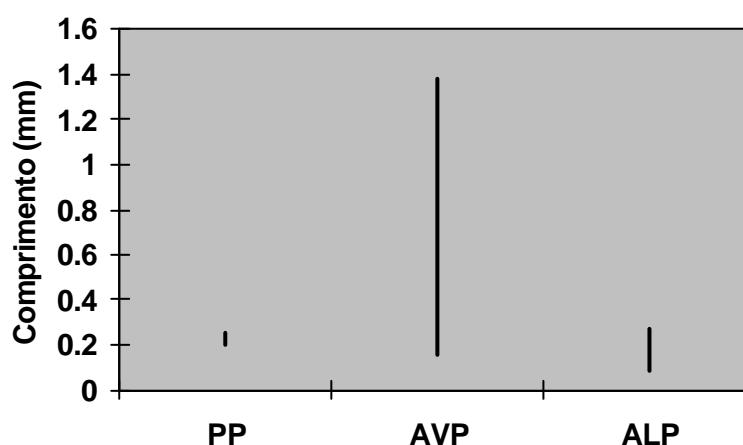


Figura 42: Intervalo que representa a variação entre os valores de comprimento dos defeitos (mm) encontrados em cada região no Grupo 2.

Através do gráfico da Figura 43 pode-se observar a distribuição dos valores de comprimentos encontrados quando comparado com o valor da média de um dos grupos (0,2mm/Grupo 2) e compará-los entre os grupos, em relação à sua localização preferencial na região de interface.

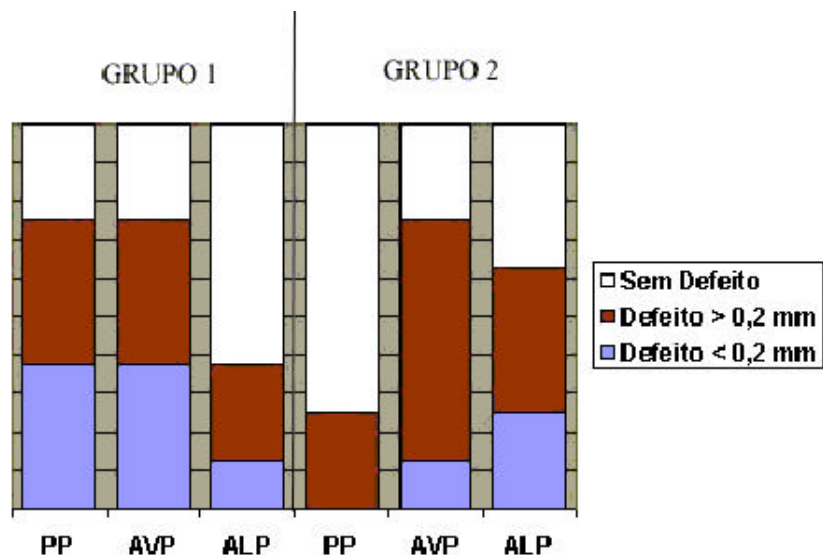


Figura 43: Distribuição dos tamanhos dos defeitos entre as áreas de localização na interface.

### 5.3 AVALIAÇÃO DA TENACIDADE À FRATURA

Os resultados obtidos em cada ensaio realizado de tenacidade à fratura se encontra no Anexo 2 e os valores médios e seu respectivo desvio-padrão estão na Tabela 7.

Tabela 7: Valores médios de Tenacidade à Fratura para cada material e seu respectivo desvio-padrão.

	Dente	Interface	Compósito	Resina Epóxi	Adesivo
<b><math>K_{IC}</math> (MPa<math>\sqrt{m}</math>)</b>	1,19	0,52	0,67	0,73	0,22
<b>Desvio-Padrão</b>	0,31	0,17	0,14	0,1	0,15

Os gráficos das Figuras 44 a 48 mostram as curvas características para cada tipo de material ensaiado.



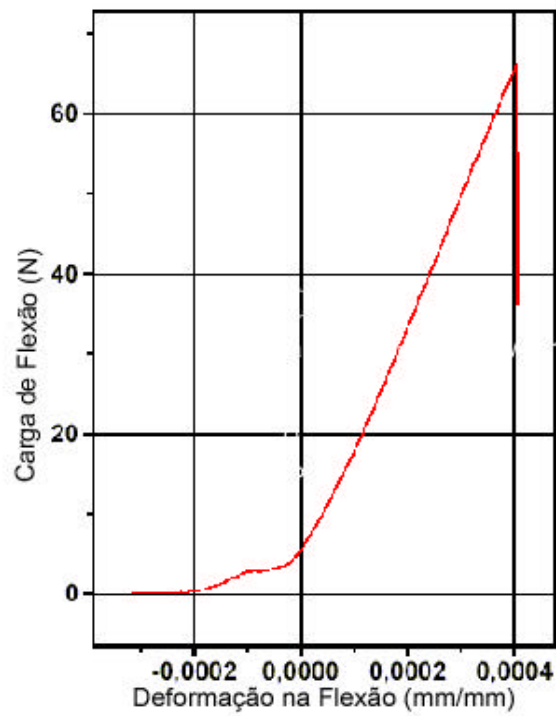


Figura 44: Curva representativa do ensaio de tenacidade à fratura do dente.

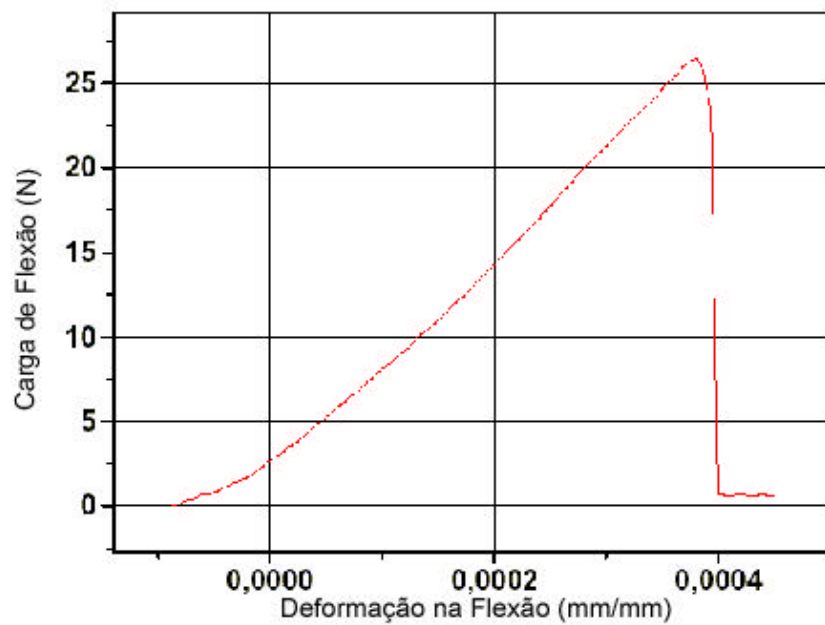


Figura 45: Curva representativa do ensaio de tenacidade à fratura da interface.

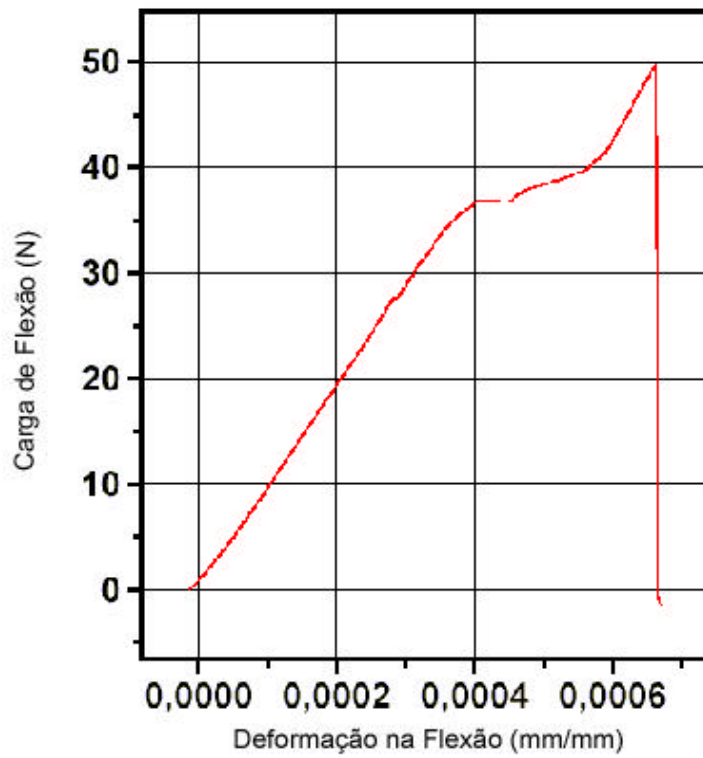


Figura 46: Curva representativa do ensaio de tenacidade à fratura do compósito.

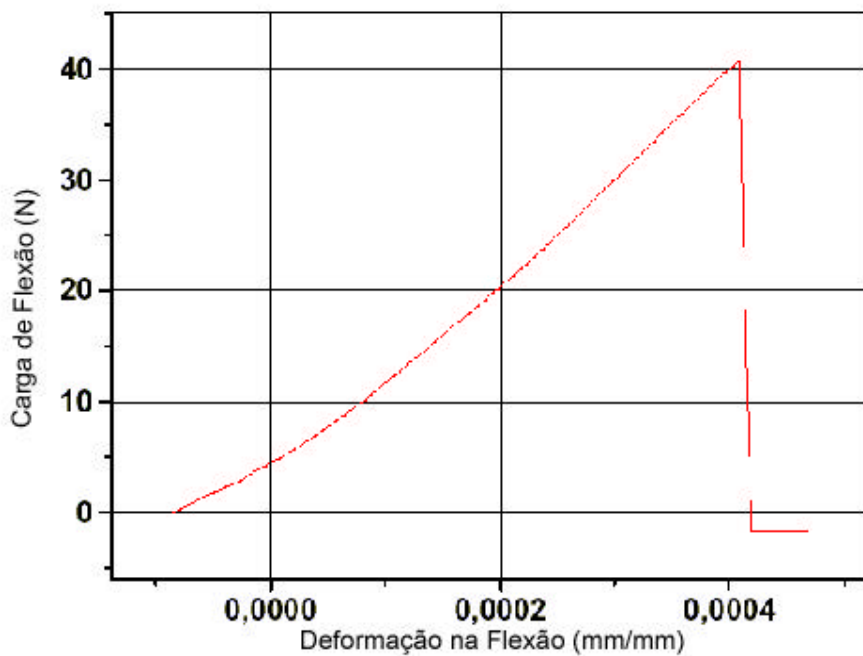


Figura 47: Curva representativa do ensaio de tenacidade à fratura da resina epóxi.

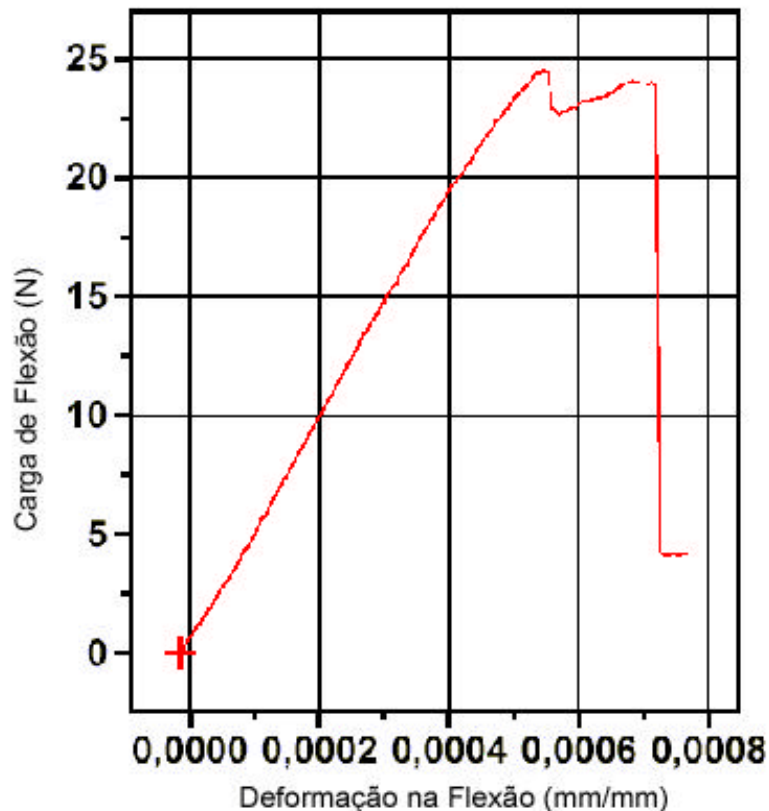


Figura 48: Curva representativa do ensaio de tenacidade à fratura do adesivo.

#### 5.4 DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO DENTE RESTAURADO – ANÁLISE POR MEF

As Figuras 49 e 50 mostram respectivamente a distribuição do campo de tensões através do critério de von Mises (MPa) para um dente com preparo cavitário apresentando paredes convergentes (Grupo 1) e paredes paralelas (Grupo 2) simulando uma adesão perfeita entre o dente e o compósito. Neste modelo foi considerado um carregamento mecânico de 300N simulando um contato oclusal favorável, onde a força resultante é dirigida através do longo eixo do dente (*contato fisiológico*). Os vetores que representam os locais onde ocorrem a presença de componentes trativas e compressivas em ambos os grupos estão representados pelas Figuras 51 e 52.

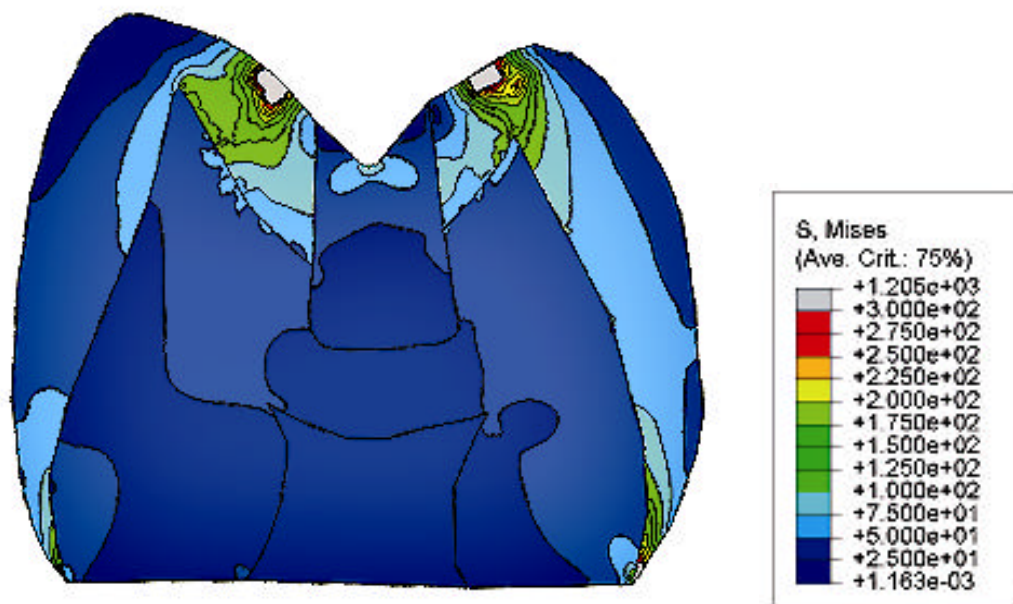


Figura 49: Distribuição de tensões (MPa) pelo critério de von Mises para um modelo com preparo cavitário convergente e contato fisiológico.

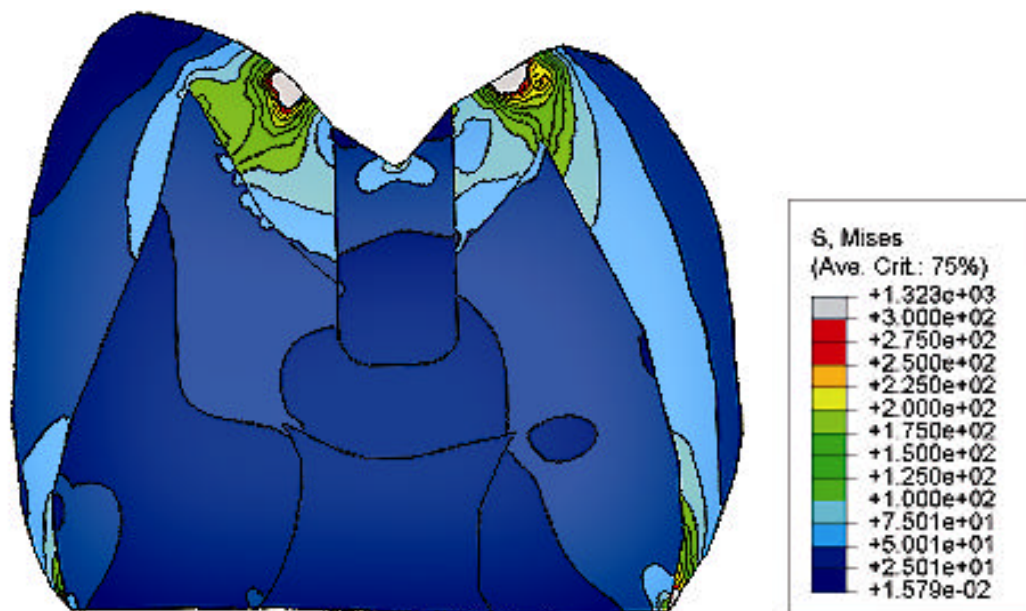


Figura 50: Distribuição de tensões (MPa) pelo critério de von Mises para um modelo com preparo cavitário paralelo e contato fisiológico.

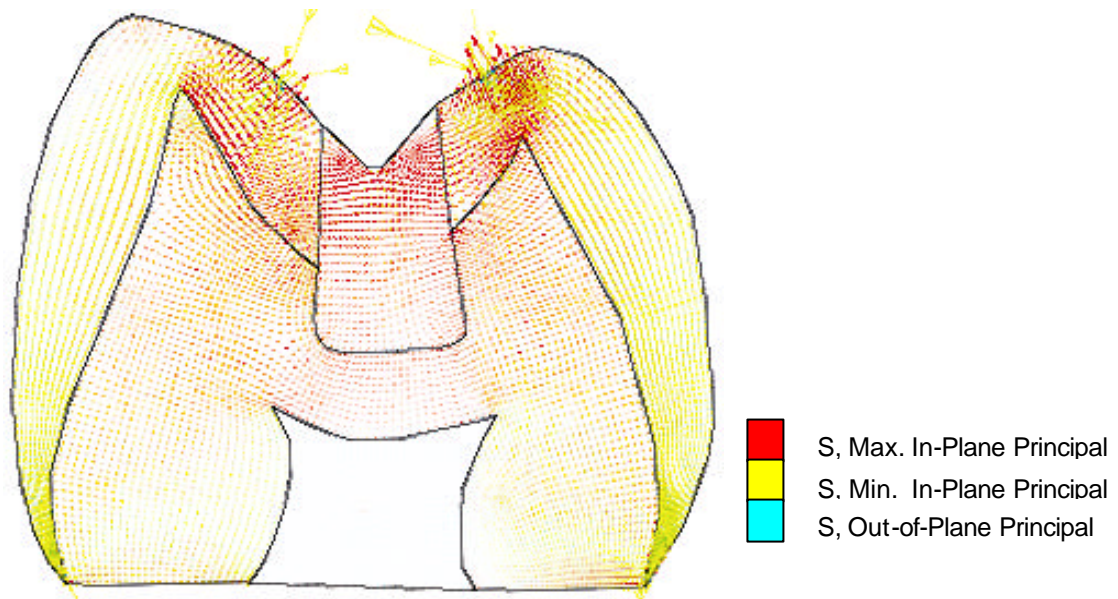


Figura 51: Modelo que representa os vetores das tensões principais em um dente com preparo convergente e simulando contato fisiológico.

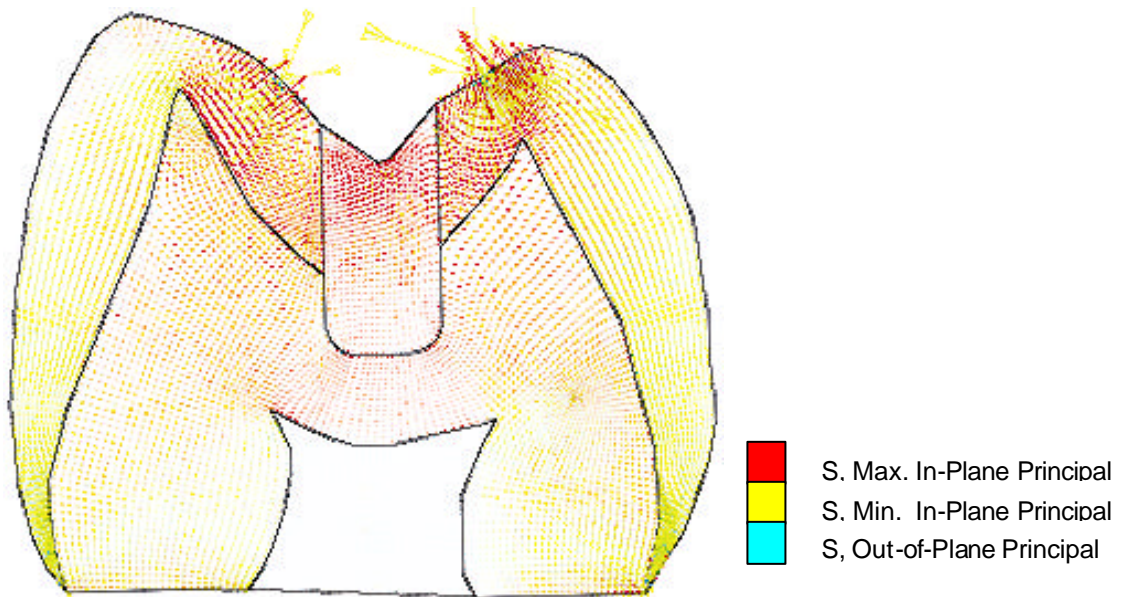


Figura 52: Modelo que representa os vetores das tensões principais em um dente com preparo paralelo e simulando contato fisiológico.

A distribuição do campo de tensões em modelos que simulavam um *contato prematuro*, onde uma carga de 300N foi aplicada na vertente lingual interna nos dois grupos estão representadas pelas Figuras 53 e 54. As Figuras 55 e 56 representam os locais onde ocorreram a presença das componentes trativas e compressivas no Grupo 1 e 2 durante este tipo de carregamento mecânico.

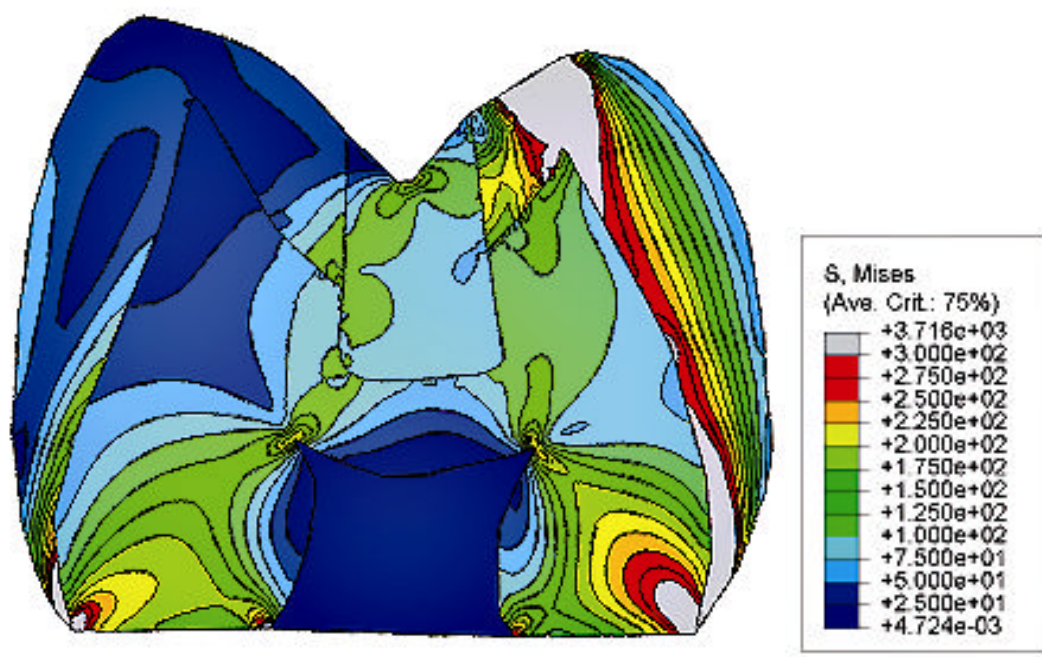


Figura 53: Distribuição de tensões (MPa) pelo critério de von Mises para o modelo com preparo convergente e contato prematuro.

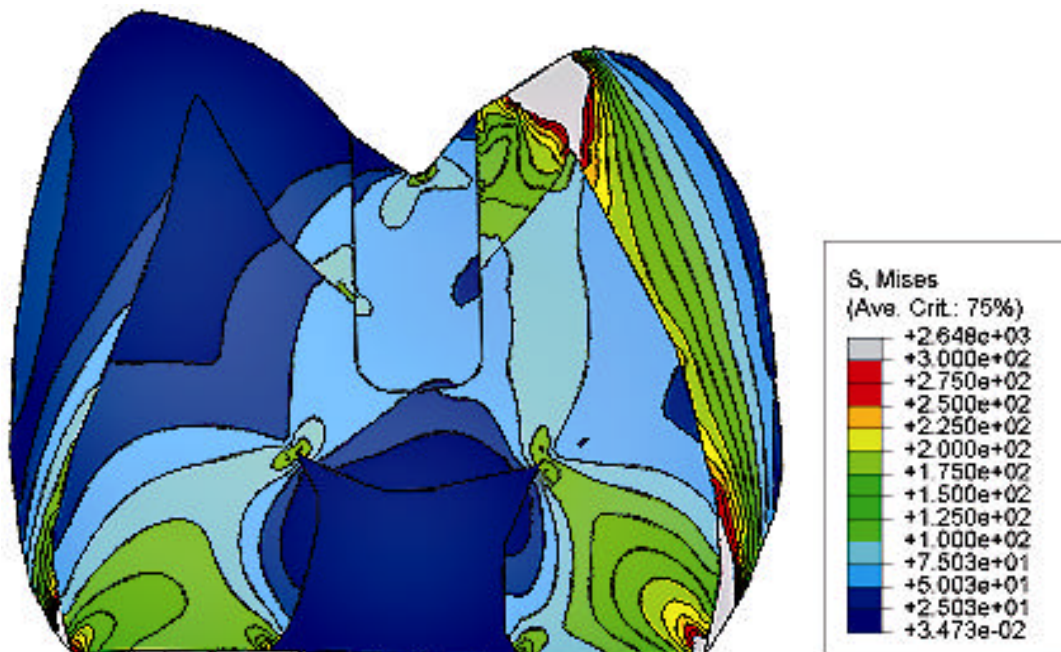


Figura 54: Distribuição de tensões (MPa) pelo critério de von Mises para o modelo com preparo paralelo e contato prematuro.

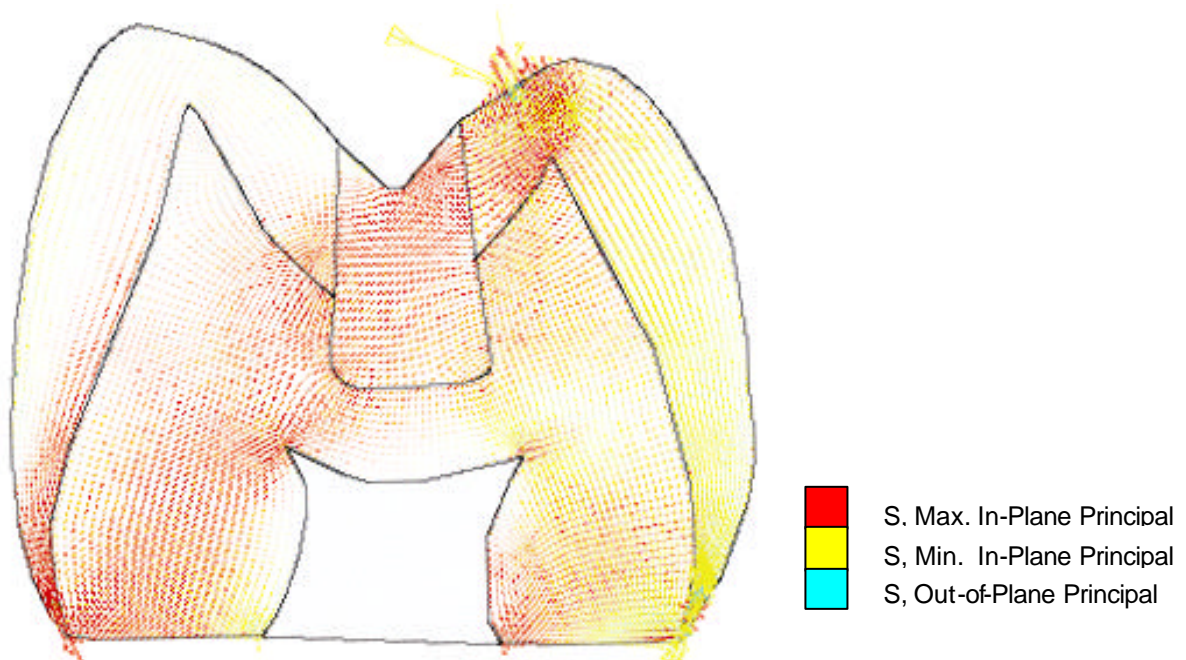


Figura 55: Modelo que representa os vetores das tensões principais em um dente com preparo convergente e simulando contato prematuro.

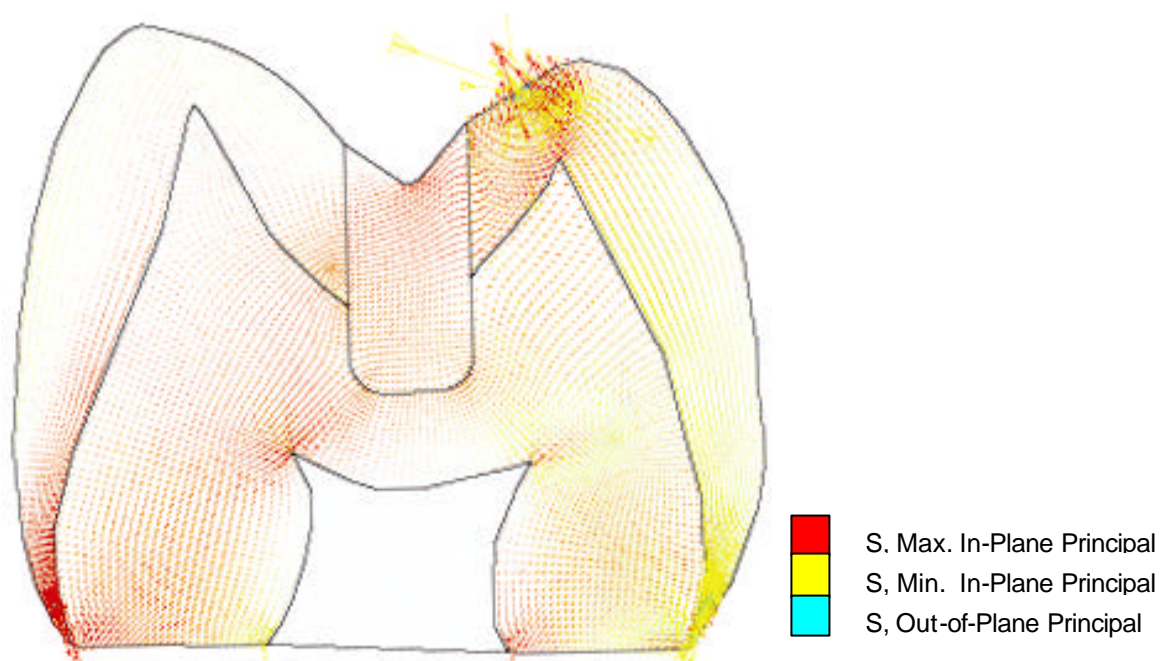


Figura 56: Modelo que representa os vetores das tensões principais em um dente com preparo paralelo simulando contato prematuro.

A distribuição do campo de tensões em modelos do Grupo 1 e 2 que simulavam a presença de defeitos pontiagudos na região de interface com comprimento médio e localização pré-estabelecidos *in vitro*, pode ser observada nas Figuras 57 e 58 após serem submetidos a um carregamento do *tipo fisiológico*.



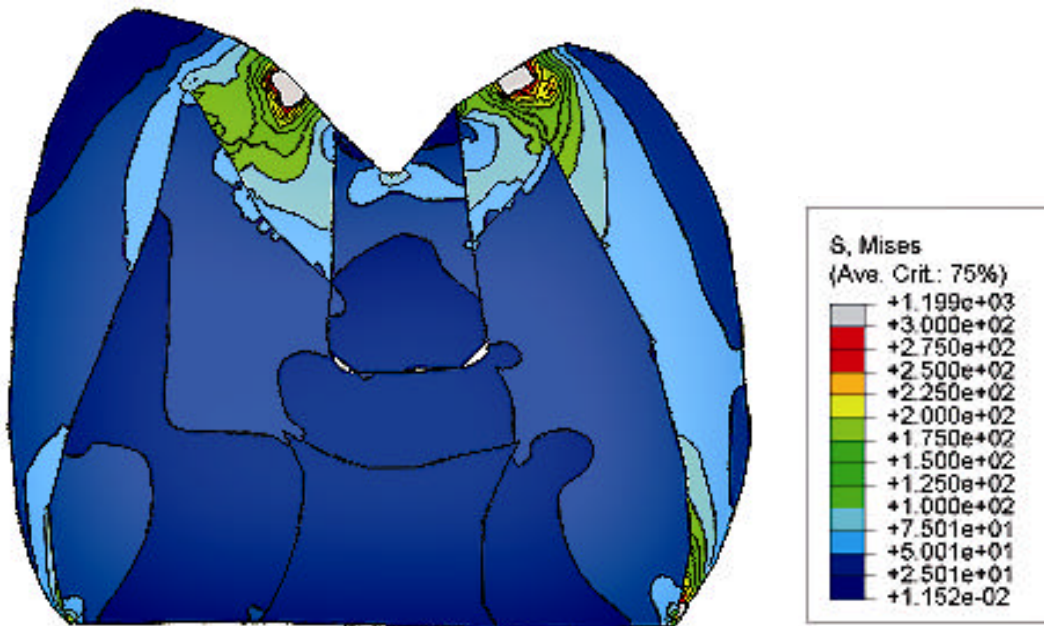


Figura 57: Distribuição de tensões (MPa) pelo critério de von Mises para o modelo com preparo convergente apresentando defeitos na região de dentina e contato fisiológico.

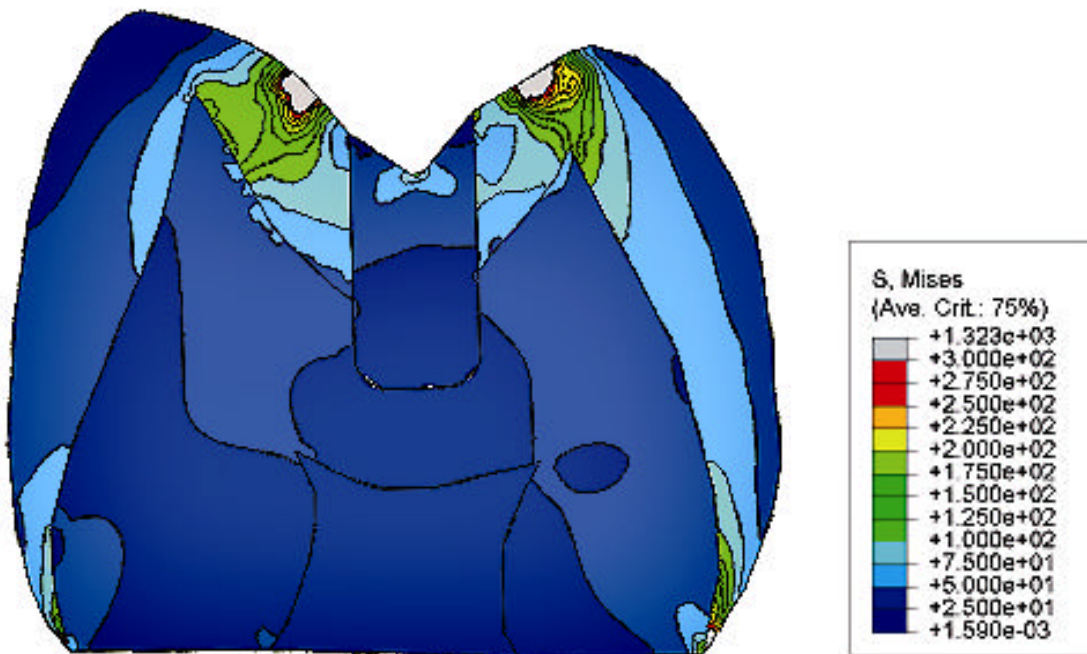


Figura 58: Distribuição de tensões (MPa) pelo critério de von Mises para o modelo com preparo paralelo apresentando defeitos na região de dentina e contato fisiológico.

Os vetores que representam os locais preferenciais para a ocorrência de componentes trativos e compressivos para ambos os grupos estão representados pelas Figuras 59 e 60.

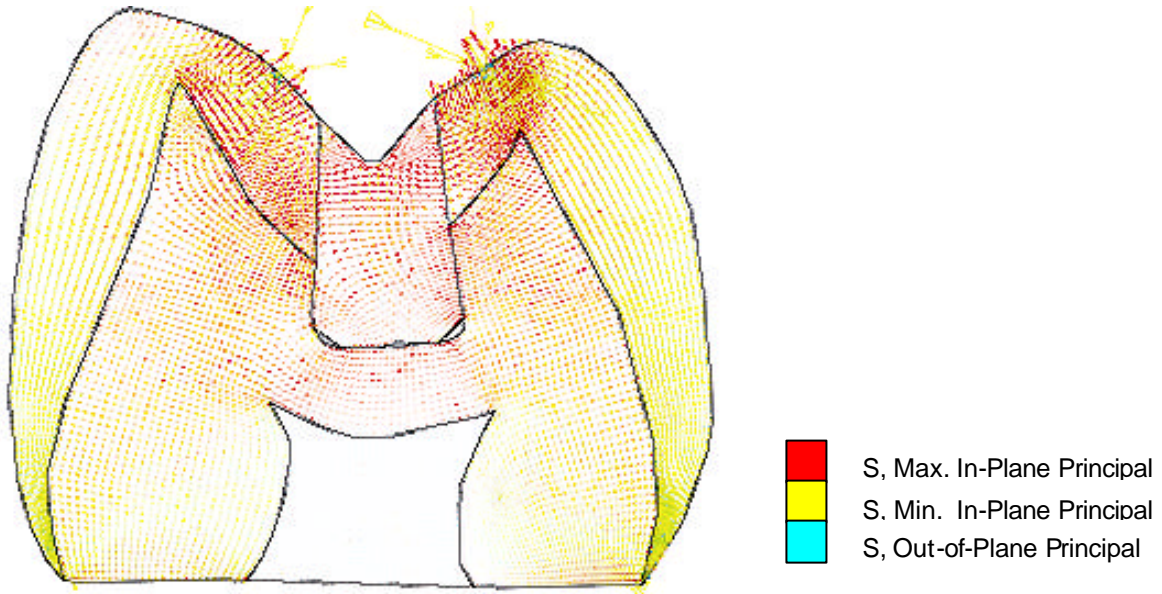


Figura 59: Modelo que representa os vetores das tensões principais em um dente com preparo convergente apresentando defeitos na região de dentina e simulando contato fisiológico.

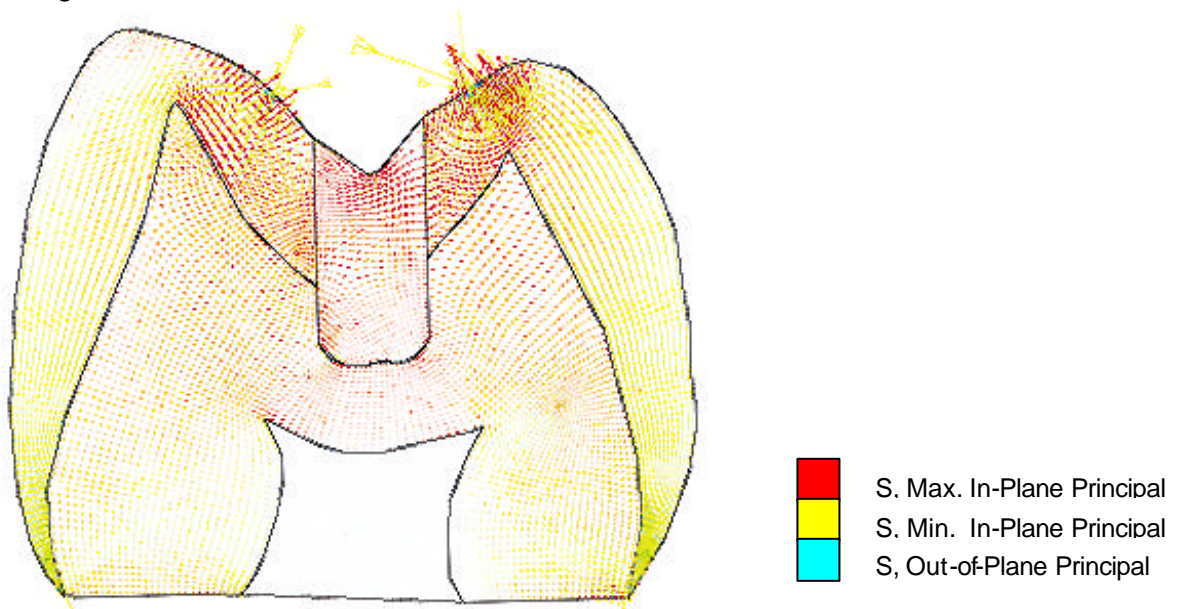


Figura 60: Modelo que representa os vetores das tensões principais em um dente com preparo paralelo apresentando defeitos na região de dentina e simulando contato fisiológico.

Estes modelos também foram submetidos a um *carregamento prematuro* e a análise do campo de tensões pode ser feita através das Figuras 61 e 62. Os componentes trativos e compressivos podem ser verificados nas Figuras 63 e 64.

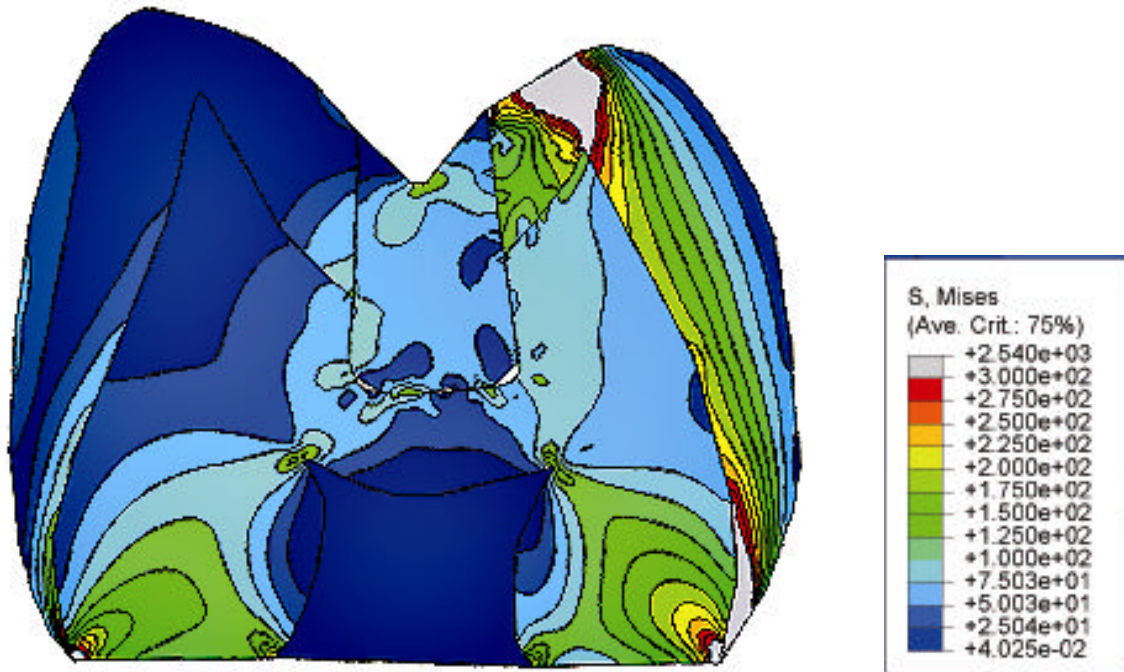


Figura 61: Distribuição de tensões (MPa) pelo critério de von Mises para o modelo com preparo convergente apresentando defeitos na região de dentina e contato prematuro.

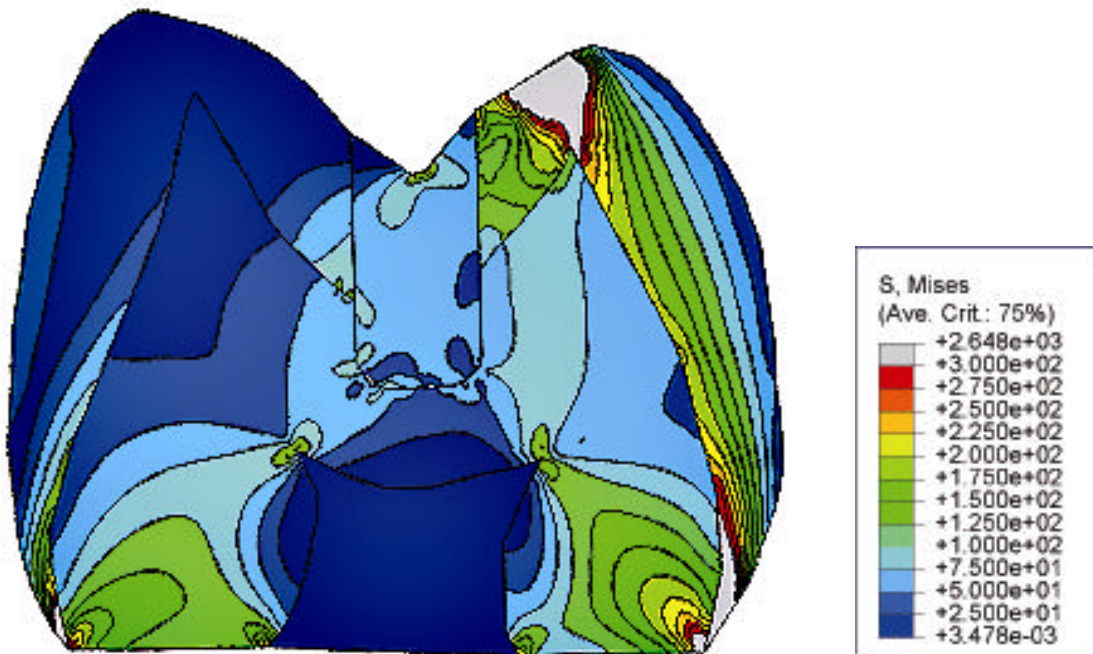


Figura 62: Distribuição de tensões (MPa) pelo critério de von Mises para o modelo com preparo paralelo apresentando defeitos na região de dentina e contato prematuro.

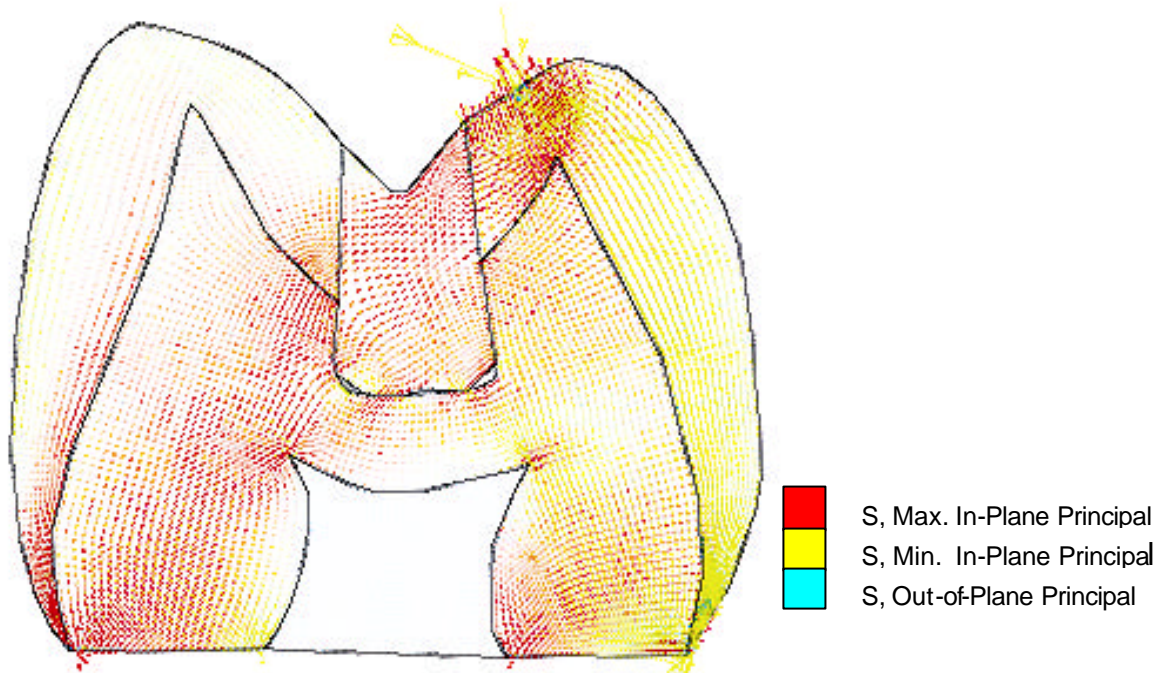


Figura 63: Modelo que representa os vetores das tensões principais em um dente com preparo convergente apresentando defeitos na região de dentina e simulando contato prematuro.

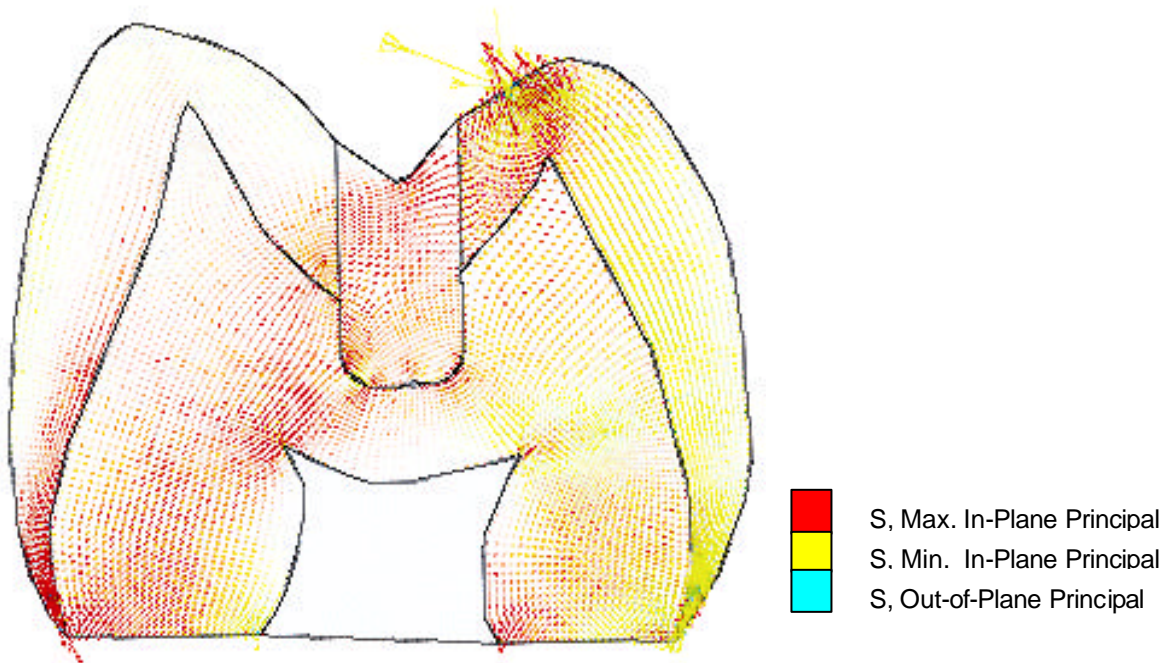


Figura 64: Modelo que representa os vetores das tensões principais em um dente com preparo cavitário paralelo apresentando defeitos na região de dentina e simulando contato prematuro.

## 5.5 ANÁLISE FRACTOGRÁFICA (MEV)

As Figuras 65, 66 e 57 foram obtidas através de Microscopia Eletrônica de Varredura.

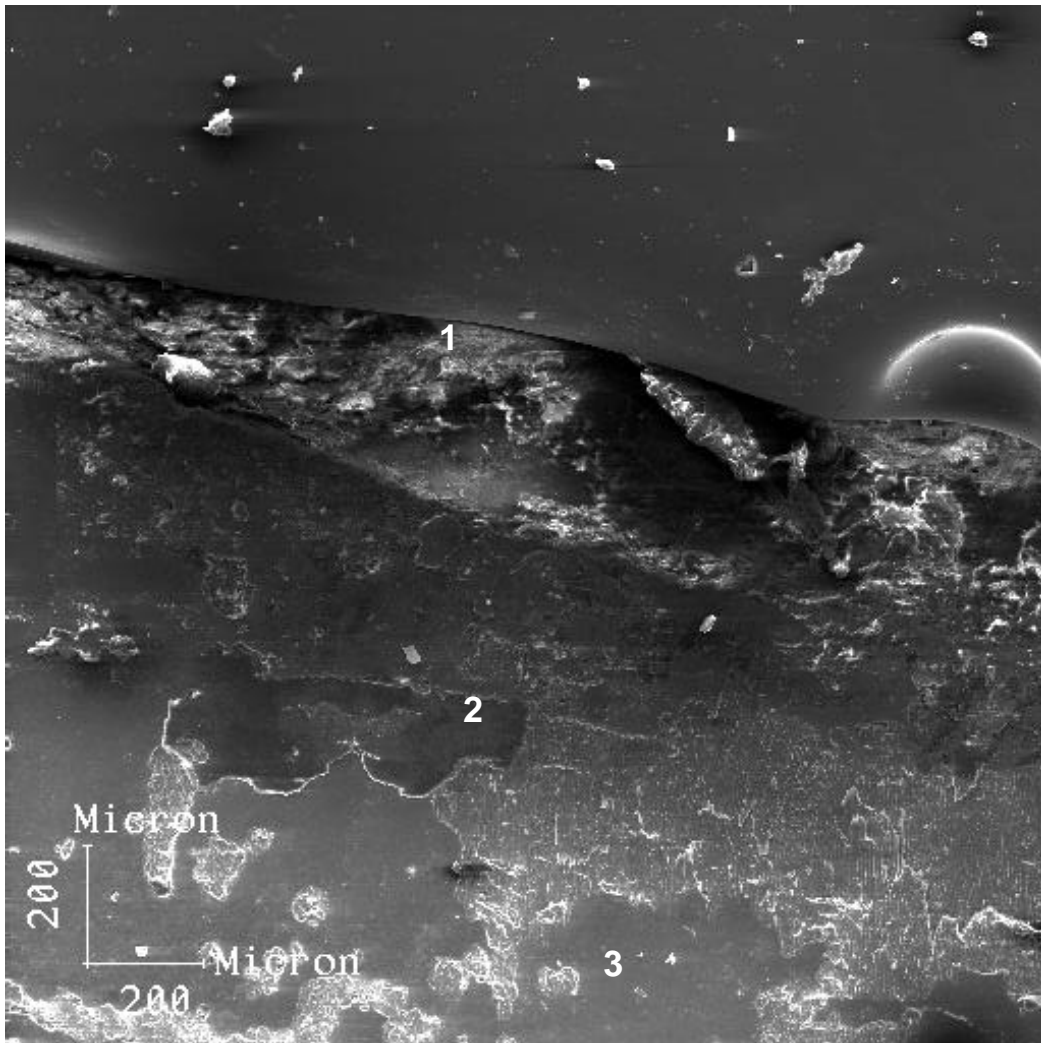


Figura 65: Superfície de fratura da região de interface do sistema dente/restauração mostrando o entalhe (1) e a superfície de dentina (2) praticamente coberta pelo material adesivo (3). Imagem com aumento de 50X.

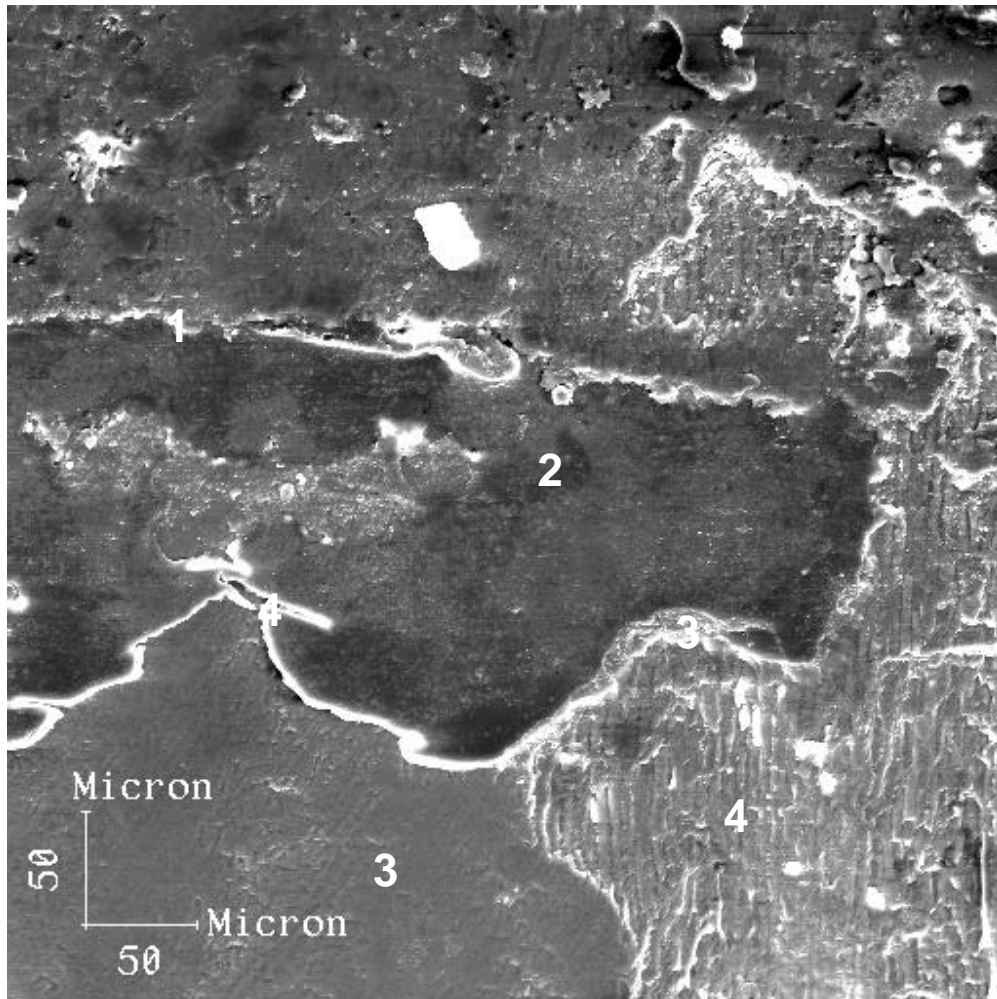


Figura 66: Superfície de fratura da região de interface do sistema dente/restauração mostrando o limite do entalhe que foi confeccionado com gilete (1), parte da superfície de dentina (2), material adesivo (3) e compósito (4). Imagem com aumento de 50X.

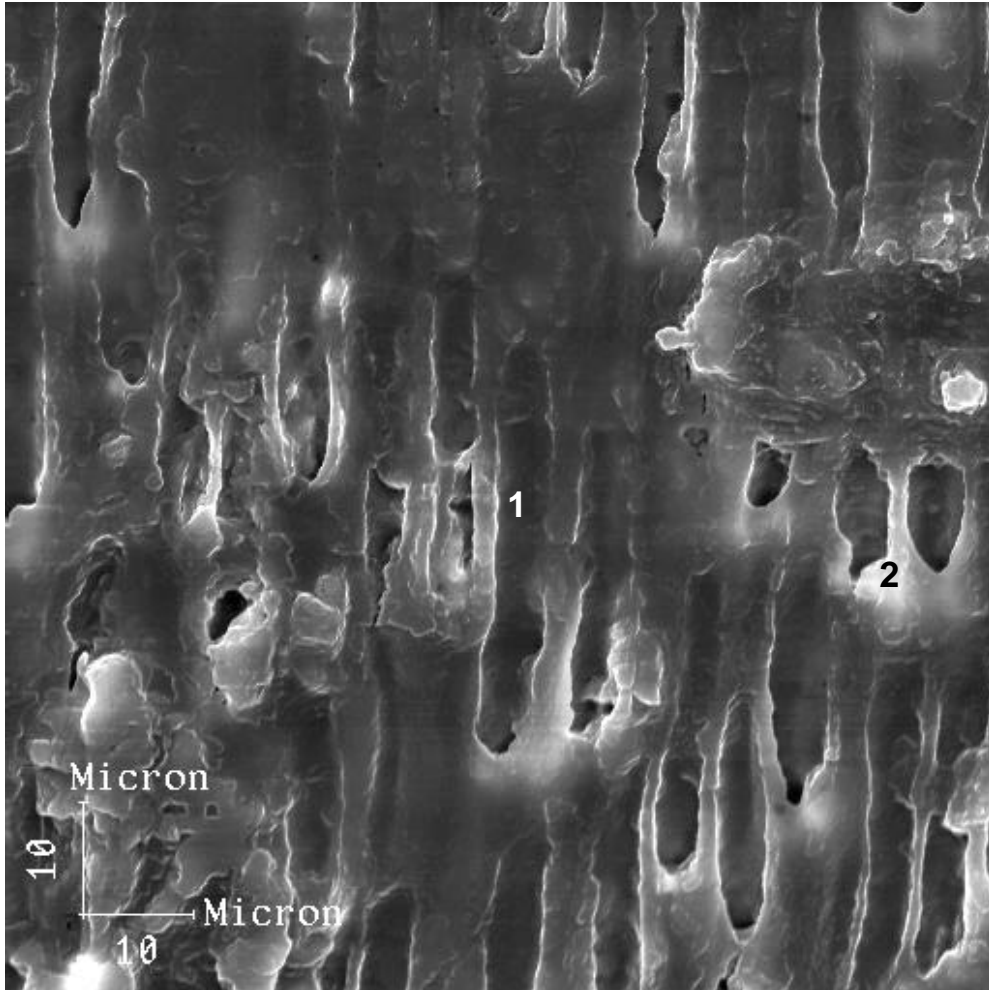


Figura 67: Túbulos dentinários (1) apresentando fragmentos de material adesivo (2) em seu interior após fratura. Imagem com aumento de 1000X.

## 5.6 COMPRIMENTO CRÍTICO ( $a_{CR}$ ) PARA OS DEFEITOS

Utilizando-se a Equação (25) da Mecânica da Fratura Linear Elástica (MFLE), foi possível calcular o tamanho de defeito crítico.

$$a_{CR} = \frac{K_{IC}^2}{Y^2 S^2 p} \quad \text{Eq. (25)}$$

Onde: Y = Fator de forma (considerando-se arbitrariamente o valor =1)

$\pi$  = Constante matemática (3,14)

$a_{CR}$  = Comprimento crítico para o defeito

$K_{IC}$  = Valor de Tenacidade à Fratura (valores experimentais da Tabela 5)

$\sigma$  = Tensão máxima local (critério de von Mises)

Obteve-se para cada região onde os defeitos foram encontrados o valor referente ao seu comprimento crítico (mm) considerando-se o valor da tensão de tração máxima local. Estes valores estão listados na Tabela 8.

Tabela 8: Resultados obtidos para o comprimento crítico dos defeitos em cada região, considerando-se como defeito tipo passante.

		GRUPO 1			GRUPO 2		
		PP	AVP	ALP	PP	AVP	ALP
<b>Contato Fisiológico</b>	$S_{\text{von Mises}}$ (MPa)	25	50	50	25	25	25
	$a_{CR}$ (mm)	0,14	0,034	0,034	0,14	0,14	0,14
	$\bar{a}$ (mm)	0,33	0,33	0,36	0,23	0,24	0,20
<b>Contato Prematuro</b>	$S_{\text{von Mises}}$ (MPa)	125	125	125	100	100	100
	$a_{CR}$ (mm)	0,0055	0,0055	0,0055	0,0086	0,0086	0,0086
	$\bar{a}$ (mm)	0,33	0,33	0,36	0,23	0,24	0,20

Os valores obtidos acima são referentes aos defeitos considerados do tipo passante. Para estimar os valores de comprimento crítico quando considerando do tipo elíptico embebido utilizou-se a Equação (26) e os resultados estão listados na Tabela 9.

$$a_{CR} = \frac{K_{IC}^2}{S^2 (2/p)^2 p} \quad \text{Eq. (26)}$$



Tabela 9: Resultados obtidos para o comprimento crítico dos defeitos em cada região, considerando-se como defeito do tipo elíptico embebido.

		GRUPO 1			GRUPO 2		
		PP	AVP	ALP	PP	AVP	ALP
<b>Contato Fisiológico</b>	$S_{\text{von Mises}}$ (MPa)	25	50	50	25	25	25
	$a_{\text{CR}}$ (mm)	0,34	0,18	0,18	0,34	0,34	0,34
	$\bar{a}$ (mm)	0,33	0,33	0,36	0,23	0,24	0,20
<b>Contato Prematuro</b>	$S_{\text{von Mises}}$ (MPa)	125	125	125	100	100	100
	$a_{\text{CR}}$ (mm)	0,013	0,013	0,013	0,021	0,021	0,021
	$\bar{a}$ (mm)	0,33	0,33	0,36	0,23	0,24	0,20

## 6. DISCUSSÃO

### 6.1 CONFECÇÃO DO PREPARO CAVITÁRIO

Atualmente, com o surgimento de modernos sistemas adesivos, alguns autores vêm sugerindo que a necessidade de confecção de retenção mecânica num preparo cavitário se tornou de menor importância ou até mesmo deve ser eliminada (MAIA e PEREIRA, 2003). Isto porque os novos materiais utilizados em restaurações têm apresentado resistência de adesão ao dente considerada suficiente para garantir a integridade da restauração durante sua função mastigatória normal.

Porém, para aumentar a durabilidade da restauração, durante a confecção do preparo cavitário, alguns autores sugerem que se mantenha um paralelismo entre as paredes axiais do preparo cavitário (SALLES *et al*, 1999). Já CHARBENEAU (1991) indica uma ligeira convergência das paredes vestibular e lingual para garantir, além do fenômeno de adesão, uma forma mais retentiva à cavidade baseada em seu aspecto geométrico (LUESCHER *et al*, 1977), objetivando aumentar sua longevidade clínica.

Neste estudo, optou-se pela confecção de restaurações tipo classe I com duas geometrias diferentes: paredes axiais levemente convergentes ( $\cong 5^\circ$ ) e paralelas ao longo eixo do dente. Assim, foi possível observar a integridade de suas margens (incidência e localização de defeitos na região de interface) e seu comportamento quando submetido ao carregamento mecânico considerado normal (fisiológico) ou na presença de algum contato prematuro. Os preparos cavitários tiveram suas dimensões padronizadas seguindo a metodologia descrita no item 4.2.4.1.

### 6.2 PROCEDIMENTOS RESTAURADORES

Por se tratar de restaurações tipo classe I em dentes posteriores optou-se pela utilização de um material compósito com partícula de carga híbrida (tamanho médio: 0,1-4 $\mu$ m) devido a sua alta concentração de partículas de carga inorgânica (volume de 60-65% e peso de 75-80%), que conferem ao material resistência mecânica entre 300 e 350 MPa. Portanto, trata-se de um material indicado para restaurações em dentes posteriores (ANUSAVICE, 1998), visto que, durante a mastigação há maior magnitude das forças de oclusão que atuam na região dos molares (HOWELL e BRUDEVOLD, 1950). Além disso, quando se trata de alimentos de maior dureza essas forças tem atuação predominante na área de primeiro e segundo pré-molar (OKESON, 1992).

Quando o preparo cavitário é conservador quanto às suas dimensões, durante o processo restaurador esta cavidade poderá ser preenchida por um único incremento de material compósito. Já quando a cavidade é mais extensa, o mais indicado é a inserção do material restaurador por incrementos de forma oblíqua e que não devem exceder 2 mm de espessura. Este procedimento visa a redução das tensões originadas pela contração de polimerização (CONCEIÇÃO, 2000). Esta contração de polimerização dá origem às tensões residuais ao longo de toda interface (VERSLUIS *et al.*, 2004; TANTBIROJN *et al.*, 2004) que poderiam se somar às tensões locais resultantes do efeito do carregamento mecânico mastigatório. Além disso, a inserção em um único incremento poderia facilitar a ocorrência de defeitos na interface (BAUSH, 1982), como previsto pela análise do Fator C (Cavity Design Factor). Este fator é obtido através da divisão do número de paredes dentinárias unidas ao material restaurador pelo número de faces do mesmo material que está livre de união (PERDIGÃO *et al.*, 1996; YOSHIKAWA *et al.*, 2001; PRICE *et al.*, 2003; BARINK *et al.*, 2003).

Neste estudo optou-se pela inserção do material restaurador, utilizando-se a espátula para compósitos nº5 (American Eagle-Composite), em incrementos oblíquos visando a diminuição do efeito da contração de polimerização. Além de ter reproduzido a anatomia da superfície oclusal do dente.

Todos os procedimentos restauradores foram realizados por um mesmo operador, permitindo assim, um máximo de coincidências operatórias e um mínimo de falhas não controláveis. É importante observar que durante o estudo os dentes foram mantidos hidratados, evitando-se assim alterações estruturais e mantendo-se tanto quanto possível suas propriedades físicas e mecânicas (ABDALLA e DAVIDSON, 1993; CARRACHO *et al.*, 1991).

### 6.3 AVALIAÇÃO DA INTEGRIDADE MARGINAL

Um dos critérios utilizado para avaliar clinicamente o desempenho de uma restauração dentária é a integridade de suas margens. Sua manutenção é essencial ao sucesso dessas restaurações e suas causas de falha vêm sendo estudadas por diversos autores (HEYMAN *et al.*, 1991; MASON e FERRARI, 1994; LOUGUERCIO *et al.*, 2000).

Dentre as principais causas de aparecimento de defeitos na região interface destacam-se: o tipo de material restaurador utilizado, a técnica de inserção do material empregada, a contração de polimerização, a força de adesão inicial do adesivo com a

estrutura dentária, a configuração do preparo cavitário e o carregamento mecânico cíclico que a restauração será submetida no meio bucal (MOGI, 1982; HINOURA *et al.*, 1988; GUNADI e NAKABAYASHI, 1997; SAMPAIO FILHO, 2001, 2003).

Existem fatores que estão relacionados diretamente ao paciente, como por exemplo: o meio bucal corrosivo (BADER *et al.*, 1993) que atua preferencialmente na interface do sistema dente/restauração por este apresentar maior sensibilidade aos ataques químicos que o dente ou o corpo da restauração (MJÖR, 1998); fatores biológicos, como a presença de microrganismos específicos; alterações de temperatura no meio bucal (não existe até o momento um material com o coeficiente de dilatação térmica linear semelhante ao dente) e suas constantes alterações levam à contração e dilatação do dente e da restauração de maneira diferenciada, provocando um aumento das tensões na interface das restaurações (ASMUSSEN, 1974; MICHAILESCO *et al.*, 1995).

Estes fatores não estão presentes neste caso, por se tratar de um estudo *in vitro* e o enfoque principal ser o efeito da configuração do preparo cavitário com relação à incidência e localização de defeitos na interface. Contudo, sabemos que as modificações do meio bucal podem contribuir para o insucesso das restaurações (LEFORESTIER *et al.*, 2002).

### 6.3.1 CATEGORIZAÇÃO EM ESCORES

Com o objetivo de analisar a integridade marginal da interface restaurada, esta foi categorizada utilizando o grau de penetração de corante na interface do sistema dente/restauração. Assim, foi possível estabelecer uma classificação por escores. Foi utilizado o corante azul de metileno 2% durante 24 horas, como proposto por alguns autores (ABDALLA e DAVIDSON, 1996; SAMPAIO FILHO, 2001). Na literatura, existem estudos que preconizam a utilização de solução de nitrato de prata a 50% como corante, afirmando que este possui maior difusão e fixação nos tecidos dentais (NAKABAYASHI e PASHLEY, 2000; CAPEL CARDOSO *et al.*, 2002; BADINE e ARAUJO, 2003). Porém, seu uso apresenta as mesmas restrições que qualquer outro corante, que são: resultados subjetivos e a destruição do corpo de prova para sua posterior análise (ALANI e TOH, 1997).

Apesar da possibilidade de ocorrer manchamento superficial após o seccionamento das amostras devido ao uso do corante azul de metileno (NAKABAYASHI

e PASHLEY, 2000), este fato não foi observado neste estudo, o que possibilitou a realização das análises e a categorização em escores do grau de penetração do corante.

Os resultados quanto ao grau de penetração de corante obtidos neste trabalho estão de acordo com os dados da literatura, onde o sucesso da vedação marginal em esmalte é ressaltado (BUONOCORE, 1955; BOWEN, 1978; SAMPAIO FILHO, 2003). Analisando-se os resultados da Tabela 3, verificou-se que todas as margens em esmalte obtiveram escore zero, mostrando assim que, na ausência de carregamento oclusal, os materiais compósitos são capazes de conter a infiltração de corantes em sua interface, o que evidencia a boa adesão nessa região.

### 6.3.2 DEFEITOS LOCALIZADOS EM DENTINA

Na região de interface entre o material compósito e a dentina pode-se observar a presença de defeitos que se localizaram na região de ângulo vestibulo-pulpar (AVP), ângulo linguo-pulpar (ALP) e na parede pulpar (PP) para ambos os grupos, conforme mostra Tabela 4.

O aparecimento destes defeitos na região de ângulo pode estar relacionado à geometria deste local. Pelo fato de ser mais irregular e/ou não apresentar um arredondamento ideal, estes locais podem favorecer o aparecimento de tensões de contração de polimerização de maneira mais acentuada (BARINK *et al.*, 2003), além de tornar mais difícil a inserção e acomodação do material restaurador.

Na parede pulpar acredita-se que o aparecimento de defeitos possa estar relacionado diretamente ao efeito da contração de polimerização ou a possibilidade de existir partículas originadas do preparo cavitário de difícil remoção. Estas partículas poderiam interferir no processo de adesão nesta região, já que a geometria deste local apresenta maior regularidade, facilitando a inserção e acomodação do material restaurador.

Estes defeitos podem acarretar em sensibilidade pós-operatória e/ou falha prematura da restauração (BARINK *et al.*, 2003), tendo em vista que os mesmos podem atuar como trincas localizadas.

Do ponto de vista clínico, o comprimento dos defeitos, assim como o valor do raio de curvatura na sua extremidade ( $r$ ) podem ser considerados parâmetros mais importante de avaliação do que o número total de defeitos encontrados (OPDAM *et al.*, 1996). Defeitos que atingem um valor de comprimento considerado crítico e apresentando um

valor de  $r$  que aproxima-se de zero, ou seja, defeitos pontiagudos, quando submetido ao carregamento cíclico mastigatório podem se propagar e levar à fratura catastrófica do material (IMBENI *et al.*, 2003), acarretando em um insucesso clínico. Neste estudo, encontrou-se para o Grupo 1 um valor médio de 0,33mm para o comprimento de defeitos na região do ângulo vestibulo-pulpar (AVP) e parede pulpar (PP) e 0,36mm na região de ângulo línguo-pulpar (ALP). Já para o Grupo 2 os seguintes valores foram encontrados: 0,24mm (AVP), 0,23mm (PP) e 0,20mm (ALP).

A resistência local, após a restauração, poderá ser considerada como sendo a resistência do material adesivo ou da tensão de coesão da interface (dente/restauração) decorrente das contrações de polimerização. Estas contrações podem variar entre 2 e 3% do volume do material adesivo (BAUSH 1982). Assim, as tensões locais poderão atingir ou superar as tensões de resistência local, propiciando o aparecimento de trincas. A propagação destas trincas, dependerá do nível de tensão aplicada ou da possibilidade de crescimento por fatores tais como carregamento cíclico, ou fatores químicos e/ou biológicos que venham a atuar localmente levando ao seu crescimento até que seja atingido um tamanho de trinca crítico para fratura.

Neste estudo a quantificação do comprimento dos defeitos na interface das restaurações foi realizada a partir da análise da mesma superfície do dente que foi utilizada para categorização do grau de penetração de corante em escores. Para tanto, utilizou-se uma lupa estereoscópica com aumento de 5X. IRONSIDE e MAKINSON (1993) mostraram a existência de microporosidades em compósitos quando analisados em aumentos maiores (60X e 240X). Porém, este tipo de análise não influenciaria nos resultados deste trabalho, visto que o objetivo no presente trabalho refere-se à análise de defeitos na região de interface e não no material compósito.

Uma restauração ideal deveria estar livre de porosidades e demais defeitos. No entanto, os resultados clínicos e de estudos *in vitro* demonstram que é praticamente impossível se obter uma restauração totalmente livre de defeitos (OPDAM, *et al.* 2002). Os dados presentes neste trabalho corroboram essa afirmação, pois mesmo seguindo um criterioso protocolo de confecção, apenas uma restauração dentre todas confeccionadas não apresentou defeito na região de interface.

#### 6.4 ANÁLISE DE TENSÕES (MEF)

As análises por métodos de elementos finitos (MEF) possibilitaram a simulação da atuação de um carregamento mecânico nos dentes apresentando diferentes geometrias de preparo cavitário, com e sem defeito na região de interface. Para tanto, dois modelos bidimensionais foram utilizados: um modelo com paredes convergentes (Grupo 1) e outro com paredes paralelas (Grupo 2). Esta metodologia está de acordo com trabalhos propostos por FENNER *et al.*, 1998; AROLA *et al.*, 2001; AUSIELLO *et al.*, 2001; 2002 e BARINK *et al.*, 2003.

As propriedades mecânicas e físicas dos materiais utilizados no modelo foram obtidas na literatura e foi assumido que estes elementos são isotrópicos no que se refere a estas propriedades. Isto pode ser considerado como uma simplificação da realidade, particularmente para o esmalte, já que os dados da literatura indicam que o esmalte apresenta propriedades anisotrópicas (BARINK *et al.*, 2003). A dentina e a polpa também já foram consideradas como exibindo comportamento anisotrópico (THRESHER *et al.*, 1973), porém, uma avaliação experimental mostrou que sua anisotropia mecânica era mínima (WATANABE, 1996).

Com o objetivo de estimar a magnitude das tensões resultantes na ponta dos defeitos (trincas) quando submetido ao carregamento mecânico, defeitos pontiagudos com valores de comprimento médio pré-determinados foram modelados de acordo com o seu local de incidência na interface em ambos os grupos.

Os modelos foram submetidos a uma carga simulando um carregamento mecânico mastigatório. Sabe-se através da literatura que as forças máximas de mordida geralmente variam de 244 a 1245N (MOHL *et al.*, 1991). Optou-se por um valor de carga de 300N conforme preconizado por AROLA *et al.* (2001).

As análises por método de elementos finitos utilizando-se o programa ABACUS, permitiram a obtenção dos valores das tensões, entre elas as tensões de von Mises, que representam um critério de escoamento para materiais dúcteis e é uma função dos valores das tensões principais:

$$\frac{\sqrt{2}}{2} \left[ (\mathbf{s}_1 - \mathbf{s}_2)^2 + (\mathbf{s}_2 - \mathbf{s}_3)^2 + (\mathbf{s}_3 - \mathbf{s}_1)^2 \right]^{1/2} \quad \text{Eq. (27)}$$

No presente estudo, como os materiais em questão são frágeis, ele foi utilizado como um critério de tensão máxima num estado de deformação plana, e assim como um critério de tensão crítica ( $\sigma_{CR}$ ).

Inicialmente foram analisados os dois modelos (Grupo 1 e 2) simulando-se uma adesão perfeita entre o dente e o material restaurador (compósito), quando submetidos a um carregamento mecânico resultante de um contato intercuspídeo considerado normal (*contato fisiológico*).

Neste estudo, foi considerada uma inclinação entre as cúspides de 45°, e assim como o carregamento utilizado teve atuação em dois pontos distintos (um na vertente vestibular interna e outro na vertente lingual interna), os modelos consideraram uma componente com intensidade de 150N em cada ponto de contato (Figura 28).

Neste tipo de carregamento (*contato fisiológico*), observou-se, em ambos os grupos, que ao longo da interface na região de dentina houve uma distribuição uniforme das tensões e estas se concentraram exclusivamente nos locais onde a carga foi aplicada, com pouca extensão nas regiões de esmalte e da cervical do dente (Figuras 49 e 50). Analisando-se as Figuras dos vetores (Figuras 50 e 51) observa-se que as componentes de tração também se concentraram preferencialmente nos pontos de aplicação das cargas.

Nestes mesmos modelos, mas modificando-se para um contato do tipo *prematuro*, uma carga de 300N foi aplicada na vertente lingual interna (ambos os grupos). No Grupo 1 foi possível observar uma maior concentração de tensões no ponto de aplicação de carga que se estendia até a região cervical do esmalte na face lingual. E na face vestibular as tensões estão em menor intensidade. Houve também uma concentração de tensões na região de corno pulpar (vestibular e lingual) e na região de ângulo véstíbulo-pulpar e linguo-pulpar da restauração (Figura 53).

Para o Grupo 2, observaram-se tensões que se estendiam do ponto de aplicação da carga até a região cervical, porém com menor intensidade que o Grupo 1. Fato este que pode estar relacionado com a inclinação das paredes do preparo. Verifica-se também uma concentração de tensões na região de corno pulpar (vestibular e lingual) e na região cervical vestibular. Nota-se neste grupo que as tensões não se concentraram na região de ângulo véstíbulo-pulpar e linguo-pulpar da restauração (Figura 54). Através da análise dos vetores observou-se que as componentes de tração estão agrupadas na região cervical vestibular e de corno pulpar vestibular para ambos os grupos (Figuras 55 e 56). Devemos ressaltar que a concentração de tensões na região cervical pode atuar aumentando a



incidência de patologias nesta região, tais como: abrasão e abfração. Nota-se que estas tensões se apresentaram com maior incidência quando o contato foi considerado do tipo *prematuro*.

Modelos apresentando defeitos pontiagudos na região de interface, entre a dentina e a restauração, (Grupo 1 e 2) foram submetidos a um carregamento do tipo *fisiológico*. Pôde-se observar que mesmo apresentando defeitos quando o carregamento é do tipo normal/fisiológico, as tensões se distribuem de maneira similar àquelas do modelo sem defeito (Figuras 57 e 58). As componentes de tração estão concentradas na região de aplicação de carga (Figuras 59 e 60).

Quando esses mesmos modelos (Grupo 1 e 2) foram submetidos a um carregamento do tipo *prematuro* observou-se que os defeitos modelados na região de dentina atuaram como concentradores de tensões e em suas extremidades os valores obtidos foram mais altos (Figura 68 e 69).

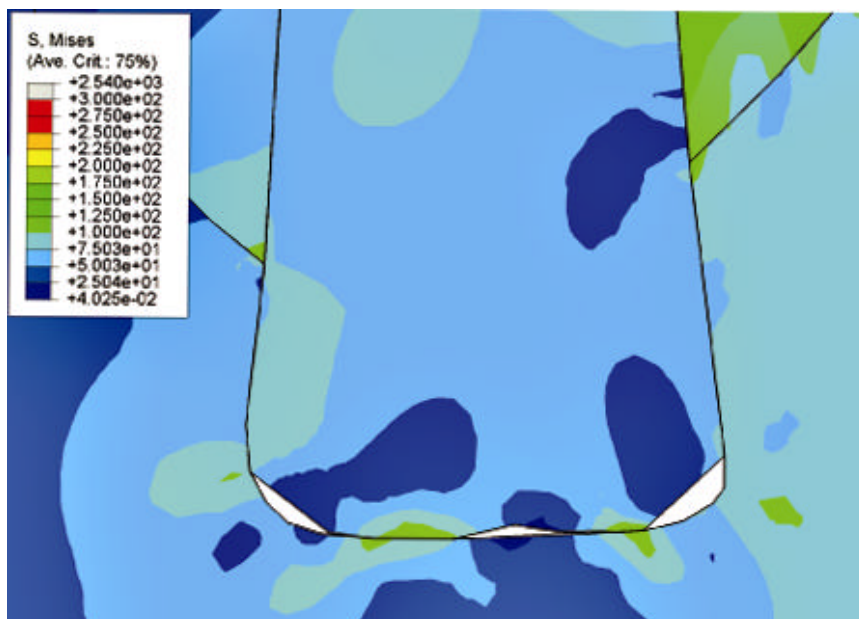


Figura 68: Região mostrando os defeitos modelados em dentes com preparo do tipo convergente quando submetido ao carregamento do tipo prematuro (tensões em MPa).

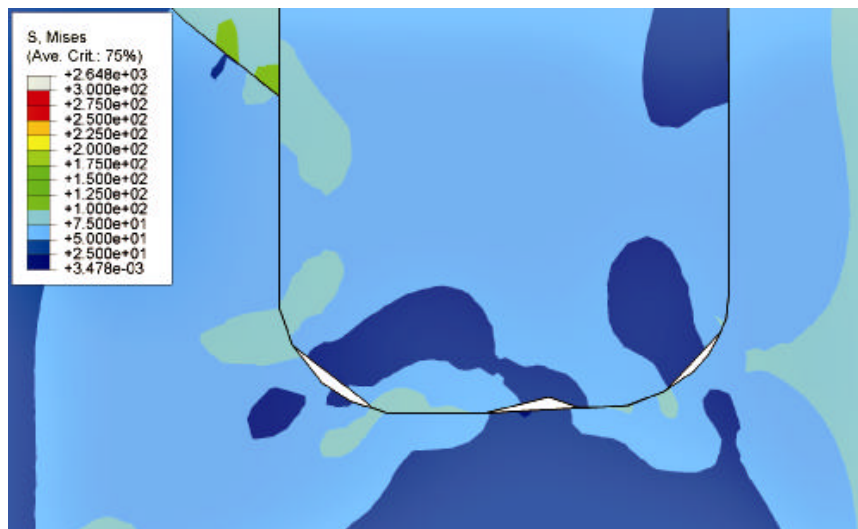


Figura 69: Região mostrando os defeitos modelados em dentes com preparo do tipo paralelo quando submetido ao carregamento do tipo prematuro (tensões em MPa).

## 6.5 AVALIAÇÃO DA TENACIDADE À FRATURA ( $K_{IC}$ )

Para a determinação de valores de  $K_{IC}$  foram observados os procedimentos da norma ASTM E399-83 (1984). Quanto às metodologias utilizadas para confecção dos corpos de prova, no caso de estudos da tenacidade à fratura em dentes, várias são as opções apresentadas na literatura. As amostras para ensaios de flexão em três pontos (LLOYD e ADAMSON, 1987; FERRACANE *et al.*, 1987; DE GROOT *et al.*, 1990; FUJISHIMA *et al.*, 1991; PIDAPARTI, 1993, 1995; TOPARLI e AKSOY, 1998; TIRADO *et al.*, 2001; BONILLA *et al.*, 2003); amostras de tração compacta (EL MOWAFY e WATTS, 1986; KOVARICK *et al.*, 1991, 1993a; 1993b; LIN e DOUGLAS, 1994; KNOBLOCH *et al.*, 2002; KRUZIC *et al.*, 2003; NALLA *et al.*, 2003); amostras tipo “short-rod” (PILLIAR *et al.*, 1986; WANG e PILLIAR, 1989; TAM e PILLIAR, 1993; 1994a; 1994b; 1997; 2000) e amostras de torção dupla (COOK e JOHANNSON, 1987; MONTES e DRAUGHN, 1987; TRUONG e TYAS, 1988).

Por apresentar maior facilidade de confecção dos corpos de prova e execução dos ensaios, optou-se pela realização de ensaios utilizando-se os corpos de prova de flexão em três pontos de secção quadrada. As dimensões da amostra seguiram a norma citada acima.

Com exceção de um único ensaio, todas as fraturas ocorreram na ponta do entalhe/trinca. Estes dados experimentais indicam que a metodologia utilizada na

confeção dos corpos de prova, com inserção do sistema dente/guia de trinca ou dente/guia de trinca/restauração com o preenchimento do molde de silicone com resina epóxi foi bem sucedida. No único caso de falha no ensaio de dobramento fora do entalhe, a fratura se localizou na interface do dente com a resina epóxi de preenchimento, possivelmente devido às falhas na limpeza da superfície de adesão do dente com esta resina.

#### 6.5.1 VALIDAÇÃO DOS ENSAIOS DE $K_{IC}$

De acordo com a Norma utilizada neste estudo (ASTM E399), um estado de deformação plana é obtido quando a espessura do corpo de prova (B) e o tamanho do ligamento (W-a) apresentam um valor maior ou igual a  $2,5(K_Q/\sigma_Y)^2$ . Este valor está associado ao tamanho da zona plástica onde,  $r_p=1/2\pi(K_Q/\sigma_Y)^2$  (EWALDS e WANHILL, 1984), e representa o requisito de que este tamanho da zona plástica deverá ser bem inferior às dimensões do corpo de prova. No presente estudo não foi obtido o valor de  $\sigma_Y$  da dentina e assim não foi possível certificar esta condição a partir dos valores de  $K_Q$  obtidos nos ensaios. Entretanto, os estudos de  $K_{IC}$  realizados por IMBENI *et al.* (2003) relativos à dentina indicam que esta condição estará satisfeita para corpos de prova com espessura de aproximadamente 1,4mm. Considerando-se que os corpos de prova utilizados no presente trabalho apresentam B=6,0mm e (W-a)=3,0mm, é possível considerar que os valores calculados de  $K_Q$  correspondem aos valores de  $K_{IC}$ . Além disso, as análises fractográficas nas superfícies de fratura dessas amostras não revelam a presença de zona plástica na região adjacente ao entalhe.

Tendo em vista que a interface dente/restauração é constituída por materiais com menor capacidade de deformação plástica (o que é corroborado pelas análises fractográficas dessas amostras) é possível afirmar que os valores de  $K_{IC}$  da interface obtidos no presente estudo também são válidos.

Os valores de tenacidade à fratura tanto para materiais frágeis, quanto para materiais dúcteis podem variar substancialmente de acordo com o raio presente na extremidade do defeito/entalhe (RITCHIE *et al.*, 1976; 1978; GRAÇA *et al.*, 1984). Os resultados experimentais apresentados nestes trabalhos mostraram que os valores de tenacidade à fratura aparente ( $K_A$ ) cresce com o raio da ponta da trinca, isto é:  $K_{IC} \propto \rho^{1/2}$ . Porém, existe um valor de  $\rho$  (crítico) abaixo do qual  $K_A$  não mais depende de  $\rho$ , e os seus

valores se situam em torno do valor de  $K_{IC}$  (valor obtido a partir de corpos de prova com trinca de fadiga). Ou seja,  $\rho \leq \rho_C$ ,  $K_A = K_{IC}$ .

A partir de resultados experimentais de amostras com diferentes valores de raio na ponta da trinca ( $\rho$ ) IMBENI *et al.* (2003) estabeleceram graficamente esta relação entre a tenacidade aparente  $K_A$  e  $\sqrt{r}$  para a dentina. Utilizando-se o gráfico proposto por este mesmo autor e considerando-se o valor aproximado de  $\rho=200\mu\text{m}$  na ponta da trinca dos corpos de prova utilizados nos ensaios de tenacidade à fratura dos dentes no presente estudo, obtêm-se um valor calculado de  $K_A = 3,25\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ . Entretanto, os valores experimentais de  $K_{IC}$  obtidos neste trabalho para dentes (Tabela 7) são da ordem de  $1,19\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$  (+/-0,31), bem próximos dos valores de  $K_{IC}$  obtidos por IMBENI *et al.* (2003) para corpos de prova com trinca de fadiga ( $1,79\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$  (+/-0,06)). Assim, é possível considerar que, para as condições de ensaios utilizados no presente estudo, o raio da ponta do entalhe utilizado nos corpos de prova pode ser considerado inferior ao raio crítico, e portanto  $K_A(\rho)=K_{IC}$ .

Quando se trata de ensaios de tenacidade à fratura da interface dente/restauração, resina epóxi, compósito e adesivo, foi possível produzir uma trinca pontiaguda (fio de corte de uma lâmina de gilete) nos corpos de prova (Figura 34), e assim o valor de  $\rho \rightarrow 0$ . Portanto, o raio da ponta da trinca se situa abaixo dos valores de  $\rho$  crítico desses materiais (considerando-se também que estes materiais apresentam menor ductilidade quando comparados com a dentina). Assim, os valores experimentais  $K_A(\rho)$  representam valores válidos de  $K_{IC}$  para estes materiais quanto ao requisito agudeza da ponta da trinca nos corpos de prova.

## 6.5.2 TENACIDADE À FRATURA NA INTERFACE DENTE/RESTAURAÇÃO

O valor médio encontrado neste estudo para a tenacidade à fratura da interface foi de  $0,52 (\pm 0,17)$   $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$  o que está de acordo com os resultados encontrados na literatura, onde se verifica variações na faixa de  $0,45$  a  $0,61$   $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$  (TAM e PILLIAR, 1993; 1994a; 1994b; 1997). Vale ressaltar que nestes estudos foram utilizados diferentes corpos de prova (dimensões, geometria e metodologia de confecção dos cp's).

Também foram realizados ensaios de  $K_{IC}$  em corpos de prova confeccionados em resina epóxi, compósito, adesivo e dente, obtendo os respectivos valores em  $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ :  $0,73 (\pm 0,10)$ ;  $0,67 (\pm 0,13)$ ;  $0,22 (\pm 0,15)$ ;  $1,19 (\pm 0,31)$ . Estes ensaios foram realizados

com o objetivo de certificar se a propagação da trinca estava ocorrendo realmente na região de interface.

Os valores citados acima estão de acordo com os valores encontrados na literatura para ensaios realizados com o mesmo tipo de material. Para o compósito obteve-se valores variando entre 0,7 a 2,1 MPa√m (GOLDMAN, 1985; EL MOWAFY e WATTS, 1986; FERRACANE *et al.*, 1987; PILLIAR *et al.*, 1987; LLOYD e ADAMSON, 1987; KOVARIK *et al.*, 1991; 1993a; 1993b; FUJISHIMA *et al.*, 1996; NALLA *et al.*, 2003) e para o dente de 1,5 a 3,1 MPa√m (EL MOWAFY, 1986; TAM e PILLIAR, 1993; IMBENI, 2003; NALLA, 2003).

## 6.6 ANÁLISE FRACTOGRÁFICA EM MEV

As análises fractográficas em MEV das superfícies de fratura, revelaram que a fratura ocorreu na região de interface do sistema dente/restauração (Figuras 65, 66 e 67).

As análises dessas imagens demonstram que a metodologia de inserção de trinca na interface do sistema dente/restauração desenvolvida nesse trabalho garantiu que a zona de processo para a fratura se localizasse nessa interface. Assim, os resultados de  $K_{IC}$  obtidos experimentalmente nessa região podem ser considerados válidos.

Observando-se as superfícies de fratura da interface verifica-se a presença de fragmentos de dentina, adesivo e/ou material compósito, o que seria indicativo de propagação da trinca ocorrendo nestas três estruturas. Realizando o mesmo tipo de análise LEFORESTIER *et al.* (2002) encontraram fractografias com estas mesmas características.

## 6.7 COMPRIMENTO CRÍTICO ( $a_{cR}$ ) PARA OS DEFEITOS

Com a obtenção dos valores das tensões de von Mises ( $\sigma_{cr}$ ) utilizando-se as análises por MEF e fazendo-se uso do valor de tenacidade à fratura ( $K_{IC}$ ) da interface do sistema dente/restauração foi possível calcular o comprimento crítico ( $a_{cR}$ ) para os defeitos localizados na região de interface, quando submetido a um específico tipo de carregamento mecânico. No modo I de carregamento para trincas de diferentes formas, orientações e posições, o parâmetro K pode ser expresso pela seguinte fórmula:

$$K_{IC} = Y S_{CR} (pa)^{1/2} \quad \text{Eq. (28)}$$

Onde:  $Y$  = Fator de forma  
 $\pi$  = Constante matemática

Os resultados obtidos utilizando-se a Equação (28) estão listados na Tabela 8, (neste caso arbitrariamente considerando-se o valor de  $Y=1$ ). Observa-se que o valor do comprimento crítico encontrado em ambos os grupos, independentemente da sua localização, foi inferior ao comprimento médio encontrado na análise quantitativa *in vitro*, até mesmo para os casos em que se considera um carregamento do tipo fisiológico.

Porém, quando é utilizada a Equação (28) para se obter o comprimento crítico está implícito que o defeito (trinca) é do tipo passante. Entretanto, é sabido que, pelo fato dos defeitos em questão ocorrerem na interface do sistema dente/restauração e/ou regiões de ângulo, estas trincas são descontinuidade internas. Portanto, este tipo de defeito poderia ser considerado como do tipo elíptico embebido (EWALDS e WANHILL, 1986). Sendo assim, a equação a ser utilizada para obtenção do valor do comprimento crítico do defeito nestas condições é a seguinte:

$$K_{IC} = \frac{2}{p} s \sqrt{pa} \quad \text{Eq. (29)}$$

Os valores de trincas críticas obtidos utilizando-se esta equação estão listados na Tabela 9. Observa-se que mesmo quando se considera o defeito (trinca) do tipo elíptico embebido e um contato do tipo *prematuro*, o valor encontrado para o comprimento crítico desses defeitos continuam sendo menores que o comprimento médio quantificado nas análises *in vitro*. Porém, quando o contato foi considerado do tipo *fisiológico*, o Grupo 2 (paredes paralelas) apresentou *in vitro* tamanhos de defeitos menores que o tamanho de defeito crítico obtido e portanto seriam inócuos a esse tipo de carregamento mecânico. Já no Grupo 1 (paredes convergentes) quando submetido a este mesmo tipo de carregamento apresentaria fratura dos defeitos localizados no ângulo vestibulo-pulpar e ângulo línguo-pulpar.

No caso dos dentes que apresentaram *in vitro* defeitos com comprimento maior que o comprimento crítico, quando submetidos ao carregamento mecânico utilizado neste estudo fraturariam. Entretanto, este fato não é observado clinicamente, principalmente por se tratar de uma restauração do tipo classe I, onde o preparo cavitário realizado é o mais conservador possível (menor quantidade de material removido) numa tentativa de manter ao máximo a estrutura dentária sadia.

Estas diferenças entre os tamanhos de defeitos críticos calculados no presente modelo e aqueles encontrados nos registros clínicos se devem a diversos fatores: (1) O tipo de carregamento utilizado neste estudo poderá não corresponder às cargas efetivas que se desenvolvem durante a mastigação; (2) O raio de curvatura na extremidade de defeitos verdadeiros ( $r$ ) poderão ser bem maiores do que aqueles utilizados no modelado em MEF, para o qual foi utilizado um valor de  $r$  tendendo a zero (pontagudo). Este fato é reforçado quando são analisadas as imagens obtidas *in vitro*: nota-se a existência de um arredondamento em sua extremidade e assim, deverão ser mais baixos os valores das tensões na extremidade dessas descontinuidades; (3) As tensões utilizadas nas equações (28) e (29), no presente estudo foram utilizados os valores das tensões de von Mises em cada região à frente dos defeitos. A rigor deveriam ser determinados os valores das componentes de tensão em tração perpendiculares às trincas, nas regiões adjacentes às trincas, para cada tipo particular de defeito; (4) As análises das tensões por MEF deste trabalho foram realizadas em modelos 2D, diferentemente dos dentes que contém descontinuidades internas, onde o tratamento mais adequado exigiria uma análise em 3D; (5) Quanto a propagação da trinca em interface, esta poderá se fazer na própria interface, ou mudar de direção para atingir o esmalte ou a dentina. É sabido que a tenacidade da dentina é superior a da interface e do esmalte, e assim o comportamento da fratura será modificado caso a trinca alcance esta região.

Verifica-se assim que a aplicação da Mecânica da Fratura nesses sistemas (dente/restauração) apresenta-se como promissora, mas necessitará responder a algumas questões, principalmente aquelas associadas ao fator de forma ( $Y$ ) e das tensões locais associados às geometrias complexas dos dentes contendo descontinuidades (trincas internas). Uma maneira de contornar estes problemas seria a obtenção dos valores de  $K$  locais (à frente das descontinuidades) para condições de carregamentos específicos. Assim, para uma dada condição de carregamento são obtidos valores de  $K$ , e o critério de fratura corresponderá à condição de que  $K$  alcance o valor de  $K_{IC}$  daquela região que contém o defeito (descontinuidade). Portanto, estudos mais aprofundados quanto às análises por MEF serão fundamentais para a superação dessas dificuldades, juntamente com a determinação de valores de  $K_{IC}$  representativos dos materiais que constituem o sistema (dente/restauração) e a determinação das dimensões verdadeiras das trincas (descontinuidades internas). Quanto a este último item são promissores os estudos em andamento utilizando-se técnicas de Raios-X (microfocus).

## 7. CONCLUSÕES

Com base nos resultados experimentais obtidos, pôde-se concluir que:

1. A diferença na geometria dos preparos cavitários não afetou a integridade marginal em esmalte das restaurações quando analisadas a partir da penetração de corante na região de interface. Em ambos os grupos (na ausência de carregamento mecânico) houve um bom selamento marginal.
2. Através de análise de imagens foi possível observar *in vitro* a presença de defeitos na região da interface. Estes defeitos apresentaram as mesmas localizações preferenciais para ambos os grupos. O comprimento médio encontrado para os defeitos do Grupo 2 (paredes paralelas) foi menor quando comparado com o Grupo 1, porém, não houve diferença estatística significativa entre os grupos (teste t).
3. Simulando um contato do tipo *fisiológico* nos dois modelos através de métodos de elementos finitos (MEF) em 2D observou-se uma distribuição uniforme das tensões ao longo da região de interface. Porém, com o contato do tipo *premature*, para o Grupo 1 (paredes convergentes) foi verificado que há concentração de tensões mais significativas na região de ângulo vestibulo-pulpar e linguo-pulpar, quando comparado ao Grupo 2 (paredes paralelas).
4. Através da análise de distribuição de tensões em MEF a partir desses modelos bidimensionais, apresentando defeitos pontiagudos na região de interface entre a dentina e o material restaurador, observou-se que estes defeitos só atuaram como concentradores de tensões quando o contato intercuspídeo foi considerado *premature*.
5. Os valores de tenacidade à fratura relativos à região de interface do sistema dente/restauração, do dente, do material compósito, do adesivo e da resina epóxi (embutimento) foram calculados e estão de acordo com os valores encontrados na literatura, o que demonstra a validade dos resultados do presente trabalho e da metodologia adotada para a sua obtenção.



6. As análises fractográficas dos corpos de prova fraturados durante o ensaio de tenacidade à fratura mostraram que a propagação do entalhe (defeito) ocorreu na região de interesse (interface do sistema dente/restauração).
7. Devido à complexidade deste sistema (dente/restauração) com relação ao campo de tensões, a diversidade de tipos de carregamento mecânico que podem ocorrer na cavidade bucal e ao raio de curvatura na extremidade do defeito, a obtenção de valores críticos para o comprimento dos defeitos utilizando-se as equações da Mecânica da Fratura Linear Elástica encontradas na literatura não são as mais adequadas, necessitando assim de estudos complementares.

## 8. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- 1 – Utilização de uma metodologia que possibilite o correto dimensionamento dos defeitos localizados na região de interface (defeitos internos - planares).
- 2 – Utilização de modelos tridimensionais para análise em Métodos de Elementos Finitos (MEF – 3D).
- 3 – Simular o carregamento mastigatório *in vitro* (carregamento cíclico) para análise da propagação dos defeitos localizados na região de interface.

## 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

- ABDALLA, A.I.; DAVIDSON, C.L., 1996, "Effect of mechanical load cycling on the marginal integrity of adhesive Class I resin composite restorations", **Journal of Dentistry**, vol.24, pp. 87-90.
- AGOSTA, C.; ESTEFAN, D., 2003, "Eliminating microleakage from the composite resin system", **General Dentistry**, pp.506-509.
- ALANI, A.H.; TOH, C.G., 1997, "Detection of microleakage around dental restorations: a review", **Operative Dent**, v.22, n.6, pp.173-185.
- ANDERSON, T.L., 1995 **Fracture Mechanics Fundamentals and Applications**. 2ª ed., New York, CRC Press.
- ANUSAVICE, J.K., 1998, **Phillips' Science of Dental Materials**. 10ª ed., Guanabara Koogan.
- AROLA, D.; GALLES, L.A.; SARUBIN, M.F., 2001, "A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations", **Journal of Dentistry**, v.29, pp.63-73.
- ASH, M.M.; RAMFJORD, S.P., 1987, **Introdução à oclusão funcional**. São Paulo, Panamed.
- ASMUSSEN, E. A., 1972, "Microscopy investigation of the adaptation of some plastic filling materials to dental cavity walls", **Acta Odontol Scand**, v.30, pp. 3-21.
- ASMUSSEN, E., 1974, "The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings", **Acta Odont. Scand.**, v.32, n.1, pp.161-171.
- \_\_\_\_\_, 1975, "Composite restorative resins. Composition versus wall to wall polymerization contraction", **Acta Odontol Scand**, v.33, pp. 337-344.
- ASTM Standard E399-83, 1984, Standard test method for plane-strain fracture toughness of metallic materials. In: 1984 annual book of ASTM standard. Philadelphia (PA): ASTM, 592-622.
- AUSIELLO, P.; DAVIDSON, C.L.; CASCONI, P.; et al., 1999, "Debonding of adhesively restored deep class II MOD restorations after functional loading", **Am J Dent**, v.12, pp.84-88.
- \_\_\_\_\_, 2001, "3 D- finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites", **Journal of Biomechanics**, v.34, pp.1269-1277.
- \_\_\_\_\_, 2002, "Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations: 3-D finite element analysis", **Dental Materials**, v. 18, pp.295-303.

- BADER, J.D. et al., 1993, "How dentists classified and treated non-cariou cervical lesions", **Journal of American Dental Association**, v. 124, pp.46-54.
- BADINE, S.R.G.; ARAUJO, R.M., 2003, "Estudo *in vivo* e *in vitro* da infiltração marginal em restaurações de resina composta em cavidades de classe V", **JBD- jornal Brasileiro de Dentística & Estética**, v.2, n.6, pp.123-131.
- BAKKE, M.; HOLM, B.; JENSEN, L.; et al., 1990, "Unilateral, isometric bite force in eight 68-year-old woman and men related to occlusal factors", **Scand Journal Dent Res**, v. 98, p.149-58.
- BARATIERI, L.N.; ANDRADA, M.A.C.;, MOTEIRO, S.; et al., 1998, **Procedimentos preventivos e restauradores**, Editora Quintessence.
- BARINK, M.; VAN DER MARK, P.C.P.; FENNIS, W.M.M.; et al., 2003, "A three-dimensional finite element model of the polymerization process in dental restorations", **Biomaterials**, v. 24, pp.1427-1435.
- BARSON, J.M., ROLFE, S.T., 1999, **Fracture and Fadigue Control in Structures. Applications of fracture Mechanics**. 3 ed., MA-USA, Butterworth-Heinemann.
- BAUSH, J.R., 1982, **Tandheelkundige compositen II Klinisch- Material Kundige Eigenschappdam**. University of Amsterdam, pp.125-154.
- BLACK, G.V., 1908, **A work on operative dentistry**, vol. 2, Chicago, Medico Dental Publishing Co.
- BONILLA, E.D.; YASHAR, M.; CAPUTO, A.A.; et al., 2003, "Fracture toughness of nini flowable resin composites", **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.89, n.3, pp.261-267.
- BOWEN, R.L., 1956, "Use of epoxy resins in restorative materials", **J Dental Res**, v.35, pp.360-369.
- \_\_\_\_\_, 1958, "Synthesis of a silica-resin filling material: Progress report", **J Dental Res**, v.37, pp.90.
- \_\_\_\_\_, 1978, "Adhesive bonding of various materials to hard tissue-solubility of dentinal smears layer in dilute acid buffers", **International Dental Journal**, v.28, pp. 97-104.
- BRÄNNSTRÖM, M., 1984a, "Smear layer: Pathological and treatment considerations", **Oper Dent**, suppl 3, pp.35-42.
- \_\_\_\_\_, 1984b, "Communication between the oral cavity and the dental pulp associated with restorative treatment", **Oper Dent**, v.9, pp.57-68.
- \_\_\_\_\_, 1984c, "The initial gap around large composite restorations *in vitro*: the effect of etching enamel walls", **J Dent Res**, v.63, pp.681-684.

- BRAUN, S.; HNAT, W.P.; FREUDENTHALER, J.W.; et al., 1996, "A study of maximum bite force during growth and development", **The Angle Orthodontist**, v. 66, pp. 261-264.
- BUONOCORE, M.G., 1955, "A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces", **J Dent Res**, v. 34, pp. 849-853.
- CALLISTER, W.D., 2002, **Ciência e Engenharia dos Materiais: Uma Introdução**, ed. LTC.
- CAPEL CARDOSO, P.E. et al., 2002, "Microleakage of four simplified adhesive systems under thermal and mechanical stresses", **American Journal of Dentistry**, v.13, n.3, pp. 164-168.
- CARRACHO, A.J.L. et al., 1991, "The effect of storage and thermocycling on the shear bond strength of three dentinal adhesives", **Quintessence International**, v.22, n.9, pp. 745-752.
- CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N., 1998, **Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores**, Artes Médicas.
- CHARBENEAU, G.T., 1991, **Princípios e prática de dentística operatória**, Guanabara Koogan.
- CONCEIÇÃO, E.N., 2000, **Dentística: saúde e estética**. Porto Alegre: Artes Médicas Sul.
- COOK, W.D.; JOHANNSON, M., 1987, "The influence of post curing on the fracture properties of photo-cured dimethacrylate based dental composite resin", **J Biomed Mater Res**, v.21, pp.979-989.
- COX, C.F., 1987, "Biocompatibility of dental materials in the absence of bacterial infection", **Oper Dent**, v.12, pp.146-152.
- CRIM, G.A., 1989, "Effect of substrate age on microleakage of dentine adhesive agents", **J Oral Rehabil**, v.16, pp.555-557.
- DAUVILLIER, B.S., 2000, "Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting", **J Dent Res**, v.78, pp.818-823.
- DAVIDSON, C.L., 1984, "The competition between the composite dentin bond strength and the polymerization contraction stress", **J Dent Res**, v.12, pp.1396-1399.
- DEAN, J.S.; THROCKMOTTÖN, G.S.; ELLIS, E.E.; et al., 1992, "A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic sugery patients", **Journal Oral Maxillofacial Surgery**, v. 50, pp. 1284-88.
- DE GEE, A.J.; FEILZER, A.J.; DAVIDSON, C.L., 1993, "True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linomete", **Dent Mater**, v.9, pp.11-14.

- DE GROOT, R.; VAN ELST, H.C.; PETERS, M.C.R.B.; et al., 1990, "Fracture mechanics parameters of the composite-enamel bond", **J Dent Res**, v.69, n.1, pp.31-35.
- DELIGEORGI, V.; MJÖR, I.A.; WILSON, N.H., 2001, "An overview of reasons for the placement and replacement of restorations", **Primary Dental Care**, v.8, pp.8-11.
- DIETER, G.E., 1988, **Mechanical Metallurgy**, SI Metric Edition. London, McGraw-hill Book Company.
- EL MOWAFY, O.M.; WATTS, D.C., 1986, "Fracture toughness of human dentin", **J Dental Res**, v.65, n.5, pp.677-681.
- ENSAFF, H.; O'DOHERTY, D.M.; JACOBSEN, P.H., 2001, "The influence of the restoration-tooth in light cured composite restorations: a finite element analysis", **Biomaterials**, v.22, pp.3097-3103.
- EWALDS, H.L., WANHILL, R.J.H., 1986, **Fracture Mechanics**, Edward Arnold Ed.
- FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L., 1987, "Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration", **Journal of Dental Research**, v.66, pp.1636-1639.
- \_\_\_\_\_, 1988, "Curing contraction of composites and glass ionomer cements", **J Prosthet Dent**, v.59, pp.297-300.
- \_\_\_\_\_, 1990, "Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion", **J Dent Res**, v.69, n.1, pp.36-39.
- FENNER, D.N., 1987, **Engineering stress analysis: a finite element approach**. Chichester: Ellis Horwood.
- \_\_\_\_\_, 1998, "Three-dimensional finite element análisis of termal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration", **Medical Engineering & Physics**, v.20, pp.269-275.
- FERRACANE, J.L.; ANTONIO, R.C.; MATSUMOTO, H.; et al., 1987, "Variables the affecting the fracture toughness of dental composites", **J Dental Res**, v.66, n.6, pp.1140-1145.
- FINN, R.A., 1978, "Relatioship of vertical maxillary dysplasia, bite force and integrated EMG.", **Abstracts and Conference on Craniofacial Research**, University of Michigan Center of Humam Growth and Development, Ann Arbor, Michigan, USA.
- FUJISHIMA, A.; MIYAZAKI, T.; AOYAMA, M.; et al., 1991, "Fracture toughness and fracture behavior of composite resins for posterior restorative materials", **J Jpn Conserv Dent**, v.34, pp.45-53.
- \_\_\_\_\_, 1996, "Comparison of four modes of fracture toughness testing for dental composites", **Dent Mater**, v.12, pp.38-43.
- FUSAYAMA, T., 1980, **Concepts in Operative dentistry**. Tokio, Editora Quintessence.

- GARBEROGLIO, R.; BRÄNNSTRÖM, M., 1976, "Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules", **Arch Oral Biol**, v.21, pp. 355-362.
- GOLDMAN, M., 1985, "Fracture properties of composite and glass ionomer dental restorative materials", **J Biomed Mater Res**, v. 19, pp. 771-783.
- GRAÇA, M.L.; DARWISH, F.A.; PEREIRA, L.C., 1984, "Influence of notch root radius on the fracture behavior of AISI 4140 steel austenitized at low and high temperatures", **Advances in Fracture Research**. Proc. of the 6<sup>th</sup> Int. Conf. On Fracture (ICF6), v.2, pp.1533-1541, 1984.
- GUNADI, G.; NAKABAYASHI, N., 1997, "Preparation of an effective light-cured bonding agent for orthodontic application", **Dent Mater**, v.13, pp.7-12.
- GWINNETT, A.J.; MATSUI, A., 1967, "A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesives", **Arch Oral Biol**, v.12, pp.1615-1619.
- \_\_\_\_\_, 1982, "Bonding-Factors in technique which influence clinical success", **NYS Dental J.**, Washington, v. 48, pp. 223-226.
- \_\_\_\_\_, 1984, "Smear layer: Morphological considerations", **Oper Dent**, v.3 (suppl 3), pp.30-42.
- HAMID, A.; SUTTON, W.; HUME, W.R., 1996, "Variations in phosphoric acid concentration and treatment time and HEMA diffusion through dentin", **Am J Dent**, v. 9, pp. 211-214.
- HEYMAN, H.O. et al., 1991, "Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study", **J. Am.Dent. Ass.**, v.78, pp.41-47.
- HINOURA, K.; SETCOS, J.C.; PHILLIPS, R.W., 1988, "Cavity design and placement techniques for class II composites", **Oper Dent**, v.13, n.1, pp.12-19.
- HOWELL, A.H.; BRUDEVOLD, F., 1950, "Vertical forces used during chewing of food", **J Dent Res**, v.29, pp.133.
- HUYSMANS, M.C.; VAN DER VAST, P.G., 1995, "Mechanical longevity estimation model for post-and-core restorations", **Dental Materials**, v. 11, pp. 252-257.
- IMBENI, V.; NALLA, R.K.; BOSI, C.; et al., 2003, "*In vitro* fracture toughness of human dentin", **J Biomed Mater Res**, v.66 (A), p.1-9.
- IRIE, M.; SUZUKI, K.; WATTS, D.C., 2002, "Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength", **Dental Materials**, v.18, pp.203-210.
- IRONSIDE, J.G.; MAKINSON, O.F., 1993, "Resin restorations: Causes of porosities", **Quintessence Int**, v.24, pp. 867-873.

- JOHNSTON, C.D., 1998, "Bonding to molars – the effect of etch time (an in vitro study)", **European Journal of Orthodontics**, v.20, pp.195-199.
- KNOBLOCH, L.A.; KERBY, R.E.; SEGUI, R.; et al., 2002, "Fracture toughness of packable and conventional composite materials", **J Prosthet Dent**, v.88, pp.307-313.
- KOVARIK, R.E.; ERGLE, J.W.; FAIRHURST, F.C., 1991, "Effects of specimen geometry on the measurement of fracture toughness", **Dent Mater**, v.7, pp.166-169.
- \_\_\_\_\_, 1993a, "Fracture toughness of posterior composite resins fabricated by incremental layering", **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.69, pp. 557-560.
- \_\_\_\_\_, 1993b, "Effect of Griffith precracks on measurement of composite fracture toughness", **Dent Mater**, v.9, pp.222-228.
- KRUZIC, J.J.; NALLA, R.K.; KINNEY, J.H.; et al., 2003, "Crack blunting, crack bridging and resistance-curve fracture mechanics in dentin: effect of hidratation", **Biomaterials**, v.24, pp.5209-5221.
- LEFORESTIER, E.; DARQUE-CERETTI, E.; COSTINI, J.M.; et al., 2002, "Adaptation of a standard adherence test to dentistry: the peeling test. Study of the interface between dentine and a one step dentine adhesive system", **Int J Adhesion & Adhesives**, v.22, pp.23-35.
- LIN, C.P.; DOUGLAS, W.H., 1994, "Failure mechanisms at the human dentin-resin interface: a fracture mechanisms approach", **J Biomechanics**, v.27, n.8, pp.1037-1047.
- LLOYD, C.H.; ADAMSON, H., 1987, "The development of fracture toughness and fracture strength in posterior restorative materials", **Dent Materials**, v.3, pp.225-231.
- LOUGUERCIO, A.D. et al., 2000, "Avaliação clínica de um ionômero de vidro modificado por resina e de uma resina poliácido modificada em lesões cervicais: acompanhamento de dois anos", **RBO**, v.57, n.1, pp.26-30.
- LUESCHER, B. et al., 1977, "Microleakage and marginal adaptation in conventional and adhesive class II restorations", **J Prosthet Dent**, v.37, pp. 300-309.
- MAIA, R.M.F.; PEREIRA, G.B., 2004, "Resina composta para uso em dentes posteriores", **Medcenter: Dentística e Prótese** - Artigo on line.
- MAHLER, D.B.; TERKLA, L.G., 1965, "Relationship of cavity design to restorative materials", **Dental Clinics of North America**, v.4, pp.149-157.
- MARSHALL, G.W.; MARSHALL, S.J.; KINNEY, J.H.; et al., 1997, "The dentin substrate structure and properties related to bonding", **J Dent**, v.25, pp.441-458.
- MASON, P.N. FERRARI, M., 1994, "In vivo evaluation of glass ionomer cement adhesion to dentin", **Quintessence International**, v.25, n.7, pp.499-504.



- MAZER, R.B.; LEINFELDER, K.F.; RUSSEL, C.M., 1992, "Degradation of microfilled posterior composite", **Dental Materials**, v. 8, pp. 185-189.
- MEYERS, M.A.; CHAWLA, K.K., 1982, **Princípios de Metalurgia Mecânica**, Editora Edgard Blücher.
- MICHAILESCO, P. M.; MARCIANO, J.; GRIEVE, A.R. et al., 1995, "An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: A pilot study", **J Prost. Dent**, Saint Louis, v.73, n.2, pp.214-218.
- MJÖR, I.A.; HORSTED-BINDSLEV, P., 1993, **Dentística operatória moderna**, 2º Ed., Editora Santos.
- \_\_\_\_\_, 1998, "The location of clinically diagnosed secondary caries", **Quintessence International**, v.29, n.5, pp.3313-317.
- MOGI, M., 1982, "Study on the application of 4-META/MMA-TBB resin to orthodontics. Adhesion to human enamel", **J Jpn Orthod Soc**, v.41, pp.260-271.
- MOHL, N.D.; ZARB, G.A.; CARLSSON, G.E.; et al., 1991, **Fundamentos de Oclusão**. São Paulo, Quintessence books.
- MONDELLI, J., 2002, **Dentística: Procedimentos pré-clínicos**. 1ª edição, In: Editora Santos
- MONTES, G.M.G.; DRAUGHN, R.A., 1987, "Slow crack propagation in composite restorative materials", **Journal of Biomedical Materials Research**, v.21, pp.629-64.
- MOUNT, G.J.; HUME, W.R., 1998, "A new cavity classification", **Australian Dental Journal**, v.43, pp.153-159.
- NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D.H., 2000, **Hibridização dos tecidos dentais duros**, Quintessence Editora.
- NALLA, R.K.; KINNEY, J.H.; RITCHIE, R.O., 2003, "Effect of orientation on the *in vitro* fracture of dentin: the role of toughening mechanisms", **Biomaterials**, v.24, pp.3955-3968.
- NEILL, D.J.; KYDD, W.L.; NAIRN, R.I.; et al., 1989, "Functional loading of the dentition during mastication", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 62, pp.132-142.
- OKESON, J.P., 1992, **Fundamentos de Oclusão e Desordens Temporomandibulares**. 2 ed., Artes Médicas.
- OPDAM, N.J.M.; ROETERS, J.J.M.; PETERS, T.C.R.B.; et al., 1996, "Cavity wall adaptation and voids in adhesive class I resin composite restorations", **Dent Mater**, v.12, pp.230-235, 1996.
- \_\_\_\_\_, 2002, "Porosities and voids in class I restorations placed by six operators using a packable or shrinkable composite", **Dental Materials**, v.18, pp. 58-63.

- PASHLEY, D.H.; MICHELICH, V.; KEHL, T., 1981, "Dentin Permeability: Effects of smear layer removal", **J Prosthet Dent**, v.46, pp.531-537.
- PERDIGÃO, J.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B.; et al., 1996a, "Morphological field emission-SEM study of the effects of six phosphoric acid etching agents on human dentin", **Dental Materials**, v.12, pp. 262-271.
- \_\_\_\_\_, 1996b, "The interaction of adhesive systems with human dentin", **Am J Dent**, v.9, pp.167-173.
- PIDAPARTI, R.M.V.; BEATTY, MW., 1995, "Fracture toughness determination of dental materials by laboratory testing and finite element models", **Journal of Biomedical Materials Research**, v.29, pp. 309-314.
- \_\_\_\_\_, 1993, "Fracture analysis of dental composites", **Engineering Fracture Mechanics**, v.45, n.1, pp. 51-59.
- PILLIAR, R.M.; SMITH, D.C.; MARIC, B., 1986, "Fracture toughness of dental composites determined using the short-rod fracture toughness test", **J Dent Res**, v.65, n.11, pp.1308-1314.
- \_\_\_\_\_, 1987, "The effect of environmental aging on the fracture toughness dental composites", **J Dent Res**, v.66, pp.722-726.
- PORTE, A.; LUTZ, F.; LUND, M.R.; et al., 1984, "Cavity design for composite resins", **Oper Dent**, v.9, pp. 50-56.
- PRICE, R.B.; DERANT, D.T.; ANDREOU, P.; et al., 2003, "The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths", **Biomaterials**, v.24, pp.1013-1021.
- REES, J.S.; HAMMADEH, M., JAGGER, D.C., 2003, "Abrasion lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: A finite element study", **Eur J Sci**, v.111, pp.149-154.
- RITCHIE, R.O.; FRANCIS, B.; SERVER, W.L., 1976, "Evaluation of toughness in AISI 4340 alloy steel austenitized at low and high temperatures", **Metall Trans A** v.7A, pp.831-838.
- \_\_\_\_\_, 1978, "Further considerations on the inconsistency of toughness evaluation of AISI 4340 steel austenitized at increasing temperatures", **Metall Trans A** v.9A, pp.331-341.
- RUBIN, C., KRISHNAMURTHY, N., CAPILOUTO, E. et al., 1983, "Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model", **Journal of Dental Research**, v.62, n. 11, pp.82-86.
- RUSE, N.D.; SMITH, D.C., 1991, "Adhesion to bovine dentin-Surface characterization", **J Dent Res**, v.70, pp.1002-1008.

- SALLES, V. et al., 1999, "Avaliação *in vitro* da microinfiltração marginal de restaurações realizadas com um cimento de ionômero de vidro modificado por resina e uma resina composta modificada por poliácidos associados a dois sistemas adesivos", **Rev FOB**, v.7, n.3, pp.1-6.
- SAMPAIO FILHO, H.R., 2001, **Avaliação da Microinfiltração nas Restaurações de Classe V em Pré-molares Humanos Submetidos a Carregamento oclusal**. Tese D.Sc., FO/UNICAMP, Piracicaba, São Paulo, Brasil.
- SAMPAIO FILHO, H.R.; DIAS, A.A.M.; RIBEIRO, L.C., 2003, "Microinfiltração em Restaurações Cervicais de Pré-molares após o Carregamento Oclusal. **RBO**, v.60, n.3, pp.157-160.
- SURMONT, P.; et al., 1992, "Comparison in Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets between Five Bonding Systems Related to Different Etching Times: An *in vitro* Study", **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop**, v.101, n. 5, pp.414-419.
- SWATZ, M.L. et al., 1983, "Visible-light-activated Resins. Depth of Cure", **J. Am. Dent. Assoc.**, v.106, pp.634.
- TAM, L.E.; PILLIAR, R.M., 1993, "Fracture toughness of dentin/resin-composite Adhesive Interfaces", **J Dent Res**, v.72, n.5, pp.953-959.
- \_\_\_\_\_, 1994a, "Fracture surface characterization of dentin-bonded interfacial fracture toughness specimens", **J Dent Res**, v.73, n.3, pp.607-619.
- \_\_\_\_\_, 1994b, "Effects of dentin surface treatments on the fracture toughness and tensile bond strength of a dentin-composite adhesive interface", **J Dent Res**, v.73, n.9, p.1530-1538.
- \_\_\_\_\_, 1997, "Effect of dentine depth on the fracture toughness of dentine-composite adhesive interfaces", **Journal of Dentistry**, v.25, n.3-4, pp.339-346.
- \_\_\_\_\_, 2000, "The effect of interface stiffness on dentin-composite interfacial fracture resistance", **Journal of Dentistry**, v.28, pp. 487-493.
- TANTBIROJN, D.; VERSLUIS, A.; PINTADO, M.R.; et al., 2004, "Tooth deformation patterns in molars after composite restorations", **Dental Materials**, v.20, pp.535-524.
- THRESHER, R.W.; SAITO, G.E., 1973, "The stress analysis of human teeth", **Journal of Biomechanics**, v.6, pp.443-449.
- TIRADO, J.I.M.; NAGY, W.W.; DHURU, V.B.; et al., 2001, "The effect of thermo cycling on the fracture toughness and hardness of core buildup materials", **The Journal of prosthetic Dentistry**, v.86, n.5, pp.474-480.
- TOPARLI, M.; AKSOY, T., 1998, "Fracture toughness determination of composite resin and dentin/composite resin adhesive interfaces by laboratory testing and finite element models", **Dental Materials**, v. 14, pp. 287-293.

- TRUONG, V.T.; TYAS, M.J., 1988, "Prediction of *in vivo* wear in posterior composite and prediction of clinical wear", **Dental Materials**, v.4, pp.318-327.
- VAN MEERBEEK B.; MOHRBACHER, H.; CELIS, J.P.; et al., 1993, "Chemical characterization of the resin-dentin interface by micro-Raman spectroscopy", **J Dent Res**, v.72, pp.1423-1428.
- \_\_\_\_\_, 1996, "Correlative transmission electron microscopy examination of nondemineralized and mineralized resin-dentin interfaces formed by two dentin adhesive systems", **J Dent Res**, v.75, pp.879-888.
- VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; PINTADO, M.R.; et al., 2004, "Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restorations", **Dental Materials**, v.20, pp.554-564.
- WALTIMO, A.; KONONEN, M., 1993, "A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults", **Scand Journal Dental Res.**, v. 101, pp.171-175.
- WANG, C.T.; PILLIAR, R.M., 1989, "Short-rod elastic-plastic fracture toughness test using miniature specimens", **Journal of Materials Science**, v.24, pp.2391-2400.
- WANG, G.Z.; CHEN, J.H.; LI, Z.H., 1997, "Further study on the Mechanism of the ductile-to-brittle fracture transmittion in C-Mn base and weld steel", **Metallurgical and Materials Transation A**, v.28A, n.8, pp.1689-1698.
- \_\_\_\_\_, 2001, "On locations initiation cleavages fracture in poecracked specimens of low alloy steel and weld metal", **International Journal of Fracture**, v.108, n.3, pp.235-250.
- WATANABE, I. NAKABAYASHI, N., 1994, "Effect of smear layer on bonding to ground dentin-relationship between grinding condition and tensile bond strength", **J Jpn Dent Mater**, v.13, pp.101-108.
- \_\_\_\_\_, 1996, "Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intra tooth location", **Dental Materials**, v.12, pp.109-115.
- WILSHAW, T.R.; RAU, C.A.; TETELMAN, A.S., 1968, **Eng. Frac. Mech**, v.1, pp.191.
- YETTRAM, A. L., WRIGHT, K. W.; PICKARD, H. M., 1976, "Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth", **Journal of Dental Research**, v. 55, n. 6, pp. 1004 -1011.
- YOSHIKAWA, T. *et al.*, 2001, "The effects of bonding system and light curing meted on reducing stress of different C-factor cavities", **J Adhes Dent**, v.3, pp.177-183.
- YOUNGSON, C.C; GREY, N.J.A.; JONES, J.G., 1990, "*In vitro* marginal microleakage: Examination of measurement used in assessment", **J Dent**, v.18, pp.142-146.
- ZIENKIEWICS, O.C., 1977, **The finite elements method**. New York: McgrawHill.

ZISKIND, D.; VENECIA, E.; KREISMAN, I.; et al., 2003, "Amalgam type, adhesive system, and storage period as influencing factors on microleakage of amalgam restorations", **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 90, n.3, pp.255-260.

## 10. ANEXOS

### ANEXO 1

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Autorizo a doação do elemento dentário extraído nesta data por razões ortodônticas para realização de uma pesquisa cujo título é: Tenacidade à fratura na interface de restaurações dentárias adesivas: Estudo *in vitro*. A doação do dente é voluntária e, caso não queira participar, sua recusa não causará nenhum prejuízo ao seu tratamento nesta Instituição. Caso eu queira alguma outra informação a respeito do estudo poderei entrar em contato com a pesquisadora responsável (Dr<sup>a</sup> Fabiana Ribeiro) através do telefone: (21) 2562-8792, nas terças, quintas e sextas-feiras, que prestará os esclarecimentos necessários.

Li, entendi e estou de acordo com a doação do(s) elemento(s) dentário(s): \_\_\_\_\_, para utilização exclusiva no estudo proposto.

Rio de Janeiro, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2003.

\_\_\_\_\_  
Assinatura

\_\_\_\_\_  
n° RG

## ANEXO 2

Valores referentes a cada ensaio de tenacidade à fratura realizado, seguido dos valores médios e desvio-padrão para cada material.

a(mm)	W(mm)	Pq (N)	A / W	F ( A / W )	B(mm)	Kq (MPa m)
<b>INTERFACE</b>						
3,862	6,125	17,06291	0,6305306	15,472006	5,9	0,571734735
3,464	5,76	31,53614	0,6013889	13,728836	5,85	0,97515831
2,666	6,291	15,60145	0,42378	7,7571411	6	0,25430534
3,39	6,107	22,81044	0,5551007	11,56688	5,85	0,577138537
2,993	6,446	16,78806	0,464319	8,6864453	5,7	0,31865627
3,518	6,085	11,21754	0,578143	12,564159	6	0,301126897
2,822	5,998	25,62646	0,4704902	8,843014	6	0,487679424
2,97	5,98	11,63505	0,4966555	9,5604911	6	0,239743435
2,189	6,17	33,76584	0,3547812	6,4709265	5,9	0,471464902
2,59	5,74	26,45815	0,4512195	8,3682771	5,95	0,491159595
2,907	6	20,71966	0,4845	9,2157929	6,1	0,40411952
2,895	5,88	27,48526	0,4923469	9,4359174	6,1	0,554453991
2,747	6,282	24,66834	0,4372811	8,0491317	5,9	0,42460776
2,945	6,079	17,68427	0,4844547	9,2145461	5,9	0,354236188
2,631	6,004	17,27473	0,4382079	8,069772	5,9	0,304930087
2,93	6,152	29,54055	0,4762679	8,9937401	6	0,564546211
2,198	6,14	34,8319	0,3579805	6,5244108	6,05	0,479378861
<b>RESINA EPÓXI</b>						
2,736	6,056	42,12096	0,4517834	8,3815944	6	0,756102647
3,078	6,313	40,7973	0,4875653	9,30077	5,85	0,816350273
2,408	5,958	56,46653	0,4041625	7,3594459	5,85	0,92030138
2,357	6,106	45,75709	0,3860138	7,0160231	5,9	0,696336201
3,087	6,172	35,0292	0,500162	9,6638975	5,85	0,736569502
2,328	6,002	37,53204	0,3878707	7,0501801	5,85	0,583846286
2,856	5,988	36,23874	0,4769539	9,0119118	5,85	0,721428343
2,656	6,172	37,40684	0,4303305	7,8968174	5,95	0,631936086
<b>ADESIVO</b>						
2,252	6,082	12,01123	0,3702729	6,7346906	5,9	0,175804484
2,63	6,008	---	0,4377497	8,0595571	6	---
2,822	5,787	6,479232	0,4876447	9,3029875	5,75	0,137800687
2,559	5,958	---	0,4295065	7,8790454	5,95	---
2,834	5,895	24,51987	0,4807464	9,1134505	5,9	0,493295444
2,274	5,419	10,66087	0,4196346	7,6706019	5,8	0,191528992
2,256	5,832	7,479995	0,3868313	7,0310343	5,8	0,118736372

**COMPÓSITO**

2,445	6,241	36,77345	0,3917641	7,1224989	6,15	0,539094117
2,978	6,357	36,91456	0,46846	8,7910123	6,1	0,667237768
2,63	6,383	36,19325	0,412032	7,5154447	6,05	0,562748709
2,784	5,24	36,75929	0,5312977	10,670727	5,95	0,910706575
2,487	6,508	38,22161	0,3821451	6,9455388	6	0,54845356
2,76	6,131	39,19397	0,4501713	8,3436057	6,1	0,684664069
3,916	7,28	36,67794	0,5379121	10,907587	6,1	0,768666768
3,149	6,427	47,8105	0,4899642	9,3681711	6,3	0,88681576

**DENTE**

2,382	5,797	94,44	0,4109022	7,4927678	6,2	1,499011312
2,964	6,308	66,174	0,4698795	8,8273212	6	1,225798891
2,768	6,09	81,32	0,4545156	8,4465954	6,3	1,397107642
2,868	6,159	70,1	0,46566	8,7200913	5,85	1,331459865
2,781	6,312	64,164	0,4405894	8,1231802	6	1,093409323
2,688	6,09	36,102	0,4413793	8,1410143	5,95	0,632971518

	<b>Média Kq (MPa m)</b>	<b>Desvio-Padrão</b>
<b>Interface</b>	0,525556798	0,174860204
<b>Resina</b>	0,73285884	0,104549559
<b>Adesivo</b>	0,223433196	0,153628087
<b>Compósito</b>	0,668795938	0,136198403
<b>Dente</b>	1,196626425	0,309522552



### ANEXO 3

Valores referentes ao comprimento de cada defeito encontrado e sua localização na cavidade preparada (em milímetros).

<b>Dente</b>	<b>PP</b>	<b>Grupo 1</b>	
		<b>AVP</b>	<b>ALP</b>
1	0.107	0.038	0.089
2	0.184	0.269	
3	0.093	0.175	
4	0.206	0.885	0.649
5	0.849	0.503	
6			0.357
7	0.528	0.102	
8			

<b>Dente</b>	<b>PP</b>	<b>Grupo 2</b>	
		<b>AVP</b>	<b>ALP</b>
1		0.241	
2		1.379	
3	0.256	0.242	0.261
4		0.159	0.183
5			0.222
6			0.089
7		0.318	0.269
8	0.209	0.237	