

UNIVERSIDADE VEIGA DE ALMEIDA

**Angela Maria do Couto Martins**

**INFLUÊNCIA DAS DIMENSÕES DA INFRA ESTRUTURA NA  
RESISTÊNCIA FLEXURAL DO *IN CERAM* ZIRCÔNIA**

**Rio de Janeiro  
2006**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**Angela Maria do Couto Martins**

**INFLUÊNCIA DAS DIMENSÕES DA INFRA ESTRUTURA NA  
RESISTÊNCIA FLEXURAL DO *IN CERAM* ZIRCÔNIA**

**Dissertação apresentada ao curso de  
pós-graduação em Odontologia da  
Universidade Veiga de Almeida, como  
requisito parcial para a obtenção de Grau  
de Mestre. Área de concentração:  
Reabilitação Oral**

Orientador: Prof. Cláudio Pinheiro Fernandes

**Rio de Janeiro  
2006**

M379a Martins, Ângela Maria do Couto

Influência das dimensões da infra estrutura na resistência flexural do  
In Ceram Zircônia. / por Ângela Maria do Couto Martins - 2006.  
119p. ; 30cm

Digitado (original)

Dissertação (mestrado em Reabilitação Oral) – Universidade Veiga  
de Almeida, Instituto de Ciências da Saúde, Faculdade de Odontologia,  
Rio de Janeiro, RJ, 2006.

Orientação: Prof Cláudio Pinheiro Fernandes, Curso de Odontologia.

1. Cerâmica Pura. 2. Resistência Flexural. 3. In Ceram Zircônia.  
Dissertações acadêmicas. I. Fernandes, Cláudio Pinheiro (orientador). II.  
Universidade Veiga de Almeida, Instituto de Ciências da Saúde,  
Faculdade de Odontologia.III Título

CDD-617-67

ANGELA MARIA DO COUTO MARTINS

**INFLUÊNCIA DAS DIMENSÕES DA INFRA ESTRUTURA NA  
RESISTÊNCIA FLEXURAL DO *IN CERAM* ZIRCÔNIA**

Dissertação apresentada ao curso de pós-graduação em Odontologia da Universidade Veiga de Almeida, como requisito parcial para a obtenção de Grau de Mestre. Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovada em:

**Banca Examinadora**

---

Prof<sup>a</sup>. Maria Cecília Nóbrega

---

Prof. João Galan Júnior

---

Prof<sup>a</sup>. Denise Fonseca Cortes

Ao meu marido e filhos, pela  
compreensão nos momentos de  
ausência e incentivo nas horas  
difíceis, sem o que tornaria ainda  
mais árduo o meu caminhar.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Professor Ricardo Carvalhaes, pelo incentivo e apoio incondicional durante todo o andamento deste Curso. Exemplo de competência profissional, seu prazer com a evolução científica de todos que o cercam é admirável, no meu caso inesquecível. Este trabalho teve sua participação direta e inestimável.

Ao Professor Cláudio Pinheiro Fernandes pela dedicação e compreensão com as dúvidas e incertezas que surgiram ao longo da realização desta pesquisa. Sua colaboração, paciência e presteza incondicional, demonstram que ele é muito mais que um professor brilhante e extremamente preparado, mas um ser humano de especial grandeza.

À Professora Lucíola de Luca - Fraga, pela confiança em mim depositada. Suas palavras de elogio durante as etapas qualificadoras desta pesquisa, me trouxeram a segurança fundamental para prosseguir na busca dos conhecimentos necessários sobre o tema escolhido.

Aos Professores João Galan Júnior e Fátima Namen, pela amizade que sempre me dispensaram e pelo convite carinhoso para integrar a sua equipe de professores. Foi um grande reconhecimento e incentivo para o aprimoramento dos meus conhecimentos.

À amiga Liliane Mouta Pereira, pela amizade, pelo companheirismo, pela cumplicidade na realização dos trabalhos, mas principalmente pelo exemplo de dedicação, carinho e extremo cuidado na preparação dos nossos materiais didáticos.

À amiga Roselene Trevisan, que com sua suavidade nos proporcionou momentos agradáveis que ficarão para sempre em minha lembrança,

A todos os professores que integram o corpo docente deste curso, pela atenção dispensada a mim e meus colegas, tanto em aulas teóricas da mais alta qualidade, quanto em atendimento clínico, sempre com muita dedicação e carinho.

Ao Dr. Vinicius Bemfica Barreira Pinto, pela orientação e ajuda na execução da parte laboratorial deste trabalho.

Ao corpo docente do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Universidade Federal do Rio de Janeiro, pelo uso do laboratório e materiais utilizados nesta pesquisa, sem o quê a tornaria inviável.

Aos meus colegas, funcionários e a todos que colaboraram de alguma forma para o sucesso deste trabalho.

“O valor das coisas não está no tempo em que elas duram, mas na intensidade com que acontecem. Por isso, existem momentos inesquecíveis, coisas inexplicáveis e pessoas incomparáveis”.

Fernando Pessoa

## RESUMO

As próteses metalo-cerâmicas têm sido usadas freqüentemente para a construção de próteses parciais fixas, porém apresentam limitações de biocompatibilidade e de fidelidade estética. Recentemente, novos sistemas de cerâmica pura têm se apresentado como uma alternativa para este procedimento. Entretanto, seu uso para próteses parciais fixas posteriores tem sido limitado por apresentarem baixa resistência flexural. Este estudo se propôs avaliar a influência das dimensões da infra estrutura na resistência flexural do In Ceram Zircônia. Foram confeccionadas 40 barras de In Ceram Zircônia, sendo: 20 barras com as dimensões 20 mm x 4 mm x 1,2 mm (especificações ISO) e 20 barras com as dimensões 20 mm x 4 mm x 1,8 mm. Ensaio de resistência flexural de três pontos foi realizado com ponta ativa cilíndrica e com extremidades das amostras fixadas em duas distâncias, 12 mm e 18 mm, simulando esforço em um pântico ou dois pânticos. Análise micro estrutural e fractográfica foi feita com MEV e EDS, o que evidenciou a presença de defeitos estruturais, o padrão de propagação das trincas e a dispersão dos grãos de alumina e zircônia na estrutura cristalográfica do material. Os valores obtidos foram analisados pela ANOVA com  $\alpha=0,05$ . Os valores médios máximos de resistência flexural foram de 489 Mpa para o grupo controle (G1), de 199 Mpa, de 471 Mpa e de 206 Mpa para os grupos G2, G3, G4, respectivamente. A conclusão do estudo é que o aumento da distância entre os apoios simulando um ou dois pânticos pré-molares, não diminuiu a resistência flexural do material entre os grupos que apresentavam a mesma espessura. Amostras dos grupos de espessura 1,8mm apresentaram maior ocorrência de defeitos.

**Palavras chave:** cerâmica pura, resistência flexural, In Ceram Zircônia

## ABSTRACT

The metal ceramic dentures have frequently been used for the construction of fixed partial dentures. However, they present biocompatibility limitations and of aesthetic fidelity. Recently, new systems all-ceramics have been presented as an alternative for this procedure. However, its use for fixed partial dentures subsequent has been limited because they present low flexural strength. This study intended to evaluate the influence of the dimensions of the infra structures in the resistance flexural of In Ceram Zircônia. Forty bars of In Ceram Zircônia were made, being: 20 bars with the dimensions 20 mm x 4 mm x 1, 2 mm (specifications ISO) and 20 bars with the dimensions 20 mm x 4 mm x 1, 8 mm. Test of strength flexural of three points was accomplished with tip activates cylindrical and with extremities of the samples fastened in two distances, 12 mm and 18 mm, simulating effort in one or two pontics. Microstructure and fractographic analysis was made with MEV and EDS, what evidenced the presence of structural defects, the pattern of propagation of the crack and the dispersion of the alumina and zircônia grains in the structure cristalography of the material. The obtained values were analyzed by ANOVA with  $\alpha=0,05$ . The values medium maxima of flexural strength went of 489 Mpa for the group control (G1), of 199 Mpa, of 471 Mpa and of 206 Mpa for the groups G2, G3, G4, respectively. The conclusion of the study is that the increase of the distance among the supports simulating one or two premolar pontics didn't reduce the strength flexural of the material among the groups that presented the same thickness. Samples of the groups of thickness 1,8mm presented larger occurrence of defects.

**Key Words:** all ceramic, flexural strength, In Ceram Zircônia

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1 - Perfis acrílicos utilizados para a confecção das barras de gesso refratário e de In Ceram Zircônia. A. Perfil com a soma das espessuras; B. Perfil com espessura de 1,8mm e C. Perfil com espessura de 1,3mm, p.72
- Figura 2 - Dispositivo utilizado para o ensaio de carregamento de três pontos nas amostras de todos os grupos de teste, p.733.
- Figura 3 - Barras de gesso refratário incluídas em silicone de duplicação, p.744.
- Figura 4 - Aplicação da barbotina sobre as barras de gesso refratário incluídas moldagem de silicone de laboratório, p.75.
- Figura 5 - Barras de In Ceram Zircônia nas duas espessuras antes da infiltração do vidro, p.766.
- Figura 6 - Barras revestidas pelo vidro prontas para serem sinterizadas sobre a lâmina de platina, p.77.
- Figura 7 - Barras de In Ceram zircônia após a infiltração do vidro, p.78.
- Figura 8 - Máquina Emic onde o ensaio de carregamento flexural dos grupos de teste foi realizado, p.79.
- Figura 9 - Ilustração esquemática da aplicação do ensaio de carregamento flexural de três pontos nos grupos estudados, simulando um pântico e dois pânticos, p.80.
- Figura10 - Barras de In Ceram zircônia fraturadas após ensaio de carregamento flexural de 3 pontos, p.80
- Figura11 - Esquema da área da superfície de fratura das amostras selecionada para avaliação na MEV, p.82.
- Figura12 - Visão frontal da superfície de fratura de uma amostra do grupo G2. Destaca-se a evidência do defeito de grande porte em forma de bolha na superfície fraturada, p.91.
- Figura13 - Visão lateral da superfície de fratura de uma amostra do grupo G2. Destaca-se a evidência do defeito em forma de bolha na superfície fraturada, p.91.
- Figura14 - Superfície de fratura do Grupo G4 analisada na MEV com aumento de 30x. Nota-se a distribuição dos defeitos, principalmente na borda inferior da amostra, p.93.
- Figura15 - Presença de defeitos na superfície de fratura de uma amostra do grupo G3 com aumento de 100x (setas pretas finas). Observa-se topografia compatível com o tipo de falha (setas pretas grossas), p.93.
- Figura16 - Presença de defeitos na superfície de fratura com aumento de 500x (Centro da amostra do grupo G2). As setas pretas demarcam a

propagação de uma trinca até a sua união com uma trinca iniciada em um defeito adjacente, p.944.

- Figura17 - Centro da amostra do Grupo G1 com aumento de 1000x. Presença de defeitos demarcada pelas setas brancas, p.95.
- Figura18 - Distribuição dos cristais de alumina e zircônia no centro de uma amostra do grupo G1. Aumento de 3000x, p.96.
- Figura19 - Centro da amostra do Grupo G2. Orientação dos cristais de alumina (setas brancas). Presença de defeitos na amostra (círculos pretos). Aumento de 1000x, p.97.
- Figura20 - Centro da amostra do Grupo G2. Neste aumento de 3000x a distribuição dos cristais de alumina e zircônia caracterizam as duas fases dispersas do material, p.98.
- Figura21 - Centro da amostra do Grupo G3. Percebe-se a orientação dos cristais de alumina e o padrão de propagação de trincas no material (setas brancas) associada a um defeito. Aumento de 1000x, p.999.
- Figura22 - Centro da amostra do Grupo G3. Pode-se visualizar a fratura no cristal de alumina (seta branca), propagação tortuosa de uma trinca (retângulo branco) e uma trinca iniciada a partir de um defeito (retângulo preto). Aumento de 3000x., p.100.
- Figura23 - Estrutura cristalina do centro da amostra do Grupo G4. Aumento de 1000x, p.101.
- Figura24 - Centro da amostra do Grupo G4. Exibe a presença de defeitos (setas pretas). 3K, p.101.

## LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico1 - Gráfico comparativo da resistência flexural dos grupos estudados, p.84.
- Gráfico2 - Gráfico comparativo da resistência flexural das amostras do Grupo G1, p.84
- Gráfico3 - Gráfico comparativo da resistência flexural das amostras do Grupo G2, p.85.
- Gráfico4 - Gráfico comparativo da resistência flexural das amostras do Grupo G3, p.85.
- Gráfico5 - Gráfico comparativo da resistência flexural das amostras do Grupo G4, p.86.
- Gráfico6 - Gráfico comparativo da tensão máxima entre os grupos, p.87.
- Gráfico7 - Gráfico comparativo da força de ruptura apresentado pelos grupos estudados, p.89.
- Gráfico8 - EDS do centro da amostra do grupo G1 (figura 18). 3K, p.96.
- Gráfico9 - EDS do centro da amostra do Grupo G2 (figura 20). 3K, p.98.
- Gráfico10 - EDS do centro da amostra do Grupo G3 (figura 22). Aumento de 3K. p.100.
- Gráfico11 - EDS do centro da amostra do Grupo G4 (figura 24). 3K, p.102.

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Composição nominal do ZTA e distribuição ZTA/frita de lântanio, p.711.
- Tabela 2 - Tabela descritiva das amostras nos grupos experimentais, p.73.
- Tabela 3 - Tabela descritiva dos resultados, p.83.
- Tabela 4 - Anova (fator duplo sem repetição), p.86.
- Tabela 5 - Teste-Anova: G1 x G2 (fator único), p.87.
- Tabela 6 - Teste-Anova: G3 x G4 (fator único), p.87.
- Tabela 7 - Teste-Anova: G1 x G3 (fator único), p.87.
- Tabela 8 - Teste-Anova: G2 x G4 (fator único), p.87.
- Tabela 9 - Anova (fator duplo sem repetição), p.88.
- Tabela 10 - Teste-Anova: G1 x G2 (fator único), p.88.
- Tabela 11 - Teste-Anova: G3 x G4 (fator único), p.88.
- Tabela 12 - Teste-Anova: G1 x G3 (fator único), p.88.
- Tabela 13 - Teste-Anova: G2x G4 (fator único), p.888.
- Tabela 14 - Anova (fator duplo sem repetição), p.90.
- Tabela 15 - Teste-Anova: G1 x G2 (fator único), p.90.
- Tabela 16 - Teste-Anova: G3 x G4 (fator único), p.90.
- Tabela 17 - Teste-Anova: G1 x G3 (fator único), p.90.
- Tabela 18 - Teste-Anova: G2 x G4 (fator único), p.90.

## LISTA DE ABREVIATURAS

MEV	-	Microscopia eletrônica de Varredura
EDS	-	Espectrometria de energia dispersiva
ZTA	-	Alumina reforçada por zircônia ( <i>Zirconia toughened alumina</i> ).
MPa	-	Megapascal
GPa	-	Gigapascal
mm	-	Milímetro
$\mu\text{m}$	-	Micrometro
Kg	-	Kilograma
N	-	Newton
$\text{mm}^2$	-	Milímetro quadrado
g	-	Grama
$^{\circ}\text{C}$	-	Graus Celsius
Min	-	Minuto
ISO	-	International Standard Organization
$\mu$	-	Micron

# SUMÁRIO

**LISTA DE ILUSTRAÇÕES**

**LISTA DE GRÁFICOS**

**LISTA DE TABELAS**

**LISTA DE ABREVIATURAS**

**RESUMO**

**ABSTRACT**

**1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA**, p.17.

**2 OBJETIVOS**, p.21.

2.1 OBJETIVO GERAL, p.21.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS, p.21 **Erro! Indicador não definido.**

**3 REVISÃO DE LITERATURA**, p.22.

3.1 MICRO ESTRUTURA, p.23.

3.1.1 Definições, p.23.

3.1.2 Composição, p.24.

3.1.3 Fases Cristalinas, p.25.

3.1.4 Processamento, p.27

3.1.5 Inter-relação da Micro estrutura com as Propriedades Mecânicas, p.31.

3.1.6 Resistência Flexural, p.43.

3.2 DESENHO E DIMENSÕES PARA PRÓTESES PARCIAIS FIXAS, p.53.

3.3 ENSAIOS MECÂNICOS, p.58.

**4 HIPÓTESES**, p.70.

**5 MATERIAL E MÉTODO**, p.71.

5.1 MATERIAL, p.711.

5.2 MÉTODO, p.711.

5.2.1 Amostras, p.71.

5.2.2 Confecção dos Corpos de Prova, p.73.

5.2.3 Ensaio de Resistência Flexural, p.78.

5.3 MICRO ESTRUTURA E ANÁLISE FRACTOGRÁFICA, p.81.

5.3.1 Microscopia Óptica, p.81.

5.3.2 Microscopia Eletrônica de Varredura, p.81.

5.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA, p.82.

**6 RESULTADOS**, p.83.

6.1 ENSAIO DE RESISTÊNCIA FLEXURAL, p.83.

6.2 MICROESTRUTURA E ANÁLISE FRACTOGRÁFICA, p.90.

**6.2.1 Microscopia Óptica, p.90.**

**6.2.2 Microscopia Eletrônica de Varredura, p.92.**

**7 DISCUSSÃO, p.102**

7.1 RELEVÂNCIA CLÍNICA, p.1109

**8 CONCLUSÃO, p.111**

**9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS, p.112**

# 1 INTRODUÇÃO

A distribuição e o número dos elementos dentais ausentes são fatores determinantes na tomada de decisão para a escolha do tipo de prótese dentária. A seleção de materiais e técnicas adequadas a cada situação clínica influencia o seu desempenho e, conseqüentemente, a sua longevidade clínica.

As próteses metalo-cerâmicas têm sido usadas na Odontologia para a confecção de próteses parciais fixas há muito tempo e com excelentes resultados (NISHIOKA; CARVALHO; ALMEIDA, 2002). Entretanto, os relatos de Campbell e Sozio (1988), Ferrari, Cagidiaco e Kugel (1996) e Paulillo, Serra e Francischone (1997), relacionaram algumas desvantagens no uso de subestruturas metálicas tais como: alta condutibilidade térmica e excessiva radiopacidade. Tais fatores não permitem a transmissão de luz, prejudicando a estética, principalmente nas regiões que apresentam uma gengiva marginal delgada. Reações alérgicas ao metal apresentada por alguns pacientes, e a descoloração da cerâmica ocasionada por ligas que contenham prata, também foram citados por Wen et al. (1999). Por outro lado, a cerâmica apresenta baixa condutibilidade térmica, alta resistência à corrosão e biocompatibilidade (CAMPBELL; SOZIO, 1988, FERRARI;CAGIDIACO; KUGEL 1996, PAULILLO; SERRA; FRANCISCHONE, 1997). De acordo com Malament e Grossman (1987) e Pröbster (1996), a cerâmica ainda apresenta estabilidade de cor

e baixo acúmulo de placa. Itinoche et al. (2000), salientaram que muitos problemas inerentes às restaurações metalo-cerâmicas podem ser contornados com restaurações totalmente cerâmicas.

As cerâmicas de um modo geral são materiais frágeis, suscetíveis a falharem catastróficamente quando sob tensão induzida pela presença de *gaps* ou defeitos, Os defeitos de processamento são inerentes à sua manufatura e podem ser incorporados pelo técnico laboratorial. A formação de trincas se inicia nos defeitos da microestrutura e se propagam pela fase vítrea do material levando ao seu rompimento e ao insucesso clínico da restauração (O'BRIEN, 2000).

Até bem pouco tempo, as próteses totalmente cerâmicas eram restritas a coroas unitárias e restaurações parciais devido à baixa resistência mecânica dos materiais cerâmicos disponíveis no mercado. De acordo com Fisher; Weber e Marx (2003) o uso de material cerâmico para próteses parciais fixas posteriores tem sido limitado por apresentarem baixa resistência flexural e pela pouca capacidade de dispersão de forças, ocasionando trincas em sua estrutura. Porém, estudos recentes têm demonstrado que o reforço interno destas estruturas tem melhorado significativamente estas propriedades, além de otimizar a estética devido à sua alta translucidez. (JOÃO; NÓBREGA; LACROIX, 1999; CHAIN; ARCARI; LOPES, 2000; MOHAMMAD; MASSIMILIANO; MICHAEL, 2003).

Atualmente, diversos sistemas de cerâmica pura, tais como: IPS Empress I e II, Finess AllCeram e Procera, têm se apresentado como alternativas estéticas bastante viáveis por apresentaram algum tipo de reforço em sua estrutura. Determinados cristais parecem dificultar a propagação da trinca, melhorando significativamente as propriedades mecânicas destes materiais (BLATZ, 2002). Anusavice (1998) relata que existem duas maneiras para interromper a propagação

de trincas: o uso de uma partícula de reforço com tenacidade para absorver a energia da trinca e sua força motriz propagadora e, o outro método, baseia-se na alteração estrutural cristalina sob tensão para absorver a energia da trinca.

Dentro deste conceito, foi desenvolvido o sistema In Ceram que apresenta materiais altamente aluminizados que, após receberem uma infiltração de vidro e serem submetidos à sinterização à alta temperatura, são capazes de diminuir a propagação de trincas dentro de sua estrutura e dessa forma, elevar sua resistência flexural. O sistema apresenta também uma segunda fase dispersa, que estabelece algumas diferenças em suas propriedades mecânicas. Assim, três grupos deste material compõem as variações do sistema: In Ceram Spinell, que apresenta o óxido de magnésio como partícula de reforço e deve ser indicado para áreas estéticas e restaurações unitárias em regiões de pequena carga mastigatória; In Ceram alumina, indicado para restaurações unitárias anteriores e posteriores, que apresenta maior resistência que o In Ceram Spinell e também pode ser indicado para pequenos espaços edêntulos na região anterior (McLAREN, 1998); e In Ceram zircônia, que é o mais resistente dos três materiais. Esta característica se deve ao óxido de zircônia presente em sua composição. O óxido de zircônia é capaz de produzir alterações em seu arranjo cristalino, criando uma área de resistência em torno de uma trinca, evitando a sua propagação. O In Ceram Zircônia, devido a essas propriedades, se apresenta como uma opção viável para a confecção de próteses parciais fixas em regiões com maior carga mastigatória (CARDOSO; GONÇALVES, 2002; BOTTINO et al., 2002; FRANCHISCONE; CONEGLIAN; CARVALHO, 2004).

O aumento do espaço edêntulo na região posterior representa um desafio para os materiais cerâmicos, pois as dificuldades de manuseio deste material,

podem se tornar críticas em condições de aumento de carga. Dessa forma, ainda restam dúvidas quanto à resistência das próteses parciais fixas totalmente cerâmicas em região posterior.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 OBJETIVO GERAL**

O objetivo deste estudo foi avaliar a relevância da extensão do segmento ausente para planejamento de próteses parciais fixas confeccionadas em In Ceram Zircônia.

### **2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Estudar a influência das dimensões sobre a resistência ao carregamento flexural de barras cerâmicas confeccionadas em In Ceram Zircônia.
- 2 Estudar a influência da distância entre pontos de apoio, sobre a resistência ao carregamento flexural de barras cerâmicas confeccionadas em In Ceram Zircônia.

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

O uso da cerâmica como material dentário remonta de dois séculos. Em 1774, o químico e farmacêutico francês Aléxis Duchâteau idealizou e, com o auxílio do cirurgião Nicholas Dubois de Chermont, confeccionou uma prótese totalmente em cerâmica (VELASCO et al., 2003). Durante o século XIX, a cerâmica foi bastante estudada para ser empregada na Odontologia e em 1808, na Itália, Fronzi confeccionou o primeiro dente unitário em porcelana. Um pouco mais tarde, em 1839, John Murphy em Londres, introduziu a técnica da folha de platina, permitindo assim a confecção de coroas de jaqueta para dentes anteriores, porém ainda apresentavam baixa resistência (CRAIG; POWERS, 2004). Até que McLean, em 1965, introduziu a porcelana reforçada por alumina também para confecção de coroas de jaqueta (ANUSAVICE, 1993; SOARES, 2002).

A partir daí as cerâmicas foram bastante difundidas, contudo problemas como fragilidade e integridade das margens acabaram limitando o seu uso. Somente na década de 80, com o aprimoramento estrutural das cerâmicas e o desenvolvimento de técnicas adequadas, conseguiram-se bons resultados clínicos reativando o interesse por estas restaurações e reabilitando assim a técnica (BAHLIS; RODRIGUES; LORO, 2001).

As próteses dentárias são dispositivos artificiais que restauram a estrutura dental perdida, porém necessitam de determinadas propriedades mecânicas para exibirem boa performance clínica. Essas propriedades mecânicas são influenciadas pela microestrutura dos materiais, pelo desenho da prótese e pelo sistema de forças a que são submetidas.

Para materiais frágeis, como as cerâmicas dentais, o mecanismo de falha usualmente ocorre devido à presença de defeitos em sua estrutura, como bolhas ou poros, que, aliados a sua baixa elasticidade, induzem à falhas catastróficas.

Dentro da estrutura de uma prótese parcial fixa, o padrão da distribuição de tensão gerada pela aplicação de uma força normal, ocorre de forma diferenciada em função da sua forma, espessura, localização e material utilizado. Dessa forma, estas questões devem ser consideradas relevantes no desenvolvimento do desenho deste tipo de prótese.

### 3.1 MICROESTRUTURA

A microestrutura dos materiais cerâmicos pode ser influenciada pelo seu processamento. Dessa forma, como suas propriedades mecânicas estão relacionadas com a fase cristalina, mudanças podem ocorrer resultando no insucesso clínico do material.

#### 3.1.1 Definições

A definição dada por Clarke (1992) para compósito é que esses materiais consistem de uma microestrutura isolada, discreta e dispersa, que se encontra embebida por uma matriz composta por um material homogêneo. Mais ainda, que cada fase contribui com suas propriedades, de modo a se obter um compósito com

características próprias. Segundo o mesmo autor, quando ocorre uma interpenetração entre essas fases, as propriedades estruturais destes materiais encontram-se melhoradas. Portanto, a formação de uma estrutura porosa exibida pelo material utilizado nesta pesquisa, após ser interpenetrada por uma estrutura vítrea fundível por ação de capilaridade, produz uma estrutura capaz de suportar maiores cargas. Também são conhecidos como compósitos de fases interpenetráveis, diferentemente dos compósitos reforçados por fibras, que apresentam uma estrutura acomodada de forma estratificada, mas não interpenetrada.

Já Giordano (1996) definiu as cerâmicas como um material inorgânico, não metálico, que apresenta uma mistura complexa de óxidos, carbonetos e nitratos. Relatou também, que a estrutura cristalina deste material se apresenta de forma periódica e regular, podendo exibir ligações iônicas e covalentes e, que embora sejam materiais resistentes à compressão, sob tensão podem apresentar falha catastrófica.

### **3.1.2 Composição**

Kon; Ishikawa e Kuwayama (1990) estudaram os efeitos da adição de zircônia ao material cerâmico e concluíram que a resistência à flexão e à fratura foram aumentadas em torno de 20 a 80% em uma dispersão de 50% em peso, decorrente da capacidade desta partícula de absorver a energia propagadora da trinca em sua transformação de zircônia tetragonal para monoclínica.

A análise em microscopia eletrônica de varredura feita por Hornberger e Marquis (1996) mostrou que o In Ceram Alumina apresenta 25% em volume de fase vítrea, 70% em volume de alumina e 5% em volume de porosidade. Esses autores

afirmaram que os vidros cerâmicos se apresentam como o material ideal para a substituição da estrutura dental perdida por apresentarem alta resistência à abrasão e serem quimicamente inertes, além de possuírem excelente estética. Dentro deste contexto, ratificaram o fato do sistema In Ceram apresentar um aumento da resistência, pela infiltração de um vidro de lantânio numa estrutura essencialmente composta de grãos cristalinos de tri óxido de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ).

Para Bottino, Faria e Buso (2006) o In Ceram Zircônia apresenta 67% de tri óxido de alumina e 13% de dióxido de zircônia em sua composição. Os autores ressaltaram, que a alta resistência à fratura do dióxido de zircônia foi combinada com as propriedades mecânicas do tri óxido de alumínio, obtendo-se assim um sistema cerâmico capaz de resistir às áreas de forte carregamento.

### **3.1.3 Fases Cristalinas**

Seghi; Denry e Rosentiel (1995) demonstraram, após estudos investigativos em cerâmica feldspática reforçada por leucita, alumina e zircônia, vidros cerâmicos e In Ceram Alumina, que os materiais que apresentavam algum tipo de reforço em sua estrutura também apresentavam maior resistência à fratura que as cerâmicas feldspáticas e os vidros cerâmicos. Relataram também, que a fase cristalina contribui para as propriedades ópticas do material cerâmico e, que o tamanho, a distribuição e a natureza desta fase parecem contribuir largamente para o seu comportamento mecânico. Entre os materiais testados neste estudo, o melhor resultado de resistência à fratura foi apresentado pelo sistema In Ceram (dureza de 9.82 GPa) e o pior resultado foi apresentado pelo vidro cerâmico (dureza de 3.72 GPa).

De acordo com Hornberger e Marquis (1996) as partículas do In Ceram Alumina se apresentam em três formas distintas: 1- Pastilhas com um diâmetro de

4 a 12  $\mu\text{m}$  e 1 a 2  $\mu\text{m}$  de espessura, que estão arrumadas em camadas, resultantes do processo de slip-casting; 2- Facetadas com um diâmetro de 1 a 4  $\mu\text{m}$  de forma tridimensional, o que permite maior contato com as outras partículas; 3- Pequenas esferas com um diâmetro menor que 0,4 $\mu\text{m}$ , que se encontram dispersas entre as outras partículas. Fica claro que o formato das partículas atua de forma importante nas propriedades do material, pois as partículas facetadas permitem um relaxamento da tensão interna evitando a formação de trincas na interface formada pelos grãos e o vidro. Apresentam também superfície de contato e permitem uma aproximação maior com outras partículas, com menor probabilidade de defeitos, que podem ser preenchidos pelas partículas esféricas.

De forma mais direcionada ao estudo do cristal, Piconi e Maccauro (1999), ao estudarem a cerâmica reforçada por zircônia, salientaram sua boa compatibilidade química e estabilidade dimensional. Relataram que, dependendo de alguns fatores a zircônia, se apresenta como um polimorfo: monoclinica, cúbica e tetragonal. Os autores também observaram, que um precipitado tetragonal finamente disperso numa matriz cúbica foi capaz de se transformar numa fase monoclinica na presença de uma trinca, dissipando sua energia. A fase monoclinica está presente de forma estável na temperatura ambiente, acima de 1170°C ela se transforma em tetragonal e acima de 2370°C em cúbica. É interessante comentar que a zircônia tetragonal pode ser considerada metaestável devido à sua alta temperatura, portanto a quantidade desta partícula na estrutura da cerâmica, pode apresentar uma condição favorável à interrupção de trincas, pois é através da sua transformação em zircônia monoclinica que este fenômeno ocorre.

O'Brien (2000) afirmou que muitos sistemas cerâmicos utilizam a dispersão de partículas de modo a obter maior resistência, com a intenção de substituir os

casquetes metálicos. Essa dispersão de partículas finas dentro da matriz vítrea é capaz de promover um significativo aumento na resistência dos materiais cerâmicos, pois interferem na propagação das trincas pela diferença de coeficiente de expansão térmica. Entretanto um acréscimo muito grande de partículas aumenta a viscosidade, interferindo no processo de queima utilizado nos fornos convencionais.

Com o foco direcionado ao arranjo atômico do material, Guazzato et al. (2002) concordam com Picconi e Macauro (1999) sobre o fenômeno de transformação de fases induzido pelo campo de tensões: 1. Fase cúbica – só é estável a temperaturas muito altas para a zircônia pura; 2. Fase tetragonal – estável a temperatura ambiente, dependendo da sua concentração e do tamanho do grão; e 3. Fase Monoclínica – estável a baixas temperaturas. A transformação de fase tetragonal para monoclínica, exibe um aumento de volume em torno de quatro por cento. Esta transformação pode ser iniciada pela presença de tensão ao redor do topo de uma trinca, criando uma tensão compressiva ao seu redor, o que aumenta muito a resistência do material.

Este estudo demonstrou, através de uma investigação comparativa das propriedades mecânicas entre In Ceram Alumina e In Ceram Zircônia, não haver diferença estatística significativa na resistência flexural entre esses dois materiais. Porém, o In Ceram Zircônia apresentou maior resistência para o teste de endentação e, os dados obtidos após a difração de RX, mostraram uma pequena transformação de tetragonal para monoclínica.

### **3.1.4 Processamento**

Pröbster e Dichl (1992) descreveram a técnica do In Ceram pelo o uso de alumina e vidro em dois passos para criar uma estrutura altamente resistente.

Partículas de alumina em grãos muito finos, são sinterizadas para formar uma subestrutura porosa, a qual é infiltrada de vidro. A combinação destes dois processos promove uma contração excessivamente pequena, pois a primeira sinterização a que a estrutura de alumina é submetida ocorre à temperatura mais baixa. A posterior infiltração do vidro promove o completo vedamento da estrutura obtida, promovendo ótima adaptação, ausência de poros e resultando num aumento de resistência.

Para Ritter (1995) as fendas nos materiais cerâmicos se formam durante a sinterização pela formação de poros devido à diferença do coeficiente de expansão térmica entre os grãos e partículas. Entretanto, este autor também salientou que essas trincas pré-existentes podem ser formadas na superfície do material por abrasão (pó) ou corrosão (água) e, que a distribuição e o tamanho destes defeitos, são determinantes na resistência à fratura destes materiais.

Kelly; Nishimura e Campbell (1996) também discorreram sobre a técnica de processamento do sistema In Ceram e ressaltaram que as partículas de alumina são parcialmente sinterizadas para que se aproximem e ocorra o seu “empescoçamento”. A estrutura obtida apresenta então porosidades, que serão preenchidas pelo vidro de lantânio que, além de promover o reforço da estrutura, também aumenta o índice de refração da luz, otimizando a estética deste material.

Em seus estudos Mecholsky (1995) ressaltou, que a resistência de qualquer material depende do tamanho da trinca ou dos defeitos incorporados durante seu processamento, produção ou manufatura e se apresenta como um parâmetro apropriado para esta avaliação.

Campbell et al. (1995) estudaram a contração linear exibida pelo sistema In Ceram nos diversos passos do seu processamento e como essa contração pode ser

evitada. Esses autores observaram que, se uma excessiva quantidade de líquido for utilizada e se as partículas não forem adequadamente embebidas e compactadas na mistura inicial, o primeiro processo de sinterização promoverá uma excessiva contração, conseqüentemente diminuindo a adaptação marginal. Esta questão também poderá interferir na resistência do material, pois as características necessárias à estrutura a ser infiltrada pelo vidro não serão obtidas. Sendo assim, os autores concluíram que a densidade desta mistura inicial pode ser crítica para a manutenção das propriedades deste material.

É importante lembrar que no sistema In Ceram, por exibir baixa viscosidade, o vidro de alumino-silicato de lantânio apresenta alta molhabilidade, o que lhe confere maior difusão na alumina porosa obtida após a primeira sinterização. Portanto, Wagner e Chu (1996) demonstraram que a alta resistência à fratura exibida pelo In Ceram ocorreu após a infiltração de vidro e que este processo parece tornar mais difícil à propagação da trinca.

Para Qualtrough e Piddock (1999) até 1980 a escolha de uma cerâmica dental estava restrita aos pós cerâmicos, os quais eram sinterizados sobre estruturas metálicas, ou usados para produzir restaurações totalmente cerâmicas pela queima desta sobre um troquel refratário. A partir desta data, vários outros tipos de cerâmica, em conjunto com vários métodos de processamento, foram disponibilizados no mercado odontológico, objetivando minimizar a incorporação de defeitos e/ou melhorar as propriedades deste material. Dessa forma, os autores, através de uma revisão bibliográfica, objetivaram esclarecer as indicações, contra-indicações e limitações destes novos materiais. Particularmente, discorreram sobre o sistema In Ceram como um material cuja técnica permite a inclusão de alta proporção de material cristalino (cerca de 85%) com posterior infiltração de vidro por

capilaridade, o que lhe confere uma estrutura densa com alta resistência e alto módulo de elasticidade.

Thompson (2000) ratificou em seu estudo que o processo de manufatura das cerâmicas dentais pode limitar a resistência desses materiais, devido à incorporação de bolhas ou defeitos em sua estrutura. Para este autor os defeitos podem ser classificados como: 1. Intrínsecos – estão relacionados ao tamanho e largura dos grãos, limite de fases, transformação de fase, micro-trincas por contração anisotrópica ou diferente expansão da fase cristalina; 2. Extrínsecos – são introduzidos pelo processo de manufatura, polimento e acabamento.

Mais especificamente, McLean (2001) relatou que a técnica *slip-cast* consiste no preparo de uma suspensão estável que, quando aplicada sobre a superfície de um troquel poroso, absorve a fase líquida por princípios de capilaridade. Esta técnica resulta na formação de uma estrutura também porosa, que após ser sinterizada, é infiltrada por uma fase vítrea, exibindo então alta resistência.

Qualtrough e Piddock (2002) relataram que a técnica de processamento do sistema In Ceram permite a inclusão de alta proporção (85%) de material cristalino. Este material, após o seu ciclo final de sinterização, apresenta alta resistência e alto módulo de elasticidade.

O experimento de Zacché (2004) indicou que o tipo de tratamento mecânico de superfície dado aos espécimes cerâmicos, foi capaz de alterar de forma significativa suas propriedades. O autor observou que o grupo que recebeu jateamento e tratamento térmico foi capaz de recuperar em parte as características micro estruturais alteradas pelos tratamentos de usinagem e jateamento. O arranjo atômico exibido pelas partículas de zircônia na microestrutura é dependente da temperatura e portanto, é influenciado pela usinagem das peças protéticas. Dessa

forma, o processamento inadequado desses materiais pode alterar a resistência e exigir tratamentos adicionais, para que as propriedades perdidas sejam restabelecidas.

Logo a seguir, Guazzato et al. (2005) ressaltaram que a tensão compressiva gerada, por exemplo, por um desgaste, polimento e/ou um jateamento da superfície no In Ceram zircônia, pode aumentar a transformação de fase tetragonal para monoclínica. Isto sugere que estes procedimentos podem deixar expostos defeitos estruturais que comprometeriam as propriedades do material. Pode-se então perceber, que da mesma forma que Zacché (2004), este estudo sugere que cuidados sejam tomados durante e após estes procedimentos.

### **3.1.5 Inter-relação da Microestrutura com as Propriedades Mecânicas**

Em 1965, McLean e Hughes afirmaram que as porcelanas dentais fraturam devido à presença de micro-trincas, por aumentarem as áreas concentradoras de tensão. Acrescentaram que, quanto maior a trinca, menor é a tensão necessária para propagá-la e, que num sólido frágil sob tensão, uma vez iniciada a trinca, ela se estenderá até que a fratura completa ocorra de modo imprevisível, caracterizando o que podemos chamar de “falha catastrófica”. Para evitar este tipo de falha, invariavelmente uma infra-estrutura de reforço metálico era utilizada em coroas e próteses parciais fixas. Todavia, essa técnica exigia um desgaste acentuado do tecido dentário, o que é indesejado, principalmente em pacientes jovens, onde a câmara pulpar ocupa um espaço considerável na coroa dental. A estética também se apresentava como outro fator igualmente limitante, pois pacientes com margem gengival delgada deixavam transparecer a margem metálica.

Com o intuito de determinar os efeitos da introdução de partículas de reforço na matriz de vidro, os autores utilizaram neste estudo várias misturas, de modo que as propriedades dos espécimes pudessem ser medidas e comparadas. Vários tamanhos de cristal de alumina e um vidro de baixa fusão foram utilizados e queimados a vácuo. Os resultados mostraram que as propriedades mecânicas aumentam e a porosidade diminui com a diminuição do tamanho do grão utilizado na fase de reforço, particularmente quando queimados a vácuo. Entretanto, o uso excessivo de grãos muito finos promove uma opacificação indesejável nas cerâmicas dentais, o que mostra ser fundamental a seleção cuidadosa do tamanho e da quantidade desses grãos para controlar e/ou minimizar este efeito. A alumina foi selecionada como óxido cerâmico de escolha por apresentar algumas vantagens. A alumina é, por exemplo, um óxido de alumínio extraído de um mineral, a bauxita. A partir do mineral bruto, um tri-hidrato de alumina é obtido, que através de um processo de calcinação é convertido em alumina. Dependendo da temperatura de calcinação, duas formas de alumina podem ser obtidas: a  $\alpha$ -alumina e  $\gamma$ -alumina, sendo então apresentada comercialmente como um fino pó, geralmente com um tamanho abaixo de 10 ou 20 $\mu$  (VILLAR, 2002). O que ocorre durante a queima é, primeiramente uma aproximação entre as partículas adjacentes (o que normalmente ocorre no processo de sinterização - uma fusão parcial), com posterior migração de átomos de uma partícula para outra, resultando num aglomerado que apresenta uma estrutura cristalina mais resistente.

Dois métodos de reforço foram sugeridos pelos autores para as porcelanas dentais: primeiro, uma cerâmica de alta resistência desenvolvida para substituir o metal, que não precisaria apresentar alta translucidez desde que fosse coberta por uma cerâmica de esmalte que apresentasse essa característica. Segundo, devido à

alta resistência dos óxidos cerâmicos, poderia ser confeccionada, no desenho destas estruturas, uma forma de retenção que permitisse a aplicação e posterior queima de uma cerâmica translúcida. Para ambas estas alternativas, um número considerável de óxidos cerâmicos foi testado levando em conta fatores como: temperatura de fusão, resistência mecânica, coeficiente de expansão térmica, propriedades adesivas com as cerâmicas de cobertura, cor e valores estéticos.

A partir deste ponto, uma forte tendência ocorreu no sentido de se encontrar partículas de reforço que não apresentassem efeitos estéticos indesejáveis. Tornou-se então de suma importância o entendimento de propagação destas trincas, para que recursos efetivos fossem desenvolvidos objetivando o reforço desses materiais. Dessa forma, Garvie e Nicholson (1972) citaram o método de difração de raios X como um método capaz de quantificar a fase cristalina das cerâmicas, como a fase monoclinica do dióxido de zircônia. Através desta técnica é possível avaliar o comportamento mecânico das cerâmicas em função da sua fase dispersa, estabelecendo uma relação importante para o entendimento do processo de falha desses materiais.

Também o conhecimento das características dos cristais possibilitou uma melhor compreensão do comportamento dos materiais cerâmicos. Para Claussen (1976) a resistência à fratura do trióxido de alumínio foi consideravelmente aumentada com a incorporação de uma segunda fase dispersa de partículas de dióxido de zircônia. O autor utilizou uma cerâmica à base de alumina onde dois tipos de segunda fase dispersa foram incluídas. Uma apresentava dióxido de zircônia com tamanho de  $0,3\mu$  e outra com  $1,25\mu$ . É importante esclarecer que o dióxido de zircônia apresenta um coeficiente de expansão térmica mais baixo que o da matriz vítrea. Os espécimes foram testados quanto à sua resistência flexural e quanto à

sua resistência à fratura. Os dados obtidos indicaram que, em ambos os casos, o aumento do volume da segunda fase dispersa aumenta o valor de resistência à fratura. Além disso, os dois compostos possuem uma resistência máxima à fratura associado a uma fração de volume. Se a fração do volume for aumentada a partir desse valor, a resistência à fratura começa a diminuir, pois micro-trincas começam a ocorrer entre as partículas. Como no segundo composto as partículas são maiores, existe menos espaço entre as partículas, conseqüentemente, menor possibilidade de formação de micro-trincas entre elas. E ainda, como o segundo composto apresenta menor quantidade de fase vítrea, devido ao tamanho das partículas, a tensão máxima de fratura foi maior do que a tensão máxima apresentada pelo primeiro composto. Esta partícula apresenta a capacidade de absorver a energia produzida pela trinca e com isso passar a exibir uma arrumação atômica diferenciada, capaz de impedir sua propagação. A inclusão de uma segunda fase dispersa atua como um bloqueador na propagação da trinca. Este aumento na resistência à fratura é geralmente atribuído à interação do topo da trinca com esta segunda fase. Outro mecanismo que também pode aumentar a resistência à fratura, sob certas condições, é a interação do topo da trinca com micro-trincas pré-existentes, pois para que uma trinca se propague é necessária a existência de um meio de propagação, o que não acontece quando o topo da trinca encontra o espaço vazio de uma micro-trinca pré-existente. Este segundo tipo de mecanismo contribui para o bom comportamento desses materiais quando submetidos a altas temperaturas, porém deve ser utilizado de forma criteriosa, pois uma grande quantidade ou uma distribuição concentrada dessas micro-trincas, certamente atuaria de forma inversa, levando a uma maior fragilidade do material. O método mais seguro para criação de micro-trincas controladas em uma matriz de cerâmica é

a incorporação de partículas de segunda fase que apresentem um coeficiente de expansão térmica consideravelmente mais baixo que o da matriz.

Outro fenômeno interessante, é que embora a tensão máxima seja independente do tamanho das partículas, trincas são observadas adjacentes somente a partículas maiores e não a partículas menores, ficando claro que existe um tamanho crítico de partículas, abaixo do qual as trincas não ocorrem. Neste estudo ficou evidente, que se trabalharmos com frações de volume até 12%, o primeiro composto é mais resistente, mas a partir desse valor o segundo composto assume a maior resistência. Isto se deve ao fato de que, em pequenas frações de volume, ambos os compostos apresentam praticamente o mesmo espaço entre as partículas, então a presença das micro-trincas pré-existentes é maior no primeiro composto. Já, quando a fração de volume é grande, o segundo composto é o mais resistente, pois apresenta menos espaços entre as partículas, conseqüentemente menor possibilidade de ocorrência de micro-trincas entre elas.

A fractografia ultra-sônica foi utilizada por Green, Nicholson e Embury (1977) para medir a alta velocidade de uma trinca. Este método consiste na transmissão de ondas ultra-sônicas por uma amostra no momento da sua fratura. Esta técnica parece ser apropriada para avaliar as mudanças na propagação e na velocidade das trincas nos materiais frágeis.

Os estudos de Green (1981) também indicaram que a propagação das trincas nos materiais frágeis é particularmente aumentada quando sob tensão. A diferença de elasticidade entre a matriz vítrea e as estruturas de reforço, dá origem a pontos concentradores de tensão que parecem ajudar a propagação destas trincas. Este autor ainda relaciona o aumento da resistência com a formação de micro-trincas, através de uma tensão induzida. Esta tensão reduziria o tamanho crítico dessas

micro-trincas e pode ser obtida através de partículas que apresentem um coeficiente de expansão térmico maior do que o da matriz vítrea ou através da redução do volume, desenvolvendo trincas circunferenciais. Da mesma forma, as partículas que apresentem um coeficiente de expansão térmica menor do que o da matriz ou expansão de volume desenvolvem trincas radiais. Este estudo ainda indicou, que micro-trincas induzidas por tensão são apropriadas para situações onde a tensão crítica para as falhas locais é baixa.

Observando a capacidade de alguns cristais de absorverem a energia propagadora das trincas através de uma transformação de volume, McMeeking e Evans (1982) perceberam que esta redução da tensão ocorre principalmente numa zona ao redor do ponto inicial da trinca. O aumento de volume de alguns cristais, através da absorção da energia concentrada neste ponto, cria uma tensão compressiva que minimiza a evolução da trinca, pois a energia residual a torna menos capaz de se propagar. A presença deste fenômeno físico apresentado por determinados cristais, pode ser um indicador da resistência do material. A tensão crítica para a formação de micro-trincas depende do tamanho da partícula, temperatura, composição química e dureza da matriz vítrea.

O crescimento de trincas num material suscetível à micro-trincas é fortemente influenciado pela extensão e morfologia dessas micro-trincas induzidas ao redor da trinca primária. Ao redor de uma trinca se forma uma zona de energia residual densa que deriva primariamente da dilatação que a acompanha, logo a resistência dos materiais frágeis cresce com o reforço desta área, ou seja, ao redor do ponto inicial da trinca (EVANS; FABER, 1984).

Ainda dentro do conceito de propagação de trincas, Campbell e Kelly (1989) afirmaram que a resistência dos materiais frágeis, como os vidros cerâmicos, é

dependente da presença de fendas ou poros, os quais atuam como concentradores de tensão. Os vidros cerâmicos apresentam uma translucidez natural que possibilita vantagens estéticas consideráveis. Este tipo de material usa a cristalização controlada do vidro, através de um reaquecimento, como um mecanismo de resistência, conhecido como processo de ceramização. Durante este processo de ceramização uma camada opaca de  $25\mu$  a  $100\mu$  se forma na superfície do vidro, contendo longos cristais perpendiculares a esta superfície. Estes cristais característicos são mais bem visualizados nos locais onde houve formação de bolhas, o que leva à sua exposição. O comprimento destes cristais parece corresponder à largura desta camada, o que traduz a importância deste componente. Este processo visa selar os defeitos formados durante a fundição, mas este estudo mostrou que existem evidências de formação de poros também durante esta ceramização, explicando a baixa resistência do material.

Morena; Lockwood e Fairhust (1986) afirmaram que as cerâmicas dentais, como todos os materiais frágeis, sofrem da inabilidade de absorver apreciável quantidade de deformação elástica. A resistência à fratura de um material cerâmico ou frágil é relatada como o nível de tensão que deve ser atingido nas áreas que circundam o topo da trinca, antes que uma falha catastrófica aconteça. Os autores classificaram as cerâmicas dentais como compósitos cerâmicos que apresentam fases distintas: uma matriz vítrea que apresenta uma dispersão cristalina. Ao estudarem a evolução de trincas entre uma cerâmica feldspática e uma cerâmica aluminizada pela técnica da endentação, observaram que na cerâmica aluminizada o cristal foi capaz de interromper a trinca e que na cerâmica feldspática a trinca evoluiu através dos cristais, contornando-os. Portanto, a forma e o tipo de cristais

dispersos na fase vítrea parecem ser de fundamental importância para o reforço do material.

Da mesma forma, Kelly; Campbell e Bowen (1989) afirmaram que as cerâmicas dentais são extremamente sensíveis à fratura, que se inicia nos defeitos incorporados durante a sua manufatura e que os mesmos são dependentes do tamanho do grão e do coeficiente de expansão térmica da matriz vítrea e da partícula de reforço. Nesta pesquisa a fractografia quantitativa foi utilizada para estudar a falha em cerâmica aluminosa (Vitadur-N) e em vidros cerâmicos (Dicor). Barras desses dois materiais foram construídas e submetidas ao teste de quatro pontos, após o que as superfícies fraturadas foram avaliadas através de microscopia eletrônica de varredura. Foi verificado que o início da fratura ocorreu nas superfícies que geralmente apresentavam alguma porosidade e o material que apresentou a menor resistência foi o vidro cerâmico utilizado. O vidro cerâmico apresentou dois tipos de porosidade: porosidade formada pelo processo de fundição e porosidade associada à orientação de cristais pontiagudos, característicos da microestrutura deste material. O excesso de porosidade pode explicar os baixos valores de resistência encontrados nos vidros cerâmicos.

A fractografia é um método de estudo bastante interessante para os materiais frágeis. Segundo Kelly et al. (1990) é o estudo das superfícies fraturadas, utilizado para determinar, entre outras coisas, a origem da falha e a propagação da trinca. Através desta técnica a formação das trincas pode ser explicada através de três zonas a partir de sua origem: a) uma região lisa conhecida como "*mirror*", onde a trinca não tem energia suficiente para se propagar, nem para abrir uma fenda; b) uma região rugosa, onde há energia para a abertura da fenda, porém não para a sua propagação, conhecida como "*mist region*" e c) uma região com energia suficiente

para a abertura da fenda e para a propagação, conhecida como "*hackle region*" (é o topo da trinca). O raio da sobreposição destas zonas pode determinar o padrão de fratura. Relataram que, a presença de bolhas ou defeitos na cerâmica é uma característica inerente ao material, mas que também podem ser introduzidos na massa cerâmica durante a compactação do pó, modelagem, secagem ou queima e, que, quando em tensão, crescem e podem levar a uma falha catastrófica. Acrescentaram que, esses defeitos crescem relativamente devagar no início, até que uma intensidade de tensão no topo deste defeito atua como um valor crítico que difere de acordo com o material, levando à falha. Após a avaliação destes conceitos, 12 restaurações totalmente cerâmicas que falharam clinicamente foram utilizadas neste estudo. Essas restaurações foram construídas com Dicor e com Cerestore e a falha ocorreu no período de um a três anos após a cimentação. O raio das zonas formadas a partir da origem até o topo da trinca foi medido e os dados obtidos foram usados para estimar a tensão máxima da falha. Pode ser concluído que, em ambos os materiais, a origem da falha ocorreu na superfície interna, indicando esta região como a de mais alta tensão e/ou maiores defeitos.

Evans (1990), da mesma forma que autores anteriormente citados, ressaltou que a resistência dos materiais frágeis à propagação de trincas pode ser fortemente influenciada por sua microestrutura e pelo uso de vários tipos de reforço.

Para Kern; Knode e Strub (1991) a intensa proximidade das partículas de óxido de alumínio exibidas no sistema In Ceram contribuem para a limitação da propagação de trincas. No entanto, estes autores não recomendam o uso deste material para casos acentuados de sobre mordida e/ou bruxismo.

Para Seghi; Denry e Brajevic (1992) o processo de troca iônica foi observado como efetivo para aumentar a resistência flexural da maioria das cerâmicas dentais,

também limitando o efeito de propagação de trinca. Este processo consiste na formação de uma camada compressiva na superfície do material, através de uma troca iônica que mantém a neutralidade elétrica, mas ocupa um largo volume na matriz de vidro diretamente adjacente a essa superfície. O mais comumente utilizado ocorre pela substituição de pequenos íons de sódio da fase vítrea por íons maiores de potássio. Logo, este processo parece ser influenciado pela quantidade e pela mobilidade de íons sódio encontrado nos diversos tipos de cerâmicas e, apresenta ainda uma limitação a ser considerada, pois o mecanismo de resistência se encontra confinado à superfície do material.

A influência de outros fatores pode acelerar o processo de falha nas cerâmicas dentais. Yoshinari e Dérand (1994) definiram as cerâmicas como materiais frágeis, pois apresentam limitada resistência à tensão e são sujeitas a falhas em função do tempo, não só devido à presença de micro defeitos em sua estrutura, como também pela degradação exibida em ambiente aquoso, resultando no crescimento lento da trinca. Este fenômeno é conhecido como “corrosão por tensão”.

Kelly (1995) ampliou a avaliação da resistência dos materiais frágeis, pois além do conhecimento da sua microestrutura, o autor declarou também a importância do conhecimento do seu processamento, da metodologia e do ambiente do teste utilizado e do mecanismo de falha. Acrescentou que outras variáveis, tais como: distribuição da tensão e distribuição e tamanho dos defeitos, podem afetar sobremaneira a resistência destes materiais. Mais ainda, que esta resistência é tempo-dependente do ambiente em que está contido, pois se reduz drasticamente pelo crescimento lento da trinca em presença de água.

Estudando vários tipos de cerâmicas, foi observado por Seghi e Sorensen (1995) que o In Ceram Zircônia apresentou o mais alto valor para o módulo de ruptura, quando comparado aos demais sistemas estudados (604 MPa). Os autores quantificaram o aumento de volume apresentado pelas partículas de zircônia, que se encontra numa taxa em torno de três a cinco por cento, o que parece ser capaz de limitar ou impedir a propagação da trinca, não só pela absorção da sua energia, como também pela tensão compressiva gerada ao seu redor.

As considerações de Rosenblum e Schulman (1997) apontaram as cerâmicas como um material que apresenta grande fragilidade à fratura pela rápida e ininterrupta propagação de trincas, mas ressaltaram que a inclusão de pequenos cristais dispersos dentro de sua estrutura são capazes de impedir tal fenômeno.

Porém, para Giordano (2000) todos os sistemas cerâmicos apresentam limitações de uso e não se deveria ultrapassá-las para que as falhas sejam minimizadas. O autor citou o estudo de Hornerberger, Vollman e Thiel (1999), que afirmaram que áreas que requerem alta translucidez, podem ser restauradas com as cerâmicas infiltradas de vidro com sucesso. Entretanto, as regiões de maior esforço mastigatório deveriam ter como escolha restauradora uma cerâmica reforçada com zircônia, por apresentar uma taxa de sucesso longitudinal de 98% num período de sete anos.

O autor classificou o In Ceram como um composto de fases interpenetradas, onde as duas fases estão entrelaçadas e se estendem continuamente da superfície externa à superfície interna do material. Esta geometria exige um padrão de propagação da trinca tortuoso através dessa alternância de camadas, diminuindo sua energia.

De acordo com Touati, Miara e Nathanson (2000) o mecanismo de fratura está relacionado à micro trincas. Essas micro trincas ocorrem durante o processo de queima e resfriamento e são submetidas a tensões contínuas na cavidade oral. A superfície interna da peças protética é submetida a forças tensionais, abrindo essas micro-trincas e propagando-as continuamente em direção à superfície. Com o tempo, a superfície externa é alcançada levando à sua fratura.

Guazzato et al. A (2004) discorreram sobre os mecanismos mais relevantes que são capazes de inibir a propagação de uma trinca. Estes mecanismos podem ser classificados como: 1. Deflexão da trinca – ocorre quando a trinca é defletida de sua trajetória como resultado de uma tensão residual, uma segunda fase resistente à fratura ou o tamanho do grão; 2. Zona de proteção – a qual provoca uma redução de tensão no topo da trinca; 3. Proteção de contato – ocorre devido ao contato físico entre os grãos devido à abertura da trinca, que os empurra uns de encontro aos outros; 4. Propagação da trinca – pode provocar o aumento de volume de certos cristais, o que promove uma força compressiva ao redor do topo da trinca

Baseados nestas considerações, pode-se afirmar que a microestrutura dos materiais cerâmicos exerce um papel fundamental em suas propriedades mecânicas. Ficou evidente que a propagação de trincas é o principal fator responsável pela falha do material, porém uma segunda fase dispersa aumenta de forma considerável a sua resistência à fratura e a sua resistência flexural. Entretanto, outros mecanismos de reforço podem ser utilizados, como a indução de pré-trincas, adição de partículas capazes de absorver a energia de propagação da trinca ou uma troca iônica.

### 3.1.6 Resistência Flexural

Para que a aplicação dos diversos materiais disponíveis possa ser otimizada, testes laboratoriais se apresentam como uma importante ferramenta neste processo. Estes testes necessitam de uma metodologia que os tornem capazes de serem reproduzíveis, simples e confiáveis. Para as cerâmicas, o teste de resistência flexural se apresenta como o mais comumente usado por sua sensibilidade e facilidade de execução.

A indicação de próteses totalmente cerâmicas para pacientes que apresentam uma força mastigatória exagerada, deve ser criteriosamente avaliada. De acordo com os resultados encontrados no estudo de Gibbs et al. (1986), a força mastigatória de pacientes portadores de bruxismo pode ser de até seis vezes maior do que de um paciente que não apresenta este hábito para-funcional, podendo chegar a 443 Kg. Portanto, as tensões geradas pelos hábitos para-funcionais podem exceder a resistência dos materiais cerâmicos, levando à sua falha e limitando o seu uso nestas condições. Da mesma forma, Bahlis; Rodrigues e Loro (2001) relataram ser de grande importância à avaliação da oclusão e de hábitos para-funcionais no planejamento restaurador com sistema totalmente cerâmicos.

Um estudo comparativo foi realizado por Campbell e Sozio (1988) entre próteses parciais fixas com subestrutura metálica e com subestruturas totalmente cerâmicas. Foi verificado que a resistência das próteses totalmente cerâmicas foi significativamente mais baixa, sendo estimada pelos autores em torno de 50%. Porém, embora as próteses fixas que receberam infra-estrutura metálica tenham se apresentado mais resistente, sob condições de força mastigatória normal e respeitando uma correta indicação clínica, as próteses fixas totalmente cerâmicas parecem ser uma opção aceitável de tratamento.

Pröbster e Dichl (1992) realizaram um estudo que avaliou a resistência flexural de uma cerâmica feldspática (Vitadur), um vidro cerâmico (Dicor) e uma cerâmica altamente aluminizada (In Ceram). Os resultados mostraram que a cerâmica altamente aluminizada (In Ceram) exibiu uma resistência flexural 10 vezes maior do que a cerâmica feldspática e quatro vezes maior do que os vidros cerâmicos. Este resultado levou os autores à conclusão de que este material parece promissor quanto a ser indicado para a região posterior e para a construção de próteses parciais fixas.

No estudo comparativo de Grey, Piddock e Wilson (1993) a média de falha dos espécimes confeccionados em In Ceram Alumina (1609N) foi significativamente mais alta que a dos espécimes confeccionados em Vitadur N (916N), porém não apresentou diferença significativa para os espécimes em metalo-cerâmica (1557N). Os espécimes de In Ceram Alumina avaliados em microscopia eletrônica, apresentaram pouca porosidade, com a quase completa infiltração do vidro sendo alcançada.

Castellani et al. (1994) avaliaram a tenacidade à fratura entre coroas de cerâmica pura e metalo-cerâmica. Foram utilizados os seguintes materiais: Dicor, Hi-Ceram e In Ceram Alumina, para os espécimes em cerâmica pura e uma liga de ouro-paládio e uma cerâmica de cobertura feldspática, para os espécimes metalo-cerâmicos. Os resultados mostraram que o In Ceram alumina exibiu valores significativamente mais altos que os outros dois sistemas cerâmicos, porém não apresentou diferença estatística da metalo-cerâmica. A carga de falha foi de 22,37 kg para o In Ceram alumina; 5,15 kg para a Dicor, 8,44 kg para a Hi-Ceram e 17,04 kg para a metalo-cerâmica.

Os resultados do ensaio mecânico realizado por Yoshinari e Dérand (1994) apontaram para dois tipos de falha no In Ceram alumina: fratura completa da amostra e fratura apenas da cerâmica de cobertura. As amostras utilizadas neste estudo foram construídas em Vitadur, In Ceram Alumina, Dicor e IPS Empress e exibiram 770N, 1060N, 840N, 891N como valores médios de carga de falha, respectivamente. O In Ceram Alumina apresentou fratura completa em uma carga de falha de 1276N e fratura apenas da cerâmica de cobertura em uma carga de falha de 808N.

Foi ressaltado por Giordano et al. (1995) que a seleção clínica dos materiais restauradores é baseada em determinados parâmetros tais como: estética, adaptação e resistência. Por isso, realizaram um estudo comparativo para avaliar a resistência flexural do sistema In Ceram, Dicor e uma cerâmica feldspática, cujos resultados apontaram o In Ceram como o mais resistente dos três materiais e que a infusão de vidro na matriz de alumina elevou a resistência flexural deste material de 18 MPa para 236 MPa.

Como o estudo da resistência flexural dos materiais cerâmicos vem orientando os trabalhos de pesquisa, Seghi e Sorensen (1995) avaliaram esta propriedade em seis sistemas cerâmicos, usando o teste de três pontos. Os materiais testados foram: Mark II (122 MPa), IPS Empress (127MPa), Dicor (229 MPa), In Ceram alumina (446 MPa), In Ceram Spinell (378 MPa) e In Ceram Zircônia (604 MPa). Os resultados mostraram que os sistemas reforçados exibiram valores maiores que a cerâmica feldspática convencional, porém o In Ceram Zircônia foi o material que apresentou o melhor resultado.

O estudo *in vitro* realizado por Neiva et al. (1998) utilizou coroas cimentadas adesivamente em troqueis de resina. Uma esfera de aço inoxidável com 4mm de

diâmetro foi posicionada no centro da superfície oclusal de cada amostra, estabilizada com cera e levada à máquina de teste. Os resultados apontaram uma média de falha na ordem de 218,8 kg para o In Ceram Alumina, 222,45 kg para o IPS Empress e de 194,20kg para o Procera. Estes dados não apresentaram diferença significativa após o tratamento estatístico.

Comentários de Wen et al. (1999) ressaltaram que os sistemas cerâmicos densamente aluminizados e aluminizados infiltrados de vidro exibem resistência flexural comparável à das ligas áuricas, portanto são capazes de resistir a áreas de alta tensão, como as apresentadas em uma prótese parcial fixa. Esses autores realizaram um estudo comparativo utilizando estes dois tipos de cerâmica (In Ceram Alumina e Procera) e, ainda, uma cerâmica reforçada por leucita (IPS Empress). Os dados obtidos sustentaram a afirmativa anterior e reportaram que o padrão de fratura apresentado pelo sistema densamente aluminizado foi intergranular, pelo sistema reforçado por leucita foi uma falha catastrófica e para o sistema aluminizado e infiltrado por vidro foi uma falha catastrófica com separação de fases. A resistência flexural exibida pelos materiais testados Procera, In Ceram Alumina e IPS Empress foram de 472 MPa, 433 MPa e 115 MPa, respectivamente.

Foi demonstrado, num estudo clínico prospectivo realizado por McLaren e White (2000), que num total de 408 coroas construídas no sistema In Ceram Alumina em 107 pacientes, observados por um período de um a 86 meses, que a taxa de falha foi baixa, porém mais comum em molares e pré-molares do que em dentes anteriores. Este resultado reforça o conceito de que as regiões mais posteriores apresentam uma força mastigatória mais acentuada, de modo que as peças protéticas confeccionadas para estas situações devem apresentar a capacidade de resistirem a esses esforços.

Tinschert et al. (2000), através do teste de quatro pontos em barras, obtiveram resultados médios de resistência à flexural para alguns sistemas cerâmicos. Neste estudo o In Ceram Zircônia exibiu um valor médio de 913 MPa e o In Ceram Alumina 429 MPa, ambos apresentaram os maiores valores de resistência flexural em relação aos outros materiais (Dicor, IPS Empress, Vitadur Alpha dentina, Mark II, Vita VMK)

Visto que estudos prévios acima citados demonstraram que a resistência flexural do In Ceram Alumina se apresenta maior do que a das cerâmicas convencionais, Steyern; Jönsson e Nilner (2001) realizaram um estudo clínico durante cinco anos para avaliar se este material se apresentava adequado para a confecção de próteses parciais fixas posteriores na substituição de pré-molares e molares. Para tanto, 23 próteses parciais fixas foram construídas, de modo que o pântico estivesse localizado numa área relativa a pré-molares e molares. Foram utilizados quatro dentistas clínicos, com um tempo de experiência que variava entre três e 20 anos de prática, para a confecção dos preparos dentais. Apenas na avaliação feita após 24 meses da cimentação das próteses, uma exibiu fratura. A segunda avaliação foi feita após 35 meses e a terceira avaliação após 66 meses (apenas seis meses antes do tempo máximo utilizado na pesquisa). Os 18 espécimes restantes não apresentavam fratura, cáries ou doença periodontal. Portanto, os resultados indicaram o In Ceram como uma alternativa aceitável de tratamento, visto que 90% dos espécimes estudados não apresentaram nenhum tipo de falha.

Chitmongkolsuk et al. (2002) compararam a resistência à fratura de próteses fixas de três elementos, cujo pântico era o primeiro molar, realizadas com um sistema totalmente cerâmico e com um sistema convencional metalocerâmico.

Observaram que o sistema metalocerâmico apresentou uma resistência significativamente mais alta do que aquele totalmente cerâmico, entretanto a força necessária para causar a fratura no sistema totalmente cerâmico foi mais alta do que a força mastigatória fisiológica. Sendo assim, dentro dos padrões normais de oclusão, os sistemas totalmente cerâmicos parecem adequados para serem usados em próteses parciais fixas.

Também Chong et al. (2002) realizaram uma investigação comparativa da resistência flexural entre o In Ceram Alumina e o In Ceram Zircônia, porém utilizaram a aplicação de uma cerâmica de cobertura em alguns dos espécimes estudados. A utilização dessa cerâmica de cobertura teve a intenção de reproduzir a situação clínica de forma mais aproximada. Foi observado que o In Ceram Zircônia apresentou a maior resistência flexural independentemente da aplicação ou não da cerâmica de cobertura (421 MPa). Relataram também, que todos os espécimes estudados falharam catastróficamente e que esta falha se apresentou dependente do tamanho, número e distribuição dos defeitos internos. A inspeção visual mostrou que as superfícies fraturadas das amostras de ambos os sistemas, se apresentavam limpas, lisas e sem qualquer irregularidade. Já a microscopia eletrônica de varredura evidenciou porosidades entre as partículas de alumina nas amostras de In Ceram alumina, possivelmente devido a uma inadequada infiltração do vidro. As amostras dos dois sistemas exibiram um padrão de fratura transgranular de forma mais prevalente, porém fratura intergranular também foi observada.

Por isso, Silva; Hilgert e Garbin (2002) observaram que os sistema cerâmicos vêm ganhando cada vez mais a preferência de profissionais e pacientes, quando um tratamento estético e duradouro é pretendido. Porém, enfatizaram a

necessidade de se respeitar de forma criteriosa suas indicações e a importância da obediência às técnicas laboratoriais.

Da mesma forma, para Fraga et al. (2002) as cerâmicas reforçadas com infiltrado de vidro trouxeram maior confiança para a construção de próteses sem metal. Estes autores classificam o sistema In Ceram como capaz de resistir aos esforços mastigatórios e de reproduzir as áreas de transparência e opalescência do elemento dentário.

Segundo Rizkalla e Jones (2004) as propriedades mecânicas do In Ceram Alumina podem ser aumentadas pela adição de dióxido de zircônia. A adição de 33% em peso do dióxido de zircônia aumenta a resistência flexural deste material para mais de 750 MPa, enquanto que a tenacidade à fratura dobra. Para estes autores, as cerâmicas aluminizadas, os vidros cerâmicos fundíveis e maquináveis e as prensadas reforçadas por leucita exibem uma resistência flexural de 100-150 Mpa, valores bem abaixo dos encontrados nas ligas áuricas utilizadas nas restaurações metalo-cerâmicas. Portanto, exibem maior risco de falha quando utilizadas tanto para coroas unitárias em molares, quanto para próteses parciais fixas. Nestes casos, o material mais indicado parece ser o In Ceram Alumina, que exibiu alta resistência flexural (400-605 MPa). Este estudo utilizou o teste de três pontos, dureza Vickers e Knoop para avaliar a resistência flexural e a dureza dos materiais.

Ainda considerando os problemas da manipulação dos materiais, Pallis et al. (2004) demonstraram que a resistência das próteses construídas em cerâmica pura dependem do tamanho dos defeitos estruturais presentes. Neste estudo o tipo de amostra utilizada foi o de uma coroa confeccionada sobre um troquel de aço inoxidável, onde um preparo total periférico foi reproduzido seguindo os princípios

básicos dos preparos dentais para materiais cerâmicos. Os autores avaliaram a resistência de coroas construídas em In Ceram Zircônia, Procera e Empress II. Os resultados mostraram que a carga necessária para a falha foi de 998N para o In Ceram Zircônia, de 859N para o Procera e de 771 para o Empress II. Todos os grupos apresentaram diferenças significativas entre si, sendo o In Ceram zircônia o material que exibiu a maior resistência. Porém, ainda consideraram relevante ressaltar, que o carregamento vertical utilizado neste teste, não simulou de forma adequada as condições clínicas, visto que não reproduzem as forças laterais também presentes no ambiente oral, limitando sua implicações clínicas. Ainda foi observado que os procedimentos de acabamento e polimento podem induzir o aparecimento de defeitos, da mesma forma que Zacché (2004). Consideramos porém, que algumas variáveis podem ser introduzidas neste tipo de metodologia, já que a espessura do material pode variar de uma amostra para outra, além de utilizar grande quantidade de material para a confecção das amostras de teste. Para conhecermos as propriedades intrínsecas de um material, se faz necessário uma padronização tanto das dimensões dos corpos de prova, como dos componentes da máquina de teste.

Suarez et al. (2004) realizaram um estudo clínico por um período de três anos, onde 18 próteses parciais fixas posteriores foram construídas usando o In Ceram Zircônia. O espaço edêntulo variou da seguinte forma: 14 próteses parciais fixas com apenas um pântico e quatro próteses parciais fixas com dois pânticos. Apenas um dos 18 espécimes foi perdido por fratura radicular. As próteses remanescentes foram classificadas como ótimas ou aceitáveis após o período estudado, o que levou os autores a afirmarem que o In Ceram Zircônia se

apresentou como uma alternativa de tratamento aceitável para a confecção de próteses parciais fixas posteriores.

Guazzato et al. A (2004), nesta primeira parte da pesquisa, testaram os seguintes materiais: Empress1, Empress 2, In Ceram Alumina e uma cerâmica experimental. Os resultados encontrados atribuíram ao In Ceram Alumina (594 MPa) os maiores valores de resistência à fratura, o que parece ter sido devido ao alto conteúdo de vidro presente no Empress 1 e no Empress 2. Porém foi ressaltado, que a distribuição e a orientação dos cristais dentro da matriz vítrea necessitam de maiores estudos que demonstrem com maior clareza o modo como esses fatores afetariam as propriedades mecânicas destas cerâmicas. Pode ser concluído então, que o aumento da fase cristalina geralmente promove um aumento na resistência à fratura, porém outros fatores também devem ser considerados como a presença de porosidades, o tamanho, a forma e a orientação do grão. Obviamente, a cimentação, o processo de manufatura do material e o desenho destas restaurações são igualmente importantes e não podem ser desconsiderados.

Na segunda parte do estudo de Guazzato et al. B (2004), outros materiais cerâmicos foram utilizados, porém o objetivo ainda foi relacionar a resistência à fratura e a resistência flexural com a microestrutura dos materiais. Essas propriedades foram avaliadas em nove materiais totalmente cerâmicos, que apresentavam o dióxido de zircônia em sua estrutura. Da mesma forma que na primeira pesquisa, o aumento do conteúdo cristalino das cerâmicas, aumentou de forma efetiva as propriedades mecânicas. Os resultados também mostraram, que os materiais com o mesmo conteúdo cristalino têm sua resistência à fratura condicionada à presença de poros.

De acordo com Pinto et al. (2005) os materiais do sistema In Ceram obtêm sua resistência através da infiltração do material poroso com o vidro de lantânio. Dessa forma, os autores avaliaram a influência da espessura da barra na resistência flexural do sistema In-Ceram Zircônia. Nove barras foram preparadas, sendo três (n=3) barras para cada parâmetro analisado ( Grupo 1 =  $25 \times 4 \times 1 \text{mm}^3$ , Grupo 2 =  $25 \times 4 \times 2 \text{mm}^3$  e Grupo 3 =  $25 \times 4 \times 3 \text{mm}^3$ ). O teste de resistência à flexão de três pontos foi realizado e os resultados indicaram valores mais altos para o grupo 1 (445 MPa) em relação ao grupo 2 (328 MPa), porém entre os grupos 1x3 e 2x3 não houve diferença estatística significativa.

Com o objetivo de avaliar a propagação de trincas subcríticas em ambiente aquoso, Studart et al. A (2006) utilizaram 30 amostras em forma de barra bi laminada confeccionada em três sistemas cerâmicos: In Ceram Zircônia + VMK, IPS Empress II + Eris e 3Y-TZP + Cercon Ceram S. Um teste de resistência flexural foi aplicado e os resultados mostraram que as amostras de IPS Empress II + Eris apresentaram alta suscetibilidade à propagação de trincas sub-críticas, o que foi atribuído à sua alta solubilidade em condições de carregamento. Porém, as amostras de In Ceram Zircônia + VMK e 3Y-TZP + Cercon Ceram S exibiram maior resistência à propagação dessas trincas. Nesses dois últimos grupos, a fratura ocorreu apenas na cerâmica de cobertura da barra, indicando a boa capacidade de dispersão de trincas destes materiais.

Para a segunda parte da pesquisa, Studart et al. B (2006) utilizando os mesmos materiais, avaliaram a resistência à fratura utilizando o teste flexural. Os dados obtidos confirmaram as observações do estudo anterior. Como a distribuição de tensão é influenciada pelo módulo de elasticidade dos materiais envolvidos, os autores indicaram as estruturas reforçadas por zircônia para próteses posteriores,

devido à capacidade destes materiais de reduzir a tensão desenvolvida pela cerâmica de cobertura.

Em consequência do que foi exposto por ora, podemos entender a importância do estudo da resistência flexural, pois esta propriedade é um dado importante na seleção do material cerâmico a ser utilizado na confecção de próteses parciais fixas.

### 3.2 DESENHO E DIMENSÕES PARA PRÓTESES PARCIAIS FIXAS

A concentração de tensão nas próteses parciais fixas é influenciada pelas características de desenho e espessura. A área de conexão se apresenta, particularmente, como uma região sensível à falha, pois a espessura do material se encontra diminuída e é o ponto onde as tensões de tração e/ou compressão são mais expressivas. Por isso, Pröbster (1993) apontou para a importância de cuidadosa avaliação clínica do espaço disponível para o conector em próteses parciais fixas confeccionadas com sistemas totalmente cerâmicos. No entanto, em seu estudo, após um período de 35 meses de controle clínico, 13 dos 15 espécimes confeccionados em In Ceram Alumina ainda se encontravam aceitáveis. O autor atribuiu este resultado ao rigor utilizado na indicação clínica do procedimento.

Os estudos de Kamposiora et al. (1996) demonstraram, através de análise bidimensional de elementos finitos, o padrão de tensão de uma prótese parcial fixa de três elementos, construídas em liga áurica tipo III, Dicor e In Ceram Alumina e diferentes alturas de conexão, isto é, 3,0mm e 4,0mm. Os resultados exibiram um padrão de tensão similar para molares e pré-molares e mostraram que a maior tensão encontrada se apresentou na parede axial dos conectores. Notaram também

que para os conectores de 4,0mm de altura a tensão foi 40 a 50% menor e que o In Ceram foi o material que apresentou o menor nível de tensão.

Também para Kelly; Nishimura e Campbell (1996) a falha nas próteses parciais fixas frequentemente ocorre na região do conector, principalmente na interface núcleo cerâmico-cerâmica de cobertura. Mais ainda, que análises de tensão feitas de forma computadorizada em áreas de conexão no sistema In Ceram, mostraram que a resistência do núcleo cerâmico não foi capaz de promover uma resistência efetiva.

Num estudo clínico feito por Sorensen et al. (1998) 61 próteses parciais fixas foram construídas em In Ceram Alumina e sete espécimes falharam na área de conexão, sendo que o índice de falha foi de 0% na região de dentes anteriores, 11% na região de pré-molares e 24% na região de molares. Foi observado, que quanto maior a altura da área de conexão, maior foi o tempo necessário para que a fratura ocorresse. O único espécime que exibiu fratura com apenas um mês de uso e 4,4mm de altura da área de conexão, foi em um paciente portador de bruxismo. O estudo fractográfico dos espécimes revelou que, aproximadamente em 70% dos casos, a origem da falha ocorreu em defeitos localizados na interface núcleo cerâmico-material de cobertura na superfície gengival da área de conexão. Outra análise mostrou que 0% dos espécimes da região anterior, 11% na região de pré-molares e 24% na região de molares apresentaram falhas. Sendo assim, os autores concluíram que este material se apresenta como uma alternativa viável para próteses fixas na região anterior, porém está contra-indicada para a região posterior.

McLaren (1998) afirmou que a alta resistência do sistema In Ceram Alumina deriva da natureza de sua fase cristalina e de uma mínima fase vítrea. Recomendou que, para a construção de próteses parciais fixas, a área de conexão deve ser de,

no mínimo, 4mm de altura e 3mm de espessura e, que o acabamento e polimento produzem um aumento significativo na resistência flexural deste material. Além disso, ressaltou que as dimensões dos núcleos cerâmicos para dentes posteriores, podem variar em função da região que recebe a carga. A espessura da face vestibular pode ser de 0,5mm, mas a espessura da face oclusal deve ser de, no mínimo, 0,7mm. Sendo assim, este autor considerou que não se deve aplicar a cerâmica de cobertura na região gengival do pântico, para que a infra-estrutura destas próteses apresente dimensões mais adequadas para prover resistência a essa área tão crítica.

De acordo com Edelhoff et al. (1999) a estrutura de uma prótese parcial fixa exige uma área de conexão de no mínimo 12 mm<sup>2</sup> para dentes anteriores e de 16 -20 mm<sup>2</sup> para dentes posteriores. Estes autores ressaltaram a importância de um correto planejamento protético, sendo o exame radiográfico para a avaliação dos dentes pilares uma ferramenta importante, tanto quanto uma moldagem de estudo, devendo ambos ser sempre utilizados.

Em pesquisa clínica realizada por Narcisi (1999), foi indicado pelo autor que as dimensões do conector para próteses parciais fixas anteriores fossem de 4mm de altura (ocluso-gengival) e 4mm de largura (buco-lingual). Já para próteses fixas posteriores, que apresentam o primeiro pré-molar como pântico, estas medidas deveriam ser de 5mm de altura (ocluso-gengival) e 4mm de largura (buco-lingual).

Nos estudos clínicos realizados por Steyern, Jönsson e Nilner (2001) os resultados mostraram que a falha nos espécimes estava localizada na área de conexão entre o pântico e o pilar distal. Porém, não houve diferença estatística significativa, quando o pântico estava situado na região de molar ou pré-molares. Os autores consideraram ainda, a interface núcleo cerâmico e material de cobertura

como o de mais alta tensão, tornando este ponto mais provável para falha, principalmente na área de conexão. Portanto, o aumento das dimensões do núcleo cerâmico poderia contribuir para o aumento da resistência deste tipo de prótese.

Percebe-se que a preocupação com a área de conexão tem orientado trabalhos de pesquisa. Assim sendo, foi sugerido por Tinschert et al. (2001), que cirurgias de aumento de coroa clínica fossem realizadas nos dentes pilares de próteses parciais fixas totalmente cerâmicas, com a intenção de aumentar a altura da área de conexão. Mais ainda, que na área da conexão, próxima aos tecidos moles, uma pequena ou nenhuma quantidade de cerâmica de cobertura fosse aplicada. Neste estudo, o In Ceram Zircônia exibiu o maior valor de resistência flexural entre os outros sistemas testados.

Também para Blatz (2002) a performance de uma prótese parcial fixa totalmente cerâmica depende principalmente das dimensões da área de conexão e, apenas com os materiais que apresentam reforço de sua estrutura, podem ser confeccionadas.

Resultados semelhantes aos de Sorensen et al. (1998) foram encontrados no estudo de Oh; Götzen e Anusavice (2002), onde as fraturas das próteses parciais fixas apresentaram uma forte tendência de ocorrer na área de conexão por ser um local conhecido de concentração de tensão. Os autores utilizaram quatro tipos de desenho para a área de conexão de uma prótese parcial fixa confeccionada em IPS Empress II. Cada desenho apresentava uma combinação diferente no raio de curvatura da embrasura oclusal e da embrasura gengival. O grupo que apresentava a maior área de conexão apresentou o melhor resultado.

Dentro do mesmo princípio, Nakamura et al. (2002) realizaram um estudo utilizando uma cerâmica reforçada por di-silicato de lítio para a confecção de

próteses parciais fixas. Também observaram que a fratura ocorreu na área de conexão do pântico e contra-indicaram o uso deste material quando a altura da área de conexão for inferior a quatro milímetros.

Com o objetivo de avaliar quantitativamente as tensões geradas no interior de uma prótese parcial fixa, Vasconcelos et al. (2002), através da análise de elementos finitos, concluíram que a concentração de tensão ocorreu na região médio-inferior dos conectores. Relacionaram este resultado à menor espessura cérvico-oclusal desta região e também ao fato de uma prótese parcial fixa se comportar mecanicamente como uma viga fixada em dois extremos, onde o momento máximo ocorre na região dos conectores.

As conclusões encontradas nos estudos de Fisher; Weber e Marx (2003), foram de que a longevidade das próteses totalmente cerâmicas pode ser significativamente aumentada em função do aumento da espessura do conector. Este resultado foi obtido através de uma análise de elementos finitos, onde o In Ceram Zircônia exibiu um excelente comportamento mecânico.

Suarez et al. (2004) também utilizaram altura de quatro 4mm na área de conexão dos espécimes construídos para o estudo clínico realizado. Os autores utilizaram esta medida na metodologia empregada, por ser a medida padrão adequada indicada na literatura. Neste estudo, quatro amostras das próteses parciais fixas confeccionadas apresentavam dois pânticos.

Pode-se observar que a área de conexão das próteses parciais fixas tende a ter uma unanimidade de opinião em relação às suas dimensões mínimas. Portanto, esta característica parece ser o ponto crucial para o desempenho clínico destas próteses.

### 3.3 ENSAIOS MECÂNICOS

Para Shevlin e Lindenthal (1959 *apud* McLean e Hughes, 1965) a resistência flexural dos materiais cerâmicos varia consideravelmente, dependendo das condições em que são testados. Entre os fatores que afetam a resistência dos espécimes cerâmicos estão: o raio do *span* em relação ao diâmetro do espécime, a forma da seção transversal, a configuração da carga, o raio de aplicação da força, a textura da superfície e os gases ou líquidos presentes no ambiente do teste.

Segundo Morena; Lockwood e Fairhust (1986) a técnica da edentação é um método de teste bastante aceitável por utilizar pequena quantidade de material para a confecção das amostras, o que viabiliza a pesquisa em materiais de alto custo. Esta técnica consiste na compressão, através de uma ponta com formato piramidal ou triangular, na superfície da amostra. Uma série de trincas se formarão ao redor desta edentação e, através de suas medidas, a resistência à fratura pode ser avaliada, embora se apresente como um teste de dureza de material.

Campbell (1989) realizou um estudo comparativo da resistência flexural de estruturas metalo-cerâmicas e totalmente cerâmicas, utilizando o teste de três pontos. O autor afirmou, que o tipo de tensão provocada neste teste e a sua reprodutibilidade, o torna particularmente aplicável para os materiais frágeis, tais como a porcelana dental. Os resultados deste estudo mostraram ainda, que a resistência das subestruturas está diretamente relacionada com o módulo de elasticidade deste material e que, apesar das subestruturas metálicas apresentarem maior resistência, as subestruturas totalmente cerâmicas reforçadas apresentaram um aumento da resistência flexural quando comparadas aos sistemas cerâmicos convencionais sem reforço.

De acordo com Ban e Anusavice (1990) a principal vantagem do teste de resistência flexural é o estado puro de tensão que pode ser estabelecido num dos lados do espécime. Salientaram, que os testes de três ou quatro pontos têm sido usados para avaliar a resistência flexural dos materiais frágeis. Afirmaram ainda, que para o teste uniaxial, a superfície inferior do espécime é a que apresenta a maior tensão e onde geralmente inicia-se a trinca nos materiais frágeis.

Ainda de acordo com Yoshinari e Dérand (1994) a resistência das cerâmicas é influenciada por vários fatores, tais como: a forma do preparo, o agente de cimentação utilizado e as condições em que a carga é aplicada. No entanto, dependendo do tamanho, forma e espessura dos espécimes, condições em que são fabricados, estocados e armazenados, o tipo de teste utilizado e a direção e a localização da carga aplicada, podemos simular com razoável eficiência as condições clínicas em testes *in vitro*. Dessa forma, as condições dos testes mecânicos devem ser bem estabelecidas e controladas de acordo com estes parâmetros.

White et al. (1994) realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar se o uso de uma cerâmica feldspática de cobertura poderia influenciar no módulo de ruptura dos materiais cerâmicos. Para tanto, utilizaram o teste de resistência flexural de três pontos para os dois sistemas estudados: a Dicor e o In Ceram, utilizando como cerâmica de cobertura a Vitadur N. Os resultados obtidos mostraram que os espécimes estudados apresentaram-se mais propensos à falha quando a superfície de cerâmica feldspática foi submetida à forças de tensão. Os autores ressaltaram, que o teste de resistência flexural de três pontos é considerado aceitável para a realização de estudos em materiais frágeis e salientaram que, embora as próteses

sejam mais complexas, as amostras construídas em forma de barras seguem os mesmos princípios.

A acuidade e a reprodutibilidade entre examinadores depende dos procedimentos de teste, dos parâmetros usados e das condições dos espécimes. A decisão sobre qual o método a ser utilizado, deve ser baseada no conhecimento das dificuldades e limitações inerentes a cada técnica (SCHERRER; DENRY ; WISKOTT, 1998).

Levando em consideração a incorporação de defeitos, Wiskott; Nicholls e Belser (1995) também afirmaram que a falha dos materiais frágeis ocorre pelo desenvolvimento de fendas microscópicas em áreas de concentração de tensão. Consideraram que a força aplicada em uma barra provoca o aparecimento de duas zonas: uma na superfície superior, onde o material se encontra sob compressão, e uma na superfície inferior, onde o material se encontra sob tensão. Pelo formato da barra, a transição entre zonas de tensão e compressão é lisa e gradual, porém se houverem fendas na superfície que se encontra sob tensão, elas atuarão como concentradores de tensão e podem levar a falha do material. Isto também explica a variabilidade encontrada nos testes laboratoriais utilizados para as cerâmicas dentais, pois a presença de um ou mais defeitos na superfície de tensão de uma amostra, pode levar a sua falha prematura, alterando de forma significativa o seu resultado.

Para Ritter (1995) a resistência das cerâmicas é normalmente avaliada através do teste de flexão e que uma média de resistência é calculada baseada no número das amostras testadas. Esta medida é utilizada devido à existência de uma variação significativa desses valores, visto que a presença e a distribuição dos defeitos ocorre de forma aleatória. Logo, amostras de maior volume apresentam

menor valor de resistência devido à maior probabilidade de apresentarem defeitos em maior número e maior tamanho.

Kelly (1995) enfatizou que não só o conhecimento da microestrutura do material é suficiente. A metodologia e o ambiente do teste utilizado, assim como o mecanismo de falha, também devem ser levados em consideração, pois a distribuição da tensão no corpo de prova, tanto quanto suas dimensões, podem alterar os resultados.

Para Seghi e Sorensen (1995) o teste flexural de três pontos pode ser classificado como: simples, confiável e um método sensível para testar a resistência dos materiais cerâmicos dentais, classificação esta suportada pela ISO 6872.

O trabalho clínico realizado por Pröbster (1996) teve 95 coroas de In Ceram avaliadas por um período de 56 meses. As coroas foram cimentadas em pacientes selecionados com uma média de idade de 36 anos. Os resultados indicaram o In Ceram como um material aceitável para a região anterior tanto quanto para a região posterior, desde que uma adequada redução da estrutura dentária seja obtida. Embora o comportamento mecânico de coroas seja diferente ao das próteses parciais fixas, podemos perceber que a espessura do material é um ponto importante a ser considerado. Conseqüentemente, para a presente pesquisa, foi adotado um protocolo que estabelecesse medidas adequadas a serem exibidas pelas amostras a serem testadas. Como a norma da *ISO 6872*, apresenta dimensões, condições e aparatos indicados para os testes cerâmicos, foi adotada como parâmetro.

Complementando esses autores, Zeng; Odén e Rowcliffe (1998) comentaram que a resistência à tensão depende dos métodos de análise e de teste, tanto quanto das condições de acabamento e polimento da superfície. Afirmaram também, que a

resistência dos materiais frágeis é geralmente avaliada pela resistência à flexão, por ser um teste mais fácil de ser executado do que os de tensão pura.

Para Ohyama, Yoshinari e Oda (1999) a presença de água e a fadiga causada pelas cargas cíclicas durante a mastigação, têm grande influência na durabilidade de restaurações totalmente cerâmicas. Também a interface existente entre um casquete cerâmico e a cerâmica de cobertura, parece ser a região mais suscetível à falhas. Com o objetivo de avaliar esses fatores, esse estudo utilizou discos com diâmetro de 11,75mm, que foram submetidos à um teste biaxial de resistência flexural, onde foi usada uma carga cíclica com um valor correspondente a 60% da carga capaz de provocar a fratura da amostra, de acordo com a norma da *ISO 6872*. Este tipo de teste foi utilizado, por ser considerado pelos autores como mais confiável do que os testes de três e quatro pontos, já que a tensão não ocorre de forma pontual e sim dentro de uma área.

O estudo de Thompson (2000) avaliou a influência do tipo de teste utilizado nos materiais cerâmicos, onde barras e discos foram construídos no sistema In Ceram e revestidos por uma camada da cerâmica de cobertura Vitadur-Alpha em espessuras de 1:2, 1:1 e 2:1, de acordo com a norma da *ISO 6872:1995* e *MIL-STD-1942<sup>a</sup>*. O uso destes dois tipos de teste padrão foi utilizado porque a norma da *ISO 6872* não especifica o diâmetro da barra cilíndrica de apoio na máquina de teste. A seguir, foram submetidos a teste de 3 e 4 pontos para as barras e biaxial para os discos. Os resultados obtidos mostraram que o tipo e a origem da falha depende do método de teste empregado, pois a tensão flexural foi maior no teste biaxial dos discos, seguida do teste de 3 pontos e de 4 pontos, respectivamente, para o grupo com a mesma espessura de camada de cobertura. Os autores relacionaram estes resultados com o fato de o teste biaxial ser menos sensível às imperfeições da

amostra. Ressaltaram ainda, que o teste de três pontos pode apresentar alteração de resultado em função da presença de defeitos na área de maior tensão durante o teste, ou seja, na superfície inferior da barra.

Também para Giordano (2000) geralmente as propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos são avaliadas através de testes de resistência flexural. Estes testes envolvem a confecção de corpos de prova no formato padrão de barras ou discos. Entretanto para este autor, o teste definitivo de qualquer sistema restaurador é o seu comportamento na cavidade oral. Logo, os testes laboratoriais são um importante parâmetro de seleção, mas um teste clínico deve ser considerado fundamental para que conclusões mais precisas sejam obtidas.

Os estudos de Jung et al. (2000) demonstraram que a degradação após ciclos repetitivos de força de contato durante a função mastigatória variou entre o grupo de sistemas cerâmicos estudados. No vidro cerâmico a degradação ocorreu após  $10^4$  ciclos para uma força abaixo de 200N, já a cerâmica aluminizada infiltrada de vidro e a cerâmica reforçada por zircônia exigiu uma força maior que 500N para que a degradação ocorresse, força esta bem acima da média clinicamente significativa. Portanto, testes podem ser realizados após uma simulação laboratorial de fadiga do material.

No entanto, o estudo realizado por Kheradmandan et al. (2001) utilizando 4 grupos de material para a confecção de próteses parciais fixas sobre dentes humanos extraídos encontrou outros resultados. Os espécimes foram distribuídos da seguinte forma: 8 espécimes galvano-cerâmica, 8 espécimes In Ceram Alumina, 8 espécimes Empress II e 8 espécimes em metalo-cerâmica, sendo este último grupo utilizado como controle. Os espécimes foram submetidos a um tratamento termo cíclico para simulação de um período de 5 anos no ambiente oral, o que

corresponde em média a 1200 000 ciclos mastigatórios a uma temperatura entre 5 e 55°C. Foram também submetidos a um teste biaxial de resistência flexural e foi verificado que a taxa de falha foi de 18% para o grupo Empress II, 62,5% para o grupo In Ceram Alumina e para os grupos galvano-cerâmica e metalo-cerâmica foi de 0%. Verificaram ainda que a falha nos sistemas totalmente cerâmicos ocorreu na área de conexão. Portanto, os autores concluíram que as próteses confeccionadas em Empress II e as galvano-cerâmicas se apresentam como uma alternativa viável às próteses fixas metalo-cerâmicas.

As observações de Apholt et al. (2001) mostraram, através do teste de três pontos em barras, que o In Ceram Zircônia, maquinável ou não, exibiu valores de resistência flexural mais altos do que o In Ceram Alumina. Os autores relacionaram esses resultados com a presença do óxido de zircônia, o qual eleva a resistência flexural à valores acima de 750MPa. Como o Cerec 2 utilizado neste estudo não permitia a confecção de estruturas maiores que 17mm, as amostras foram construídas de forma a permitir uma área de ligação, onde o acabamento de uma de suas extremidades apresentava uma forma reta, ou em diagonal ou arredondada. Uma barra inteiriça, sem ligação foi utilizada como grupo controle. Um slip-cast de alumina foi utilizado como material de ligação. Ficou demonstrado que o slip-cast pode ser utilizado como um tipo de “solda” cerâmica e a forma que apresentou o melhor resultado foi a arredondada.

Para Guazzato et al. (2002) resistência é a tensão máxima necessária para causar fratura ou deformação plástica em um material e pode ser fortemente influenciada pelo tamanho de defeitos presentes na superfície do material testado. A resistência à fratura é definida como a resistência mecânica de um material à propagação de trincas, o que resultaria numa falha catastrófica. Segundo este autor,

as técnicas utilizadas para determinar a resistência à fratura, são geralmente divididos em dois grupos: um grupo que utiliza a indução de pré-trincas e outro grupo, denominado de técnica de pequenas trincas, que se baseia na presença de uma edentação na amostra, produzidas por um edentador Vickers ou Knoop. Neste estudo foram utilizados discos e barras, teste de edentação, teste biaxial de resistência flexural e uma análise de difração de raios X. O teste biaxial de resistência flexural tende a exibir maiores valores quando comparado ao teste de três pontos, todavia este tipo de teste permite a utilização de amostras pequenas e são mais representativos em relação à distribuição de defeitos.

Chong et al. (2002) realizaram uma investigação comparativa através do teste de três pontos da resistência flexural entre o In Ceram Alumina e o In Ceram Zircônia, com e sem a aplicação da cerâmica de cobertura. Entretanto, as dimensões das amostras foram fixadas em 1x6x20mm e a distância entre os apoios de 18mm. Como pode ser observado, este autor não utilizou as especificações *ISO* para a confecção das amostras e para a distância entre os apoios. Contudo, como o módulo de Weibull foi utilizado, podemos ainda concluir, que a distribuição dos dados não foi normal, o que indica que valores com alguma discrepância foram encontrados durante o teste, provavelmente devido às dimensões das amostras.

De acordo com Vasconcelos et al. (2002), uma prótese parcial fixa se comporta mecanicamente como uma viga fixada em dois extremos, situação que pode ser reproduzida em testes laboratoriais com amostras em forma de barra.

Guazzato et al. A (2004), para comparar a resistência à fratura e a resistência flexural com a microestrutura de dois vidros cerâmicos, uma cerâmica altamente alumínica e uma cerâmica experimental, utilizaram 10 amostras em forma de

barra para cada material. O tipo de teste realizado foi o teste de três pontos e as dimensões das amostras estavam de acordo com as propostas na *ISO 6872*.

Na segunda parte do estudo de Guazzato et al. B (2004), outros materiais cerâmicos foram utilizados. Entretanto, as amostras exibiam na sua composição o dióxido de zircônia e também apresentavam as mesmas dimensões do trabalho anterior. O mesmo tipo de teste foi realizado, de modo que fica evidente a importância de uma padronização, para que os estudos possam ser comparados e discutidos.

Rizkalla e Jones (2004) compararam a resistência flexural de sete sistemas cerâmicos através do teste de três pontos. Para tanto, utilizaram cinco amostras de cada material, que apresentavam uma seção transversal retangular de 1x5mm e uma distância entre os apoios de 11,5mm. Podemos verificar que as dimensões utilizadas não são concordantes com a norma da *ISO 6872* e que o número de amostras para cada grupo, diante da variabilidade de resultados apresentados pelos materiais cerâmicos, parece ter sido pouco representativo.

Com o objetivo de avaliar a resistência flexural, a confiabilidade e o padrão de fratura de 2 sistemas em cerâmica pura, Guazzato et al. (2004) realizaram um estudo onde foram construídas estruturas de reforço em forma de disco em In Ceram Alumina e In Ceram Zircônia. Esses discos receberam uma camada de cobertura de cerâmica feldspática e foram submetidos ao teste de resistência flexural de quatro pontos, de modo que, em uma parte dos espécimes a força foi aplicada na superfície da cerâmica de cobertura e em outra parte, a força foi aplicada na estrutura de reforço. Os resultados mostraram, que em todos os grupos em que a força foi aplicada na estrutura de reforço, a resistência foi significativamente mais alta do que os grupos em que a força foi aplicada na

cerâmica de cobertura, porém os espécimes construídos em In Ceram zircônia exibiram valores bem mais altos do que os construídos em In Ceram Alumina. Verificaram ainda, que os valores mais altos de tensão ocorreram na superfície inferior do disco e sugeriram que, para prótese parciais fixas nas áreas onde a estética não é crítica, a não aplicação da cerâmica de cobertura nesta região.

Em seguida, Guazzato et al. (2005) ressaltaram que a tensão compressiva gerada, por exemplo, por um desgaste, polimento e/ou um jateamento da superfície no In Ceram zircônia, pode aumentar a transformação de fase tetragonal para monoclinica. Entretanto, a não realização destes procedimentos, pode deixar defeitos estruturais expostos que comprometeriam as propriedades do material. Com o propósito investigativo, os autores realizaram um estudo onde barras de In Ceram zircônia foram construídas com as dimensões de acordo com a norma da ISO 6872 e submetidas ao teste uniaxial de resistência flexural, após diversos tipos de tratamento de superfície. Os resultados mostraram que os espécimes que receberam tratamento térmico apresentavam uma fina camada de vidro em sua superfície, o que contribuiu para um aumento da resistência flexural. Os autores explicaram este fato como resultado da obliteração dos defeitos superficiais causados pelo desgaste, polimento e jateamento, através de um fluxo de vidro originado pelo tratamento térmico. Portanto, os mesmos recomendaram a utilização deste tipo de tratamento de superfície após os procedimentos de desgaste, polimento e/ou jateamento.

Em suma, pode-se notar, que a padronização das amostras e o tipo de teste utilizado podem interferir sobremaneira nos resultados obtidos. Também o uso de menor quantidade de material torna o trabalho de pesquisa mais viável e fácil de ser executado. Portanto, a utilização de uma normatização específica, como por

exemplo a *ISO 6872*, possibilita uma uniformidade maior nos procedimentos, que favorece a comparação entre os diversos estudos desenvolvidos ao longo do tempo.

### Quadro Comparativo da Resistência Flexural do Sistema In Ceram

Autor	Ano da Publicação	Tipos de Teste e de Amostras	Material Utilizado	Resistência Flexural (MPa)
Seghi;Sorensen	1995	Barras 3 pontos N=12	In Ceram Alumina, In Ceram Spinell e In Ceram Zircônia	In Ceram Spinell = 378 Mpa In Ceram Alumina= 446 MPa In Ceram Zircônia= 604 MPa
Wen et al.	1999	Discos Biaxial N=10	In Ceram Alumina e Procera	In Ceram Alumina = 433 MPa Procera = 472 MPa
Tinschert et al.	2000	Barras 4 pontos N=30	Zircônia TZP	Zircônia TZP = 913 MPa
Apholt et al.	2001	Barra 3 pontos N=15	In Ceram Alumina e In Ceram Zircônia maquináveis	In Ceram Zircônia =750 MPa
Kheradmandan	2001	PPF Biaxial N=8	In Ceram Alumina (Celay)	In Ceram Alumina=292 MPa
Chong et al.	2002	Barra bi laminada 3 pontos N=10	In Ceram Alumina e In Ceram Zircônia com Vitadur Alfa	Núcleo In Ceram Zircônia=421 MPa Núcleo de In Ceram Alumina= 243MPa
Guazzato et al.	2002	Barras (N=6) e Discos (N=94)	In Ceram Alumina e In Ceram Zircônia	In Ceram Alumina=600MPa e In Ceram Zircônia=620 MPa de resistência flexural, porém In Ceram Zircônia mais resistente à fratura
Pallis et al	2004	Coroas de 1º molar N=20	Empress 2, Procera e In Ceram Zircônia	In Ceram Zircônia melhor resultado, carga de falha 1183N
Guazzato et al. Parte II	2004	Barras 3 pontos N=10	In Ceram Zircônia	In Ceram Zircônia slip =630 MPa, maquinavel =840 MPa e prensado a seco =476 MPa
Guazzato et al.	2004	Discos Biaxial N=20	In Ceram Zircônia In Ceram Alumina	In Ceram Zircônia= 580 MPa In Ceram Alumina= 520 MPa
Rizkalla;Jones	2004	Barras 3 pontos N=5	In Ceram Alumina, Hi Ceram, Vitadur alfa dentina e esmalte e Dicor	In Ceram Alumina=405a605
Pinto et al.	2005	Barras 3 pontos N=3	In Ceram Zircônia	In Ceram Zircônia= 445 MPa

Neste quadro encontram-se relacionadas as pesquisas que avaliaram a resistência flexural do sistema In Ceram. Foram listados o tipo de teste utilizado, número e formato das amostras, assim como os resultados obtidos.

## **4 HIPÓTESES**

H.1. No sistema In Ceram Zircônia a resistência ao carregamento flexural de três pontos diminui quando a distância entre os apoios é aumentada em 50%.

H.2. No sistema In Ceram Zircônia a resistência ao carregamento flexural de três pontos aumenta com o aumento das dimensões do corpo de prova em 50%.

## 5 MATERIAL E MÉTODO

### 5.1 MATERIAL:

Para este estudo foi utilizado um ZTA comercialmente disponível (In Ceram Zircônia – Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha), cuja composição química se encontra relacionada na tabela abaixo

**Tabela 1** – Composição nominal do ZTA e distribuição ZTA/frita de lantânio

Composto		Descrição	Fração	
ZTA (pó)	Alumina	Alfa-alumina	67%	~75-80%
	Zircônia	Zircônia parcialmente estabilizada com 12% mol céria	33%	
<b>Frita para Infiltração</b>		Frita de óxido de lantânio	~20-25%	

### 5.2 MÉTODO

#### 5.2.1 Amostras

Barra foi o formato escolhido para os corpos de prova. Para tanto, foi construído um perfil em resina acrílica com alto polimento apresentando 20 mm de comprimento, 1,2mm de espessura e 4mm de largura, para ser utilizado como padrão para a confecção de 20 barras cerâmicas no sistema In Ceram Zircônia,

representando o grupo controle, conforme especificações da ISO 6872 (figura 1-C). Um outro perfil em resina acrílica de 20mm de comprimento, 1,8mm de espessura e 4,0mm de largura foi também construído para a confecção de 20 barras cerâmicas no sistema In Ceram zircônia, representando um grupo de teste (figura 1-B). Um terceiro perfil de resina acrílica foi construído ainda, apresentando a soma das medidas referentes a espessura para possibilitar a confecção das barras de gesso refratário fornecido pelo fabricante, de modo a se ter um substrato de apoio para a confecção da barbotina (figura 1-A).

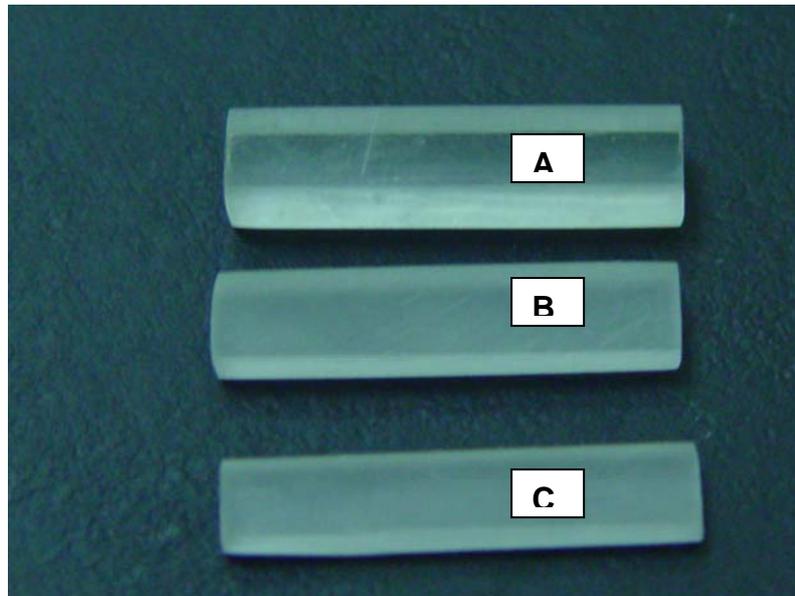


Figura 1. Perfis acrílicos utilizados para a confecção das barras de gesso refratário e de In Ceram Zircônia. A. Perfil com a soma das espessuras; B. Perfil com espessura de 1,8mm e C. Perfil com espessura de 1,3mm.

Os espécimes foram mensurados com paquímetro Starret.

A distância testada foi reproduzida no momento do teste através do dispositivo utilizado para o apoio dos corpos de prova, caracterizando mais dois grupos de teste, um grupo com a distância entre os apoios de 12mm e outro grupo com a distância entre os apoios de 18mm (figura 2).



Figura 2. Dispositivo utilizado para o ensaio de carregamento de três pontos nas amostras de todos os grupos de teste.

**Tabela 2** - Tabela descritiva das amostras nos grupos experimentais

Grupos	Distância entre os apoios	Dimensões dos corpos de prova
Grupo G1	12mm	4mm x 1,2mm x 20mm
Grupo G2	12mm	4mm x 1,8mm x 20mm
Grupo G3	18mm	4mm x 1,2mm x 20mm
Grupo G4	18mm	4mm x 1,8mm x 20mm

### 5.2.2 Confeção dos Corpos de Prova

Os perfis de resina acrílica que apresentavam as espessuras acima discriminadas foram incluídos em um silicone de laboratório (Zhermack). Após a cura do silicone, os perfis foram removidos e foi iniciado o preparo das barras de gesso refratário. Essas barras foram confeccionadas com o objetivo de se obter um

substrato para a barbotina apenas nas moldagens que apresentam as espessuras de 1,2mm e 1,8mm (figura 3). Após a cristalização do refratário, as barras foram removidas das moldagens e receberam o polimento e acabamento necessário, através de lixa d'água nº 220 e 360. Em seqüência, as barras de gesso foram introduzidas na moldagem que apresentavam a soma das duas espessuras, ou seja, 4mm e, após o preparo da barbotina segundo instruções do fabricante, a mesma foi vertida no molde sobre a barra de gesso através de pincel nº. 00 também fornecido pelo fabricante, até que esta atingisse a borda superior do molde (figura 4).



Figura 3. Barras de gesso refratário incluídas em silicone de duplicação.

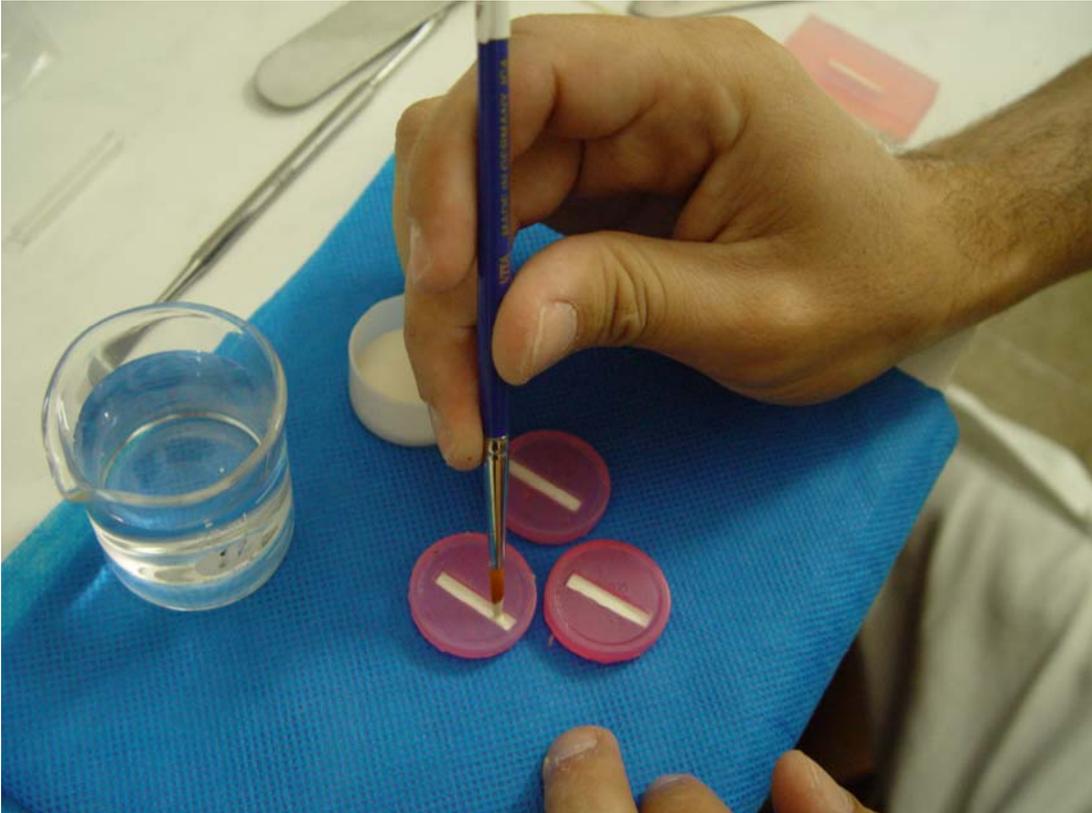


Figura 4. Aplicação da barbotina sobre as barras de gesso refratário incluídas na moldagem de silicone de laboratório.

Sob ultra-som, misturou-se 5,0 ml do solvente a uma pequena quantidade (4gotas) de um dispersante/estabilizante (que acompanham o material) por 2,0 minutos. A seguir, 45 g de pó do ZTA (In Ceram Zircônia Powder), foram misturados ao solvente sob agitação ultra-sônica, em pequenas quantidades, com vistas a se obter uma suspensão suficientemente estável e bem dispersa. A barbotina foi mantida por mais 7 minutos sob agitação para uma melhor dispersão, visto que a zircônia apresenta maior densidade do que a alumina.

Durante o período inicial de secagem da barbotina, o solvente é removido por capilaridade pelo gesso refratário, possibilitando a acomodação das partículas de alumina e zircônia. À medida que o nível de barbotina decaía, adicionava-se mais suspensão para que a altura da peça não se alterasse.

Após um período de 30 minutos, o conjunto barra de refratário + barbotina foi removido da moldagem com silicone e levado ao forno InCerammat para a 1ª sinterização. Como o ZTA requer uma temperatura de sinterização maior que a suportada pelo gesso refratário, é imprescindível proceder à sinterização em duas etapas: uma primeira sinterização para possibilitar a remoção da peça do refratário, e uma segunda sinterização para se atingir o nível de densificação desejado.

O primeiro estágio de sinterização consiste em 6 horas de secagem até 120°C a uma taxa de aquecimento de aproximadamente 8°C/min, onde é mantido por 2 horas, seguido de resfriamento no interior do forno até a temperatura ambiente. Neste momento, a peça é removida do refratário e posicionada sobre uma manta de lã de vidro e levada novamente ao forno para o segundo estágio de sinterização. Neste estágio, a temperatura é elevada a 1180°C a uma taxa de aquecimento de aproximadamente 8°C/min, onde é mantido por 2 horas, sendo em seguida resfriado no interior do forno até a temperatura ambiente.

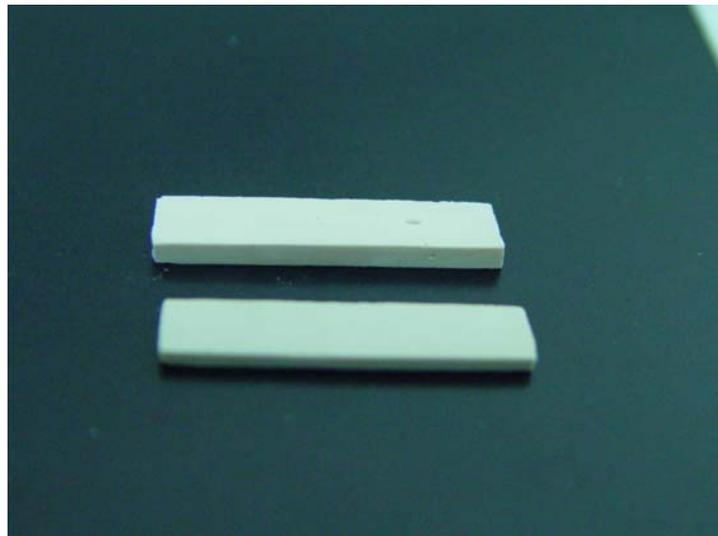


Figura 5. Barras de In Ceram Zircônia nas duas espessuras antes da infiltração do vidro.

As peças de ZTA assim obtidas foram usinadas a seco para regularizar a superfície e proceder a um acabamento das margens (figura 5).

Para a infiltração do vidro foi utilizada a placa de platina fornecida pelo fabricante, como estrutura de apoio, para que as barras recebessem a mistura do pó de vidro de alumino-silicato de lantânio com água destilada, de modo que toda a superfície superior da barra ficasse recoberta pelo vidro (figura 6).

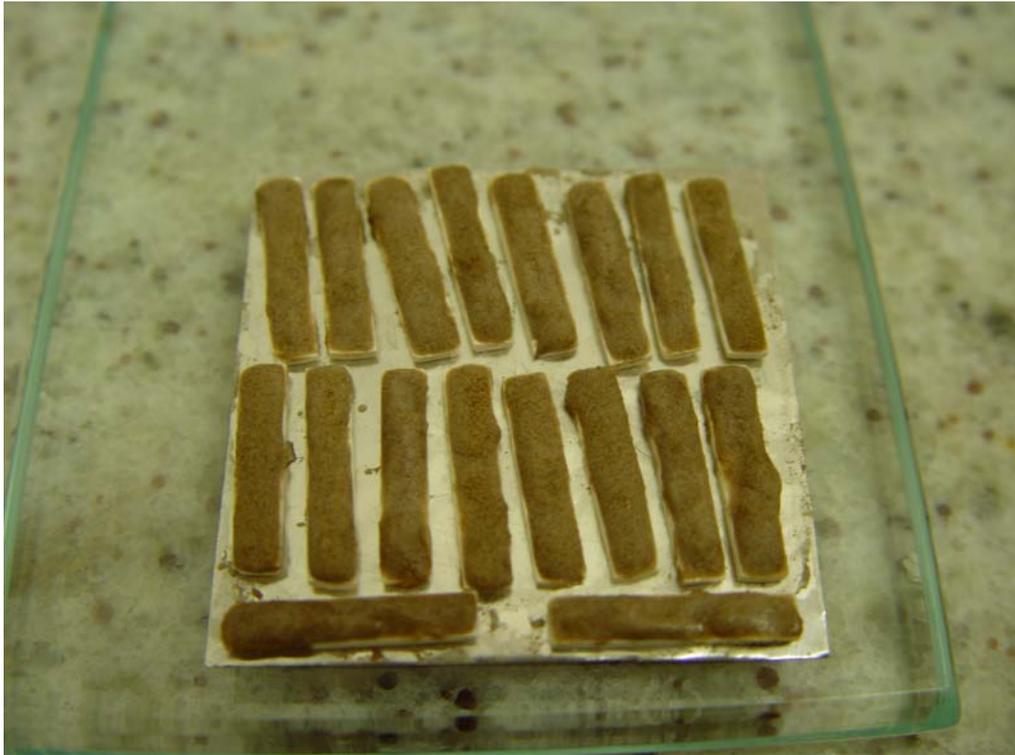


Figura 6. Barras revestidas pelo vidro prontas para serem sinterizadas sobre a lâmina de platina.

Este conjunto foi levado ao forno para um ciclo de queima para infiltração a 1140°C por um período de 2 horas, a uma taxa de aquecimento de 10°C/min. A esta temperatura, o vidro se funde e migra por capilaridade através da estrutura porosa do ZTA, preenchendo os espaços vazios entre os grãos.

Todos os espécimes obtidos foram submetidos a um processo de acabamento, utilizando a broca DB 15G *EVE diabond* (granulação grossa) e jateamento com óxido de alumínio (com tamanho de partícula de 125µm), a uma

pressão de 2,5 bars, para remoção do excesso de vidro, garantindo a lisura necessária para a confiabilidade do teste.

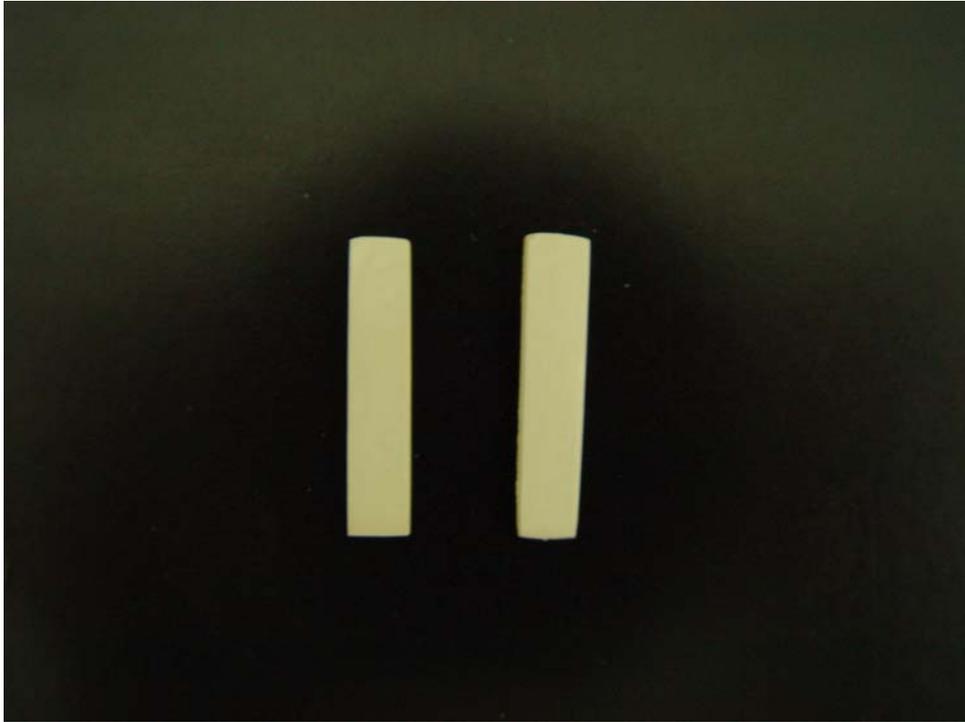


Figura 7. Barras de In Ceram zircônia após a infiltração do vidro.

### 5.2.3 Ensaio de Resistência Flexural

Os espécimes foram levados à máquina de ensaio mecânico universal EMIC modelo DL 1000 (figura 8), onde foi aplicada no centro de cada amostra uma força contínua com célula de carga dois (até 100 kgf), escala um e velocidade de 0,5 mm/min, realizada com ponta ativa cilíndrica, com as extremidades fixadas, simulando o esforço em um pântico. Para tanto, um dispositivo foi confeccionado de modo a permitir as distâncias de 12mm e 18mm entre os apoios, de acordo com cada grupo de teste, simulando o comprimento de um e dois pânticos. Os corpos de prova foram posicionados sobre estas barras cilíndricas e submetidos ao teste.



Figura 8. Máquina Emic onde o ensaio de carregamento flexural dos grupos de teste foi realizado.

A resistência flexural foi calculada com o uso da equação abaixo com os dados obtidos no ensaio de carregamento de três pontos.

$$\text{Resistência flexural} = \frac{3WI}{2bd^2}$$

Onde: W= a força de fratura, l= distância entre os apoios de teste, b= largura do espécime e d= espessura do espécime.

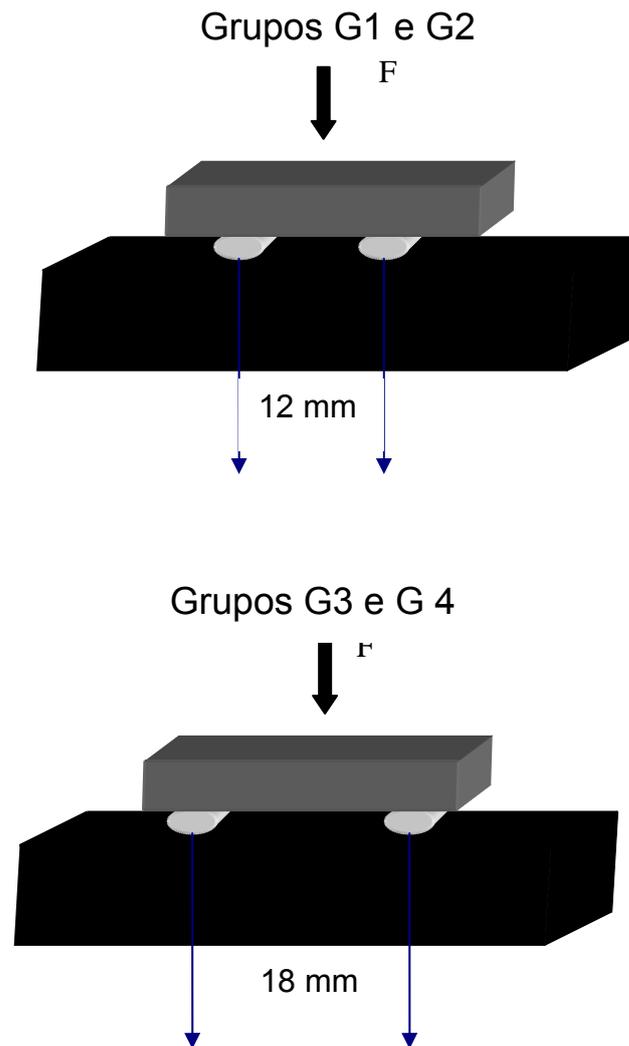


Figura 9. Ilustração esquemática da aplicação do ensaio de carregamento flexural de três pontos nos grupos estudados, simulando um pântico e dois pânticos.

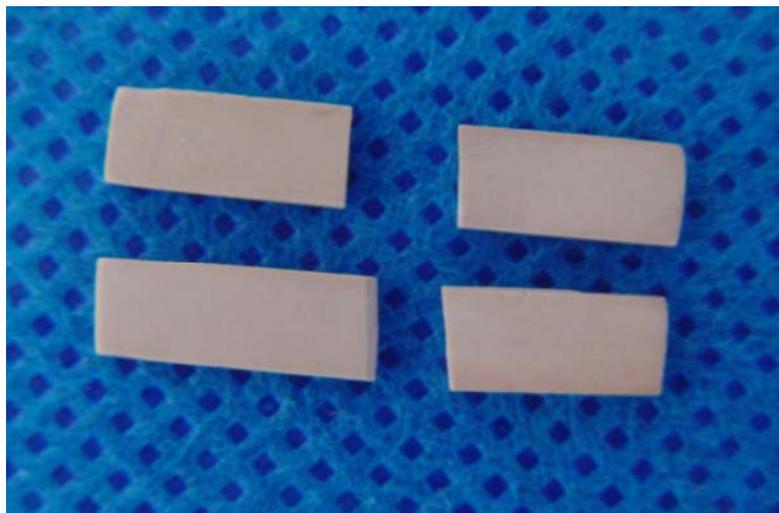


Figura 10. Barras de In Ceram zircônia fraturadas após ensaio de carregamento flexural de 3 pontos.

## 5.3 MICROESTRUTURA E ANÁLISE FRACTOGRÁFICA

Após as amostras deste estudo terem sido submetidas ao ensaio de carregamento de três pontos, foram avaliadas através de uma inspeção visual. Algumas amostras apresentaram uma superfície lisa e limpa, sem irregularidades que pudessem ser observadas sem a utilização de lentes de aumento. Outras amostras, no entanto, exibiram pequenas irregularidades detectáveis a olho nu. Todas as amostras falharam catastroficamente.

### 5.3.1 Microscopia Óptica

As amostras que exibiram defeitos visíveis a olho nu na superfície de fratura, foram submetidas à avaliação em microscopia óptica.

### 5.3.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).

Após o ensaio de carregamento de três pontos, quatro amostras das peças fraturadas de cada grupo foram selecionadas, de forma aleatória, para análise da superfície de fratura por MEV, utilizando-se imagens por elétrons retro espalhados com aumentos que variaram de 500x a 3500x. Em todas as amostras também foi realizada uma análise por EDS (espectrometria de energia dispersiva), com a intenção de caracterizar a distribuição dos cristais e a presença de defeitos.

O esquema a seguir ilustra a área selecionada da superfície de fratura das amostras estudadas na MEV.



Figura 11. Esquema da área da superfície de fratura das amostras selecionada para avaliação na MEV.

#### 5.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Uma análise de variância foi aplicada (ANOVA – fator único e fator duplo sem repetição) para avaliar se havia diferença entre os grupos testados ( $p < 0,05$ ).

## 6 RESULTADOS

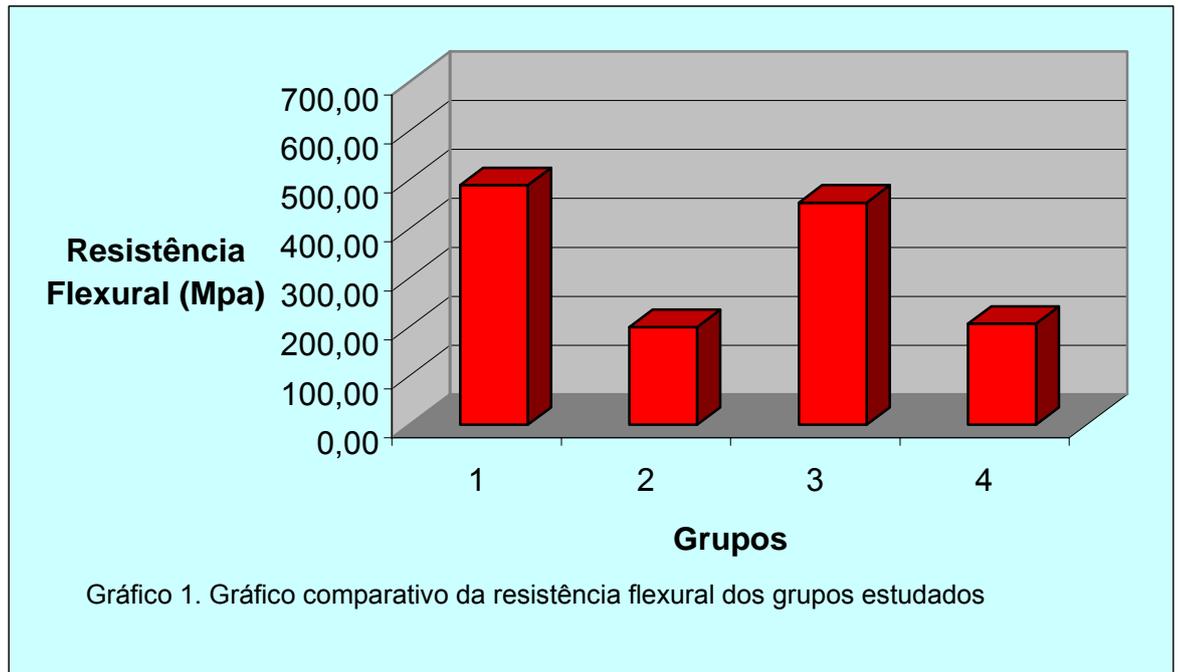
### 6.1 ENSAIO DE RESISTÊNCIA FLEXURAL

Os resultados do teste de resistência flexural de três pontos se apresentam listados na tabela 3, respectivamente a cada grupo. Estes dados foram obtidos após a aplicação da fórmula para o cálculo da resistência flexural quando o teste de três pontos é utilizado.

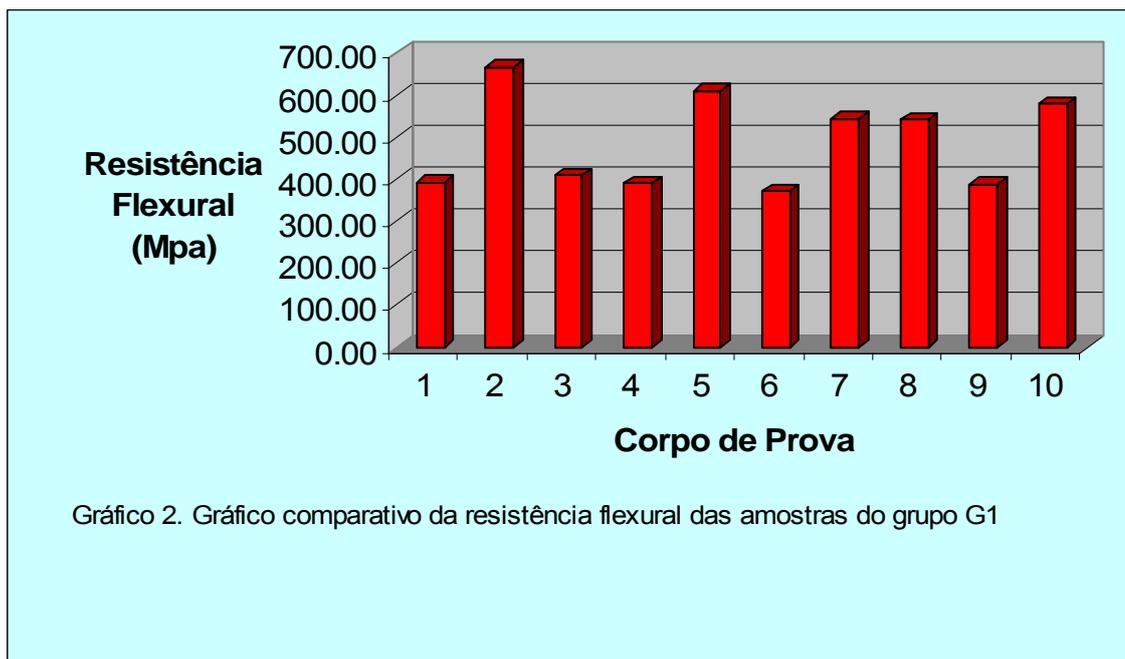
**Tabela 3** - Tabela descritiva dos resultados

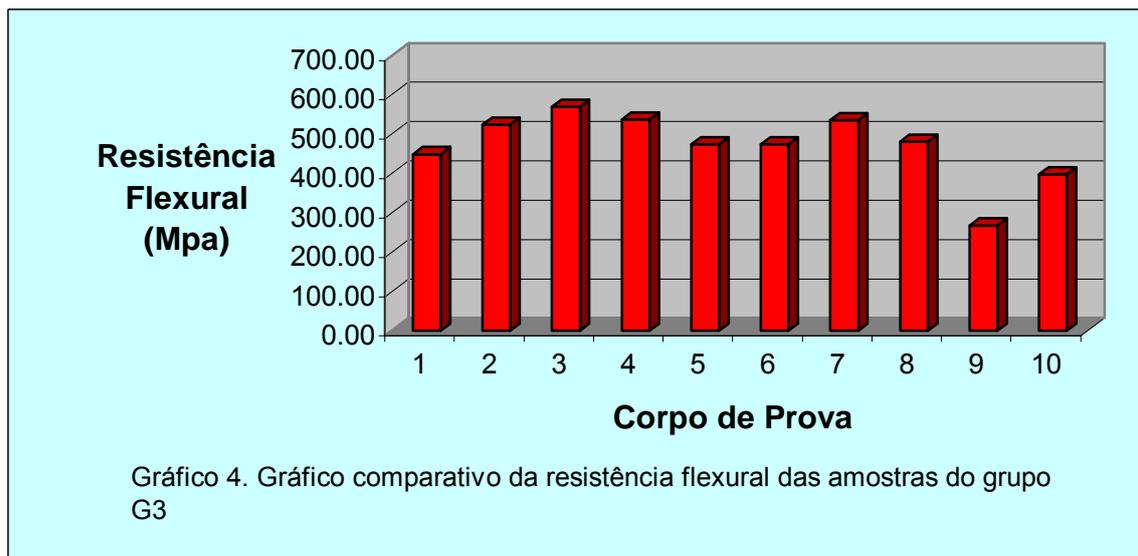
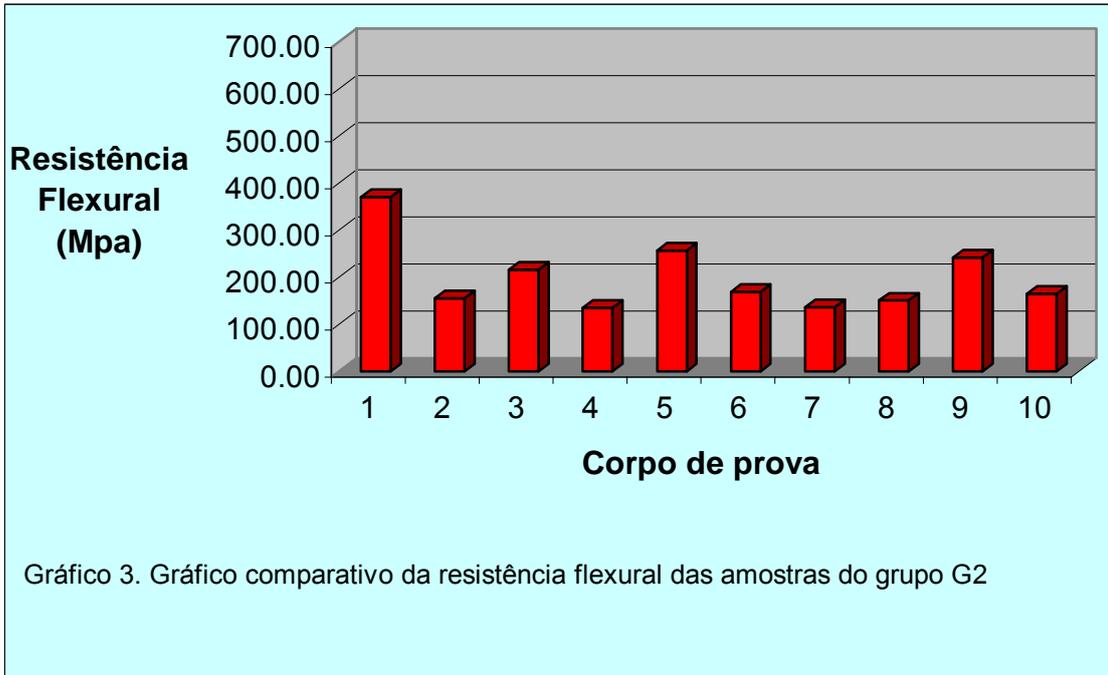
Grupos	Resistência Flexural (MPa)		Tensão (MPa)		Força de Ruptura (N)	
	Média	dp	Média	dp	Média	dp
Grupo 1	489	110	32	7	156	35
Grupo 2	199	74	25	9	144	25
Grupo 3	471	87	21	4	101	19
Grupo 4	206	40	14	3	99	19

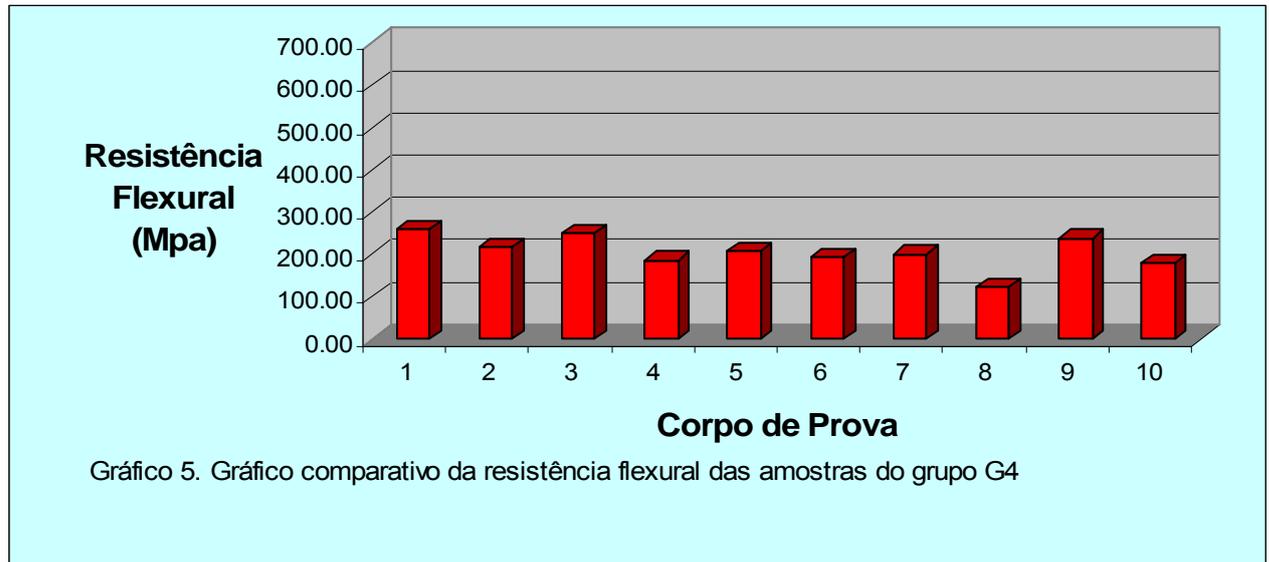
Os dados de resistência flexural para todos os grupos estão ilustrados nos gráfico 1.



Os dados de resistência flexural obtidos para cada amostra nos grupos experimentais podem ser visualizados nos gráficos 2-5.







Após o tratamento estatístico pelo método Anova fator duplo sem repetição os resultados de resistência flexural mostram que há diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) entre os grupos (tabela 4). Anova fator único mostrou diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) no parâmetro de espessura nos grupos G1 e G2 (tabela 5) e entre os grupos G3 e G4 (tabela 6). Os ensaios de resistência flexural não mostraram diferenças estatisticamente significantes, para os parâmetros de distância entre as bases de apoio (tabelas 7 e 8).

Tabela 4 - Anova (fator duplo sem repetição)

Fonte de Variação	F	Valor-P
Linhas	0,899397	0,539226719
Colunas	32,11033	0,000000047

Para a verificação da diferença entre os grupos, ANOVA (fator duplo sem repetição) foi utilizado apresentando os resultados listados nas tabelas 5, 6, 7 e 8.

**Tabela 5** – Anova (fator único): G1 x G2

Material	Média	Variância	f obs.	Significância
G1	488,97	12105,66	0,000002	S.
G2	199,48	5473,912		N.S.

**Tabela 6** – Anova (único): G3 x G4

Material	Média	Variância	f obs.	Significância
G3	453,389	10190,18	0,000001	S.
G4	206,417	1620,105		N.S.

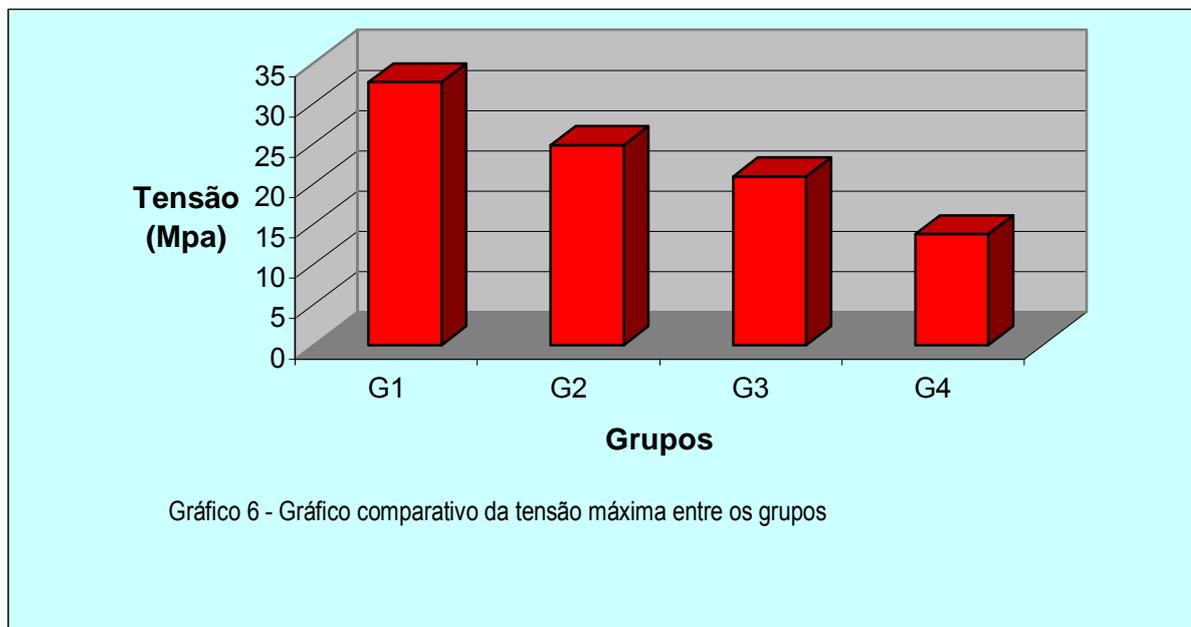
**Tabela 7-** Anova (único): G1 x G3

Material	Média	Variância	f obs.	Significância
G1	488,97	12105,66	0,567822	N.S.
G3	3223,84	117853,50		N.S.

**Tabela 8** - Anova (fator único): G2 x G4

Material	Média	Variância	f obs.	Significância
G2	199,48	5473,912	0,08522755	N.S.
G4	206,417	1620,105		N.S.

O gráfico 6 ilustra a tensão máxima (MPa) média registrada na barra no momento da fratura dos espécimes (tabela 3).



As tabelas abaixo mostram os resultados estatísticos de concentração de tensão nas barras no ensaio de carregamento de três entre os grupos estudados. Após o tratamento estatístico pelo método Anova fator duplo sem repetição os resultados mostram que há diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) entre os grupos (tabela 9). Anova fator único mostrou diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) entre os grupos G1 x G3, G2 x G4 e G3 x G4 (tabelas 10-13).

**Tabela 9** - Anova (fator duplo sem repetição)

Fonte de Variação	F	Valor-P
Linhas	0,537696	0,834047104
Colunas	13,12858	0,000018

**Tabela 10** - Anova (fator único): G1 x G2

Material	Média	Variância	Valor-P	Significância
G1	32,588	53,66542	0,055006325	N.S.
G2	24,804	90,23072		

**Tabela 11** - Anova (fator único): G3 x G4

Material	Média	Variância	Valor-P	Significância
G3	20,92	14,9686	0,000140774	S.
G4	13,76	7,203844		

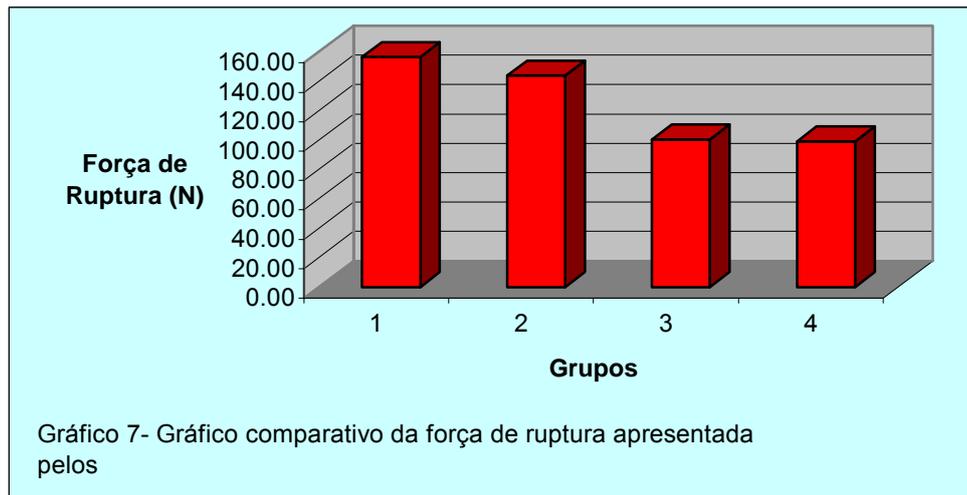
**Tabela 12** - Anova (fator único): G1 x G3

Material	Média	Variância	Valor-P	Significância
G1	32,588	53,66542	0,000306762	S.
G3	20,92	14,9686		

**Tabela 13** - Anova (fator único): G2 x G4

Material	Média	Variância	Valor-P	Significância
G2	24,804	90,23072	0,002349264	S.
G4	24,804	7,203844		

O gráfico 7 ilustra força de ruptura (N) média registrada na barra no momento da fratura dos espécimes (tabela 3).



As tabelas abaixo representam os resultados estatísticos da força de ruptura para a falha das amostras no ensaio de carregamento de três pontos entre os grupos estudados. Após o tratamento estatístico pelo método Anova fator duplo sem repetição os resultados de força de ruptura mostraram que há diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) entre os grupos (tabela 14). Anova fator único mostrou diferença estatisticamente significativa no parâmetro distância entre os apoios nos grupos G1 e G3 (tabela 17) e entre os grupos G2 e G4 (tabela 18). No parâmetro espessura não houve diferença estatística entre os grupos G1 e G2 (tabela 15) e G3 e G4 (tabela 16).

**Tabela 14** - Anova (fator duplo sem repetição)

Fonte de Variação	F	Valor-P
Linhas	0,81132	0,610214917
Colunas	6,983786	0,001260058

**Tabela 15** - Anova (fator único): G1 x G2

Material	Média	Variância	Valor-P	Significância
G1	156,466	1240,137	0,541889446	N.S.
G2	143,942	2817,075		

**Tabela 16** - Anova (fator único): G3 x G4

Material	Média	Variância	Valor-P	Significância
G3	100,415	344,8922	0,876759403	N.S.
G4	99,082	373,2368		

**Tabela 17**- Anova (fator único): G1 x G3

Material	Média	Variância	Valor-P	Significância
G1	156,466	1240,137	0,000307889	S.
G3	100,415	344,8922		

**Tabela 18** - Anova (fator único): G2 x G4

Material	Média	Variância	Valor-P	Significância
G2	143,942	2817,075	0,021778231	S.
G4	99,082	373,2368		

## 6.2 MICROESTRUTURA E ANÁLISE FRACTOGRÁFICA

### 6.2.1 Microscopia Óptica

Os resultados obtidos através da microscopia óptica mostraram a presença de defeitos de grande porte na superfície de fratura de algumas amostras estudadas. Na figura 12, numa visão frontal, pode-se observar a presença de um defeito em forma de bolha, encontrado em uma amostra do grupo G2.

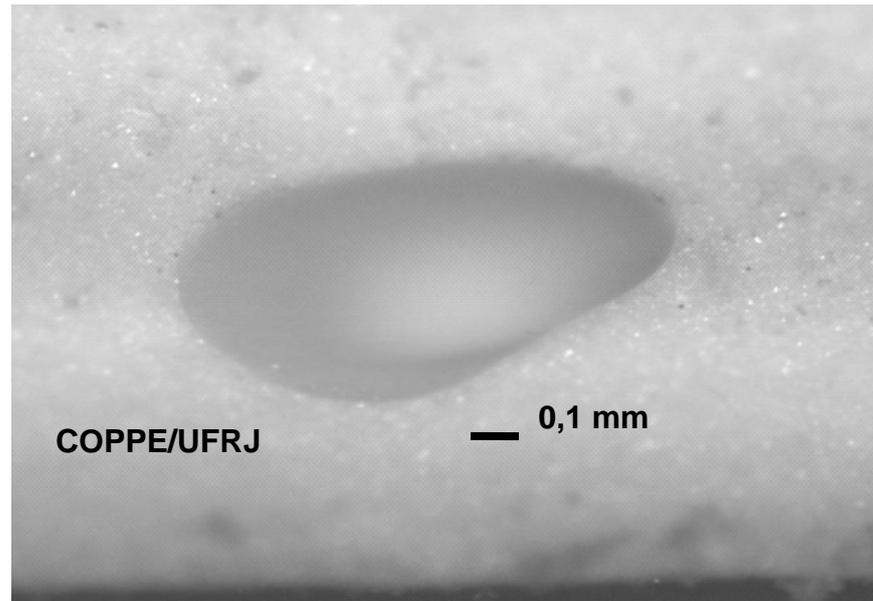


Figura 12. Visão frontal da superfície de fratura de uma amostra do grupo G2. Destaca-se a evidência do defeito de grande porte em forma de bolha na superfície fraturada.

Na figura 13 pode-se observar o defeito da figura 12 numa visão lateral.

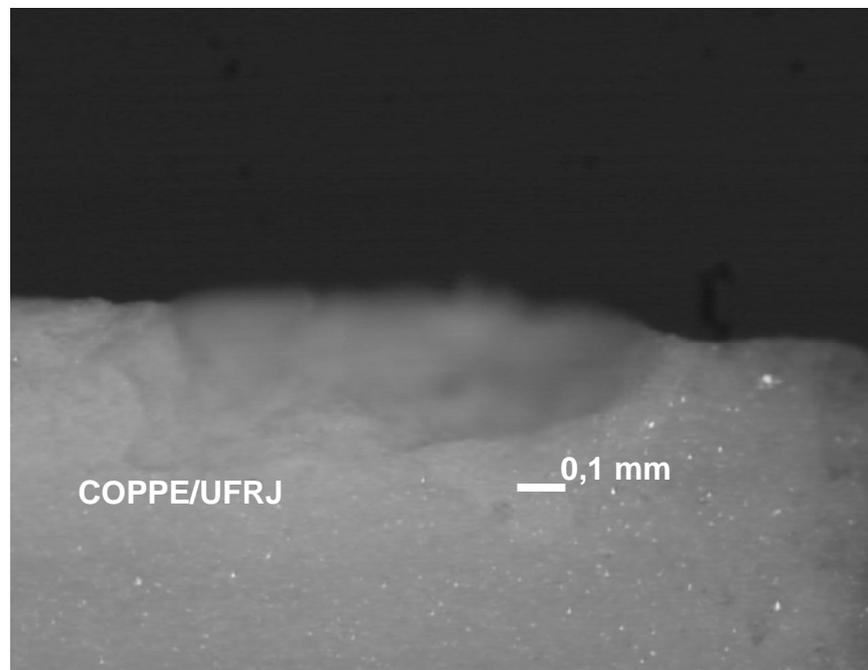


Figura 13. Visão lateral da superfície de fratura de uma amostra do grupo G2. Destaca-se a evidência do defeito em forma de bolha na superfície fraturada.

### 6.2.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).

As figuras abaixo correspondem às imagens obtidas pela MEV, de acordo com cada grupo estudado. É possível perceber a presença de defeitos estruturais, o padrão de propagação de trincas e a dispersão dos grãos de alumina e zircônia na estrutura cristalográfica do material.

O gráfico obtido com o EDS para todos os grupos, encontra-se logo a seguir da foto com 3000x de aumento, onde é possível observar os elementos constituintes das amostras. Porém, a presença de lantânio não pode ser avaliada com clareza em todas as amostras estudadas, pois apresentou picos muito pequenos semelhantes a ruídos de técnica. Dessa forma, a fractografia e o EDS não foram conclusivos em relação à infiltração de lantânio nas amostras. Já as taxas de alumina e zircônia pareceram variar pouco entre as amostras dos diversos grupos, estando sempre presentes de forma significativa. Entretanto, a necessidade de metalização das amostras pelo ouro, dificultou a avaliação da presença de zircônia numa taxa precisa.

A figura 14 representa uma visão frontal da superfície de fratura de uma amostra do grupo G4, com aumento de 30x. Pode-se perceber a presença de inúmeros defeitos distribuídos no interior da amostra, principalmente na sua borda inferior, lado inverso à infiltração do vidro. Esses defeitos também estão presentes em menor quantidade nas superfícies laterais da amostra, delimitando uma área mais densa.

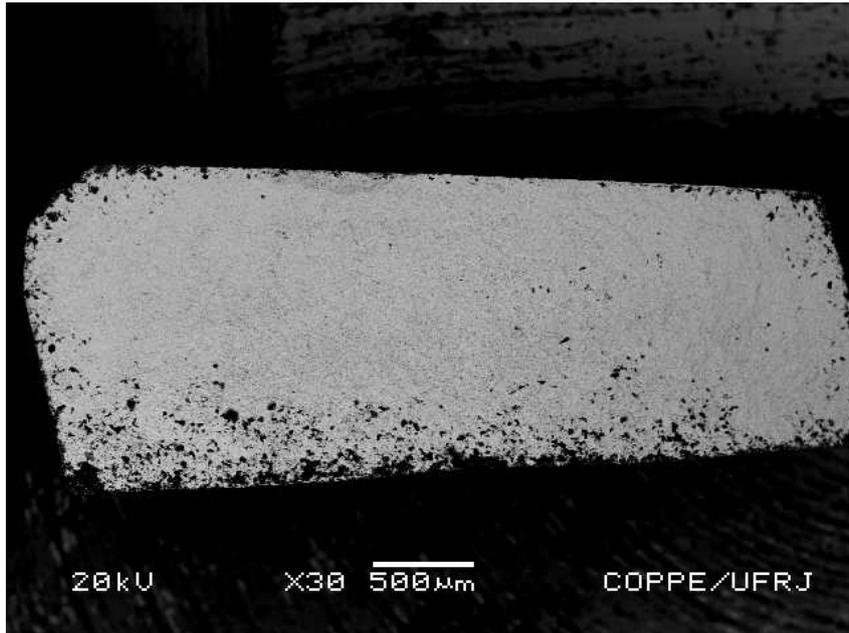


Figura 14. Superfície de fratura do Grupo G4 analisada na MEV com aumento de 30x. Nota-se a distribuição dos defeitos, principalmente na borda inferior da amostra.

Na figura 15, representada por uma amostra do grupo G3, observa-se a presença de defeitos num aumento de 100x. A topografia da superfície evidencia o padrão de fratura característico dos materiais frágeis.

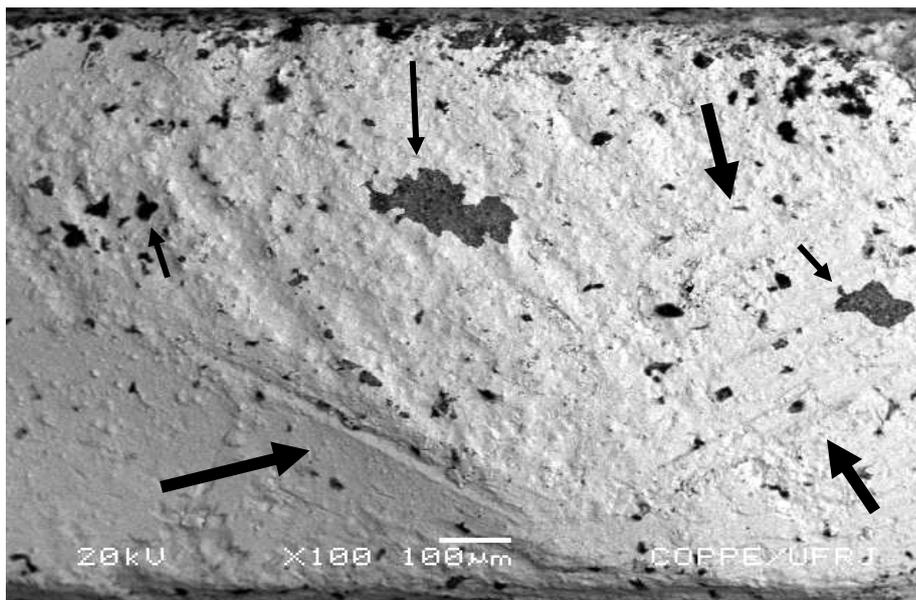


Figura 15. Presença de defeitos na superfície de fratura de uma amostra do grupo G3 com aumento de 100x (setas pretas finas). Observa-se topografia compatível com o tipo de falha (setas pretas grossas).

A figura 16 representa uma amostra do grupo G2 com aumento de 500x. É possível observar a distribuição dos defeitos presente em toda a superfície. A partir destes defeitos, observa-se o início da propagação da trinca que assume um trajeto tortuoso, podendo unir-se a outra trinca iniciada em outro defeito, caracterizando a falha catastrófica do material.

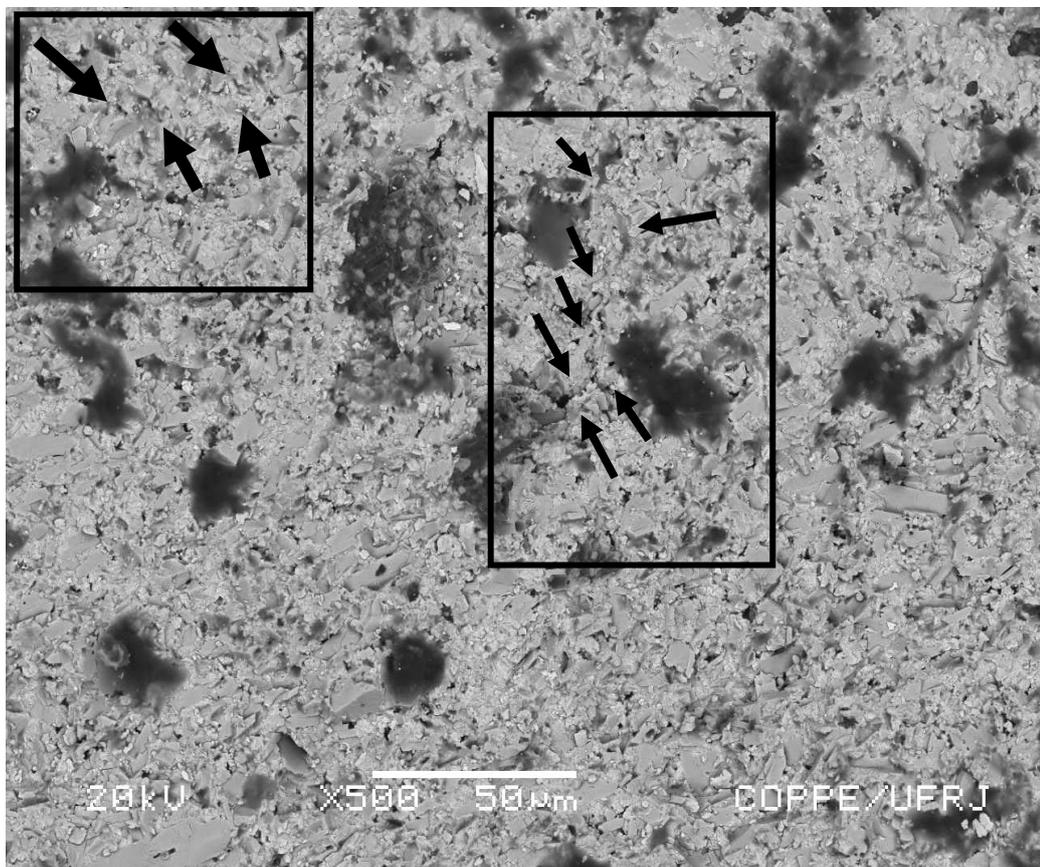


Figura 16. Presença de defeitos na superfície de fratura com aumento de 500x (Centro da amostra do grupo G2). As setas pretas demarcam a propagação de uma trinca até a sua união com uma trinca iniciada em um defeito adjacente.

Na figura 17 pode-se perceber a presença de defeitos incorporados na micro estrutura do material. Também é possível constatar a forma, a distribuição e o tamanho dos cristais.

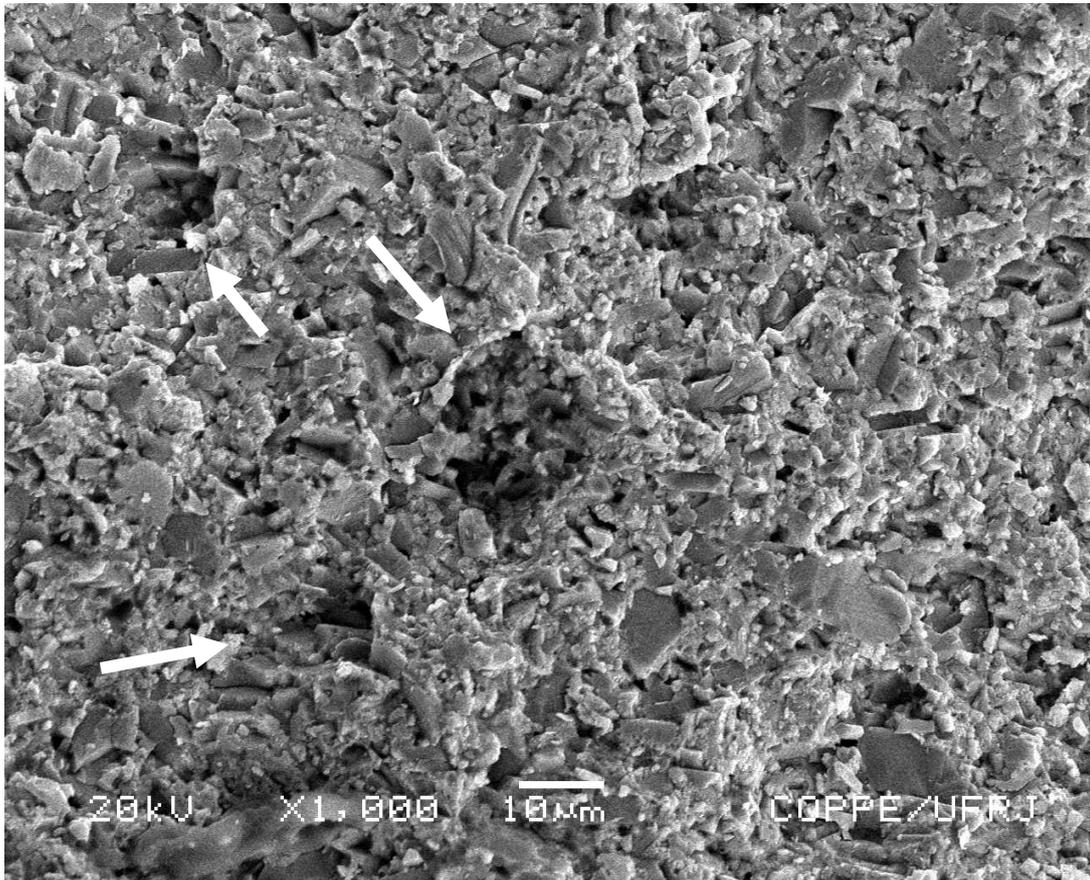


Figura 17. Centro da amostra do Grupo G1 com aumento de 1000x. Presença de defeitos demarcada pelas setas brancas.

Na figura 18 pode ser observada a presença dos cristais de alumina e zircônia em uma amostra do grupo G1 com aumento de 3000x.

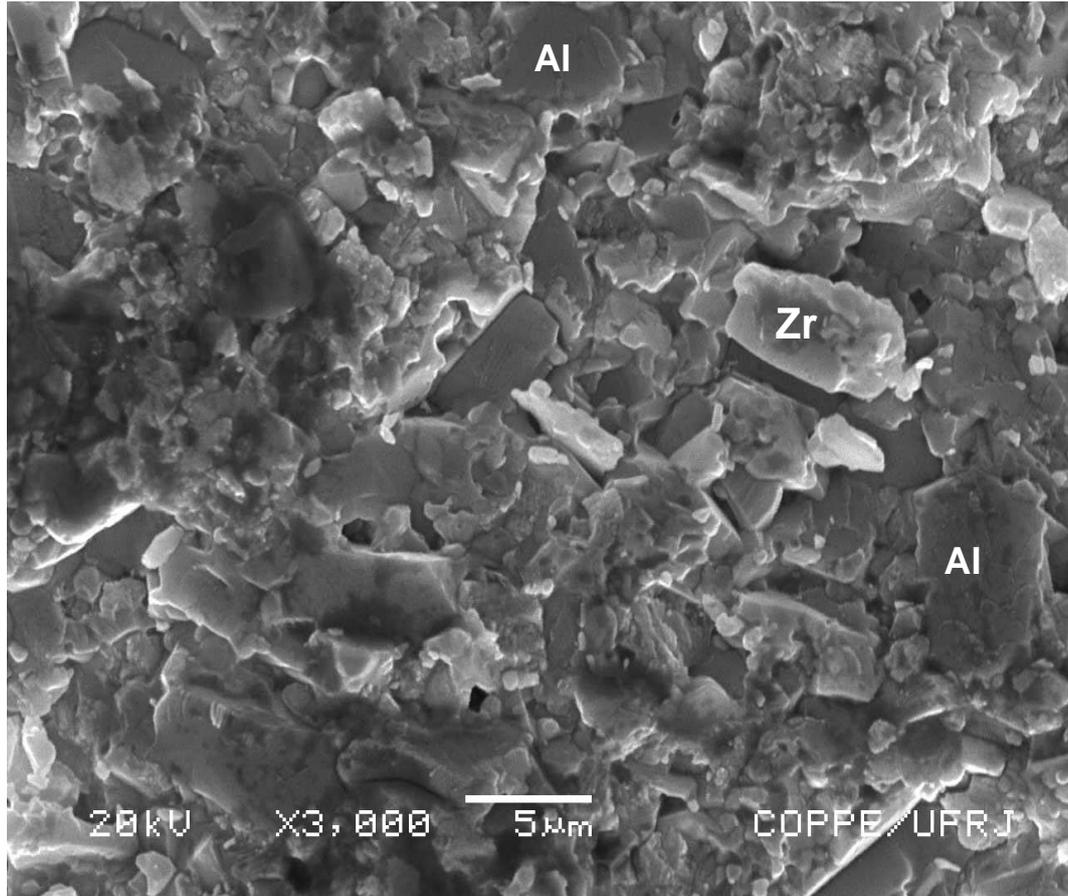


Figura 18. Distribuição dos cristais de alumina e zircônia no centro de uma amostra do grupo G1. Aumento de 3000x.

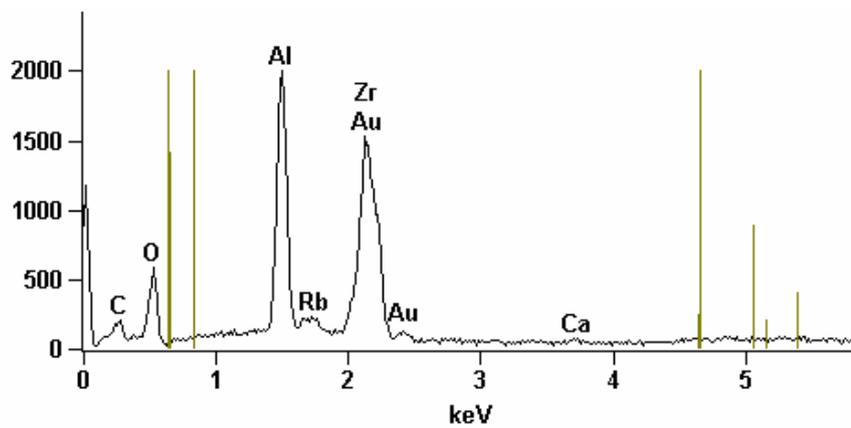


Gráfico 8 - EDS do centro da amostra do grupo G1 (figura 18). 3K

Na figura 19 é possível perceber a orientação paralela dos cristais de alumina em uma amostra do grupo G2. Embora haja grande proximidade entre os grãos, pode-se observar a presença de defeitos incorporados nesta amostra.

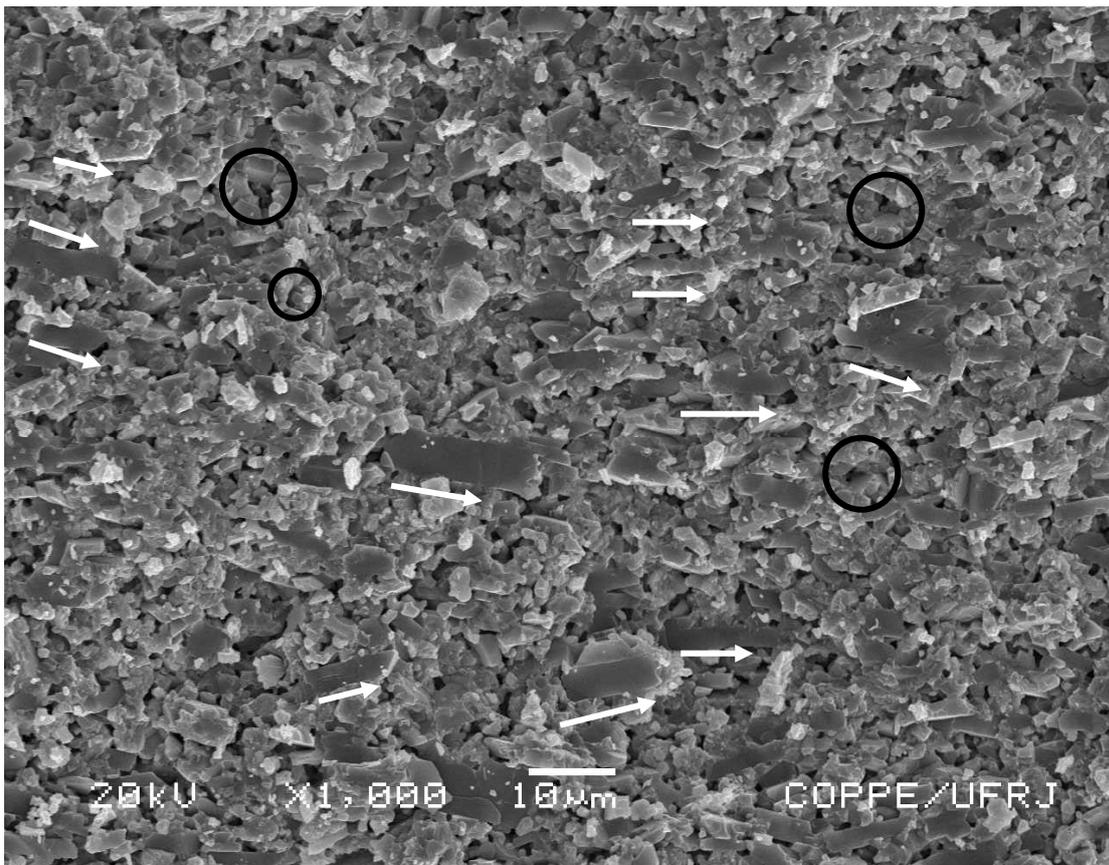


Figura 19. Centro da amostra do Grupo G2. Orientação dos cristais de alumina (setas brancas). Presença de defeitos na amostra (círculos pretos). Aumento de 1000x.

A figura 20 pertence ao grupo G2 e exibe, de forma bastante clara, a distribuição dos cristais de alumina e zircônia. As duas fases dispersas do material podem ser identificadas, bem como a forma, o tamanho e a distribuição dos cristais.

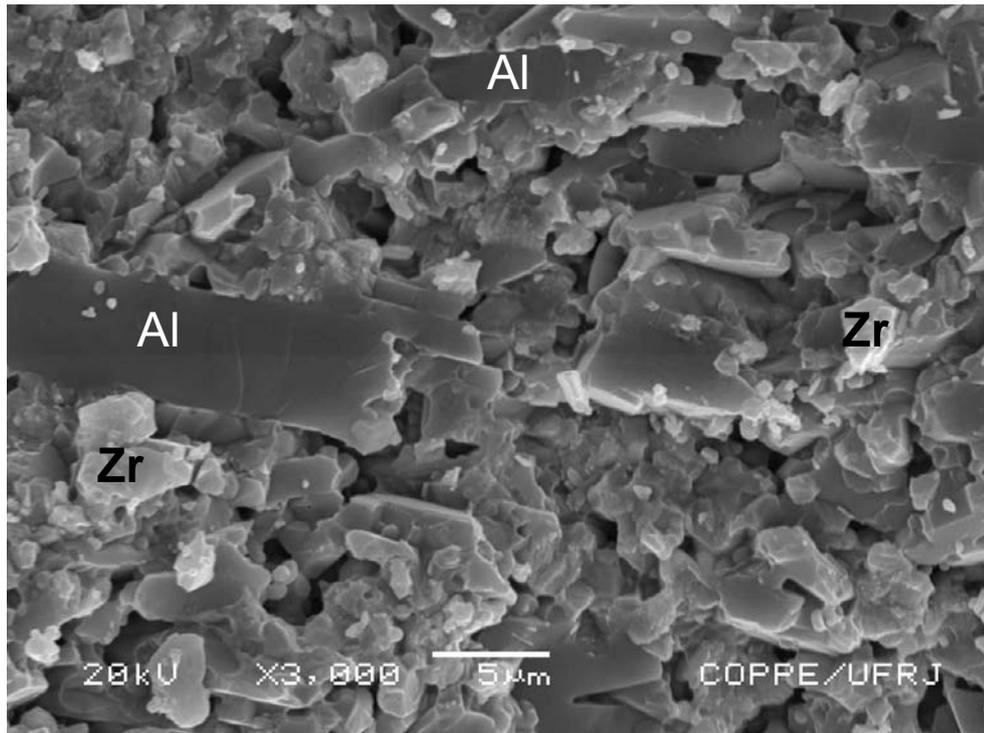


Figura 20. Centro da amostra do Grupo G2. Neste aumento de 3000x a distribuição dos cristais de alumina e zircônia caracterizam as duas fases dispersas do material.

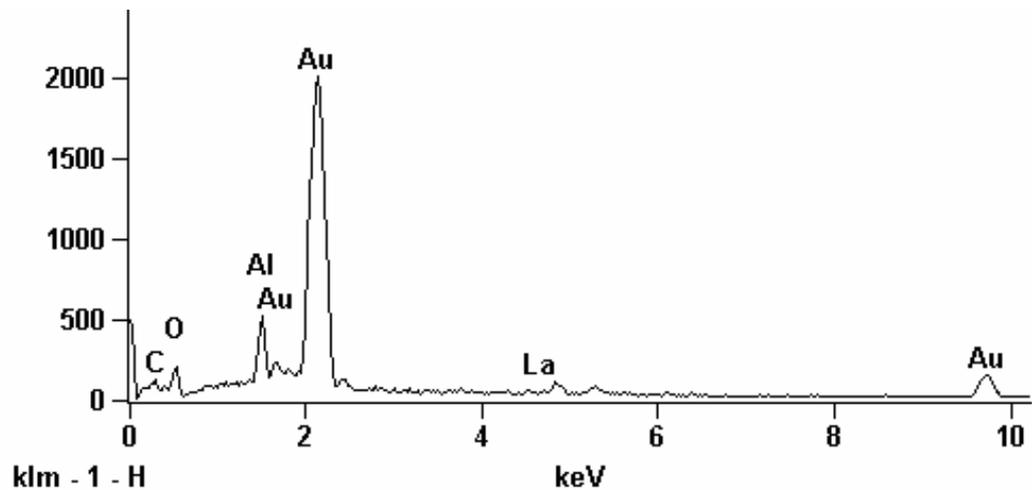


Gráfico 9 - EDS do centro da amostra do Grupo 2 (figura 20). 3K

A figura 21 pertence ao grupo G3 e apresenta o arranjo cristalográfico da amostra. Também exhibe a orientação assumida pelos cristais de alumina, mostrando aspecto semelhante ao da figura 19. Pode-se ainda notar o caminho desenvolvido pela trinca associada a um defeito.

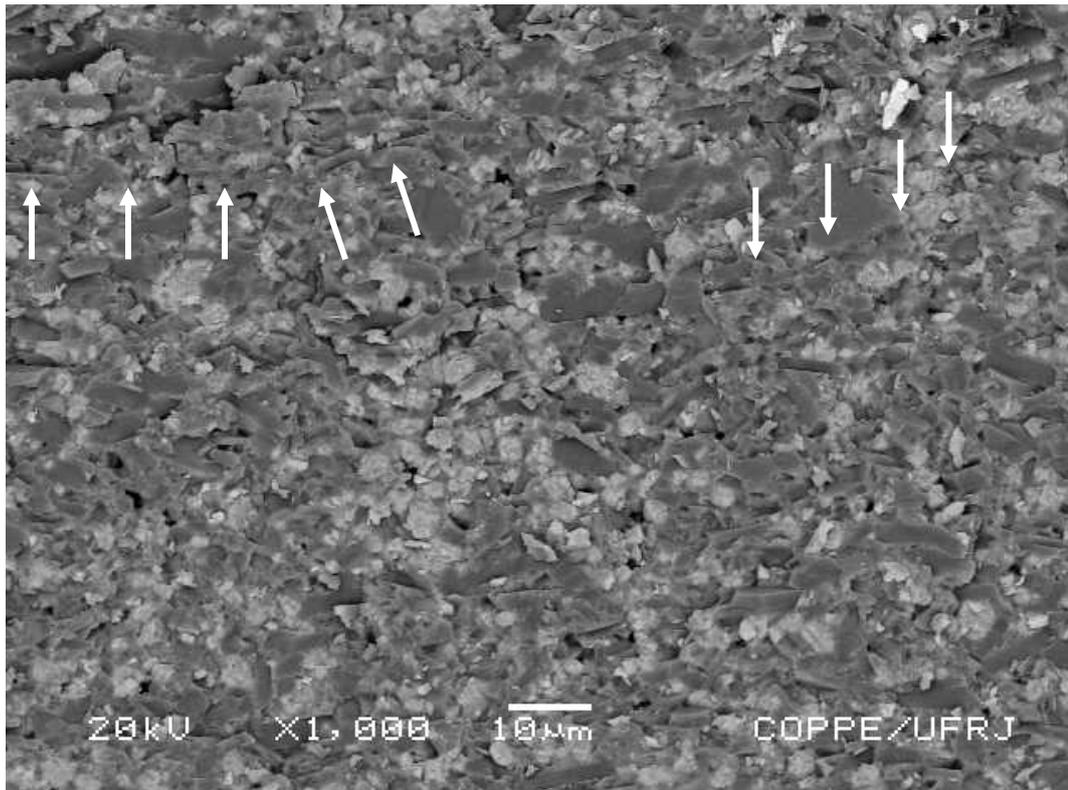


Figura 21. Centro da amostra do Grupo G3. Percebe-se a orientação dos cristais de alumina e opadrão de propagação de trincas no material (setas brancas) associada a um defeito. Aumento de 1000x.

Na figura 22 visualiza-se o padrão de fratura transgranular no cristal de alumina, localizado na parte superior da foto de uma amostra do grupo G3. Nota-se a propagação tortuosa de uma trinca provocada pela presença dos grãos de zircônia e uma trinca formada a partir de um defeito estrutural.

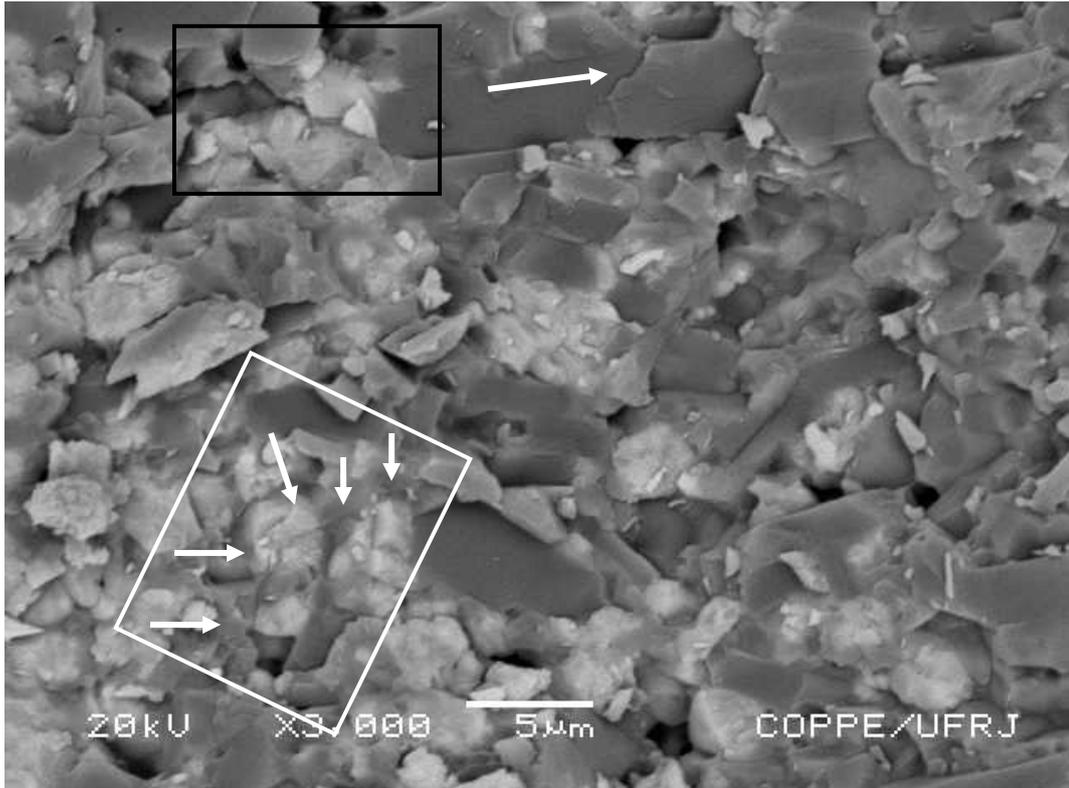


Figura 22. Centro da amostra do Grupo G3. Pode-se visualizar a fratura no cristal de alumina (seta branca), propagação tortuosa de uma trinca (retângulo branco) e uma trinca iniciada a partir de um defeito (retângulo preto). Aumento de 3000x.

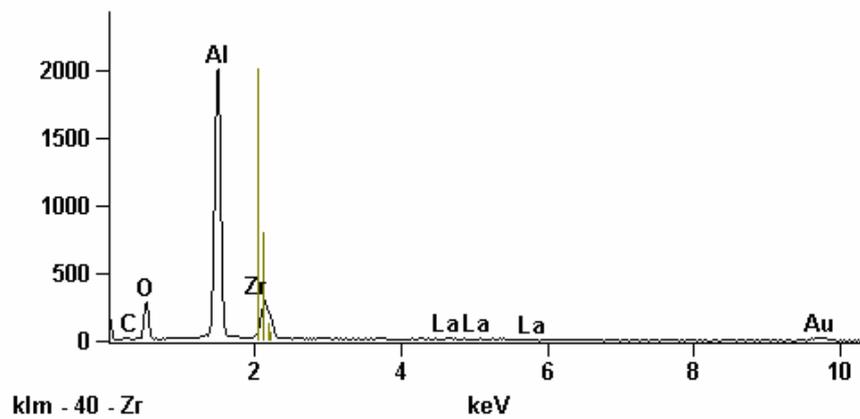


Gráfico10 - EDS do centro da amostra do Grupo G3 (figura 22). Aumento de 3000x

A figura 23 exibe a estrutura cristalina de uma amostra do grupo G4. Pode-se perceber a grande quantidade de defeitos presentes.

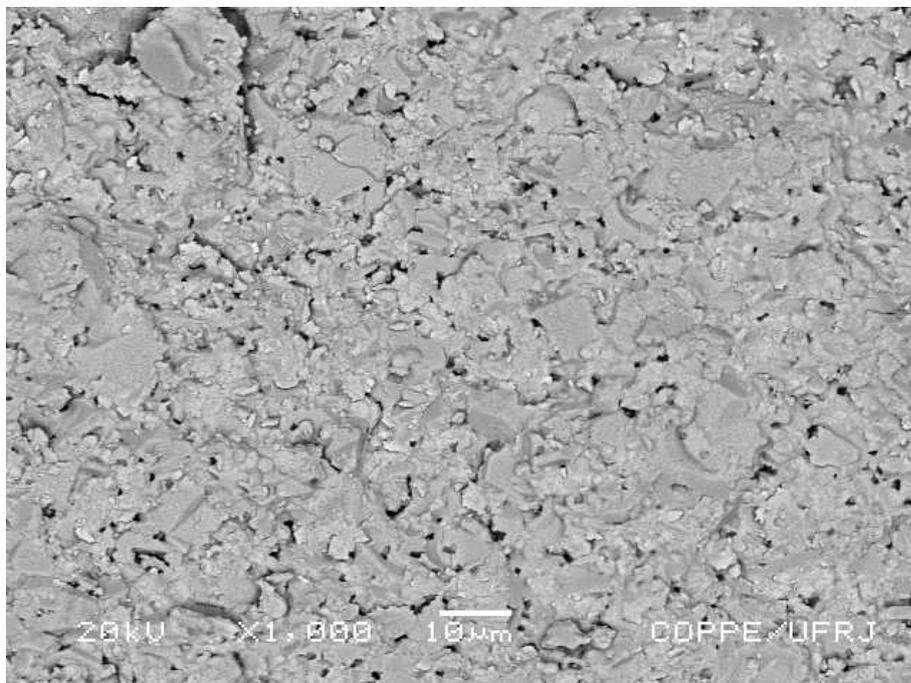


Figura 23. Estrutura cristalina do centro da amostra do Grupo G4. Aumento de 1000x

A figura 24 pertence ao grupo G4 e pode-se perceber a quantidade de defeitos presentes em sua estrutura numa visão mais aproximada.

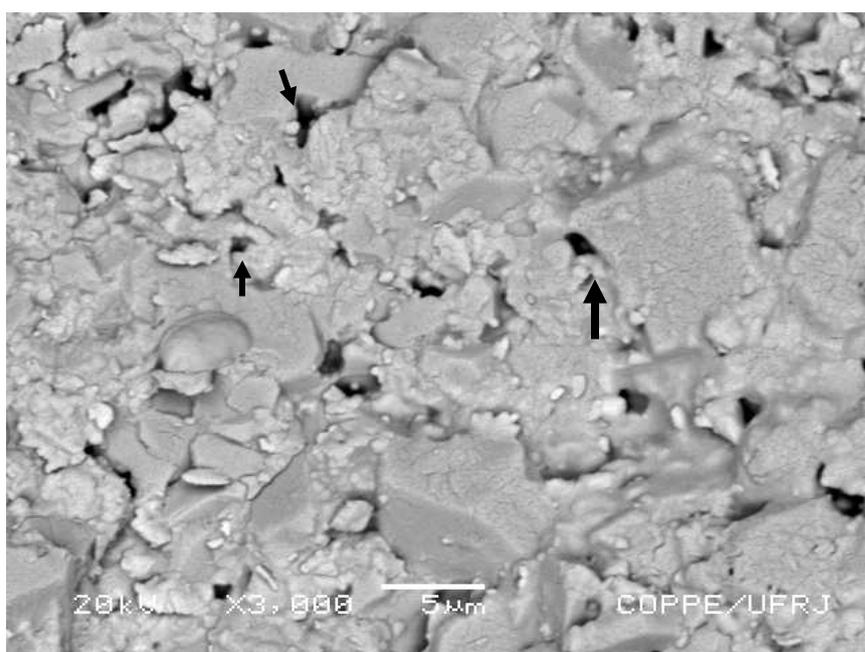


Figura 24. Centro da amostra do Grupo G4. Exibe a presença de defeitos (setas pretas). 3K

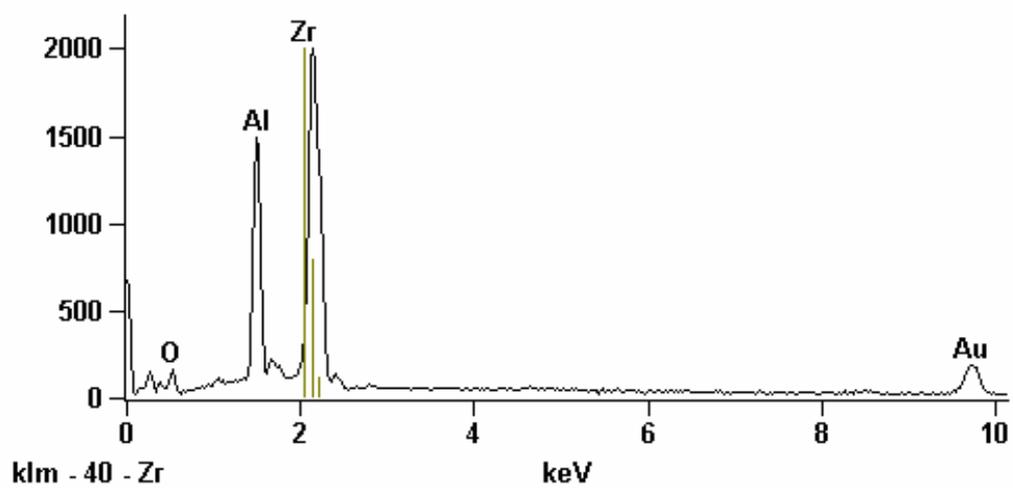


Gráfico 11 - EDS do centro da amostra do Grupo G4 (figura 24).3K

## 7 DISCUSSÃO

A indicação das próteses parciais fixas confeccionadas em cerâmica pura tradicionalmente, se restringe às regiões anteriores e posteriores até um elemento ausente (PAULILLO; SERRA; FRANCISCHONE,1997) (SILVA; HILGERT;GARBIN, 2002). Os critérios de indicação e desenho de próteses cerâmicas, devem respeitar os parâmetros estabelecidos por pesquisas científicas documentadas na literatura (GIORDANO et al, 2000) (BAHLIS; RODRIGUES; LORO, 2001), como por exemplo, uma área interproximal de conexão mínima de 16 mm<sup>2</sup>. O risco de se exceder a esses parâmetros clínicos é de exceder as propriedades limites do material e incorrer em insucesso clínico (BLATZ ,2002).

O teste de carga de três pontos se apresenta como um modo eficaz, simples e confiável de se avaliar a resistência flexural das cerâmicas odontológicas (SEGHI; SORENSEN, 1995). O tipo de tensão gerada e sua reprodutibilidade, também são fatores que o tornam particularmente aplicável a estes materiais (CAMPBELL, 1989). Neste tipo de teste, o corpo de prova apresenta um formato retangular (barras) e se encontra apoiado em suas extremidades. O carregamento da força é realizado na porção central da barra até que a fratura ocorra. O ponto de maior tensão se encontra na superfície inferior da barra (BAN;ANUSAVICE, 1990) da mesma forma que em uma prótese parcial fixa, pois segundo White et al. (1994) ambos seguem os

mesmos princípios. Também foi demonstrado por Vasconcelos et al. (2002), ao estudar as tensões geradas no interior deste tipo de prótese, que os mais altos valores de tensão ocorreram na região médio-inferior dos conectores. Os dados obtidos no momento do teste são transferidos para a fórmula matemática indicada, obtendo assim o valor da resistência flexural de cada espécime. Um valor médio é então calculado baseado no número de amostras testadas (RITTER, 1995).

Os resultados encontrados neste trabalho mostraram que as infra-estruturas confeccionadas em In Ceram zircônia apresentaram valores médios máximos de resistência flexural de 488,97 MPa para o grupo controle (G1) e de 453,39 MPa para o grupo G3, ambos os grupos exibiam amostras de menor espessura. Como a infiltração do vidro de lantânio é o processo responsável pelo aumento na resistência flexural, de acordo com Giordano et al. (1995) numa proporção treze vezes maior, este resultado talvez possa ser explicado por uma infiltração de vidro mais efetiva para as amostras do grupo G1, já que a estrutura tem menor espessura. Uma inadequada infiltração do vidro foi também a possível explicação para os resultados encontrados no trabalho de Chong et al. (2002), pois os corpos de prova exibiram grande porosidade entre as partículas de alumina. Da mesma forma, Pinto et al. (2005) encontraram maiores valores de resistência flexural em amostras de menor espessura.

Outra explicação possível coincide com a afirmativa de Ritter (1995), que as amostras de maior volume apresentam maior probabilidade de incorporação de defeitos, já que estes ocorrem de forma aleatória. Sendo assim, a incorporação destes defeitos também explica a variação de resultados de uma amostra para outra e entre testes (WISKOTT; NICHOLLS; BELSER, 1995). Ritter (1995) ainda ressaltou, que as amostras de maior volume apresentam valores de resistência

menores que as amostras de menor volume, pela simples razão de existir maior possibilidade de encontrarmos defeitos maiores em amostras mais volumosas. É importante lembrar, que para Guazzato et al. parte II (2004) materiais que apresentam o mesmo conteúdo cristalino, têm sua resistência condicionada a presença de poros. Porém, também o tamanho, a forma e a orientação dos grãos devem ser considerados (GUAZZATO et al., 2004).

Para a construção das amostras deste estudo, a infiltração do vidro foi feita de forma unilateral, o que pode explicar os defeitos encontrados. No entanto, diante da coerência percebida nos valores de resistência flexural, força de ruptura e também, na concentração de tensão exibidas pelas barras, podemos inferir que a validade dos resultados não foi afetada.

O desenvolvimento de defeitos na superfície do material aliado ao ambiente úmido da cavidade oral, obviamente exercerá forte influência no seu comportamento. Esses defeitos crescem relativamente devagar no início, mas segundo Kelly et al. (1990), se uma intensidade de tensão atuar como um valor crítico no topo deste defeito, a falha catastrófica se torna inevitável. Dessa forma, Yoshinari (1994) atribuiu o crescimento lento da trinca como o resultado da degradação do material. Muito embora, o dióxido de zircônia apresente a capacidade de absorver a energia da trinca aumentando de volume (SEGHI;SORENSEN,1995), situações limites podem exceder às suas características, provocando seu rompimento. Entretanto, para Seghi e Sorensen (1995) esta é uma realidade clínica invariável para os materiais cerâmicos. Assim, os defeitos exibidos nas amostras de teste deste estudo, de certa forma, apresentam similaridade com a condição clínica.

Os grupos que apresentam maior espessura (G2 e G4), embora tenham mostrado menor resistência flexural que os grupos G1 e G3, não exibiram diferença significativa com o aumento da distância entre os apoios. Da mesma forma, G1 e G3, ambos com a menor espessura, exibiram resultados semelhantes, quando a distância entre os apoios aumentou. Portanto, pode-se notar que o comportamento do material se mostrou equiparável.

Comparando-se os resultados entre todos os grupos, foi verificado que a resistência flexural diminuiu pela metade, quando as dimensões dos corpos de prova foram aumentadas em cerca de 50%. Este dado parece sugerir que maior atenção deve ser dada às infra estruturas mais espessas, pois este resultado também pode ser influenciado por outros fatores clínicos não considerados neste estudo (YOSHINARI; DÉRAND, 1994).

Foi observado que a concentração de tensão nas amostras do grupo G1 registrou valores mais altos que as dos grupos G2, G3 e G4, respectivamente. Nos grupos com a mesma espessura (G1-G3 e G2-G4), o aumento da distância entre os apoios interferiu de forma mais significativa. O aumento da espessura com a mesma distância entre os apoios (G1-G2 e G3-G4) apresentou valores um pouco menores. Já para o Grupo G4, onde as amostras exibiam maior espessura e maior distância entre os apoios, os resultados assumiram os menores valores. Para os grupos G3 e G4, houve uma diminuição da tensão necessária para que a barra fosse rompida, em relação ao grupo G2. É possível que o aumento da espessura das amostras do grupo G2 tenha contribuído para esta pequena diferença. Entretanto, em relação ao grupo G1 essa diminuição foi um pouco mais acentuada. O efeito concentrador de tensões exibido por barras mais longas, pode ser a explicação desses dados, já que,

como Morena, Lockwood e Fairhust (1986) afirmaram, os materiais frágeis sofrem da inabilidade de absorver apreciável quantidade de deformação elástica.

Avaliando a força de ruptura entre os grupos estudados, os dados indicaram que os grupos G3 e G4 exibiram valores um pouco menores que os grupos G1 e G2, provavelmente devido a artefatos, como o aumento de defeitos na massa do corpo de prova, já que a infiltração do vidro foi unilateral. Para estes grupos, o aumento da distância entre os apoios parece ter contribuído para que a força necessária à fratura fosse menor. Entretanto, um estudo investigativo posterior deve ser realizado para confirmação desse dado, pois o EDS não foi conclusivo quanto à infiltração do vidro de lantânio neste estudo.

Com o objetivo de obter mais dados que explicassem os resultados encontrados neste estudo, amostras selecionadas de forma aleatória entre os grupos foram submetidas a uma análise de microscopia eletrônica de varredura. De acordo com Kelly et al. (1990), a fractografia pode ser utilizada para determinar, entre outras coisas, a origem da falha e/ou a magnitude dos defeitos internos. Esta avaliação confirmou os dados da microscopia óptica realizada, pois todas as amostras estudadas exibiram defeitos internos de forma proporcional à resistência flexural apresentada. Os estudos de Kelly, Campbell e Bowen (1989), também utilizando a fractografia, verificaram que o início da fratura geralmente ocorreu nas superfícies que apresentavam alguma porosidade. O grupo que apresentou a maior resistência flexural (G1), também exibiu defeitos em sua estrutura. Entretanto, como a distância entre os apoios era menor, a resistência flexural observada foi maior. Este dado parece sugerir que, sendo a presença de defeitos um fator inerente à técnica de processamento de difícil controle, o aumento da distância pode se apresentar como um complicador para a resistência desse material. Esta

observação é coincidente com as afirmações de Mecholsky (1995), de que a resistência de qualquer material depende dos defeitos incorporados durante seu processamento, produção ou manufatura, sendo um parâmetro apropriado para esta avaliação.

A análise do EDS mostrou que as taxas de alumina e zircônia parecem variar pouco entre as amostras, porém a necessidade de metalização dessas amostras para a avaliação na MEV dificultou a evidência de uma taxa precisa desses cristais. Esta aparente homogeneidade entre as amostras interfere positivamente nos achados desta pesquisa, pois a microestrutura, como já largamente citado, é um dado importante na resistência dos materiais cerâmicos.

Os dados de resistência flexural exibidos pelas infra-estruturas de In Ceram Zircônia encontrados neste trabalho, apresentaram coincidência com os resultados de Seghi (1992), Giordano et al. (1995), Chong et al. (2002) que mostraram que este material pode ser empregado na construção de próteses parciais fixas na região posterior. Por outro lado, ainda persistem as limitações, embora Castellani et al. (1994) e Wen et al. (1999) tenham salientado que esse sistema cerâmico exibe uma resistência flexural comparável à das ligas metálicas.

Apesar de Fisher, Weber e Marx (2003) terem sugerido que o aumento da espessura do conector aumenta significativamente a longevidade das próteses totalmente cerâmicas, o aumento da espessura dos corpos de prova deste estudo não gerou dados conclusivos sobre sua influência na resistência flexural. Talvez seja uma opção prudente, considerar a sugestão de McLaren (1998), de não colocar a cerâmica de cobertura na região gengival do pântico, para prover dimensões mais adequadas nestas áreas críticas. Assim, concordamos com Giordano (2000), que

afirmou que todos os sistemas cerâmicos apresentam limitações de uso e que estas não deveriam ser ultrapassadas para que as falhas sejam minimizadas.

Os resultados desta pesquisa e os disponíveis na literatura permitem afirmar, que o desenvolvimento de porcelanas mais resistentes possibilitaram a confecção de peças protéticas estéticas com maior segurança, porém cuidados ainda devem ser tomados nos casos onde o espaço edêntulo encontra-se aumentado.

Vale ressaltar, que o desenvolvimento tecnológico dos materiais restauradores, aliado ao apelo estético desenvolvido pela mídia, tem levado a um grande aumento de opções restauradoras. Entretanto, é cada vez maior a necessidade do conhecimento das características dos materiais utilizados, para que possam ser empregados de modo apropriado e não ofereçam riscos a saúde bucal dos pacientes.

## 7.1 RELEVÂNCIA CLÍNICA

Este estudo indicou que o processamento do In Ceram zircônia tem um papel fundamental na sua resistência flexural. A incorporação de defeitos durante os procedimentos laboratoriais deve ser bem controlada, para que as limitações da sua técnica de manufatura sejam minimizadas. É importante seguir as recomendações do fabricante, incluindo os ciclos corretos de sinterização. Mas, sendo a presença de defeitos um fator inerente à técnica, o estágio de infiltração de vidro deve ser bem conduzido, para que o reforço da estrutura porosa de alumina seja devidamente obtido. Logo, o técnico laboratorial necessita de um bom treinamento e de extremo cuidado durante a confecção dessas peças protéticas. Da mesma forma, o clínico e/ou protesista devem conhecer as limitações e indicações deste material, não optando por seu uso em situações que excedam as suas propriedades mecânicas.

Podemos ainda ressaltar, que parece existir uma maior tendência à falha, na medida em que aumentam o número de pânticos. Pois, apesar da resistência flexural aparentemente ter sido mantida com o aumento da distância entre os apoios, a força de ruptura necessária para a falha também foi menor. Mais ainda, o aumento das dimensões da área de conexão de uma prótese parcial fixa confeccionada em In Ceram Zircônia, por ora não pode ser considerado como um fator alternativo para otimizar a resistência flexural deste material.

Recentemente, novos materiais cerâmicos reforçados com zircônia também apresentam partículas de óxido de ítreo em sua microestrutura. Esta partícula é capaz de reduzir substancialmente a temperatura de transição da fase monoclinica em tetragonal, permitindo a sua obtenção em temperatura ambiente. Da mesma forma, o desenvolvimento de técnicas de processamento computadorizadas, proporcionaram menor incorporação de defeitos na micro-estrutura do material. Sendo assim, as estruturas maquináveis de zircônia estabilizadas com ítreo possivelmente permitirão, de forma mais apropriada, o seu uso para carregamentos complexos como pontes de pânticos múltiplos.

## 8 CONCLUSÃO

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

1. O aumento da distância entre os apoios não diminuiu a resistência flexural do material nos grupos que apresentavam a mesma espessura de área de conexão.
2. A força de ruptura foi menor entre grupos que apresentavam distâncias diferentes entre os apoios.
3. Nas amostras de maior espessura houve aumento do número de defeitos volumétricos.
4. O aumento da espessura dos corpos de prova deste estudo não gerou dados conclusivos sobre a sua influência na resistência flexural do material.

## 9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANUSAVICE, K.J. Recent developments in restorative dental ceramics. **JADA**, v.124, n.2, p.72-4, 76-8, 80-4, 1993.
2. ANUSAVICE, J.A. **Phillips Materiais Dentários**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 10<sup>a</sup> ed. 1998.412p.
3. APHOLT,W. et al. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram Alumina and InCeram Zircônia bars. **Dent. Mater.**, v.17, p.260-267, 2001.
4. BAHLIS, A.; RODRIGUES, M.L.; LORO, R.C.D. IPS Empress IPS Empress II- Alternativas estéticas em sistemas totalmente cerâmicos. **Odonto Ciên.**, v.16, n.33, p.120-126, 2001.
5. BAN,S.; ANUSAVICE,K.J. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. **J. Dent. Res.**, v.69, n.12, p. 1791-99, 1990.
6. BLATZ,M.B. Long-term clinical success all-ceramic posterior restorations. **Quintessence Int.**, v.33, n.6, p.415-426, 2002.
7. BOTTINO et al. **Estética em Reabilitação Oral Metal-Free**. São Paulo: Artes Médicas, 1<sup>a</sup> ed., 2002. 496p.
8. BOTTINO, M.A. FARIA, R. BUSO, L. **Atualização Clínica em odontologia**.São Paulo: Artes Médicas, 2006.
9. CAMPBELL,S.D.; SOZIO,R. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. **J. Prost. Dent.**, v.59, n.3, p.301-306, 1988.
10. CAMPBELL,S.D. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: Modulus of rupture. **J. Prost. Dent.**, v.62, n.4, p.476-479,1989.
11. CAMPBELL,S.D.; KELLY,J.R. The influence of surface preparation on the strength and surface microstructure of a cast dental ceramic. **Int J. Prosthodont.**, v. 2, n.5, p.459-466, 1989.
12. CAMPBELL,S.D. et al. Dimensional and formation analysis of a restorative ceramic and how it works. **J. Prost. Dent.**, v.74, n.4, p.332-339,1995.

13. CARDOSO,R.J.A.C.; GONÇALVES,E.A.N. **Estética**. São Paulo: Artes Médicas, 1ª ed., 2002, 418p.
14. CASTELLANI et al. Resistance to fracture of metal ceramic and all ceramic crowns. **The Int. J. Prosthodont.**, v.7,n.2, p.149-154,1994.
15. CHAIN,M.C; ARCARI,G.M; LOPESG.C. Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal: as novas alternativas possibilitadas pelas novas porcelanas (Ceramic restorations and metal-free prostheses: the new alternatives with the new porcelains). **RGO**, Porto Alegre; v.48, n.2, p.67-70, 2000.
16. CHITMONGKOLSUK,S. et al. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. **Eur. J. Prosth. Rest. Dent.**, v.10, n.1, p.15-22. mar 2002.
17. CHONG,K.,H. et al. Flexural strength of In Ceram Alumina and In Ceram Zircônia core materials. **Int. J. Prosthodont.**,v.15,n.2,p.183-8, 2002.
18. CLARKE,D.R. Interpenetrating phase composite. **J. Am. Ceram. Soc.**, v.75, n.4, p.739-759, 1992.
19. CLAUSSEN,N. Fracture toughness of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> with an unstabilized ZrO<sub>2</sub> dispersed phase. **J. Am. Cer. Soc.**,v.59,n.1, p.49-51, 1976.
20. CRAIG,R.G.; POWERS,J.M. **Materiais Dentários Restauradores**.São Paulo: Santos, 11ª ed., 2004. 704p.
21. EDELHOFF,D. et al. Estructuras de Puentes y Coronas de Cerâmica Inyectada de Alta Resistencia.**Quintessenz**, v.2, n.50,p.177-189,1999.
22. EVANS,A.G. Perspective on the development of high-toughness ceramics. **J. Am. Cer. Soc.**, v.73, n.2, p.187-206, 1990.
23. EVANS,A.G.; FABER,K.T. Crack-growth resistance of microcracking brittle materials. **J. Am. Cer. Soc.**,v.67, n.4, p.255-260, 1984.
24. FERRARI,M.; CAGIDIACO,M.C.; KUGEL,G. All-ceramic fixed restorations: a preliminary clinical evaluation. **Aesth. Chron.**, v.8, n.1, p.73-80, 1996.
25. FISHER,H.; WEBER,M.; MARX,R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. **J Dent Res.**; v.82, n.5, p.406, 2003.
26. FRAGA,R.C. et al. Reforço de spinell para coroa cerâmica sem metal. **Rev. Cient. OCEX**, n.6, p.10-11, 2002.
27. FRANCISCHONE,C.E.; CONEGLIAN,E.A.C.; CARVALHO,M.S. Coroas totais sem metal. **Biodont.**,v.2, n.6, p.33-42, 2004.
28. GARVIER,R.C.; NICHOLSON, P.S. Phase analysis in Zircônia systems.**J.Am. Ceram. Soc.**, v.55, n.6, p.303-305, 1972.

29. GIBBS et al. Limits of human bite strength. **J. Prost. Dent.**, v.56, n.2,p.226-229, 1986.
30. .GIORDANO,R.A et al. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. **J. Prost. Dent.**, v.73, n.5, p.411-417, 1995.
31. GIORDANO,R.A. Dental ceramic restorative systems. **Compend.**, v.17, n.8, p.779-782, 1996.
32. GIORDANO,R. A Comparison of All-Ceramic Restorative Systems: Part 2.**Gen. Dent.** v.48, n.1, p.38-40,43-5, 2000.
33. GREEN, D.J.;NICHOLSON,J.;EMBURY,J.D. A crack shape studies in brittle porous materials. **J. Mater. Science**, n.12, p.987-989, 1977.
34. GREEN,D.J. Stress-induced microcracking at second-phase inclusions. **J. Am. Cer. Soc.**, v.64, n.3, p.139-141, 1981.
35. GREY,N.J.A.; PIDDOCK,V.; WILSON,M.A. *In Vitro* comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. **J. Dent. Res.**, v.21, n.1, p.47-51,1993.
36. GUAZZATO et al. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/Zircônia-reinforced dental ceramic. **Dent. Mater.**, n.21, p.454-463, 2005
37. GUAZZATO,M. et al. Mechanical properties of InCeram Alumina and InCeram Zircônia. **Int. J. Prosthodont.**,v.15,n.4,p.339-46, 2002.
38. GUAZZATO,M. et al. Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. **The Int. J. Prosthodont.**, v.17, n.2, p.142-149, 2004.
39. GUAZZATO,M. et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramics materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. **Dent. Mater.**, v.20, p.441-448, 2004.
40. GUAZZATO,M. et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramics materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. **Dent. Mater.**, v.20, p.449-456, 2004.
41. HORNBERGER,H.; MARQUIS,P.M. Microstructure of a high strength alumina glass composite. **J. Mater. Res.**, v.11, n. 4, p.855-858, 1996.
42. HORNBERGER, H.; VOLLMAN, M.;THIEL, N. Vita In Ceram Zircônia. **Vita Zahnfabrik Scientific Information Paper**, 1999., *apud* Giordano, 2000.
43. INTERNATIONAL STANDARD. ISO 6872 : 1995(E). Dental Ceramic, p.1-9.
44. ITINOCHE et al. Prótese fixa adesiva cerâmica. **JBC**, n.23, v.4, p.49-52, 2000.
45. JOÃO,M; NÓBREGA,M.C; LACROIX,S.P. Prensagem uniaxial de cerâmica dental / Uniaxial pressing of dental ceramic. **RBO**, v.56, n.1, p.20-28, 1999.

46. JUNG,Y.,G. et al. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. **J. Dent.Res.**,v.70.n.2,p.722-31, 2000.
47. KAMPOSIORA,P. et al. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. **Quintessence Int.**, v.27, n.10,p.701-706, 1996.
48. KELLY,J.R.; CAMPBELL,S.D.; BOWEN,H.K. Fracture-surface analysis of dental ceramics. **J Prosthet. Dent.**, v.62,n.5,p.536-541,1989.
49. KELLY.J.R. et al. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. **Int J. Prosthodont.**, v.3, n.5, p.430-440, 1990.
50. KELLY,J.R.; NISHIMURA,I.; CAMPBELL,S.D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. **J. Prost. Dent.**, v.73. n.1, p.18,1995.
51. KERN,M.; KNODE,H.; STRUB,J.R. The all-porcelain, resin-bonded bridge. **Quintessence Int.**, v.22, n.4, p.257-262, 1991.
52. KHERADMANDAN, S.O. et al. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. **J. Oral Rehab.**, n.28, p.361-369, 2001.
53. KON,M.; ISHIKAWA,K; KUWAYAMA,N. Effects of zirconia addition on fracture toughness and bending strength of dental porcelains. **Dent. Mater.**, v.9, n.2, p.181-192, 1990.
54. MALAMENT,K.A.; GROSSMAN,D.G. The cast glass-ceramic restoration. **J. Prost. Dent.**, v.57, n.6, p.674-683, 1987.
55. McLAREN,E.A. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. **Compend.**, n.3, v.19, p.307-324, 1998.
56. McLAREN,E.A.; WHITE,S.N. Survival of In Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial. **The J. Prosthet. Dent.**, v.83, n.2, p.216-222, 2000.
57. McLEAN,J.W.; HUGHES,T.H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. **Brit. Dent. J.**, v.119,p.251-267, 1965.
58. McLEAN,J.W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **The J. Prosth. Dent.**, v.85, p.61-66, 2001.
59. McMEEKING,R.M.; EVANS,A.G. Mechanics of transformation-toughening in brittle materials. **J. Am. Cer. Assoc.**, v.65, n.5,p.242-256, 1982.
60. MECHOLSKY,J.J. Fracture mechanics principles. **Dent. Mater.**,v.11,n.2, p.111-112, 1995.
61. MOHAMMAD,A.B.; MASSIMILIANO,G.; MICHAEL,V.S. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. **J. Prost. Dent.**, v. 89, n.4, p. 374, 2003.

62. MORENA,R.; LOCKWOOD,P.E.; FAIRHUST,C.W. Fracture toughness of commercial dental porcelains. **Dent. Mater.**,v.2, n.2, p.58-62, 1986.
63. NAKAMURA,T. et al. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. **J. Oral Rehab.**, v. 29, n. 10, p. 951-955; out. 2002.
64. NAMEN, F.**Elaboração de Teses e Dissertações**. Rio de Janeiro: Rúbio, 2006.
65. NARCISI,E.M. Three-unit bridge construction in anterior single-pontic areas using a metal-free restorative. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, v. 20, n.2, p.109-120, 1999.
66. NEIVA et al. Resistance to fracture of three all-ceramic systems.**J. Est. Dent.**, v.10. n.2, p.60-66,1998.
67. NISHIOKA,R.S.; CARVALHO,R.L.; ALMEIDA,E.,E.,S.Prótese Adesiva sem metal com o Sistema IPS Empress II. **Rev. APCD**, v. 56, n. 4, jul/ ago, 2002.
68. O'BRIEN,W.J. Strengthening of mechanisms of current dental porcelains. **Compend.**, v.21,n.8, p.625-630, 2000.
69. OH,W.; ANUSAVICE,K.J. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. **The J. Prostht. Dent.**,v.87, n.5, p.536-542, 2002.
70. OH,W.; GÖTZEN,N.; ANUSAVICE,K.J. Influence of Connector Design on Fracture Probability of Ceramic Fixed-partial Dentures. **J. Dent. Res.**,v.81,n.9,p.623-7,2002.
71. OHYAMA,T.; YOSHINARI,M.; ODA,Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. **The Int. J. Prosthodont.**, v.12, n.1, p.28-37, 1999.
72. PALLIS,K. et al. Fracture resistance of three all-ceramic restorative for posterior applications. **The J. Prost. Dent.**, v.91, n.6, p.561-569, 2004.
73. PAULILLO,L.A.M.S.; SERRA, M. C.; FRANCISCHONE, C. E. Cerâmica em dentes posteriores / Ceramic in posterior teeth. **ROBRAC**, 1997.
74. PICONI,C.; MACCAURO,G. Zirconia as a ceramic biomaterial. **Biomater.**, v.20,p.1-25, 1999.
75. PINTO, V.B.B. et al. Uma Inferência sobre a influência da espessura do corpo de prova no valor da medida da resistência flexural de In-Ceram Zircônia. **49º Anais do Congresso Brasileiro de Cerâmica**, v.1, p.1-11, 2005.
76. PRÖBSTER,L.; DICHL,J. Slip casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. **Quintessence Int.**, v. 23, n.1, p.25-31, 1992.
77. PRÖBSTER,L. Survival rate of InCeram restorations. **Int. J. Prosthodont.**, n.3, v.6, p.259-263, 1993.
78. PRÖBSTER,L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. **J. Oral Rehab.**, v.23,p. 147-151, 1996.

79. QUALTROUGH,A.J.E.; PIDDOCK,V. Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. **Dent. Update**, v.26, n.2, p.65-72,1999.
80. QUALTROUGH,A.J.E.; PIDDOCK,V. Dental ceramics: what`s new?.**Dent. Update**, n.29, p.25-33, 2002.
81. RITTER,J.E. Predicting lifetimes of materials and materials structures. **Dent. Mater.**, n.11,p.142-146, 1995.
82. RIZKALLA,A.S.; JONES,D.W. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. **Dent. Mater.**, v.20, p.207-212, 2004.
83. ROSENBLUM,M.A.; SCHULMAN,A. A review of all-ceramic restorations. **JADA**, v.128,n.3, p.297-307, 1997.
84. SCHERRER,S.S.; DENRY,I.L.; WISKOTT,H.W.A. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. **Dent. Mater.**, v.14, p.246-255, 1998.
85. SEGHI,R.R.; DENRY,I.; BRAJEVIC,F. Effects of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics. **Int. J. Prosthodont.**,v.5, n.4, p.309-314, 1992.
86. SEGHI,R.R.; DENRY,I.; ROSENTIEL,S.F. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. **J. Prosthet.Dent.**, v.74, n.2, p.145-150, 1995.
87. SEGHI,R.R.; SORENSEN,J.A. Relative flexural strength of new ceramic materials. **Int. J. Prosthodont.**, v.8, p.239-246, 1995.
88. SHEVLIN, T.S.; LINDENTHAL, J.W.Ceramic Bull,n.38, p.491,1959, *apud* McLean e Hughes, 1965.
89. SILVA,S.B.A.; HIGERT,L.A.; GARBIN,C.A. Reabilitação estética e funcional utilizando coroas de cerâmica pura – relato de caso. **J. Bras. Clin. Odontol. Int.**,v.6, n.35, p.381-385, 2002.
90. SOARES, C.J. et al. Emprego de cerâmica pura na reabilitação estética e funcional de dentes anteriores com núcleos metálicos e escurecimento coronário. **PCL**, n.18, v.4, p.168-174,2002.
91. SORENSEN,J.A. et al. InCeram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. **CDA Journal**, v.26, n.3, p.207-214, 1998.
92. STEYERN,P.V.; JÖNSSON,O; NILNER,K. Five year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (InCeram) FPDs. **Int. J. Prosthodont.**, v.14, n.4, p.379-384, 2001.
93. STUDART et al. A. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. **Em impressão**, 2006.
94. STUDART et al. B. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. **Em Impressão**, 2006.

95. SUAREZ,M.,J. et al. Three-year clinical evaluation of InCeram Zircônia posterior FDPs. **Int. J. Prosthodont.**,v.17,n.1,p.35-8, 2004.
96. THOMPSON,G.A. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. **Dent. Mater.**, v.16, n.4, p.235-243, 2000.
97. TINSCHERT et al. Fracture resistance of Lithium di-silicate-, Alumina- and Zircônia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. **The Int. J.Prosthodont.**,v.14, n.3,p.231-238, 2001.
98. TINSCHERT et al. Structural reliability of alumina-, feldsp-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. **J.Dent.**, n.28, p.529-535, 2000.
99. TOUATI,B.; MIARA,P.; NATHANSON,D. **Odontologia Estética e Restaurações Cerâmicas**. São Paulo:Ed. Santos,1ª ed., p.25-38, 2000.
100. VASCONCELOS, A.B. et al. Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método de elementos finitos. **RBO**, v.59, n.3, p.206-210, 2002.
101. VELASCO,R.V.C. Desempenho clínico das restaurações do tipo inlay/onlay de cerâmica. **RBO**, v.60, n.6, p.380-383, 2003.
102. VILLAR, Lúcio Flávio de Souza. Aspectos gerais sobre as bauxitas e caracterização geotécnica de seus resíduos de mineração e processamento. In: VILLAR, LÚCIO FLÁVIO DE SOUZA. Estudo do adensamento e ressecamento de resíduos de mineração e processamento da bauxita. Tese (Doutorado em Engenharia Civil). Pontifícia Universidade Católica – PUC, Rio de Janeiro, 2002. cap. 3, p. 113-115.
103. VITA InCeram Zircônia. Instrucciones de uso. Elaboración de la estructura. B/IC-ZR,InCeram Zircônia, cuaderno B, p2-26.
104. WAGNER,W.C.; CHU,T.M. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. **J.Prosthet. Dent.**, v.76,n.2, p.140-144, 1996.
105. WEN,M.Y. et al. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. **Int. J. Prosthodont.**, v.12, n.6, p.534-541, 1999.
106. WHITE,S.N. et al. Moduli of rupture of layered dental ceramics. **Dent. Mater.**, v.10,p.52-58, 1994.
107. WISKOTT,H.W.A.; NICHOLLS,J.I.; BELSER,U.B. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. **The Int. J. Prosthod.**,v.8,n.2,p.105-116, 1995.
108. YOSHINARI,M; DÉRAND,T. Fracture strength of all-ceramic crowns. **The Int. J. Prosthod.**, v.7, n.4, p.329-337, 1994.

109. ZACCHÉ, Márcio Alessandro Negrelly. **Influência do polimento/jateamento na tenacidade à fratura de um ZTA infiltrado com vidro**. Rio de Janeiro, RJ, 2004. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2004.
110. ZENG,K.; ODÉN,A.; ROWCLIFFE,D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. **The Int. J. Prosthodont.**, v.11, n.2, p.183-189, 1998.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)