

**UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO**

**Quéli Nunes Souza**

**COMPORTAMENTO DE FRATURA DE  
SISTEMAS PARA RESTAURAÇÕES  
CERÂMICAS**

**Passo Fundo**

**2013**

**Quéli Nunes Souza**

**COMPORTAMENTO DE FRATURA DE  
SISTEMAS PARA RESTAURAÇÕES  
CERÂMICAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação da Profa. Dra. Márcia Borba e coorientação do Prof. Dr. Álvaro Della Bona.

**Passo Fundo**

**2013**







CIP – Catalogação na Publicação

---

S699cSonza, Quéli Nunes

Comportamento de fratura de sistemas para restaurações cerâmicas / Quéli Nunes Sonza. – 2013. 133 p. : il. color. ; 21 cm.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade de Passo Fundo, 2013.

Orientadora: Profa. Dra. Márcia Borba.

Coorientador: Prof. Dr. Álvaro Della Bona.

1. Restauração (Odontologia). 2. Cerâmica odontológica. 3. Materiais dentários. 4. Dentes - Ferimentos e lesões. I. Borba, Márcia, orientadora. II. Bona, Álvaro Della, orientador. III. Título.

CDU: 616.314-089.27

---

Catálogo: Bibliotecária Jucelei Rodrigues Domingues - CRB 10/156

## AGRADECIMENTOS

*A DEUS, por tudo o que Ele me proporcionou. Tenho certeza de que, graças a Ele, as coisas sempre deram certo em minha vida. Obrigado pela minha família e por ter colocado em meu caminho tantas pessoas boas.*

*Aos meus pais, Claudino Sonza e Morena Nunes Sonza, que sempre me deram apoio e carinho em todos os momentos de minha vida e estão sempre ao meu lado. Tenho certeza que vocês estão sempre rezando e torcendo por mim. Amo vocês mais que tudo.*

*A minha irmã Carla Sonza Mattos, pelo carinho e pela grande amizade que temos. Você me deu o 'empurrão' para sair da minha zona de conforto e voltar a estudar.*

*Ao meu cunhado Jorge Fernandes Mattos, que me ajudou em minha pesquisa, na confecção de dispositivos para sua realização. Muito obrigada.*

*As minhas sobrinhas Vitória e Bruna, que mesmo não tendo a dimensão do meu trabalho, me deram amor e carinho incondicional. Amo vocês.*

*Aos meus amigos César, Eliane, José Adriano e Sandra pelo apoio, carinho e compreensão nesses últimos dois anos de ausência minha.*

*A minha orientadora, professora Márcia Borba, por ter confiado em mim, sempre me apoiado e guiado meu caminho até aqui. Tenho certeza que você desempenha o papel de orientadora e formadora de maneira brilhante, com muita sabedoria e inteligência, sendo um exemplo para quem deseja seguir a carreira acadêmica. Muito obrigada pela amizade e oportunidade.*

*Ao meu coorientador, professor Álvaro Della Bona pelo incentivo, apoio e suporte intelectual prestado durante esse estudo.*

*Ao professor Eduardo Dal Magro, por ter me incentivado e ajudado na decisão de iniciar o mestrado.*

*Aos meus colegas André, Bethânia, Bruno, Caroline, Gustavo, Michele e Rafael pelo companheirismo nesse período e amizade.*



*À 'faixa de Gaza', pelos momentos de descontração, alegria e amizade.*

*Ao meu amigo e colega Cláudio Zeferino Dal Agnol, pelo apoio, carinho e parceria.*

*Ao meu colega Yuri Dal Bello, pelo auxílio e disposição na realização da minha pesquisa.*

*À colega Juliana Teresa Colpani, pela confecção das infraestruturas desse experimento e a disponibilização das imagens.*

*A Universidade de Passo Fundo a qual disponibilizou bolsa para a realização deste estudo.*

*A Faculdade de Engenharia da UPF e ao Engenheiro André Hasen pela colaboração para a realização desta pesquisa.*

*Ao funcionário Carlos, da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, o qual sempre se colocou à disposição para auxiliar no desenvolvimento de materiais para a realização da pesquisa.*

*À Faculdade de Odontologia da USP, onde foi realizada parte desse trabalho, no Departamento de Materiais Dentários, ao prof. Dr. Paulo Francisco*

*Cesar e à aluna Karen A. Fukushima, que auxiliaram nesta etapa.*

*Ao Laboratório Coral de Prótese Odontológica, na pessoa do técnico responsável, Ireno Brito, pelo auxílio prestado na confecção dos corpos de prova e aplicação de cerâmica.*

*Ao Laboratório de Metalurgia Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pela disponibilidade do MEV para realização da leitura dos resultados de minha pesquisa, com o auxílio do prof. Dr. Francisco Jose Kiss.*

*Às funcionárias da secretaria da pós-graduação, Fabiana e Juliana, sempre prontas a ajudar.*

## SUMÁRIO

<b>AGRADECIMENTOS .....</b>	<b>vii</b>
<b>SUMÁRIO .....</b>	<b>xi</b>
<b>LISTA DE TABELAS .....</b>	<b>xii</b>
<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>xiii</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS .....</b>	<b>xv</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>21</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>23</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>53</b>
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>55</b>
<b>5 RESULTADOS .....</b>	<b>71</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>87</b>
<b>6.1 Metodologia.....</b>	<b>87</b>
<b>6.2. Comportamento de fratura .....</b>	<b>93</b>
<b>6.3 Comportamento de fratura in vitro VS in vivo.....</b>	<b>99</b>
<b>7 CONCLUSÕES .....</b>	<b>101</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>103</b>

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Materiais, método de fabricação e composição das infraestruturas (IE) dos grupos experimentais (n=10). .....	55
Tabela 2 – Ciclos de sinterização das IE dos grupos YZ-C e IZ-S e ciclo de infiltração de vidro das IE dos grupos IZ-C e IZ-S.....	60
Tabela 3 – Ciclos de sinterização das porcelanas VM7, VM9 e VM13 e ciclo de glaze. ....	64
Tabela 4 – Valores de média, desvio padrão (DP), mínima (Min), máxima (Max), mediana e coeficiente de variação (CV em %) dos grupos experimentais (N). ....	71
Tabela 5 – Frequência de cada tipo de fratura macroscópica para os grupos experimentais. ....	73

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Desenho esquemático da superfície de fratura.....	48
Figura 2 – Modelo de aço inoxidável com preparo protético para coroa totalmente cerâmica .....	56
Figura 3 – Bloco cerâmico pré-fabricado antes da usinagem com o sistema CAD-CAM CEREC InLab.....	57
Figura 4 – Bloco cerâmico pré-fabricado após a usinagem com o sistema CAD-CAM CEREC InLab .....	58
Figura 5 – Imagem de uma IE do grupo YZ-C recém usinada e ainda conectada ao bloco .....	58
Figura 6 – Imagem da mesma IE após o ciclo de sinterização .....	58
Figura 7 – Imagens das IE dos quatro grupos experimentais: IZ-S, MC, YZ-C, IZ-C (da esquerda para direita). .....	62
Figura 8 – Coroas finais dos quatro grupos experimentais: MC, YZ-C, IZ-S, IZ-C (da esquerda para direita).....	64
Figura 9 – Imagem do pilar em G10 incluído com resina acrílica em um cilindro de PVC.....	65
Figura 10 – Pila de G10 sendo condicionado com ácido fluorídrico .....	67
Figura 11 – Imagem do pilar de G10 recebendo aplicação do agente silano.....	67
Figura 12 – Adesivo sendo misturado para posterior aplicação sobre o pilar.....	68
Figura 13 – Cimento resinoso sendo espatulado antes da inserção no interior da coroa. ....	68
Figura 14 – Corpo-de-prova posicionado na máquina de ensaio. ....	69
Figura 15 – Corpo-de-prova fraturado após o ensaio.....	69
Figura 16 – Gráfico com os dados de carga de fratura (N) para os grupos experimentais. ....	72
Figura 17 – Tipos de fratura macroscópica observadas para o grupo MC: à esquerda: lascamento da porcelana sem exposição da IE; à direita: lascamento da porcelana com exposição da IE. ....	73

Figura 18 – Tipos de fratura macroscópica observadas para o grupo IZ-C: à esquerda fratura da IE; à direita lascamento da porcelana sem exposição da IE.....	74
Figura 19 – Tipos de fratura macroscópica observadas para o grupo IZ-S: à esquerda fratura da IE; à direita lascamento da porcelana sem exposição da IE.....	74
Figura 20 – Tipo de fratura macroscópica observadas para o grupo YZ-C: lascamento da porcelana sem exposição da IE.....	75
Figura 21 – Visão geral da superfície de fratura .....	76
Figura 22 – Imagem ampliada da região delimitada em amarelo na figura anterior.....	76
Figura 23.....	77
Figura 24 – Imagem de MEV da região marcada em amarelo na figura 23.....	77
Figura 25 – Mapeamento da região oclusal. ....	78
Figura 26 – Imagem de MEV da superfície fraturada de uma coroa do grupo MC que apresentou lascamento da porcelana com exposição da IE de metal.....	79
Figura 27 – Imagem de MEV da região marcada em amarelo na figura 23.....	79
Figura 28 – Imagem de MEV da superfície fraturada de uma coroa do grupo IZ-S que apresentou lascamento da porcelana (P) com exposição da IE cerâmica. ....	80
Figura 29 – Imagem de MEV da região da IE exposta: observa-se a presença de wake hackles (WH). ....	80
Figura 30 – Imagem de MEV da superfície fraturada de uma coroa do grupo IZ-C que apresentou fratura da IE. Nota-se a presença de uma compression curl (CC). ....	81
Figura 31 – Imagem ampliada da origem da fratura. ....	81
Figura 32 – Mapeamento da superfície de fratura de uma coroa do grupo IZ-C que apresentou fratura da IE. ....	83
Figura 33 – Imagem da zona 1, próxima à margem da coroa. ....	84
Figura 34 – Imagem da zona dois, na região oclusal da coroa.....	84
Figura 35 – Imagem da zona três, na região lateral da coroa.....	85

## LISTA DE ABREVIATURAS

AEF	Análise de elementos finitos
$\text{Al}_2\text{O}_3$	Óxido de alumínio ou Alumina
Anova	Análise de variância
°C	Graus Celsius
CAD-CAM	<i>Computer-aided design / computer-aided manufacture</i>
CDA	Associação dental californiana
G10	Resina com fibras de vidro; NEMA grau
h	Horas
Hz	Hertz
IE	Infraestrutura
m	Metro
mm	Milímetro
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
$\text{MgAl}_2\text{O}_4$	Espinélio (spinel)
min	Minuto
MPa	Megapascal
n	Tamanho da amostra
N	Newton
NiCr	Níquel cromo
PPF	Prótese parcial fixa

s	Segundo
Y-TZP	Cerâmica policristalina de zircônia tetragonal estabilizada por ítria
ZrO <sub>2</sub>	Óxido de zircônio ou zircônia
μm	Micrometro



# COMPORTAMENTO DE FRATURA DE SISTEMAS PARA RESTAURAÇÕES CERÂMICAS

Quéli Nunes Souza<sup>1</sup>

## RESUMO

Materiais como cerâmica de alumina e zircônia infiltrada por vidro (In-Ceram Zircônia) e cerâmica policristalina de zircônia tetragonal estabilizada com ítria (Y-TZP) consideram-se as melhores candidatas a substituir as infraestruturas (IE) metálicas. Contudo, ainda existem dúvidas quanto ao comportamento clínico desses materiais. Assim, o objetivo deste estudo é avaliar o efeito do tipo de material de IE no comportamento de fratura de coroas. As coroas foram confeccionadas a partir de um modelo de aço inoxidável simulando um preparo. Quatro grupos foram avaliados (n=10): YZ-C – IE de Y-TZP (In-Ceram YZ, Vita) fabricada com a técnica CAD-CAM; IZ-C – IE de In-Ceram Zircônia (Vita) fabricada com a técnica CAD-CAM; IZ-S – IE de In-Ceram Zircônia (Vita) confeccionada com a técnica da barbotina; MC – IE em metal (controle). As IE foram recobertas com porcelana e cimentadas sobre o preparo com cimento resinoso. As coroas foram testadas até a fratura em máquina de ensaios com carga compressiva aplicada com angulação de 30° por pistão esférico, em água destilada a 37°C. Foi realizada fractografia, utilizando estereomicroscópio e MEV. Analisaram-se os dados com Anova e teste de Student-Newman-Keuls ( $\alpha=0,05$ ). Encontrou-se diferença estatística entre os grupos ( $p=0,022$ ). MC apresentou a maior média de carga de fratura, estatisticamente semelhante à YZ-C e diferente dos grupos IZ-C e IZ-S. Não foi observada diferença estatística entre YZ-C, IZ-C e IZ-S. MC e YZ-C apresentaram como modo de falha lascamento da porcelana. Para IZ-C e IZ-S foram observados tanto lascamentos como fratura total, envolvendo a porcelana e a IE. O comportamento de fratura foi compatível com os relatados para falhas clínicas. Concluiu-se que as coroas de YZ-C e MC apresentam carga de fratura superior e comportamento de fratura mais favorável do que as coroas de In-Ceram Zircônia, independente do tipo de fabricação.

Palavras-chave: Estresse mecânico. Materiais dentários. Cerâmicas. Falha de restauração dentária

---

<sup>1</sup> Mestranda em Odontologia – PPGODONTO - UPF

## ABSTRACT<sup>2</sup>

Materials such as the alumina-based zirconia-reinforced glass-infiltrated ceramic (In-Ceram Zirconia) and the yttria partially stabilized tetragonal zirconia ceramic (Y-TZP) are considered the best options to replace metal frameworks (IE). However, the clinical behavior of these materials is still not clear. Thus, the objective of this study was to evaluate the effect of the type of IE material in the fracture behavior of prosthetic crowns. Specimens were fabricated using a metal die simulating a prepared tooth. Four groups were evaluated (n=10): YZ-C – Y-TZP IE produced by CAD-CAM (In-Ceram YZ, Vita); IZ-C – In-Ceram Zirconia (Vita) IE produced by CAD-CAM; IZ-S – In-Ceram Zirconia (Vita) IE produced by slip-casting; MC – metal IE (control). The IE were veneered with porcelain and cemented over the dies with resin cement. Specimens were tested until fracture using a universal testing machine with the compressive load being applied with a 30° angle by a spherical piston, in 37 °C distilled water. Fractography was performed using a stereomicroscope and a SEM. Data were analyzed with Anova and Student-Newman-Keuls test ( $\alpha=0.05$ ). Significant differences were found between the groups ( $p=0.022$ ). MC showed the highest mean fracture load, statistically similar to YZ-C and different from IZ-C and IZ-S groups. There was no statistical difference between YZ-C, IZ-C and IZ-S. MC and YZ-C showed, as failure mode, porcelain chipping. For IZ-C and IZ-S, both chipping and total failure, involving the porcelain and IE, were observed. The specimens fracture behavior was in agreement with the behavior reported for clinical failures. It was concluded that YZ-C and MC crowns present superior fracture load and a more favorable failure mode than In-Ceram Zirconia crowns, regardless of the fabrication type (CAD-CAM or slip-casting).

Key words: Stress, mechanical. Dental materials. Ceramics. Dental restoration failure.

---

<sup>2</sup>Fracture behavior of ceramic restorations systems

# 1 INTRODUÇÃO

Inicialmente, as cerâmicas eram utilizadas basicamente como material de cobertura em restaurações metalo-cerâmicas, devido a sua excelente estética e baixa resistência à tração. Entretanto, esse material vem passando por uma evolução com relação a sua composição e modo de fabricação (DELLA BONA, 2009), permitindo, assim, a substituição das infraestruturas metálicas por cerâmicas de alta resistência e tenacidade à fratura, o que possibilitou a confecção de próteses fixas totalmente cerâmicas localizadas em regiões de alta concentração de tensões e envolvendo mais de um elemento protético. Essas restaurações geralmente são construídas em duas camadas devido à maior opacidade das cerâmicas de infraestrutura, que apresentam alto conteúdo cristalino, e necessitam de um recobrimento com uma cerâmica mais translúcida (porcelana) (ANUSAVICE, 2005; DELLA BONA, 2009).

Com o objetivo de produzir materiais com maior resistência e tenacidade à fratura, o conteúdo cristalino das cerâmicas foi aumentado, adicionando, principalmente, cristais de alumina e zircônia. Os cristais de zircônia estão associados a um mecanismo de tenacificação por transformação de fase que é responsável por elevar as propriedades mecânicas do material. Assim, surgiram no mercado, cerâmicas à base de zircônia, como a In-Ceram Zircônia e a zircônia tetragonal estabilizada com ítria (Y-TZP), que são indicadas para a confecção de

infraestrutura de coroas localizadas em todas as regiões da cavidade oral e próteses parciais fixas (PPFs). A In-Ceram Zircônia é uma cerâmica à base de alumina infiltrada por um vidro de óxido de lantânio e reforçada com zircônia. Já a Y-TZP é composta somente por zircônia tetragonal estabilizada com óxido de ítrio. Essas cerâmicas são consideradas, atualmente, as melhores candidatas a substituir as infraestruturas metálicas (KELLY e DENRY, 2008; CAVALCANTI *et al.*, 2009).

Além das diferenças microestruturais, também existem diferenças nos métodos de fabricação das restaurações cerâmicas. Todas as cerâmicas odontológicas estão disponíveis no mercado como blocos pré-fabricados para processamento com a tecnologia CAD-CAM (*computer aided design – computer aided manufacture*). Porém, existem alguns sistemas, como o In-Ceram Zircônia, que ainda estão disponíveis para fabricação utilizando outros métodos, como a técnica convencional da barbotina (*slip-cast*). O método de fabricação é uma variável importante por estar diretamente relacionada com algumas características da microestrutura, como distribuição dos poros e cristais, presença de inclusões e defeitos que podem influenciar as propriedades mecânicas dos materiais (DELLA BONA *et al.*, 2008; BORBA *et al.*, 2011).

Estudos clínicos indicam que a taxa de sucesso de restaurações produzidas com sistemas totalmente cerâmicos é alta. A fratura da cerâmica de infraestrutura é incomum quando o material for indicado de maneira adequada para o caso clínico. Por outro lado, o tipo de falha encontrado com maior frequência corresponde ao lascamento da porcelana (DELLA BONA e KELLY, 2008). Ainda não estão claramente estabelecidos na literatura quais fatores podem estar relacionados a essas altas taxas de lascamento. Além disso, alguns estudos sugerem que o

índice de lascamento é menor quando utilizado o sistema metalocerâmico (PJETURSSON *et al.*, 2007; SAILER *et al.*, 2007). Portanto, é de grande relevância clínica e científica investigar o comportamento de fratura de coroas confeccionadas com diferentes materiais e métodos de fabricação.

Geralmente, os testes laboratoriais utilizados para caracterizar o comportamento mecânico dos materiais são realizados com corpos-de-prova em forma de barra ou disco monolítico, negligenciando a influência da geometria da restauração na distribuição de tensões. Além disso, o método de confecção desses corpos-de-prova também pode ser diferente (KELLY, 1999). Seria possível prever, de maneira mais confiável, o comportamento dos sistemas cerâmicos utilizando corpos-de-prova com a mesma geometria e técnica de fabricação das restaurações protéticas. Dessa forma, a distribuição das tensões e a população de defeitos dos corpos-de-prova seriam mais parecidas com a situação encontrada clinicamente (BORBA, 2010).

Não apenas o corpo-de-prova, mas também a metodologia de teste deve simular a situação clínica. Para isso, o ensaio deve ser planejado de forma a incluir variáveis com umidade e temperatura (37°C), o material do pilar deve se comportar de maneira semelhante à dentina, o pistão e a direção da carga compressiva devem simular o carregamento oclusal fisiológico (ROSENTTRIT *et al.*, 2005). Além do planejamento cuidadoso do teste mecânico, outra ferramenta importante para a validação da metodologia de teste é a análise fractográfica. A fractografia é a análise da superfície de fratura que contém características resultantes da interação da trinca em propagação com a microestrutura do material e os campos de tensão. Através dessa análise é possível

identificar o tamanho e origem do defeito crítico e correlacionar com o padrão observado em restaurações que falharam clinicamente (MECHOLSKY, 1995; QUINN, 2007; DELLA BONA, 2009).

Deste modo, tendo em vista o problema clínico de lascamento da camada de porcelana e das fraturas da cerâmica de infraestrutura das restaurações totalmente cerâmicas, o presente estudo se propõe a avaliar, *in vitro*, o comportamento de fratura de coroas submetidas a um ensaio que tem como objetivo simular condições clínicas. Além disso, é importante realizar uma comparação entre o comportamento das coroas totalmente cerâmicas e das coroas metalo-cerâmicas, que são consideradas o padrão ouro para próteses fixas.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

As cerâmicas odontológicas surgiram no século XVIII para a confecção de próteses totais e dentes individuais, visando obter resultados estéticos semelhantes aos dentes naturais. Em 1887, Land introduziu as coroas ocas de porcelana, confeccionadas sobre lâmina de platina. Desde então, inúmeros sistemas de porcelana pura foram desenvolvidos. No entanto, as primeiras cerâmicas odontológicas (porcelanas feldspáticas) possuíam baixa resistência à tração e à fratura, não resistindo às forças mecânicas exigidas pelo sistema estomatognático (ANUSAVICE, 2005; DELLA BONA, 2009).

Devido à natureza vítrea e cristalina (núcleos cristalinos) das cerâmicas, elas apresentam uma interação de reflexão óptica mais elaborada, muito semelhante às estruturas dentárias e, graças à sua inércia química característica, suas propriedades de solubilidade e corrosão são bastante adequadas, possibilitando a construção de restaurações com boa aparência e tolerância ao meio bucal. Outro atributo importante é o fato de as cerâmicas constituírem-se em excelentes isolantes, com baixa condutividade e difusividade térmica e elétrica (KINA, 2005; DELLA BONA, 2009).

Entretanto, as cerâmicas apresentam comportamento mecânico pouco plástico, tornando-as um material com baixa maleabilidade e

friável, contraindicando sua utilização em regiões submetidas à alta concentração de tensões. Dessa forma, diferentes mecanismos foram considerados para melhorar suas características, reduzindo seu potencial de falhas sobre tensão. Tradicionalmente estes mecanismos envolvem o fortalecimento das estruturas cerâmicas através de um suporte interno, que apresente resistência adequada e união efetiva às suas estruturas, de modo a transmitir as tensões de um substrato a outro. Um dos métodos mais efetivos de fortalecimento é a utilização de infraestruturas metálicas (*coping* metálico) sobre as quais a cerâmica é aplicada. Efetivo e amplamente utilizado, esse sistema metal mais cerâmica ou metalocerâmica, parece ser o sistema mais bem sucedido na construção de restaurações estéticas e resistentes ao estresse oclusal (DELLA BONA, 2009).

Nos últimos anos, novos materiais e técnicas para confecção de restaurações puras de cerâmica foram introduzidos com o objetivo de substituir a infraestrutura de metal. O desenvolvimento desses novos sistemas ampliou o leque de indicações para restaurações totalmente cerâmicas e, em certos casos, facilitou o seu processamento. Surgiram, assim, as cerâmicas reforçadas, que se caracterizam basicamente por acrescentar maior quantidade da fase cristalina em relação à cerâmica feldspática convencional. Diversos cristais têm sido empregados, como a alumina, a leucita, o dissilicato de lítio e a zircônia, os quais atuam como bloqueadores da propagação de trincas quando a cerâmica é submetida a tensões de tração, aumentando a resistência do material (ANUSAVICE, 2005; DELLA BONA, 2009).



Nas cerâmicas odontológicas, a translucidez de um material está relacionada ao seu conteúdo cristalino e ao tipo de cristal presente em sua microestrutura. Quanto maior o conteúdo cristalino do material, menor a sua translucidez. Assim, as porcelanas e as vitro-cerâmicas (à base de leucita e tetrassílica), por apresentarem um baixo conteúdo cristalino em relação às demais, são as cerâmicas que apresentam maior grau de translucidez. Por outro lado, as cerâmicas com alta resistência mecânica são mais opacas e não apresentam propriedades ópticas adequadas para serem utilizadas como material de recobrimento (HEFFERNAN *et al.*, 2002). As restaurações totalmente cerâmicas, geralmente, são construídas em camadas, nas quais se utiliza uma cerâmica com alta resistência à fratura como infraestrutura combinada com uma cerâmica de recobrimento com melhores propriedades ópticas (porcelana) (DELLA BONA, 2009; BORBA, 2010). Entre essas cerâmicas com alto conteúdo cristalino, indicadas para infraestrutura, estão as cerâmicas infiltradas por vidro e as cerâmicas policristalinas.

As cerâmicas infiltradas por vidro, em especial o sistema In-Ceram (Vita), são utilizadas para a construção de infraestruturas de coroas e próteses parciais fixas (PPFs). Sua microestrutura constitui-se de uma fase cristalina (parcialmente sinterizada) em cujos espaços intersticiais encontram-se um vidro amorfo (que foi infiltrado). O material In-Ceram Alumina apresenta cristais de alumina (68%) como fase cristalina. O In-Ceram Spinell é composto por cristais de  $MgAl_2O_4$  (65%), o que lhe confere maior translucidez e menor resistência mecânica. Já o In-Ceram Zircônia apresenta como fase cristalina uma mistura de cristais de alumina (45%) e de zircônia ( $ZrO_2$ ) (22%), resultando em um material com translucidez muito reduzida e melhores

propriedades mecânicas (DELLA BONA *et al.*, 2008; DELLA BONA, 2009).

Existem duas técnicas para a confecção de restaurações com os sistemas In-Ceram, a da barbotina ou *slip-cast* e a de CAD-CAM (*computer-aided design – computer-aided manufacture*). Na técnica *slip-cast*, uma suspensão obtida a partir de um pó cerâmico misturado com um líquido é aplicada sobre um material refratário para que este absorva a água da suspensão por capilaridade, produzindo assim o corpo verde que será submetido a um processo de sinterização parcial. O resultado é uma estrutura de cerâmica cristalina com alto grau de porosidade. O passo seguinte é a infiltração de um vidro a base de silicato de alumínio e lantânio a temperatura aproximada de 1100 °C. Essa pasta de pó de vidro é aplicada sobre a estrutura parcialmente sinterizada (a infiltração espontânea ocorre por meio de forças capilares). Ao final, o excesso de vidro é removido com pedras abrasivas ou um jato de óxido de alumínio, deixando a infraestrutura pronta para a aplicação da porcelana de recobrimento. Na técnica CAD-CAM, um bloco cerâmico que já foi parcialmente sinterizado (*dry-press*) pelo fabricante é usinado com brocas na forma da infraestrutura desejada utilizando uma unidade CAD-CAM, para posteriormente ser infiltrado com vidro (DELLA BONA *et al.*, 2008; BORBA, 2010).

Um dos métodos utilizados para aplicar a barbotina da cerâmica do sistema In-Ceram, é a deposição eletroforética. Quando um campo elétrico é aplicado a uma suspensão coloidal, as partículas movimentam-se com uma velocidade proporcional à resistência aplicada no campo. Esse movimento é denominado de eletroforese. É aplicada uma polarização elétrica ao molde (positivo) que é oposta a polaridade na

superfície das partículas de cerâmica (negativa), as quais são atraídas eletricamente para a superfície do molde, onde se depositam em camadas uniformes até a espessura desejada. Então o molde é removido do recipiente e seguem-se os passos de sinterização parcial e infiltração do vidro, como já descrito no parágrafo anterior (DELLA BONA, 2009).

O sucesso do sistema In-Ceram Alumina e o fato de que sua patente expirou em 2007 instigaram o desenvolvimento de cerâmicas similares por outros fabricantes. Um estudo caracterizou a microestrutura, a composição e as propriedades mecânicas e físicas importantes desses novos sistemas de alumina infiltrada por vidro. Além de estudar os materiais produzidos por diferentes fabricantes, também foram investigados diferentes métodos de fabricação, como o método da eletroforese e um processo de deposição a vácuo. Observaram que o método convencional de fabricação das restaurações (*slip-cast*) e o método da eletroforese produziram uma microestrutura semelhante. Por outro lado, o método de deposição a vácuo resultou em uma microestrutura mais compacta, com menor porosidade. Com relação aos materiais produzidos por diferentes fabricantes, foram encontradas algumas diferenças nas características e propriedades estudadas quando comparados à cerâmica produzida pela Vita (DELLA BONA *et al.*, 2008).

As cerâmicas policristalinas são materiais com estrutura unicamente cristalina (sem fase amorfa). Os principais representantes desses materiais são a alumina pura e a zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (*yttrium oxide partially-stabilized tetragonal zirconia polycrystals* – Y-TZP). Ao se comparar alumina e zircônia, é possível concluir que a última apresenta melhores propriedades

mecânicas por causa de sua microestrutura diferenciada (BORBA *et al.*, 2011a). À temperatura ambiente, os cristais de zircônia apresentam normalmente uma estrutura cristalina monoclínica, que ocupa um volume maior do que a forma estrutural da zircônia chamada de tetragonal, a qual só existe em altas temperaturas (acima de 1170°C). Com o objetivo de estabilizar a fase tetragonal à temperatura ambiente são adicionados óxidos à zircônia durante a sua sinterização. Um dos óxidos mais utilizados para esse fim é o óxido de ítrio, que originou o material chamado zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (Y-TZP). Embora os cristais estejam na forma tetragonal à temperatura ambiente, quando submetidos a tensões (ex.: mastigação, desgaste, polimento), ocorre uma transformação da fase tetragonal para monoclínica. Como a forma monoclínica ocupa um volume de 3 a 5% maior do que os cristais tetragonais, o resultado final é geração de tensões de compressão ao redor do defeito, impedindo que a trinca se propague e leve à fratura do material. Esse mecanismo é o principal responsável pelo fato da Y-TZP ser a cerâmica odontológica que apresenta as melhores propriedades mecânicas (KELLY e DENRY, 2008; CAVALCANTI *et al.*, 2009).

A técnica CAD-CAM também é utilizada para a confecção de infraestruturas de cerâmicas policristalinas à base de alumina e Y-TZP. Para a confecção de infraestruturas de Y-TZP existem blocos parcialmente sinterizados, que são submetidos a um processo de sinterização final após a usinagem da infraestrutura e, blocos densamente sinterizados. Quando os blocos parcialmente sinterizados são utilizados, a infraestrutura é usinada com um tamanho, aproximadamente, 20%

maior do que o tamanho final desejado, para compensar a contração de sinterização (TINSCHERT *et al.*, 2004; BORBA, 2010).

Um estudo de Studart *et al.* (2007) sugere que PPFs à base de Y-TZP podem apresentar longevidade maior do que 20 anos se o conector é confeccionado com o diâmetro adequado. Concluíram que a Y-TZP pode resistir a cargas cíclicas e condições de umidade severas, semelhantes às presentes na região de molares; assim, essa cerâmica seria um material apropriado para a confecção de pontes posteriores multi-unitárias recobertas com porcelana.

A performance clínica de restaurações totalmente cerâmicas à base de alumina e zircônia pode ser comprometida por alguns problemas como fratura e dificuldade na obtenção de uma união forte entre o cimento resinoso e a cerâmica (DELLA BONA e KELLY, 2008). Estudos abordaram esta questão através do desenvolvimento de um compósito em camadas constituído por vidro/zircônia/vidro (G/Z/G) (ZHANG *et al.*, 2009; ZHANG *et al.*, 2010). O objetivo desses estudos foi produzir uma cerâmica com uma combinação de alta resistência mecânica e união mais forte com o cimento resinoso. Considerando que o modo de falha das restaurações totalmente cerâmicas são as trincas radiais com origem na superfície de cimentação, os autores desenvolveram uma metodologia de ensaio para determinar a carga crítica para o início da fratura radial. Como controle, estudos paralelos foram realizados com a cerâmica Y-TZP. A estrutura de G/Z/G consiste em uma camada externa de vidro estética, uma camada com uma mistura de vidro e Y-TZP, e um interior denso composto apenas por Y-TZP. Os valores de Módulo de Elasticidade e dureza aumentaram da superfície para o interior do compósito. Com relação ao teste mecânico, foi

observada diferença estatística entre o compósito e o grupo controle (Y-TZP), sendo que o compósito apresentou valores de carga 30 a 50% maiores, dependendo da espessura do corpo-de-prova. Os resultados indicaram que o compósito G/Z/G apresentou melhor resistência a danos, estética e, potencialmente, melhores propriedades de cimentação em relação à Y-TZP.

Como mencionado anteriormente, as cerâmicas são materiais frágeis que apresentam alto risco de sofrer fratura. Esta característica fica ainda mais evidente quando as cerâmicas são comparadas aos metais. A propriedade mecânica que melhor caracteriza a resistência de um material à propagação de defeitos é a tenacidade à fratura, que indica a quantidade de energia que um material consegue absorver antes de fraturar (DELLA BONA, 2009; BORBA *et al.*, 2011a). Os metais apresentam tenacidade ao redor de 40 MPa.m<sup>1/2</sup>, a cerâmica odontológica mais tenaz (zircônia policristalina) apresenta tenacidade de, aproximadamente, 6,5 MPa.m<sup>1/2</sup>. (ANUSAVICE, 2005; BORBA *et al.*, 2011a). Portanto, clinicamente, as estruturas metálicas apresentam um risco de fratura muito menor e são mais confiáveis do que as estruturas cerâmicas.

Della Bona e Kelly (2008) realizaram uma revisão de literatura abrangente para compilar e comparar evidências clínicas para o tratamento de dentes com restaurações de cerâmica pura. As evidências sugeriram que, para a confecção de facetas, restaurações parciais como inlays e onlays e restaurações monolíticas para dentes unirradiculares anteriores, os cirurgiões dentistas podem escolher qualquer sistema de cerâmica com base na necessidade estética (muitos sistemas tiveram mais de 90% de sucesso em seis anos). Restaurações unitárias na região

posterior à base de alumina, zircônia e dissilicato de lítio já apresentam evidência clínica de sucesso. Os estudos também têm mostrado a eficácia de próteses fixas de até três elementos na região anterior produzidas com infraestrutura à base de dissilicato de lítio, alumina e zircônia. Com relação às próteses fixas de três elementos na região de molares, o consenso dos especialistas sugere que apenas cerâmicas à base de zircônia seriam indicadas. As evidências disponíveis indicaram a eficácia dos sistemas cerâmicos puros para inúmeras aplicações clínicas. Além disso, uma adesão adequada resulta em maior sucesso clínico. Observaram que um dos maiores problemas clínicos encontrados com próteses à base de zircônia é o lascamento da camada porcelana.

Çehreli *et al.* (2009) realizaram um ensaio clínico randomizado controlado para avaliar a performance de coroas totalmente cerâmicas e encontraram resultados que concordam com os achados de Della Bona e Kelly (2008). Foram avaliadas coroas confeccionadas com o sistema cerâmico à base de alumina e zircônia infiltrado por vidro (In-Ceram Zircônia), produzidas com a técnica *slip-cast*, e coroas à base de zircônia policristalina (Cercon Zircônia), produzidas com sistema CAD-CAM. As restaurações foram avaliadas em 6 meses, 1 ano e 2 anos, através do sistema de qualidade da Associação Dental Californiana (CDA). Nenhum sinal clínico de descoloração marginal, cárie secundária e dor persistente foi detectado nas restaurações. Todas as coroas de In-Ceram Zircônia sobreviveram durante o período de 2 anos, apesar de uma fratura de raiz de dente não-vital e conseqüente fratura da porcelana de recobrimento da restauração. Uma restauração em Cercon Zircônia fraturou e foi substituída. De acordo com os critérios de CDA, a integridade marginal foi considerada excelente para In-Ceram Zircônia



(73%) e Cercon Zircônia (80%). Foi observada maior alteração de cor nas restaurações em In-Ceram Zircônia (66%) do que de Cercon Zircônia (26%). Esse estudo clínico demonstrou que coroas unitárias de In-Ceram Zircônia e Cercon Zircônia têm comportamento clínico semelhante em curto prazo, ambas são consideradas opções aceitáveis de tratamento. Também concluíram que coroas totalmente cerâmicas de alumina, reforçadas com zircônia e infiltradas por vidro, podem suportar as cargas mastigatórias da zona posterior.

Os estudos clínicos mostram taxas muito baixas de fratura das infraestruturas das cerâmicas Y-TZP e In-Ceram Zircônia, variando entre 2 a 6% (SUAREZ *et al.*, 2004; DELLA BONA e KELLY, 2008). Entretanto, uma das falhas clínicas mais comuns é o lascamento da porcelana (DELLA BONA e KELLY, 2008). Esse tipo de falha tem sido observada principalmente quando infraestruturas à base de Y-TZP são utilizadas, mostrando taxas de lascamento que variam de 0 a 50%, dependendo do período de acompanhamento (SAILER *et al.*, 2007; MOLIN E KARLSSON, 2008; TINSCHERT *et al.*, 2008). Nesse tipo de falha, a fratura se propaga na porcelana de recobrimento, podendo ou não atingir a interface com a infraestrutura cerâmica, provocando uma delaminação (BORBA *et al.*, 2011b). Alguns estudos indicam que o lascamento seria um problema maior quando sistemas totalmente cerâmicos são utilizados, já que os índices clínicos de lascamento para próteses metalo-cerâmicas é mais baixo, ao redor de 2% (PJETURSSON *et al.*, 2007; SAILER *et al.*, 2007).

Os valores de resistência à fratura são frequentemente considerados indicadores do comportamento mecânico dos materiais dentários. Entretanto, os resultados obtidos através de ensaios



padronizados de resistência à fratura, como resistência à flexão biaxial ou à flexão em três ou quatro pontos, são limitados por dois fatores principais: a geometria e a metodologia de confecção dos corpos-de-prova (DELLA BONA, 2009). Os corpos-de-prova para esses testes são em forma de barra ou disco monolítico e não simulam a configuração e geometria complexa das restaurações dentárias. Além disso, os passos de confecção desses corpos-de-prova geralmente são diferentes dos utilizados para a confecção das restaurações (KELLY, 1999; BORBA, 2010). Assim sendo, é possível prever de maneira mais confiável o comportamento dos sistemas cerâmicos utilizando corpos-de-prova na forma de restaurações (DELLA BONA, 2009). A avaliação de estruturas em camadas (cerâmica de infraestrutura combinada com porcelana) pode fornecer informações importantes sobre a distribuição de tensões, modo e origem de fratura, união da interface e tensões térmicas que não são obtidas quando os materiais são avaliados separadamente (STUDART *et al.*, 2007; BORBA *et al.*, 2011b). Além disso, é possível verificar a influência da geometria na distribuição de tensões e comportamento de fratura (KELLY, 1999; BORBA, 2010).

Considerando as vantagens citadas acima, estudos desenvolveram metodologias de teste para avaliar a carga de fratura e modo de falha de corpos-de-prova em forma de restaurações protéticas, como coroas e PPFs totalmente cerâmicas.

Em 1998, Neiva *et al.* realizaram um estudo para comparar a resistência de fratura *in vitro* de três tipos de cerâmica (n=10): (1) uma cerâmica à base de dissilicato de lítio - IPS Empress II, (2) uma cerâmica à base de alumina infiltrada por vidro – In-Ceram Alumina e, (3) uma cerâmica policristalina de alumina – Procera AllCeram. Trinta pilares

foram construídos utilizando uma resina com um módulo de elasticidade semelhante à dentina. A superfície interna de todas as coroas foram limpas e silanizadas antes da cimentação com cimento resinoso. As coroas foram cimentadas sobre os pilares e submetidas a um carregamento até a fratura, em uma máquina de ensaios universal. Não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os três sistemas de cerâmica pura.

Attia & Kern (2004) observaram que as propriedades mecânicas dos materiais, as técnicas de fabricação, os agentes de cimentação, e as condições intraorais são fatores primários relacionados à longevidade de coroas totalmente cerâmicas. Investigaram a influência de diferentes tipos de agentes de cimentação e da aplicação de cargas cíclicas em ambiente úmido na carga de fratura de coroas totalmente cerâmicas confeccionadas com as técnicas de injeção e CAD-CAM. Noventa e seis pré-molares humanos foram preparados para coroas totalmente cerâmicas. Dezesesseis pré-molares sem preparo serviram como controle. Quarenta e oito coroas foram fabricadas com cada sistema: IPS Empress II – cerâmica à base de dissilicato de lítio e técnica da injeção e; Procad-vitrocerâmica reforçada por leucita e sistema CAD-CAM Cerec 3. Três agentes de cimentação (Panavia F, Superbond C & B e ProTec CEM) foram utilizados (n = 16). Após uma semana de armazenamento em água, metade dos corpos-de-prova de cada subgrupo (n = 8) foi submetida a 3.500 ciclos térmicos (58 °C - 4 °C; tempo de permanência de 60 s) e 600.000 ciclos mastigatórios em um simulador de mastigação. Todos os corpos-de-prova foram submetidos a uma carga de compressão (N) aplicada na direção do longo do eixo da coroa até a fratura, em uma máquina de ensaios universal. Observaram que a

simulação de mastigação reduziu a carga de fratura de coroas de Procad cimentadas com Superbond C & B e ProTec CEM e das coroas de IPS Empress II cimentadas com ProTec CEM. No entanto, a simulação de mastigação não teve influência na carga de fratura dos dois tipos de cerâmica quando o cimento Panavia F foi utilizado.

Os valores de carga de fratura de coroas totalmente cerâmicas são influenciados não apenas pela resistência à fratura dos materiais componentes, mas também pela geometria da prótese, tamanho e localização da origem da fratura (KELLY, 1999; BORBA 2010). A partir disso, Pallis *et al.* (2004) realizaram um estudo para comparar a resistência à fratura de sistemas totalmente cerâmicos utilizando um modelo de geometria simples e reprodutível, capaz de simular as falhas que ocorrem nas interfaces dos materiais. Foram avaliadas coroas confeccionadas com três sistemas cerâmicos, IPS Empress II (dissilicato de lítio), Procera AllCeram (alumina policristalina), e In-Ceram Zircônia (cerâmica à base de alumina e zircônia infiltrada por vidro) (n=20). Quinze coroas de cada grupo foram submetidas a uma carga compressiva de sentido axial, aplicada no centro da superfície oclusal, até a fratura. Cinco coroas foram seccionadas por grupo, e a espessura das camadas de cimento, material de infraestrutura e porcelana foram mensuradas. A origem da falha foi mais comumente encontrada na interface entre a infraestrutura de cerâmica e a porcelana para a IPS Empress II e entre a infraestrutura de cerâmica e a camada de agente cimentante para os demais sistemas. Não houve diferença significativa nos valores de resistência à fratura, no entanto, houve uma diferença significativa na origem da falha entre os sistemas de cerâmica estudados.

O efeito do tratamento térmico e do recobrimento com porcelana na resistência à fratura de infraestruturas de PPFs à base de Y-TZP foi investigado em um estudo de Sundh *et al.* (2005). A resistência à fratura das infraestruturas foi avaliada em três condições: (1) somente usinada; (2) após tratamento térmico simulando aplicação de porcelana; e (3) após aplicação de porcelana. Observaram que o carregamento cíclico em água não afetou significativamente a resistência à fratura das infraestruturas. A carga necessária para a fratura das infraestruturas apenas usinadas foi significativamente maior do que a carga de fratura dos grupos submetidos a tratamento térmico e recobrimento com porcelana.

Na tentativa de reproduzir em laboratório o modo de falha clínico dos materiais friáveis, Rosentritt *et al.* (2005) testaram a influência de diversos parâmetros utilizados nos testes laboratoriais na resistência à fratura de PPFs totalmente cerâmicas à base de dissilicato de lítio (Empress II, Ivoclar-Vivadent, FL). As próteses foram submetidas à ciclagem térmica e carregamento mecânico (TCML) utilizando diferentes parâmetros de teste como, por exemplo, variando a força de mastigação (frequência, nível), a termociclagem, produzindo movimento lateral da mandíbula, variando o tipo de material do pilar, a presença ou não de periodonto artificial e diferentes tipos de elementos antagonistas. Para investigar a influência do tipo de pilar, foram utilizados dentes humanos, pilares de polímeros ou ligas metálicas. Dois tipos diferentes de dispositivos de ciclagem mecânica e térmica foram avaliados, com carga pneumática ou peso. PPFs que não foram submetidas ao envelhecimento foram utilizadas como controle. Quando a ciclagem térmica e a mecânica foram combinadas, os autores relataram diminuição da resistência à fratura das próteses. Parâmetros como

frequência de mastigação e presença de movimento lateral adicional não alteraram os resultados de resistência. O aumento da força de mastigação, a presença de periodonto artificial e o uso de diferentes materiais para o elemento antagonista e para o pilar reduziram a resistência à fratura das próteses testadas. Assim, concluiu-se que o envelhecimento artificial deve ser realizado, combinando ciclos térmicos com carga mecânica e que o periodonto artificial, elementos antagonistas e pilares utilizando dentes humanos, devem ser incluídos na metodologia de teste para atingir um envelhecimento significativo.

Vult Von Steyern *et al.* (2006) realizaram um estudo para avaliar a resistência à fratura de coroas à base de zircônia e comparar os resultados com coroas à base de alumina. Sessenta coroas foram produzidas, trinta coroas idênticas de alumina e trinta de zircônia. Cada grupo de trinta foi dividido em três grupos de dez coroas que foram submetidas a diferentes tratamentos: (1) de armazenamento em água; (2) ciclagem mecânica (10.000 ciclos, 3-30 N, 1 Hz), (3) termociclagem (5-55°C, 5.000 ciclos) + ciclagem mecânica (10.000 ciclos, 3-30 N, 1 Hz). Posteriormente, todas as coroas foram submetidas a um carregamento até a fratura. Foram observados dois tipos de fratura: fratura total e fratura parcial. Concluíram que não houve diferença na resistência à fratura entre as coroas à base de zircônia em comparação às coroas à base de alumina, quando não foi realizada termociclagem ou ciclagem mecânica. No entanto, há uma diferença significativa no modo de fratura, sugerindo que a infraestrutura de zircônia é mais forte que a de alumina. Além disso, as coroas à base de zircônia têm carga fratura significativamente maior após ciclagem mecânica.

Um estudo avaliou a energia absorvida por coroas de IPS Empress II (dissilicato de lítio) e Cercon Ceram (zircônia policristalina) em um teste de resistência à fratura e comparou com a energia absorvida em um teste de resistência ao impacto. Para o IPS Empress II, houve uma diferença significativa entre a energia absorvida no teste de fratura e no teste de impacto, já para o Cercon Ceram não houve diferença significativa. Apesar da alta resistência das infraestruturas de zircônia, não houve diferença na energia absorvida entre os dois sistemas no teste de resistência ao impacto. O modo dominante de falha das coroas submetidas ao carregamento oclusal foi a propagação das trincas em forma de cone (*cone cracks*) na porcelana de recobrimento. Concluíram que para explorar a alta resistência das infraestruturas de zircônia é necessário melhorar a resistência da cerâmica de recobrimento (porcelana) já que os modos de falha mais esperados são delaminação e fratura por *cone cracks* dessa camada (ABOUSHELIB *et al.*, 2007).

Um estudo investigou a influência de fatores ambientais e do tipo de agente cimentante na carga de fratura de coroas confeccionadas com uma cerâmica de alumina infiltrada com vidro (In-Ceram Alumina), uma cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS Empress II) e uma cerâmica reforçada com leucita. Para cada sistema cerâmico, trinta coroas foram cimentadas com um cimento de resina composta, e as trinta restantes com um cimento de ionômero de vidro. Para cada sistema de cerâmica e cimento, dez amostras foram carregadas até a fratura sem fadiga. Um segundo grupo (n = 10) foi submetido à fadiga cíclica e testado até a fratura em um ambiente seco, e um terceiro grupo (n = 10) foi submetido à fratura em ambiente úmido. Os valores de carga de fratura das coroas cerâmicas diminuíram significativamente após o carregamento de fadiga

cíclica. Além disso, as cargas de fratura das coroas armazenadas em um ambiente úmido foram estatisticamente menores do que aquelas armazenadas em um ambiente seco. Também observaram que as coroas cimentadas com um cimento resinoso apresentaram carga de fratura estatisticamente maior do que as cimentadas com cimento de ionômero de vidro (BORGES *et al.*, 2009).

Shirakura *et al.* (2009) realizaram um estudo para investigar a influência da espessura da camada de porcelana na carga de fratura de coroas totalmente cerâmicas e coroas metalo-cerâmica, após carregamento cíclico. Todas as coroas foram fabricadas com base em um pilar de implante (RN Abutment Soli). Diferentes espessuras da camada de porcelana foram avaliadas (2 mm e 4 mm), resultando em 4 grupos experimentais (n=10). As coroas totalmente cerâmicas consistiam em uma infraestrutura à base de alumina (Procera AllCeram) recoberta com porcelana, enquanto as coroas metalo-cerâmicas foram produzidas com metal nobre recoberto por porcelana. Todas as coroas foram cimentadas sobre os pilares correspondentes usando um cimento resinoso. Cada coroa foi submetida a um carregamento com uma carga de 49 N por  $1,2 \times 10^6$  ciclos ou até a fratura. As coroas que não fraturaram durante a ciclagem mecânica foram submetidas ao teste de carga de fratura. Observaram que o grupo de cerâmica mostrou sucesso significativamente maior e maiores taxas de sobrevivência do que o grupo de metalo-cerâmica. Para a variável carga de fratura, foi encontrado efeito significativo para os fatores material e espessura de porcelana, mas a interação entre esses dois fatores não foi significativa. Para os grupos de metalo-cerâmica, a espessura de 2 mm resultou em uma carga de fratura superior à espessura de 4 mm. No entanto, os

grupos de cerâmica não apresentaram diferença significativa entre as duas espessuras de porcelana avaliadas.

Attia (2010) investigou a longevidade de coroas totalmente cerâmicas submetidas a reparo após carregamento cíclico. Foram confeccionadas oitenta coroas utilizando a cerâmica de infraestrutura In-Ceram Zircônia com recobrimento de porcelana, para restaurar pré-molares superiores. As coroas foram cimentadas nos pilares utilizando cimento resinoso. A cúspides palatina das coroas foi removida para simular a fratura da porcelana e os corpos-de prova foram divididos em 4 grupos (n = 20) conforme o tratamento de superfície realizado no local da fratura: DB - abrasão com broca diamantada; AA - abrasão a ar utilizando partículas de  $Al_2O_3$  com 50  $\mu m$ ; SC - revestimento de sílica usando o sistema Cojet seguido pela aplicação de silano. Como grupo controle (GC) 20 corpos-de-prova foram deixados sem fratura. As cúspides palatinas foram reparadas com resina composta. Dez corpos-de-prova de cada grupo foram submetidos à carregamento cíclico. A carga de fratura (N) foi registrada utilizando uma máquina de ensaios universal. O grupo controle apresentou os maiores valores de carga de fratura. A fadiga cíclica diminuiu significativamente a carga de fratura de todos os grupos avaliados. Por outro lado, o tratamento de superfície com revestimento de sílica e aplicação de silano resultou nos maiores valores de carga de fratura entre os grupos que receberam protocolo de reparo.

Um estudo comparou a resistência à fratura e a taxa de sobrevivência de coroas totais cerâmicas confeccionadas com diferentes sistemas cerâmicos e coroas metalo-cerâmicas, após envelhecimento térmico e mecânico. A taxa de sobrevivência após simulação



mastigatória por 1-2 milhões de ciclos foi de 100% para todos os sistemas testados. A simulação mastigatória e a termociclagem não diminuíram significativamente a resistência à fratura das coroas de cerâmica. Os valores de carga de fratura dos grupos Cercon, Procera AllZircon, In-Ceram Zircônia e metalo-cerâmica foram significativamente superiores ao sistema IPS Empress II, tanto para grupos envelhecidos como para os grupos controles. Assim, esses sistemas cerâmicos podem ser indicados para o uso clínico (SENYILMAZ *et al.*, 2010).

Stawarczyka *et al.* (2011) avaliaram a carga e modo de fratura de coroas anteriores confeccionadas com infraestrutura à base de zircônia recobertas com porcelana aplicada pela técnica estratificada (em camadas) ou prensada. Infraestruturas de zircônia foram confeccionadas e divididas aleatoriamente em oito grupos (n=15). Quatro grupos foram recobertos com porcelana aplicada pela técnica convencional estratificada: Zirox; GC Initial ZR; VITA VM9; IPS e.max Ceram. Os outros quatro grupos foram recobertos com porcelana prensada: PressX Zr; GC LF Initial; VITA PM9; IPS e.max ZirPress. As coroas foram cimentadas sobre um pilar metálico (liga de CoCr) e a carga compressiva foi aplicada em um ângulo de 45 ° utilizando uma máquina de ensaios universal. Não foi encontrada diferença estatística entre os grupos de porcelana estratificada e prensada para três fabricantes. Apenas para um fabricante o mesmo tipo de porcelana, quando fabricada de forma distinta, resultou em coroas com carga de fratura estatisticamente diferente, sendo que o grupo prensado apresentou o maior valor. A IPS e.max ZirPress sofreu exclusivamente fratura da porcelana. Já os demais

grupos demonstraram fratura da porcelana juntamente com fratura da infraestrutura.

A influência do recobrimento com diferentes tipos de porcelana na adaptação marginal, resistência à fratura e falha de coroas de In-Ceram Alumina foi avaliada. Quarenta coroas de In-Ceram Alumina foram confeccionadas e divididas em quatro grupos de dez cada. Dez infraestruturas foram deixadas sem aplicação de porcelana, enquanto as outras trinta infraestruturas foram divididas em três grupos e recobertas com as porcelanas Vitadur-N, Vitadur- $\alpha$  e VM7 (Vita Zahnfabrik). A adaptação marginal foi medida antes e após a aplicação da porcelana em 16 pontos, usando um microscópio óptico. As coroas foram então carregadas até a fratura a uma velocidade de 1 mm/min. Concluiu-se que as coroas recobertas com a porcelana Vitadur-N obtiveram valores de adaptação marginal superiores aos valores obtidos para os demais grupos testados. Já as coroas recobertas com a porcelana VM7 apresentaram os valores mais elevados de resistência à fratura e margens com dimensão clinicamente aceitável (FAHMY *et al.*, 2011).

Kokubo *et al.* (2011) investigaram a influência do formato de coroas à base de zircônia nos resultados de carga de fratura. Quatro tipos de infraestrutura de zircônia foram projetados e recobertos com uma camada uniforme de porcelana. Todas as coroas foram submetidas a um carregamento vertical e lateral até a fratura. Concluíram que o formato das infraestruturas influencia a carga de fratura. Os autores observaram que as coroas com infraestrutura convencional com espessura uniforme apresentaram as menores cargas de fratura enquanto o grupo com configuração de cúspide apresentou a maior carga de fratura, tanto na direção vertical quanto lateral.

Um estudo *in vitro* investigou a hipótese nula de que as coroas totalmente cerâmicas tem comportamento mecânico semelhante às metalo-cerâmicas. Foram avaliados seis grupos experimentais (n = 8): metalo-cerâmica convencional (Noritake) (CMC); metalo-cerâmica modificada (Noritake) (MMC); cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS Empress II) (EMP); cerâmica reforçada com leucita (Cergogold) (CERG); cerâmica reforçada com leucita e fluorapatita (IPS d.SIGN) (SINAL); resina composta (Targis) (TARG). As coroas foram submetidas à carga de compressão em uma máquina de ensaios universal com velocidade de 0,5 mm/min. A tensão máxima principal (MPS) foi calculada usando análise de elementos finitos, e a origem da fratura foi localizada através da análise fractográfica. Foi encontrada diferença estatística entre os grupos. O grupo metalo-cerâmico apresentou carga de fratura significativamente mais elevada do que os demais grupos. As cerâmicas apresentaram alta incidência de fraturas envolvendo tanto o núcleo como o dente. Com base na análise de elementos finitos e na fractografia determinou-se que a fratura ocorreu a partir da superfície oclusal em direção à cervical, que é o sentido oposto ao observado em estudos clínicos. Houve concentração de tensões ao redor e entre os pontos de carregamento oclusal (CAMPOS *et al.*, 2011).

Sornsuwan e Swain, em 2011, desenvolveram um modelo analítico que identifica a influência do ângulo entre as cúspides e do raio da fissura entre as cúspides na carga de fratura de coroas de pré-molares totalmente cerâmicas. Com base nesses modelos foi identificada uma faixa de valores segura para o ângulo das cúspides e o raio da fissura de coroas totalmente cerâmicas de dentes posteriores utilizando os valores de tenacidade à fratura da porcelana como critério de seleção.

Observaram que, quando a tenacidade à fratura da porcelana é aumentada, o valor de carga de fratura estimado pelo modelo matemático também aumenta para valores bem acima das cargas oclusais típicas. Os efeitos do raio da fissura entre as cúspides na carga de fratura das coroas ainda são inconclusivos devido à forma relativamente complexa da superfície oclusal. Concluíram que o ângulo da cúspide é um fator importante que controla o estresse gerado na coroa.

Seguindo a mesma linha de pesquisa, Sornsuwan *et al.* (2011) avaliaram a influência da geometria oclusal de coroas totalmente cerâmicas de pré-molares (ângulo e raio da fissura entre as cúspides) na dispersão dos dados de um teste de carga de fratura. Foram fabricadas coroas cerâmicas à base de zircônia com três espessuras diferentes (0,4, 0,6 e 0,8 mm). As mesmas foram fraturadas sobre implantes dentários orientados em três angulações diferentes (0°, 15° e 30°). As coroas foram carregadas usando uma barra de aço cilíndrica (diâmetro = 4 mm) posicionada ao longo da linha média da fissura oclusal. Os dados foram avaliados com análise de Weibull. As diferenças de carga de fratura entre os grupos com diferentes angulações do implante e espessuras de zircônia não foram esclarecidas de forma clara neste estudo. Exceto para o grupo com angulação de 30°, as coroas apresentaram dispersão elevada dos valores de cargas de fratura e baixo módulo de Weibull. No entanto, uma relação entre a carga de fratura e o ângulo efetivo da cúspide foi observada. Concluíram que a geometria oclusal é uma questão importante que afeta o grau de concentração de estresses na coroa e deve ser entendido tanto pelo técnico de laboratório como pelo clínico para

aadequada escolha do material e configuração das coroas totalmente cerâmicas.

O lascamento de restaurações de zircônia ocorre frequentemente em situações clínicas. Em função disso, Yu-Sung Choi *et al.* (2012) realizaram um estudo *in vitro* para comparar a carga de fratura de coroas à base de zircônia recobertas com diferentes materiais e técnicas. Quarenta e cinco infraestruturas de zircônia foram fabricadas e divididas em três grupos: (LT) porcelana aplicada com a técnica estratificada (em camadas); (HT) porcelana prensada sobre a infraestrutura; e (ST) camada de porcelana fabricada com a tecnologia CAD/CAM e sinterizada sobre a infraestrutura. Todas as coroas foram cimentadas sobre um preparo de titânio com Unicem (3M ESPE) e uma carga compressiva foi aplicada até a fratura utilizando uma máquina universal de ensaios. A carga de fratura das coroas do grupo ST foi significativamente maior do que os demais grupos. Dois tipos de falhas foram observadas: fratura total, tanto através da infraestrutura como da camada de porcelana e fratura parcial, apenas através da porcelana (lascamento). A fratura total da coroa foi mais frequente no grupo ST (oito). Para o grupo HT foram observadas cinco fraturas totais e para o grupo LT apenas duas.

Entretanto, nem sempre os ensaios *in vitro* com corpos-de-prova em forma de restaurações protéticas simulam de maneira adequada o estado de tensões a que essas restaurações estão sujeitas na cavidade oral e os modos de fratura observados clinicamente. Assim, há uma necessidade de desenvolver e difundir um protocolo de teste *in vitro* que seja clinicamente válido. Então, Kelly *et al.*, em 2010, realizaram um estudo para desenvolver um teste *in vitro* que simule de maneira adequada o comportamento *in vivo*. Primeiramente, o tipo de falha e

estado de tensão encontrados nos testes tradicionais de carga de fratura foram comparados com evidências sobre as origens da fratura em restaurações que falharam clinicamente e o estados de tensão a que essas próteses estão sujeitas, utilizando análise de elementos finitos (AEF). Com base nesses dados, uma técnica experimental foi sistematicamente desenvolvida de maneira a recriar aspectos chaves do fracasso clínico *in vitro*. Um material potencialmente análogo da dentina (resina com fibras de vidro; NEMA grau G10) foi avaliado e observou-se que o comportamento de deformação e a resistência de união ao cimento resinoso foram semelhantes aos resultados obtidos pela dentina hidratada. Esses achados indicam que o G10 pode ser utilizado nos ensaios como um substituto da dentina. O estudo também relatou que o módulo de elasticidade do substrato a que a cerâmica está aderida afeta os valores finais de carga de fratura. Concluíram que os métodos de ensaio desenvolvidos e os materiais avaliados foram válidos para simular muitos aspectos do fracasso clínico.

Uma forma de correlacionar o comportamento de fratura *in vivo* das restaurações protéticas com o comportamento de fratura induzido nos testes laboratoriais é através da análise fractográfica. Fractografia é a análise criteriosa das superfícies de fratura, que contém marcas resultantes da interação da trinca em propagação com a microestrutura do material e as áreas de tensão (MECHOLSKY, 1995; QUINN, 2007; BORBA, 2010).

Nas cerâmicas, existem três regiões características envolvendo a origem de fratura, como pode ser observado na Figura 1. A primeira região é relativamente lisa (*mirror*), a segunda apresenta uma textura fibrosa e aspecto nebuloso (*mist*) e a terceira é mais heterogênea e com

características mais pronunciadas na superfície (*hackle*). Essa última região leva à ramificação macroscópica da trinca (*crack branching*), ou seja, bifurcação da trinca principal (MECHOLSKY, 1995). O *mirror* é a região onde a trinca se propaga a partir de um defeito na origem de fratura. À medida que a trinca acelera a partir da origem, pequenas porções da ponta da trinca começam a se desviar do plano principal de fratura. Logo essas perturbações se tornam grandes o suficiente para serem observadas em nível microscópico, dando origem à região chamada *mist*. À medida que a trinca continua avançando, as perturbações locais aumentam e começam a oscilar e formam segmentos maiores. Dessa forma, são gerados pequenos degraus que correm em direção paralela à direção de propagação da trinca. Essas linhas são denominadas *velocity hackles* e apontam para a origem da fratura. Apesar desse processo de aumento da rugosidade de superfície ser descrito como gradual, existem dois pontos de transição: o limite *mirror-mist* e o limite *mist-hackle*. Esses limites podem ou não ser simétricos em relação à origem da falha, dependendo de fatores como a distribuição de tensões e a forma da trinca (MECHOLSKY, 1995; QUINN, 2007; BORBA, 2010).

Observam-se, na figura 1, as três regiões características que envolvem a origem de fratura: *mirror*, *mist* e *hackle* (MECHOLSKY, 1995).



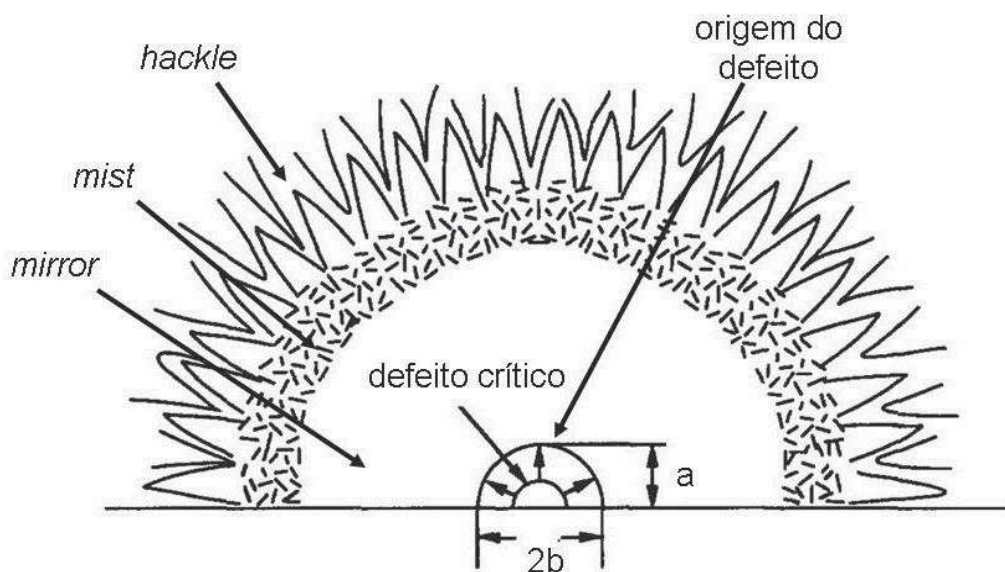


Figura 1– Desenho esquemático da superfície de fratura (MECHOLSKY, 1995).

Algumas marcas fractográficas são mais facilmente identificadas na superfície de fratura de materiais frágeis, como as cerâmicas. Entre essas marcas estão as curvas de compressão (*compression curl*), *hackle lines*, *wake hackles* e *twist hackles*. *Compression curl* são ondas de compressão que ocorrem antes da fratura total de um corpo carregado em flexão, geralmente estão no lado oposto da origem da fratura. *Hackle lines* são linhas na superfície de fratura que correm na direção da origem da fratura. *Wake hackle* é uma marca produzida por uma singularidade na frente da trinca em propagação. É criada pelo avanço da trinca ao longo dos dois lados da singularidade (por exemplo, poros) antes de continuar em planos ligeiramente diferentes, criando um degrau ou uma cauda. *Twist hackles* são marcas criadas quando a trinca passa por cantos ou irregularidades, ou quando as condições de tensão mudam (QUINN, 2007).



É possível localizar a origem e a direção de propagação da trinca através da observação dessas marcas características da superfície de fratura e, através dessa análise, determinar as causas ou fatores que levaram a uma perda de função indesejada. Portanto, a fractografia é um elemento fundamental para o planejamento e desenvolvimento de materiais e ensaios laboratoriais (QUINN, 2007; BORBA, 2010).

Um dos primeiros estudos de fractografia de restaurações que falharam *in vivo* analisou coroas confeccionadas com o sistema DICOR® (Dentsply International Inc., New York, PA) e Cerestore® (Ceramco Inc., East Windsor, NJ). Para as coroas de DICOR® foram observados defeitos ao longo da superfície interna da restauração. Para 78% das coroas de Cerestore®, o início da falha ocorreu na interface porcelana/infraestrutura ou no interior do material de infraestrutura (THOMPSON *et al.*, 1994).

Análise fractográfica de coroas produzidas com cerâmicas à base de alumina (ProceraAllCeram, Nobel Biocare) e à base de espinélio de magnésio-alumina (Cerestore, originalmente produzido pela Coors Biomedical) e à base de dissilicato de lítio (Empress 2, Ivoclar) recobertas pela porcelana indicada pelo fabricante e que falharam clinicamente mostrou modos de falha relacionados à presença de *hoop stresses*, que é uma tensão circunferencial na coroa. Examinaram uma coroa à base de alumina (Procera AllCeram) correspondente ao primeiro molar superior e observaram que a fratura iniciou na superfície interna do material de infraestrutura, perto da margem da restauração, onde existia menor espessura de material e predominam os *hoop stresses*. A coroa confeccionada com o sistema Cerestore examinada correspondia a um primeiro molar inferior, no qual a fratura iniciou numa área vizinha à

margem, onde também predomina o *hoop stress*. Por último, foi analisada uma coroa de um incisivo central superior à base de dissilicato de lítio (Empress 2) e se observou que a fratura iniciou na superfície interna do material de infraestrutura ao longo da face lingual da restauração, onde existia uma espessura menor de material. Observaram que nos três casos, a fratura teve origem na superfície interna do material de infraestrutura, local que era mais fino (QUINN *et al.*, 2005).

Outro estudo de fractografia relatou a topografia da superfície de fratura de uma coroa policristalina de alumina (Procera AllCeram Alumina) que fraturou após 4 anos (molar) e uma coroa de In-Ceram Zircônia que lascou após 2 meses em função (pré-molar). Na coroa de Procera AllCeram foi encontrado um desgaste erosivo em todas as cúspides, indicando a presença de hábitos parafuncionais (bruxismo). Foram observadas *arrest lines* na zona de lascamento e danos de contato em forma de crateras, na camada de porcelana. Para a coroa de In-Ceram Zircônia foi observado um lascamento da porcelana no lado vestibular. Foram observadas *hackle lines* convergindo para a região oclusal e pequenas trincas na ponta das cúspides. Estas crateras foram identificadas como as origens do processo de fratura (SCHERRER *et al.*, 2007).

Em 2008, Scherrer *et al.* analisaram o padrão de fratura de uma prótese unitária à base de alumina policristalina (Procera AllCeram) que ficou em função durante 4 anos. Um mapeamento geral da fratura foi construído a partir de um lascamento na margem. *Hackle lines* e *wake hackles* indicaram que a trinca teve origem nesta margem, a partir de *hoop stresses* e, se propagou através da coroa para a extremidade distal da restauração, onde a *compression curl* foi localizada. Danos adicionais

na superfície oclusal da cerâmica de recobrimento ocorreram como um evento secundário sem penetrar no material de infraestrutura.

Através dessa revisão de literatura é possível observar que não existe uma metodologia de ensaio padronizada para os testes *in vitro* de corpos-de-prova em forma de coroas. Existe uma grande variação entre os estudos com relação ao tipo de material para o pilar, o tipo de agente cimentante, o formato da coroa e o tipo de carregamento. Portanto, um dos objetivos do presente estudo é verificar se a metodologia de ensaio laboratorial escolhida simula de maneira adequada o comportamento observado *in vivo* e descrito na literatura. Para isso será realizada análise fractográfica das coroas fraturadas e os dados serão comparados com achados clínicos reportados na literatura. Considerando que o lascamento da camada de porcelana é um dos maiores problemas clínicos, a metodologia de ensaio utilizada tem como objetivo induzir esse tipo de falha para analisar o comportamento de fratura observado em coroas confeccionadas com dois tipos de sistemas totalmente cerâmicos indicados para a região posterior (In-Ceram Zircônia e Y-TZP) e com o sistema metalo-cerâmico, que é considerado o padrão ouro desse tipo de restauração.



### 3 PROPOSIÇÃO

1. Avaliar a carga e modo de fratura de coroas confeccionadas com diferentes tipos de cerâmicas de infraestrutura, testando a hipótese que o tipo de cerâmica de infraestrutura tem influência nos valores de carga de fratura e no modo de falha das coroas protéticas.
2. Comparar os valores de carga de fratura e modo de fratura de coroas totalmente cerâmicas com o comportamento observado para coroas metalo-cerâmicas (padrão ouro). A hipótese testada é de que a carga de fratura e modo de falha de coroas totalmente cerâmicas é diferente das coroas metalo-cerâmicas.



## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

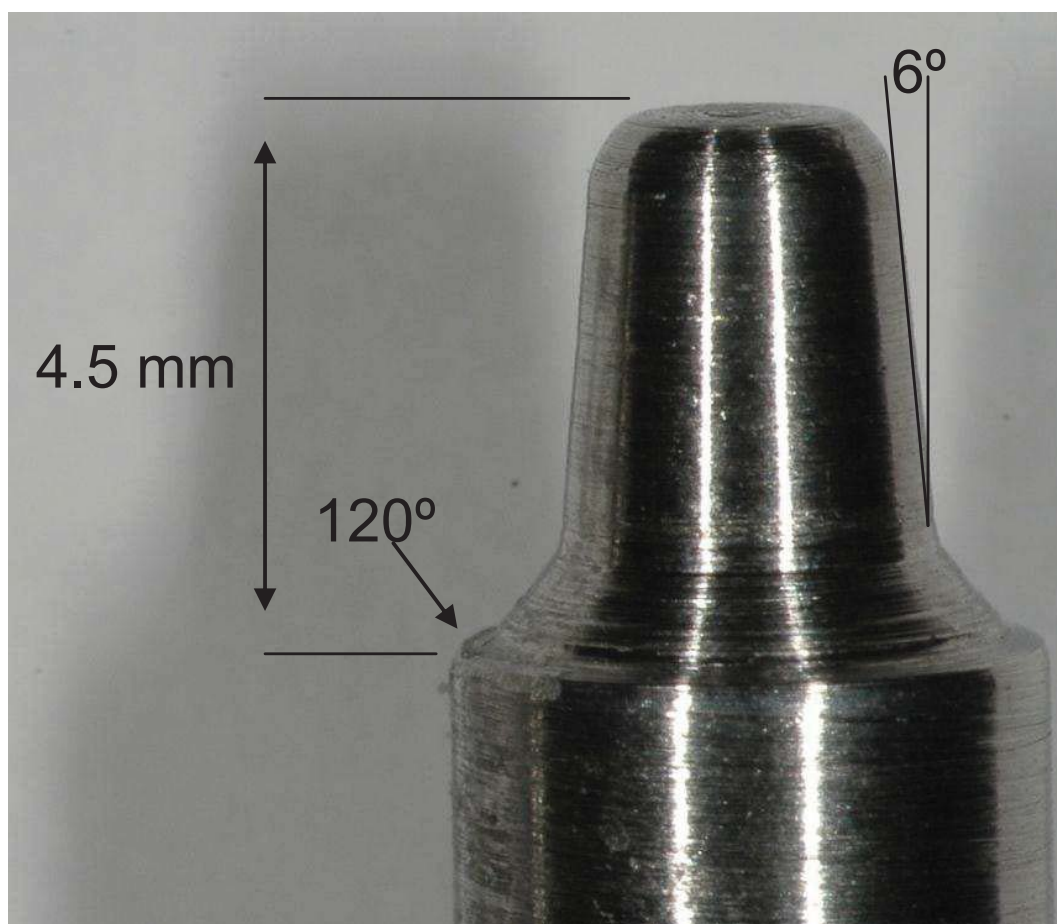
Foram avaliados três sistemas cerâmicos para infraestrutura de restauração total cerâmica e um sistema metalo-cerâmico (controle). Sendo confeccionadas 10 coroas para cada grupo experimental. Os materiais utilizados estão descritos na Tabela 1.

*Tabela 1–Materiais, método de fabricação e composição das infraestruturas (IE) dos grupos experimentais (n=10).*

<b>Grupo</b>	<b>*Material de IE</b>	<b>Método de Fabricação</b>	<b>Composição da IE</b>	<b>*Porcelana</b>
YZ-C	Vita In-Ceram YZ	CAD-CAM	Zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria (Y-TZP)	Vita VM9
IZ-C	Vita In-Ceram ZIRCÔNIA	CAD-CAM	Alumina reforçada por zircônia infiltrada por vidro	Vita VM7
IZ-S	Vita In-Ceram ZIRCÔNIA	Slip-cast	Alumina reforçada por zircônia e infiltrada por vidro	Vita VM7
MC	Liga de NiCr	fundição	Liga metálica de NiCr	Vita VM13

\*Todos os materiais cerâmicos são produzidos por Vita-Zahnfabrik (Bad Sackingen, Alemanha).

As coroas foram produzidas a partir de um modelo de aço inoxidável, simulando um dente pré-molar inferior com preparo protético para receber coroa totalmente cerâmica com término em chanfro, como proposto por Sundh *et al.* (2005). O preparo possui uma altura de 4,5 mm, inclinação das paredes axiais de 6° (grau de convergência de 12°) e um chanfro de 120° (Figura 2).



*Figura 2 – Modelo de aço inoxidável com preparo protético para coroa totalmente cerâmica.*

Esse modelo de aço inoxidável foi moldado com silicone de adição (Aquasil™ Soft Putty, pasta densa, e Aquasil™ Low Viscosity, pasta fluída, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) utilizando a técnica de



moldagem da impressão simultânea. O modelo foi confeccionado de acordo com o método de fabricação das infraestruturas:

#### 4.1 Método do CAD-CAM

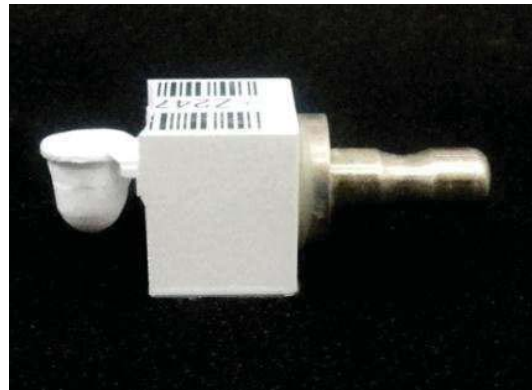
As IE dos grupos YZ-C e IZ-C foram confeccionadas utilizando o sistema CAD-CAM CEREC InLab (Sirona Dental Company, Charlotte, NC, EUA). Um modelo de gesso do pilar metálico foi confeccionado utilizando um gesso tipo IV especial para CAD/CAM (CAM-base, Dentona AG, Dortmund, Alemanha). Esse modelo de gesso foi levado ao equipamento CEREC inLab para o escaneamento do preparo utilizando o scanner interno da unidade de usinagem. Com base nas imagens capturadas, o programa montou uma imagem tridimensional do modelo de gesso que serviu como base para o desenho da IE. Depois que o formato desejado foi atingido, o desenho final da IE final foi enviado para a unidade de usinagem do equipamento CEREC inLab, que produziu a IE a partir de um bloco cerâmico pré-fabricado (Figuras 3 a 6).



*Figura 3– Bloco cerâmico pré-fabricado antes da usinagem com o sistema CAD-CAM CEREC InLab.*



*Figura 4– Bloco cerâmico pré-fabricado após a usinagem com o sistema CAD-CAM CEREC InLab.*



*Figura 5– Imagem de uma IE do grupo YZ-C recém usinada e ainda conectada ao bloco.*



*Figura 6– Imagem da mesma IE após o ciclo de sinterização.*

Após a usinagem, as IE de IZ-C foram infiltradas com vidro específico do sistema (Zircônia Glass Powder, Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha), de acordo com as recomendações do fabricante. Uma pasta de vidro foi aplicada sobre a superfície externa das IE e as mesmas foram levadas a um forno (InCeram3, Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha) para serem submetidas ao ciclo de infiltração (Tabela 2). Após a infiltração, o excesso de vidro sobre as IE foi removido utilizando pedras abrasivas e brocas.

As IE de YZ-C foram sinterizadas no forno Zyrcomat (Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha) seguindo as recomendações do fabricante (Tabela 2).

#### **4.2 Método do *Slip-Cast***

Para a confecção das IE pela técnica de *slip-cast* (SC), foram aplicadas duas camadas de espaçador (Vita In-Ceram Interspace Varnish, Vita Zahnfabrik, Alemanha) sobre a área de preparo protético do troquel de aço inoxidável, resultando em uma película de alívio de aproximadamente 40 µm. Um molde de silicone (CEHA White ECS Duplicating Silicone – Components 1 e 2 – C, HAFNER, Pforzheim, Alemanha) foi utilizado para duplicar o troquel em gesso (Vita In-Ceram Special Plaster, Vita Zahnfabrik, Alemanha). A partir disso, uma suspensão cerâmica foi preparada, a barbotina, misturando 38g de pó (Vita In-ceram Zircônia Powder, Vita Zahnfabrik, Alemanha) com 5 ml de líquido (Vita In-Ceram Zircônia Mixing Liquid, Vita Zahnfabrik, Alemanha) e uma gota de aditivo dispersante (Vita In-Ceram Additive, Vita Zahnfabrik, Alemanha) e aplicada ao redor do troquel de gesso com

um pincel. Após a absorção da água da mistura pelo gesso, o corpo verde foi retirado do modelo, os excessos foram removidos com bisturi e a estrutura foi sinterizada no forno InCeram 3 (Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha), conforme ciclo sugerido pelo fabricante (Tabela 2). Após o término do ciclo de sinterização da IE, os procedimentos de infiltração do vidro e remoção dos excessos foram realizados como descrito anteriormente para o grupo IZ-C.

Foi realizada a medida da espessura de todas IE em pontos pré-determinados (mesial, distal, vestibular, lingual, oclusal) utilizando um espessímetro, obtendo-se uma espessura de aproximadamente 0,5 mm.

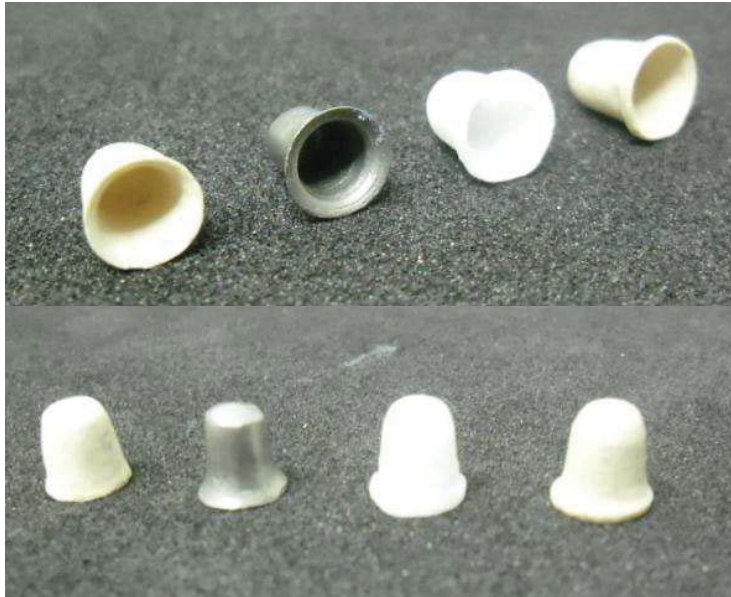
*Tabela 2– Ciclos de sinterização das IE dos grupos YZ-C e IZ-S e ciclo de infiltração de vidro das IE dos grupos IZ-C e IZ-S.*

<b>Etapas</b>	<b>Sinterização YZ-C</b>	<b>Sinterização IZ-S</b>	<b>Infiltração de vidro</b>
Temperatura 1 (°C)	-	120	200
Temperatura 2 (°C)	1530	1180	1140
Tempo de queima na temperatura 1 (min)	-	60	50
Tempo de queima na temperatura 2 (min)	2	120	150
Taxa de aquecimento (°C/min)	25	77	80

### 4.3 Método da Fundição

O modelo de gesso do pilar metálico foi enviado para um laboratório onde a IE metálica em NiCr foi obtida pela técnica de fundição convencional. As IE à base de uma liga de NiCr (Wironia® light, BEGO, Bremer Goldschlägerei Wilh. HerbstGmbH&Co. KG, Bremen, Alemanha) foram produzidas usando a técnica de fundição por cera perdida, seguindo as recomendações do fabricante. O padrão de cera construído sobre o troquel metálico foi incluído em revestimento refratário (Metal Wironia Light, Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil) e a cera eliminada a 840°C em forno convencional. A liga foi fundida a 1350°C com uso de maçarico de gás acetileno e oxigênio e injetada por centrifugação para o interior do anel de revestimento. A IE metálica foi removida do anel de revestimento, limpa dos fragmentos de revestimentos e foi realizado acabamento com brocas diamantadas. Após, a IE metálica foi submetida a um ciclo térmico, de acordo com as recomendações do fabricante da liga, para produzir uma camada superficial de óxidos. Ainda, a IE foi recoberta com uma fina camada de opaco (WASH OPAQUE VITA VM13, Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha) e sinterizada como indicado pelo fabricante.

Na figura 7 pode-se observar a imagem das IE finalizadas dos quatro grupos experimentais, antes do recobrimento com porcelana. As IE foram confeccionadas com uma espessura de aproximadamente 0,5mm.



*Figura 7 – Imagens das IE dos quatro grupos experimentais: IZ-S, MC, YZ-C, IZ-C (da esquerda para direita).*

#### **4.4 Recobrimento com porcelana**

As infraestruturas dos grupos IZ-C e IZ-S foram recobertas com a porcelana VM7, as infraestruturas de YZ-C foram recobertas com porcelana VM9 e as infraestruturas metálicas foram recobertas com porcelana VM13. A mesma cor de porcelana foi utilizada para todos os grupos experimentais, cor 2M2.

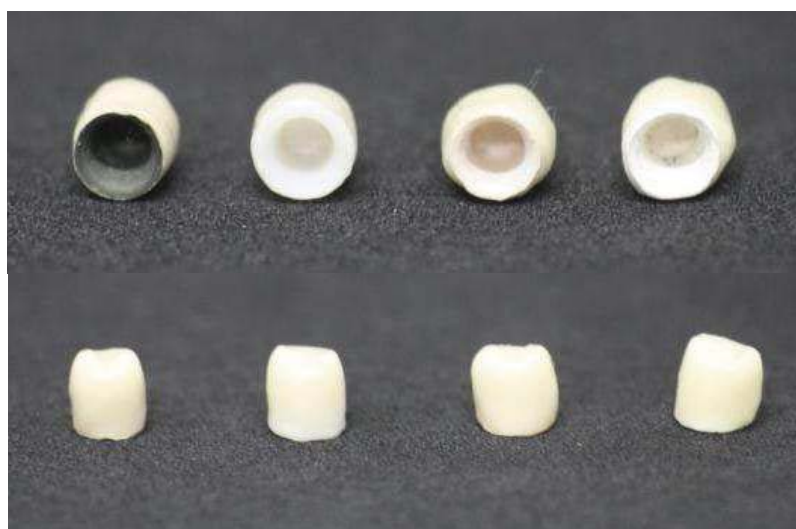
A cobertura das infraestruturas foi realizada por um profissional técnico em prótese dentária. Uma mistura do pó da porcelana com água destilada foi aplicada sobre as infraestruturas com o auxílio de um pincel, formando uma fina camada inicial. O excesso de líquido foi removido com lenço de papel absorvente, e a peça foi levada ao forno Vita Vacumat 40 (Vita Zahnfabrik, Alemanha) para a realização do ciclo de sinterização, de acordo com as recomendações do fabricante para

cada tipo de porcelana (Tabela 3). Após, uma segunda aplicação da porcelana foi realizada, dessa vez em maior espessura, buscando um contorno externo.

A configuração externa das restaurações foi padronizada com a forma de um pré-molar inferior. A espessura final de porcelana com a IE é de, aproximadamente, 1,2 mm nas paredes laterais da coroa, 2,0 mm nas pontas das cúspides vestibular e palatina e de 1,0 mm no centro do sulco oclusal. Foi utilizado um espessímetro para verificar a espessura de porcelana em sete pontos pré-determinados: centro da parede lateral mesial (1), distal (2), vestibular (3) e palatina (4); centro do sulco oclusal (5); ponta da cúspide vestibular (6) e palatina (7). A espessura de porcelana foi uniformizada através do desgaste com ponta de acabamento para cerâmica (Supermax, Edenta). Após, as coroas foram novamente levadas ao forno para realizar o ciclo de glaze. Na tabela 3 encontram-se os ciclos de sinterização de cada tipo de porcelana e o ciclo de glaze. As imagens das coroas finais recobertas com porcelana estão na Figura 8.

*Tabela 3– Ciclos de sinterização das porcelanas VM7, VM9 e VM13 e ciclo de glaze.*

	VM7 e VM9	VM13	Glaze
<b>Tempo de secagem (min.)</b>	6	6	-
<b>Vácuo (mmHg)</b>	29	29	-
<b>Temperatura inicial (°C)</b>	500	500	500
<b>Temperatura máxima (°C)</b>	910	880	900
<b>Temperatura de desligamento do vácuo (°C)</b>	910	880	-
<b>Tempo de queima sem vácuo</b>	1	1	1
<b>Taxa de aquecimento (°C/min.)</b>	55	55	80
<b>Tempo de resfriamento (min.)</b>	6	6	6

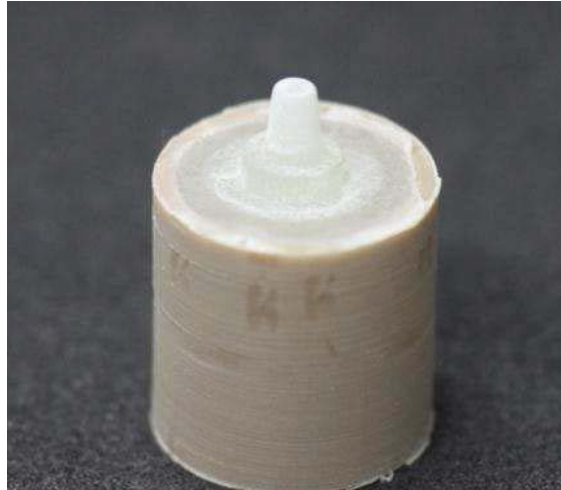


*Figura 8– Coroas finais dos quatro grupos experimentais: MC, YZ-C, IZ-S, IZ-C (da esquerda para direita).*



#### 4.5 Cimentação

Foram fabricados quarenta modelos duplicados, a partir do modelo metálico do pilar, utilizando um material de resina epóxica reforçada por fibras de vidro com alto conteúdo de carga (G10, Via de Products Inc). A duplicação dos modelos foi realizada através da usinagem em torno mecânico de cilindros de G10 nas dimensões do preparo metálico original, realizada na Faculdade de Engenharia da Universidade de Passo Fundo. Foi realizado um acabamento com lixa dos pilares para evitar ângulos agudos após a usinagem. Os modelos de resina (pilares) foram incluídos com resina acrílica em cilindros de PVC para permitir o posicionamento do corpo-de-prova na máquina de ensaios (Figura 9)



*Figura 9– Imagem do pilar em G10 incluído com resina acrílica em um cilindro de PVC.*

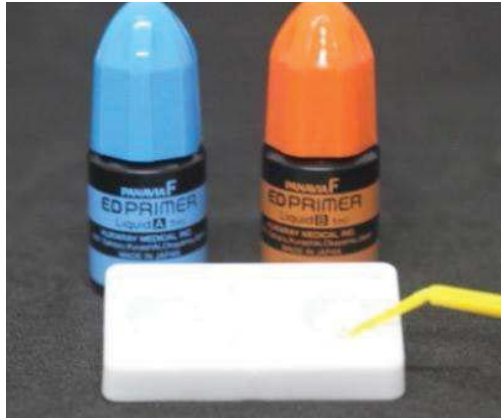
As coroas foram cimentadas sobre os pilares de resina utilizando um cimento resinoso dual à base de MDP (PANAVIA F, Kuraray, Japão). Antes da cimentação as coroas foram limpas através da imersão em álcool 70% por 3 minutos, para a remoção de resíduos superficiais. O tratamento efetuado no pilar de resina (G10) seguiu as orientações de Kelly et al. (2010). Primeiramente foi aplicado sobre o pilar ácido fluorídrico 10% (Condac Porcelana, FGM - Brasil), por um minuto, e removido com jato de ar-água por 30 s (Figura 10). Depois foi aplicado um agente de união silano (Silano Agente de União, Angelus - Brasil) e deixado evaporar por 1 min (Figura 11). Seguiu-se a aplicação do adesivo ED Primer A+B (Kuraray, Japão) sobre o preparo, como preconizado pelo fabricante do cimento resinoso utilizado (Figura 12). Após finalizado o tratamento do pilar de resina, foi aplicado o cimento resinoso Panavia F no interior das coroas (Figura 13). Não foi realizado nenhum tratamento de superfície nas IE. A coroa foi levada até o preparo, e uma carga de cimentação de 2 kg foi aplicada na superfície oclusal do conjunto durante 1 minuto, utilizando um dispositivo de cimentação, e os excessos de cimento foram removidos com pontas aplicadoras microbrush. O cimento foi então fotopolimerizado (Radium-cal LED curing light, SDI, Victoria, Austrália) por 40 segundos, sendo 20 segundos em uma face, e 20 segundos na face oposta. As coroas foram armazenadas em água destilada a temperatura ambiente durante 24 horas até os ensaios mecânicos.



*Figura 10– Pilar de G10 sendo condicionado com ácido fluorídrico.*



*Figura 11– Imagem do pilar de G10 recebendo aplicação do agente silano.*



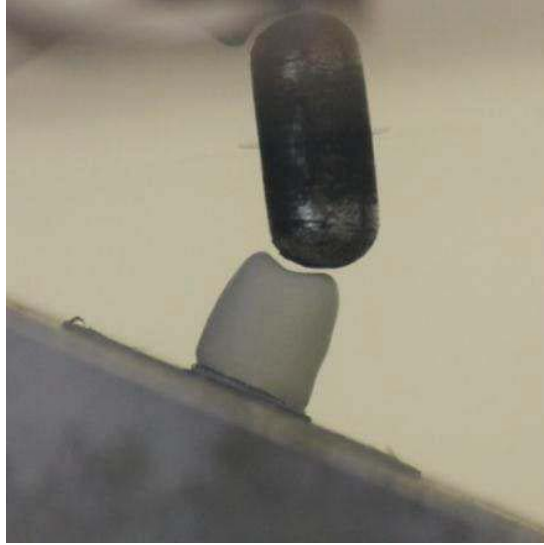
*Figura 12– Adesivo sendo misturado para posterior aplicação sobre o pilar.*



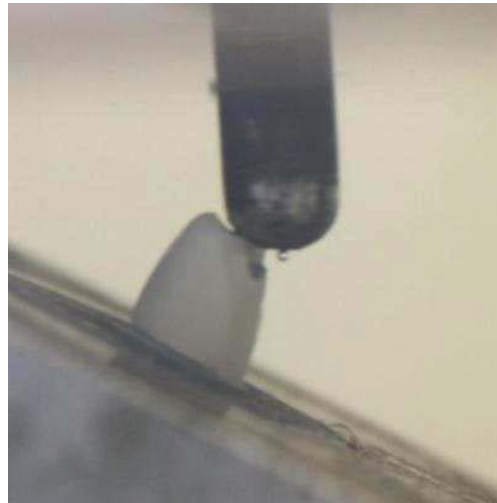
*Figura 13– Cimento resinoso sendo espatulado antes da inserção no interior da coroa.*

#### **4.6 Ensaio Mecânico**

As coroas foram levadas a Máquina Universal de Ensaios (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) dentro de um recipiente de vidro, contendo água a 37°. A carga foi aplicada com um pistão esférico de 6 mm de diâmetro de aço inoxidável numa angulação de 30° e uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura (Figuras 14 e 15).



*Figura 14– Corpo de prova posicionado na máquina de ensaio.*



*Figura 15– Corpo de prova fraturado após o ensaio.*

#### **4.7 Fractografia**

Após a fratura, as coroas foram analisadas no estereomicroscópio (Série ZTX ZOOM, Instrumento ótico Co. de Nigbo Wason Ltda., Nigbo/Zhejiang, China) para verificar o tipo de fratura macroscópica e

procurar por marcas características da propagação da falha na superfície de fratura.

Duas coroas de cada grupo foram selecionadas aleatoriamente para análise em microscópio eletrônico de varredura (MEV) (Superscan SSX-550, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão), realizada no Laboratório de Metalurgia Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (LAMEF - UFRGS). Essas coroas foram imersas em álcool 70% e levadas a um ultrassom por 5 minutos para realizar a limpeza. Para a análise em MEV as amostras foram recobertas com ouro. Inicialmente foi feita uma imagem em menor aumento da superfície de fratura para guiar o mapeamento de área de interesse, que foram, posteriormente, analisadas com um maior aumento, com o objetivo de localizar marcas e a origem da fratura, seguindo os princípios da fractografia (MECHOLSKY, 1995; QUINN, 2007; BORBA, 2010).

#### **4.8 Análise Estatística**

Os dados de carga de fratura foram submetidos a análise de variância (ANOVA) de um fator, considerando que os mesmos passaram pelos requisitos de normalidade e homocedasticidade. As diferenças foram analisadas com teste de Student-Newman-Keuls com um nível de significância de 5%. Foi realizado o teste Qui-quadrado para verificar a associação entre os tipos de fratura e o material de IE ( $\alpha=0,05$ ).

## 5 RESULTADOS

Duas coroas foram perdidas por falhas metodológicas, então foram analisados os resultados de 10 corpos-de-prova dos grupos MC e IZ-C e nove corpos-de-prova dos grupos IZ-S e YZ-C.

Foi encontrada diferença estatística entre os grupos experimentais ( $p=0,022$ ). O grupo MC apresentou a maior média de carga de fratura, sendo estatisticamente semelhante ao grupo YZ-C e diferente dos grupos IZ-C e IZ-S. Não foi observada diferença estatística entre os grupos YZ-C, IZ-C e IZ-S. Os resultados de média, desvio padrão, mínima, máxima e coeficiente de variação dos grupos testados se encontram na Tabela 4.

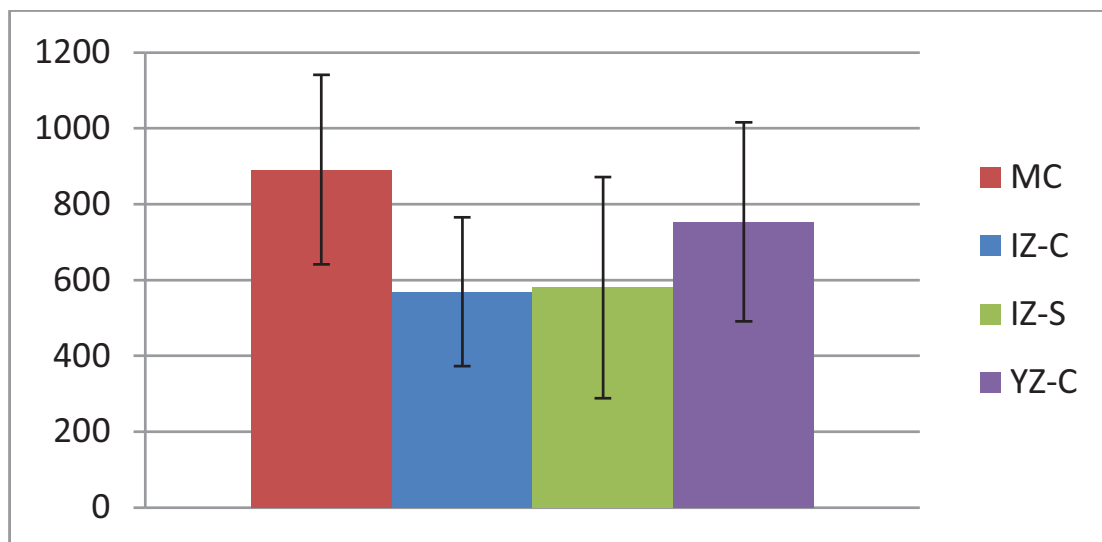
*Tabela 4 – Valores de média, desvio padrão (DP), mínima (Min), máxima (Max) e coeficiente de variação (CV em %) dos grupos experimentais (N).*

<b>Grupos</b>	<b>n*</b>	<b>Média**</b>	<b>DP</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>	<b>CV</b>
<b>MC</b>	10	891,1 a	249,4	443,4	1313,0	28%
<b>IZ-C</b>	10	569,0 b	196,2	357,7	1035,0	34%
<b>IZ-S</b>	9	580,2 b	291,3	283,5	1187,0	50%
<b>YZ-C</b>	9	753,2 ab	262,8	477,5	1251,0	36%

\*n é o tamanho da amostra

\*\*Médias acompanhadas por letras iguais na coluna não apresentam diferença estatística ( $p>0,05$ )

Na Figura 16 é possível visualizar os dados de carga de fratura para os grupos experimentais.



*Figura 16– Gráfico com os dados de carga de fratura (N) para os grupos experimentais.*

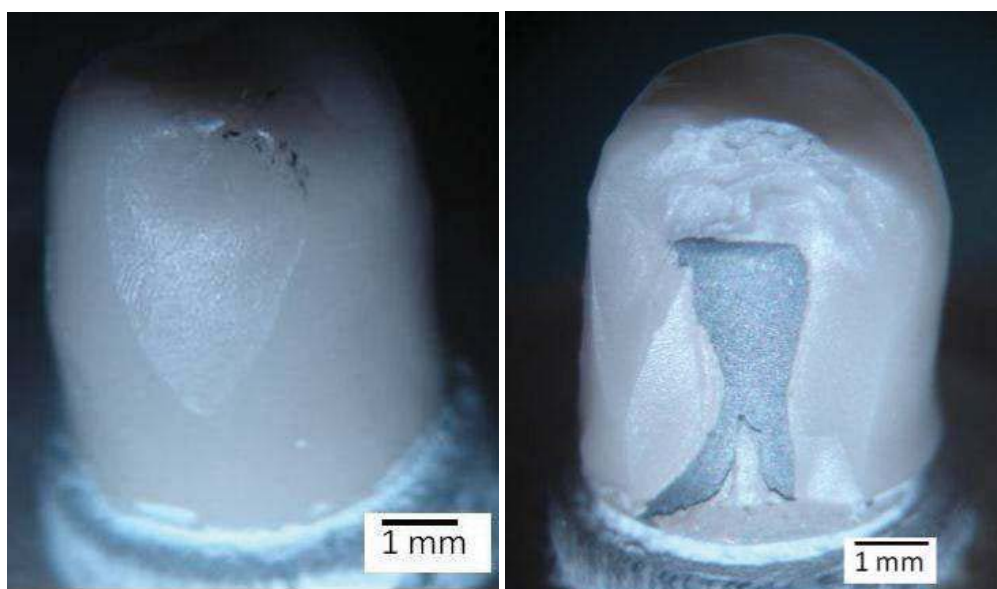
O padrão de fratura de todas as coroas foi analisado inicialmente com o auxílio de um estereomicroscópio. O padrão de fratura macroscópica foi classificado em três tipos: (1) fratura da IE; (2) lascamento da porcelana de cobertura sem exposição da IE e (3) lascamento da porcelana de cobertura com exposição de IE (delaminação). A frequência de cada tipo de fratura macroscópica para cada grupo experimental está descrita na Tabela 5. Foi encontrada relação significativa entre o tipo de material de IE e o modo de fratura, através do teste Qui-quadrado ( $p < 0,001$ ). Pode-se observar que não houve fratura de IE para as coroas dos grupos MC e a YZ-C. Todos os grupos apresentaram lascamento da porcelana, com ou sem exposição da IE. O grupo MC apresentou, como modo de fratura mais frequente, a



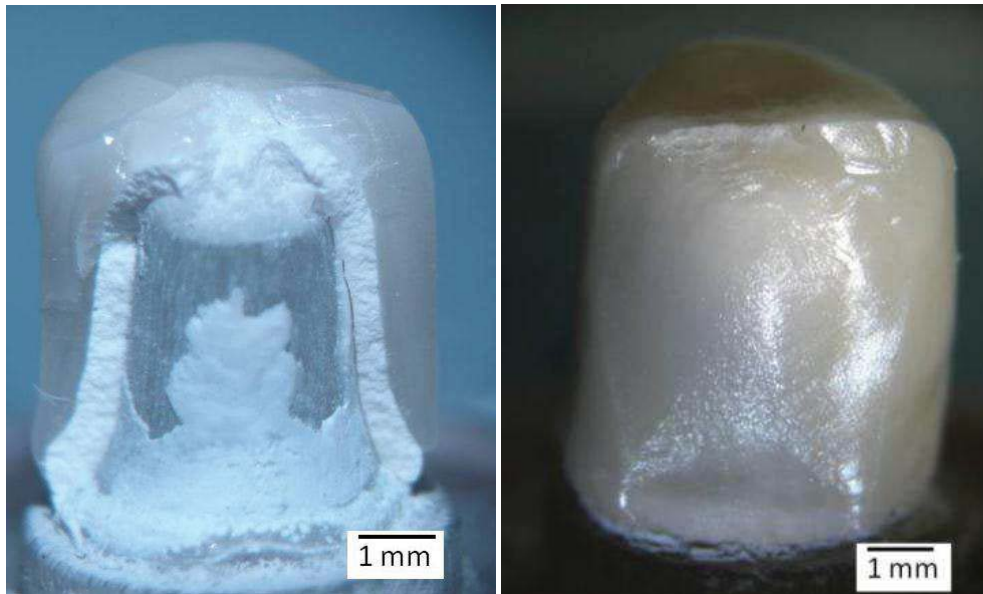
delaminação. Os tipos de fratura observados para cada grupo também estão representados nas Figuras 17, 18, 19 e 20.

*Tabela 5 – Frequência de cada tipo de fratura macroscópica para os grupos experimentais.*

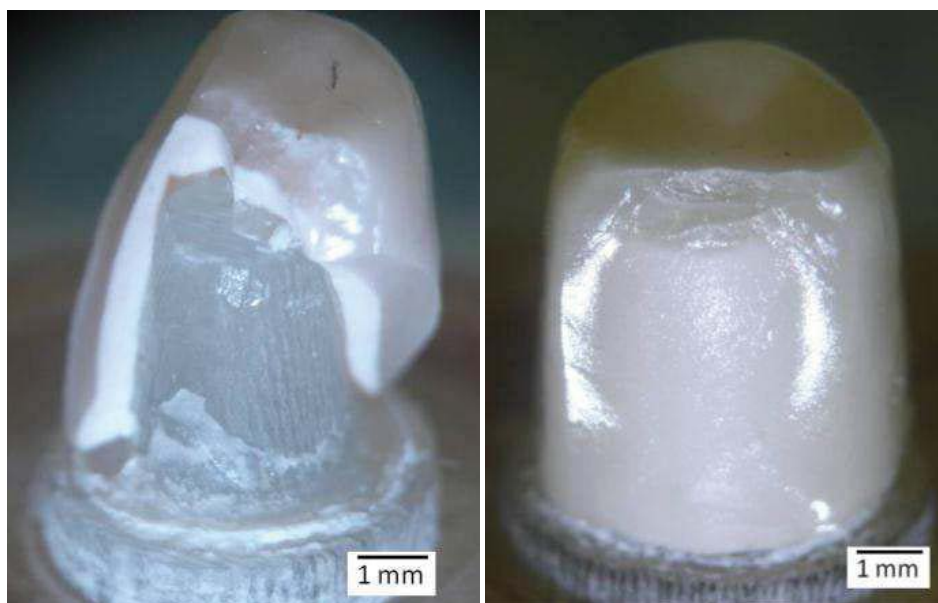
<b>GRUPOS</b>	<b>Fratura de IE</b>	<b>Lascamento sem exposição de IE</b>	<b>Lascamento com exposição de IE</b>
<b>MC</b>	0 (0%)	1 (10%)	9 (90%)
<b>IZ-C</b>	5 (50%)	5 (50%)	0 (0%)
<b>IZ-S</b>	3 (33%)	5 (56%)	1 (11%)
<b>YZ-C</b>	0 (0%)	9 (100%)	0 (0%)



*Figura 17– Tipos de fratura macroscópica observadas para o grupo MC: à esquerda: lascamento da porcelana sem exposição da IE; à direita: lascamento da porcelana com exposição da IE.*



*Figura 18– Tipos de fratura macroscópica observadas para o grupo IZ-C: à esquerda fratura da IE; à direita lascamento da porcelana sem exposição da IE.*

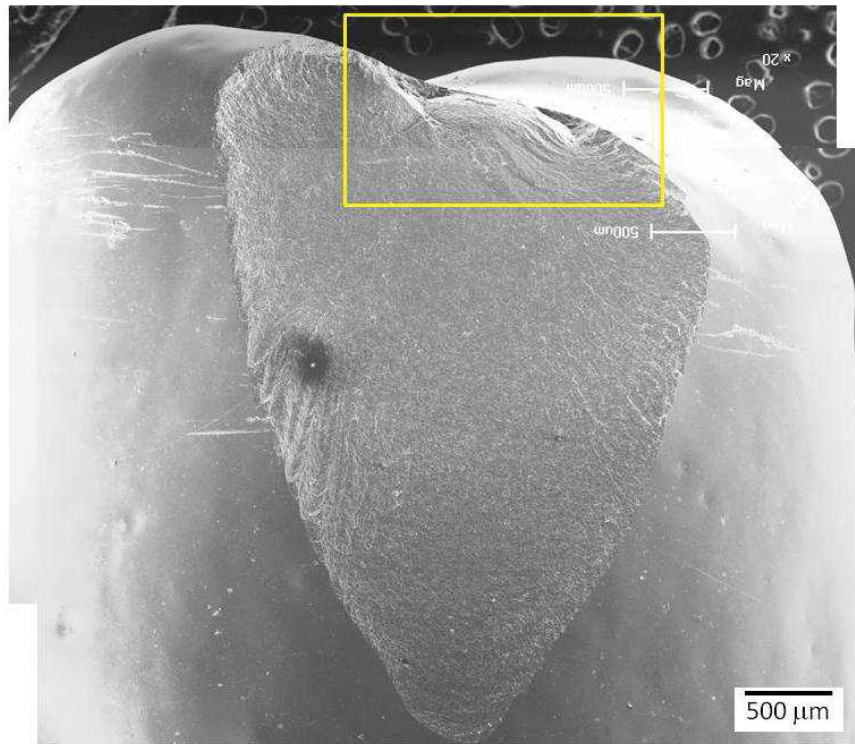


*Figura 19– Tipos de fratura macroscópica observadas para o grupo IZ-S: à esquerda fratura da IE; à direita lascamento da porcelana sem exposição da IE.*

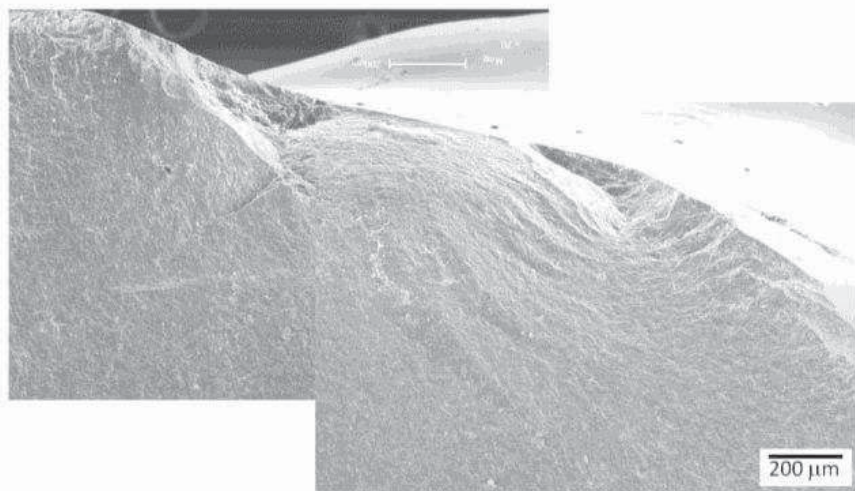


*Figura 20– Tipo de fratura macroscópica observadas para o grupo YZ-C: lascamento da porcelana sem exposição da IE.*

Duas coroas de cada grupo foram levadas ao MEV para investigar a origem da fratura. Nos casos de lascamento, a fratura teve origem na superfície oclusal, na área de contato entre o pistão e a porcelana, e se propagou em direção cervical, na forma de um cone (*cone crack*) envolvendo apenas a camada de porcelana ou chegando à interface e expondo a IE sem causar a fratura da mesma. As Figuras 21 e 22, mostram a imagem em MEV de um lascamento da porcelana de uma coroa do grupo MC. Na figura 21 tem-se a visão geral da superfície de fratura; na figura 22 vê-se a imagem ampliada da região delimitada em amarelo na figura 21, evidenciando o dano causado pelo contato do pistão com a porcelana, sem exposição da IE.



*Figura 21– Visão geral da superfície de fratura.*

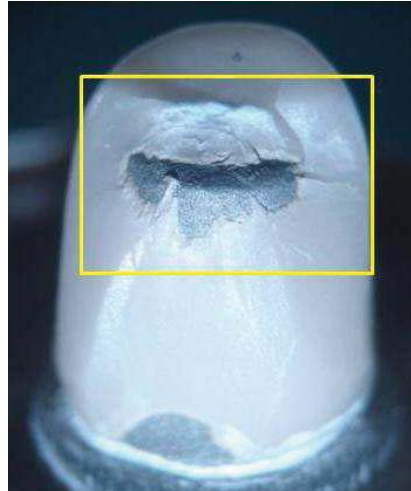


*Figura 22– Imagem ampliada da região delimitada em amarelo na figura anterior, evidenciando o dano de contato*

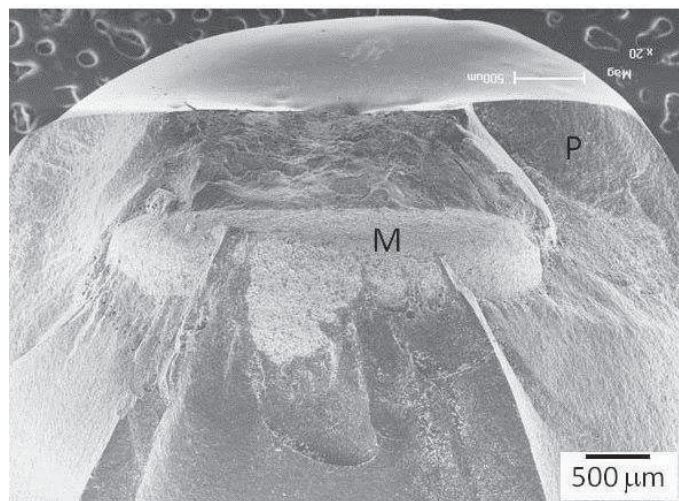
Na Figura 23 é possível visualizar a imagem de estereomicroscópio da superfície fraturada de uma coroa do grupo MC que apresentou lascamento da porcelana (P) com exposição da IE de



metal (M). Na Figura 24 a imagem de MEV da região marcada em amarelo na figura 23.



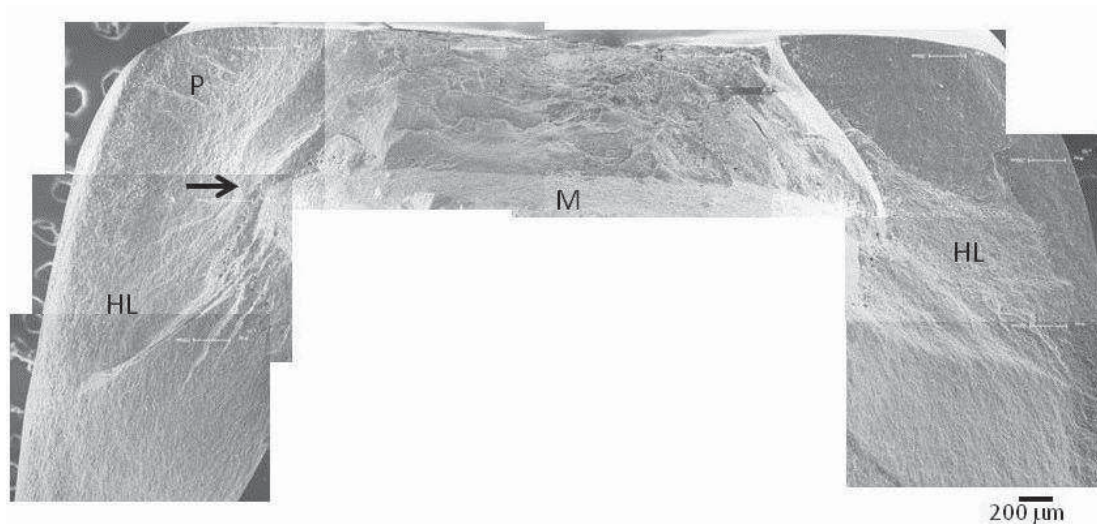
*Figura 23 – - Imagem da fratura de uma coroa do grupo MC.*



*Figura 24– Imagem de MEV da região marcada em amarelo na figura 23.*

A Figura 25 mostra o mapeamento da região oclusal evidenciada na figura 24: *hackle lines* (HL) apontam para a origem da fratura na zona de contato entre o pistão e a porcelana (P). A seta preta mostra uma

região com grande quantidade de poros na porcelana adjacente a IE metálica.

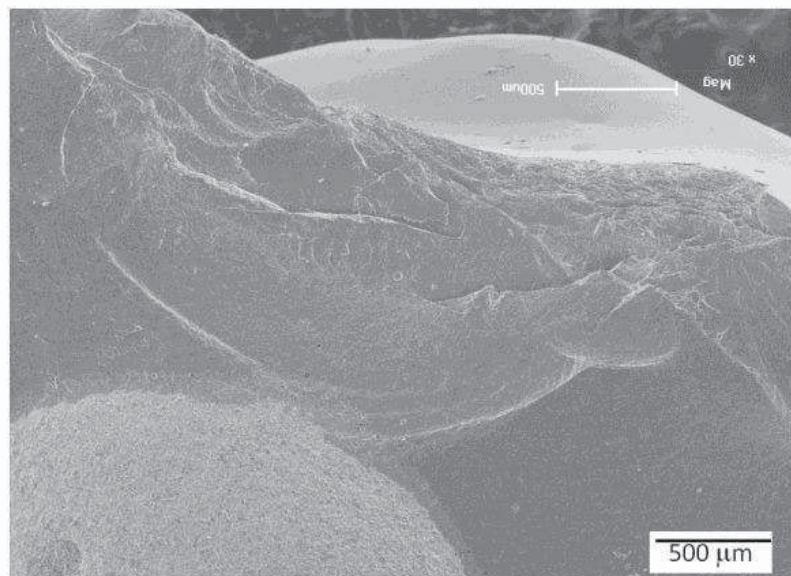


*Figura 25– Mapeamento da região oclusal da coroa das figuras 23 e 24.*

As Figuras 26 e 27 mostram uma coroa do grupo MC que apresentou extensa exposição da IE metálica. Já nas figuras 28 e 29 é possível visualizar uma exposição muito pequena da IE de In-Ceram Zircônia (grupo IZ-S).

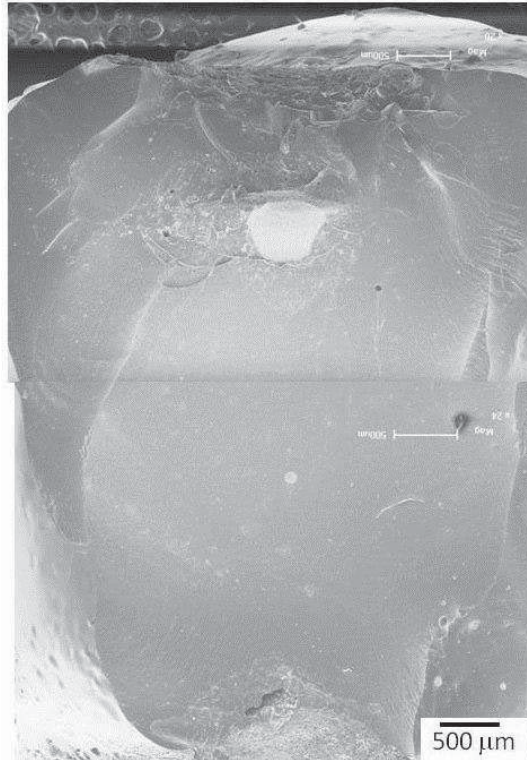


*Figura 26– Imagem de MEV da superfície fraturada de uma coroa do grupo MC que apresentou lascamento da porcelana com exposição da IE de metal.*

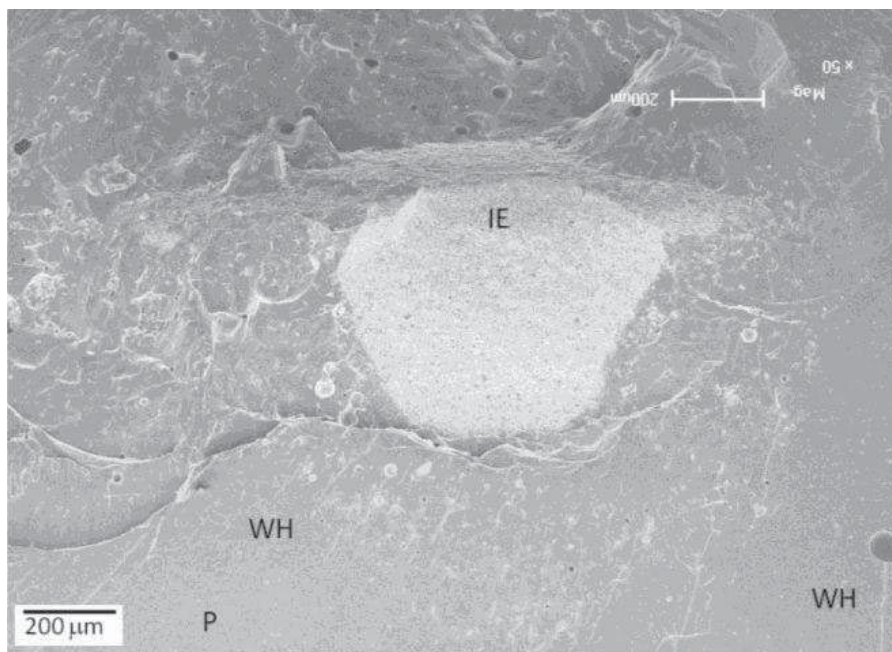


*Figura 27– Imagem de MEV da região marcada em amarelo na figura 26.*





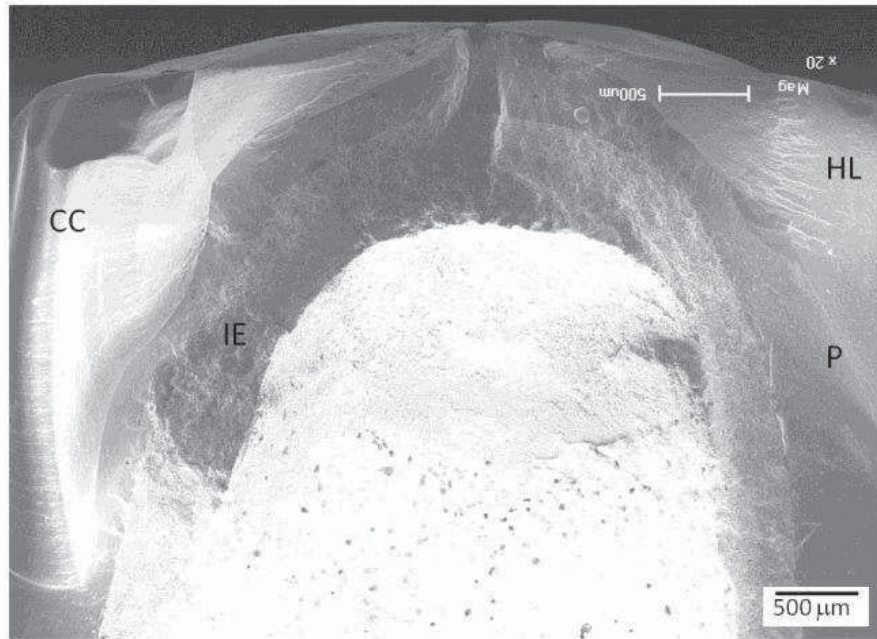
*Figura 28– Imagem de MEV da superfície fraturada de uma coroa do grupo IZ-S que apresentou lascamento da porcelana (P) com exposição da IE cerâmica.*



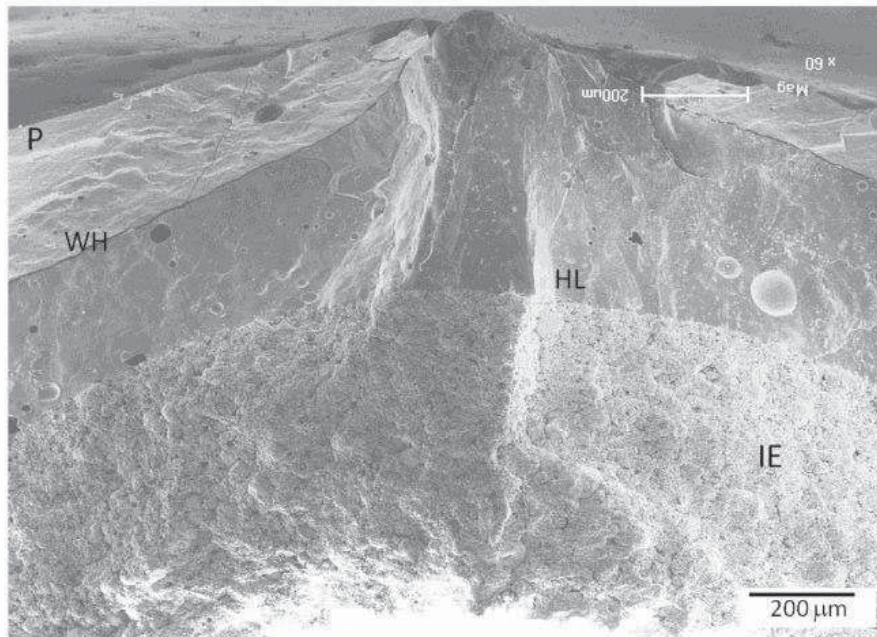
*Figura 29– Imagem de MEV da região da IE exposta: observa-se a presença de wake hackles (WH).*



Em alguns casos, o dano de contato oclusal causou a fratura da camada de porcelana e da IE (grupos IZ-S e IZ-C), como pode ser visualizado nas Figuras 30 e 31.



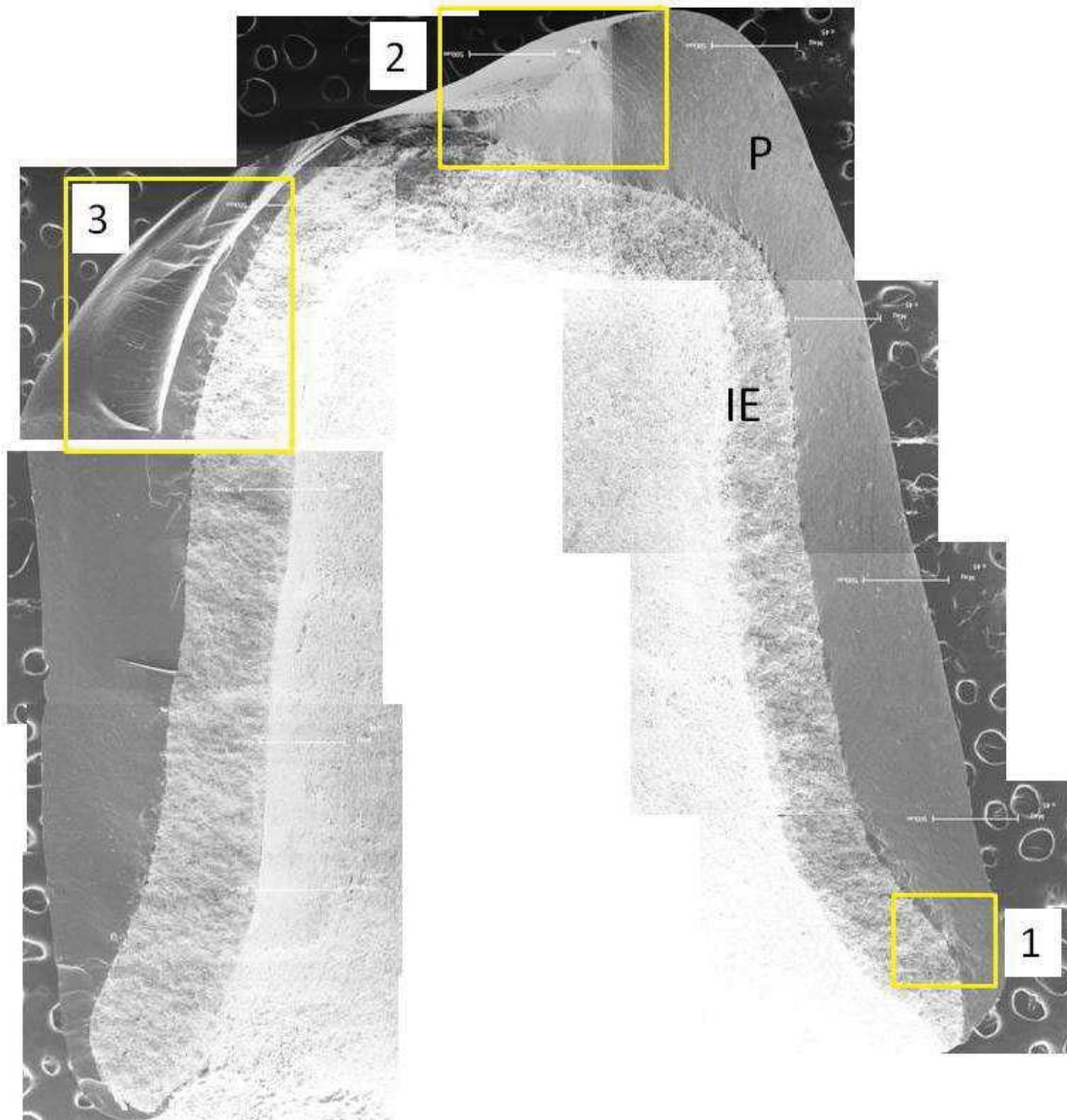
*Figura 30– Imagem de MEV da superfície fraturada de uma coroa do grupo IZ-C que apresentou fratura da IE. Nota-se a presença de uma compression curl (CC).*



*Figura 31– Imagem ampliada da origem da fratura.*

Na Figura 31 observa-se *hackle lines* (HL) e *wake hackles* (WH) indicando a zona de contato do pistão com a porcelana (P) como a origem.

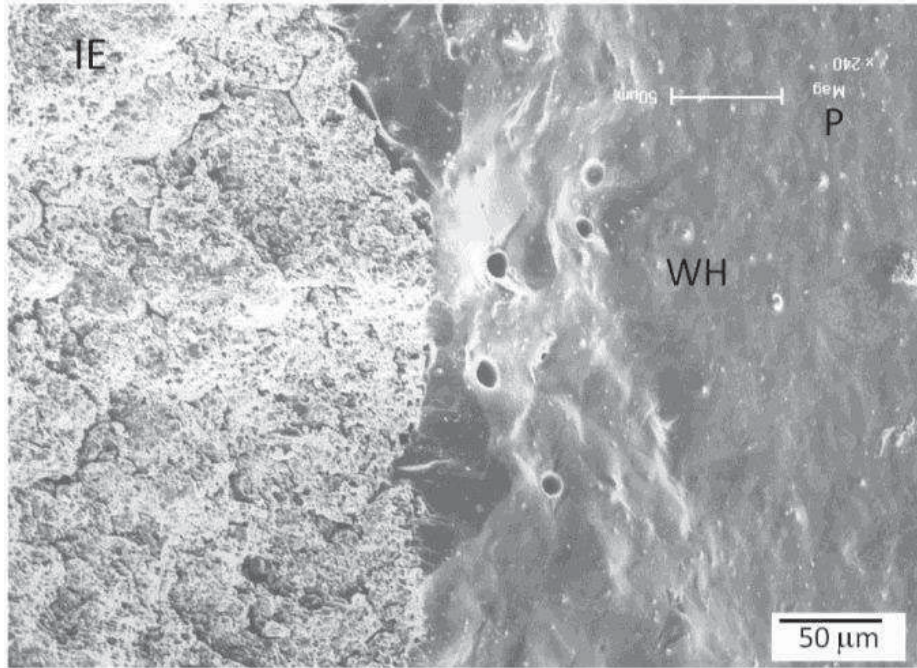
Porém, também foram encontradas coroas com duas origens de falha (grupos IZ-S e IZ-C). Um primeiro evento, com origem na superfície oclusal levou à falha da camada de porcelana e, um segundo evento, com origem na superfície interna do material de IE causou a fratura desta. A Figura 32 mostra o mapeamento da superfície de fratura de uma coroa do grupo IZ-C que apresentou fratura da IE. Foram localizadas três zonas de interesse, como possíveis origens da fratura, marcadas em amarelo. Após uma minuciosa análise foi encontrada a origem da fratura na superfície interna da IE, localizada na zona 3 da Figura 32, como pode ser observado com maior detalhes na Figura 35.



*Figura 32– Mapeamento da superfície de fratura de uma coroa do grupo IZ-C que apresentou fratura da IE.*

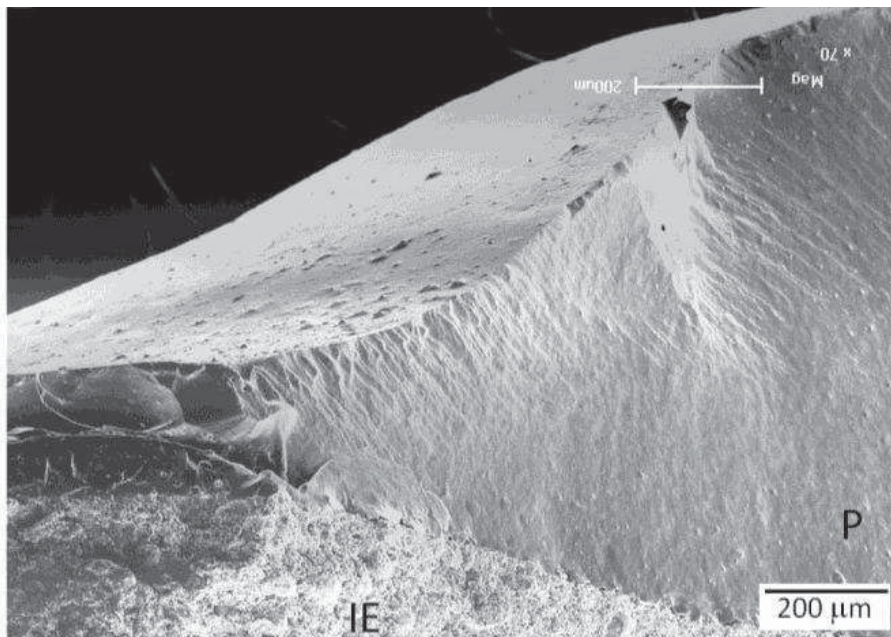
Na figura 33 observa-se *wake hackles* (WH) apontando para a interface entre IE e porcelana (P).





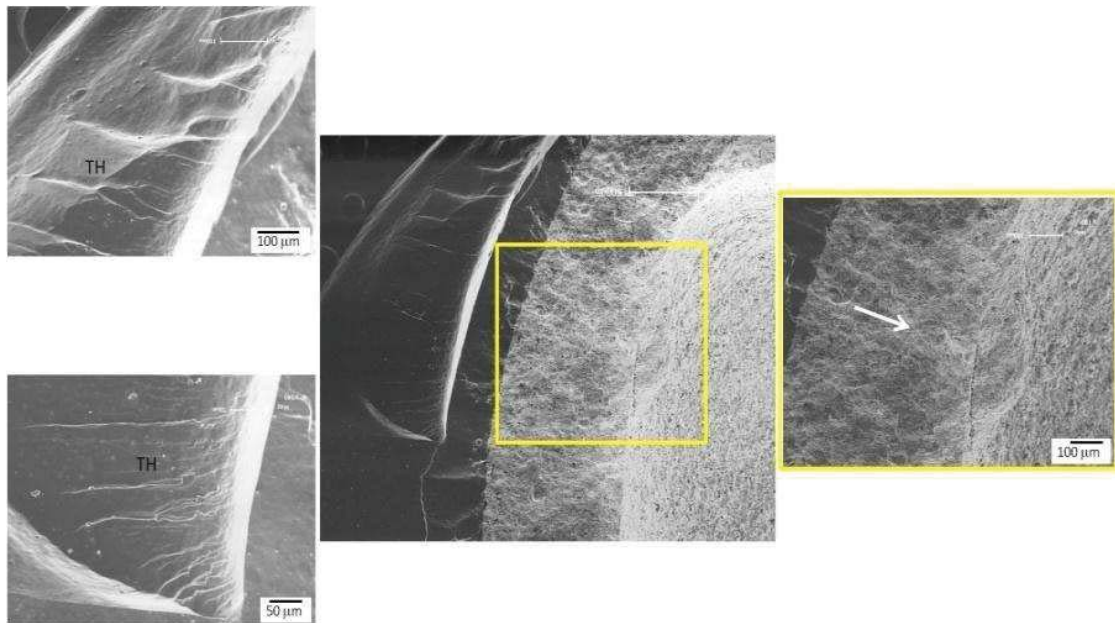
*Figura 33– Imagem da zona 1, próxima à margem da coroa.*

Na Figura 34, imagem da zona dois, na região oclusal da coroa, onde se observa um dano de contato na porcelana que não parece se propagar até a IE.



*Figura 34– Imagem da zona dois, na região oclusal da coroa.*

A Figura 35 mostra a imagem da zona três, na região lateral da coroa. Observa-se uma *compression curl* (CC) e *twist hackles* (TH) na camada de porcelana. *Wake hackles* (WH) e *hackle lines* (HL) indicam a origem do defeito crítico na superfície interna da IE, apontado pela seta branca.



*Figura 35 – Imagem da zona três, na região lateral da coroa.*



## 6 DISCUSSÃO

### 6.1 Metodologia

Para que os resultados de testes *in vitro* possam ser extrapolados para a situação clínica, os corpos-de-prova devem ter a mesma configuração das restaurações dentárias e a metodologia de teste deve simular a situação na qual esta restauração está submetida na cavidade oral, de forma que seja possível reproduzir o comportamento de fratura clínica das restaurações. A abordagem escolhida no presente estudo levou em conta esses fatores para o desenho e fabricação dos corpos-de-prova em forma de coroa protética e para o desenvolvimento da metodologia de teste. Os corpos-de-prova foram fabricados de forma padronizada, mas respeitando todos os passos de confecção de uma coroa protética, de acordo com o tipo de técnica (CAD-CAM, *slip-cast* ou fundição) e material escolhido (Y-TZP, In-Ceram Zircônia ou metal).

Para a realização de testes de carga de fratura, é necessária a utilização de um pilar para o assentamento das coroas. O material utilizado para a confecção desse pilar varia muito na literatura. Autores como Sundh *et al.* (2005) e Shirakura *et al.* (2009) utilizaram pilar metálico em aço inoxidável. Já Oliveira *et al.* (2010) realizaram testes sob pilares para implante. Outro material utilizado como pilar são as

resinas compostas, as quais apresentam o módulo de elasticidade próximo à dentina (NEIVA *et al.*, 1998; PALLIS *et al.*, 2004; VULT VON STEYERN *et al.*, 2006; ABOUSHELIB *et al.*, 2007; FAHMY *et al.*, 2011; KOKUBO *et al.*, 2011). Estudos também utilizam dentes humanos (ATTIA e KERN, 2004; ATTIA, 2010; SENYILMAZ *et al.*, 2010) e dentes bovinos (BORGES *et al.*, 2009) justificando que, dessa forma, seria simulada uma realidade mais próxima ao que será encontrado na boca. Segundo Rosentrit *et al.* (2005), o tipo de material de pilar têm influência nos valores de carga de fratura de restaurações cerâmicas. Os autores utilizaram como pilares, para um teste mecânico, dentes humanos e materiais como polímero e liga metálica. Observaram que a maior redução nos valores de carga de fratura foi observada quando pilares dentários à base de polímero foram utilizados. Concluíram que o uso de um pilar metálico pode superestimar o comportamento mecânico das restaurações protéticas.

O material utilizado no presente estudo para a confecção dos pilares foi uma resina reforçada com fibra de vidro considerada análoga à dentina (G10) devido ao seu módulo de elasticidade (18,6 MPa). Esse material foi preconizado por Kelly *et al.* (2010) em um estudo realizado a fim de desenvolver um teste *in vitro* para coroas cerâmicas unitárias que simulasse os mecanismos de falha e o estado de tensão observados clinicamente. Em tal estudo, os autores investigaram a associação entre os tipos de falhas observadas *in vitro* e o substrato à que a restauração está aderida e o tipo de aplicador de carga. Para a eleição do substrato, realizou-se um estudo preliminar, comparando as propriedades elásticas e a resistência adesiva de uma dentina humana e a resina G10. Por tratar-se de dois materiais anisotrópicos, as propriedades elásticas foram



obtidas por indentação com esferas de tungstênio, enquanto a resistência adesiva foi mensurada utilizando um teste de cisalhamento. O tratamento de superfície da resina G10, prévio a cimentação, constituiu em condicionamento com ácido hidrofluorídrico e aplicação de um agente silano. Os autores relataram grande similaridade entre a resina G10 e a dentina, tanto no comportamento elástico como na união, o que levou à utilização dessa resina como material de suporte da cerâmica no experimento e justifica o uso deste material no presente estudo.

O material do pilar é importante não apenas porque deve simular o comportamento mecânico do elemento dental, mas também porque deve ser compatível com o material e técnica de cimentação. Para a cimentação das coroas sobre os pilares utilizados nas pesquisas, encontram-se diversos tipos de cimentos. Quando o pilar é metálico, Sundh *et al.* preconizam a utilização de cimento de fosfato de zinco. Por outro lado, estudo de Shirakura *et al.* (2009) utilizaram cimento resinoso. Para os pilares em dentina humana ou bovina, o cimento preferencialmente utilizado é o resinoso (BORGES *et al.*, 2009; ÇEHRELI *et al.*, 2009; TSITROU *et al.*, 2010; SENYILMAZ *et al.*, 2010; ATTIA *et al.*, 2010), que também é utilizado quando o pilar é em resina composta (NEIVA *et al.*, 1998; PALLIS *et al.*, 2004; ABOUSHELIB *et al.*, 2007; KOKUBO *et al.*, 2011). Na literatura, também se encontram pilares à base de resina com cimentação em fosfato de zinco (VULT VON STEYERN *et al.*, 2006) e em ionômero de vidro (FAHMY *et al.*, 2011). No presente estudo, optou-se por realizar a cimentação com cimento resinoso à base de MDP que possui a capacidade de se unir quimicamente com óxidos metálicos. Essa característica permite que o MDP seja utilizado para melhorar a adesão

de superfícies cerâmicas que apresentam, por exemplo, zircônia na sua composição, visto que o zircônio é um elemento químico da família dos metais. (DELLA BONA, 2009). Dessa forma, o MDP age sobre os óxidos metálicos presentes na superfície da cerâmica, promovendo união entre o material resinoso e a estrutura cerâmica, simulando a situação clínica e não necessitando de tratamento de superfície prévio. Além disso, foram seguidas as recomendações de Kelly *et al.* (2010) para a cimentação sobre o pilar de resina G10.

Na realização de teste de carga de fratura é utilizada uma máquina de ensaio onde existe um pistão que irá aplicar a força sobre o corpo-de-prova até a sua fratura. O tamanho e material deste pistão devem ser selecionados com base na situação clínica que se pretende simular. Entretanto, não existe uma padronização nos estudos. Em geral, os pesquisadores utilizam um pistão metálico com forma cilíndrica ou esférica e o diâmetro varia de 2 a 10 mm (NEIVA *et al.*, 1998; ATTIA e KERN, 2004; SUNDH *et al.*, 2005; VULT VON STEYERN *et al.*, 2006; ABOUSHELIB *et al.*, 2007; ZHANG *et al.*, 2009; BORGES *et al.*, 2009; SHIRAKURA *et al.*, 2009; TSITROU *et al.*, 2010; OLIVEIRA *et al.*, 2010; FAHMY *et al.*, 2011; KOKUBO *et al.*, 2011).

Estudos observaram influência significativa do tipo de pistão no comportamento de fratura de restaurações protéticas. (ROSENTTRIT *et al.*, 2005; KELLY *et al.*, 2010). Quando comparado o uso de um pistão metálico com o uso de dente humano, foi observado que o uso de dente humano como antagonista diminuiu a carga de fratura de PPFs (ROSENTTRIT *et al.*, 2005). Kelly *et al.* (2010) observaram que falhas em forma de cone (*cone cracks*), que não são relatadas frequentemente na clínica, ocorreram mais frequentemente quando pistões de aço

inoxidável foram utilizados (quando cargas acima de 400 N foram aplicadas), porém raramente apareceram quando o material do pistão foi alumínio e não foram encontradas com pistões de resina G10. Os autores utilizaram um pistão com raio de curvatura de 0,5 m, simulando uma esfera de 1 m de diâmetro para eliminar o carregamento produzido pelos ângulos (limites) de um pistão plano, justificando que a criação de facetas de contato com diâmetro grande pode aumentar a durabilidade das restaurações. O tipo de pistão utilizado no presente estudo foi baseado em um trabalho de Sundh *et al.* (2005), que preconiza o uso de um pistão esférico de aço inoxidável com 6 mm de diâmetro. Não foi utilizado um pistão de G10, porque no estudo de Kelly *et al.* (2010) relatou-se que esse pistão poderia ser utilizado para carregamentos até 1200 N e não era possível prever, no presente estudo, se a carga de fratura dos corpos-de-prova excederiam ou não esse valor limite.

A direção da força compressiva também varia nos diferentes estudos. A força utilizada nos testes de fratura geralmente são no sentido do longo eixo das coroas (NEIVA *et al.*, 1998; PALLIS *et al.*, 2004; BORGES *et al.*, 2009; ATTIA, 2010; OLIVEIRA *et al.*, 2010; SENYILMAZ *et al.*, 2010; TSITROU *et al.*, 2010; FAHMY *et al.*, 2011; KOKUBO *et al.*, 2011). Já Kokubo *et al.* (2011) compararam a carga de fratura de coroas testadas com a carga aplicada no sentido do longo eixo da mesma e com uma angulação de 45° e encontraram valores maiores de carga de fratura, quando a força foi aplicada no sentido do longo eixo. Em ambos os grupos não houve fratura da infraestrutura, apenas da camada de recobrimento. Shirakura *et al.* (2009) realizaram testes em coroas de dentes anteriores aplicando a força na lingual das mesmas, e Vult Von Steyern *et al.* (2006) utilizaram uma leve inclinação de 10°.

A mastigação é um fenômeno complexo. Um ciclo mastigatório pode ser visualizado como uma esfera em contato com a ponta da vertente triturante de uma cúspide, deslizando no sentido da fossa central e levantando. Então, sugere-se que uma carga compressiva aplicada por uma esfera com uma angulação de 30° poderia simular o carregamento não-axial que ocorre nos dentes posteriores durante a mastigação (KIM *et al.*, 2008). No presente estudo, a força foi aplicada com uma angulação de 30° para simular de forma mais adequada a situação clínica de carregamento oclusal dos dentes posteriores e também com o objetivo de criar situações de lascamento. Os testes de carga de fratura de coroas são criticados por produzirem modos de falha que nem sempre são relatados na literatura para os casos clínicos (KELLY *et al.*, 2010). Nesse sentido, buscou-se produzir um carregamento oclusal que induzisse as tensões complexas que dão origem aos lascamentos, reportados com frequência nos estudos clínicos (SUAREZ *et al.*, 2004; SAILER *et al.*, 2007; MOLIN e KARLSSON, 2008; TINSCHERT *et al.*, 2008; DELLA BONA e KELLY, 2008).

Ainda, com o objetivo de simular lascamentos clínicos, optou-se por construir os corpos-de-prova com anatomia oclusal. Foi utilizada uma anatomia simplificada de um pré-molar inferior. Um estudo realizou uma série de previsões com base em testes mecânicos e soluções analíticas e se estimou que o valor seguro para o ângulo entre as cúspides de um pré-molar, no caso de uma porcelana com valor de tenacidade à fratura de aproximadamente  $0,7 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ , seria de, no mínimo, 75°. O ângulo entre cúspides pode ser mais agudo conforme aumenta o valor de tenacidade à fratura do material utilizado. (SORNSWAN e SWAIN, 2011). Nesse estudo, o ângulo entre as

cúspides foi de aproximadamente 85°, levando em consideração que as porcelanas utilizadas apresentam tenacidade à fratura em torno de 0,7 MPa.m<sup>1/2</sup>. (BORBA *et al.*, 2011a).

## 6.2. Comportamento de fratura

Apesar do grande desenvolvimento das cerâmicas odontológicas, o padrão ouro para as restaurações protéticas ainda é o sistema metalo-cerâmico. Isso porque, segundo a literatura, as coroas com infraestrutura em metal geralmente necessitam de um valor maior de carga para levá-las à fratura. Nesse estudo, foi observado que as coroas metalo-cerâmicas apresentam carga de fratura superior às restaurações de In-Ceram Zircônia, independente do seu modo de fabricação (*slip-cast* ou CAD-CAM), mas que seu comportamento mecânico é semelhante às coroas de Y-TZP. O grupo metalo-cerâmico apresentou valores elevados de carga de fratura e seu modo de falha predominante foi o lascamento da porcelana de recobrimento, geralmente acompanhado de delaminação (exposição da infraestrutura metálica). Não foi observada nenhuma fratura de infraestrutura.

Senyilmaz *et al.* (2010) observaram, para a metalo-cerâmica, comportamento mecânico semelhante a dois tipos de cerâmicas Y-TZP (Cercon e Procera AllZircon) e à In-Ceram Zircônia, o que está parcialmente de acordo com os achados do presente estudo.

Por outro lado, quando se investigou o comportamento de fratura de coroas metalo-cerâmicas em comparação com cerâmicas compostas por grande quantidade de matriz amorfa, o grupo metalo-cerâmico apresentou carga de fratura significativamente mais elevada. Ainda,

semelhante aos achados do presente estudo, para o grupo MC, a fratura ocorreu a partir da superfície oclusal em direção à cervical, sendo que houve concentração de tensões ao redor e entre os pontos de carregamento. O modo de fratura encontrado foi a delaminação da porcelana de cobertura com e sem exposição da infraestrutura. No grupo metalo-cerâmico houve baixa frequência de envolvimento da estrutura dental na fratura das coroas. Já as coroas totalmente cerâmicas apresentaram, geralmente, um padrão de fratura envolvendo o elemento dental e a raiz. Assim, sugere-se que a fratura teve início na área de contato do carregamento oclusal e se propagou através da interface dente-restauração, em seguida, envolvendo a estrutura dental, devido à forte união adesiva na interface (CAMPOS *et al.*, 2011).

Como já mencionado, as coroas confeccionadas com infraestrutura à base de zircônia tetragonal estabilizada por ítria (grupo YZ-C), apresentaram valores de carga de fratura e comportamento de falha semelhante ao grupo de coroas metalo-cerâmicas. Não houve fratura de nenhuma infraestrutura, apenas o lascamento da porcelana de recobrimento. Porém, diferente das coroas metalo-cerâmicas, o lascamento da porcelana não foi acompanhado de delaminação, ou seja, não houve exposição da Y-TZP. Mesmo após o lascamento, uma fina camada de porcelana permaneceu sobre a infraestrutura, o que é um aspecto positivo, já que ainda existe alguma controvérsia a respeito da qualidade de união entre a Y-TZP e a porcelana. Ainda, a grande frequência de delaminação das coroas do grupo MC parece estar relacionada em parte com a qualidade de união entre os materiais, já que foi possível visualizar na análise de MEV uma grande quantidade de

poros na camada de porcelana próxima a interface (Figura 25), sugerindo um molhamento deficiente da porcelana sobre substrato metálico.

Um estudo com corpos-de-prova em camadas (infraestrutura de Y-TZP combinada com porcelana), encontrou delaminação da camada de porcelana quando a mesma foi testada, tanto sob tração como sob compressão em um ensaio de flexão em três pontos. Assim, sugere-se que os resultados de Borba *et al.* (2011b) estejam associados principalmente com a discrepância entre a tenacidade à fratura dos dois materiais e não com falhas de união entre as camadas. Além disso, esse achado é especialmente importante devido a preocupação que existe com possíveis interações da Y-TZP exposta diretamente ao ambiente oral, o que poderia desencadear o fenômeno de degradação das propriedades mecânicas em baixas temperaturas (LTD).

Vult Von Steyern *et al.* (2006) não encontraram diferença na carga de fratura entre coroas à base de zircônia em comparação à coroas à base de alumina, quando não foi realizada termociclagem ou ciclagem mecânica. No entanto, foram observados diferentes modos de fratura (total e parcial), sendo a fratura total mais frequente nas coroas à base alumina e as fraturas parciais, relacionadas ao lascamento da porcelana, mais frequentes para as coroas à base de zircônia, concordando com o encontrado no presente estudo.

Ainda, avaliando a resistência à fratura de coroas de Y-TZP, Aboushelib *et al.* (2007) observaram que o modo dominante de falha foi propagação das trincas em forma de cone (*cone cracks*) na porcelana de recobrimento. Segundo os autores, os modos de falha mais esperados para coroas são delaminação e fratura por *cone cracks* da camada de porcelana.



Por outro lado, foi encontrada influência do tipo de cerâmica de recobrimento no modo de falha de coroas à base de Y-TZP, sendo observados dois modos de fratura: (1) somente da porcelana e (2) porcelana juntamente com fratura da infraestrutura. Cabe ressaltar que no estudo foram utilizadas coroas de dentes anteriores e a carga aplicada foi em um ângulo de 45° (STAWARCZYKA *et al.*, 2011)

Kokubo *et al.* (2011) observaram que as coroas de Y-TZP com infraestrutura convencional com espessura uniforme apresentam valores de carga de fratura inferiores aos obtidos para infraestruturas com configuração de cúspide. Nesse estudo, mesmo adotando a geometria convencional, o grupo YZ apresentou elevados valores de carga de fratura.

Yu-Sung Choi *et al.* (2012), na avaliação de diferentes tipos de materiais e técnicas de recobrimento de infraestruturas de Y-TZP, encontraram como modos de fratura tanto lascamentos como fratura de infraestrutura. Houve maior frequência de falha de infraestrutura quando a porcelana foi fabricada com a tecnologia CAD/CAM e sinterizada sobre a infraestrutura. Para o grupo fabricado com a porcelana aplicada pela técnica estratificada convencional, semelhante à técnica utilizada no presente estudo, o tipo predominante de falha foi o lascamento. Também observaram, mesmo após o lascamento, a presença de uma fina camada de porcelana remanescente recobrimo a infraestrutura de Y-TZP.

Apesar das coroas do grupo YZ-C apresentarem carga de fratura semelhante às coroas de In-Ceram Zircônia confeccionadas tanto pela técnica convencional como pela tecnologia CAD-CAM, o comportamento de fratura foi diferente. Os grupos IZ-C e IZ-S apresentaram 50% e 33% de fraturas de infraestrutura, respectivamente.



Outro modo de falha observado foi o lascamento da porcelana sem exposição do material de infraestrutura. O lascamento é um modo de falha favorável pois, geralmente, não leva a perda da prótese, sendo passível de reparo. Já nos casos em que a infraestrutura é comprometida se faz necessário a substituição da restauração.

Pallis *et al.* (2004) observaram que apesar de não existir diferença estatística entre os valores de carga de fratura das coroas à base de alumina policristalina (Procera All Ceram), à base de dissilicato de lítio (IPS Empress II) e In-Ceram Zircônia, a última apresentou o maior módulo de Weibull, o que indica maior confiabilidade. Além disso, também foram encontrados diferentes tipos de falha, sendo que as coroas de In-Ceram Zircônia apresentaram dois momentos de fratura, um relacionado à fratura da porcelana, com o início da falha localizado na superfície oclusal e, outro relacionado à fratura da infraestrutura, com origem na interface entre a infraestrutura e o agente cimentante. Apenas 7% das coroas de In-Ceram Zircônia apresentaram fratura com origem apenas na superfície oclusal. Esses modos de fratura estão de acordo com o comportamento observado para os grupos IZ-C e IZ-S.

O tipo de fabricação das coroas de In-Ceram Zircônia não teve influência no comportamento de fratura das mesmas, sendo que os valores de carga de fratura foram semelhantes entre os grupos IZ-C e IZ-S e os modos de falha também. Por outro lado, o grupo IZ-S apresentou o maior valor de coeficiente de variação entre os grupos testados, o que pode estar relacionado com um menor controle da técnica de confecção quando comparada com a tecnologia CAD-CAM. Sugere-se que o uso de blocos pré-fabricados resultariam em uma microestrutura mais homogênea, porém isso ainda não está bem esclarecido na literatura.

Guazzato *et al.* (2003) avaliaram corpos-de-prova de In-Ceram Zircônia confeccionados com a técnica *slip-cast* convencional e com blocos pré-fabricados de CAD-CAM e observaram que a média de resistência flexural foi maior para o grupo confeccionado com a técnica *slip-cast*, mas que os valores de tenacidade à fratura foram semelhantes para os dois grupos. Microscopicamente, a microestrutura da cerâmica produzida com CAD-CAM foi semelhante à produzida com a técnica *slip-cast*. Porém, a porosidade observada para o grupo CAD-CAM foi maior, o que poderia estar relacionado com o menor valor de resistência flexural. No estudo apresentado não foi realizada análise microestrutural, então não é possível fazer inferências a respeito das características microestruturais obtidas com as duas técnicas de fabricação.

No estudo de Colpani *et al.* (2012), que comparou a adaptação interna e marginal de coroas confeccionadas com os mesmos sistemas avaliados no presente estudo, foram encontrados níveis de adaptação clinicamente aceitáveis para todos os grupos experimentais. Entretanto, as infraestruturas produzidas pelo técnico de laboratório (grupos MC e IZ-S) apresentaram tamanho de fenda mais uniforme, sendo que não houve diferença no tamanho de fenda entre as diferentes regiões mensuradas pela técnica da réplica. Quando utilizada a técnica do peso, o grupo In-Ceram Zircônia produzido por *slip-casting* apresentou valor médio de fenda total menor do que o grupo produzido por CAD-CAM. O nível de desadaptação interno das coroas é importante porque pode influenciar a carga de fratura das mesmas. (TUNTIPRAWON e WILSON, 1995).

### 6.3 Comportamento de fratura *in vitro* VS *in vivo*

A fractografia é uma ferramenta importante para compreender os resultados dos estudos laboratoriais. Existe uma ampla discussão na literatura a respeito da melhor metodologia de teste para simular a situação às quais se submetem *in vivo* coroas protéticas. Sugere-se que, se a metodologia for capaz de simular adequadamente a situação clínica, o comportamento de fratura observado para os corpos-de-prova será similar ao comportamento de fratura clínico. Por isso, é fundamental compreender como as coroas cerâmicas falham na cavidade oral.

Os estudos clínicos envolvendo análise fractográfica parecem estar de acordo, a respeito da influência de *hoop stresses* (tensão circunferencial) no comportamento de fratura de coroas cerâmicas. No geral, as falhas de infraestrutura tem origem na superfície interna da coroa, na interface entre a infraestrutura e o cimento, e em regiões de pouca espessura de material. Lascamentos também são observados mas em geral não são considerados como a causa primária da fratura, mas sim como um evento isolado (THOMPSON *et al.*, 1994; QUINN *et al.*, 2005; SCHERRER *et al.*, 2007; 2008). Nos estudos clínicos existe uma maior prevalência de lascamentos do que falhas de infraestrutura, quando coroas unitárias à base de zircônia e metal são acompanhadas ao longo do tempo (SUAREZ *et al.*, 2004; PJETURSSON *et al.*, 2007; SAILER *et al.*, 2007; DELLA BONA e KELLY, 2008; TINSCHERT *et al.*, 2008; ÇERHELI *et al.*, 2009). Entretanto, cabe ressaltar que não existem muitos estudos que relatam a análise fractográfica de coroas que falharam clinicamente e outros modos de fratura clínica, não relatados ainda, podem estar presentes.

No presente estudo, a topografia da superfície foi examinada para características clássicas, utilizando estereomicroscópio e microscopia eletrônica de varredura de forma independente. Através da análise com estereomicroscópio foi possível obter uma visão geral da topografia fraturada, sendo possível localizar lascamentos, curva de compressão (*compression curl*) indicando o fim da fratura, bem como *hackle lines* distribuídas sobre a superfície fraturada. A superfície de fratura foi mapeada e alguns corpos-de-prova foram levados ao MEV para realizar uma análise mais detalhada (QUINN *et al.*, 2005; SCHERRER *et al.*, 2008).

A identificação da origem de fratura é um processo difícil devido ao estado de tensões complexas a que as coroas são submetidas durante o teste. O modo de falha mais frequente foi lascamento da camada de porcelana. A fratura teve origem na zona de contato do pistão com a porcelana e se propagou na forma de um *cone crack*. Em alguns casos essa fratura em cone se propagou até a infraestrutura causando falha da mesma. Esses dois padrões de fratura relacionados a danos de contato são semelhantes aos relatados em um estudo de fractografia de coroas que falharam clinicamente (SCHERRER *et al.*, 2007). Também foram identificadas falhas de infraestrutura com origem da fratura na superfície interna da mesma, como já descrito para falhas clínicas (THOMPSON *et al.*, 1994; QUINN *et al.*, 2005; SCHERRER *et al.*, 2008). Portanto, a metodologia de ensaio empregada foi capaz, dentro das limitações do estudo, de simular o comportamento clínico de coroas protéticas.

## 7 CONCLUSÕES

1. O tipo de cerâmica de infraestrutura tem influência nos valores de carga de fratura e no modo de falha das coroas protéticas, confirmando a primeira hipótese deste estudo.
2. As coroas à base de Y-TZP e metalo-cerâmicas apresentaram carga de fratura semelhante e comportamento de fratura mais favorável do que as coroas de In-Ceram Zircônia, independente do tipo de fabricação (*slip-cast* ou CAD-CAM). O modo de falha das coroas metalo-cerâmicas e à base de Y-TZP foi o lascamento, com ou sem exposição da infraestrutura. Por outro lado, as coroas de In-Ceram Zircônia apresentaram além do lascamento também fratura da infraestrutura. Assim, a segunda hipótese do estudo foi parcialmente aceita.



## REFERÊNCIAS

ABOUSHELIB, M.N.; DE JAGER, N.; KLEVERLAAN, C.J.; FEILZER, C.J. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater*, v.23, n.8 p. 952-959, 2007.

ANUSAVICE, K. J. *Phillips, materiais dentários*. Elsevier, 11. ed., 2005.

ATTIA, A. Influence of surface treatment and cyclic loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci*, v.18, n. 2, p. 194-200, 2010.

ATTIA, A.; KERN, M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, v. 92, n.6, p.551-56, 2004.

BORBA, M. *Comportamento mecânico de cerâmicas utilizadas na confecção de próteses parciais fixas*. 2010. 170 f. Tese (Doutorado em Ciências Odontológicas) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

BORBA, M; DE ARAÚJO, M. D.; FUKUSHIMA, K. A.; YOSHIMURA, H. N.; CESAR, P. F.; GRIGGS, J. A. ET AL. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater*, v.27, n. 7, p.710-721, 2011a.

BORBA, M.; DE ARAÚJO, M. D.; DE LIMA, E.; YOSHIMURA, H. N.; CESAR, P. F.; GRIGGS, J. A. et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater*, v. 27, n.12, p.1259-1266, 2011b.

BORGES, G.A.; CALDAS, D.; TASKONAK, B.; YAN, J.; SOBRINHO, L.C.; OLIVEIRA, W.J. DE. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont*, v.18, n.8, p.649-655, 2009.

CAMPOS, R.E.; SOARES, C.J.; QUAGLIATTO, P.S.; SOARES, P.V.; DE OLIVEIRA, O.B. JR.; SANTOS-FILHO, P.C.; SALAZAR-MAROCHO, S.M. In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: a finite element and fractography. *J Prosthodont*, v. 20, n. 6, p.447–455, 2011.

CAVALCANTI, A.N.; FOXTON, R.M.; WATSON, T.F.; OLIVEIRA, M.T.; GIANNINI, M.; MARCHI, G.M. Y-TZP Ceramics: key concepts for clinical application. *Oper Dent*, v. 34, n. 3, p. 344-351. 2009.

ÇEHRELI, M. C.; KÖKAT, A.M.; AKÇA, K. CAD/CAM zircônia vs. slip-cast glass-infiltrated alumina/zircônia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci*, v.1, n.1, p. 49-55, 2009

CHOI, Y.; KIM, S.H.; LEE, J.B.; HAN, J.S.; YEO, I.S. *In vitro* evaluation of fracture strength of zircônia restoration veneered with various ceramic materials. *J Adv Prosthodont*, v.4, n.3, p.162-9, 2012.

COLPANI, J.T.; BORBA, M.; DELLA BONA, A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater*, v.29, n.2, p.174-180, 2012.

DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K.J.; DEHOFF, P.H. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater*, v.19, n.7, p.662-9, 2003.

DELLA BONA, A.; VAN NOORT, R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*, v.74, n.9, p.1591-6, 1995.

DELLA BONA, A. *Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico*. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2009.



DELLA BONA, A.; KELLY, J.R. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, v. 139, p. 8S - 13S, 2008. Suplemento.

DELLA BONA, A.; MECHOLSKY, J.J. Jr.; BARRET, A.A.; GRIGGS, J.A. Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics. *Dent Mater*, v. 24, n.11,, p.1568-74, 2008.

FAHMY, N. Influence of veneering materials on the marginal fit and fracture resistance of an alumina core system. *J Prosthodont*, v.20, n.1, p.45–51, 2011.

HEFFERNAN, M. J.; AQUILINO, S. A.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; HASELTON, D. R.; STANFORD, C. M.; VARGAS, M. A. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent*, v.88, n.1, p.4-9, 2002.

KELLY, J.R.; DENRY, I. Stabilized zircônia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*, v.24, n.3, p.289–98, 2008.

KELLY, J.R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, v.81, n.6, p.652-61,1998.

KELLY, J.R.; RUNGRUANGANUNT, P.; HUNTER, B.; VAILATI, F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, v.104,n.4, p. 228-238, 2010.

KIM, J.W.; KIM, J.H.; JANAL, M.N.; ZHANG, Y. Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. *J Dent Res*, v.87, n.12, p. 1127-1132, 2008.

KINA, S. Cerâmicas odontológicas. *Rev Dental Press Estét*, v.2, n.2, p. 112-128, abr./maio/jun., 2005.

KOKUBO, Y.; TSUMITA, M.; KANO, T.; FUKUSHIMA, S. The influence of zircônia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dent Mater J*, v.30, n.3, p. 281-285, 2011.

MOLIN, M.K.; KARLSSON, S.L. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont*, v.21, n.3, p.223-7, 2008.

NEIVA, G.; YAMAN, P.; DENNISON, J.B.; RAZZOOG, M.E.; LANG, B.R. Resistance to fracture of three All Ceramic systems. *J Esthet Dent*, v.10, n.2, p. 60-66, 1998.

PALLIS, K.; GRIGGS, J.A.; WOODY, R.D.; GUILLEN, G.E.; MILLER, A.W. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*, v. 91, n. 6, p. 561-569, 2004.

PJETURSSON, B.E.; SAILER, I.; ZWAHLEN, M.; HAMMERLE, C.H. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res*, v.18, p.73-85, 2007. Suppl 3.

QUINN, J.B.; QUINN, G.D.; KELLY, J.R.; SCHERRER, S.S. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater*, v.21, n.10, p.920-9, 2005.

SCHERRER, S. S.; QUINN, J. B.; QUINN, G.D.; WISKOTT, H.W. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. *Dent Mater*, v.23, n.11, p.1397-404, 2007.

SCHERRER, S.S.; QUINN, G.D.; QUINN, J.B. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*, v.24, n.8, p.1107-13, 2008.

SENYILMAZ, D.P.; CANAY, S.; HEYDECKE, G.; STRUB, J.R. Influence of thermomechanical fatigue loading on the fracture resistance of all-ceramic posterior crowns. *Eur J Prosthodont Rest Dent*, v.18, n.2, p.50-54, 2010.

SHIRAKURA, A.; LEE, H.; GEMINIANI, A.; ERCOLI, C.; FENG, C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent*, v.101, n.2, p.119-127, Febr, 2009.

SORNSUWAN, T.; ELLAKWA, A.; SWAIN, M.V. Occlusal geometrical considerations in all-ceramic pre-molar crown failure testing *Dent Mater*, v.27, n.11, p.1127–1134, 2011.

SORNSUWAN, T.; SWAIN, M.V. Influence of occlusal geometry on ceramic crown fracture; Role of cusp angle and fissure radius. *J Mech Behav Biomed Mater*, v. 4, n.7, p.1057-1066, 2011.

STUDART, A.R.; FILSER, F.; KOCHER, P.; GAUCKLER, L.J. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater*, v. 23, n 1. p. 106–114, 2007.

SUAREZ, M. J.; LOZANO, J. F.; PAZ SALIDO, M.; MARTINEZ, F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*, v.17, n.1, p.35-8, 2004.

SUNDH, A.; MOLIN, M.; SJÖGREN, G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, v. 21, n.5, p. 476-82, 2005.

TINSCHERT J.; SCHULZE, K. A.; NATT, G.; LATZKE, P.; HEUSSEN, N.; SPIEKERMANN, H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont*, v.21, n.3, p.217-22, 2008.

TINSCHERT, J.; NATT, G.; HASSENPFUG, S.; SPIEKERMANN, H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, v.7, n.1, p.25-45, 2004.

TSITROU, E. A.; HELVATJOGLU-ANTONIADES, M.; VAN NOORT, R. A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. *J Dent*, v.38, n.1, p.16-22, 2010.

TUNTIPRAWON, M.; WILSON, P.R. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J*, v.40, n.1, p.17–21, Febr, 1995.

VULT VON STEYERN, P.; EBBESSON, S.; HOLMGREN, J.; HAAG, P.; NILNER, K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems

after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil*, v.33, n.9, p. 682–689, 2006.

ZHANG Y.; CHAI H.; LAWN BR. Graded structures for all-ceramic restorations. *J Dent Res*, v.89, n.4, p. 417-21, April, 2010.

ZHANG, Y.; KIM, J. W. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dent Mater*, v.25, n.6, p.781-90, Jun 2009.

**ARTIGO SUBMETIDO À REVISTA DENTAL MATERIAL**

**Effect of the infrastructure material on the failure behavior of  
prosthetic crowns**

*Short title: Failure behavior of ceramic restorations*

**Queli Nunes Souza<sup>1</sup>**

**Álvaro Della Bona<sup>1</sup>**

**Márcia Borba<sup>1</sup>**

1 Post-graduate Program in Dentistry, Dental School, University of Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brazil

**Corresponding Author:**

Name: Márcia Borba

Address: University of Passo Fundo, BR 285, Sao Jose. City: Passo Fundo. State: Rio Grande do Sul (RS). Country: Brazil. ZIP CODE:99052-900

Telephone: (01155) 54-3316-8395

E-mail: [marciaborb@bol.com.br](mailto:marciaborb@bol.com.br)/[marciaborba@upf.br](mailto:marciaborba@upf.br)

## Abstract

**Objectives:** To evaluate the effect of infrastructure (IS) material on the fracture behavior of prosthetic crowns. **Methods:** Restorations were fabricated using a metal die simulating a prepared tooth. Four groups were evaluated: YZ-C – Y-TZP (In-Ceram YZ, Vita) IS produced by CAD-CAM; IZ-C – In-Ceram Zirconia (Vita) IS produced by CAD-CAM; IZ-S – In-Ceram Zirconia (Vita) IS produced by slip-cast; MC – metal IS (control). The IS were veneered with porcelain and resin cemented to fiber-reinforced composite dies. Specimens were loaded in compression to failure using a universal testing machine. The 30° angle load was applied by a spherical piston, in 37°C distilled water. Fractography was performed using stereomicroscope and SEM. Data were statistically analyzed with Anova and Student-Newman-Keuls tests ( $\alpha=0.05$ ). **Results:** Significant differences were found between groups ( $p=0.022$ ). MC showed the highest mean failure load, statistically similar to YZ-C. There was no statistical difference between YZ-C, IZ-C and IZ-S. MC and YZ-C showed no catastrophic failure. IZ-C and IZ-S showed chipping and catastrophic failures. The fracture behavior is similar to reported clinical failures. **Significance:** Considering the ceramic systems evaluated, YZ-C and MC crowns present greater fracture load and a more favorable failure mode than In-Ceram Zirconia crowns, regardless of the fabrication type (CAD-CAM or slip-cast).

**Key words:** Stress, mechanical; dental materials; ceramics; dental restoration failure.

## **Introduction**

Porcelain was initially used in Dentistry as a veneering material for metal-ceramic restorations, mostly because of its low tensile strength and excellent esthetics. The development of high crystalline content ceramics and the introduction of new fabrication methods allowed for the replacement of metal-based infrastructures. Thus, all-ceramic restorations are clinically indicated for high stress concentration areas and for fixed partial dentures [1]. These restorations are usually build in layers due to the opacity of the high crystalline content ceramic infrastructure that requires veneering with a more translucent and esthetic material (*i.e.* porcelain) [2-4].

Crystals, such as alumina and zirconia, were added to the composition of ceramics to obtain materials with a superior mechanical behavior. Zirconia crystals are associated to a well-known phase transformation toughening mechanism responsible for the enhancement of the material's fracture toughness [5, 6]. Thus, zirconia-based ceramics, such as In-Ceram Zirconia (IZ) and yttria partially stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP), can be used as infrastructure materials for crowns and fixed partial dentures. Zirconia-based structures are considered the best candidates to replace metal infrastructures [4]. In-Ceram Zirconia is an alumina-based zirconia-reinforced glass-infiltrated ceramic [7] and Y-TZP is a polycrystalline ceramic composed by tetragonal zirconia stabilized by yttria [5, 8, 9].

In addition to the differences in composition and crystalline content, there are differences in the fabrication methods used to produce ceramic restorations. The majority of dental ceramics is available as pre-fabricated or fully sintered blanks for processing with the CAD-CAM

technology (computer aided design – computer aided manufacture). Other fabrication methods, such as hot-pressing and slip-casting, are still available [3, 8, 10]. The restoration fabrication method is an important variable that is directly related to microstructural features, such as pore and crystal distribution, presence of inclusions and flaws, which could influence the mechanical behavior of materials [8-10]. The use of pre-fabricated blocks and standardized scanning and milling procedures could minimize the influence of the dental laboratory technician in the fabrication process resulting in restorations with a more uniform microstructure, less processing flaws and better adaptation [11-13]. However, literature findings are controversial [8, 10, 14].

Clinical studies report high survival rates for all-ceramic restorations. Infrastructure failures are unusual when the ceramic material is correctly indicated, varying from 2 to 6% [15-20]. Yet, the failure mode most frequently observed is chipping of the veneering material. This type of failure has been observed mainly when zirconia-based infrastructures are used, showing chipping rates that vary from 0 to 50%, depending on the follow-up period [15, 17, 21, 22]. Crack propagates from a contact damage zone throughout the veneering porcelain, reaching or not the interface, which could lead to delamination and exposure of the infrastructure material in the oral environment [23]. It is still not clear in the literature which factors could be related to these high chipping rates, neither if all ceramic systems show similar fracture behavior. In addition, studies suggested that the chipping rate for metal-ceramic restorations is significantly lower, around 2% [17, 24]. Therefore, the investigation of the failure behavior of prosthetic crowns



produced with different infrastructure materials and fabrication methods should offer relevant clinical and scientific findings.

In vitro tests are frequently used to characterize the mechanical behavior of dental materials. However, there is no agreement whether these tests properly induce the same stress state in which restorations are subjected in the oral cavity [25, 26]. In vitro testing protocols that provide clinically valid information should be developed. To achieve this goal, the fractographic analysis is an important tool. Fractography is the analysis of the fracture surface that contains characteristic features produced by the interaction of the crack tip in propagation with the material's microstructure and stress fields. Through this analysis it is possible to identify the crack size and initiation site [27, 28]. The failure behavior observed in vitro can be correlated with the behavior reported for restorations that failed in vivo [29-34].

Thus, considering the clinical problems of high porcelain chipping rates and ceramic infrastructure failures, this study investigated, in vitro, the influence of the infrastructure material on the failure behavior of prosthetic crowns. Two types of ceramic (In-Ceram Zirconia and Y-TZP) and a metal infrastructure (IS) were evaluated. The hypothesis tested is that different IS materials result in different fracture load values and failure modes. In addition, the influence of the fabrication method (CAD-CAM or slip-cast) on the failure behavior of In-Ceram Zirconia prosthetic crowns was also studied.

## Materials and Methods

The materials and fabrication methods used in this study are shown in Table 1. Ten restorations were produced for each experimental group.

Table 1 – Materials, composition and fabrication methods of the experimental groups (n=10).

<b>Group</b>	<b>IS material</b>	<b>Fabrication method</b>	<b>IS material composition</b>	<b>Porcelain*</b>
YZ-C	Vita In-Ceram YZ*	CAD-CAM	Yttria partially-stabilized tetragonal zirconia polycrystal	Vita VM9
IZ-C	Vita In-Ceram ZIRCONI A*	CAD-CAM	Alumina-based zirconia-reinforced glass-infiltrated ceramic	Vita VM7
IZ-S	Vita In-Ceram ZIRCONI A*	Slip-cast	Alumina-based zirconia-reinforced glass-infiltrated ceramic	Vita VM7
MC	Wironia® light**	Casting	NiCr metal alloy	Vita VM13

\* Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany.

\*\*BEGO, Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Germany.

The prosthetic crowns were designed based on a type 304 stainless steel die simulating a prepared first lower premolar, with 4.5 mm height, 6° axial taper and a 120° chamfer [14]. Impression (polyvinyl siloxane, Aquasil™ Soft Putty, high viscosity paste, and Aquasil™ Low Viscosity, Dentsply, Petropolis, RJ, Brazil) of the master metal die was taken and adequate model was produced according to the IS fabrication method.

For YZ-C and IZ-C groups, IS were produced using CEREC InLab CAD-CAM system (Sirona Dental Company, Charlotte, NC, EUA). Thus, type IV plaster (CAM-base, Dentona AG, Dortmund, Germany) was used to produce the model, which was laser scanned in a CAD-CAM unit (Cerec inLab, Sirona Dental Company, Germany). The design of the first premolar IS was selected in the CAD-CAM software (InLab 3D version 2.90, Sirona Dental Company, Germany) and the ceramic blocks were milled. YZ-C IS were sintered in a special furnace (Zyrcomac, Vita Zahnfabrik, Germany). IZ-C IS were glass infiltrated (Glass Zirconia Powder Zahnfabrik Vita, Germany) using appropriate firing cycle (Inceramat 3 furnace, Vita Zahnfabrik, Germany). The excess glass was removed from the infiltrated IS with finishing burs (#1112F and 1112FF, KG Sorensen, Brazil). All procedures were performed according to manufacturer's recommendations.

For the slip-casting IS (IZ-S), two layers of a spacer (Vita In-Ceram Interspace Varnish, Vita Zahnfabrik, Germany) were applied on the metal die, resulting in a 40 µm-thick spacer layer. Then, a silicon mold (Components 1 and 2, CEHA ECS White Duplicating Silicone, C HAFNER, Pforzheim, Germany) was used to duplicate the die into ten plaster models (Vita In-Ceram Special Plaster, Vita Zahnfabrik,

Germany). The ceramic slurry was prepared by mixing 38 g of powder (Vita In-Ceram Zirconia Powder, Vita Zahnfabrik, Germany), 5 ml of liquid (Vita In-Ceram Zirconia Mixing Liquid, Vita Zahnfabrik, Germany) and one drop of additive (Vita In-Ceram Additive, Vita Zahnfabrik, Germany). The slurry was applied on the models and, after moisture absorption by the plaster, the green body was carefully removed from the model and sintered (Inceramat 3 furnace, Vita Zahnfabrik, Germany), according to manufacturer's instructions. Same glass infiltration and finishing procedures described for IZ-C IS were performed for IZ-S IS.

Plaster models (type IV plaster, Durone IV, Dentsply, Brazil) were produced and used to fabricate NiCr alloy IS (Wironia® light, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Germany) using the lost wax technique, according to the manufacturer's recommendation. The wax IS pattern was embedded in the refractory investment and the wax was eliminated at 840°C. The alloy was heated at 1350°C with an oxygen and acetylene gas burner and injected into the spinning ring. The IS was removed from the investment ring, cleaned and grinded with diamond burs. The metal IS were subjected to a thermal cycle, according to the manufacturer instructions, to produce an oxide layer. Subsequently a thin layer of Vita VM13 WASH OPAQUE (Vita Zahnfabrik, Germany) was applied over the IS and sintered as recommended by the manufacturer.

IS were veneered with the manufacturer recommended porcelain (Table 1). The porcelain shade 2M2 was used for all experimental groups. Veneering was performed by an experienced dental laboratory technician. A mixture of porcelain powder and distilled water was

applied on the IS, vibrated and excess humidity was removed with absorbing paper. The porcelains were sintered (Vita Vacumat 40 furnace, Vita Zahnfabrik, Germany) according to the manufacturer recommendations.

The external shape of the crowns corresponded to a simplified shape of a lower first premolar. All IS have a 0.5 mm thickness. The final thickness (IS + porcelain) was measured using a digital caliper in pre-determined locations of the crowns and were as follows:  $1.2 \pm 0.05$  mm in the lateral walls,  $2.0 \pm 0.05$  mm at the tip of the buccal and lingual cusps, and  $1.0 \pm 0.05$  mm at the center of the occlusal fossa. A uniform porcelain thickness was obtained using abrasive burs (Supermax, Edenta, Switzerland). Finally, all crowns were subjected to a glaze firing cycle as recommended by the manufacturer (Vita Vacumat 40, Vita Zahnfabrik, Germany).

Replicas of the original metal dies were produced using a dentin analog material (epoxy filled with woven glass fibers, NEMA grade G10, Accurate Plastics, Inc., USA). Crowns were sonically cleaned in isopropyl alcohol bath for 5 min before cementation onto the epoxy fiber-reinforced dies using a resin cement (Panavia F, Kuraray, Japan). Surface treatment of the bonding area of the dies followed reported recommendations [35], that is: the surface was etched with 10% hydrofluoric acid for 1 min (Condac Porcelana, FGM - Brazil), washed in water for 30 s, dried using oil-free air, followed by the application of a silane bonding agent (Silano Agente de União, Angelus - Brazil) and an adhesive system (ED Primer A+B, Kuraray, Japan). Cement pastes were mixed and applied to the internal surface of the crowns, which were placed onto the dies. No treatment was performed in the internal surface

of the crowns. A static load of 20 N was applied to the occlusal surface of the crown using a cementation device and excess cement was removed from the finishing line. Each crown surface was light cured for 20 s (Radii-cal LED curing light, SDI, Victoria, Australia) from each side (buccal, lingual, mesial and distal). The cemented crowns were stored in 37°C distilled water for 24 h before loading to failure.

All restorations were loaded in compression in a 30° angle with a spherical stainless steel piston (6 mm diameter). The test was performed in 37°C distilled water bath using a universal testing machine (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brazil) at a cross-head speed of 0.5 mm/min.

After testing, the fracture surfaces of all crowns were examined under a stereomicroscope (Serie ZTX ZOOM, Instrumento óptico Co. de Nigbo Wason Ltda., Nigbo/Zhejiang, China) to identify the failure modes and fractographic features. The failure mode was classified as chipping (porcelain fracture with or without IS exposure) or catastrophic failure (fracture of the porcelain and the IS). Scanning electron microscopy (SEM- Superscan SSX-550, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) analysis was also performed to map the fracture surface and to identify the flaw origin, following fractographic principles [27, 28].

Fracture load data were statistically analyzed using one-way analysis of variance (ANOVA) and Student-Newman-Keuls tests ( $\alpha=0.05$ ). Chi-square test was used to verify the relation between failure modes and IS materials ( $\alpha=0.05$ ).

## Results

There were significant differences between the mean fracture load values for the experimental groups ( $p=0.022$ ). MC showed the highest mean fracture load, statistically similar to YZ-C and different from IZ-C and IZ-S groups (Table 2). There was no statistical difference between YZ-C, IZ-C and IZ-S groups. Table 2 shows the mean, standard deviation, minimum and maximum fracture load values (N) for the experimental groups.

Table 2. Mean, standard deviation (SD), minimum (Min) and maximum (Max) fracture load values (N), and coefficient of variation (CV in %) for the experimental groups.

<b>Groups</b>	<b>Mean*</b>	<b>SD</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>	<b>CV</b>
<b>MC</b>	891.1 a	249.4	443.4	1313.0	28%
<b>IZ-C</b>	569.0 b	196.2	357.7	1035.0	34%
<b>IZ-S</b>	580.2 b	291.3	283.5	1187.0	50%
<b>YZ-C</b>	753.2 ab	262.8	477.5	1251.0	36%

\*Mean values followed by the same letter are statistically similar ( $p>0.05$ )

Table 3 shows the failure mode for each experimental group. There was a significant association between the IS materials and the failure modes ( $p<0.001$ ). No catastrophic failure was observed for MC and YZ-C groups. All groups showed porcelain chipping, with or without IS exposure. MC presented the greatest number of chipping with IS exposure (delamination).

Table 3. Failure modes per experimental group.

<b>Group</b>	<b>Catastrophic failure</b>	<b>Chipping without IS exposure</b>	<b>Chipping with IS exposure</b>
<b>MC</b>	0 (0%)	1 (10%)	9 (90%)
<b>IZ-C</b>	5 (50%)	5 (50%)	0 (0%)
<b>IZ-S*</b>	3 (33%)	5 (56%)	1 (11%)
<b>YZ-C*</b>	0 (0%)	9 (100%)	0 (0%)

\*One specimen was excluded from the study due to fabrication problems.

All chipping fractures initiated near the area of load application producing subsurface Hertzian cone cracks. The crack propagated throughout the porcelain layer being restricted to this material (Figure 1) or reaching the interface, causing delamination and IS exposure (Figure 2). For catastrophic failures the flaw origin was either located at the occlusal contact damage area or at the inner surface of the IS material (Figure 3).



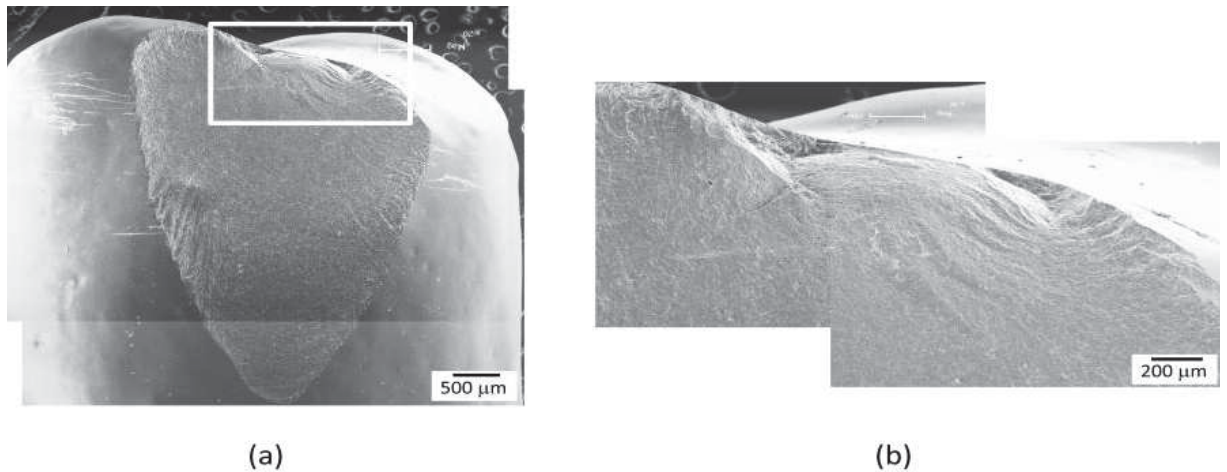


Figure 1 – (a) SEM image of porcelain chipping without IS exposure of a crown from MC group. (b) Closer view (from white box in 1a) of the porcelain contact damage.

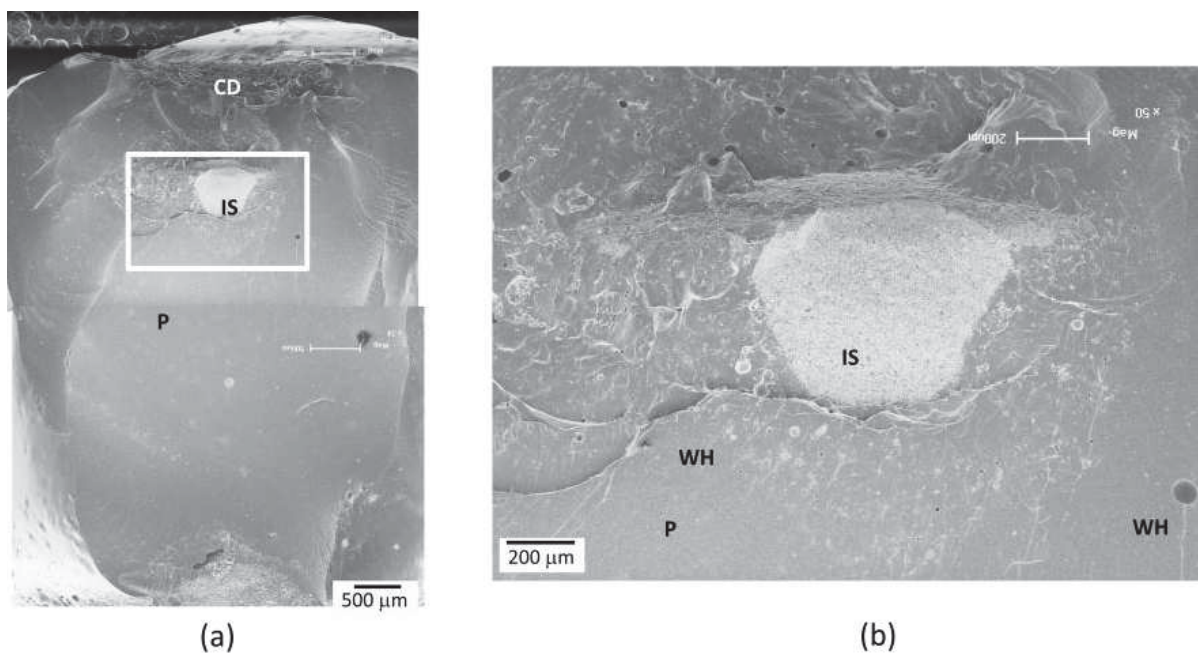


Figure 2 – (a) SEM image of porcelain (P) chipping with IS exposure of a crown from IZ-S group. A contact damage (CD) can be observed at the crown occlusal surface. (b) Closer view (from white box in 2a) of the exposed ceramic IS. Note wake hackles (WH) pointing to the flaw origin in the contact damage zone.

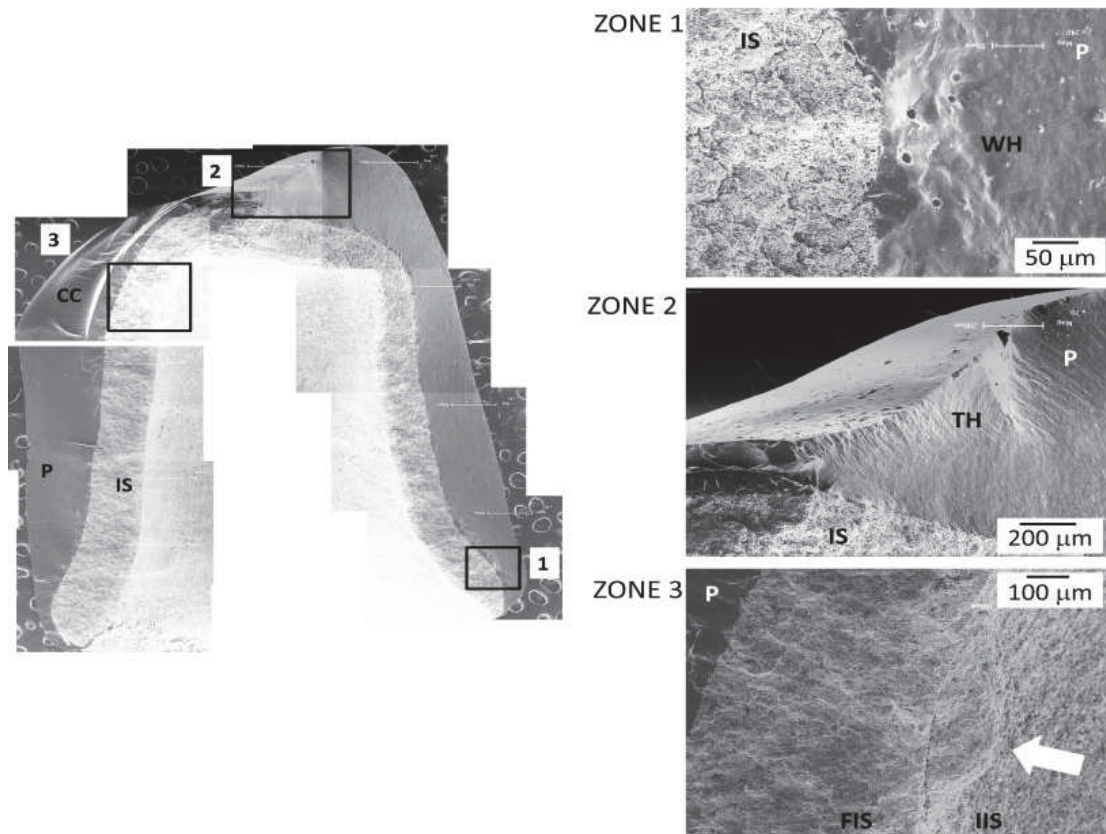


Figure 3 – SEM image of a crown from group IZ-C that showed catastrophic failure. Through fracture mapping, three possible flaw origin locations were identified (black boxes). A compression curl (CC) is shown near zone 3. In zone 1, near the crown margin, wake hackles (WH) point to the IS-porcelain (P) interface. In zone 2, at the crown occlusal region, a porcelain (P) contact damage crack that did not propagated throughout the IS was observed. Twist hackles (TH) are identified in the image. Zone 3 shows part of the fractured porcelain (P) and infrastructure (FIS) surface, in addition to the inner surface of the IS (IIS); the white arrow point to the critical flaw at the IIS, as suggested by the direction of wake hackles and hackle lines.

## **Discussion**

Despite the introduction of high fracture toughness ceramics and advanced fabrication methods, the metal-ceramic system is still considered the gold standard for dental restorations [4]. This is justified by the fact that long-term clinical trials show high success rates for metal-ceramic restorations [17, 18, 24]. In the present study, metal-ceramic crowns showed higher mean fracture load than In-Ceram Zirconia crowns, regardless of the fabrication method (slip-cast or CAD-CAM), which partially agrees with previous studies [36, 37]. Yet, most all-ceramic in vitro studies do not include a metal-ceramic control group [38-41].

Nevertheless, similar mechanical behavior was observed between metal-ceramic and Y-TZP crowns. The mean fracture load values were similar and no catastrophic failures were found for the YZ-C and MC restorations. Yet, for most MC failed restorations, porcelain chipping exposed the IS while chipping of the YZ-C did not exposed the IS. For the latter, a thin layer of porcelain always remained on the IS, which is a positive finding since studies have shown some concern regarding the quality of the bond between Y-TZP and porcelain [42-44]. In addition, the presence of porcelain guarantees that the Y-TZP is not exposed to the oral environment, avoiding possible interactions due to low temperature degradation (LTD) of the zirconia [5, 45].

Even though Y-TZP and In-Ceram Zirconia crowns had similar mean fracture load, the failure behavior was different. YZ-C did not failed catastrophically, while IZ-C and IZ-S crowns showed, respectively, 50% and 33% of catastrophic failures. Most porcelain

chipping on the failed IZ crowns did not expose the IS. Considering the modes of failure, chipping is a more favorable mode than a catastrophic fracture, as most chipped restorations are clinically repairable using resin composites. Catastrophic failures require for restoration replacement. Thus, the failure behavior of Y-TZP-based crowns should be considered for the restorative planning.

Nevertheless, the fabrication method had no influence on the fracture behavior of In-Ceram Zirconia crowns. The mean fracture load and failure modes of IZ-C and IZ-S crowns were similar. The greatest coefficient of variation showed by the IZ-S group could be related to a lower control of the production steps, compared to the CAD-CAM system. Pre-fabricated ceramic blanks may result in a more homogeneous microstructure [11]. However, further investigations on the effect of the fabrication methods should be conducted as no microstructural analysis was performed in the present study.

To properly reproduce the clinical behavior of the studied restorative systems, standardized anatomically-shaped restorations were fabricated following manufacturers' recommendations. As the safe cusp angle is greater than 75° [46], the lower premolar anatomy used in this study had approximately 85° occlusal cusp angle. The porcelains had a fracture toughness value around 0.7 MPa.m<sup>1/2</sup> [9].

It has been reported that the mechanical behavior of ceramics can be influenced by the elastic modulus of the base material (i.e. die). The use of materials with high elastic modulus, such as metal, could overestimate the fracture load values [35, 47]. Thus, in the present study, crowns were cemented over a woven glass fiber-reinforced epoxy die, which has elastic behavior and resin cement bond strength similar to

hydrated dentin [35]. In addition, cementation was performed with a resin cement system containing a phosphate monomer (MDP) that is able to chemically react with metallic oxides improving the adhesion to zirconia-based ceramics [48].

A chewing cycle can be visualized as a sphere in contact with the tip of a mesial-distal cusp ridge, sliding down toward central fossa then lifting off. Thus, it was suggested that a compressive load applied by a sphere with 30° angle could simulate the off-axis loading observed for posterior tooth during mastication [49]. Also, this study aimed to induce chipping rather than catastrophic failure, since chipping is a more frequent clinical failure mode. Off-axis loading could favor chipping especially considering that the infrastructures were not anatomically shaped and cusps were mainly formed by low fracture toughness porcelain, as observed in clinical situations [34].

A mean chewing force of 220N was reported for the posterior region of the mouth [50], and values as high as 1181 N in cases of clenching and bruxism [51]. In the present study, the mean fracture load values were above the mean chewing force for the posterior region, varying from 569.0 N to 891.1 N. The minimum fracture load value was 283.5 N for an IZ-S crown that failed by chipping. Yet, the minimum fracture load values of MC and YZ restorations were two times greater than other crowns failed by chipping. Thus, it can be assumed that the type of infrastructure material influences the fracture load values of the porcelain layer, and high chipping rates may be observed when materials are not properly indicated.

A careful fractographic analysis was performed to support the study results, using both stereomicroscope and SEM. Chipping was the



most frequent failure mode, which is in agreement with the results of metal-ceramic and zirconia-based restorations on long term follow-up studies [15, 17, 20, 22, 24]. Near-contact-induced cone cracks initiated at the occlusal surface and propagated throughout the porcelain layer, reaching or not the interface, leading to the exposure of the infrastructure material. For few specimens the cone cracks also propagated throughout the infrastructure resulting in catastrophic failure. Chipping and catastrophic failure caused by contact damage have been reported previously for prosthetic crowns that failed clinically [29, 30, 32, 33]. Chipping is usually described as a secondary event to catastrophic failure or as reparable failure mode. Catastrophic failure also initiated at the inner surface of the infrastructure. Fractographic analysis of clinically-failed restorations suggest that the fracture behavior of all-ceramic crowns seems to be related to the presence of hoop stresses and the flaw origin is most commonly located at the inner surface of the restoration, at the ceramic-cement interface [29, 30, 32, 33]. The present in vitro study showed fracture behavior similar to in vivo reports, suggesting that the experimental testing design was able to closely simulate the clinical behavior of prosthetic crowns.

## **Conclusion**

The type of infrastructure material affected the fracture load values and the failure mode of prosthetic crowns, confirming the study hypothesis. Y-TZP and metal-ceramic crowns showed similar mean fracture load values and a more favorable failure behavior (porcelain chipping) than In-Ceram Zirconia crowns (catastrophic failure), regardless of the fabrication process (CAD-CAM or slip-cast).

## **Acknowledgements**

Based on a thesis submitted to the graduate faculty, University of Passo Fundo, in partial fulfillment of the requirements for the M.S. degree.

The authors acknowledge the collaboration of Coral Dental Prosthesis Laboratory (Passo Fundo, RS, Brazil) and Juliana Tereza Colpani, that contributed to specimen fabrication. The authors thank the Physics Metallurgy Laboratory of the Federal University of Rio Grande do Sul (UFRGS) and Dr. Francisco Jose Kiss for the collaboration with the SEM analysis.

## References

1. ISO/CD 6872 Dentistry - Ceramic Materials. 2008.
2. Della Bona A. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. . 1 ed. São Paulo: Artes Médicas; 2009.
3. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:84-96.
4. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008 Sep;139 Suppl:8S-13S.
5. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
6. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999 Jan;20(1):1-25.
7. Della Bona A, Donassollo TA, Demarco FF, Barrett AA, Mecholsky JJ, Jr. Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dent Mater.* 2007 Jun;23(6):769-75.
8. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004a Jun;20(5):449-56.
9. Borba M, de Araujo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater.* 2011 Apr 30;27:710-21.
10. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004b Jun;20(5):441-8.



11. Apholt W, Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent Mater.* 2001 May;17(3):260-7.
12. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1999 Oct;11(8):985-94; quiz 96.
13. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137(9):1289-96.
14. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater.* 2013;29(2):174-80.
15. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010 Aug;37(8):641-52.
16. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Schärer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int.* 2006 Oct;37(9):685-93.
17. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007 Jul-Aug;20(4):383-8.
18. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009 Nov-Dec;22(6):553-60.
19. Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent.* 2009 Sep;37(9):731-6.

20. Suarez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2004 Jan-Feb;17(1):35-8.
21. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont.* 2008 May-Jun;21(3):223-7.
22. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont.* 2008 May-Jun;21(3):217-22.
23. Borba M, de Araujo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater.* 2011 Dec;27(12):1259-66.
24. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Jun;18 Suppl 3:73-85.
25. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999 Jun;81(6):652-61.
26. Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Bona AD. The slippery slope: critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater.* 2012 Jan;28(1):41-51.
27. Quinn GD. *Fractography of ceramics and glasses.* Washington: National Institute of Standards and Technology; 2007.
28. Mecholsky JJ. *Fractography: determining the sites of fracture initiation.* *Dent Mater.* 1995b Mar;11(2):113-6.

29. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res.* 1994 Dec;73(12):1824-32.
30. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater.* 2008 Aug;24(8):1107-13.
31. Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. *Int J Prosthodont.* 2006 Mar-Apr;19(2):185-92.
32. Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Wiskott HW. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. *Dent Mater.* 2007 Nov;23(11):1397-404.
33. Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater.* 2005 Oct;21(10):920-9.
34. Corazza PH, Feitosa SA, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2013 Mar;29(3):339-47.
35. Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2010 Oct;104(4):228-38.
36. Campos RE, Soares CJ, Quagliatto PS, Soares PV, de Oliveira OB, Jr., Santos-Filho PC, et al. In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: a finite element and fractography analysis. *J Prosthodont.* 2011 Aug;20(6):447-55.

37. Senyilmaz DP, Canay S, Heydecke G, Strub JR. Influence of thermomechanical fatigue loading on the fracture resistance of all-ceramic posterior crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2010 Jun;18(2):50-4.
38. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*. 2004 Jun;91(6):561-9.
39. Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil*. 2006 Sep;33(9):682-9.
40. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater*. 2007 Aug;23(8):952-9.
41. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Fukushima S. The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dent Mater J*. 2011;30(3):281-5.
42. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*. 2008 Nov;24(11):1556-67.
43. Choi BK, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont*. 2009 Nov;1(3):129-35.
44. Vidotti HA, Pereira JR, Insaurralde E, Almeida AL, Valle AL. Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength. *J Dent*. 2013 Apr;41(4):307-12.

45. Chevalier J, Gremillard L. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc.* 2009;92(9):1901-20.
46. Sornsuwan T, Swain MV. Influence of occlusal geometry on ceramic crown fracture; role of cusp angle and fissure radius. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4(7):1057-66.
47. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater.* 2006 Feb;22(2):176-82.
48. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006 Apr;77(1):28-33.
49. Kim JW, Kim JH, Janal MN, Zhang Y. Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. *J Dent Res.* 2008 Dec;87(12):1127-32.
50. Proeschel PA, Morneburg T. Task-dependence of activity/ bite-force relations and its impact on estimation of chewing force from EMG. *J Dent Res.* 2002 Jul;81(7):464-8.
51. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res.* 1999 Jul;78(7):1336-44.